



HAL
open science

Résultats réfractifs et évaluation de la précision du positionnement des implants toriques à l'aide d'un système d'alignement automatisé

Thomas Cornut

► **To cite this version:**

Thomas Cornut. Résultats réfractifs et évaluation de la précision du positionnement des implants toriques à l'aide d'un système d'alignement automatisé. Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01524810

HAL Id: dumas-01524810

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01524810>

Submitted on 6 Jan 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

Pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

U.F.R. des Sciences Médicales

Discipline : Ophtalmologie

Présentée et soutenue publiquement

Le 14 Avril 2017

Par Thomas CORNUT

Né le 15 Octobre 1988 au Chesnay

RESULTATS REFRACTIFS ET EVALUATION DE LA PRECISION DU POSITIONNEMENT DES IMPLANTS TORIQUES A L'AIDE D'UN SYSTEME D'ALIGNEMENT AUTOMATISE

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Cédric SCHWEITZER

Membres du jury

Président :

Monsieur le Professeur Jean-François KOROBNIK

Juges :

Monsieur le Professeur David TOUBOUL

Madame le Professeur Marie-Noëlle DELYFER

Madame le Docteur Cécile DELCOURT

Monsieur le Docteur Cédric SCHWEITZER

Rapporteur de thèse :

Monsieur le Professeur Pierre-Jean PISELLA

LISTE DES ABBREVIATIONS

AE : Angle of Error

ASSORT : Alpines Statistical System for Ophthalmic Refractive Surgery Techniques

AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction

CI : Correction Index

DV : Difference Vector

ELP : Effective Lens Position

EKR : Equivalent Keratometry Reading

IOL : IntraOcular Lens

IOS : Index Of Success

LA : Longueur Axiale

LASIK : Laser In Situ Keratomileusis

LogMAR : Logarithm the Minimum Angle of Resolution

MAVAC : Meilleure Acuité Visuelle Avec Correction

ME : Magnitude of Error

OCT : Optical Coherence Tomography

PMMA : PolyMethyl MethAcrylate

SD : Standard Deviation

SIA : Surgically Induced Astigmatism

SMILE : Small Incision Lenticule Extraction

TCP : Total Corneal Power

TIA : Targeted induced Astigmatism

TIOL : Toric IntraOcular Lens

YAG : Yttrium Aluminium Garnet

SOMMAIRE GENERAL

I. ARTICLE.....	11
1. RESUME	14
2. ABSTRACT.....	15
3. MANUSCRIT.....	16
4. MATERIELS ET METHODES	18
5. RESULTATS.....	24
6. DISCUSSION.....	26
7. REFERENCES	32
II. ANNEXE 1	40
Formalisation de l’astigmatisme et analyse Vectorielle	
III. ANNEXE 2	49
Facteurs prédictifs des résultats réfractifs en implantation torique	

SOMMAIRE DES FIGURES

- Figure 1 :** A. Photographie haute définition acquise par l'unité de référence (le cercle de 3 mm de diamètre est centré sur l'apex cornéen). B. Kératométrie mesurée par l'unité de référence et affichage de l'axe le plus plat (168°) et le plus bombé (78°). 36
- Figure 2 :** A. Repérage de l'axe d'alignement, utilisant une photographie en rétro-illumination. B. Repérage de l'axe d'alignement, utilisant le mode Map 1 du système dual Scheimpflug (flèche bleue) 36
- Figure 3 :** Répartition des erreurs d'alignement en degrés des implants toriques obtenues à 1 et 6 mois post-opératoires. Les moyennes sont représentées par une croix rouge. 37
- Figure 4 :** Répartition en pourcentages cumulés des erreurs d'alignement. Les courbes pointillées représentent les données à 1 mois, les courbes en trait plein, les données à 6 mois. 37

SOMMAIRE DES TABLEAUX

- Tableau 1 :** Caractéristiques cliniques et ophtalmologiques préopératoires de la population (SD : Déviation Standard, AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction, MAVAC : Meilleure Acuité Visuelle Avec Correction).....38
- Tableau 2 :** Erreurs d'alignement et résultats réfractifs post-opératoires à 1 et 6 mois (AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction, MAVAC : Meilleure Acuité Visuelle Avec Correction).....39
- Tableau 3 :** Analyse vectorielle selon la méthode d'Alpins à 1 et 6 mois post-opératoire (CI : Correction Index, ME : Magnitude d'Erreur, AE : Angle of Error, DV : Difference Vector, IOS : Index Of Success).....39

I. ARTICLE

**RESULTATS REFRACTIFS ET EVALUATION DE LA PRECISION DU
POSITIONNEMENT DES IMPLANTS TORIQUES A L'AIDE D'UN
SYSTEME D'ALIGNEMENT AUTOMATISE**

1 **RESULTATS REFRACTIFS ET EVALUATION DE LA PRECISION DU**
2 **POSITIONNEMENT DES IMPLANTS TORIQUES A L'AIDE D'UN SYSTEME**
3 **D'ALIGNEMENT AUTOMATISE**

4 REFRACTIVE OUTCOMES AND ACCURACY IN TORIC LENS ALIGNMENT USING AN
5 AUTOMATED DIGITAL MARKER SYSTEM

6
7 **AUTEURS:**

8 1) THOMAS CORNUT, MD ^{1,2}

9 2) DAVID TOUBOUL, MD, PhD ^{1,2}

10 3) SUSAN ROUGLAN ¹

11 4) LAURY TELLOUCK, MD, PhD ^{1,2}

12 5) JOY TELLOUCK, MD ^{1,2}

13 6) JEAN-FRANCOIS KOROBELNIK, MD ^{1,2,3}

14 7) CEDRIC SCHWEITZER, MD, PhD ^{1,2,3}

15
16
17
18
19 (1) CHU de Bordeaux, Service d'Ophtalmologie, Bordeaux, F-33000, France

20 (2) Univ. Bordeaux, ISPED, F-33000 Bordeaux, France

21 (3) Univ. Bordeaux, Inserm, Bordeaux Population Health Research Center, team LEHA, UMR
22 1219, F-33000 Bordeaux, France

25 **Auteur correspondant :**

26 Thomas Cornut, Service d'Ophtalmologie du CHU de Bordeaux, Hôpital Pellegrin, Centre

27 François-Xavier Michelet, Place Amélie Raba Léon, 33076 Bordeaux Cedex, France

28 E-mail : thomas.cornut@chu-bordeaux.fr

29

30

31

32

33

34 **Mots clés :** Astigmatisme, implant intraoculaire, toricité, marquage digital, cataracte

35

36 **Nombre de mots :** 5323

37

38 **RESUME**

39 **Objectif** : Comparer la précision du positionnement des implants toriques et les résultats réfractifs
40 entre un système per-opératoire de marquage digital et un marquage manuel.

41 **Méthodes** : Etude prospective, comparative, monocentrique avec inclusion consécutive d'une série
42 de patients présentant une cataracte et un astigmatisme cornéen régulier supérieur à 1 dioptrie.
43 L'astigmatisme cornéen total était mesuré par système placido-dual Scheimpflug (Galilei[®] G4,
44 Ziemer). Les implants toriques Acrysof[®] SN6AT (Alcon) étaient utilisés et les patients ont été
45 inclus en 2 groupes de méthodes de marquage de l'œil, le groupe digital (Verion[®], Alcon) et le
46 groupe manuel (Marqueur pendulaire, AMO). L'erreur moyenne d'alignement, l'acuité visuelle et
47 l'astigmatisme résiduel ont été comparés à 3 jours, 1 et 6 mois post-opératoires.

48 **Résultats** : 45 yeux de 30 patients (n=25 groupe digital, n=20 groupe manuel) ont été inclus. En
49 pré-opératoire, l'astigmatisme cornéen total moyen était de $1,71 \pm 0,53$ dioptries. A un mois, l'erreur
50 d'alignement était significativement plus faible dans le groupe digital que dans le groupe manuel
51 avec une erreur moyenne de $2,6 \pm 2,3^\circ$ et de $6,4 \pm 2,8^\circ$ respectivement ($p=0,009$). Cette différence
52 était retrouvée à 6 mois. L'astigmatisme résiduel moyen était de $0,7 \pm 0,4$ dioptries à 1 mois, sans
53 différence significative entre les deux groupes ($p=0,9$). Ces données étaient stables à 6 mois. 86%
54 (n=25) des yeux du groupe digital et 63% (n=20) du groupe manuel présentaient une erreur
55 d'alignement inférieure ou égale à 5° .

56 **Conclusion** : Le marquage digital est associé à un meilleur alignement des implants toriques avec
57 des résultats plus reproductibles qu'avec le marquage manuel.

58

59

60 **ABSTRACT**

61 **Purpose:** To compare accuracy in toric intraocular lens (TIOL) alignment and refractive outcomes
62 between an intraoperative automated digital marker system and the conventional manual-ink
63 marking.

64 **Materials and methods:** Prospective monocenter study including consecutive patients undergoing
65 an uneventful cataract surgery with corneal astigmatism superior to 1 diopter. Corneal astigmatism
66 was measured using a placido-dual Scheimpflug system (GalileiG4[®], Ziemer). TIOL Acrysof[®]
67 SN6AT (Alcon) were implanted and patients were allocated in 2 groups, the digital group
68 (Verion[®], Alcon) and the ink-marking group (Pendular marker, AMO). Average error in TIOL
69 axis, visual acuity and residual astigmatism were analyzed at 3 days, one month and 6 months after
70 surgery.

71 **Results:** 45 eyes of 30 patients were included (n=25 digital group, n=20 ink-marking group). Mean
72 preoperative total corneal power astigmatism was 1.71 ± 0.53 diopters. At one month, there was a
73 significantly lower mean average error in TIOL axis in the digital group than in the ink-marking
74 group ($2.6 \pm 2.3^\circ$ and $6.4 \pm 2.8^\circ$ respectively, $p=0.009$). At 6 months, these results remained
75 statistically significant. Mean residual astigmatism was 0.7 ± 0.4 diopters at one month, without
76 significant difference. The rate of misalignment lower or equal to 5° was 86% (n=25) in the digital
77 group and 63% (n=20) in the ink-marking group ($p=0.05$).

78 **Conclusion:** Intraoperative digital marker system is associated with a better TIOL alignment
79 accuracy and a better reproducibility than the manual ink-marking method.

80

81 **MANUSCRIT**

82

83 L'astigmatisme est un trouble réfractif fréquent puisque sa prévalence approche les 30% dans la
84 population générale et augmente avec l'âge en évoluant vers un astigmatisme inverse [1–4]. C'est
85 pourquoi sa prévalence est d'autant plus élevée en préopératoire de chirurgie de cataracte avec un
86 astigmatisme cornéen de plus de 1 dioptrie pouvant être retrouvé dans 34,8 à 41,7% des cas [5,6].

87 Le caractère délétère de l'astigmatisme non corrigé sur la qualité de vision a depuis longtemps été
88 mis en évidence avec notamment une diminution de la vitesse de lecture et du confort sur écran [7].

89 La chirurgie de la cataracte reste la chirurgie la plus pratiquée dans le monde et permet, de nos
90 jours, l'obtention d'excellents résultats réfractifs notamment grâce à la correction de
91 l'astigmatisme. Celui-ci peut être traité de différentes manières, soit directement au plan cornéen
92 par la réalisation d'incisions arciformes sur les méridiens les plus cambrés, soit par la mise en place
93 d'implants intraoculaires toriques qui vont compenser l'astigmatisme du plan cornéen. En ce qui
94 concerne la correction directe sur le plan cornéen, elle était initialement réalisée manuellement,
95 puis plus récemment au laser femtoseconde notamment grâce à l'émergence de la chirurgie de la
96 cataracte assistée au laser [8]. Cependant, malgré l'utilisation de nomogrammes, les résultats des
97 incisions manuelles semblent confrontés à des problèmes de prédictibilité et de reproductibilité [9].

98 La technologie laser femtoseconde permet, quant à elle, de réaliser des incisions beaucoup plus
99 reproductibles et localisées plus précisément sur la cornée, ce qui pourrait permettre de meilleurs
100 résultats des incisions arciformes avec notamment dans les études les plus récentes, l'obtention de
101 cylindres résiduels autour de 0,7 dioptries pour des astigmatismes préopératoires inférieurs à 1,5
102 dioptries [8,10].

103 Les implants toriques constituent une autre façon de traiter l'astigmatisme en permettant
104 notamment de traiter des astigmatismes cornéens plus élevés en les compensant par un tore intégré
105 au biomatériau de l'implant sphérique [11]. De nombreuses études ont mis en exergue la fiabilité,

106 la reproductibilité et l'efficacité des implants toriques dans la correction des astigmatismes
107 cornéens [12–14]. Ils permettent l'obtention d'une meilleure acuité visuelle sans correction, une
108 plus grande indépendance en lunettes et un astigmatisme résiduel post-opératoire plus faible que
109 les implants non toriques, même associés à des incisions relaxantes [15]. Leur bénéfice a pu être
110 montré dès l'existence d'astigmatisme cornéen supérieur à 0,75 D [16]. Par ailleurs, à l'heure de la
111 cataracte réfractive, un nombre croissant de patients attend de cette chirurgie une indépendance en
112 lunettes. Chez les patients astigmatés, 84% des patients ayant bénéficié d'implantation torique
113 bilatérale présentent une indépendance en correction optique en vision de loin, alors que cette
114 proportion n'est que de 31% lorsque la toricité n'est pas corrigée par l'implant [17]. Ainsi, pour
115 chaque dioptrie d'astigmatisme résiduel post-opératoire, les patients sont 34 fois plus dépendants
116 du port de lunettes [18].

117 Bien que les implants toriques aient démontré d'excellents résultats visuels et réfractifs, cette
118 méthode de correction est très dépendante de certains paramètres. En effet, en dehors de la
119 précision des mesures biométriques et du calcul d'implant, les deux facteurs prédictifs majeurs de
120 l'erreur réfractive post-opératoire en implantation torique demeurent la stabilité rotationnelle et la
121 précision de positionnement [19]. Une erreur d'alignement de 10° provoque notamment une perte
122 de 30% de la puissance torique de l'implant, tandis qu'une rotation de 30° annule complètement
123 son effet de correction du cylindre [20,21]. La stabilité à l'intérieur du sac capsulaire a aussi
124 largement été améliorée par l'évolution du design et des biomatériaux des implants [22,23]. Quant
125 à l'alignement et à la prise en compte de la cyclotorsion, la méthode de marquage manuelle au
126 feutre dermatographique en position assise, puis allongée, est restée la méthode de référence, avec de
127 nombreuses variantes et outils chirurgicaux [24]. Celui-ci reste indispensable puisque, bien qu'aux
128 alentours de 3° pour la plupart des patients, la cyclotorsion peut atteindre jusqu'à 13° [25]. Par
129 ailleurs, elle est soumise à l'imprécision d'un marquage au feutre sur une surface humide et
130 irrégulière constituée par la cornée, le limbe et la conjonctive, avec un risque de lavage des repères
131 au cours du geste chirurgical et à l'imprécision du positionnement de la tête du patient en position

132 assise. L'erreur moyenne d'alignement, elle même difficile à mesurer est, toutes techniques
133 confondues, de $4,9 \pm 2,1$ degrés, implants phaques et implants pseudophaques de chambre
134 postérieure confondus [13].

135 Devant l'imprécision potentielle per-opératoire de l'alignement de l'implant torique, son manque
136 potentiel de reproductibilité et le caractère contraignant du marquage manuel, des systèmes de
137 marquage digital et d'aide à l'alignement ont récemment été développés. Les caractéristiques
138 iriennes et des vaisseaux limbiques sont des facteurs stables au cours de la chirurgie et propres à
139 chaque patient ce qui en font des références de marquage utiles et personnalisées [26]. Leur
140 reconnaissance pré et per-opératoire est le principe de base de ces systèmes, et leur utilisation
141 pourrait améliorer la précision de l'alignement de l'implant torique et ainsi améliorer les résultats
142 visuels post-opératoires [27,28].

143 L'objectif de notre étude était donc de comparer la précision et la reproductibilité du
144 positionnement des implants toriques en mesurant l'erreur d'alignement post-opératoire par rapport
145 à l'axe prévu et les résultats réfractifs obtenus entre un groupe de patients traités par un marquage
146 conventionnel manuel à l'encre et un groupe de patients traité grâce à un marquage digital
147 automatisé.

148

149 **MATERIELS ET METHODES**

150 Nous avons réalisé une étude monocentrique, prospective et comparative au CHU de Bordeaux. 45
151 yeux de 30 patients ont été inclus entre septembre 2015 et avril 2016.

152 Cette étude suit les principes de la déclaration d'Helsinki et un consentement éclairé a été recueilli
153 pour chaque patient.

154 Les patients, candidats à une chirurgie de cataracte responsable d'une baisse d'acuité visuelle et qui
155 présentaient un astigmatisme cornéen régulier supérieur strict à 1 dioptrie ont été consécutivement
156 inclus lors de la consultation de routine.

157 Les critères d'exclusion étaient un astigmatisme irrégulier et des pathologies cornéennes telles que
158 le kératocône ou une dystrophie endothéliale de Fuchs, un glaucome évolutif, une amblyopie
159 connue et toutes pathologies rétinienne pouvant interférer sur l'acuité visuelle post-opératoire.
160 Les yeux inclus ont été répartis de façon consécutive en deux groupes : un premier groupe opéré
161 par un système de marquage digital automatisé pour les 25 premiers yeux inclus et un second
162 groupe opéré par un système de marquage manuel à l'encre pour les 20 yeux suivants.
163 En pré-opératoire, pour chaque patient, nous avons évalué la réfraction subjective avec une mesure
164 de l'acuité visuelle sans correction (AVSC) et de la meilleure acuité visuelle avec correction
165 (MAVAC), mesurées selon l'échelle de Monoyer, puis converties en LogMAR pour l'analyse. Un
166 examen complet du segment antérieur à la lampe à fente, une mesure de la pression intraoculaire
167 ainsi qu'un examen du fond d'œil dilaté ont été réalisés afin d'éliminer toute pathologie rétinienne
168 notamment. Au moindre doute, un examen OCT maculaire était réalisé à la recherche d'anomalies
169 rétinienne ou de membrane épimaculaire.
170 La longueur axiale ainsi que la profondeur de chambre antérieure ont été mesurées en biométrie
171 optique par interférométrie grâce au IOLMaster[®] 500 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, USA).
172 Les patients inclus ont également bénéficié d'une topographie cornéenne d'élévation en caméra
173 Scheimpflug, couplée à une topographie placido (GALILEI[®] Dual-Scheimpflug Analyzer, Version
174 G4, Ziemer, Port, Switzerland) afin de mesurer la magnitude et l'axe de l'astigmatisme et de
175 dépister les astigmatismes irréguliers. En effet, la prise en compte de l'astigmatisme de la face
176 postérieure de la cornée permet d'optimiser les résultats réfractifs postopératoires par rapport aux
177 méthodes ne tenant compte que de la face antérieure [29,30]. Comme décrit dans l'étude de Koch
178 et al. l'utilisation de dispositifs ne mesurant que l'astigmatisme de face antérieure entraîne une
179 erreur de l'estimation de l'astigmatisme résiduel plus importante qu'en utilisant l'astigmatisme
180 cornéen total lors du calcul d'implant [31]. Savini et al. dans une étude ont également montré que
181 l'utilisation des données de l'imagerie Scheimpflug lors du calcul d'implant permettait de réduire
182 l'astigmatisme résiduel [32]. La kératométrie mesurée en ray-tracing (Total Corneal Power) par le

183 GALILEI[®] était utilisée pour procéder au calcul d'implant, en tenant compte notamment de la
184 puissance cornéenne totale dans le choix de celui-ci.

185 Trois chirurgiens ont participé à l'étude et les implants utilisés étaient des implants AcrySof[®] IQ
186 Toric (Alcon, Fortworth, USA).

187

188 **Groupe Marquage Digital**

189 *Etape Pré-opératoire – Mesures et calcul d'implant*

190 En pré-opératoire, les patients inclus dans ce groupe ont, dans un premier temps, bénéficié de
191 l'acquisition d'une image de référence haute définition grâce au système VERION[®] (Alcon,
192 Forthworth, USA) lors de la consultation.

193 Le logiciel du système reconnaissait alors le limbe, la localisation des vaisseaux scléraux ainsi que
194 les caractéristiques iriennes propres à chaque œil. La mesure était retenue lorsque les trois
195 marqueurs de qualité d'acquisition étaient valides (indices verts). (Figure 1)

196 Une mesure kératométrique par un disque de placido 12 points de 3mm était également réalisée par
197 le système. Une fois les données pré-opératoires recueillies, l'image était transmise
198 automatiquement au logiciel de planification chirurgicale.

199 Lors d'une deuxième étape, chaque opérateur procédait au calcul de l'implant à partir d'un profil
200 préalablement personnalisé en fonction de ses paramètres incisionnels et de la connaissance de son
201 astigmatisme chirurgicalement induit. La longueur axiale, la profondeur de chambre antérieure et la
202 réfraction cible étaient entrées manuellement dans l'unité de planification, à partir des données du
203 IOL Master[®] 500 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, USA).

204 Enfin, la puissance de l'implant et de sa toricité étaient alors calculées par l'unité de référence
205 selon les formules de troisième génération. Un plan chirurgical était alors proposé par l'unité avec
206 indication de l'astigmatisme chirurgicalement induit par cette procédure, de l'astigmatisme résiduel
207 attendu et de l'axe de positionnement de l'implant torique. L'implant était choisi de façon à obtenir
208 l'astigmatisme résiduel post-opératoire le plus faible et le plan était alors validé par chaque

209 chirurgien, puis chargé sur un support USB pour être transmis au module chirurgical associé au
210 microscope opératoire le jour de l'intervention.

211

212 *Etape Per-opératoire de Positionnement*

213 Après installation du champ opératoire, une reconnaissance de l'œil était faite à partir des
214 caractéristiques iriennes et celles des vaisseaux limbiques enregistrées sur l'image haute définition.

215 Une projection digitale en réalité augmentée était visible dans l'oculaire droit du microscope
216 opératoire. Celle-ci indiquait alors successivement au chirurgien la position des incisions à réaliser,
217 la taille prévue du capsulorhexis, l'axe de positionnement de l'implant et une aide au centrage de la
218 zone optique dans le sac capsulaire par rapport à l'axe visuel.

219

220 **Groupe Marquage Manuel**

221 Pour les patients de ce groupe, le calcul d'implant était réalisé sur le calculateur en ligne du
222 fabricant (<http://www.acrysoftoriccalculator.com>) après indication de la puissance cornéenne
223 totale et de l'astigmatisme induit chirurgicalement basé sur la taille et le positionnement de
224 l'incision. Les formules de calcul utilisées étaient les mêmes que pour l'autre groupe. Le marquage
225 manuel était alors réalisé en trois étapes. Une première étape de marquage de l'axe horizontal 0-
226 180° était pratiquée en pré-opératoire immédiat, en position assise, au feutre dermographique, au
227 limbe à l'aide d'un marqueur pendulaire (AMO). Afin de prendre en compte la cyclotorsion en
228 décubitus dorsal, un anneau de Mendez était utilisé pour marquer, au limbe, l'emplacement des
229 incisions ainsi que l'axe d'alignement de l'implant torique. Après injection, positionnement et
230 centrage, l'axe de l'implant était également vérifié en utilisant l'anneau de Mendez.

231

232 Quelque soit la méthode de marquage, la procédure chirurgicale était similaire : incisions limbiques
233 tunnélisées de 2,2 mm, non suturées, extraction extra-capsulaire du cristallin par la technique
234 conventionnelle de phacoémulsification.

235

236 **Suivi post-opératoire et analyse de l'alignement de l'implant**

237 Les patients des deux groupes bénéficiaient d'un examen à 3 jours, 1 mois et 6 mois post-
238 opératoires. Le contrôle précoce à 3 jours avait notamment pour objectif de détecter les rotations
239 précoces d'implants, puisque survenant principalement dans les premières heures post-opératoires,
240 afin d'éviter une confusion avec les erreurs de positionnement [33].

241 A chaque visite, nous avons effectué un examen complet à la lampe à fente ainsi qu'une mesure de
242 la réfraction subjective avec évaluation de l'acuité visuelle sans et avec correction. Les mesures
243 kératométriques et topographiques ont également été réalisées.

244 L'analyse du décentrement relatif de l'implant a été pratiquée sous mydriase pharmacologique par
245 Néosynéphrine Faure 10% Collyre (phényléphrine) et Mydriaticum 2mg/0,4mL Collyre
246 (tropicamide) à 1 et 6 mois.

247 Dans un premier temps, nous avons utilisé le mode Map 1 du GALILEI[®] en utilisant l'image
248 acquise en caméra Scheimpflug. L'axe était alors indiqué par l'appareil en pointant les marques
249 visibles gravées en face postérieure de l'implant torique, permettant d'obtenir une mesure précise
250 en degrés.

251 Dans un second temps, une photographie de l'implant à la lampe à fente par méthode de rétro-
252 illumination était réalisée. Celle-ci était superposée en transparence à une image de référence afin
253 de mesurer précisément l'axe de positionnement (Figure 2). Cette seconde méthode n'était utilisée
254 que lorsque la première était impossible du fait d'une mauvaise qualité d'acquisition, ne permettant
255 pas d'utiliser les repères de l'implant pour déterminer l'axe de positionnement de celui-ci. L'erreur
256 d'alignement en degrés était obtenue par la valeur absolue de la différence entre l'axe attendu et
257 l'axe obtenu en degrés.

258

259 **Analyse Statistique**

260 Les moyennes et déviations standard ont été calculées. L'analyse statistique a été menée par calcul
261 de moyennes des différents paramètres étudiés. Le test t de Student a été employé afin d'effectuer
262 les comparaisons de moyennes. Un test de Chi^2 ou un test exact de Fisher a permis de comparer les
263 pourcentages. Une p-value inférieure à 0,05 était considérée comme statistiquement significative.
264 Une analyse vectorielle selon la méthode d'Alpins a été réalisée afin de calculer la différence entre
265 l'astigmatisme résiduel attendu et l'astigmatisme résiduel obtenu. Celle-ci a permis de calculer
266 différents indices de succès grâce au logiciel Assort disponible en ligne
267 (<http://www.assort.com/assort-toric-iol-calculator-0>). L'IOS (Index Of Success) et le DV
268 (Difference Vector) sont des mesures relatives de succès calculées par cette analyse, et visent à être
269 préférentiellement proches de zéro [34].

270

271
272 **RESULTATS**

273 La reconnaissance per-opérateur du groupe digital a été obtenue pour l'ensemble des yeux inclus
274 et nous n'avons pas observé de complication per-opérateur. Aucune ré-intervention chirurgicale,
275 notamment de repositionnement de l'implant, n'a été nécessaire au cours du suivi.

276

277 **Caractéristiques démographiques et Ophtalmologiques**

278 Le tableau 1 montre les caractéristiques démographiques et oculaires de la population étudiée.
279 L'âge moyen des patients du groupe digital était de $68,4 \pm 7,9$ ans et de $70,9 \pm 6,3$ ans dans le
280 groupe manuel. Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les deux groupes
281 ($p=0,29$).

282 La MAVAC moyenne pré-opérateur était de $0,21 \pm 0,27$ LogMAR sans différence significative
283 entre les deux groupes ($0,18 \pm 0,25$ LogMAR dans le groupe digital versus $0,26 \pm 0,29$ LogMAR
284 pour le groupe manuel, $p=0,46$). La puissance du cylindre cornéen total pré-opérateur était en
285 moyenne de $2,00 \pm 0,66$ Dioptries dans le groupe digital et de $1,72 \pm 0,52$ Dioptries dans le groupe
286 manuel. Cette différence n'était pas significative ($p=0,16$).

287 Seule la profondeur de chambre antérieure retrouvait des valeurs significativement plus faibles
288 dans le groupe manuel par rapport au groupe digital ($p=0,04$).

289

290 **Analyse de la précision d'alignement des implants toriques**

291 A 1 mois post-opérateur, l'erreur moyenne d'alignement de l'axe était de $2,60 \pm 2,24$ [0° - 7°]
292 degrés pour les patients ayant bénéficié du marquage digital. Pour les patients marqués
293 manuellement, cette erreur était de $6,37 \pm 2,83$ [3° - 12°] degrés en moyenne. Il existait une
294 différence statistiquement significative entre les deux groupes ($p=0,009$).

295 A 6 mois, l'erreur d'alignement dans le premier groupe était de $2,70 \pm 2,28$ [1° - 10°] degrés alors
296 qu'elle atteignait $6,30 \pm 3,20$ [3° - 13°] degrés dans le second groupe ($p=0,005$).

297 La répartition des erreurs d'alignement à 1 et 6 mois dans chaque groupe est représentée sur la
298 figure 3. Sur les courbes, sont représentés les pourcentages cumulés des erreurs d'alignement des
299 implants. A 6 mois, 85,7% des yeux ayant bénéficié du marquage digital présentaient une erreur
300 d'alignement inférieure ou égale à 5° alors que 62,5% de ceux du groupe manuel présentaient une
301 erreur d'axe inférieure à ce seuil ($p=0,05$) (Figure 4).

302

303 **Analyse des résultats réfractifs et visuels**

304 L'acuité visuelle post-opératoire et l'astigmatisme résiduel mesurés à 1 et 6 mois sont résumés
305 dans le tableau 2.

306 A 1 mois post-opératoire, l'acuité visuelle sans correction atteignait $0,14 \pm 0,25$ LogMAR dans le
307 groupe digital alors qu'elle était de $0,12 \pm 0,15$ LogMAR dans le groupe manuel, sans différence
308 significative ($p=0,70$). La MAVAC moyenne, exprimée en LogMAR, était supérieure dans le
309 groupe digital par rapport au groupe manuel mais sans atteindre la significativité ($p=0,07$).

310 Lors du contrôle à 6 mois, l'AVSC était de $0,08 \pm 0,13$ LogMAR dans le premier groupe, contre
311 $0,11 \pm 0,28$ LogMAR pour le groupe manuel ($p=0,80$). La MAVAC n'était pas significativement
312 plus élevée dans le groupe digital par rapport au groupe manuel.

313 Aucun patient n'a eu de perte de ligne de meilleure acuité visuelle.

314

315 L'astigmatisme résiduel mesuré en réfraction subjective à 3 jours était de $0,71 \pm 0,38$ Dioptries
316 dans le groupe digital et de $0,67 \pm 0,32$ Dioptries dans le groupe manuel ($p=0,76$). A 1 mois et 6
317 mois, ils étaient respectivement de $0,73 \pm 0,46$ dioptries et $0,70 \pm 0,45$ dans le groupe digital et
318 $0,72 \pm 0,34$ dioptries et $0,70 \pm 0,47$ dans le groupe manuel. Aucune différence significative n'était
319 observée sur ce paramètre entre les deux groupes.

320

321
322 **Analyse Vectorielle**

323 L'analyse vectorielle selon la méthode d'Alpins a permis un calcul de différents indices représentés
324 sur le tableau 3. A 1 mois, une différence significative a été mise en évidence pour le DV
325 (Difference Vector) et l'IOS (Index Of Success). A un mois, la différence vectorielle (DV) était
326 significativement plus basse dans le groupe digital que dans le groupe manuel (respectivement de
327 $0,58 \pm 0,16$ et de $0,83 \pm 0,27$ ($p=0,02$)) et l'indice de succès (IOS) était significativement meilleur
328 dans le groupe digital par rapport au groupe manuel (respectivement de $0,34 \pm 0,11$ et de $0,49 \pm$
329 $0,19$ ($p=0,04$)). Ces différences n'étaient pas retrouvées lors de la visite post-opératoire à 6 mois.

330

331 **DISCUSSION**

332 Notre étude montre une précision de l'alignement des implants toriques supérieure chez les patients
333 ayant bénéficié de l'aide au positionnement en réalité augmentée au cours de la chirurgie. De plus,
334 nous avons observé une stabilité des résultats d'alignement des implants au cours de l'ensemble
335 des visites de suivi post-opératoire. En effet, dans notre série, les implants posés avec la
336 technologie digitale présentaient à 1 mois une erreur d'alignement significativement plus faible à
337 $2,6 \pm 2,4$ degrés alors qu'elle était de $6,4 \pm 2,8$ degrés en utilisant un marquage manuel pendulaire
338 à l'encre avec des résultats qui se sont confirmés à 6 mois. Enfin, la proportion d'yeux présentant
339 une erreur d'alignement inférieure ou égale à 5° était aussi significativement plus élevée dans ce
340 groupe, suggérant ainsi des résultats post-opératoires plus reproductibles.

341

342 Les implants toriques ont montré dans de nombreuses études leur bénéfice visuel pour les patients
343 astigmates opérés de cataracte et dans une méta-analyse de l'ensemble de ces études, Kessel et al.
344 ont notamment observé que les patients astigmates de 0,75 à 3 dioptries en moyenne avaient une
345 acuité visuelle sans correction meilleure de -0,10 LogMAR par rapport aux implants non toriques.
346 De plus, elle permet également une plus grande indépendance en lunettes, sans risque accru de
347 complications anatomiques par rapport à une implantation monofocale [15]. L'évolution du design

348 et des biomatériaux a notamment permis d'assurer une stabilité maximale dans le sac capsulaire
349 avec une bioadhésivité rapide de l'implant à la capsule [35]. Par ailleurs, de nombreuses études
350 démontrent l'excellente stabilité des implants toriques actuels et notamment de l'implant utilisé
351 dans notre étude grâce au matériau acrylique hydrophobe et à l'architecture de l'implant permettant
352 un meilleur appui dans l'équateur du sac capsulaire et un meilleur contact avec la capsule
353 postérieure, le tout favorisant une vitesse de bioadhésivité rapide [14,35–37]. Dans notre étude,
354 l'astigmatisme réfractif 3 jours après l'intervention n'était pas significativement différent de
355 l'astigmatisme à un mois et 6 mois post-opératoires confirmant ainsi une bonne stabilité en post-
356 opératoire précoce. Cependant, nous avons également observé une légère rotation de quelques
357 degrés des implants, pour certains patients, à la visite à 6 mois par rapport à la visite à 1 mois
358 probablement lié à un phénomène de contraction du sac capsulaire dans l'intervalle de temps. Cette
359 constatation explique probablement que pour certains indices, notamment en analyse vectorielle,
360 une différence a pu être mise en évidence à 1 mois, sans la retrouver à 6 mois.

361 Bien que l'implantation torique ait démontré un bénéfice visuel pour le patient, cette méthode de
362 correction de l'astigmatisme est également sensible à des imprécisions lors des différentes étapes
363 pré-opératoires et chirurgicales qui peuvent être responsables d'astigmatisme résiduel post-
364 opératoire [38]. Goggin et al. obtenaient par exemple, dans leur série, un astigmatisme résiduel
365 post-opératoire de 0,97 Dioptries alors que l'astigmatisme résiduel prédit par le calculateur du
366 fabricant était de 0,61 Dioptries [39]. En per-opératoire, le positionnement de l'implant torique
367 est soumis à plusieurs sources d'erreur liées notamment aux imprécisions de marquage et à la prise
368 en compte de la cyclotorsion physiologique de l'œil lors du passage en décubitus dorsal. En
369 utilisant les systèmes de suivi de l'œil par laser, Chang et al. avaient notamment montré que la
370 cyclotorsion était en moyenne de $2,18 \pm 1,39$ degrés mais aussi qu'elle pouvait atteindre plus de 13
371 degrés chez certains patients [25]. Ces niveaux plus importants de cyclotorsion peuvent ainsi avoir
372 un impact significatif sur l'astigmatisme résiduel post-opératoire car ils peuvent réduire l'effet
373 torique de l'ordre de 30% [40]. La prise en compte de la cyclotorsion naturelle impose ainsi un

374 marquage en position assise grâce à différents outils. Carey et al. ont montré une précision de
375 positionnement supplémentaire en utilisant un marquage à la lampe à fente selon 4 points ($2,55 \pm$
376 $2,76$ degrés d'erreur d'alignement), par rapport au marquage au limbe à 3 et 9 heures utilisé dans la
377 série de Chang [22,41]. Popp et al. ont également souligné que le marqueur pendulaire était associé
378 à une erreur d'alignement moindre que les autres marqueurs tels que ceux avec un niveau à bulle et
379 le tonomètre à la lampe à fente ; le marquage par tonomètre étant le moins précis [24]. Ces résultats
380 ont ensuite été confirmés par Woo et al. montrant une précision de positionnement supérieure en
381 utilisant un marqueur pendulaire [42]. Celui-ci présentant les meilleures performances
382 d'alignement, nous avons choisi cette méthode pour le groupe de marquage manuel. Le marquage
383 au feutre dermatographique semble être aussi un facteur d'imprécision de l'alignement de l'implant
384 car il est peu stable dans le temps avec un risque d'effacement en milieu humide. Dick et al.
385 avaient donc proposé un marquage stable fait au laser femtoseconde, avec mesure de la
386 kératométrie en position assise, puis allongée et déduction de la cyclotorsion grâce à l'axe le plus
387 bombé. Le marquage laser était alors fait en utilisant l'axe le plus bombé comme axe de référence.
388 Cette méthode permettait l'obtention de bons résultats d'alignement mais fait poser la question de
389 son accessibilité [43]. Enfin, Cha et al. décrivaient pour la première fois une méthode de marquage
390 utilisant les caractéristiques des vaisseaux limbiques à partir de photographies, et permettait un
391 alignement significativement plus précis par rapport aux techniques de marquage à main levée ou à
392 la lampe à fente [44].

393 Ma et al. ont montré que la perte de puissance était de 3,5% pour chaque degré d'erreur
394 d'alignement ce qui souligne l'intérêt de ce paramètre [45]. Appliquée à notre étude, l'erreur
395 d'alignement correspondrait donc à une perte d'efficacité théorique du tore de 9,1% pour le groupe
396 digital et de 22,3% pour le groupe manuel.

397 Bien que l'alignement des implants toriques soit significativement amélioré avec le système de
398 marquage digital par rapport au marquage manuel avec une perte d'efficacité du tore diminuée de
399 plus de moitié grâce à ce système, nous n'avons pas retrouvé d'amélioration des résultats visuels

400 sans et avec correction dans ce groupe d'étude. Ceci souligne l'effet d'autres facteurs dans le
401 résultat réfractif final. Nos résultats sont concordants avec les données publiées dans la littérature
402 [27,28]. Elhofi et al. ont évalué une série de 60 yeux utilisant le même système de marquage mais
403 avec un implant torique différent. Bien que l'erreur d'alignement soit significativement plus faible
404 dans le groupe marquage digital (groupe marquage digital : $2,40 \pm 1,96$ degrés vs groupe manuel :
405 $4,33 \pm 2,72$ degrés), les auteurs retrouvaient une tendance vers une amélioration des résultats
406 visuels sans correction dans ce groupe mais sans atteindre la significativité statistique (Groupe
407 marquage digital : 0,12 LogMAR vs Groupe manuel : 0,18 LogMAR, $p=0,104$). Seule l'analyse
408 vectorielle retrouvait une différence entre l'astigmatisme induit par la chirurgie et l'astigmatisme
409 cible à induire, inférieure avec le système d'alignement automatisé ($0,10 \pm 0,08$ Dioptries versus
410 $0,20 \pm 0,14$ Dioptries) [27]. Dans une autre étude de 48 yeux, Onishi et al. ont choisi de comparer
411 un marquage par un autre dispositif utilisant les caractéristiques iriennes, à deux méthodes de
412 marquage manuel traditionnel, le marqueur trois points et le marqueur pendulaire. Là aussi, les
413 auteurs n'avaient pas mis en évidence de différence en termes de réfraction et d'acuité visuelle
414 post-opératoire entre les trois groupes [28].

415 Même si l'alignement est un facteur important dans le résultat réfractif post-opératoire des implants
416 toriques, jusqu'à un certain degré de variabilité, il ne semble pas présenter d'impact significatif en
417 terme de résultat visuel. Savini et al. ont analysé les principaux facteurs prédictifs des résultats
418 réfractifs en implantation torique et ont montré que l'orientation de l'implant semble exercer une
419 influence moindre par rapport à d'autres paramètres comme la prise en compte de l'astigmatisme
420 de face postérieure [32]. En effet le choix de l'implant d'une part, et la précision des mesures
421 kératométriques et topographiques pour déterminer l'amplitude et l'axe de l'astigmatisme, sont des
422 éléments importants à considérer. En ce qui concerne les méthodes de mesure de l'astigmatisme
423 cornéen pré-opératoire, la prise en compte de l'astigmatisme de la face postérieure de la cornée
424 dans la détermination de la puissance cornéenne totale et de l'axe de l'astigmatisme ont permis une
425 diminution de l'astigmatisme résiduel post-opératoire [46,47]. En effet, Koch et al. ont ainsi

426 montré que ne pas le prendre en compte semble induire une sur-correction des astigmatismes
427 directs de 0,5 Dioptries en moyenne et sous-corriger les astigmatismes indirects de 0,3 Dioptries
428 [31,48].

429 A la différence des études publiées par Elhofi et al. et Onishi et al., notre étude présente
430 l'originalité de tenir compte de l'astigmatisme de la face postérieure de la cornée dans le calcul de
431 la puissance et de l'axe de l'implant pour optimiser les résultats visuels post-opératoires. L'absence
432 d'amélioration statistiquement significative des résultats visuels et réfractifs peut s'expliquer par
433 une moyenne d'erreur d'alignement faible dans les deux groupes d'étude. De plus, les yeux inclus
434 présentaient un astigmatisme relativement faible puisqu'il était en moyenne de 1,86 Dioptries dans
435 notre série. Or, plus l'astigmatisme est important, plus l'erreur d'alignement induit une perte de
436 l'effet torique de l'implant et donc des paramètres visuels qui en découlent. Ainsi, l'inclusion
437 d'astigmatismes faibles dans notre série a pu limiter la puissance des résultats visuels malgré un
438 positionnement plus précis et ne pas mettre en évidence de bénéfice visuel ou réfractif. Par ailleurs,
439 d'autres systèmes optiques sont plus sensibles à la persistance d'un astigmatisme que l'implant
440 monofocal. En effet selon Hayashi et al., un astigmatisme résiduel en post-opératoire
441 d'implantation multifocale affecte l'acuité visuelle à chaque distance de lecture [49]. Les implants
442 multifocaux toriques ont donc montré des résultats supérieurs chez les patients astigmatés dès les
443 faibles cylindres. De ce fait, une étude de ces systèmes en implantation multifocale torique pourrait
444 être intéressante afin d'analyser les résultats réfractifs post-opératoires.

445 Enfin, la meilleure méthode de l'estimation de l'astigmatisme de la face postérieure de la cornée ne
446 semble pas encore clairement établie ce qui pourrait aussi expliquer l'astigmatisme résiduel post-
447 opératoire de notre série [40,50]. Abulafia et al. ont mis en évidence que l'estimation de la face
448 postérieure par l'algorithme mathématique du calculateur de Barrett pourrait permettre l'obtention
449 de meilleurs résultats par rapport aux formules utilisant la puissance cornéenne totale réellement
450 mesurée et donc d'un plus faible astigmatisme résiduel [51].

451

452 Bien que notre étude soit prospective et comparative, elle présente quelques limitations. La
453 première concerne la méthode d'attribution des patients dans les deux groupes étudiés. Nous avons
454 choisi une inclusion consécutive de patients dans le groupe marquage digital puis dans le groupe
455 marquage manuel sur une période de temps comparable pour des raisons de disponibilité du
456 matériel à l'étude, ce qui a pu avoir pour conséquence un biais de sélection. Cependant, bien que
457 les patients n'aient pas été randomisés, l'inclusion a été strictement consécutive sur une période de
458 temps comparable avec un screening de l'ensemble des yeux programmés pendant la période
459 d'inclusion ce qui a pu limiter le risque de biais de sélection. De plus, les données démographiques
460 et ophtalmologiques pré-opératoires étaient comparables entre les deux groupes. Par ailleurs, la
461 puissance statistique de l'analyse des résultats visuels et réfractifs a pu être limitée par une
462 puissance moyenne de l'astigmatisme modérée en pré-opératoire dans les deux groupes. En effet
463 l'alignement de l'implant est d'autant plus important que l'astigmatisme pré-opératoire est élevé.

464
465 En conclusion, les systèmes de marquage automatisé sont des outils qui permettent d'optimiser les
466 performances anatomiques de la chirurgie en améliorant l'alignement des implants avec une
467 meilleure reproductibilité que le marquage manuel. Par ailleurs, leur utilisation permet de faciliter
468 la prise en charge chirurgicale des patients astigmatés opérés de cataracte en intégrant directement
469 les données mesurées en pré-opératoire dans le microscope chirurgical. Ces systèmes associés
470 notamment à l'optimisation de la mesure de la puissance cornéenne totale permettront
471 probablement à l'avenir d'améliorer les résultats réfractifs et visuels des yeux opérés de cataracte
472 avec mise en place d'implants toriques.

473

474

475 **Déclaration d'intérêts**

476 Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt en relation avec cet article.

477

REFERENCES

- 480 [1] Vitale S, Ellwein L, Cotch MF, Ferris FL, Sperduto R. Prevalence of Refractive Error in the
481 United States, 1999-2004. *Arch Ophthalmol* 2008;126:1111–9.
482
- 483 [2] Williams KM, Verhoeven VJM, Cumberland P, Bertelsen G, Wolfram C, Buitendijk GHS, et
484 al. Prevalence of refractive error in Europe: the European Eye Epidemiology (E3)
485 Consortium. *Eur J Epidemiol* 2015;30:305–15.
486
- 487 [3] Hayashi K, Hayashi H, Hayashi F. Topographic analysis of the changes in corneal shape due
488 to aging. *Cornea* 1995;14:527–32.
489
- 490 [4] Gudmundsdottir E, Arnarsson A, Jonasson F. Five-Year Refractive Changes in an Adult
491 Population. *Ophthalmology* 2005;112:672–7.
492
- 493 [5] De Bernardo M, Zeppa L, Cennamo M, Iaccarino S, Zeppa L, Rosa N. Prevalence of corneal
494 astigmatism before cataract surgery in Caucasian patients. *Eur J Ophthalmol* 2013;24:494–
495 500.
496
- 497 [6] Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM, Cerviño A.
498 Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*
499 2009;35:70–5.
500
- 501 [7] Wolffsohn JS, Bhogal G, Shah S. Effect of uncorrected astigmatism on vision. *J Cataract*
502 *Refract Surg* 2011;37:454–60.
503
- 504 [8] Chan TCY, Ng ALK, Cheng GPM, Wang Z, Woo VCP, Jhanji V. Corneal Astigmatism and
505 Aberrations After Combined Femtosecond-Assisted Phacoemulsification and Arcuate
506 Keratotomy: Two-Year Results. *Am J Ophthalmol* 2016;170:83–90.
507
- 508 [9] Oshika T, Shimazaki J, Yoshitomi F, Oki K, Sakabe I, Matsuda S, et al. Arcuate keratotomy
509 to treat corneal astigmatism after cataract surgery. *Ophthalmology* 1998;105:2012–6.
510
- 511 [10] Chan TCY, Cheng GPM, Wang Z, Tham CCY, Woo VCP, Jhanji V. Vector Analysis of
512 Corneal Astigmatism After Combined Femtosecond-Assisted Phacoemulsification and
513 Arcuate Keratotomy. *Am J Ophthalmol* 2015;160:250–255.e2.
514
- 515 [11] Hirschschall N, Gangwani V, Crnej A, Koshy J, Maurino V, Findl O. Correction of moderate
516 corneal astigmatism during cataract surgery: Toric intraocular lens versus peripheral corneal
517 relaxing incisions. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:354–61.
518
- 519 [12] Bauer NJC, Vries NE de, Webers CAB, Hendrikse F, Nuijts RMMA. Astigmatism
520 management in cataract surgery with the AcrySof toric intraocular lens. *J Cataract Refract*
521 *Surg* 2008;34:1483–8.
522
- 523 [13] Visser N, Berendschot TTJM, Bauer NJC, Jurich J, Kersting O, Nuijts RMMA. Accuracy of
524 toric intraocular lens implantation in cataract and refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*
525 2011;37:1394–402.
526
- 527 [14] Visser N, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Toric intraocular lenses: Historical overview, patient
528 selection, IOL calculation, surgical techniques, clinical outcomes, and complications. *J*

- 529 Cataract Refract Surg 2013;39:624–37.
530
- 531 [15] Kessel L, Andresen J, Tendal B, Erngaard D, Flesner P, Hjortdal J. Toric Intraocular Lenses
532 in the Correction of Astigmatism During Cataract Surgery. *Ophthalmology* 2016;123:275–
533 86.
534
- 535 [16] Holland E, Lane S, Horn JD, Ernest P, Arleo R, Miller KM. The AcrySof Toric intraocular
536 lens in subjects with cataracts and corneal astigmatism: a randomized, subject-masked,
537 parallel-group, 1-year study. *Ophthalmology* 2010;117:2104–11.
538
- 539 [17] Visser N, Beckers HJM, Bauer NJC, Gast STJM, Zijlmans BLM, Berenschot TTJM, et al.
540 Toric vs Aspherical Control Intraocular Lenses in Patients With Cataract and Corneal
541 Astigmatism: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Ophthalmol* 2014;132:1462–8.
542
- 543 [18] Wilkins MR, Allan B, Rubin G, Group MIS. Spectacle use after routine cataract surgery. *Br J*
544 *Ophthalmol* 2009;93:1307–12.
545
- 546 [19] Lockwood JC, Randleman JB. Toric intraocular lens rotation to optimize refractive outcome
547 despite appropriate intraoperative positioning. *J Cataract Refract Surg* 2015;41:878–83.
548
- 549 [20] Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Davies LN, Naroo SA. Surgical correction of astigmatism
550 during cataract surgery. *Clin Exp Optom* 2010;93:409–18.
551
- 552 [21] Jin H, Limberger I-J, Ehmer A, Guo H, Auffarth GU. Impact of axis misalignment of toric
553 intraocular lenses on refractive outcomes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*
554 2010;36:2061–72.
555
- 556 [22] Chang DF. Comparative rotational stability of single-piece open-loop acrylic and plate-haptic
557 silicone toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:1842–7.
558
- 559 [23] Hirschall N, Maedel S, Weber M, Findl O. Rotational Stability of a Single-Piece Toric
560 Acrylic Intraocular Lens: A Pilot Study. *Am J Ophthalmol* 2014;157:405–411.e1.
561
- 562 [24] Popp N, Hirschall N, Maedel S, Findl O. Evaluation of 4 corneal astigmatic marking
563 methods. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:2094–9.
564
- 565 [25] Chang J. Cyclotorsion during laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*
566 2008;34:1720–6.
567
- 568 [26] Wolffsohn JS, Buckhurst PJ. Objective analysis of toric intraocular lens rotation and
569 centration. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:778–82.
570
- 571 [27] Elhofi AH, Helaly HA. Comparison Between Digital and Manual Marking for Toric
572 Intraocular Lenses: A Randomized Trial. *Medicine (Baltimore)* 2015;94:e1618.
573
- 574 [28] Onishi H, Torii H, Watanabe K, Tsubota K, Negishi K. Comparison of clinical outcomes
575 among 3 marking methods for toric intraocular lens implantation. *Jpn J Ophthalmol* 2016:1–
576 8.
577
- 578 [29] Zhang L, Sy ME, Mai H, Yu F, Hamilton DR. Effect of posterior corneal astigmatism on
579 refractive outcomes after toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*
580 2015;41:84–9.

- 581
582 [30] Shirayama M, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of accuracy of intraocular lens
583 calculations using automated keratometry, a Placido-based corneal topographer, and a
584 combined Placido-based and dual Scheimpflug corneal topographer. *Cornea* 2010;29:1136–
585 8.
586
- 587 [31] Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric
588 intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg*
589 2013;39:1803–9.
590
- 591 [32] Savini G, Næser K. An Analysis of the Factors Influencing the Residual Refractive
592 Astigmatism After Cataract Surgery With Toric Intraocular Lenses Residual Refractive
593 Astigmatism With Toric IOLs. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2015;56:827–35.
594
- 595 [33] Garzón N, Poyales F, de Zárata BO, Ruiz-García JL, Quiroga JA. Evaluation of rotation and
596 visual outcomes after implantation of monofocal and multifocal toric intraocular lenses. *J*
597 *Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2015;31:90–7.
598
- 599 [34] Alpíns N. Astigmatism analysis by the Alpíns method2. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:31–
600 49.
601
- 602 [35] Prinz A, Neumayer T, Buehl W, Vock L, Menapace R, Findl O, et al. Rotational stability and
603 posterior capsule opacification of a plate-haptic and an open-loop-haptic intraocular lens. *J*
604 *Cataract Refract Surg* 2011;37:251–7.
605
- 606 [36] Scialdone A, Gaetano FD, Monaco G. Visual performance of 2 aspheric toric intraocular
607 lenses: Comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:906–14.
608
- 609 [37] Miyake T, Kamiya K, Amano R, Iida Y, Tsunehiro S, Shimizu K. Long-term clinical
610 outcomes of toric intraocular lens implantation in cataract cases with preexisting
611 astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2014;40:1654–60.
612
- 613 [38] Thulasi P, Khandelwal SS, Randleman JB. Intraocular lens alignment methods. *Curr Opin*
614 *Ophthalmol* 2016;27:65–75.
615
- 616 [39] Goggin M, Moore S, Esterman A. Toric intraocular lens outcome using the manufacturer’s
617 prediction of corneal plane equivalent intraocular lens cylinder power. *Arch Ophthalmol*
618 *Chic Ill* 1960 2011;129:1004–8.
619
- 620 [40] Felipe A, Artigas JM, Díez-Ajenjo A, García-Domene C, Alcocer P. Residual astigmatism
621 produced by toric intraocular lens rotation. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:1895–901.
622
- 623 [41] Carey PJ, Leccisotti A, McGilligan VE, Goodall EA, Moore CBT. Assessment of toric
624 intraocular lens alignment by a refractive power/corneal analyzer system and slitlamp
625 observation. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:222–9.
626
- 627 [42] Woo YJ, Lee H, Kim HS, Kim EK, Seo KY, Kim T. Comparison of 3 marking techniques in
628 preoperative assessment of toric intraocular lenses using a wavefront aberrometer. *J Cataract*
629 *Refract Surg* 2015;41:1232–40.
630
- 631 [43] Dick HB, Schultz T. Laser-assisted marking for toric intraocular lens alignment. *J Cataract*
632 *Refract Surg* 2016;42:7–10.

- 633
634 [44] Cha D, Kang SY, Kim S-H, Song J-S, Kim H-M. New axis-marking method for a toric
635 intraocular lens: mapping method. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2011;27:375–9.
636
637 [45] Ma JJK, Tseng SS. Simple method for accurate alignment in toric phakic and aphakic
638 intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:1631–6.
639
640 [46] Abulafia A, Barrett GD, Kleinmann G, Ofir S, Levy A, Marcovich AL, et al. Prediction of
641 refractive outcomes with toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*
642 2015;41:936–44.
643
644 [47] Abulafia A, Koch DD, Wang L, Hill WE, Assia EI, Franchina M, et al. New regression
645 formula for toric intraocular lens calculations. *J Cataract Refract Surg* 2016;42:663–71.
646
647 [48] Koch DD. The Posterior Cornea: Hiding in Plain Sight. *Ophthalmology* 2015;122:1070–1.
648
649 [49] Hayashi K, Manabe S, Yoshida M, Hayashi H. Effect of astigmatism on visual acuity in eyes
650 with a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:1323–9.
651
652 [50] Hoffmann PC, Abraham M, Hirschall N, Findl O. Prediction of Residual Astigmatism After
653 Cataract Surgery Using Swept Source Fourier Domain Optical Coherence Tomography. *Curr*
654 *Eye Res* 2014;39:1178–86.
655
656 [51] Abulafia A, Hill WE, Franchina M, Barrett GD. Comparison of Methods to Predict Residual
657 Astigmatism After Intraocular Lens Implantation. *J Refract Surg* 2015;31:699–707.

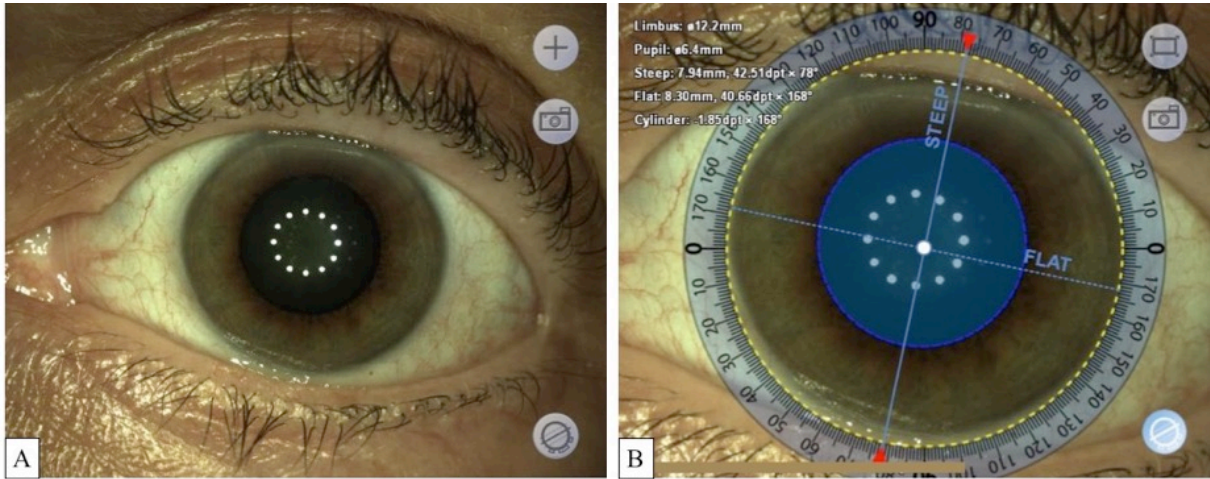


Figure 1 : A. Photographie haute définition acquise par l'unité de référence (le cercle de 3 mm de diamètre est centré sur l'apex cornéen). B. Kératométrie mesurée par l'unité de référence et affichage de l'axe le plus plat (168°) et le plus bombé (78°).

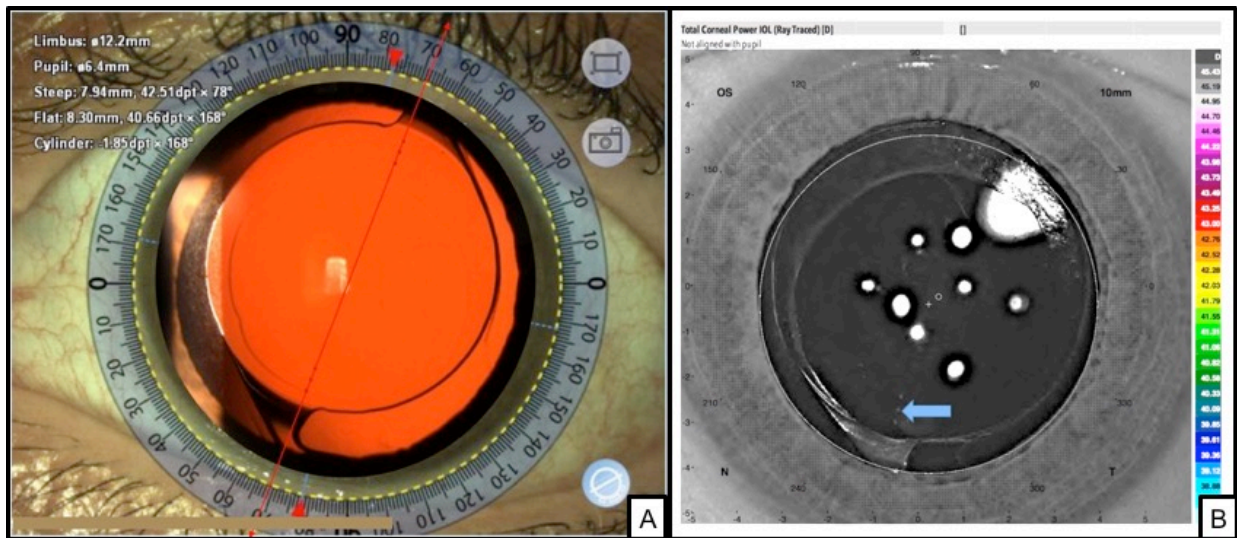


Figure 2 : A. Repérage de l'axe d'alignement, utilisant une photographie en rétroillumination. B. Repérage de l'axe d'alignement, utilisant le mode Map 1 du système dual Scheimpflug (flèche bleue)

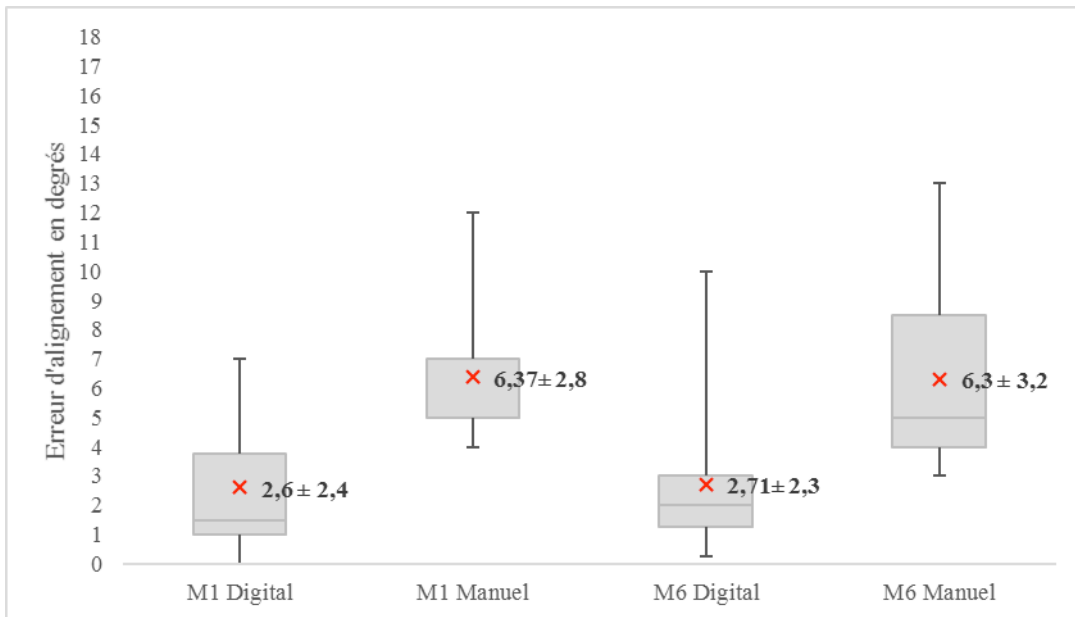


Figure 3 : Répartition des erreurs d'alignement en degrés des implants toriques obtenues à 1 et 6 mois post-opératoires. Les moyennes sont représentées par une croix rouge.

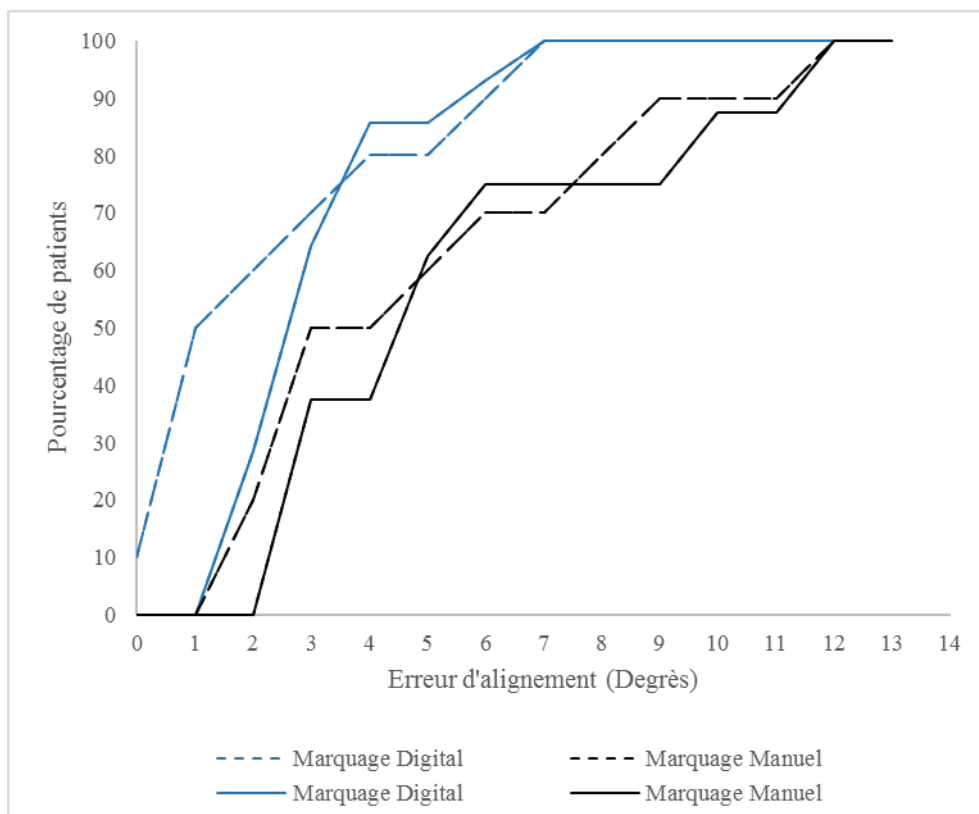


Figure 4 : Répartition en pourcentages cumulés des erreurs d'alignement. Les courbes pointillées représentent les données à 1 mois, les courbes en trait plein, les données à 6 mois.

Tableau 1 : Caractéristiques cliniques et ophtalmologiques pré-opératoires de la population (SD : Déviation Standard, AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction, MAVAC : Meilleure Acuité Visuelle Avec Correction).

	Total n=45	Groupe DIGITAL n=25	Groupe MANUEL n=20	p-value
Age (années) (SD)	69,5 (7,4)	68,4 (7,9)	70,9 (6,3)	0,25
Genre masculin (%)	11 (24,4)	5 (20)	6 (30)	0,24
AVSC (logMAR) (SD)	0,57 (0,37)	0,59 (0,38)	0,54 (0,36)	0,61
MAVAC (logMAR) (SD)	0,21 (0,27)	0,18 (0,25)	0,26 (0,29)	0,46
Puissance du cylindre de la face antérieure de la cornée (Dioptries) (SD)	1,77 (0,69)	1,91 (0,64)	1,59 (0,69)	0,11
Puissance du cylindre cornéen total (Dioptries) (SD)	1,86 (0,61)	2,00 (0,66)	1,72 (0,52)	0,16
Profondeur Chambre Antérieure (mm) (SD)	3,08 (0,50)	3,20 (0,49)	2,90 (0,46)	0,04
Longueur axiale (mm) (SD)	23,7 (1,7)	24,0 (1,9)	23,3 (1,6)	0,14
Puissance des Implants (Dioptries) (SD)	20,7 (5,4)	19,5 (5,7)	22,0 (4,8)	0,13

Tableau 2 : Erreurs d'alignement et résultats réfractifs post-opératoires à 1 et 6 mois (AVSC : Acuité Visuelle Sans Correction, MAVAC : Meilleure Acuité Visuelle Avec Correction)

	M1 Total n=45	M1 Groupe DIGITAL n=25	M1 Groupe MANUEL n=20	p-value	M6 Total n=45	M6 Groupe DIGITAL n=25	M6 Groupe MANUEL n=20	p-value
Erreur d'alignement (degrés)	4,21 ± 3,14	2,60 ± 2,24	6,37± 2,83	0,009	4,21 ± 3,24	2,70 ± 2,28	6,30 ± 3,20	0,005
Equivalent Sphérique(D)	-0,17 ± 0,74	-0,04 ± 0,63	-0,38 ± 0,84	0,26	-0,70 ± 0,46	-0,03 ± 0,44	-0,40 ± 0,77	0,15
Astigmatisme total (D)	0,72 ± 0,40	0,73 ± 0,46	0,72 ± 0,34	0,90	0,70 ± 0,46	0,70 ± 0,45	0,70 ± 0,47	0,90
AVSC (LogMAR)	0,14 ± 0,21	0,14 ± 0,25	0,12 ± 0,15	0,70	0,09 ± 0,21	0,08 ± 0,13	0,11 ± 0,28	0,80
MAVAC (LogMAR)	0,02 ± 0,06	0,00 ± 0,40	0,03 ± 0,07	0,07	0,02 ± 0,07	-0,002 ± 0,05	0,06 ± 0,08	0,06

Tableau 3 : Analyse vectorielle selon la méthode d'Alpins à 1 et 6 mois post-opératoires (CI : Correction Index, ME : Magnitude d'Erreur, AE : Angle of Error, DV : Difference Vector, IOS : Index Of Success)

	M1 Groupe DIGITAL	M1 Groupe MANUEL	p-value	M6 Groupe DIGITAL	M6 Groupe MANUEL	p-value
CI	1,19 ± 0,26	1,04 ± 0,46	0,37	1,13 ± 0,25	1,14 ± 0,35	0,90
ME	0,33 ± 0,39	0,19 ± 0,73	0,60	0,24 ± 0,44	0,16 ± 0,50	0,60
AE	3,91 ± 2,61	6,71 ± 3,19	0,055	5,80 ± 4,10	5,20 ± 4,10	0,70
DV	0,58 ± 0,16	0,83 ± 0,27	0,02	0,63 ± 0,25	0,63 ± 0,30	0,90
IOS	0,34 ± 0,11	0,49 ± 0,19	0,04	0,36 ± 0,15	0,39 ± 0,22	0,70

II. ANNEXE 1

Formalisation de l'astigmatisme et Analyse Vectorielle

ANNEXE 1

Formalisation de l'astigmatisme et Analyse Vectorielle

L'astigmatisme est principalement induit par la toricité du dioptré cornéen.

La cornée est qualifiée d'astigmaté lorsque sa réfraction varie progressivement selon les méridiens entre un minimum et un maximum. Les méridiens correspondant au minimum et au maximum sont appelés les axes de l'astigmatisme et sont perpendiculaires entre eux, si l'astigmatisme est régulier.

Comme représenté sur la figure 1, dans un système astigmaté, un faisceau de rayons parallèles n'est pas focalisé en un point, mais en deux lignes-images perpendiculaires entre elles, l'une antérieure, plus proche de l'optique et perpendiculaire au plan optique le plus réfringent, et l'autre postérieure, plus éloignée et perpendiculaire au plan optique le moins réfringent. Dans l'intervalle entre les deux focales, les rayons forment une conoïde dite de Sturm. Celle-ci est de section circulaire en un point correspondant au cercle de moindre diffusion de Sturm [1].

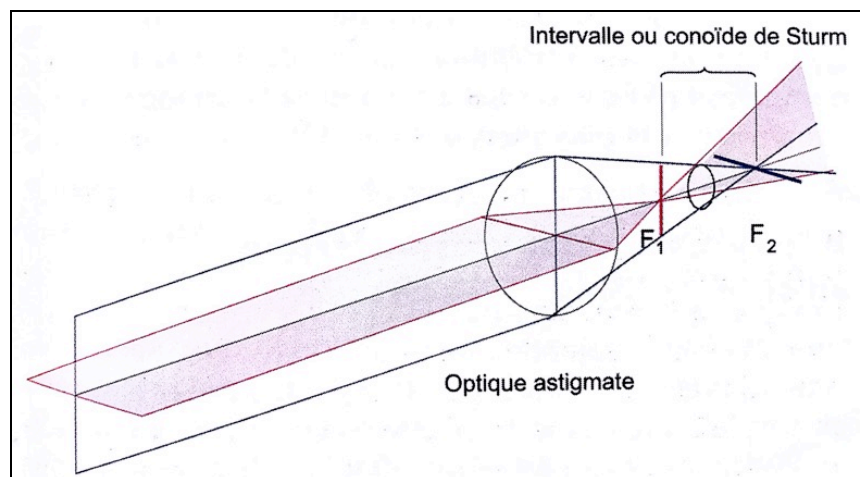


Figure 1. Position de la conoïde de Sturm dans un œil astigmaté. (La réfraction de l'œil : du diagnostic à l'équipement optique. Elsevier Masson; 2007. 420 p. La Roth A, Gomez A, Péchereau A.)

Lorsque le méridien de courbure maximale est orienté selon l'axe 90° - 270° ou proche de cette direction, l'astigmatisme est qualifié de direct ou conforme à la règle.

Quand le méridien le plus courbe est orienté horizontalement, à 0°/180°, l'astigmatisme est qualifié d'inverse ou non-conforme à la règle. Dans les autres cas, on parle d'astigmatisme oblique, proche des directions 45°-225° ou 135°-315° [2]. (Figure 2)

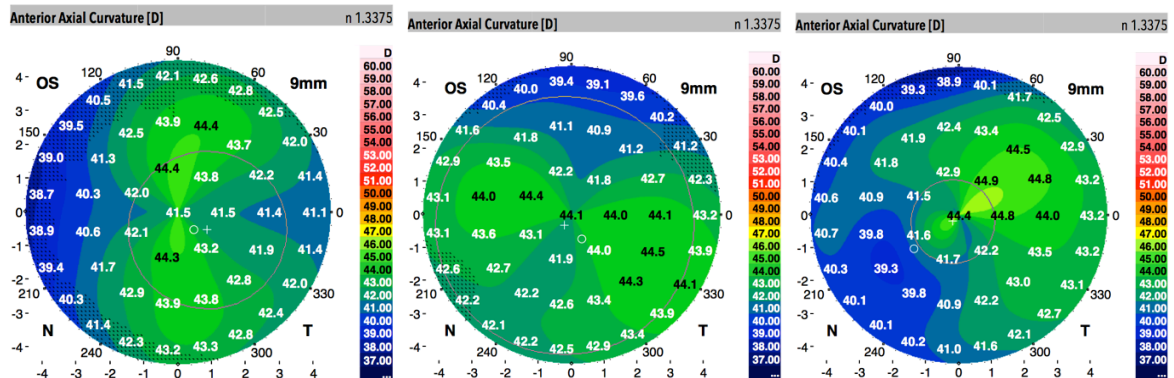


Figure 2. Cartes topographiques axiales de courbure. Astigmatisme cornéen direct ou conforme à la règle (gauche). Astigmatisme cornéen inverse ou non-conforme à la règle (centre). Astigmatisme cornéen oblique (droite).

On peut définir l'astigmatisme par un chiffre de magnitude et un chiffre d'axe.

Mais en réalité, il s'agit d'une variation continue de la vergence entre deux extrêmes dont les axes sont séparés par un angle de 90° lorsque cet astigmatisme est régulier. On comprend alors sur la figure 3A qu'un dispositif correcteur doit induire un astigmatisme de même orientation mais de signe opposé. Par conséquent, un décalage de 10° du dispositif correcteur entraîne un astigmatisme résiduel dont la magnitude et l'orientation dépendent de l'angle du décalage (Figure 3B).

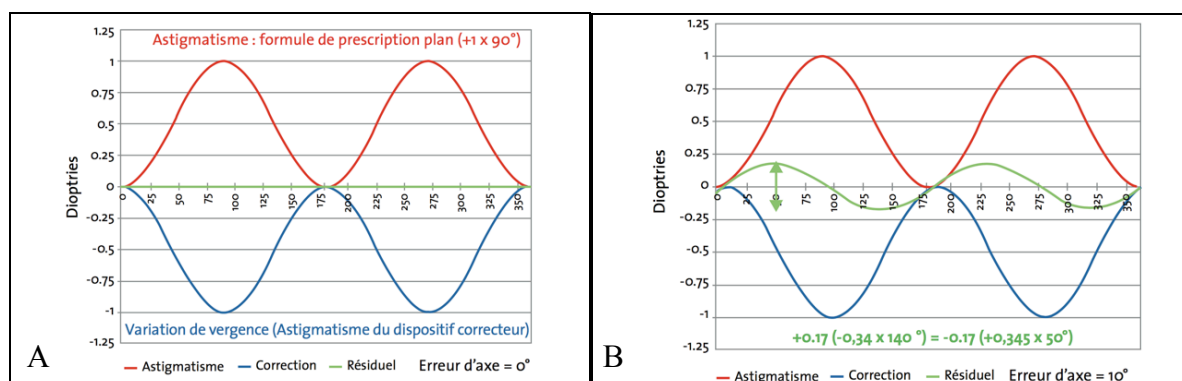


Figure 3. Représentation schématique de la correction d'un astigmatisme hypermétropique par un dispositif correcteur. A. Induction d'un astigmatisme de magnitude opposée mais d'orientation identique. B. Un décalage de 10° du dispositif correcteur induit un astigmatisme résiduel. (www.gatinel.fr)

1) Principes et intérêts de l'analyse vectorielle

L'analyse vectorielle est une méthode d'analyse globale de l'astigmatisme régulier qui permet d'effectuer des comparaisons statistiques et des calculs.

Les vecteurs sont des outils efficaces, notamment en géométrie pour la résolution de nombreux problèmes mathématiques. En effet, l'astigmatisme se définit comme une magnitude et une orientation et peut donc être modélisé par un vecteur.

Un vecteur est un segment orienté caractérisé par sa longueur, sa direction et son sens, représenté par une flèche. Ainsi, la valeur absolue de la magnitude de l'astigmatisme peut être modélisée par la longueur de la flèche. L'orientation de l'astigmatisme peut être assimilée à l'angle formé par la flèche vis à vis d'une direction de référence (0° - 180° par exemple). Enfin le signe positif ou négatif de la magnitude définit le sens de la flèche.

De cette façon, l'addition de deux astigmatismes peut s'effectuer comme une somme vectorielle par l'addition de deux flèches.

Comme représenté sur la figure 4, la somme de deux vecteurs \vec{u} et \vec{v} s'obtient en les positionnant bout à bout de sorte que le point terminal de l'un coïncide avec le point terminal de l'autre. On peut ainsi concevoir la correction de l'astigmatisme comme l'addition d'un astigmatisme de même orientation, de même magnitude, mais de sens opposé.

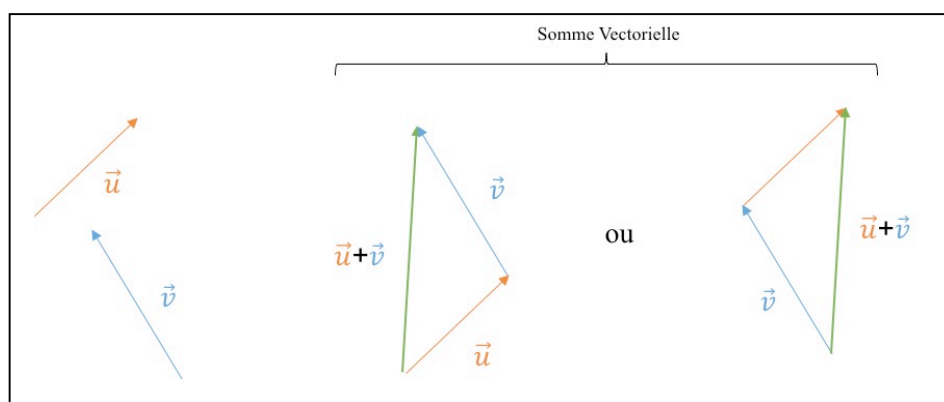


Figure 4. Somme vectorielle des vecteurs \vec{u} et \vec{v} .

Mais l'utilisation de vecteurs pour modéliser l'astigmatisme requiert certaines précautions car il correspond à une double oscillation de la puissance optique entre 0 et 360°.

Il suffit d'un demi-tour (180°) et non d'un tour complet (360°) pour décrire toutes les orientations possibles d'un astigmatisme. Pour éviter de commettre une erreur liée à cette redondance, il faut donc doubler la valeur de l'angle qui sépare deux vecteurs d'astigmatismes, avant d'additionner leurs flèches respectives. Par la suite, pour retrouver son orientation en formule de prescription, il faut réduire de moitié l'angle de la flèche obtenue.

Ce raisonnement est résumé sur les figures 5A à 5F.

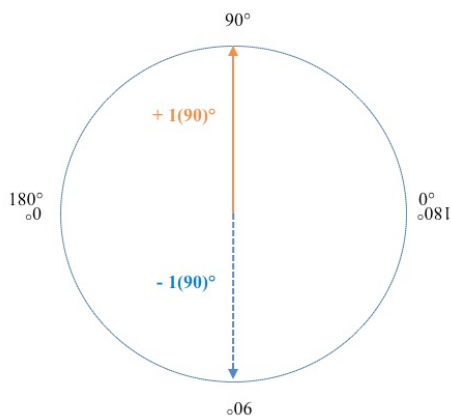


Figure 5A. Exemple de représentation vectorielle d'astigmatisme de +1 Dioptrie à 90° (vecteur orange).

La correction de cet astigmatisme peut être réalisée par un vecteur d'astigmatisme de magnitude égale mais de direction opposée (vecteur pointillé bleu) de -1 Dioptrie à 90°.

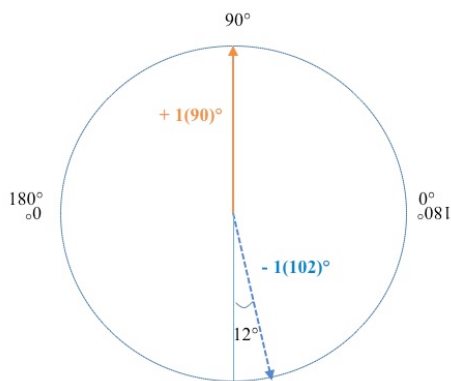


Figure 5B. Erreur d'alignement de 12° du dispositif correcteur.

Considérons la situation où le dispositif correcteur présente une erreur d'alignement de 12° dans le sens antihoraire.

Le vecteur représentant le dispositif correcteur présente alors une puissance de -1 Dioptrie à 102°.

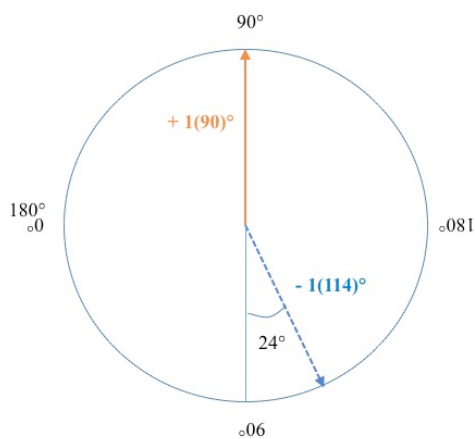


Figure 5C. Erreur d'alignement de 12° du dispositif correcteur.

L'angle doit être doublé puisque l'astigmatisme oscille deux fois sur 360° .

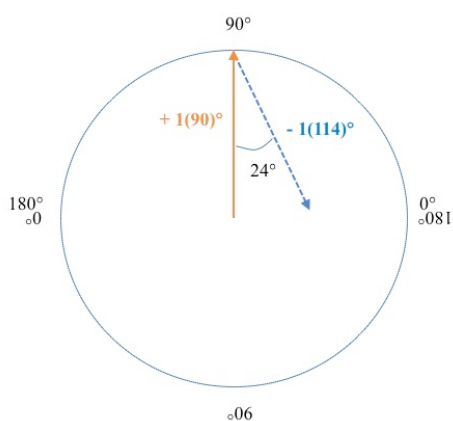


Figure 5D. Erreur d'alignement de 12° du dispositif correcteur.

Les flèches représentant les deux vecteurs sont alignées afin de les additionner.

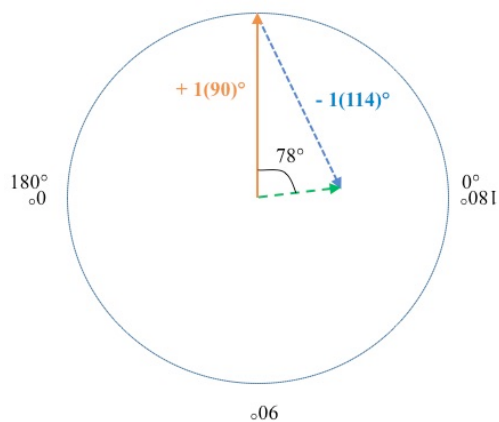


Figure 5E. Erreur d'alignement de 12° du dispositif correcteur.

La résultante (vecteur pointillé vert) correspond alors à la somme vectorielle de l'astigmatisme cornéen et du système correcteur.

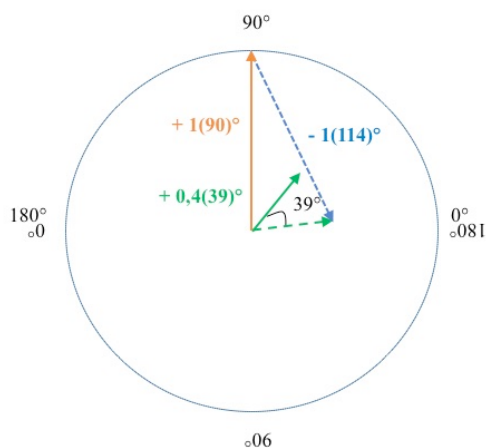


Figure 5F. Erreur d'alignement de 12° du dispositif correcteur.

Mais l'angle formé entre la flèche résultante et l'astigmatisme cornéen initial est divisé par deux car l'astigmatisme oscille deux fois sur 360° .

Le vecteur vert obtenu indique alors la direction et la magnitude de l'astigmatisme résiduel : $+0,40(39)^\circ$.

2) Méthode d'Alpins – Analyse vectorielle du traitement chirurgical ASSORT (Alpins Statistical System for Ophthalmic Refractive Surgery Techniques)

Cette méthode a été publiée par Noel Alpins en 1993, afin d'analyser les différents paramètres lors de la correction chirurgicale de l'astigmatisme [3]. En 1997, il incorpore à cette méthode les données topographiques, la réfraction manifeste et l'effet des incisions afin de réduire l'astigmatisme résiduel [4,5].

En 2001, il utilise cette méthode vectorielle pour analyser les résultats réfractifs de patients ayant bénéficié d'un LASIK pour correction d'une myopie et d'un astigmatisme. Il décrit alors différents paramètres qui offrent des informations complémentaires pour comprendre l'astigmatisme résiduel retrouvé [6] et développe un logiciel en ligne, l'ASSORT Toric Calculator qui permet au chirurgien en fonction des données pré-opératoires et post-opératoires de calculer les indices suivants :

- **TIA** (*Targeted Induced Astigmatism*) : Astigmatisme cible induit par la chirurgie.
- **SIA** (*Surgical Induced Astigmatism*) : Astigmatisme réellement induit par la chirurgie
- **DV** (*Difference Vector*) : Il correspond à l'astigmatisme à induire après une chirurgie pour atteindre la cible réfractive initialement prévue (TIA). Il sera préférablement proche de 0.
- **CI** (*Correction Index*) : Rapport SIA/TIA. Il doit, dans l'idéal, être le plus proche de 1,0. Si le CI est supérieur à 1, il s'agit d'une sur-correction. S'il est inférieur à 1, il s'agit d'une sous-correction.
- **IOS** (*Index of Success*): Rapport DV/TIA. Il sera donc préférablement proche de 0.
- **ME** (*Magnitude of Error*) : Différence arithmétique entre le SIA et le TIA

On a une sur-correction si le ME est positif, une sous-correction si le ME est négatif. Il indique si la puissance de l'implant a été correctement choisie. Si la magnitude d'erreur est supérieure à 1, un échange d'implant ou un traitement cornéen peuvent être indiqués.

- *AE (Angle of Error)* : Angle formé par le vecteur du SIA et le vecteur du TIA

L'AE est positif si l'axe du SIA se positionne dans le sens inverse des aiguilles d'une montre par rapport à celui du TIA. Il est négatif si l'axe du SIA se positionne dans le sens des aiguilles d'une montre par rapport à l'axe du TIA.

La méthode d'Alpins est donc basée sur l'utilisation de 3 vecteurs fondamentaux : Le TIA, le SIA et le DV. Ces 3 vecteurs sont alors utilisés pour calculer différents indices permettant de déterminer le succès global de la chirurgie (IOS), la potentielle sur ou sous-correction (ME, CI) et l'erreur d'alignement du traitement (AE).

Il s'agit de données chiffrées pouvant alors être utilisées pour l'analyse statistique.

Ainsi, la plupart des études évaluant l'efficacité d'un traitement chirurgical correcteur de l'astigmatisme emploient cette méthode. Par exemple, dans une étude de Visser et al. elle permet de comparer l'efficacité d'un implant phake torique à celle d'un implant de chambre postérieure [7]. Elle peut également permettre de comparer les résultats obtenus par deux techniques de chirurgie réfractive cornéenne comme le LASIK et le SMILE, dans l'étude de Zhang et al. [8].

Un module du software permet le calcul pré-opératoire de la puissance de l'implant torique.

Un second module permet, grâce à une analyse vectorielle d'analyser l'erreur réfractive post-opératoire. Ainsi, en fonction des paramètres post-opératoires, de la rotation observée de l'implant et de la réfraction manifeste, le logiciel détermine le sens et l'amplitude de la rotation optimale à appliquer afin d'obtenir un astigmatisme réfractif minimum.

L'astigmatisme cornéen total mesuré peut également être utilisé, afin d'inclure une mesure plus précise de l'astigmatisme cornéen incluant une prise en compte de l'astigmatisme de face postérieure.

REFERENCES

- [1] Roth A, Gomez A, Pêchereau A. La réfraction de l'oeil: du diagnostic à l'équipement optique. Elsevier Masson; 2007.
- [2] Smith ME, Kincaid MC, West CE. Anatomie et réfraction. Elsevier; 2004.
- [3] Alpins NA. A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism. J Cataract Refract Surg 1993;19:524–33.
- [4] Alpins NA. New method of targeting vectors to treat astigmatism. J Cataract Refract Surg 1997;23:65–75.
- [5] Alpins NA. Vector analysis of astigmatism changes by flattening, steepening, and torque. J Cataract Refract Surg 1997;23:1503–14.
- [6] Alpins N. Astigmatism analysis by the Alpins method2. J Cataract Refract Surg 2001;27:31–49.
- [7] Visser N, Berendschot TTJM, Bauer NJC, Nuijts RMMA. Vector Analysis of Corneal and Refractive Astigmatism Changes Following Toric Pseudophakic and Toric Phakic IOL Implantation. Investig Ophthalmology Vis Sci 2012;53:1865.
- [8] Zhang J, Wang Y, Chen X. Comparison of Moderate- to High-Astigmatism Corrections Using WaveFront-Guided Laser In Situ Keratomileusis and Small-Incision Lenticule Extraction. Cornea 2016;35:523–30.

III. ANNEXE 2

Facteurs prédictifs des résultats réfractifs en implantation torique

ANNEXE 2

Facteurs prédictifs des résultats réfractifs en implantation torique

L'implantation torique est soumise, à chaque étape, à des exigences influençant les résultats réfractifs et par conséquent l'astigmatisme résiduel.

1) FACTEURS PRE-OPERATOIRES :

a. Paramètres liés aux implants

L'astigmatisme est une aberration optique orientée, par conséquent sa correction l'est aussi, ce qui souligne l'importance de la précision et de la stabilité du système optique.

En ce qui concerne sa stabilité, les biomatériaux utilisés ont un impact important. Linnola et al. ont montré que les implants en acrylique présentaient une adhérence supérieure au sac capsulaire par rapport aux implants en silicone et PMMA [1]. La vitesse de bioadhésion est également augmentée par ce matériau et leur caractère hydrophobe la renforce également. Ils sont par ailleurs associés à une moindre fréquence de l'opacification capsulaire postérieure [2,3]. Comme l'ont montré Tognetto et al., ce biomatériau permet une meilleure qualité optique grâce au large spectre de fréquences spatiales qu'il transmet à la rétine, à l'indice de réfraction qui est élevé, et au caractère biconvexe de la zone optique qui permet de réduire les aberrations [4].

Le caractère asphérique des implants a également montré sa supériorité en termes de qualité de d'image et de sensibilité au contraste comme l'ont mis en évidence Kohnen et al. notamment [5]. En effet, les aberrations sphériques positives portées par la cornée sont compensées par une aberration sphérique négative de l'implant, ce qui permet de diminuer les aberrations optiques totales du système et la dégradation de qualité d'image qu'elles engendrent [6].

Pour les implants en acrylique, la forme des haptiques (plates ou « open loop ») ne semble pas impliquer de différence de stabilité malgré la différence de nombre de points d'appui dans le sac capsulaire notamment grâce à sa bioadhésivité rapide [7,8]. (Figure 1)

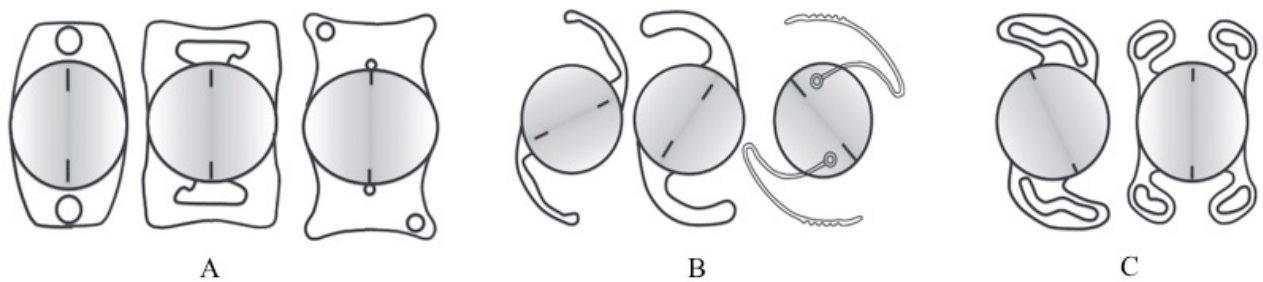


Figure 1. Design des implants toriques. A. Haptiques plate. B. Haptiques « open loop ». C. Haptiques « closed loop ». (Illustration de Buckhurst et al.)[9]

b. Mesure de la magnitude et de l'axe de l'astigmatisme

La topographie cornéenne permet une mesure de la magnitude, de l'axe de l'astigmatisme ainsi que de sa régularité. En effet, un examen topographique préopératoire vise à rechercher un astigmatisme irrégulier pour lequel la prédictibilité des résultats réfractifs est moindre.

La topographie cornéenne par réflexion spéculaire utilise le reflet cornéen de disques de placido afin de calculer une carte de courbure antérieure.

L'analyse de la face postérieure est possible depuis l'apparition de topographes d'élévation. Les technologies par balayage de fente lumineuse ou par camera rotative Scheimpflug permettent ainsi une mesure complète de la surface cornéenne en reconstruisant de façon tridimensionnelle le volume cornéen. Les cartes de topographie cornéenne d'élévation obtenues permettent de représenter le relief cornéen par rapport à une surface de référence.

Les technologies placido et Scheimpflug offrent des mesures relativement concordantes de la magnitude et de l'axe de l'astigmatisme pour les cylindres élevés supérieurs à 2 Dioptries selon l'étude de Delrivo et al. [10]. La mesure de son axe semble présenter des discordances en deçà. Il est également conseillé de combiner les données de technologies différentes afin de réduire le risque d'erreur réfractive [11].

La face postérieure de la cornée ajoute une composante à l'astigmatisme et porte la plupart du temps un astigmatisme inverse, en moyenne de 0,3D [12]. Koch et al. ont ainsi montré que ne pas le prendre en compte semble induire une sur-corrrection des astigmatismes directs de 0,5D en moyenne et sous-corriger les astigmatismes indirects de 0,3D [13–15].

Enfin, l'OCT Swept-source haute résolution permet également d'appréhender la cornée dans sa globalité grâce à une reconstruction tomographique, et ainsi de prendre en compte la courbure des faces antérieure et postérieure [16]. (Figure 2)

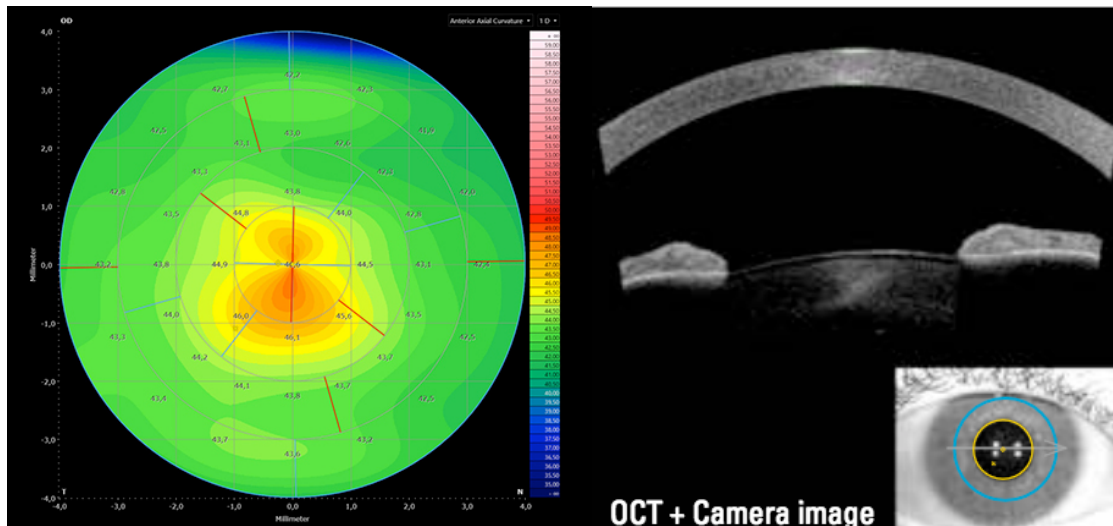


Figure 2. Carte topographique antérieure obtenue en OCT Swept-Source (Cataract and Refractive Imaging Platform, Heidelberg Engineering) d'un astigmatisme direct. (<https://www.heidelbergengineering.com>)

c. Astigmatisme Induit Chirurgicalement

D'autre part, l'astigmatisme induit par la chirurgie ou SIA (Surgically Induced Astigmatism) dépend de plusieurs facteurs. Celui-ci est majoré par la largeur des incisions, un fort astigmatisme pré-opératoire, l'âge, et le caractère étroit de la chambre antérieure comme l'a souligné Chang et al. [17].

Denoyer et al. ont également montré l'influence des caractéristiques biomécaniques intrinsèques à la cornée [18]. En effet, la mesure de l'hystérèse cornéenne réalisée par l'Ocular Response Analyzer permettrait de prédire de façon plus précise le SIA, mais son utilisation reste difficile à codifier. Plus récemment, Alpíns a montré que celui-ci pouvait être également différent en fonction de la latéralité de l'œil ainsi que de la position de l'incision [19]. On observe en effet, un aplatissement de l'axe sur lequel est réalisée l'incision, et son importance dépend de l'axe de l'astigmatisme cornéen préexistant. Mais pour un même astigmatisme, la latéralité de l'œil semble jouer un rôle, possiblement en lien avec des facteurs ergonomiques propres au chirurgien.

d. Position Effective de l'Implant

La position effective de l'implant, plus communément appelée en anglais « Effective Lens Position (ELP) » est définie par la position exacte de l'implant dans l'œil en profondeur. En effet, la distance de l'implant par rapport au dioptré cornéen va influencer la puissance du système optique et donc la réfraction post-opératoire.

Or, la puissance du cylindre effectif corrigé par l'implant est dépendante de la profondeur de chambre antérieure notamment. Plus la profondeur de chambre augmente, plus l'implant se trouve éloigné du dioptré cornéen et plus la correction de l'astigmatisme porté par l'implant diminue, comme l'ont exposé Eom et al [20].

Le tore de l'implant est habituellement sélectionné en utilisant le calculateur en ligne du fabricant. Celui-ci peut estimer l'ELP en utilisant une constante fixe, en utilisant la mesure pré-opératoire de la profondeur de chambre antérieure ou encore en fonction de la longueur axiale et de la kératométrie mesurées.

Toutes ces formules de calcul peuvent estimer assez précisément la position effective de l'implant en post-opératoire, mais ce calcul peut s'avérer erroné et conduire à une erreur de choix de la toricité de l'implant, notamment pour les longueurs axiales plus longues ou pour les cornées plus bombées ou plus plates que la norme comme l'a montré Savini et al. [21].

e. Calculateurs, formules et face postérieure cornéenne

Les calculateurs sont nombreux. En plus de la considération de l'ELP, certains ont été développés afin de prendre en compte la contribution de l'astigmatisme porté par la face postérieure de la cornée lors du calcul.

Le nomogramme de Baylor décrit par Koch et al. [14] a ainsi été appliqué au calculateur de certains fabricants afin d'optimiser la précision des résultats réfractifs. Celui-ci permet un ajustement de la toricité de l'implant en fonction des moyennes d'astigmatisme postérieur d'une population.

Le calculateur de Barrett utilise, lui, un algorithme permettant d'estimer l'astigmatisme de face postérieure et semble le plus performant pour prédire l'astigmatisme résiduel post opératoire, et ce même par rapport aux formules utilisant une mesure de l'astigmatisme de face postérieure [22]. En effet, les résultats des travaux d'Abulafia et al. sont résumés sur la figure 3.

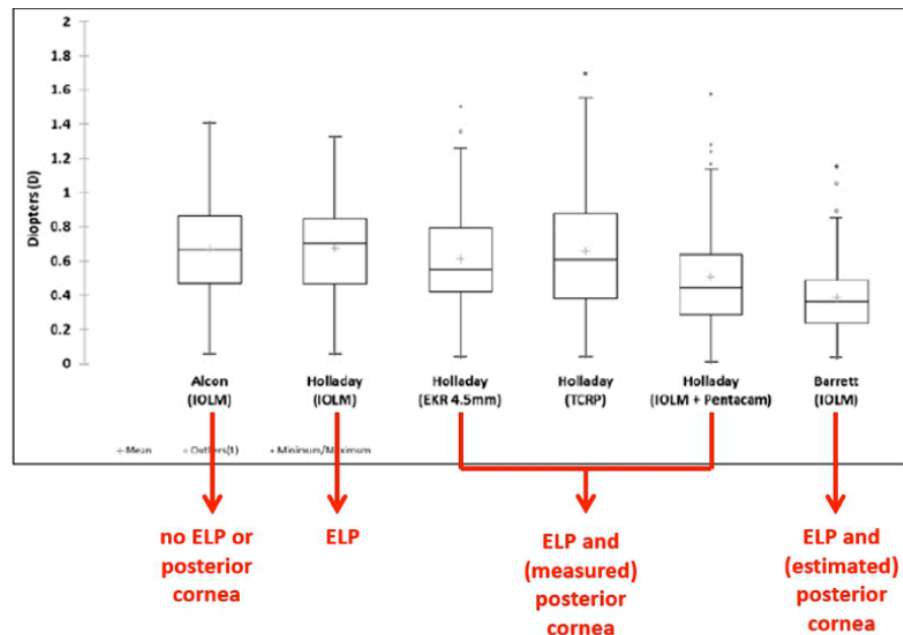


Figure 3. Astigmatisme résiduel obtenu par différentes formules de calcul. IOLM : IOL-Master, EKR : Equivalent Keratometry Reading, TCRP : Total Corneal Refractive Power). Cette illustration montre que la prise en compte de la position effective de l'implant et de la face postérieure de la cornée réduit l'erreur réfractive post-opératoire ainsi que la dispersion des valeurs.

(Illustration d'Abulafia et al)[22]

Les astigmatismes résiduels obtenus par différents calculateurs ont été comparés. Chaque box-plot représente les résultats selon différentes méthodes de calcul, avec entre parenthèses le dispositif utilisé pour mesurer la kératométrie. Le calculateur du fabricant Alcon ne prend pas en compte l'ELP ni l'astigmatisme de face postérieure et utilise un ratio fixe pour calculer l'effet torique de l'implant par rapport au plan cornéen, alors que la formule Holladay 1 le prend en compte. Les Box-plot 3, 4 et 5 représentent les résultats en utilisant cette formule et en y ajoutant un outil mesurant de façon directe l'astigmatisme de face postérieure en ray-tracing grâce au Pentacam.

Le calculateur de Barrett employé avec la kératométrie antérieure du IOL-Master permet d'obtenir un astigmatisme résiduel plus faible et une moindre dispersion des résultats réfractifs par rapport

aux méthodes sus-citées. Il permet de s'affranchir des biais de mesure de la face postérieure, tout en prédisant la position effective de l'implant.

2) FACTEURS PER-OPERATOIRES :

a. Alignement de l'implant torique

Une erreur d'alignement diminue la correction cylindrique de l'implant.

L'astigmatisme résiduel peut être évalué par la formule $R = (2C\sin\Theta)$ où C est la puissance du cylindre de l'implant et Θ l'erreur d'alignement en degrés. Il s'agit donc d'une relation sinusoïdale où chaque degré d'erreur d'alignement provoque une perte de 3% de l'effet torique de l'implant [9].

La précision d'alignement est donc importante car une erreur de 10° diminue de plus de 30% la puissance de correction cylindrique de l'implant et une erreur de 30° provoque une perte de la totalité de sa correction cylindrique (Figure 4).

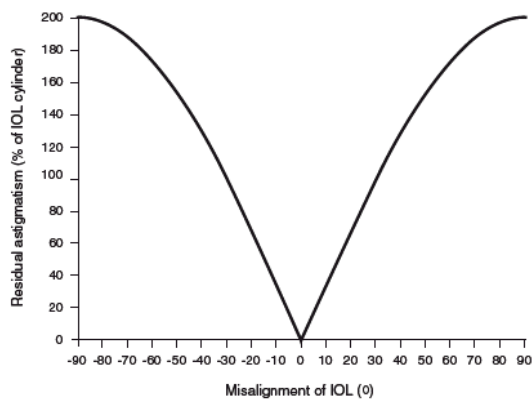


Figure 4. Effet de l'erreur d'alignement d'un implant torique sur l'astigmatisme résiduel (Illustration de P. J. Buckhurst et al.) [9]

Figure 1. The effect of the misalignment of a toric IOL on residual astigmatism

Par ailleurs, la cyclotorsion physiologique de l'œil en position allongée est faible la plupart du temps, aux alentours de 2°. Elle est parfois beaucoup plus importante et difficile à apprécier pour chaque patient, elle doit donc être systématiquement considérée pour toute implantation torique [23]. Pour l'ensemble de ces raisons, un marquage préopératoire est donc nécessaire, pour lequel

les techniques sont multiples. Ces méthodes de marquage, manuelles, et digitales depuis peu, font l'objet d'une description dans l'article. (Figures 5 et 6)



Figure 5. Technique de marquage manuel pré-opératoire en position assise, utilisant un marqueur pendulaire. En pré-opératoire immédiat, le marqueur pendulaire est utilisé pour marquer, au limbe, l'axe 0°-180° au feutre dermatographique.

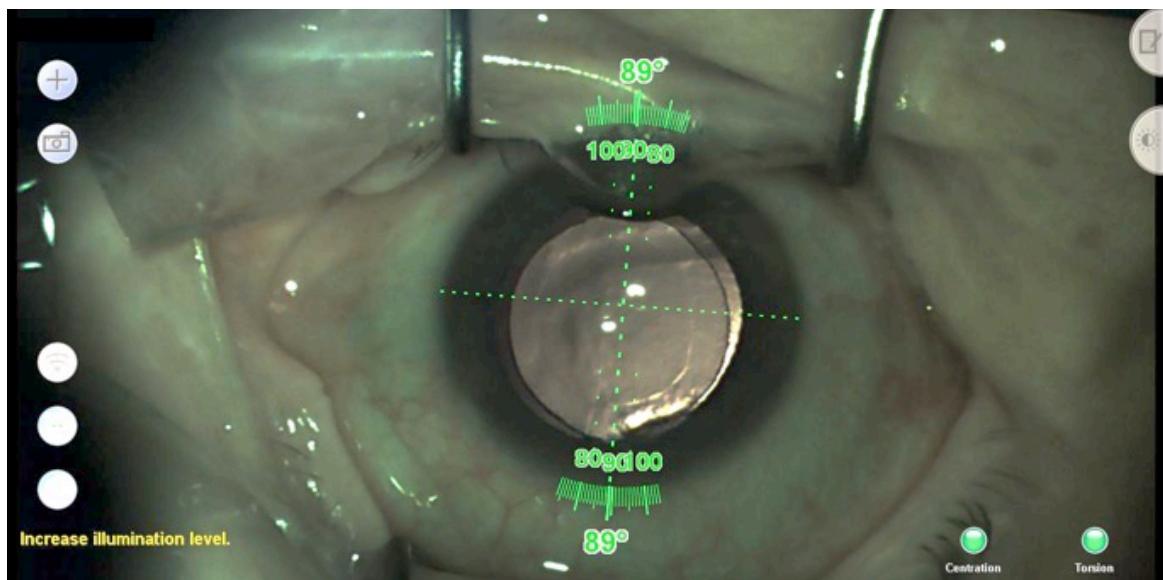


Figure 6. Projection digitale per-opératoire en réalité augmentée de l'axe de positionnement de l'implant torique (vue per-opératoire). L'axe de positionnement et l'intervalle d'alignement sont projetés en surimpression dans l'oculaire droit du microscope opératoire.

Plus récemment, l'aberrométrie per-opératoire permet, à partir d'une analyse du front d'onde oculaire, l'ajustement de l'axe de positionnement de l'implant. Son utilisation se fait en deux temps : après l'extraction du cristallin pour déterminer la puissance et le tore de l'implant, puis lors de sa mise en place afin de guider l'axe de positionnement [24]. Néanmoins, elle présente certaines limites. Ainsi, Stringham et al. ont montré dans une étude une variabilité de mesure induite par le blepharostat, qui modifie l'astigmatisme cornéen. Par ailleurs, les modifications du tonus oculaire ainsi que l'hydratation du stroma cornéen lors de la chirurgie peuvent également être source d'erreur d'évaluation per-opératoire de l'astigmatisme [25]. Cependant, cette méthode semble présenter un intérêt chez les patients ayant bénéficié au préalable d'une chirurgie réfractive cornéenne : dans une étude de Ianchulev et al. 70% des patients présentent une erreur réfractive de $\pm 0,50$ D en utilisant l'aberrométrie per-opératoire [26].

b. Technique opératoire

L'étape de retrait des substances visco-élastiques est primordiale afin d'éviter une rotation secondaire, et notamment leur lavage sous l'implant en fin d'intervention. Le lavage peut également entraîner une rotation de l'implant dans le sens horaire, notamment pour les implants munis d'haptiques « open loop ». La canule d'irrigation/aspiration ou un micromanipulateur peuvent également être utilisés afin de maintenir l'implant au fond du sac lors du lavage des substances visco-élastiques. L'étanchéité des incisions est également fondamentale afin d'éviter toute variation de volume de la chambre antérieure en post-opératoire immédiat.

D'autre part, une rotation est retrouvée de façon plus importante chez les patients présentant une longueur axiale plus grande, vraisemblablement en lien avec un sac capsulaire plus large, rendant l'implant plus mobile [27].

Par ailleurs, dans une autre étude, Zhu et al. retrouvaient une stabilité rotationnelle supérieure chez les patients présentant une fibrose capsulaire antérieure [28]. Celle-ci permettrait d'augmenter l'adhésion de l'implant à la capsule en augmentant les forces de frottement, ce qui suggérerait l'intérêt du respect des cellules épithéliales cristalliniennes présentes sur la capsule antérieure.

La taille du capsulorhexis est notamment corrélée à l'apparition de cette fibrose et l'utilisation du laser femtoseconde pourrait prendre toute sa place en standardisant la réalisation de celui-ci [29]. Enfin, l'étude de Jampolo et al. soulignait la stabilité rotationnelle après réalisation d'une capsulotomie au laser YAG, sans modification significative de l'axe de positionnement [30].

REFERENCES

- [1] 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 eyes1. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1807–18.
- [2] Li Y, Wang J, Chen Z, Tang X. Effect of hydrophobic acrylic versus hydrophilic acrylic intraocular lens on posterior capsule opacification: meta-analysis. *PloS One* 2013;8:e77864.
- [3] Cheng J-W, Wei R-L, Cai J-P, Xi G-L, Zhu H, Li Y, et al. Efficacy of different intraocular lens materials and optic edge designs in preventing posterior capsular opacification: a meta-analysis. *Am J Ophthalmol* 2007;143:428–36.
- [4] Tognetto D, Sanguinetti G, Sirotti P, Cecchini P, Marcucci L, Ballone E, et al. Analysis of the Optical Quality of Intraocular Lenses. *Investig Ophthalmology Vis Sci* 2004;45:2682.
- [5] Kohonen S, Ferrer A, Brauweiler P. Visual function in pseudophakic eyes with poly(methyl methacrylate), silicone, and acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1996;22 Suppl 2:1303–7.
- [6] Pérez-Vives C, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Albarrán-Diego C, Montés-Micó R. Optical quality comparison between spherical and aspheric toric intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol* 2014;24:699–706.
- [7] Chang DF. Early rotational stability of the longer Staar toric intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:935–40.
- [8] Hirschschall N, Maedel S, Weber M, Findl O. Rotational Stability of a Single-Piece Toric Acrylic Intraocular Lens: A Pilot Study. *Am J Ophthalmol* 2014;157:405–411.e1.
- [9] Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Davies LN, Naroo SA. Surgical correction of astigmatism during cataract surgery. *Clin Exp Optom* 2010;93:409–18.
- [10] Delrivo M, Ruiseñor Vázquez PR, Galletti JD, Garibotto M, Fuentes Bonthoux F, Pfortner T, et al. Agreement between placido topography and Scheimpflug tomography for corneal astigmatism assessment. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2014;30:49–53.
- [11] Browne AW, Osher RH. Optimizing precision in toric lens selection by combining keratometry techniques. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2014;30:67–72.
- [12] Ho J-D, Liou S-W, Tsai RJ-F, Tsai C-Y. Effects of aging on anterior and posterior corneal astigmatism. *Cornea* 2010;29:632–7.
- [13] Goggin M, Zamora-Alejo K, Esterman A, van Zyl L. Adjustment of anterior corneal astigmatism values to incorporate the likely effect of posterior corneal curvature for toric intraocular lens calculation. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2015;31:98–102.
- [14] Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: effect of posterior corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1803–9.

- [15] Koch DD. The Posterior Cornea: Hiding in Plain Sight. *Ophthalmology* 2015;122:1070–1.
- [16] Özyol P, Özyol E. Agreement Between Swept-Source Optical Biometry and Scheimpflug-based Topography Measurements of Anterior Segment Parameters. *Am J Ophthalmol* 2016;169:73–8.
- [17] Chang S-W, Su T-Y, Chen Y-L. Influence of ocular features and incision width on surgically induced astigmatism after cataract surgery. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2015;31:82–8.
- [18] Denoyer A, Ricaud X, Went CV, Labbé A, Baudouin C. Influence of corneal biomechanical properties on surgically induced astigmatism in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1204–10.
- [19] Alpíns N, Ong JKY, Stamatelatos G. Asymmetric Corneal Flattening Effect After Small Incision Cataract Surgery. *J Refract Surg* 2016;32:598–603.
- [20] Eom Y, Kang S-Y, Song JS, Kim YY, Kim HM. Effect of effective lens position on cylinder power of toric intraocular lenses. *Can J Ophthalmol* 2015;50:26–32.
- [21] Savini G, Hoffer KJ, Carbonelli M, Ducoli P, Barboni P. Influence of axial length and corneal power on the astigmatic power of toric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2013;39:1900–3.
- [22] Abulafia A, Hill WE, Franchina M, Barrett GD. Comparison of Methods to Predict Residual Astigmatism After Intraocular Lens Implantation. *J Refract Surg* 2015;31:699–707.
- [23] Ciccio AE, Durrie DS, Stahl JE, Schwendeman F. Ocular cyclotorsion during customized laser ablation. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2005;21:S772-774.
- [24] Hatch KM, Woodcock EC, Talamo JH. Intraocular Lens Power Selection and Positioning With and Without Intraoperative Aberrometry. *J Refract Surg* 2015;31:237–42.
- [25] Stringham J, Pettey J, Olson RJ. Evaluation of variables affecting intraoperative aberrometry. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:470–4.
- [26] Ianchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH, Chang DF, Breen M, Padrick T, et al. Intraoperative Refractive Biometry for Predicting Intraocular Lens Power Calculation after Prior Myopic Refractive Surgery. *Ophthalmology* 2014;121:56–60.
- [27] Zhu X, Lu Y. Detection and Influencing Factors of Capsular Bag Distention Syndrome after Cataract Surgery Using the Pentacam Scheimpflug System. *Am J Ophthalmol* 2013;156:1134–1140.e4.
- [28] Zhu X, He W, Zhang K, Lu Y. Factors influencing 1-year rotational stability of AcrySof Toric intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2016;100:263–8.
- [29] Werner L, Pandey SK, Apple DJ, Escobar-Gomez M, McLendon L, Macky TA. Anterior capsule opacification: correlation of pathologic findings with clinical sequelae. *Ophthalmology* 2001;108:1675–81.
- [30] Jampaulo M, Olson MD, Miller KM. Long-term Staar Toric Intraocular Lens Rotational Stability. *Am J Ophthalmol* 2008;146:550–553.e2.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver et de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leur famille dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque.

RESULTATS REFRACTIFS ET EVALUATION DE LA PRECISION DU POSITIONNEMENT DES IMPLANTS TORIQUES A L'AIDE D'UN SYSTEME D'ALIGNEMENT AUTOMATISE

Objectif : Comparer la précision du positionnement des implants toriques et les résultats réfractifs entre un système per-opératoire de marquage digital et un système de marquage manuel conventionnel.

Méthodes : Etude prospective, comparative, monocentrique au CHU de Bordeaux, avec inclusion consécutive d'une série de patients présentant une cataracte et un astigmatisme cornéen régulier supérieur à 1 dioptrie. L'astigmatisme cornéen total était mesuré par système placido-dual Scheimpflug (Galilei[®] G4, Ziemer, Suisse). Les implants toriques AcrySof[®] IQ Toric SN6AT (Alcon, USA) étaient utilisés et les patients ont été inclus en 2 groupes de méthode de marquage de l'œil, le groupe digital (Verion[®], Alcon, USA) et le groupe manuel (Marqueur pendulaire, AMO, USA). L'erreur moyenne d'alignement, l'acuité visuelle sans et avec correction et l'astigmatisme résiduel ont été comparés à 3 jours, un mois et 6 mois post-opératoires.

Résultats : 45 yeux de 30 patients (n=25 groupe digital, n=20 groupe manuel) ont été inclus. L'âge moyen était de 69,5±7,4 ans. En pré-opératoire, l'astigmatisme cornéen total moyen était de 1,71±0,53 dioptries. A un mois, l'erreur d'alignement était significativement plus faible dans le groupe digital que dans le groupe manuel avec une erreur moyenne de 2,6±2,3° et de 6,4±2,8° respectivement (p=0,009). A 6 mois, cette différence restait significative (groupe digital : 2,7±2,3°, groupe manuel : 6,3±3,2°, p=0,007). L'astigmatisme résiduel moyen était de 0,7±0,4 dioptries à 1 mois, sans différence significative entre les deux groupes (p=0,9). Les données étaient stables à 6 mois. 86% (n=25) des yeux du groupe digital et 63% (n=20) du groupe manuel présentaient une erreur d'alignement inférieure ou égale à 5°.

Conclusion : Le marquage digital est associé à un meilleur alignement des implants toriques avec des résultats plus reproductibles qu'avec le marquage manuel. L'utilisation de ces nouvelles technologies peut contribuer à l'amélioration des résultats réfractifs de la chirurgie de la cataracte.

Titre en anglais : Refractive outcomes and accuracy in toric lens alignment using an automated digital marker system

Mots clés : Astigmatisme, implant intraoculaire, toricité, marquage digital, cataracte

Discipline : Ophtalmologie