



**HAL**  
open science

# Intérêt de la biométrie et de la mesure de la position du cristallin par OCT swept-source dans l'estimation de la position des implants intraoculaires après chirurgie de la cataracte

Rabia Bentata

## ► To cite this version:

Rabia Bentata. Intérêt de la biométrie et de la mesure de la position du cristallin par OCT swept-source dans l'estimation de la position des implants intraoculaires après chirurgie de la cataracte. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02497475

**HAL Id: dumas-02497475**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02497475>**

Submitted on 3 Mar 2020

**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.

**Université de Bordeaux**  
**U.F.R des Sciences Médicales**

Année 2019

THESE N°3193

**THESE**

Pour l'obtention du  
**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**  
**DES D'OPHTALMOLOGIE**

Présentée et soutenue publiquement

Le 4 Novembre 2019

Par BENTATA Rabia

Née le 14 Février 1989 à Lyon 3<sup>e</sup> (69)

**Intérêt de la biométrie et de la mesure de la position du cristallin par OCT  
*swept-source* dans l'estimation de la position des implants intraoculaires  
après chirurgie de la cataracte**

**Directeur de thèse**

Monsieur le Professeur TOUBOUL David

**Rapporteur de thèse**

Monsieur le Professeur MONNET Dominique

**Membres du jury**

Monsieur le Professeur KOROBNIK Jean-François	Président
Madame le Professeur DELYFER Marie-Noëlle	Juge
Monsieur le Professeur MONNET Dominique	Juge
Monsieur le Docteur SCHWEITZER Cédric	Juge
Monsieur le Docteur SOURDILLE Philippe	Juge

**Université de Bordeaux**  
**U.F.R des Sciences Médicales**

Année 2019

THESE N°3193

**THESE**

Pour l'obtention du  
**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**  
**DES D'OPHTALMOLOGIE**

Présentée et soutenue publiquement

Le 4 Novembre 2019

Par BENTATA Rabia

Née le 14 Février 1989 à Lyon 3<sup>e</sup> (69)

**Intérêt de la biométrie et de la mesure de la position du cristallin par OCT  
*swept-source* dans l'estimation de la position des implants intraoculaires  
après chirurgie de la cataracte**

**Directeur de thèse**

Monsieur le Professeur TOUBOUL David

**Rapporteur de thèse**

Monsieur le Professeur MONNET Dominique

**Membres du jury**

Monsieur le Professeur KOROBELNIK Jean-François	Président
Madame le Professeur DELYFER Marie-Noëlle	Juge
Monsieur le Professeur MONNET Dominique	Juge
Monsieur le Docteur SCHWEITZER Cédric	Juge
Monsieur le Docteur SOURDILLE Philippe	Juge

*Je dédie cette thèse à ma grand-mère Lalia Bentata.*

## REMERCIEMENTS

---

A notre Maître et Président du jury,

**Monsieur le Professeur Jean-François Korobelnik,**

Je suis très honorée que vous ayez accepté de présider le jury de ma thèse. J'ai eu la chance d'être votre interne pendant un semestre et je garde un excellent souvenir des journées bloc passées au bloc opératoire à vos côtés. L'humanité dont vous faites preuve avec les patients est un exemple pour moi. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

A notre Maître et directeur de thèse,

**Monsieur le Professeur David Touboul,**

Vous m'avez confié ce sujet de thèse passionnant et j'en suis très fière. Ce fût un honneur d'être votre interne pendant 6 mois et c'est toujours un plaisir de vous voir opérer tant la greffe de cornée paraît être un jeu d'enfant entre vos mains expertes. Vous avez su me transmettre votre passion pour la cornée. Enfin, je suis très honorée d'intégrer l'équipe de segment antérieur et j'espère être à la hauteur de vos espérances. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

A mon rapporteur et membre du jury,

**Monsieur le Professeur Dominique Monnet,**

Je suis très honorée que vous ayez accepté d'être le garant de ce travail. Merci pour le temps que vous avez consacré à la lecture de ce manuscrit et pour vos conseils experts et avisés. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

**Aux membres du jury,**

A notre Maître et membre du jury,

**Madame le Professeur Marie-Noëlle Delyfer,**

Merci pour votre participation à ce jury de thèse. Merci pour votre bienveillance et merci pour l'importance que vous accordez à tous vos internes, à leur formation et à leur devenir professionnel. Soyez assurée de ma gratitude et de mon profond respect.

A notre Maître et membre du jury,

**Monsieur le Docteur Cédric Schweitzer,**

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse et merci pour votre investissement dans l'enseignement des internes notamment dans le domaine du glaucome, ce qui m'aura permis d'appréhender avec plus de sérénité cette pathologie. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

**Monsieur le Docteur Philippe Sourdille,**

Merci de juger mon travail de thèse. Votre bienveillance à mon égard et votre vivacité d'esprit m'auront beaucoup apporté tout au long de ma thèse. Soyez assuré de ma gratitude et de mon profond respect.

**Aux médecins qui ont participé à ma formation,**

**Madame le Docteur Marie-Bénédicte Rougier,** merci pour votre excellence notamment dans les domaines de la rétine médicale et des uvéites.

**Monsieur le Docteur Eric Longueville,** merci pour votre expertise dans le domaine de l'orbite et de la paupière et également pour vos conseils de littérature qui ne m'auront jamais déçue.

**Madame le Docteur Emilie Tournaire,** merci pour ces 6 mois passés à tes côtés, pour tes compétences hors pair dans le domaine de la neuro-ophtalmologie, pour ta pédagogie et ta rigueur scientifique. Et surtout, merci d'avoir été là pour moi quand j'en avais besoin.

**Madame le Docteur Clémence Andrèbe,** merci pour ton dynamisme, ton empathie et ton humanité.

**Madame le Docteur Valentine Coste,** merci pour ton accueil en ophtalmologie pédiatrique et palpébrale et ton implication dans la formation chirurgicale des internes.

**Monsieur le Docteur Wilfrid Williamson,** merci de nous accueillir dans votre service palois qui est un terrain de stage apprécié de tous les internes.

**Monsieur le Docteur Yassine Aïlem,** merci pour tes connaissances encyclopédiques qui nous poussent tous à nous surpasser.

**Madame le Docteur Cindy Puech,** merci pour votre implication dans l'enseignement chirurgical des internes bordelais.

### **A mes chefs de cliniques,**

A Quentin Debosredon, merci pour ton excellence.

A Antoine Robinet, merci d'avoir participé à ma formation en cornée.

A Thomas Cornut, parce que c'est un plaisir d'avoir pu travailler avec toi, merci pour ta belle personnalité et pour tes compétences professionnelles.

A Valentine Saunier, je ne pouvais pas espérer mieux pour ce dernier semestre d'interne. Tu partages tes connaissances sans compter, tu es bienveillante et disponible et malgré tout, tu restes modeste. J'espère être à ta hauteur en tant que chef de clinique de cornée et j'ai hâte de te retrouver en tant que praticien hospitalier.

A Thibaut Gaboriau, merci de m'apprendre encore et encore même en fin d'internat.

A Sarra Gattoussi, la spécialiste des pachychoïdes, merci pour ton humour et tes compétences professionnelles.

A Camille Seguy et Marc Govare, merci d'avoir participé à ma formation en rétine.

A Hélène Chan, mon âme sœur. Je suis très heureuse de t'avoir rencontré et encore plus de faire partie de ton équipe l'année prochaine à Périgueux. Ta douceur, ta disponibilité et ton humilité font de toi une chef de pédiatrie inoubliable.

A Antoine Beele, mon 1<sup>er</sup> chef d'ophtalmologie, merci de m'avoir accompagnée dans mes débuts.

A Marie Victoire Duval, merci pour ce tumultueux semestre libournais passé à tes côtés.

### **A mes cointernes,**

A Caroline Debono, merci pour ta magnifique personnalité. A Cyril Dutheil, merci d'avoir été un exemple pour nous tous quand tu étais interne. Merci à Camille Costet, Caroline Morillon et Pierre Legout.

A Laura Eid, je t'admire pour ta motivation à exceller dans le domaine de l'orbito-palpébral. A Gabrielle Lapeyre, une très belle découverte lors de notre semestre en pédiatrie. A Hélène Noël, parce que tu es unique, à Maxence Lapeyre, pour avoir tant pris soin de la vie de notre groupe d'internes, à Gobain Chan pour tous tes talents en dehors de l'ophtalmologie. A Grégoire Chevreau, merci pour ta bonne humeur, j'ai hâte d'être ta co-chef. Petite pensée pour Lauriane Salinas, une très belle rencontre.

Merci à Marie Azar, Elise Coirier (parce que tu as toujours le sourire aux lèvres), Boris Foucque (adoré de tous), Arthur Handaye-Dessus, Paulin Jarry, Sarah Koudsié (parce que tu pétilles), Camille Morice, Benoît Trinh Van Dam (alias Benito).

Merci à Delphine Alexandrino (toute discrète mais si efficace), Marine Assoun, Maxime Lecocq, et Moerani Chonsui (mon éternel partenaire de CSPO).

Merci à Anaïs Coëlle (pour ta petite moue), Thomas Hemery, Diane Levesque (ma chouchoute), Guillaume Morange, Julia Reignier et Maud Rolland (la surfeuse).

Merci aux plus jeunes, Thibaut Andres, Emilie Jomaa, Nathalie Ghomashchi, Marion Lott (la douceur incarnée), Anis Medjtouh, Nicolas Morvant, Axel Peirano, Paul-Henri Seguy.

**A l'équipe de neurochirurgie A**, c'est une chance d'avoir pu embrasser cette magnifique spécialité chirurgicale qu'est la neurochirurgie. Un grand merci à Vincent Jecko et Edouard Gimbert, sans qui ce stage ne serait pas aussi mémorable.

**A l'équipe de plastique**, merci pour ce premier semestre qui fût l'un de mes meilleurs souvenirs d'internat.

**A l'équipe de diabétologie**, merci pour les bases médicales que vous m'avez transmises et je remercie le Pr Rigalleau pour son aide dans la rédaction de mon premier article scientifique.

**Aux équipes paramédicales,**

**Aux cadres de santé**, Mme Pruvot, Mme Haïdar et Mme Tubiana, merci pour vos compétences professionnelles, votre bienveillance et votre disponibilité.

**Aux infirmiers et infirmières de la consultation**, merci à Annick, Astrid, Cathy, Céline, Jean-Baptiste, Léa, Lydia, Stéphanie et Sylvie.

**Aux infirmiers et infirmières du bloc**, c'est toujours un plaisir de vous retrouver au bloc opératoire. Merci à Béatrice, Camille Marie-Pierre, Mélanie, les deux Nathalie, Nicolas, Sylvie, Tania et Xavier.

**Aux infirmières d'hospitalisation de jour et de nuit**, merci à Anthony, Christelle (pour nos longues discussions nocturnes), Françoise, Karine, Margaux et Sandrine.



**Aux orthoptistes**, merci à Aline, Axel, Béatrice, Brigitte, Corinne, Elodie, Esperanza, Marion et Susan.

**Aux élèves orthoptistes**, merci pour votre aide quotidienne en consultation.

**Aux secrétaires**, merci à Florence, Manon, Marina, Séverine et Virginie côté antérieur, à Fanny et Isabelle côté postérieur et merci à Marie et Christelle côté pédiatrique.

**Aux agents de l'accueil et des archives**, merci à Christelle, Evelyne, Manuella, Sylvie et Thérèse.

**A mes amis,**

A Catherine Nachar, « la chatounette », merci pour cette belle amitié qui a débuté il y a fort longtemps. Même si la distance nous sépare, les liens qui nous unissent restent indéfectibles.

A Hélène Jacquemet, merci pour ton soutien en toutes circonstances.

A Rachelle, parce que je sais que je pourrai compter sur toi encore et toujours.

A Sam et Vanessa, parce que c'est juste fou d'avoir pu vous croiser à Tokyo et passer une de mes meilleures soirées au Japon.

A Caroline et Thierry, parce que passer du temps avec vous est toujours aussi agréable.

A toute la team, Albane et Louis, François et Agnès, Amandine et Vincent, Julien et Camille, Murielle et Alexandre, Elisa et Thomas, Marion et Benoît, Florian et Clémentine, j'ai eu le plaisir d'apprendre à tous vous connaître et l'amitié qui règne dans ce groupe est douce et enveloppante. Qu'est ce qu'on s'y sent bien !

**A ma famille, aussi unique soit elle,**

A mes parents, sans vous, rien de tout cela n'aurait été possible.

Papa, merci pour ton soutien tout au long de mes études et ton amour fou.

Maman, merci pour ton amour inconditionnel et pour cette belle complicité qui font de notre relation quelque chose d'unique.

Je vous aime et j'espère qu'en ce jour vous êtes fiers de moi.

A mes frères, Yassine et Abdelkrim, merci d'avoir veillé sur moi et merci pour votre soutien.

A ma sœur Amel, merci pour ta présence et ton soutien dans toutes les situations. Tu es bien plus que ma sœur, mon amie et ma confidente.

**A Olivier,**

Merci pour tout. Pour ta patience et ton aide tout au long de ma thèse. C'est les yeux fermés que je me lance avec toi dans cette belle aventure qu'est la vie.

# TABLE DES MATIERES

---

I. LISTE DES ABREVIATIONS	12
II. INDEX DES TABLEAUX ET FIGURES	13
III. INTRODUCTION	14
1. Définition et épidémiologie de la cataracte	14
2. Chirurgie de la cataracte	14
3. Formules de calcul de puissance d'implant	15
4. Biométrie oculaire	20
5. Position effective de l'implant	21
6. Résultats réfractifs post-opératoires	21
7. Causes d'erreurs réfractives post-opératoires	22
8. Amélioration de la prédiction de la position de l'implant et justification de l'étude	22
IV. REFERENCES INTRODUCTION	25
V. ARTICLE	27
VI. ABSTRACT	28
VII. MANUSCRIPT	29
1. Introduction	29
2. Methods	30
2.1. Study design	30
2.2. Patients	30
2.3. Measurements	30
2.4. Swept-source Anterior Segment Optical Coherence Tomography Imaging and Analysis	31
2.5. Surgical analysis	32
2.6. Statistical analysis	32
2.7. Ethics	33
2.8. Conflict of interest	33
3. Results	33
3.1. Population characteristics	33
3.2. Crystalline lens biometry and localization	33
3.3. Lens biometry correlations	34
3.4. Postoperative correlation	34
3.4.1 Single Linear Regression Analysis	34
3.4.2. Multiple Linear Regression Analysis	34
4. Discussion	35
5. Conclusion	39

VIII. TABLEAUX ET FIGURES	40
IX. REFERENCES ARTICLE	45
X. CONCLUSION ET PERSPECTIVES	47
XI. ANNEXES	49

## I. LISTE DES ABREVIATIONS

---

ACD: Anterior Chamber Depth

AL: Axial Length

AS: Anterior Segment

Ave K: Average Keratometry

CCT: Central Corneal Thickness

CL: Crystalline Lens

D: Dioptre (ies)

DELP: Depth to Equatorial Lens Plane

ELD: Equatorial Crystalline Lens Diameter

ELP: Effective Lens Position

ELR: Equatorial Lens Rise

IOL: Intraocular Lens

LT: Lens Thickness

OCT: Optical Coherence Tomography

MM: Millimeters

SS: Swept-Source

UBM: Ultrasound Biomicroscopy

WTW: White-to-White

3D: 3-Dimensionnal

## II. INDEX DES TABLEAUX ET FIGURES

---

**Figure 1.** Description of anterior segment parameters, CASIA2 - Lens Biometry  
Up. Preoperative imaging; Down. 1-month postoperative imaging

**Table 1.** Population characteristics

**Table 2.** Lens Biometry

**Table 3.** Correlation between effective lens position and preoperative ocular biometric parameters

**Table 4.** Multiple linear regression analysis for determining the best combination of parameters for estimating effective lens position in the group “new formula development”

**Figure 3.** Box-plot showing the mean measured ELP and the mean predicted ELP by the new formula, the SRK/T and Haigis formulas in the group « new formula validation »

**Figure 2.** Linear regression analysis between the measured ELP and the ELP predicted by the new formula, the SRK/T and the Haigis formulas in the group « new formula validation »

**Table 5.** Mean measured and predicted ELP by the new formula, SRK/T and Haigis formulas and mean absolute prediction error

### III. INTRODUCTION

---

#### 1. Définition et épidémiologie de la cataracte

Selon la Haute autorité de santé (HAS), la cataracte est définie comme « l'opacification partielle ou totale du cristallin altérant la vision et responsable d'une diminution de la qualité de vie du patient, non corrigeable par une correction optique non invasive ». La cataracte est la première cause de cécité (1) et son exérèse est la procédure chirurgicale la plus pratiquée dans le monde (2). Chaque année, on dénombre plus de 800 000 actes chirurgicaux en France et plus de 25 millions dans le monde.

Les nombreux progrès technologiques concernant la chirurgie de la cataracte (technique chirurgicale, manufacture des implants, biométrie optique) et l'amélioration des formules de calcul de puissance d'implant ont permis d'atteindre un haut niveau de précision réfractive postopératoire.

La chirurgie de la cataracte est dorénavant considérée comme une opération réfractive à part entière comme en témoigne l'essor des implants premium (toriques et multifocaux) et le développement de la chirurgie du cristallin clair.

Les patients opérés sont de plus en plus exigeants quant aux résultats réfractifs postopératoires notamment ceux qui ont déjà bénéficié d'une chirurgie réfractive cornéenne.

#### 2. Chirurgie de la cataracte

La chirurgie de la cataracte consiste en l'extraction extra-capsulaire du cristallin par phacoémulsification ultrasonore suivie de l'injection d'un implant dans le sac capsulaire situé en chambre postérieure. La puissance de l'implant est calculée au préalable de telle sorte que l'image d'un objet distant soit focalisée sur la rétine.

### 3. Formules de calcul de puissance d'implant

Le calcul de la puissance des implants dépend de plusieurs paramètres :

- la réfraction cible : décidée en préopératoire en accord avec les besoins visuels du patient. Le plus souvent, on vise l'emmétropie mais en cas de myopie forte, une myopie résiduelle peut être ciblée en post-opératoire.
- la puissance cornéenne centrale ou kératométrie
- la longueur axiale : distance reliant la face avant de la cornée à la fovéa, selon l'axe optique
- la position finale (estimée) de l'implant
- la variabilité des propriétés réfractives de l'implant choisi (imposée par la fabrication)

Les formules de calcul sont classiquement divisées en deux grandes catégories : les formules théoriques et les formules de régression. Les formules théoriques appliquent les principes de l'optique gaussienne et calculent le trajet des rayons lumineux dans un modèle d'œil simplifié. Ces calculs nécessitent de connaître les indices de réfraction des milieux traversés ainsi que la localisation des différents plans optiques. Les formules de régression linéaire sont fondées sur une étude statistique a posteriori de résultats réfractifs postopératoires obtenus pour chaque type d'implant. Les formules de calcul de puissance d'implant n'ont cessé d'évoluer, comme en témoigne l'historique qui suit.

La première formule a été proposée en 1967 par Fyodorov qui a appliqué le principe de l'optique gaussienne au calcul des implants intraoculaires dans le domaine de la chirurgie de la cataracte (3).

$$D_p = \frac{n-aD_c}{(a-k) \frac{(1-kD_c)}{n}}$$

$D_p$  : Pouvoir réfractif de la lentille intraoculaire (Dioptries ou D)

$n$  : Index réfractif de l'humeur aqueuse et du vitré ( $n=1,336$ )

$a$  : Longueur axiale (mètres ou m)

$D_c$  : Pouvoir réfractif de la cornée (D)

$k$  : Profondeur de chambre antérieure (mètres ou m)



Cette formule théorique de 1<sup>ère</sup> génération a ensuite été supplantée par une **formule de régression linéaire** dénommée « **SRK** », plus simple à utiliser, proposée en 1980 par trois co-auteurs : Sanders, Retzlaff et Kraff. Celle-ci est fondée sur l'analyse statistique a posteriori des résultats réfractifs d'une large série de patients opérés. Elle relie la puissance de l'implant (P) à deux paramètres biométriques oculaires que sont la kératométrie (K) et la longueur axiale (LA) selon une relation linéaire, où la longueur axiale a presque trois fois plus de poids que la kératométrie :

$$P = A - 2.5L - 0.9 K$$

P : Puissance de l'implant (D)

A : Constante A (D). Elle prend en compte la position de l'implant et est spécifique à chaque type d'implant. Elle est de l'ordre de 119 pour un implant de chambre postérieure.

L : Longueur axiale (millimètres ou mm).

K : Kératométrie moyenne (D)

Néanmoins, en cas de biométrie oculaire hors normes, cette formule est source d'erreur réfractive postopératoire non négligeable.

Ces trois mêmes co-auteurs ont donc proposé une 2<sup>ème</sup> formule de régression linéaire de première génération dans les années 1980, dite « **SRK II** », qui modifie les résultats de la formule SRK en fonction de la longueur axiale mais les résultats étant toujours moins précis pour les yeux de biométrie extrême, les **formules théoriques de 2<sup>ème</sup> génération** ont vu le jour.

Elles se caractérisent par l'utilisation de la kératométrie pour améliorer la prédiction de la position effective de l'implant. En 1990, Sanders, Retzlaff et Kraff (4) ont développé la formule « **SRK/T** » (T pour théorique) en intégrant cette nouvelle donnée tout en conservant la notion de constante A. La constante A est convertie en position effective de l'implant à partir de la formule linéaire suivante :

$$(1) \text{ ELP} = \text{Flèche cornéenne} + 0,624 \times A - 72,083$$

Toutes les données sont exprimées en millimètres.

La puissance de l'implant est calculée grâce à la formule suivante :

$$IOL_{emme} = \frac{100 \times n_a \times (n_a \times r - n_c m1 \times LOPT)}{(LOPT - ACD) \times (n_a \times r - n_c m1 \times ACD)}$$

$IOL_{emme}$  : Puissance de l'implant emmétropisant (D)

$n_a$  : Indice de réfraction de l'humeur aqueuse et du vitré

$r$  : Rayon de courbure cornéen moyen (mm)

$n_c m1$  : Indice de réfraction de la cornée moins 1

LOPT : Longueur axiale optique = longueur axiale + épaisseur rétinienne (mm)

ACD : Profondeur de chambre antérieure post-opératoire calculée à partir de la constante A selon l'équation (1)

Les formules **Hoffer Q** et **Holladay I** (5,6) sont également classées dans les formules théoriques de 2<sup>ème</sup> génération.

En 1999, **Haigis** (7) a proposé d'utiliser 3 constantes pour prédire la position effective de l'implant, fondées sur les paramètres anatomiques de l'œil et de l'implant. C'est une **formule théorique de 3<sup>ème</sup> génération** conçue pour fonctionner avec le biomètre optique IOLMaster® (Carl Zeiss Meditec AG). Elle n'utilise plus la kératométrie pour prédire la position finale de l'implant comme les formules de 2<sup>ème</sup> génération, mais la mesure de la profondeur de chambre antérieure en préopératoire (PCA), la longueur axiale (AL) et le type d'implant utilisé.

$$ELP = a0 + a1 \times ACD + a2 \times AL$$

Toutes les données sont exprimées en millimètres.

Les valeurs  $a_0$ ,  $a_1$  et  $a_2$  sont des constantes spécifiques à chaque type d'implant.

Les formules **Holladay II** et **Olsen** sont aussi des formules théoriques de 3<sup>ème</sup> génération. La formule Holladay II (8,9) prend en considération plusieurs paramètres comme la longueur axiale, la kératométrie, la profondeur de chambre antérieure, l'épaisseur du cristallin mais également la distance blanc-à-blanc (WTW), la réfraction, l'âge et le sexe. En 2006, Olsen (10)

a été le premier auteur à introduire la **notion d'épaisseur du cristallin** dans une formule de calcul de puissance d'implant.

La formule de **Barrett** (11) est une **formule théorique de 4<sup>ème</sup> génération** qui prend en compte la courbure postérieure de la cornée pour le calcul des implants toriques car la différence entre l'astigmatisme réfractif et l'astigmatisme cornéen peut être en partie liée à la compensation de l'astigmatisme antérieur par l'astigmatisme postérieur de la cornée. Cette formule permet d'éviter une sur-correction de l'astigmatisme direct et une sous-correction de l'astigmatisme inverse. Elle prédirait plus précisément la réfraction post-opératoire que les autres formules de calcul pour les yeux de longueur axiale supérieure à 22 mm (12).

Enfin, l'intelligence artificielle basée sur l'analyse de données de masse (*big data*) qui « nourrissent » en continu des algorithmes intelligents afin de les rendre de plus en plus performants, connaît un réel essor dans le domaine du calcul d'implant. Il s'agit par exemple des formules Hill-RBF pour « *Radial Basis Function* » (13) et PEARL DGS. PEARL signifie "*Prediction Enhanced by ARTificial Intelligence and output Linearization*" et DGS correspond aux initiales des auteurs. Cette dernière a été conçue pour améliorer la précision du calcul d'implant pour les yeux précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne. Si l'idée est séduisante en théorie, ces algorithmes intelligents constituent de véritables boîtes noires faisant perdre aux chirurgiens le choix éclairé de la puissance des implants.

**Tableau exposant les variables prises en compte dans chaque formule**

Formules	Variables
SRK/T	LA, K
Hoffer Q	LA, K
Holladay I	LA, K
Haigis	LA, PCA
Olsen	LA, PCA, K, EC, réfraction, âge
Holladay II	LA, K, PCA, EC, réfraction, blanc-à-blanc, âge
Barrett Universal II	LA, K, PCA, EC, blanc-à-blanc

EC : Epaisseur du cristallin ; K : Kératométrie ; LA : Longueur axiale ; PCA : Profondeur de chambre antérieure

**Tableau exposant les différentes générations de formules utilisées en pratique courante**

Génération	Formules
2 <sup>ème</sup> génération	SRK/T, Hoffer Q, Holladay I
3 <sup>ème</sup> génération	Haigis, Olsen, Holladay II
4 <sup>ème</sup> génération	Barrett Universal II

### **Tableau exposant la formule idéale en fonction de la longueur axiale**

<b>Longueur axiale</b>	<b>Formules</b>
LA < 22 mm	Hoffer Q
22 < LA < 24 mm	Barrett
LA > 26 mm	Barrett, SRK/T

*Aristomedou et al. JCRS 2011 ; Kane et al. JCRS 2016*

#### 4. Biométrie oculaire

La biométrie oculaire permet de mesurer en préopératoire les dimensions oculaires nécessaires au calcul de la puissance de l'implant comme la kératométrie et la longueur axiale.

La longueur axiale était initialement mesurée par méthode ultrasonore mais la biométrie optique, développée en 1986 par Ferscher AF et al. (14) a connu un réel essor depuis la mise sur le marché du biomètre optique IOLMaster® (Carl Zeiss Meditec AG) en 1999. Elle repose sur le principe de l'interférométrie à cohérence partielle et est maintenant considérée comme la technique de référence.

Shammas et al. (15) ont mis en avant la précision et la reproductibilité des mesures de la longueur axiale, de la kératométrie et de la profondeur de chambre antérieure dans une étude sur 121 patients en réalisant 2 mesures à 1 mois d'intervalle. La longueur axiale était de 23,29 +/- 0,93 mm lors de la mesure n°1 et de 23,3 +/- 0,93 lors de la mesure n°2 (p=0,49). La kératométrie moyenne était de 43,79 +/- 1,74 D lors de la mesure n°1 et de 43,8 +/- 1,71 D pour la mesure n°2 (p=0,52). La profondeur de chambre antérieure était de 2,85 +/- 0,36 mm lors de la mesure n°1 et de 2,85 +/- 0,36 lors de la mesure n° 2 (p=0,65).

## 5. Position effective de l'implant

La position effective de l'implant dans l'œil (*Effective Lens Position* : ELP) n'est pas mesurable en préopératoire et elle dépend de nombreux paramètres :

- la biométrie du cristallin (épaisseur, diamètre, tilt et décentrement) et du sac capsulaire
- la profondeur de chambre antérieure
- la qualité du geste chirurgical : capsulorhexis (taille, centrage), implantation (centrage, tilt)
- les caractéristiques biométriques de l'implant : diamètre, design monobloc ou 3 pièces, angulation des haptiques ...
- la biomécanique du sac capsulaire et de l'implant

Tout l'enjeu des formules de calcul de puissance d'implant est donc de pallier l'incertitude de l'ELP et d'améliorer sa prédiction en préopératoire.

## 6. Résultats réfractifs post-opératoires

L'étude EUREQUO révèle que 91,5% des patients ont une erreur réfractive post-opératoire d'environ 1 dioptrie (D) et que l'erreur réfractive post-opératoire absolue est de 0,55 D (15).

Si l'erreur réfractive semble faible en cas de biométrie standard, les surprises réfractives sont quant à elles bien plus fréquentes en cas de biométrie oculaire hors normes (myopie ou hypermétropie fortes, chambre antérieure courte, phacomorphisme, iris plateau, antécédent de chirurgie réfractive).

Par exemple, Zhu et al. (16) a montré que l'erreur réfractive en post-opératoire de chirurgie de la cataracte était plus importante en cas de myopie forte (longueur axiale moyenne = 29,17 +/- 2,12) par rapport à un groupe contrôle dont la longueur axiale moyenne était de 23,38 +/- 0,82 :  $0.57 \pm 0.73$  (-1.40 to 2.44) D contre  $0.10 \pm 0.38$  (-0.89 to 0.61) D avec la formule SRK/T.

## 7. Causes d'erreurs réfractives post-opératoires

Selon Norrby et al. (17), les principales causes d'erreur réfractive post-opératoire sont :

- erreur de prédiction de l'ELP (35%)
- erreur de réfraction post-opératoire (27%)
- erreur de mesure de la longueur axiale (17%)
- taille de la pupille (8%)

Elles expliquent plus de 75% de l'erreur réfractive post-opératoire.

Les autres causes d'erreur réfractive post-opératoire sont nombreuses mais semblent négligeables : erreur de mesure de kératométrie, variabilité de puissance d'implant ...

La principale cause est donc l'erreur de prédiction de l'ELP, ce qui a amené Norrby à conclure dans son article que « l'optimisation de l'estimation de l'ELP semble être une voie intéressante pour réduire l'erreur réfractive post-opératoire ».

## 8. Amélioration de la prédiction de la position de l'implant et justification de l'étude

D'après les travaux réalisés en échographie en mode UBM (*Ultrasound Biomicroscopy*) par Modesti et al. (18) en 2011, s'intéressant aux variations anatomiques du sac capsulaire jusqu'à 1 an après chirurgie de la cataracte, la taille du sac capsulaire varierait significativement d'un individu à l'autre et serait peu corrélée aux autres paramètres biométriques, notamment la longueur axiale, l'épaisseur du cristallin et l'amétropie. Pourtant, le diamètre des implants est le plus souvent standardisé (13 mm) et n'est donc pas ajustable et ajusté au diamètre du sac. Les effets d'un surdimensionnement de l'implant sont pourtant délétères : étirement excessif du sac capsulaire, décentrement et tilt de l'implant, rotation de l'implant, compression des procès ciliaires, plis de la capsule. Cette donnée scientifique peu connue et étudiée fût le point de départ de notre projet de prendre en compte la biométrie du cristallin pour le calcul de la puissance des implants.

Hirnschall et al. (19) ont également montré que la mesure peropératoire de la capsule du cristallin après insertion d'un anneau de tension capsulaire à l'aide d'un prototype de

microscope opératoire couplé à un OCT de segment antérieur pouvait améliorer l'estimation de l'ELP.

En 2017, Tsunehiro et al. (20) ont évalué une nouvelle méthode pour prédire la position finale de l'implant à partir d'un prototype d'OCT *swept-source* imageant le cristallin dans une cohorte de 178 yeux opérés de la cataracte. Les résultats réfractifs n'étaient pas significativement différents par rapport aux formules Haigis et Holladay mais il s'agissait d'un prototype d'OCT non commercial.

Martinez-Enriquez et al. (21) ont proposé en 2018 une nouvelle méthode pour estimer la position finale de l'implant à partir de l'anatomie en 3 dimensions du cristallin en utilisant un autre prototype d'OCT *spectral domain*. Même si la cohorte était limitée à 12 yeux opérés de la cataracte, l'intérêt de l'OCT pour améliorer les calculs de puissance d'implant en termes de prédiction de la position de l'implant et d'erreur réfractive postopératoire a été démontré dans cette étude.

Une étude récemment publiée en 2019 de Yoo et al. (22) ont corrélié la mesure peropératoire de la position du cristallin dans la chirurgie de la cataracte assistée par laser femtoseconde (Catalys) à la profondeur de chambre antérieure postopératoire mesurée à l'aide du Pentacam (système de caméra Scheimpflug). Les mesures étaient réalisées pendant la succion avant les découpes laser sur 104 yeux. Seule la mesure du plan cristallinien peropératoire montrait une corrélation plus importante à la PCA postopératoire que les autres données biométriques de l'œil.

Avec la généralisation de l'accès à la technologie OCT, il est à présent aisé d'imager le segment antérieur dans son intégralité sur une seule coupe en 2 dimensions mais aussi en 3 dimensions. Goto et al. (23) y ont vu l'opportunité d'améliorer l'efficacité prédictive des formules de calcul de puissance d'implant en introduisant un nouveau paramètre biométrique mesuré en OCT *swept-source* : le paramètre angle-to-angle depth (ATA depth) qui correspond à la profondeur au plan angulaire. D'après les auteurs, le choix de cette donnée se justifiait car elle est inchangée après chirurgie de la cataracte. Néanmoins, l'ATA depth n'est pas reliée à la biométrie du cristallin.



Récemment, nous avons eu accès à un OCT *swept-source* (SS) de segment antérieur (SS-OCT) de dernière génération (CASIA2, Tomey, Nagoya, Japon) dans l'unité de segment antérieur du service d'ophtalmologie du CHU de Pellegrin à Bordeaux. La technique SS-OCT permet de réaliser un examen non invasif, rapide (128 coupes en 0.25 seconde) et reproductible (24) avec une segmentation automatique proposée par le logiciel de la machine. Grâce à la technologie SS, le mode « *Lens Biometry* » donne accès de façon inédite à la face postérieure du cristallin et permet de mesurer de multiples paramètres cristalliniens en 2 et 3 dimensions. Le diamètre équatorial du sac capsulaire est extrapolé à partir de la confluence des courbures antérieure et postérieure du cristallin. La validité de l'extrapolation du diamètre cristallinien à partir de ses courbures avait été préalablement bien démontrée en UBM (communication orale, Giacomo Agostino, SFO 2018) et en imagerie par résonance magnétique (25).

L'objectif de notre étude fût de développer et d'évaluer la précision d'une nouvelle formule de calcul de puissance d'implants intégrant la géométrie et la position du cristallin mesurées avec un SS-OCT de segment antérieur commercial chez des patients candidats à une chirurgie de la cataracte, en la comparant aux formules habituellement les plus utilisées dans l'unité pour le calcul des implants.

...

*Ce travail a fait l'objet d'une communication orale lors de la SFO en mai 2019 à Paris.*

## IV. REFERENCES INTRODUCTION

---

1. Resnikoff S, Pascolini D, Etya'Alé D, Kocur I, Pararajasegaram R, Pokharel GP, et al. Global data on visual impairment in the year 2002. *Bull World Health Organ.* 2004;82:844–851.
2. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Lundström M. One million cataract surgeries: Swedish National Cataract Register 1992–2009. *J Cataract Refract Surg.* 2011;37(8):1539–1545.
3. Fyodorov SN. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestn Oftalmol.* 1967;80:27–31.
4. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990;16(3):333–340.
5. Holladay JT, Musgrove KH, Prager TC, Lewis JW, Chandler TY, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* 1988;14(1):17–24.
6. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(6):700–712.
7. Haigis W. Occurrence of erroneous anterior chamber depth in the SRK/T formula. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(3):442–446.
8. Holladay JT. *Holladay IOL Consultant User's Guide and Reference Manual.* Houst Holladay Lasik Inst. 1999;
9. Holladay JT. *Holladay IOL Consultant Software & Surgical Outcomes Assessment.* Bellaire, TX, Holladay Consulting. 2015;
10. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg.* mars 2006;32(3):419-24.
11. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(6):713–720.
12. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016;42(10):1490–1500.
13. Hill W. *Hill-RBF Calculator.* 2016.
14. Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK, et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol.* 1998;126(4):524–534.
15. Lundström M, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U. Evidence-based guidelines for cataract surgery: Guidelines based on data in the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery database. *J Cataract Refract Surg.* juin 2012;38(6):1086-93.
16. Zhu X, He W, Sun X, Dai J, Lu Y. Fixation stability and refractive error after cataract surgery in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol.* 2016;169:89–94.
17. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* mars 2008;34(3):368-76.
18. Modesti M, Pasqualitto G, Appolloni R, Pecorella I, Sourdille P. Preoperative and postoperative size and movements of the lens capsular bag: Ultrasound biomicroscopy analysis. *J Cataract Refract Surg.* oct 2011;37(10):1775-84.
19. Hirnschall N, Buehren T, Bajramovic F, Trost M, Teuber T, Findl O. Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography. *J*

Cataract Refract Surg. juin 2017;43(6):732-6.

20. Tsunehiro S, Shimizu K, Shoji N, Hiro-Oka H, Furukawa H. Prediction of intraocular lens position based on crystalline lens shape measured using anterior segment optical coherence tomography. :8.
21. Martínez-Enriquez E, Pérez-Merino P, Durán-Poveda S, Jiménez-Alfaro I, Marcos S. Estimation of intraocular lens position from full crystalline lens geometry: towards a new generation of intraocular lens power calculation formulas. Sci Rep. déc 2018;8(1):9829.
22. Yoo Y-S, Whang W-J, Hwang K-Y, Lazo M, Hwang J-H, Joo C-K, et al. Use of the Crystalline Lens Equatorial Plane as a New Parameter for Predicting Postoperative Intraocular Lens Position. Am J Ophthalmol. févr 2019;198:17-24.
23. Goto S, Maeda N, Koh S, Ohnuma K, Hayashi K, Iehisa I, et al. Prediction of Postoperative Intraocular Lens Position with Angle-to-Angle Depth Using Anterior Segment Optical Coherence Tomography. Ophthalmology. déc 2016;123(12):2474-80.
24. Shoji T, Kato N, Ishikawa S, Ibuki H, Yamada N, Kimura I, et al. In vivo crystalline lens measurements with novel swept-source optical coherent tomography: an investigation on variability of measurement. BMJ Open Ophthalmol. 2017;1(1):e000058.
25. Erb-Eigner K, Hirnschall N, Hackl C, Schmidt C, Asbach P, Findl O. Predicting Lens Diameter: Ocular Biometry With High-Resolution MRI. Investig Ophthalmology Vis Sci. 22 oct 2015;56(11):6847.

## V. ARTICLE

---

### **Interest of crystalline lens biometry and position using a novel commercially swept-source optical coherence tomography imaging the anterior segment for estimating the postoperative effective lens position in cataract surgery**

*Bentata R<sup>(1)</sup>; Sourdille P<sup>(2)</sup>; Saunier Valentine<sup>(1)</sup>; Gaboriau Thibaut<sup>(1)</sup>; Cornut Thomas<sup>(1)</sup>; Schweitzer C<sup>(1)</sup>; Touboul D<sup>(1)</sup>*

<sup>(1)</sup> Bordeaux 's University and Hospital, France

<sup>(2)</sup> Sourdille-Atlantique Ophthalmology Institute, Nantes, France

**Corresponding author:** Bentata Rabia, Bordeaux 's University and Hospital, France

**Email:** rabia.bentata@chu-bordeaux.fr

**Keywords:** cataract, ocular biometry, crystalline lens diameter, crystalline lens position, optical coherence tomography, intraocular lens, effective lens position

## VI. ABSTRACT

---

**Objectives:** The aim of this study was to develop and evaluate the accuracy of a novel formula integrating data on anatomy and position of the crystalline lens based on swept-source OCT (SS-OCT) to predict the postoperative ELP in cataract surgery compared with the currently used formulas.

**Methods:** Crystalline lens biometric parameters were assessed in vivo by a SS-OCT (CASIA2, Tomey, Japan) under mydriatic conditions in a single centre prospective study. Axial length (AL) and White-to-white were measured with an optical biometer (IOLMaster 500, Zeiss). Effective lens position (ELP) was measured with the CASIA2 device 1-month after surgery. Data were randomly divided into two groups. The first group (N = 31 eyes) led us to develop a new formula integrating anterior chamber depth (ACD), depth to lens equator (DELPE) and lens thickness (LT) thanks to multiple linear regression analysis. The new formula was tested in the second group (N = 30 eyes).  $R^2$  of the new formula was compared to the  $R^2$  of the SRK/T and Haigis formulas.

**Results:** Sixty-one eyes of 41 patients were included. Mean age was 71,9 +/- 7,4 years (51-89). Mean AL, ACD, keratometry and LT were 23,8 +/- 1,2 mm, 2,60 +/- 0,38 mm, 43,9 +/- 1,6 D et 4,59 +/- 0,43 mm respectively. Depth to lens equator plane was more correlated to ELP than ACD:  $R=0,79$ ;  $R=0,63$ ;  $p<0,001$ .  $R^2$  of the new formula was superior to  $R^2$  of the SRK/T and Haigis formulas:  $R^2 = 0,70$  versus  $R^2 = 0,11$  (SRK/T),  $R^2 = 0,17$  (Haigis). Effective lens position estimated by the new formula (4,96 +/- 0,21) was not significantly different from ELP measured with SS-OCT (5,06 +/- 0,32) whereas ELP predicted by SRK/T and Haigis was significantly superior to the measured ELP (SRK/T 5,92 +/- 0,45; Haigis: 5,37 +/- 0,34). Mean absolute prediction error of the ELP was significantly inferior for the new formula compared to the SRK/T and Haigis formulas.

**Conclusion:** The new formula incorporating data on anatomy and position of the crystalline lens measured by OCT swept-source predicts more accurately the postoperative ELP than the commonly used formulas.

## VII. MANUSCRIPT

---

### 1. Introduction

The interest of crystalline lens (CL) biometry in the field of cataract surgery is only recent in the literature because *in vivo* CL imaging is challenging.

Nevertheless, cataract is the leading cause of blindness worldwide (1) and its extraction is the most performed surgical procedure in the world (2).

Current cataract surgery is nowadays considered as a refractive procedure aiming emmetropia.

All commonly used formulas for calculating intraocular lens (IOL) power just estimate the postoperative effective lens position (ELP) from few preoperative biometric parameters: axial length (AL) and keratometry (K) for SRK/T, Holladay I and Hoffer Q formulas (3–5). Haigis' formula requires the measurement of preoperative anterior chamber depth (ACD) and Olsen's formula uses lens thickness (LT) (6,7).

Error in ELP prediction is one of the leading causes of postoperative refractive error (8).

To face that problem, Goto et al. (9) recently introduced a new parameter based on swept-source OCT (SS-OCT) known as angle-to-angle depth (ATA depth) to improve the prediction of the ELP postulating it is unchanging after cataract surgery.

We think another way to improve the prediction of the ELP prediction could be to integrate innovating data on crystalline lens (CL) anatomy, and especially its position in the eye. Indeed, after natural lens extraction, the intraocular lens is implanted in the capsular bag whom size is significantly variable from one individual to another. That was confirmed by an important seminal work using ultrasounds imaging technology (UBM) before and after cataract surgery, where lens diameter (LD) variability was about 20% in preoperative cataract population (10).

Recently, we had access to the CASIA2 (Tomey corp, Nagoya, Japan), a novel commercially swept-source OCT which provides a whole analysis of the anterior segment and particularly of the crystalline lens in a dedicated mode. The processing acquisition is non-invasive, high-speed and reproducible (11) and the device performs automatically and very accurate imaging segmentation, thanks to its nice built-in software.

The aim of this study was to develop and evaluate the accuracy of a novel formula integrating data on anatomy and position of the crystalline lens based on SS-OCT to predict the postoperative ELP in cataract surgery compared with the currently used formulas.

## **2. Methods**

### 2.1 Study Design

This prospective interventional case series study was carried out between May and November 2018 in a single centre (Bordeaux's University and Hospital, anterior segment unit, France).

### 2.2 Patients

All patients referred for standard cataract surgery were enrolled.

The exclusion criteria were as follows:

- (1) preoperative ocular biometry not available
- (2) ocular pathology especially zonular instability and crystalline lens subluxation
- (3) history of eye trauma
- (4) previous ocular surgeries
- (5) peroperative complications (such as posterior capsular rupture, sulcus implantation, IOL iris fixation)

### 2.3. Measurements

All patients underwent a complete preoperative ophthalmologic examination including slit lamp and fundoscopic examinations, intraocular pressure measurement, uncorrected and corrected proximity and distance visual acuity. White-to-white (WTW) and AL were measured with a partial-coherence interferometer optical biometer (IOLMaster 500, Carl Zeiss, Meditec, Germany). Other ocular parameters, including CL position and biometry, were assessed by the CASIA2 under mydriatic (3 instillations of tropicamide 0,5%) and dark conditions. OCT imaging

was repeated one month after cataract surgery to manually measure the true postoperative ELP.

#### 2.4. Swept-source Anterior Segment Optical Coherence Tomography Imaging and Analysis

The CASIA2 device (Tomey corp, Nagoya, Japan) is a recent commercially available three-dimensional SS-OCT designed for the anterior segment which uses a 1310 nm laser wavelength allowing deeper penetration in the axial direction than spectral domain OCT (about 830 nm). The scan width and depth are 16 and 13 mm respectively. The axial and transverse resolution are 10 and 30  $\mu\text{m}$  respectively. The scan speed is 50000 A-scans per second. The Lens Biometry scan is a radial scan composed of 16 images with 800 A-scans per line sampling and its scan speed is 0,3 second. This OCT provides automatically segmentation (See Figure 1).

In our protocol, biometric data were assessed by the corneal mapping and the horizontal scans of AS global and Lens Biometry scans by trained technicians. The patient was invited to look at a fixation target during the examination.

Biometric parameters measured with the CASIA2 device were defined as following: Preoperative ACD was defined as the distance from the corneal endothelium to the anterior surface of the crystalline lens. Lens thickness (LT) was defined as the distance between the anterior and posterior crystalline lens surfaces. Equatorial lens diameter (ELD) was extrapolated from the anterior and posterior crystalline lens curvatures drawn automatically by the software and defines the equatorial lens plane. Equatorial lens rise (ELR) was defined as the distance between the anterior crystalline lens surface and the equatorial lens plane. Depth to equatorial lens plane (DELP) was defined as the distance from the corneal endothelium to the equatorial lens plane. Postoperative effective lens position (ELP) was defined as the distance between the posterior corneal surface and the middle of the IOL. For that, the distance between the corneal endothelium and the anterior surface of the IOL (a) was added to the distance between the corneal endothelium and the posterior surface of the IOL (b) both manually measured across the optical axis well identified by the device and then



divided by two:  $ELP = (a + b) / 2$  (See Figure 1).

### 2.5. Surgical procedure

One experienced surgeon (Dr Schweitzer Cédric) performed phacoemulsification of the cataractous lens under topical anaesthesia with a 2.2 mm clear corneal incision and a manual continuous curvilinear capsulorhexis. Patients were then implanted in the capsular bag with the same monofocal IOL (Tecnis® ZCB00, Johnson and Johnson). It is a 1-piece hydrophobic acrylic IOL with a standard diameter of 13 mm. Postoperative treatment consisted in a blend of topical antibiotics, steroids and non-steroidal anti-inflammatory drugs.

### 2.6. Statistical analysis

Statistical analysis was performed using Excel software (Microsoft® Office 2019) and all data are expressed as mean +/- standard deviation. A P value less than 0.05 was considered statistically significant.

Data were randomly divided in two groups:

- Group 1: “new formula development” (N = 31 eyes)
- Group 2: “new formula validation” (N = 30 eyes).

Groups were compared using the Student t test.

Pearson’s correlation test was used to evaluate the association between preoperative ocular biometric parameters and postoperative ELP.

Multiple linear regression analysis was performed in the group “new formula development” to assess the best combination of independent variables to predict postoperative ELP. The dependent variable was the ELP and the relevant explanatory variables analysed in the study were: ACD, DELP, LT, ELR, ELD, AL and K.

The new formula was applied in the group “new formula validation”. The coefficient of determination  $R^2$  of the new formula was compared to the  $R^2$  of the SRK/T (A-constant, 119.3) and Haigis formulas (a0 -1,302; a1 0,210; a2 0,251). The mean measured ELP by the CASIA2 as previously described was compared to the mean predicted ELP of the new formula, the SRK/T and Haigis formulas. The mean absolute ELP prediction error of the new formula was compared to the mean absolute ELP prediction error of the SRK/T and Haigis formulas.

## 2.7. Ethics

This study is in accordance with the ethical standards of the declaration of Helsinki. Oral informed consent was obtained from all patients included in the study for the use of their medical data in scientific research.

## 2.8. Conflict of interest

The authors declare having no conflict of interest in that study.

## **3. Results**

### 3.1 Population characteristics (Table 1)

Sixty-one eyes of 41 patients (16 males) were included. The mean age was 71,9 +/- 7,4 years (range, 51 to 89). The mean central corneal thickness (CCT) measured 546 +/- 35  $\mu$ m (468-642). The mean average central keratometry (aveK) measured 43,9 +/- 1,6 mm (41-47,6). The mean ACD was 2,60 +/- 0,38 mm (1,48 - 3,37). The mean WTW was 11,9 +/- 0,5 mm (10,9 - 13,1). The mean AL was 23,8 +/- 1,2 mm (22,0 - 26,8).

### 3.2 Crystalline lens biometry and localization (Table 2)

The mean LT was 4,59 +/- 0,43 mm (3,63-5,66). The mean equatorial lens rise was 1,50 +/- 0,31 mm (0,90-2,42). The mean horizontal and vertical equatorial lens diameters were 10,2 +/- 0,6 mm (8,9-11,5) and 10,1 +/- 0,6 mm (8,2-11,2) respectively. The mean DELP was 4,10 +/- 0,30 mm (3,37-4,83 mm). Variability of each CL parameters was high: 44% (LT), >100% (ELR), 27% (DELP), 26% and 30% (horizontal and vertical ELD)

### 3.3. Lens biometry correlations

LT was positively correlated with horizontal and vertical Equatorial Lens Diameter (ELD) respectively:  $R=0,29$  and  $R=0,27$  ( $p=0,02$  and  $0,04$ ) and with Equatorial Lens Rise (ELR):  $R =0,81$  ( $p<0,001$ ). DELP was not correlated with horizontal and vertical ELD ( $R=0,07, 0,15$ ; NS), ELR ( $R=-0,07$ ; NS) and LT ( $R=0,01$ ; NS). LT and ELR were strongly negatively correlated with ACD:  $R =-0,61$ ,  $p<0,001$  and  $R=-0,70$ ,  $p<0,001$  respectively. DELP was associated to ACD ( $R =0,65$ ,  $p<0,001$ ). ACD and DELP were also moderately correlated with AL:  $R =0,40$ ;  $R=0,28$ ;  $p<0,01$  and  $p=0,02$  (See Table 3).

### 3.4. Postoperative correlations

#### 3.4.1. Single linear regression analysis

Postoperative ELP was not associated to aveK but moderately associated with WTW ( $R=0,34$ ,  $p<0,01$ ) and AL ( $R =0,34$ ,  $p=0,01$ ). As a major result, preoperative ACD was strongly correlated to ELP ( $R=0,63$ ,  $p<0,001$ ) but DELP showed the best coefficient of correlation ( $R=0,79$ ,  $p<0,001$ ). None of the others crystalline lens parameters (LT, lens rise and diameters) showed significant correlations with ELP.

#### 3.4.2. Multiple linear regression analysis (Table 4)

In the group “new formula development”, the combination of ACD, DELP showed a good coefficient of determination  $R^2 = 0,64$ ,  $p<0,001$ . The association of ACD, DELP and LT argued a strongest coefficient of determination  $R^2 = 0,65$ ,  $p<0,001$  and was selected in our study. The following new formula was developed based on the results of the multiple linear regression analysis:

$$\text{ELP} = 0,28 \times \text{ACD} + 0,45 \times \text{DELP} + 0,13 \times \text{LT} + 1,26$$

All measurements were expressed in millimetres and assessed by SS-OCT including ACD.

Our new OCT based-formula was then applied in the group “new formula validation”. The coefficient of determination  $R^2$  between the measured ELP and the ELP predicted by the new formula was equal to 0,70. The coefficient of determination were  $R^2=0,11$  and  $R^2=0,17$  for the SRK/T and the Haigis formulas (Figure 2). The average measured ELP was 5,06 +/- 0,32 mm and was not statistically different from the mean ELP predicted with the new formula (ELP =4,96 +/- 0,21 mm;  $p=0,16$ ) whereas the mean ELP predicted with SRK/T and Haigis formulas were significantly superior to the mean measured ELP (ELP=5,92 +/- 0,45 mm; ELP =5,37 +/- 0,34 mm;  $p < 0,001$ ) (Figure 3). In the same way, the mean absolute prediction error was 0,16 +/- 0,10 mm for the new formula and was significantly inferior to the mean absolute prediction error of the two others: 0,86 +/- 0,46 mm (SRK/T); 0,38 +/- 0,28 mm (Haigis);  $p < 0,001$  (figure 4).

#### 4. Discussion

Cataract surgery is nowadays considered as a refractive procedure thanks to the improvement in phacoemulsification technique, ocular biometry measurements, IOL power formulas, IOL designs and materials. Surgeons have a performance requirement, which means achieving the target postoperative refraction, and patients have higher refractive expectations than before.

IOL power calculation formulas currently estimate the final position of the IOL in the eye after phacoemulsification known as ELP from few ocular biometric parameters measured preoperatively: AL, K for SRK/T, Holladay I and Hoffer Q formulas (3–5). The Haigis formula (6) integrates also ACD. In the Holladay II formula (12), the postoperative ACD is influenced by AL, ACD, LT, K, WTW distance, age, sex, and refraction. Olsen et al. (7) presented that the postoperative ACD was associated with 6 preoperative variables: AL, preoperative ACD, LT, corneal radius, refraction and age. The overall regression coefficient was 0.49 ( $p < 0,000001$ ).

Several studies (8,13) showed that error in ELP prediction is a leading cause of postoperative refractive error. According Olsen, 1 mm of ELP error should correspond up to

1,5 D of refractive error. So, optimization of ELP estimation seems necessary to improve refractive outcomes after cataract surgery.

EUREQUO data analysis revealed that approximately 91,5% of patients have a postoperative refractive error around 1D and that the absolute biometry prediction error was 0.55 D in the mean cases (14). Nevertheless, in case of unusual ocular biometry or corneal refractive surgery, refractive surprises can occur because of error in ELP estimation. For instance, Zhu and al. (15) showed that postoperative refractive error was more important in case of high myopia.

After opacified crystalline lens removal, the artificial lens is inserted in the capsular bag whom sizing is variable from one individual to another, but to date, surgeons don't get the opportunity to choose the IOL's diameter according to the capsular bag sizing. Modesti and al. (10) have yet highlighted thanks to UBM studies the complications of oversizing IOL: decentration, tilt and rotation of the IOL, overstretching of the capsular bag, ciliary process compression.

Interest in CL anatomy and position is recent in the literature because, until recently, CL imaging was inhibited by the pigmented epithelium plane of the iris, occulting its relative location in the eye, and its anatomic variations during accommodation.

Several authors did suggest different new formulas, taking in account crystalline lens biometry or its localization in the eye. Shamma et al. experimented a new IOL power formula based on the manually measured antenucleus distance (defined as the distance between the anterior corneal surface and the anterior nucleus distance) and the LT using an optical low coherence reflectometry. The correlation coefficient between the antenucleus distance and the postoperative ACD increased to 0.85 when the AL was also taken into consideration (16). Hirnschall et al. (17) showed that intraoperative measurements of the lens capsule using a prototype operating microscope with an integrated anterior segment OCT could improve the ELP estimation. The best intraoperative predictor was the anterior lens capsule position after crystalline lens extraction and capsular tension ring implantation compared to preoperative ACD. Plat et al. (18) found that the actual lens position after cataract surgery (defined as the

distance between the corneal epithelium and the center of the IOL) was correlated with AL and with anterior segment anatomy (WTW distance, preoperative ACD, and anterior segment depth = ACD + LT). Martinez-Enriquez et al. (19) developed a new formula based on 3-dimensional full shape of the crystalline lens measured by a custom-developed spectral OCT system to estimate more accurately the ELP. They took in account two crystalline lens parameters (equatorial plan position and LT) and the preoperative ACD as well as our work. Tsunehiro et al. (20) suggested a new formula including AL, preoperative ACD, equator depth and posterior capsular depth ( $R^2$  0,60) using another prototype swept-source AS-OCT. A recently published study (21) has evaluated lens equatorial plane assessed by femtosecond laser cataract surgery system was correlated with postoperative ACD measured using a Scheimpflug camera.

Thanks to OCT device generalization, imaging the whole anterior segment in a single 2-dimensional, cross-sectional scan became easily accessible. Goto et al. (9) improved ELP prediction by using a new parameter, ATA depth, assuming it was constant after the cataract surgery. Nevertheless, it is not correlated to crystalline lens position and cataract.

We had recently access to a new commercially swept-source OCT especially designed for the anterior segment (CASIA2, Tomey, Japan) which images the full crystalline lens with the advantages of an OCT: high-speed and non-invasive acquirement. Shoji et al. (11) demonstrated the reproducibility of crystalline lens measurements (LT, anterior and posterior radii of curvature) regardless of accommodation. Moreover, automated extrapolation of the crystalline lens diameter from anterior and posterior crystalline lens curvatures has been well confirmed in UBM (10) and MRI studies (22).

In our study, AL was moderately associated with ACD and DELP ( $R=0,40$   $p=0,001$ ;  $R=0,28$ ;  $p=0,03$ ). We demonstrated that crystalline lens position known as DELP is also associated with AL. Nevertheless, the correlation between ACD, DELP and AL is moderate highlighting the variability in anterior segment anatomy and the discrepancies that can sometimes occurs with AL.

Anterior chamber depth decreased with the thickening of the crystalline lens ( $R=-0,61$ ;

$p < 0,001$ ) whereas DELP was not influenced by LT ( $R=0,01$ ;  $p=0,96$ ). So, crystalline lens position in the eye was not influenced by lens aging instead of ACD.

Depth to equator lens plan was not associated with horizontal and vertical ELD ( $R=0,07$ ,  $0,15$ ;  $p=0,60$  and  $0,25$ ), ELR ( $R=-0,07$ ;  $p=0,61$ ) and LT ( $R=0,01$ ;  $p=0,96$ ). So, the position of the CL was not associated with its anatomy.

DELP was more correlated to ELP than ACD ( $R=0,79$ ;  $R=0,63$ ;  $p < 0,001$ ). Our results regarding ACD/ELP correlation are similar to the literature. Indeed, the correlation coefficient was  $0,60$  in Shammas's study,  $0,68$  in Haigis' one and  $0,49$  in Olsen's formula (6,7,16). The correlation strength between DELP/ELP was not as strong as expected but IOL diameter was not adjusted to the crystalline lens diameter in this study.

Our study presents some limits. First, we supposed crystalline lens anatomic variations due to accommodation to be irrelevant because of the mean age of our population and mydriatic and cycloplegic conditions (mean pupil diameter =  $5,1 \pm 1,1$  mm) in preoperative measurements. Depth to equator lens plan, ELR and ELP were manually measured along the crystalline lens axis well identified by the CASIA2 whereas preoperative and postoperative ACD are automatically measured along the optical axis which are not parallels. The sample size is preliminary small in that pilot study. Postoperative ELP measurement correspond to the distance between the endothelium of the cornea to the middle of the IOL which is expected to correspond with the DELP. It is different from postoperative ACD which is the distance between the corneal endothelium to the anterior surface of the IOL.

Prospective studies with larger sample size are needed to validate the accuracy of a new formula based on SS-OCT including DELP. DELP could be a new parameter automatically integrated in future optical biometer devices. Innovating IOLs' designs with different diameter and geometry could benefit from the accuracy of such a formula. It would be relevant to apply specifically that new formula in "extreme biometries", unusual anterior segment anatomy and post corneal refractive surgery patients.

To our best knowledge, this is the first study to discuss the interest of crystalline lens

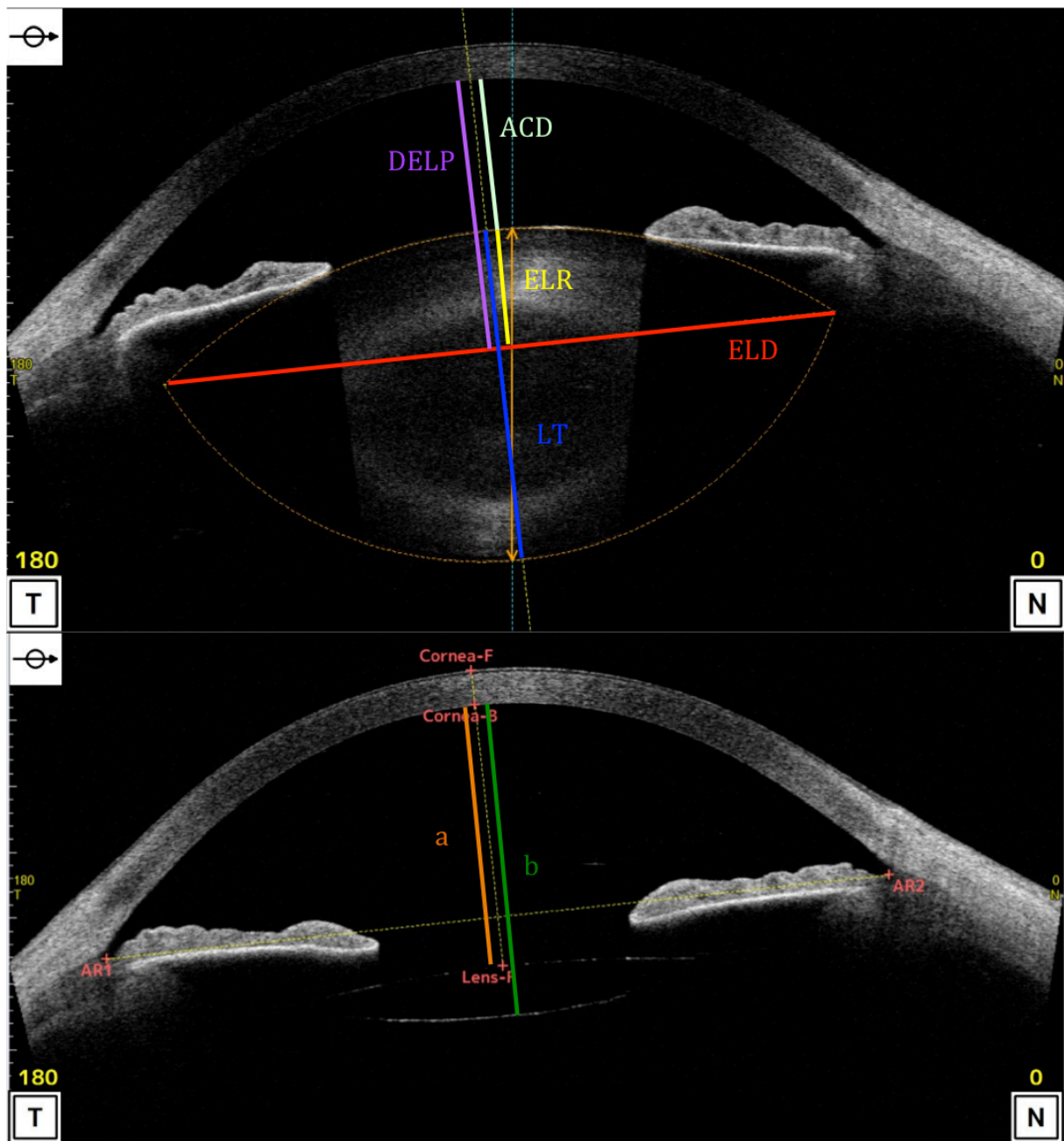
biometrical parameters provided by a commercially available SS-OCT specifically designed for the anterior segment imaging. The crystalline position defined as DELP in our study and derived from the equatorial crystalline lens diameter should be greatly beneficial in automatically estimating the ELP after cataract surgery

## **5. Conclusion**

Crystalline lens position in the eye was recently introduced and can be defined by the DELP derived from the equatorial crystalline lens diameter. DELP measured by SS-OCT was independent from LT and exhibited the best correlation with ELP after cataract surgery in single and multiple linear regression analysis, in combination with ACD and LT. This parameter should help surgeons to optimize the prediction of the ELP in the near future. Further larger cohort need to be investigated to confirm that finding.



## VIII. TABLEAUX ET FIGURES



**Figure 1.** Description of anterior segment parameters, CASIA2 - Lens Biometry  
Up. Preoperative imaging; Down. 1-month postoperative imaging

ACD: Anterior Chamber Depth; DELP : Depth to Equatorial Lens Plane; ELD : Equatorial Lens Diameter; ELR : Equatorial Lens Rise; LT : Lens Thickness;

ELP: Effective Lens position is calculated as follows :  $\boxed{ELP = (a + b) / 2}$

**Table 1.** Population characteristics

<b>Parameters</b>	<b>Mean +/- Standard Deviation (Range)</b>
Patients (eyes), N	41 (61)
Age (y)	71,9 +/- 7,4 (51-89)
Corneal Central thickness ( $\mu\text{m}$ )	546 +/- 35 (468-642)
Average Keratometry (D)	43,9 +/- 1,6 (41,0-47,6)
White-to-white (mm)	11,9 +/- 0,5 (10,9-13,1)
Anterior Chamber Depth (mm)	2,60 +/- 0,38 (1,49-3,37)
Axial Length (mm)	23,8 +/- 1,2 (22,0-26,8)

**Table 2.** Lens Biometry

<b>Parameters</b>	<b>Mean +/- Standard Deviation (Range)</b>
Lens Thickness (mm)	4,59 +/- 0,43 (3,63-5,66)
Equatorial Lens Rise (mm)	1,50 +/- 0,31 (0,90-2,42)
Horizontal Equatorial Lens Diameter (mm)	10,2 +/- 0,5 (8,9-11,5)
Vertical Equatorial Lens Diameter (mm)	10,1 +/- 0,6 (8,2-11,2)
Depth to Equatorial Lens Plane (mm)	4,11 +/- 0,28 (3,62-4,72)

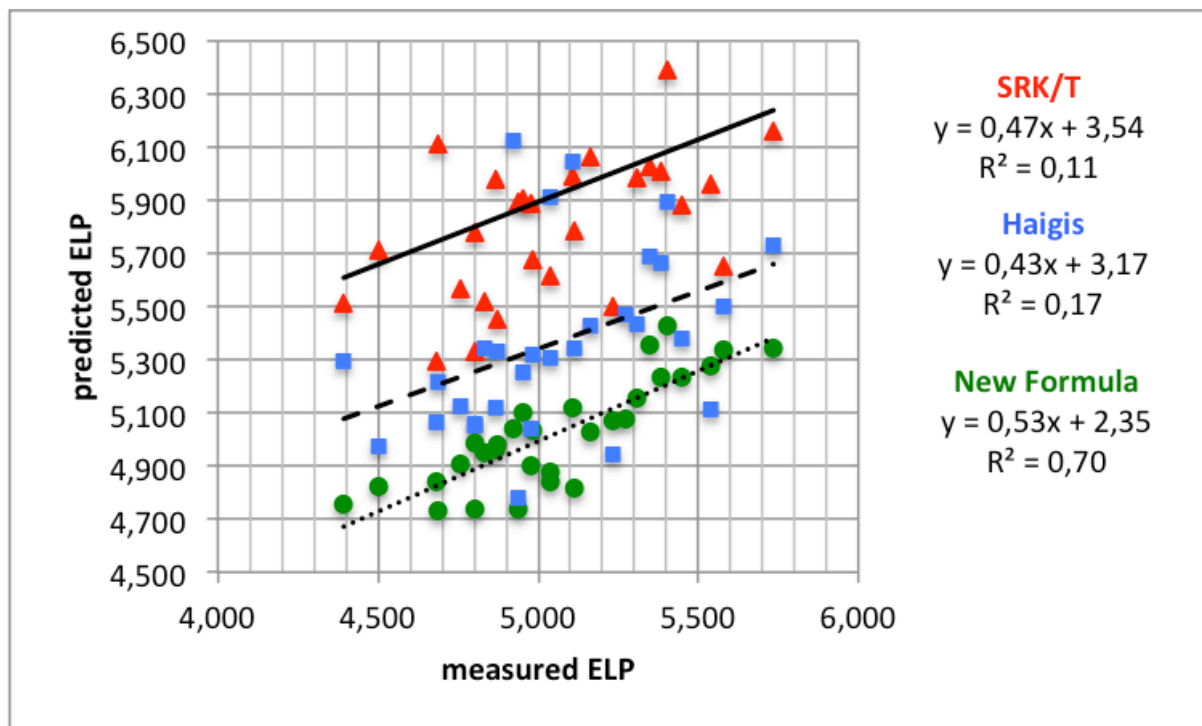
**Table 3.** Correlation between effective lens position and preoperative ocular biometric parameters

Parameters	R	P value
Average Keratometry	0,06	0,65
White-to-white	<b>0,34</b>	<b>&lt;0,01</b>
Anterior Chamber Depth	<b>0,63</b>	<b>&lt;0,001</b>
Axial Length	<b>0,34</b>	<b>&lt;0,01</b>
Lens Thickness	0,00	0,99
Equatorial Lens Rise	-0,10	0,46
Horizontal Equatorial Lens Diameter	-0,08	0,54
Vertical Equatorial Lens Diameter	0,04	0,76
Depth to Equatorial Lens Plane	<b>0,79</b>	<b>&lt;0,001</b>

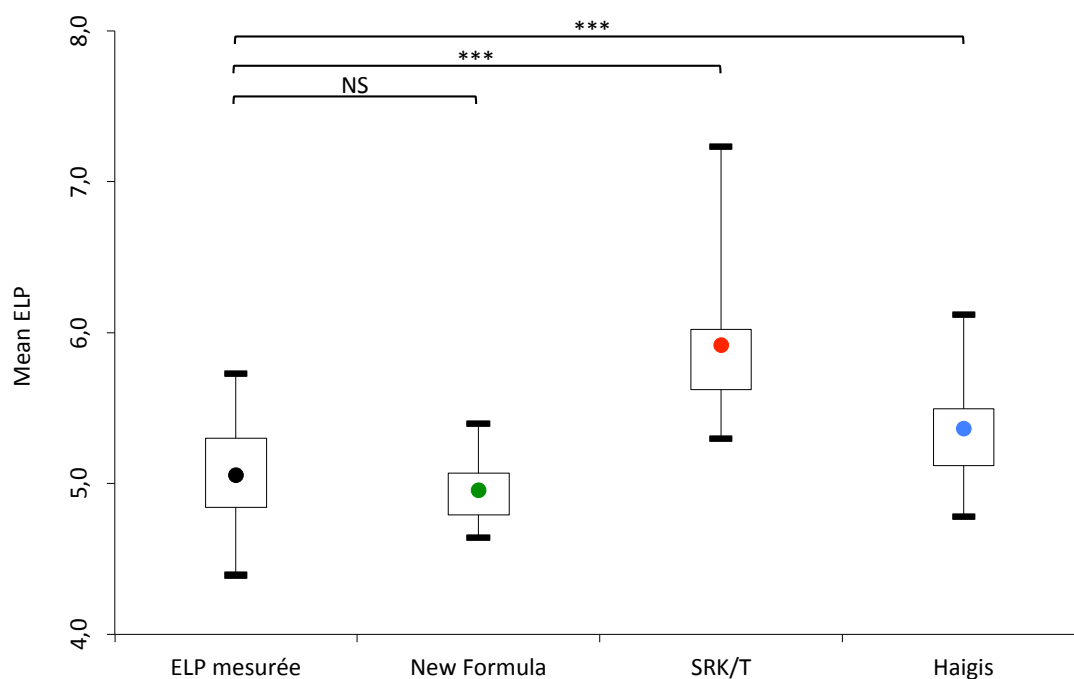
**Table 4.** Multiple linear regression analysis for determining the best combination of parameters for estimating effective lens position – group “new formula development”

Combination of Parameters	R2	P value
ACD and DELP	0,64	<0,001
ACD, DELP and AL	0,65	<0,001
<b>ACD, DELP and LT</b>	<b>0,65</b>	<b>&lt;0,001</b>
ACD, DELP and ELR	0,65	<0,001
ACD, DELP and ELD	0,65	<0,001
K and AL	0,20	0,048
ACD and AL	0,43	<0,001
ACD, K and AL	0,47	<0,001

ACD : Anterior Chamber Depth; AL : Axial Length; DELP : Depth to Equatorial Lens Plane; ELD : Equatorial Lens Diameter; ELR : Equatorial Lens Rise; K : Keratometry; LT : Lens Thickness



**Figure 2:** Linear regression analysis between the measured ELP and the ELP predicted by the new formula, the SRK/T and the Haigis formulas in the group « new formula validation ».



**Figure 3.** Box-plot showing the mean measured ELP and the mean predicted ELP by the new formula, the SRK/T and Haigis formulas in the group « new formula validation ». All boxes show the 75th and 25th percentile and the average. NS : non significant. \*\*\* <0.001.

**Table 5.** Mean measured and predicted ELP by the new formula, SRK/T and Haigis formulas and mean absolute prediction error

	<b>Mean +/- SD</b>	<b>Mean absolute prediction error +/- SD</b>
Measured ELP (mm)	5,06 +/- 0,32	
Predicted ELP/New formula (mm)	4,96 +/- 0,21	0,16 +/- 0,10
Predicted ELP/SRK/T (mm)	5,92 +/- 0,45	0,86 +/- 0,46
Predicted ELP/Haigis (mm)	5,37 +/- 0,34	0,38 +/- 0,28

## IX. REFERENCES

---

1. Resnikoff S, Pascolini D, Etya’Ale D, Kocur I, Pararajasegaram R, Pokharel GP, et al. Global data on visual impairment in the year 2002. *Bull World Health Organ.* 2004;82:844–851.
2. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Lundström M. One million cataract surgeries: Swedish National Cataract Register 1992–2009. *J Cataract Refract Surg.* 2011;37(8):1539–1545.
3. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990;16(3):333–340.
4. Holladay JT, Musgrove KH, Prager TC, Lewis JW, Chandler TY, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* 1988;14(1):17–24.
5. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(6):700–712.
6. Haigis W. Occurrence of erroneous anterior chamber depth in the SRK/T formula. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(3):442–446.
7. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg.* mars 2006;32(3):419-24.
8. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* mars 2008;34(3):368-76.
9. Goto S, Maeda N, Koh S, Ohnuma K, Hayashi K, Iehisa I, et al. Prediction of Postoperative Intraocular Lens Position with Angle-to-Angle Depth Using Anterior Segment Optical Coherence Tomography. *Ophthalmology.* déc 2016;123(12):2474-80.
10. Modesti M, Pasqualitto G, Appolloni R, Pecorella I, Sourdille P. Preoperative and postoperative size and movements of the lens capsular bag: Ultrasound biomicroscopy analysis. *J Cataract Refract Surg.* oct 2011;37(10):1775-84.
11. Shoji T, Kato N, Ishikawa S, Ibuki H, Yamada N, Kimura I, et al. In vivo crystalline lens measurements with novel swept-source optical coherent tomography: an investigation on variability of measurement. *BMJ Open Ophthalmol.* 2017;1(1):e000058.
12. Holladay JT. *Holladay IOL Consultant User’s Guide and Reference Manual.* Houst Holladay Lasik Inst. 1999;
13. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand.* août 2007;85(5):472-85.
14. Lundström M, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U. Evidence-based guidelines for cataract surgery: Guidelines based on data in the European Registry of Quality Outcomes

- for Cataract and Refractive Surgery database. *J Cataract Refract Surg.* juin 2012;38(6):1086-93.
15. Zhu X, He W, Sun X, Dai J, Lu Y. Fixation stability and refractive error after cataract surgery in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol.* 2016;169:89–94.
  16. Shammam HJ, Shammam MC. Improving the preoperative prediction of the anterior pseudophakic distance for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* nov 2015;41(11):2379-86.
  17. Hirschschall N, Amir-Asgari S, Maedel S, Findl O. Predicting the Postoperative Intraocular Lens Position Using Continuous Intraoperative Optical Coherence Tomography Measurements. *Investig Ophthalmology Vis Sci.* 5 août 2013;54(8):5196.
  18. Plat J, Hoa D, Mura F, Busetto T, Schneider C, Payerols A, et al. Clinical and biometric determinants of actual lens position after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* févr 2017;43(2):195-200.
  19. Martínez-Enriquez E, Pérez-Merino P, Durán-Poveda S, Jiménez-Alfaro I, Marcos S. Estimation of intraocular lens position from full crystalline lens geometry: towards a new generation of intraocular lens power calculation formulas. *Sci Rep.* déc 2018;8(1):9829.
  20. Tsunehiro S, Shimizu K, Shoji N, Hiro-Oka H, Furukawa H. Prediction of intraocular lens position based on crystalline lens shape measured using anterior segment optical coherence tomography. :8.
  21. Yoo Y-S, Whang W-J, Hwang K-Y, Lazo M, Hwang J-H, Joo C-K, et al. Use of the Crystalline Lens Equatorial Plane as a New Parameter for Predicting Postoperative Intraocular Lens Position. *Am J Ophthalmol.* févr 2019;198:17-24.
  22. Erb-Eigner K, Hirschschall N, Hackl C, Schmidt C, Asbach P, Findl O. Predicting Lens Diameter: Ocular Biometry With High-Resolution MRI. *Investig Ophthalmology Vis Sci.* 22 oct 2015;56(11):6847.

## X. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

---

Grâce à l'avènement de l'OCT *swept-source* de segment antérieur, il est maintenant possible d'imager *in vivo* le cristallin jusqu'à sa face postérieure et d'extrapoler son diamètre équatorial à partir de la confluence de ses courbures antérieure et postérieure donnant ainsi accès à la position de l'équateur du cristallin ou Distance de l'endothélium cornéen au Plan de l'Equateur Cristallinien (DELP).

Il semble pertinent de profiter de ces nouvelles données biométriques oculaires pour améliorer la prédiction de la position des implants intraoculaires qui, si elle est juste dans la plupart des cas, se trouve erronée en cas de biométrie hors normes, de particularités anatomiques (exemple de la configuration iris plateau) ou d'antécédents de chirurgie réfractive cornéenne.

Cette étude apporte plusieurs idées innovantes dans le champ de l'expertise des calculs d'implants. Tout d'abord, la position du cristallin dans l'œil n'est pas corrélée à son anatomie que ce soit son épaisseur, son diamètre ou sa flèche équatoriale antérieure. Ensuite, la position du cristallin ne semble pas être influencée par l'épaississement du cristallin, contrairement à la profondeur de chambre antérieure utilisée dans certaines formules de calcul de puissance d'implant. Enfin, les données caractérisant les principaux paramètres réfractifs de l'œil que sont la kératométrie et la longueur axiale ne semblent pas ou peu corrélées à la position du plan cristallinien. Ces trois raisons nous font penser que la **distance au plan de l'équateur du cristallin** serait un paramètre probablement très pertinent pour prédire la position de l'implant.

Par ailleurs, il est logique de penser que l'implant dont le diamètre est standard (13 mm dans la plupart des cas) vient se positionner au niveau de l'équateur du cristallin qui est son diamètre le plus grand. Si, sur un plan théorique cette idée est crédible, en pratique, le surdimensionnement de l'implant peut être responsable de décentrement, tilt, et rotation de l'implant, d'un étirement excessif du sac capsulaire et d'un écrasement des procès ciliaires.



De plus, l'équateur du cristallin n'est probablement pas équivalent à l'équateur du sac capsulaire vidé après phacoexérèse. Ces deux raisons peuvent expliquer pourquoi l'ELP n'était pas égale à la position équatoriale du cristallin dans notre étude mais légèrement supérieure.

Aussi, émerge l'idée de développer des gammes d'implants de diamètre différent que l'on pourrait adapter au diamètre du sac capsulaire du patient, à partir des données personnalisées du cristallin mesurées en préopératoire par l'OCT.

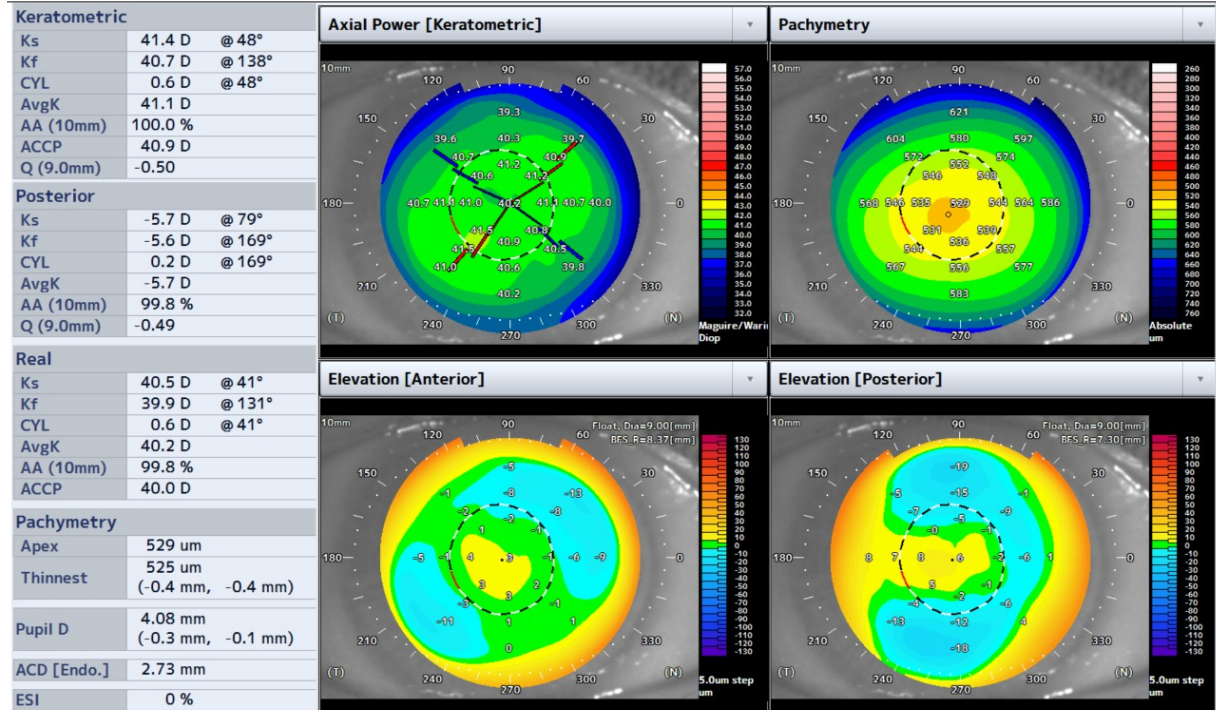
L'intégration de la mesure de la distance au plan de l'équateur du cristallin dans les futurs biomètres est tout à fait envisageable d'un point de vue technologique et pourrait être utilisée dans une nouvelle formule de calcul de puissance d'implant.

...

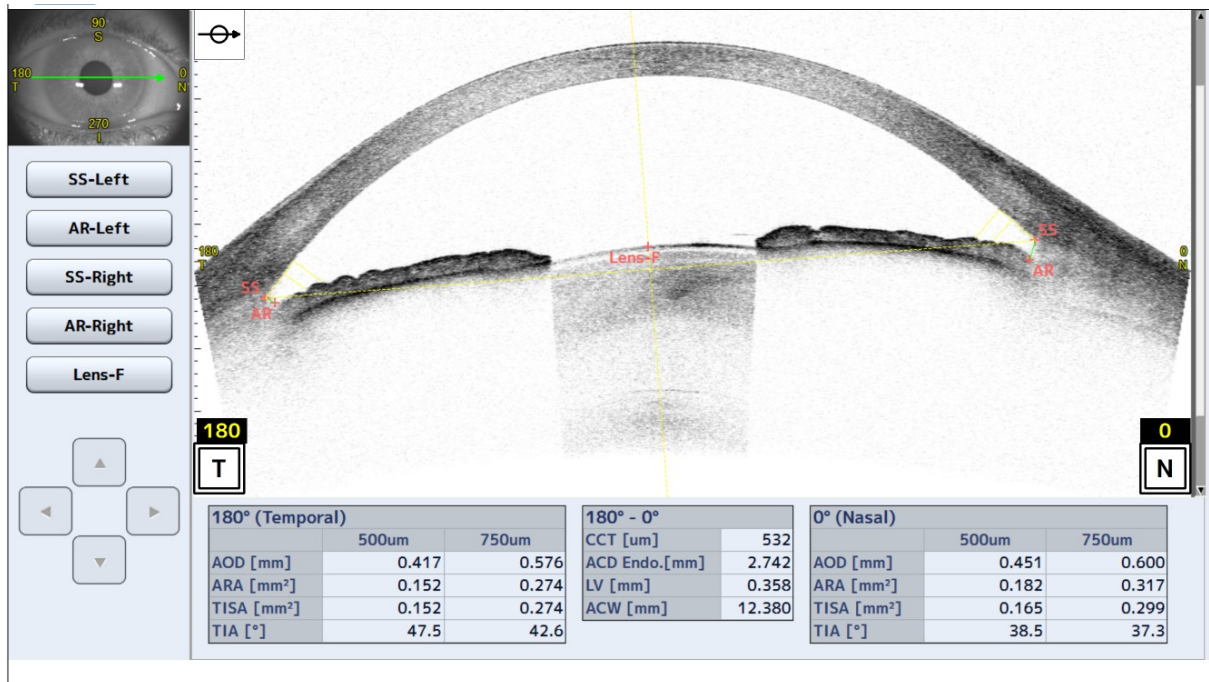
*Notre travail se poursuit actuellement pour valider nos premiers résultats dans un groupe d'effectif supérieur.*

# XI. ANNEXES

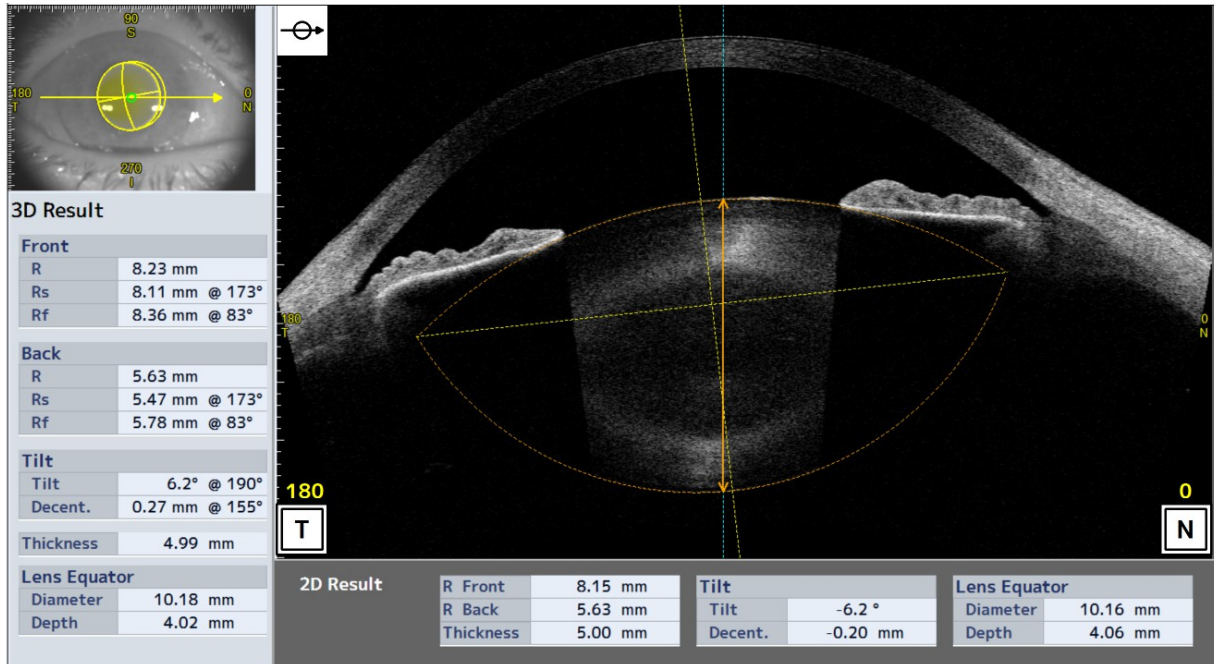
## Présentation des cartes tomographiques du CASIA-2



Séquence « Corneal Map »



Séquence « AS global scan »



Séquence « Lens Biometry »

## SERMENT D'HIPPOCRATE

---

“Au moment d’être admis(e) 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 ou 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(e) dans l’intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) 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 leurs familles dans l’adversité.

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

## Intérêt de la biométrie et de la mesure de la position du cristallin par OCT *swept-source* dans l'estimation de la position des implants intraoculaires après chirurgie de la cataracte

**Titre en anglais:** Interest of crystalline lens biometry and position using a novel commercially swept-source optical coherence tomography imaging the anterior segment for estimating the postoperative effective lens position in cataract surgery

**Objectif :** Nous avons étudié la précision d'une nouvelle formule intégrant la biométrie et la position du cristallin mesurées en OCT *swept-source* pour prédire la position finale de l'implant par rapport à 2 formules utilisées couramment (SRK/T et Haigis) chez des patients candidats à une phacoexérèse.

**Méthodes :** Les paramètres biométriques cristalliniens ont été recueillis *in vivo* grâce à un OCT *swept-source* de segment antérieur (CASIA2, Tomey, Japon) après dilatation pupillaire lors d'une étude prospective monocentrique. La longueur axiale (LA) et le blanc-à-blanc ont été mesurés en biométrie optique (IOLMaster 500). La position finale de l'implant (ou *effective lens position*, ELP) a été mesurée en OCT à 1 mois postopératoire. Les données ont été divisées en 2 groupes de façon aléatoire. Le 1<sup>er</sup> groupe (N = 31 yeux) a permis de créer une nouvelle formule intégrant la profondeur de chambre antérieure (PCA), l'épaisseur du cristallin (EC) et la position équatoriale du cristallin grâce à une analyse de régression linéaire multiple. Cette formule a ensuite été testée sur le 2<sup>e</sup> groupe (N = 30 yeux). Le coefficient de détermination de la position finale de l'implant  $R^2$  de la nouvelle formule a été comparé aux formules SRK/T et Haigis.

**Résultats :** Soixante-et-un yeux de 41 patients ont été inclus. L'âge moyen était de 71,9 +/- 7,4 (51-89 ans). Les valeurs moyennes de LA, PCA, kératométrie et d'EC étaient respectivement de : 23,8 +/- 1,2 mm, 2,60 +/- 0,38 mm, 43,9 +/- 1,6 D et 4,59 +/- 0,43 mm. La distance au plan équatorial cristallinien était plus corrélée à l'ELP que la PCA : (R=0,79 ; R=0,63 ; p<0,001). Le  $R^2$  de la position finale de l'implant estimée par la nouvelle formule était supérieur aux 2 autres formules :  $R^2 = 0,70$  contre  $R^2 = 0,11$  (SRK/T),  $R^2 = 0,17$  (Haigis). La position finale de l'implant estimée par la nouvelle formule (4,96 +/- 0,21 mm) n'était pas statistiquement différente de l'ELP mesurée en OCT (5,06 +/- 0,32) alors que l'ELP prédite par les 2 autres formules était significativement supérieure à l'ELP mesurée (SRK/T : 5,92 +/- 0,45 ; Haigis : 5,37 +/- 0,34). La moyenne de l'erreur prédite absolue de l'ELP était significativement inférieure pour la nouvelle formule par rapport aux 2 autres formules.

**Conclusion :** La nouvelle formule intégrant l'anatomie et la position du cristallin mesurées en OCT *swept-source* prédit plus précisément la position finale de l'implant que 2 formules utilisées couramment.

**Mots clefs :** biométrie oculaire, cataracte, diamètre cristallinien, implant intraoculaire, plan équatorial du cristallin, position effective de l'implant, *swept-source*, tomographie par cohérence optique

**Discipline :** Ophtalmologie

**Coordonnées du service :** Service d'ophtalmologie du Pr Korobelnik, Centre François-Xavier Michelet, CHU de Bordeaux, Place Amélie Raba Léon, 33000 Bordeaux, France