



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2021

Thèse pour le diplôme d'État de docteur en MÉDECINE

Comparaison des mesures kératométriques du IOLMaster 500®, de l'Orbiscan III® et du Tonoref III® : impact sur le résultat réfractif à un mois de chirurgie de cataracte avec implantation monofocale

Présentée et soutenue publiquement le 24 septembre 2021 à 16h00
au Pôle Formation

par Sacha DEMAZURE

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-François ROULAND

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre LABALETTE

Monsieur le Professeur Damien HUGLO

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Valentin BACHET

Avertissement

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

Liste des abréviations

BSS	<i>Balanced Salt Solution</i>
D	Dioptrie
ELP	<i>Effective Lens Position</i>
ES	Équivalent Sphérique
OCP	Opacification Capsulaire Postérieure
OCT	Tomographie en Cohérence Optique
OLCR	<i>Optical Low-Coherence Reflectometry</i>
PCI	<i>Partial Coherence Interferometry</i>
SimK	Kératométrie Simulée
SNR	Rapport signal sur bruit (<i>Signal-to-Noise Ratio</i>)

Sommaire

Avertissement	1
Remerciements	3
Liste des abréviations	8
Introduction	11
1. Rappels anatomiques	11
1.1. La cornée	12
1.1.1. Généralités	12
1.1.2. Le film lacrymal	12
1.1.3. L'épithélium	12
1.1.4. Le stroma	13
1.1.5. La membrane de Descemet	13
1.1.6. L'endothélium	13
1.1.7. Pouvoir réfractif	14
1.2. L'humeur aqueuse	15
1.3. Le cristallin	15
1.3.1. Généralités	15
1.3.2. Pouvoir réfractif	16
1.4. Le vitré	17
1.5. La rétine	17
2. La réfraction	17
2.1. Définition	17
2.2. Indice de réfraction	18
2.3. Loi de Snell-Descartes	18
2.4. Rayon de courbure	19
2.5. Notion de vergence	20
2.6. Conditions de Gauss	21
2.7. Dioptries oculaires	21
2.7.1. Dioptre cornéen	21
2.7.2. Dioptre cristallinien	22
2.7.3. Modèles optiques	22
2.8. Principes de mesures	24
3. La cataracte	25
3.1. Epidémiologie	25
3.2. Physiopathologie	25
3.3. Symptomatologie et examen clinique	25
3.4. Traitement	26
4. Mesures préopératoires	27
4.1. Longueur axiale	27
4.1.1. Echographie en mode A	27
4.1.2. Echographie en mode B	29
4.1.3. Interférométrie	29
4.1.4. OCT Swept-Source	30
4.2. Kératométrie	30
4.2.1. Kératomètre manuel de Javal	31
4.2.2. Kératomètres automatiques utilisant l'infrarouge	31
4.2.3. Topographes	33

4.3.	La profondeur de chambre antérieure	35
4.4.	Autres mesures	35
5.	Calcul de puissance des implants intraoculaires	36
5.1.	Histoire	36
5.2.	Avancées récentes	37
6.	Implants intraoculaires	38
6.1.	Correction de l'amétropie	38
6.2.	Matériaux	39
6.3.	Dessin de l'implant	39
6.4.	Filtres	40
7.	Justification et objectif de l'étude	40
Matériel et Méthodes		42
1.	Type d'étude	42
2.	Population étudiée	42
3.	Outils de mesure utilisés	43
3.1.	Tonoref III® de Nidek	43
3.2.	IOLMaster 500® de Zeiss	44
3.3.	Orbscan III® de Bausch & Lomb	45
4.	Bilan préopératoire	45
5.	Procédure chirurgicale	46
6.	Consultation postopératoire	46
7.	Recueil des données	47
8.	Analyse statistique	48
Résultats		49
1.	Flowchart	49
2.	Description de la population	50
2.1.	Caractéristiques générales de la population	50
2.1.	Equivalents sphériques	51
3.	Analyse principale	53
4.	Analyse secondaire	55
4.1.	Comparaison des mesures d'équivalents sphériques préopératoires	55
4.2.	Comparaison des techniques d'estimation entre elles	55
Discussion		56
1.	Principaux résultats	56
2.	Discussion des résultats	57
2.1.	Analyse primaire	57
2.2.	Analyse secondaire	59
3.	Discussion de la méthode	60
4.	Perspectives	62
Conclusion		64
Liste des tableaux		65
Liste des figures		66
Références bibliographiques		67
Annexe 1		71
Annexe 2		72

Introduction

1. Rappels anatomiques

L'œil, organe sensoriel de la vision, permet la transmission des rayons lumineux de la cornée à la rétine, puis jusqu'au cerveau par l'intermédiaire des voies optiques.

L'information est ensuite analysée et interprétée par le cortex visuel.

Il est composé, du plus antérieur vers le plus postérieur, des éléments anatomiques suivants : la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin, le corps vitré, la rétine, la choroïde et la sclérotique (Figure 1).

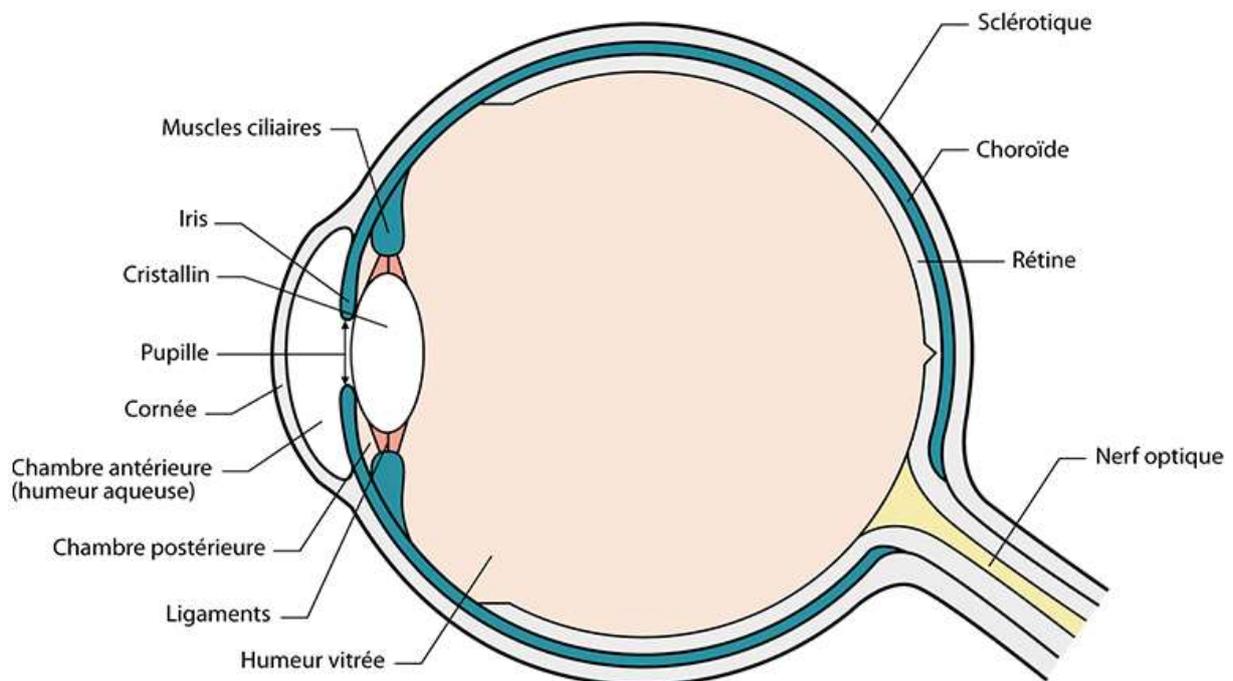


Figure 1. Schéma d'une coupe sagittale de l'œil.

1.1. La cornée

1.1.1. Généralités

Face antérieure du globe oculaire, la cornée est une structure composée de plusieurs couches tissulaires différentes(1). Enchâssée dans la partie antérieure de la sclérotique, elle est avasculaire et transparente. Elle est délimitée sur sa périphérie par le limbe, structure très vascularisée permettant la cicatrisation cornéenne par le biais des cellules souches épithéliales. Son diamètre moyen est de 12 mm et son épaisseur moyenne d'environ 550 μm . Elle est composée de cinq couches tissulaires différentes (Figure 2).

1.1.2. Le film lacrymal

La surface cornéenne est recouverte du film lacrymal qui la protège et maintient sa régularité(2). L'interface entre l'air et le film lacrymal est la première à être traversée par les rayons lumineux. Elle est composée de trois couches. La plus externe est la couche lipidique permettant notamment de lisser le dioptre cornéen. La couche intermédiaire est la couche aqueuse qui assure la nutrition et la protection de la cornée. La couche mucineuse, la plus profonde, permet la stabilité et l'adhésion du film lacrymal.

1.1.3. L'épithélium

Couche la plus superficielle de la cornée d'une épaisseur de 40 μm en moyenne, l'épithélium est indissociable du film lacrymal. Il est pavimenteux, stratifié, non kératinisé et constitué de cellules basales, intermédiaires et superficielles qui se répartissent sur une épaisseur de cinq à sept couches cellulaires. La membrane basale épithéliale le sépare de la couche de Bowman, acellulaire et composée de collagène.

1.1.4. Le stroma

Il représente environ 90% de l'épaisseur cornéenne (500 µm en moyenne). Il est majoritairement composé de fibres de collagène parallèles à la surface cornéenne et parallèles entre elles, permettant la parfaite transparence de la cornée(3). On y retrouve également des kératocytes permettant de synthétiser la matrice extracellulaire. Ils permettent aussi la cicatrisation par leur capacité de transformation en fibroblastes. La substance fondamentale, composée d'eau et de mucopolysaccharides, occupe l'espace restant.

1.1.5. La membrane de Descemet

Sécrétée par l'endothélium, elle est acellulaire et composée de collagène. Elle mesure environ 10 µm d'épaisseur et est perméable à l'eau. Elle est composée de deux feuillets, antérieur et postérieur, faits de collagènes de types différents.

1.1.6. L'endothélium

Séparé du stroma par la membrane de Descemet, l'endothélium est en contact avec l'humeur aqueuse. Il permet de lutter contre l'imbibition hydrique de la cornée et de maintenir stable l'épaisseur et la transparence du stroma. On parle ainsi d'état de déturgescence(4). Le maintien de cet état est permis par les cellules endothéliales, uniformes, plates, hexagonales, régulières et réparties sur une seule couche. Cela s'effectue par le biais de la pompe Na⁺/K⁺ ATPase permettant de créer un gradient osmotique ainsi que par la polarisation négative de la face endothéliale postérieure liée à l'ion bicarbonate.

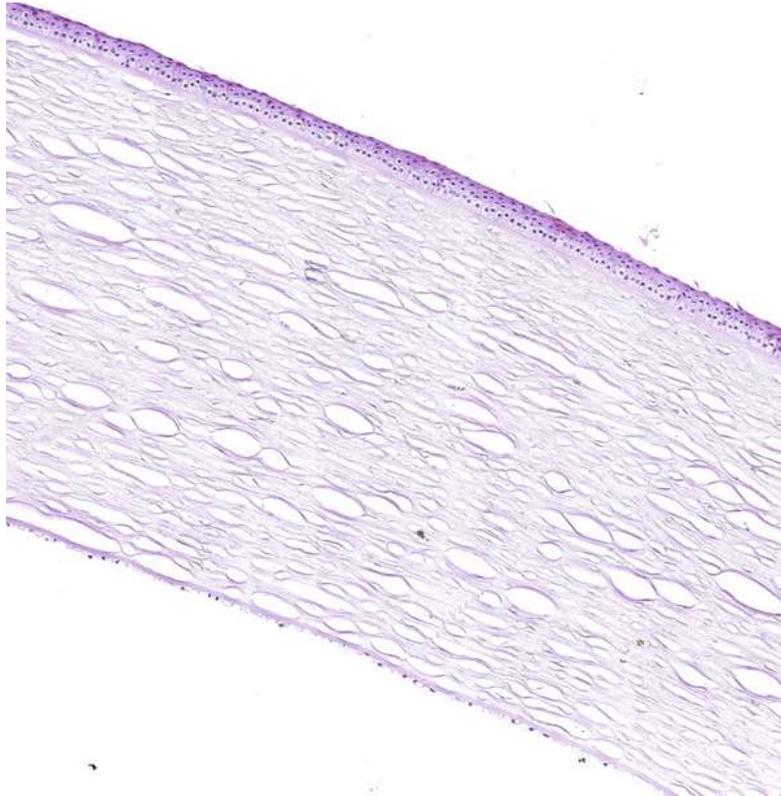


Figure 2. Coupe histologique d'une cornée humaine.
(Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie, 2015, Surface oculaire)

1.1.7. Pouvoir réfractif

La cornée est :

- Convexe
- Asphérique : sa surface est courbe mais n'est pas parfaitement sphérique.
- Prolate : sa courbure est plus importante au centre qu'en périphérie.

Elle occupe la fonction de dioptré principal de l'œil et permet la réfraction des longueurs d'onde du spectre visible. Elle représente à elle seule environ les deux tiers du pouvoir réfractif de l'œil. Ce pouvoir peut se diviser entre la face antérieure qui représente environ 49 dioptries (D) et la face postérieure pour environ -6 D. Ces propriétés optiques dépendent de son épaisseur, de sa courbure, de la régularité de sa surface ainsi que de la composition de chacune de ses couches.

1.2. L'humeur aqueuse

L'humeur aqueuse est sécrétée par la portion antérieure du corps ciliaire dans la chambre postérieure de l'œil et son évacuation se fait majoritairement par le trabéculum en chambre antérieure et dans une moindre mesure par voie uvéosclérale. Il s'agit d'un milieu transparent et incolore permettant la propagation des rayons lumineux jusqu'au cristallin.

1.3. Le cristallin

1.3.1. Généralités

Le cristallin est une lentille transparente, biconvexe, avasculaire et non innervée qui constitue la limite postérieure du segment antérieur et est en relation avec le vitré en arrière. Il est constitué d'une face antérieure et d'une face postérieure, chacune centrée par des pôles et se rejoignant à l'équateur. Il est arrimé aux corps ciliaires par des fibres à disposition radiaire constituées de fibrilline, regroupées sous le terme de zonule de Zinn, dont le rôle est en partie d'être un système ligamentaire suspenseur.

Membrane basale d'une épaisseur d'environ 15 μm , la capsule ou cristalloïde enveloppe le cristallin et est le point d'ancrage des fibres zonulaires. On décrit également l'épithélium cristallinien, structure présente uniquement sous la cristalloïde antérieure pour des raisons embryologiques et qui s'étend jusqu'à l'équateur.

Le cristallin est constitué de fibres s'organisant en plusieurs couches concentriques (Figure 3), de la plus centrale à la plus périphérique :

- Le noyau embryonnaire
- Le noyau fœtal
- Le noyau adulte
- Les fibres corticales

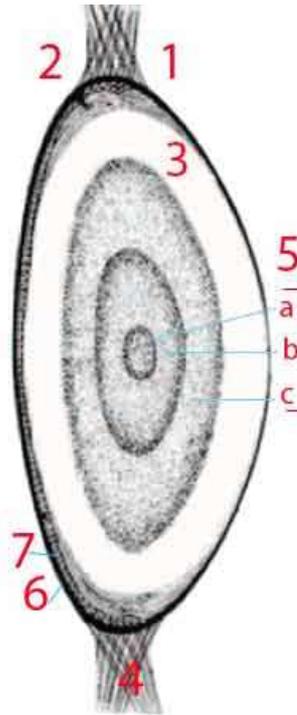


Figure 3. Coupe anatomique du cristallin.

1 : vitré. 2 : humeur aqueuse. 3 : cortex. 4 : zonule de Zinn. 5a : noyau embryonnaire. 5b : noyau fœtal. 5c : noyau adulte. 6 : capsule antérieure. 7 : épithélium antérieur.

Les différentes couches du cristallin correspondent à différents indices de réfraction. Leurs rayons de courbure augmentent du centre vers la périphérie.

1.3.2. Pouvoir réfractif

La puissance réfractive du cristallin est en moyenne de 21 D chez l'adulte, ce qui correspond grossièrement au tiers du pouvoir réfractif de l'œil pris en entier.

C'est une structure dont la croissance débute chez le fœtus et se poursuit toute la vie(5). Son pouvoir réfractif se modifie donc au cours du temps.

Le cristallin a d'autre part la capacité de modifier sa puissance en augmentant ou diminuant ses rayons de courbure par l'action du muscle ciliaire sur les fibres zonulaires. Le rayon de courbure de la face antérieure possède une amplitude de variation plus importante que celui de la face postérieure. Cette capacité, nommée accommodation, permet de faire varier la distance focale image et donc de s'adapter

à différentes distances d'observation de l'environnement. Elle commence à diminuer vers l'âge de 45 ans et se perd définitivement après 65 ans pour la majorité de la population.

1.4. Le vitré

Le corps vitré occupe 80% du volume du globe. Il est composé d'eau à 98% ainsi que de collagène et d'acide hyaluronique. Il possède un rôle mécanique, métabolique et optique. Les fibrilles de collagène y sont espacées de manière régulière permettant la transmission des rayons lumineux en minimisant leur diffusion.

1.5. La rétine

La rétine est un tissu en partie neurosensoriel permettant la conversion du signal lumineux en un influx nerveux par le biais des photorécepteurs (cônes et bâtonnets). La macula, zone centrale de la rétine postérieure, est elle-même centrée par une zone plus réduite appelée fovéa, riche en cônes et permettant la vision diurne précise. Celle-ci est évaluée en pratique clinique par la mesure de l'acuité visuelle. Les fibres optiques issues de la rétine se rejoignent au niveau du nerf optique. Les voies visuelles cheminent ensuite jusqu'au cortex visuel, permettant l'interprétation de l'information reçue.

2. La réfraction

2.1. Définition

Le mécanisme de formation des images rétiniennes peut s'expliquer par deux modèles. L'optique géométrique permet de comprendre les phénomènes optiques

simples ; l'information lumineuse y est assimilée à un rayon. L'optique ondulatoire permet quant à elle d'expliquer des phénomènes plus complexes comme la diffraction en décrivant la lumière comme un onde. Elle ne sera pas traitée dans ce travail.

En traversant une interface entre deux milieux optiquement différents, les rayons subissent des déviations que l'on regroupe sous le terme de réfraction.

2.2. Indice de réfraction

Dans un milieu transparent, homogène (les propriétés du milieu sont les mêmes en tout point) et isotrope (les propriétés du milieu sont les mêmes dans toutes les directions), la lumière se propage en ligne droite à une vitesse dépendant de l'indice de réfraction du milieu qui se calcule par la formule suivante :

$$n = \frac{c}{v}$$

n : indice de réfraction du milieu

c : vitesse de la lumière dans le vide

v : vitesse de la lumière dans le milieu

2.3. Loi de Snell-Descartes

La loi de Snell-Descartes décrit le comportement des rayons lumineux à l'interface de deux milieux d'indices de réfraction différents.

Elle permet de calculer la direction d'un rayon lumineux incident réfracté par un milieu optique si l'on connaît l'indice de réfraction des milieux traversés et l'angle du rayon incident avec la droite perpendiculaire (appelée normale) à la surface étudiée (dioptré) au point rencontré par le rayon (Figure 4).

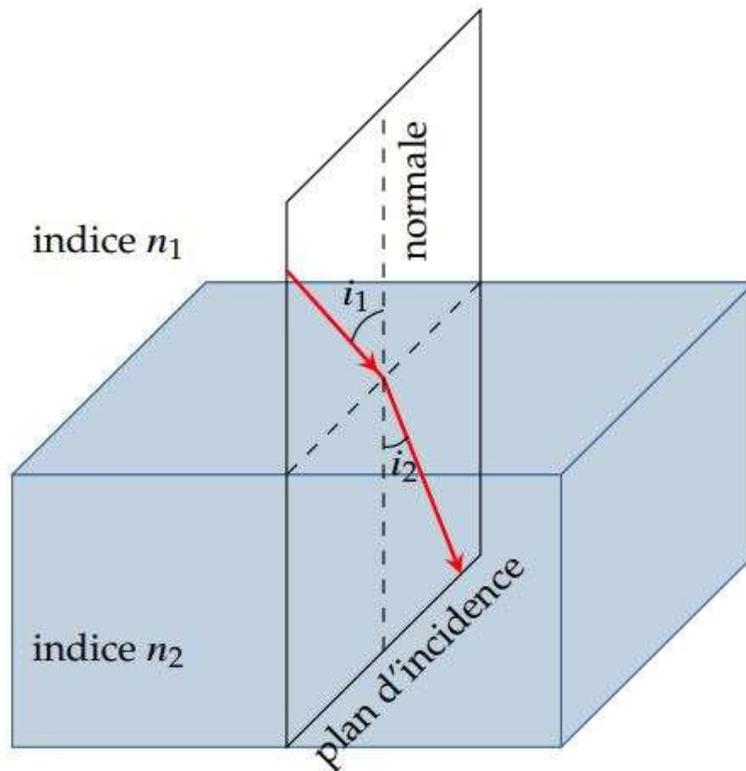


Figure 4. Loi de Snell-Descartes.

Cette loi s'écrit :

$$n_1 \times \sin(\theta_1) = n_2 \times \sin(\theta_2)$$

n_1 : indice de réfraction du milieu 1

θ_1 : angle d'incidence

n_2 : indice de réfraction du milieu 2

θ_2 : angle de réfraction

2.4. Rayon de courbure

Le rayon de courbure (Figure 5) correspond au rayon du cercle tangent à la courbe au point étudié. Il s'exprime, dans le cas d'un œil, en millimètres.

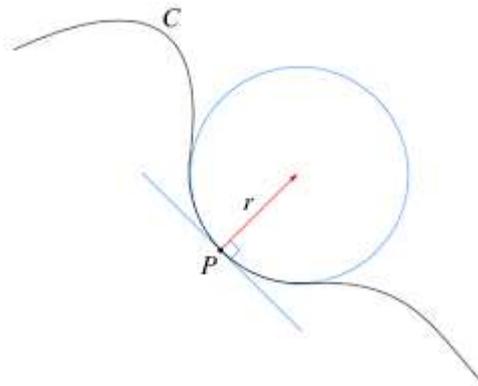


Figure 5. Schéma d'un rayon de courbure.
r représente le rayon de courbure au point *P* de la courbe *C*.

2.5. Notion de vergence

L'œil est assimilable à une succession de dioptries aux vergences différentes. La vergence d'un dioptré sphérique s'exprime en dioptrie dont l'unité de mesure est l'inverse du mètre. Elle correspond à sa puissance réfractive et se calcule ainsi :

$$V = \frac{n_2 - n_1}{r}$$

V : vergence du dioptré exprimée en dioptries

*n*₂ : indice de réfraction du milieu 2 (le dernier à être traversé par la lumière)

*n*₁ : indice de réfraction du milieu 1 (le premier à être traversé par la lumière)

r : rayon de courbure du dioptré ou kératométrie

La vergence peut être soit positive dans le cas d'un dioptré convergent (où *n*₁ est supérieur à *n*₂) grâce auquel les rayons réfractés se rapprochent de la normale, soit négative dans le cas inverse.

2.6. Conditions de Gauss

Dans le cas d'un œil, nous pouvons utiliser des conditions appelées para-axiales(6) où l'angle formé par le rayon incident et l'axe optique est faible et où le point d'incidence est proche de l'axe optique. On parle aussi de conditions de Gauss. Cette approximation permet de simplifier les formules de l'optique géométrique et de prédire le trajet des rayons lumineux et donc la position du foyer image dans le système optique en fonction des caractéristiques des structures traversées. Cela permet notamment, en pratique ophtalmologique, d'établir des formules théoriques de calcul de puissance d'implant intraoculaire pour la chirurgie de cataracte.

2.7. Dioptries oculaires

On sépare la puissance réfractive de l'œil en deux dioptries majeures : le dioptre cornéen et le dioptre cristallinien.

2.7.1. Dioptre cornéen

Le dioptre cornéen est en réalité composé de multiples dioptries car la lumière doit passer au travers de nombreuses structures dont les indices de réfraction sont différents. Les indices des différentes couches cornéennes sont cependant proches(7) ; on peut donc simplifier le dioptre cornéen en :

- Un dioptre entre l'air ($n = 1$) et le film lacrymal ($n = 1,33$), convergent.
- Un dioptre entre le film lacrymal et l'épithélium ($n = 1,37$), convergent.
- Un dioptre entre l'endothélium ($1,37$) et l'humeur aqueuse ($n = 1,33$), divergent.

Il est possible de simplifier encore plus et de considérer la cornée comme un dioptre

unique, en prenant en compte uniquement la kératométrie de la face antérieure, dont l'indice de réfraction serait d'environ 1,333. Cet indice a été calculé lorsque le pouvoir de la face postérieure était inconnu, permettant alors de convertir la kératométrie mesurée de la face antérieure en une mesure en dioptries de puissance cornéenne totale s'approchant de la réalité.

2.7.2. Dioptre cristallinien

On décrit deux interfaces réfractives :

- Le dioptre entre l'humeur aqueuse et le cristallin, convergent.
- Le dioptre entre le cristallin et le vitré ($n = 1,33$), convergent.

Il est plus complexe de définir un indice de réfraction global pour le cristallin car ce n'est pas une structure isotrope ou proche de l'être. Les indices décroissent entre son centre et ses pôles. Ces modifications sont dues aux variations de concentration des protéines cristalliniennes.

Un autre élément à prendre en compte est l'accommodation qui permet de bomber la face antérieure du cristallin (et la face postérieure dans une moindre mesure) et donc d'augmenter sa vergence.

2.7.3. Modèles optiques

L'optique gaussienne ou para-axiale peut permettre de se représenter la réfraction de l'œil selon deux modèles.

Le modèle de la « lentille fine », sur lequel reposent les formules de calcul d'implants intraoculaires les plus utilisées actuellement, permet de regrouper plusieurs dioptries en un seul (Figure 6). Les différents dioptries cornéens sont ainsi regroupés en un

seul dioptré dont l'indice réfractif moyen est de 1,3375 ou de 1,33 selon les outils de mesure. On utilise donc dans ce modèle la kératométrie de la face cornéenne antérieure. Les faces antérieures et postérieures du cristallin sont elles aussi assimilées à un seul dioptré. Outre son imprécision relative, l'inconnue de ce modèle est la position exacte du cristallin dans l'œil, appelée *effective lens position* par les Anglo-Saxons, qui pose donc également la question de la position effective de l'implant (ELP) intraoculaire après chirurgie. Plus l'œil étudié s'éloigne des standards utilisés pour la description de ce modèle, plus celui-ci se révèle imprécis et donc insuffisant, permettant d'expliquer la plus grande imprécision des résultats réfractifs chez les patients présentant au préalable des amétropies importantes.

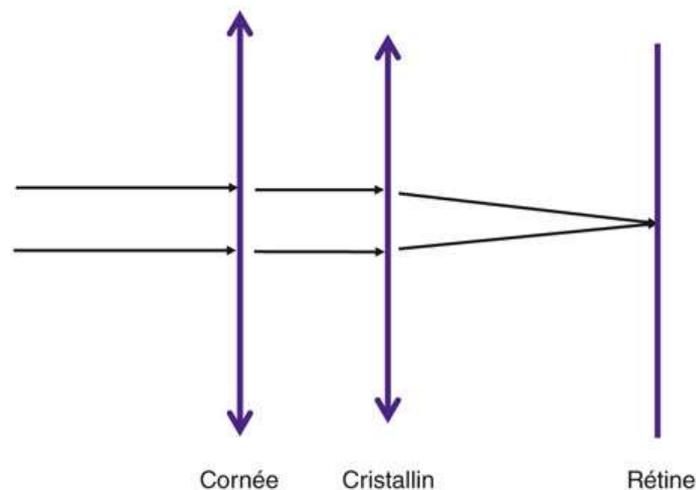


Figure 6. Modèle de la lentille fine.
(Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie, 2012, Presbytie)

Le modèle de la « lentille épaisse », plus précis, représente l'œil comme une succession de dioptrés dont tous les rayons de courbure sont connus, et où les distances séparant ces dioptrés sont connues également. Son utilisation en pratique courante est complexe et encore limitée par les technologies actuelles et ne permet pas non plus de résoudre entièrement la problématique de l'ELP.

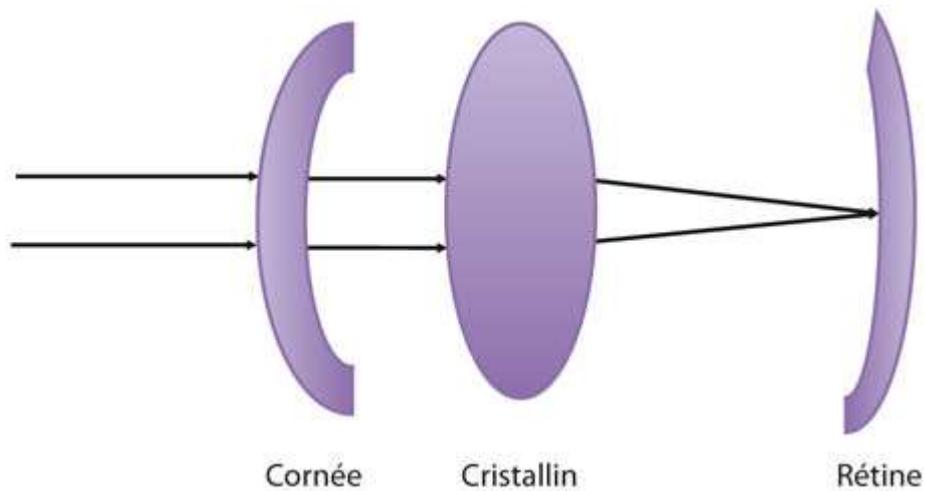


Figure 7. Modèle de la lentille épaisse.
 (Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie, 2012, Presbytie)

2.8. Principes de mesures

La mesure de la réfraction oculaire peut se faire de manière manuelle ou automatisée. La réfraction peut se mesurer manuellement par la skiascopie au moyen d'une source lumineuse provenant d'un skiascope et de lentilles.

De manière plus précise et plus pratique, elle est majoritairement mesurée de nos jours par des réfractomètres automatisés, analysant la défocalisation d'images infrarouges sur la rétine. Il s'agit d'une mesure rapide, fiable et reproductible servant de point de départ à la réfraction subjective, qui permettra d'affiner les mesures et de prendre en charge plus précisément un éventuel facteur accommodatif.

Le résultat s'exprime sous la forme $S(C)^\circ$ où S représente la sphère (négative en cas de myopie et positive en cas d'hypermétropie), C le cylindre (puissance de l'astigmatisme) suivi de son axe. Ce résultat représente la correction optique à apporter au patient afin de corriger son amétropie. Il peut également s'exprimer sous la forme d'un équivalent sphérique (ES), égal à la somme de la puissance de la sphère et de la moitié de la puissance du cylindre. Plus le résultat s'éloigne de 0 (positif ou négatif), plus l'amétropie du patient est importante.

3. La cataracte

Opacification partielle ou totale du cristallin, la cataracte est le plus souvent liée à l'âge (anciennement cataracte sénile).

3.1. Epidémiologie

Première cause de cécité dans le monde (35% des cas), il s'agit d'une atteinte de plus en plus fréquente, ce qui s'explique par l'augmentation de l'espérance de vie.

Il s'agit de l'acte chirurgical le plus pratiqué en France et représente plus de 800 000 interventions par an pour un âge moyen de 73,5 ans.

3.2. Physiopathologie

La cataracte liée à l'âge est l'aboutissement du processus physiologique de vieillissement du cristallin. La physiopathologie est complexe et peut varier selon la forme de l'atteinte. L'altération des protéines cristalliniennes liée à la diminution du métabolisme du cristallin peut entraîner la formation d'opacités. L'accumulation de radicaux libres causée par les ultraviolets A et B pourrait également jouer un rôle. Enfin, la dérégulation des mouvements d'eau (diminution ou accumulation) peut entraîner la formation d'une cataracte.

Plusieurs facteurs de risque sont reconnus : la consommation d'alcool(8), le tabagisme actif de plus de 30 ans(9), un faible niveau socio-éducatif(10), l'exposition aux rayons ultraviolets, le diabète, la myopie et la race noire.

3.3. Symptomatologie et examen clinique

Le premier symptôme est la baisse d'acuité visuelle souvent lente, progressive, asymétrique et prédominante de loin. Les patients peuvent se plaindre de photophobie, plus importante dans les cas de cataracte sous-capsulaire postérieure,

de modification de la perception des couleurs voire de diplopie monoculaire. Une myopisation progressive est classique et est liée à l'augmentation de l'indice réfractif du cristallin.

La cataracte est un diagnostic clinique. L'examen à la lampe à fente après dilatation pupillaire permet de le confirmer et de décrire la forme clinique : corticale, nucléaire, sous-capsulaire postérieure ou totale selon la disposition et l'importance des opacités visibles.

3.4. Traitement

Le seul traitement curatif existant est chirurgical. La chirurgie est proposée en cas de gêne fonctionnelle et en évaluant la balance bénéfice/risque.

La technique de référence de nos jours est la phacoémulsification extracapsulaire du cristallin avec implantation en chambre postérieure. Elle est réalisée sous anesthésie topique, loco-régionale ou sous anesthésie générale dans de plus rares cas. Décrite par Kelman en 1967, il s'agit aujourd'hui d'une chirurgie rapide, reproductible et sûre. Après réalisation de micro-incisions cornéennes permettant de limiter l'astigmatisme postopératoire, on accède à la chambre antérieure qui est remplie d'une substance viscoélastique. On réalise ensuite le capsulorhexis, découpe circulaire de la cristalloïde antérieure, puis l'hydrodissection en injectant une solution appelée BSS (*balanced salt solution*) entre le cortex cristallinien et la capsule. On procède ensuite à la phacoémulsification au moyen d'une sonde permettant l'émission d'ultrasons combinée à un système d'irrigation et d'aspiration. Une fois la totalité du cristallin retirée, le sac capsulaire est rempli de substance viscoélastique et un implant est inséré dans le sac capsulaire restant. Celui-ci vise à corriger partiellement ou

entièrement les troubles réfractifs préopératoires du patient. Les résidus de substance viscoélastique sont aspirés. Les incisions sont hydratées au BSS (hydrosuture), permettant leur étanchéité sans suture et un antibiotique (céfuroxime) est injecté en intracaméculaire.

La chirurgie est réalisée, dans la grande majorité des cas, en ambulatoire.

Le résultat réfractif du patient est le plus souvent estimé à un mois de la chirurgie bien que certains auteurs affirment que la mesure peut être considérée fiable plus précocement(11). Une correction optique complémentaire est prescrite si nécessaire.

4. Mesures préopératoires

La mesure des paramètres oculaires permettant le calcul de la puissance de l'implant intraoculaire est appelée biométrie. Ces mesures sont la plupart du temps réalisées sur un seul dispositif appelé biomètre, permettant de toutes les réaliser dans le même temps. Le biomètre propose ensuite plusieurs puissances d'implants selon le résultat réfractif souhaité.

4.1. Longueur axiale

La longueur axiale est la distance séparant la face antérieure de la cornée et le plan rétinien. Différentes techniques de mesure existent.

4.1.1. Echographie en mode A

L'échographie en mode A (pour amplitude) a été pendant longtemps la plus utilisée.

Il existe deux moyens de la réaliser :

- Mode de contact cornéen où la sonde est posée sur le centre de la cornée.
- Mode d'immersion permettant d'éviter un appui cornéen et donc une éventuelle diminution artificielle de la longueur axiale(12).

Dans les deux cas, le principe repose sur l'émission d'un faisceau d'ultrasons traversant différents milieux oculaires présentant différentes échogénicités ou réflectivités. Cela se traduit sur un échogramme au moyen de différents pics représentant les différentes interfaces traversées, avec le temps écoulé en abscisses (Figure 8).

En connaissant la vitesse de propagation des ultrasons au sein des différentes structures oculaires, on en déduit la distance les séparant et donc la longueur axiale, correspondant à la distance entre la face antérieure de la cornée et l'interface vitréorétinienne sur l'axe visuel. Une bonne acquisition montrera des pics abruptes confirmant le bon centrage de la sonde sur cet axe.

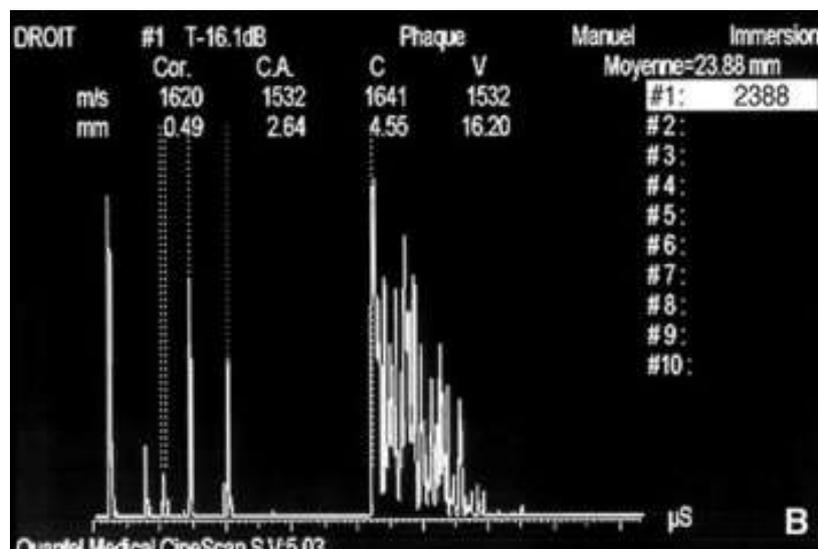


Figure 8. Échographie oculaire en mode A.
(Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Ophtalmologie, Échographie de l'œil et de l'orbite)

Plusieurs mesures sont effectuées, habituellement une dizaine. Les mesures aberrantes peuvent être supprimées afin de retenir une moyenne de valeurs fiables. Cela reste cependant un examen dépendant de l'opérateur et du patient car aucun système ne permet de vérifier de manière certaine le bon positionnement de la sonde

sur l'axe visuel.

4.1.2. Échographie en mode B

L'échographie en mode B (pour brillance), réalisée paupières ouvertes par l'application d'un gel sur la cornée, peut permettre de guider l'échographie en mode A en réalisant une coupe anatomique horizontale passant par l'axe visuel en repérant la macula à proximité de la papille (Figure 9).

Cette technique, plus précise que l'échographie en mode A seule(13,14), est notamment utile en cas de déformation du pôle postérieur chez le myope fort.

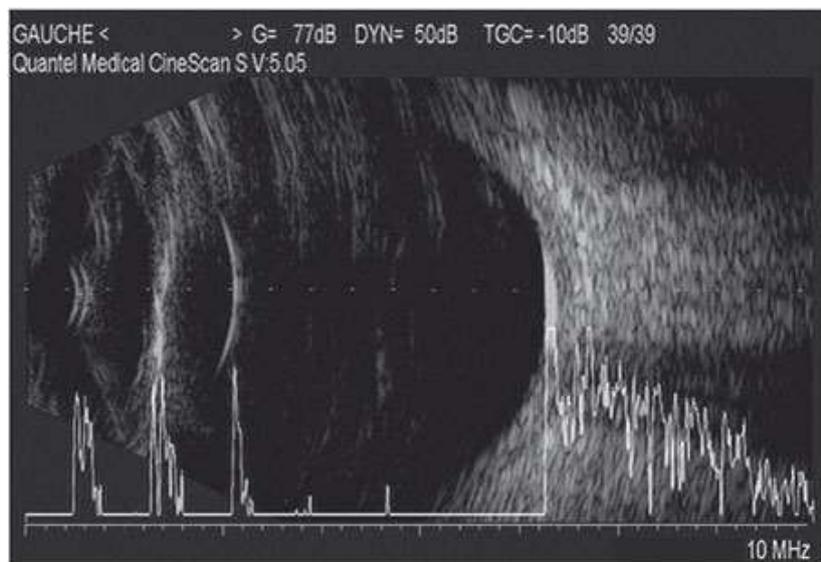


Figure 9. Échographie en mode B couplée au mode A pour la mesure de la longueur axiale.
(Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie 2012, Presbytie)

4.1.3. Interférométrie

L'interférométrie utilise un faisceau infrarouge émis puis déphasé par un miroir permettant la création d'interférences, analysées par un logiciel et traduites en distances. Elle peut s'utiliser sous deux formes :

- La technologie *Partial Coherence Interferometry* (PCI).
- La technologie *Optical Low Coherence Reflectometry* (OLCR).

La technologie PCI utilise une source infrarouge de 780 nm provenant d'une diode laser. La technologie OLCR utilise une diode superluminescente infrarouge émettant à 820 nm et permet de mesurer de plus nombreux paramètres oculaires. Elle est également plus efficace en cas de cataracte dense.

L'interférométrie est également utilisée pour la réalisation des OCT (*Optical Coherence Tomography*).

La mesure de longueur axiale est réalisée cette fois entre la face antérieure de la cornée et l'interface entre l'épithélium pigmentaire et les photorécepteurs. Cette différence de mesure avec les techniques échographiques(15) est prise en compte par les biomètres pour les calculs d'implants intraoculaires.

Le premier biomètre utilisant l'interférométrie a été mis sur le marché en 1999 (IOLMaster® de Zeiss). Les mesures de longueur axiale par interférométrie se sont révélées être autant précises que les mesures échographiques(16,17). La limite de cette technologie réside dans l'imprécision voire l'impossibilité de prise des mesures en cas de cataracte très dense.

4.1.4. OCT Swept-Source

Technologie d'OCT la plus récente, elle est intégrée dans plusieurs biomètres modernes et semble au moins aussi efficace que l'interférométrie(18,19).

4.2. Kératométrie

De même que pour la longueur axiale, différentes solutions existent pour mesurer la kératométrie.

4.2.1. Kératomètre manuel de Javal

Les mesures sont prises en projetant des mires distantes de 3 mm sur la cornée. Selon la courbure de la cornée, ces mires seront plus ou moins éloignées les unes des autres. La distance les séparant peut se convertir grâce au kératomètre en une mesure de rayon de courbure (Figure 10). Après la première mesure effectuée sur l'un des deux méridiens principaux, la rotation des mires à 90° permet d'évaluer la courbure dans le contre-axe et donc de déterminer la puissance d'un astigmatisme régulier. Des mesures complémentaires sont nécessaires en cas d'astigmatisme irrégulier.

Aujourd'hui très peu utilisé, le kératomètre de Javal a été remplacé par les kératomètres automatisés et les topographes, permettant une acquisition beaucoup plus rapide des mesures.

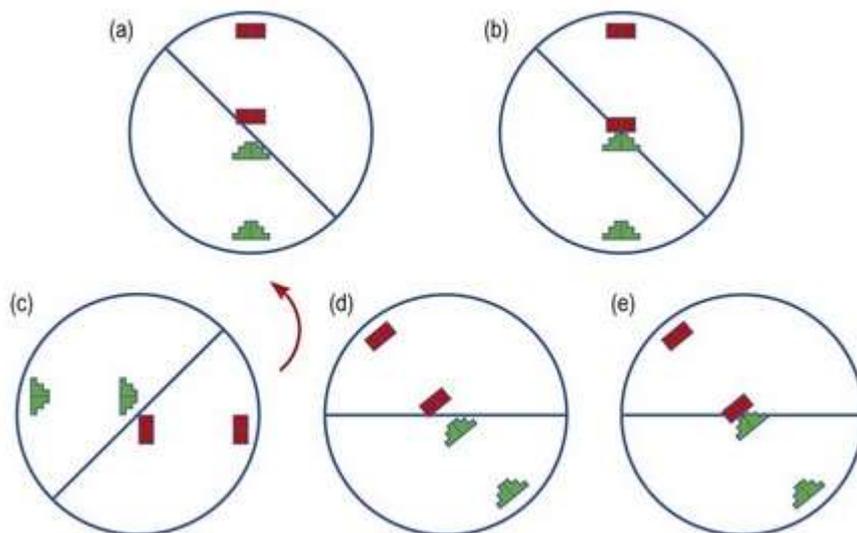


Figure 10. Illustration de mesures au kératomètre de Javal.

Des mires rouges et vertes alignées confirment que la mesure est effectuée sur l'un des deux méridiens principaux (a,d). La valeur de kératométrie est recueillie pour les deux méridiens lorsque les mires s'affrontent parfaitement (b,e).

4.2.2. Kératomètres automatisés utilisant l'infrarouge

Les kératomètres automatisés, le plus souvent couplés à un autoréfractomètre, permettent l'obtention de mesure rapides, précises et reproductibles(20,21).

Ils mesurent le rayon de courbure de la face antérieure de la cornée et le convertissent en puissance afin d'obtenir une estimation du pouvoir réfractif cornéen total. Leur principe de fonctionnement, comparable à un kératomètre de Javal, repose généralement sur l'utilisation de diodes électroluminescentes émettant dans une longueur d'onde infrarouge, dont les images sont projetées sur la surface oculaire. Ils utilisent le plus souvent un indice de 1,3375 afin de convertir le rayon de courbure mesuré en une valeur de vergence cornéenne totale en dioptries.

Le diamètre cornéen central sur lequel la mesure est effectuée peut varier selon les différentes machines sur le marché(22,23). Par exemple, le Tonoref III® de Nidek mesure la kératométrie sur deux diamètres cornéens : un de 2,4 mm et un autre de 3,3 mm. Le IOLMaster 500® de Zeiss effectue quant à lui la mesure sur un diamètre de 2,3 mm (Figure 11).

Les mesures sont habituellement effectuées en différents points régulièrement espacés sur la surface oculaire. Un astigmatisme régulier étant défini par une variation régulière de la puissance de l'astigmatisme entre les deux méridiens extrêmes, la machine extrapole les mesures pour déterminer le rayon le plus plat (présentant la plus faible vergence), le rayon le plus cambré (présentant la plus forte vergence) et calcule par la suite le rayon moyen.

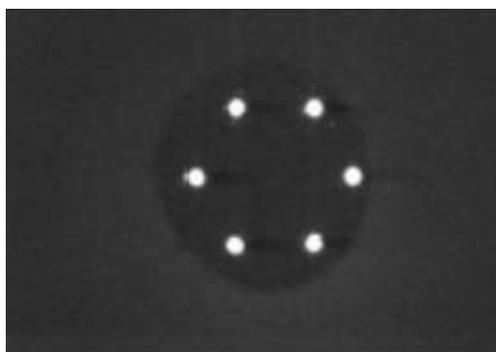


Figure 11. Mesure kératométrique sur le IOLMaster 500®.
(Les cahiers d'ophtalmologie, 2014, n°177:27-32)
La mesure est effectuée en 6 points espacés de 60°

4.2.3. Topographes

La topographie permet une cartographie précise des rayons de courbure cornéens en effectuant de nombreuses mesures réparties sur la surface cornéenne.

On distingue deux types de topographes :

- Les topographes par réflexion spéculaire qui étudient le reflet d'une mire de Placido sur le film lacrymal (Figure 12) et qui mesurent donc uniquement la courbure de la face antérieure de la cornée. Ils requièrent une bonne qualité et une bonne répartition du film lacrymal sur la surface oculaire afin d'éviter la présence d'artéfacts de mesure(24,25). Leur défaut principal est de présenter, par construction, une « zone aveugle » centrale nécessitant d'extrapoler les mesures adjacentes à cette zone. Les topographes équipés d'une double caméra évitent cependant cet écueil.
- Les topographes d'élévation qui fonctionnent par balayage optique par une fente lumineuse. Ils peuvent être équipés d'une caméra rotative *Scheimpflug* comme le Pentacam®, ou d'un capteur photographique CCD comme l'Orbscan®. Ils permettent d'étudier les faces antérieures et postérieures de la cornée et donc d'établir également des cartes pachymétriques. Ils sont moins dépendants de la qualité du film lacrymal. Les cartes d'élévation s'expriment en différence d'élévation par rapport à une sphère de référence (BFS ou *best fit sphere*).

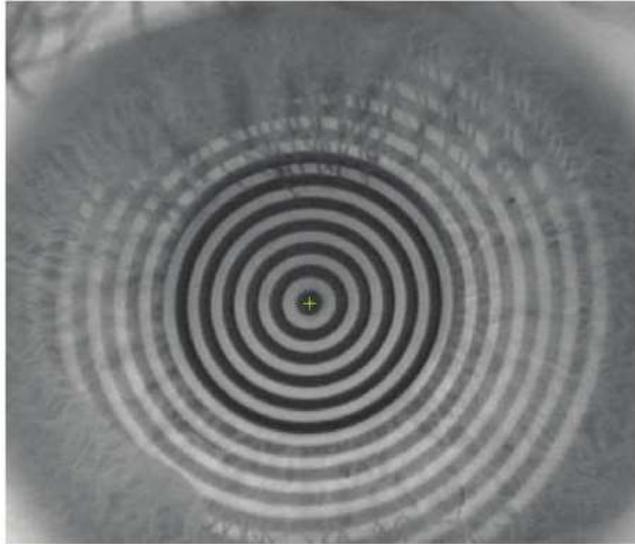


Figure 12. Reflet d'une mire de Placido sur le film lacrymal.

Certains topographes associent réflexion spéculaire et cartes d'élévation (Figure 13). Les résultats kératométriques peuvent apparaître sous la dénomination « SimK » signifiant kératométrie simulée car comme vu précédemment, les rayons de courbure sont convertis en puissance avec un indice n utilisé de 1,3375 le plus souvent. Dans le cas de l'Orbscan®, le SimK représente le pouvoir cornéen moyen dans les 3 mm cornéens centraux. A la différence de l'Orbscan®, le Pentacam® permet également d'estimer le pouvoir cornéen total.

Les données kératométriques des topographes capables d'estimer objectivement le pouvoir cornéen total ont pu montrer leur fiabilité(20) et leur intérêt pour les calculs d'implants toriques(26,27) ou pour les cas biométriques complexes, comme après chirurgie réfractive(28). Les topographes permettent également de s'assurer du caractère régulier de l'astigmatisme cornéen à corriger avant la chirurgie.

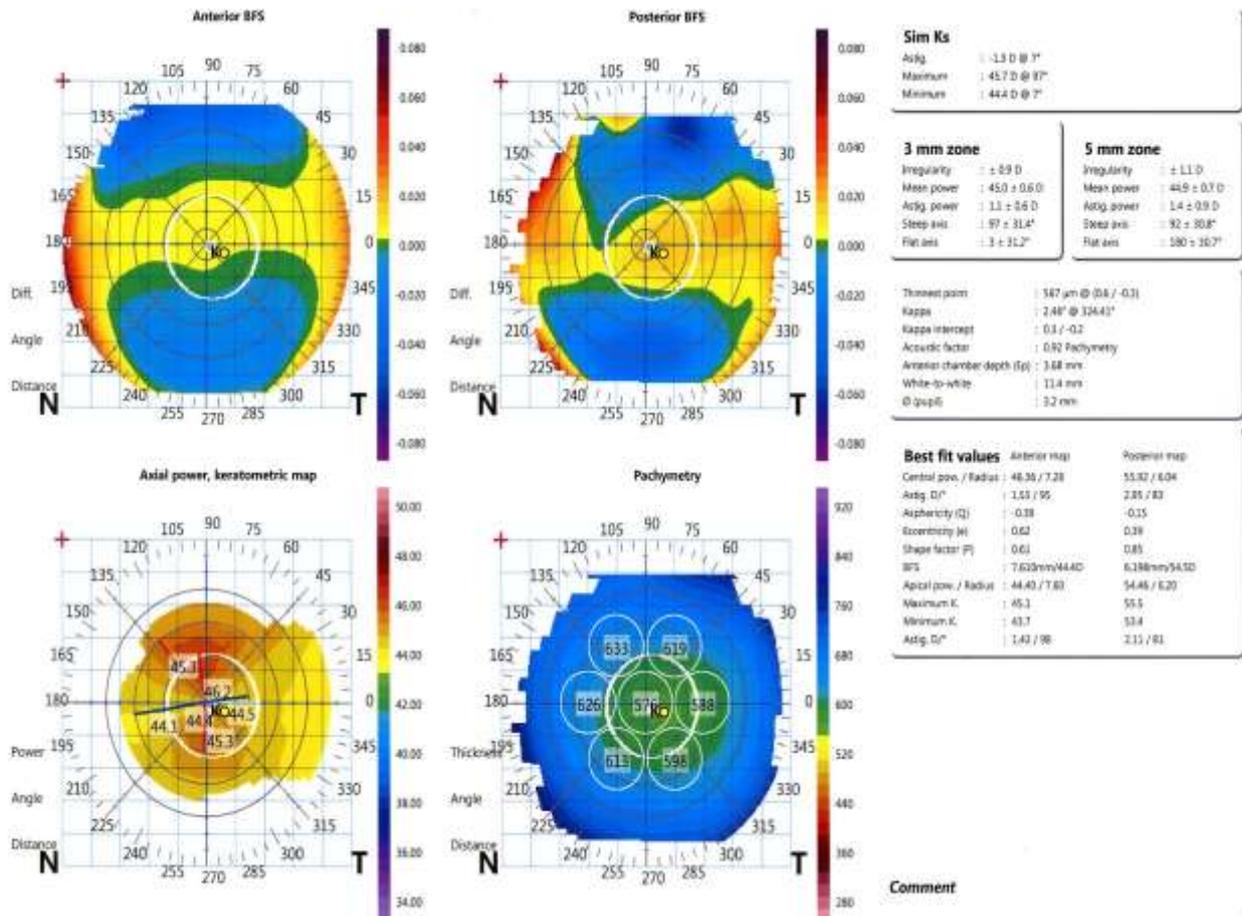


Figure 13. Présentation des résultats topographiques de l'Orbscan III®.

En haut à gauche : carte d'élévation antérieure. En haut à droite : carte d'élévation postérieure. En bas à gauche : carte kératométrique (spéculaire). En bas à droite : carte pachymétrique. Partie de droite : données biométriques dont SimK.

4.3. La profondeur de chambre antérieure

Elle correspond à la distance séparant le sommet de la cornée et la face antérieure du cristallin. Elle peut se mesurer par interférométrie(29), par topographie(30), par OCT(31) et par échographie(32).

Elle est utilisée dans plusieurs formules de calcul d'implant (Olsen, Haigis et Barrett Universal II par exemple) et pourrait permettre une meilleure estimation de l'ELP.

4.4. Autres mesures

L'épaisseur du cristallin et le diamètre cornéen (aussi appelé « blanc à blanc ») sont des mesures disponibles sur la majorité des biomètres récents et sont également

corrélés à l'ELP(33).

5. Calcul de puissance des implants intraoculaires

5.1. Histoire

Grâce aux principes de l'optique gaussienne, Fedorov décrit en 1967 la première formule théorique de calcul de puissance des implants intraoculaires(34). Celle-ci utilise comme variables la longueur axiale, la kératométrie ainsi que la position effective de l'implant dans l'œil.

En 1980, une formule, plus simple, de régression linéaire appelée SRK est créée. Elle est basée sur l'analyse statistique rétrospective de patients opérés(35), et s'exprime ainsi :

$$P = A - 2,5L - 0,9K$$

P : Puissance de l'implant, L : Longueur axiale, A : Constante A, K : Kératométrie.

Cette formule introduit le concept de « constante A », représentant l'inconnue principale du calcul de puissance d'implant : la position effective de l'implant (ELP). Celle-ci peut s'ajuster en fonction du positionnement prévu de l'implant et de ses caractéristiques (géométrie, matériau et épaisseur notamment). Elle peut également s'ajuster en fonction du chirurgien, de sa technique opératoire, de ses résultats réfractifs et également en fonction des mesures biométriques(36). Sa valeur est modifiable dans les logiciels des biomètres et peut figurer sur les résultats de la biométrie (Annexe 2). La valeur de constante A déjà présente sur les biomètres lors de leur acquisition est une valeur adaptée par le fabricant à son dispositif.

Les erreurs de calcul avec la formule SRK étant courantes pour les yeux

anormalement longs ou courts, la formule SRK II fut créée afin d'adapter le calcul à la longueur axiale mesurée(37).

Cette formule fut abandonnée au profit d'un retour vers des formules théoriques (troisième génération de formules ou deuxième génération de formules théoriques) avec notamment la formule SRK/T(38) en 1990. Cette génération de formules est celle encore majoritairement utilisée aujourd'hui et comprend notamment les formules de Haigis (spécialement adaptée pour le système IOLMaster®), Holladay(39), HofferQ et Olsen(40).

Aucune de ces formules n'a pu montrer de supériorité nette sur les autres. Le choix de la formule à utiliser repose sur un faisceau d'études permettant le plus souvent de les classer selon leur précision en fonction de la longueur axiale de l'œil à opérer(41)(Figure 13).

En cas de doute, la formule SRK/T, qui est la formule la mieux étudiée, reste probablement la formule de référence.

22,50 à 24,50 mm (emmétropie)	Supérieur à 24,50 mm (myope)	Inférieur à 22,50 mm (hypermétropie)
Toutes les formules utilisables	SRK-T, Barrett, Olsen	Hoffer Q, Haigis, Barrett, Holladay 2

Figure 13. Exemple de choix de formule selon la longueur axiale.
(Les cahiers d'ophtalmologie, 2018, n°220 :24-5)

5.2. Avancées récentes

De nouvelles générations de formules basées sur l'étude d'un grand nombre de patients ont vu le jour. Celles-ci tendent à se rapprocher du modèle de la lentille épaisse afin de gagner en précision. La formule Barrett Universal II(42) a l'ambition de pouvoir être utilisée pour toutes les longueurs axiales. Elle nécessite notamment

pour son calcul la mesure de la profondeur de chambre antérieure. La formule Hill-RBF, créée à partir des données du biomètre Lenstar®(43), est une des premières formules basées sur l'intelligence artificielle.

Le *Ray-Tracing*, technologie utilisée dans la fabrication des implants, est basé sur un lancer de rayons (sortant des conditions de Gauss) à travers l'œil dont les trajectoires sont analysées, permettant une analyse plus précise de la réfraction oculaire en prenant notamment en compte l'asphéricité de la cornée. Cette technologie a également été utilisée pour la conception de certaines formules de calcul comme celle d'Olsen et pourrait être utile pour les calculs d'implants complexes(44), après chirurgie réfractive notamment. Elle peut en effet également être directement utilisée en tant que technologie biométrique, comme avec le dispositif OKULIX®. Ce type de biomètre n'a cependant, à ce jour, pas fait la preuve de sa supériorité en comparaison aux biomètres de référence(45) pour les cas les plus courants.

Enfin, des systèmes comme la technologie ORA pour *Optiwave Refractive Analysis* permettent de réaliser des mesures biométriques peropératoires sur l'œil aphaque juste avant l'implantation.

6. Implants intraoculaires

Les implants intraoculaires disponibles sur le marché sont très nombreux et présentent des caractéristiques diverses.

6.1. Correction de l'amétropie

On distingue des implants monofocaux, permettant une vision à une distance choisie, et des implants multifocaux essayant de reproduire la multifocalité caractéristique

d'un œil capable d'accommodation.

Les implants toriques permettent de corriger un astigmatisme cornéen et peuvent être monofocaux ou multifocaux.

Il existe également des implants ajustables en silicone photosensible(46) dont les paramètres optiques peuvent être ajustés en postopératoire avant de subir une irradiation ultraviolette externe pour obtention du résultat définitif.

6.2. Matériaux

Le PMMA (polyméthylméthacrylate), le silicone, l'hydrogel et l'acrylique (hydrophile ou hydrophobe) sont les principaux matériaux utilisés. L'acrylique hydrophobe est le matériau à utiliser en première intention selon la Haute Autorité de Santé en 2008.

Les taux d'opacification capsulaire postérieure (OCP) semblent plus élevés avec les matériaux PMMA (rigides), hydrogel(47) et acryliques hydrophiles.

6.3. Dessin de l'implant

On distingue des implants à bords carrés et des implants à bords arrondis. Les implants à bords carrés permettent de diminuer la fréquence de survenue d'une OCP(48) et sont recommandés par la Haute Autorité de Santé.

On distingue également des implants monobloc et des implants « trois pièces » avec deux haptiques fixées à l'optique.

Les implants de première génération étaient sphériques et biconvexes et pouvaient induire de l'aberration sphérique positive dégradant l'image rétinienne. Le cristallin générant une aberration sphérique négative permettant de compenser l'aberration sphérique positive de la cornée, des implants asphériques ont été créés afin de recréer au mieux les conditions optiques physiologiques de l'œil(49).

6.4. Filtres

Les implants aujourd'hui commercialisés contiennent un filtre à ultraviolets afin de compenser cette protection naturelle du cristallin. Depuis les années 2000, de nombreux implants bénéficient de filtres bleus pour réduire le risque de dommages rétiniens provoqués par la lumière bleue(50). Ces filtres confèrent une teinte jaune aux implants.

7. Justification et objectif de l'étude

La précision des résultats réfractifs a nettement progressé au fil des années.

En 1992, Olsen publiait un rapport(51) dans lequel la longueur axiale était rapportée comme la première source d'erreur dans le calcul d'implant, suivie de la profondeur de la chambre antérieure puis de la kératométrie. A cette époque, Hoffer(52) estimait le pourcentage de patients à plus ou moins 0,50 D de la réfraction souhaitée en post-opératoire à 50%.

Après l'arrivée du IOLMaster® en 1999, ce pourcentage a été amélioré et certains auteurs et instances estiment que plus de 55% des patients devraient être à plus ou moins 0,50 D de la réfraction souhaitée(53).

En 2007, Norrby(54) décrit dans son étude les principales sources d'erreur de calcul de puissance d'implant en chirurgie de cataracte. Le rôle de la kératométrie y est estimé à 10,1%.

Parmi les éléments dont la mesure est accessible et perfectible en préopératoire, la kératométrie est donc encore un enjeu actuel dans l'obtention de bons résultats réfractifs après chirurgie de cataracte(22).

La plupart des travaux concernant l'amélioration de la précision des résultats

réfractifs après chirurgie de cataracte par l'optimisation des mesures biométriques comparent des biomètres dans leur globalité. Quelques rares études comparent l'effet direct des mesures kératométriques sur les résultats réfractifs. Les dispositifs comparés ne sont cependant plus d'actualité.

Les topographes et autoréfractomètres récents, mis sur le marché bien plus tard que le IOLMaster 500®, pourraient permettre d'obtenir des mesures kératométriques plus précises.

L'objectif principal de ce travail est de comparer la précision des mesures kératométriques de trois appareils disponibles au CHU de Lille : le Tonoref III® de Nidek, l'Orbscan III® de Bausch & Lomb et le IOLMaster 500® de Zeiss sur l'estimation des résultats réfractifs après chirurgie de cataracte avec implantation monofocale. L'objectif secondaire est de comparer les méthodes de mesures kératométriques entre elles.

Matériel et Méthodes

1. Type d'étude

Il s'agit d'une étude monocentrique et observationnelle d'évaluation de méthodes diagnostiques. Elle a été réalisée de manière prospective au Centre Hospitalier Universitaire de Lille de novembre 2020 à juillet 2021.

2. Population étudiée

Les critères d'inclusion comprenaient tout patient présentant une cataracte liée à l'âge pour laquelle une indication chirurgicale avec implantation monofocale était retenue.

Les critères d'exclusion comprenaient :

- La présence d'une pathologie cornéenne ancienne ou active pouvant compromettre la fiabilité des mesures kératométriques ou induire un astigmatisme irrégulier.
- La présence d'un rapport signal sur bruit (SNR) inférieur à 10 sur la biométrie préopératoire. Ryu et al.(55) considèrent en effet dans leur travail qu'un SNR inférieur à 10 entraîne un risque de sous-estimer l'équivalent sphérique postopératoire.
- Toute complication chirurgicale peropératoire ou postopératoire précoce pouvant se répercuter sur le résultat réfractif à un mois.

3. Outils de mesure utilisés

3.1. Tonoref III® de Nidek

Le Tonoref III® (Figure 14) associe un autoréfractomètre, un autokéromètre et un tonomètre à air. La mesure de la réfraction utilise une technologie infrarouge au moyen d'une diode superluminescente et d'un capteur photographique. La mesure de la kératométrie est réalisée à la fois sur un diamètre cornéen de 3 mm et de 2,4 mm, permettant de réduire l'influence des paupières. Le résultat affiche le rayon de courbure le plus cambré, le rayon de courbure le plus plat ainsi que le rayon de courbure moyen. Le nombre de mesures réalisées n'est pas communiqué par le fabricant. L'indice de réfraction de la cornée permettant la conversion des mesures kératométriques en puissance n'est pas connu sur ce modèle.



Figure 14. Tonoref III®.
(nidek.fr)

On distingue sur l'iconographie les deux mires annulaires sur lesquelles sont effectuées les mesures kératométriques.

3.2. IOLMaster 500® de Zeiss

Le IOLMaster 500® (Figure 15) permet l'acquisition de plusieurs mesures biométriques dans le même temps. La longueur axiale est mesurée par la technologie PCI.

La kératométrie est mesurée, par projection d'images infrarouges sur la surface oculaire comme pour le Tonoref III®, sur un diamètre cornéen de 2,3 mm au moyen d'un pattern de six points hexagonaux espacés de 60°. Lorsqu'une acquisition est déclenchée, l'appareil effectue 3 mesures de kératométrie et 5 mesures de longueur axiale. Pour respecter les recommandations du fabricant, 5 acquisitions par œil ont été réalisées, soit 90 mesures kératométriques par œil. Les mesures kératométriques en millimètres sont converties en puissance par l'appareil en utilisant un indice n de 1,3375.

Après avoir enregistré sur le logiciel les identifiants du patient et après acquisition des mesures, on renseigne la formule de calcul souhaitée, la réfraction ciblée et les implants que l'on souhaite étudier. Le logiciel émet ensuite un rapport qui présente les équivalents sphériques que l'on peut espérer obtenir en fonction du type d'implant choisi et de sa puissance (Annexe 2).



Figure 15. IOLMaster 500® de Zeiss.

3.3. Orbscan III® de Bausch & Lomb

L'Orbscan III® (Figure 16) est un topographe qui combine une mire de Placido permettant d'obtenir des cartes kératométriques et un balayage de la cornée par une fente lumineuse permettant l'obtention de cartes d'élévation et de cartes pachymétriques. Sur un seul examen, les caractéristiques, notamment kératométriques, de 23 000 points cornéens sont analysées(56).

On obtient ainsi des valeurs de kératométrie simulée (SimK) correspondant à la conversion du rayon de courbure moyen en une puissance cornéenne moyenne dans les 3 mm centraux. L'indice de réfraction cornéen utilisé est de 1,3375.



Figure 16. Orbscan III® de Bausch & Lomb.

4. Bilan préopératoire

Chaque patient a bénéficié le jour de sa consultation préopératoire de mesures biométriques sur trois instruments différents : le Tonoref III®, l'Orbscan III® et le IOLMaster 500®.

La longueur axiale mesurée sur le IOLMaster 500® était considérée fiable si le SNR était supérieur ou égal à 10. Les mesures kératométriques des trois appareils ne possèdent pas d'indice de fiabilité. L'absence d'artéfacts liés au film lacrymal sur

l'Orbscan III® était vérifiée de manière subjective après chaque mesure topographique.

Pour des raisons éthiques, le choix de l'implant était fait uniquement grâce aux mesures du IOLMaster 500®.

5. Procédure chirurgicale

Les interventions ont été réalisées par deux chirurgiens, en ambulatoire, sous anesthésie locale ou loco-régionale. Le protocole opératoire était le suivant :

- Incision cornéenne principale tunnelisée de 2,2 mm à 110° pour l'un des deux chirurgiens, à 90° pour l'autre.
- Contre-incision cornéenne à 60°.
- Injection de substance viscoélastique dispersive en chambre antérieure.
- Réalisation d'un rhexis d'environ 5,5 mm de diamètre.
- Hydrodissection au BSS.
- Phacoémulsification selon la technique de « *divide and conquer* ».
- Injection de substance viscoélastique cohésive dans le sac capsulaire.
- Mise en place de l'implant dans le sac capsulaire.
- Aspiration de la substance viscoélastique restante.
- Hydrosuture des incisions cornéennes.
- Injection de céfuroxime intracaméculaire.

6. Consultation postopératoire

Chaque patient a bénéficié d'une consultation postopératoire à sept jours puis à un mois de l'intervention. Ces deux consultations comprenaient un examen minutieux

afin de vérifier l'absence de complications. Une mesure de la réfraction objective au Tonoref III® était réalisée lors de la consultation à un mois.

7. Recueil des données

Les données suivantes ont été recueillies :

- Sexe
- Âge au moment de la chirurgie
- Antécédents généraux notables
- Côté de l'œil opéré
- Formule de calcul utilisée
- Nature de l'intervention chirurgicale
- Présence de complications peropératoires ou postopératoires
- Longueur axiale préopératoire mesurée sur le IOLMaster 500®
- Kératométrie moyenne préopératoire mesurée sur le IOLMaster 500®
- Équivalent sphérique ciblé par le chirurgien sur le IOLMaster 500® (ES bio)
- Équivalent sphérique correspondant à la puissance de l'implant dont le patient a bénéficié lors de la chirurgie en appliquant les mesures kératométriques du Tonoref III® dans le logiciel du IOLMaster 500® (ES AR)
- Équivalent sphérique correspondant à la puissance de l'implant dont le patient a bénéficié lors de la chirurgie en appliquant les mesures kératométriques de l'Orbiscan III® (SimK) dans le logiciel du IOLMaster 500® (ES topo)
- Équivalent sphérique post-opératoire objectif à un mois de la chirurgie mesuré grâce au Tonoref III® (ES M1)

8. Analyse statistique

Un flow chart de la population d'étude a été réalisé dans un premier temps.

Un tableau décrivant les caractéristiques sociodémographiques de la population et les caractéristiques cliniques des yeux étudiés a été utilisé. Les variables qualitatives ont été décrites par leurs effectifs et leurs pourcentages tandis que les variables quantitatives ont été décrites par leurs moyennes et écarts-types ou médianes, quartiles et valeurs extrêmes.

Pour répondre à l'objectif principal de l'étude, l'erreur prédictive de l'équivalent sphérique a été calculée pour chaque œil en faisant la différence entre la valeur mesurée et celle prédite. La moyenne arithmétique, la variance, la moyenne de l'erreur absolue, la médiane de l'erreur absolue ainsi que le pourcentage d'yeux avec une erreur prédictive inférieure ou égale à ± 0.50 D ont été calculés pour chaque technique d'estimation de l'équivalent sphérique. Des tests de comparaison pour données appariées ont été utilisés pour comparer deux à deux les estimations d'équivalent sphérique avec la mesure observée (test de Student pour données appariées si les conditions d'application le permettent, tests des rangs signés de Wilcoxon dans le cas contraire). Nous avons également réalisé une analyse de variance (ANOVA) de Friedman pour analyser l'influence globale de la technique d'estimation de l'équivalent sphérique.

Tous les tests utilisés sont des tests bilatéraux avec un seuil de significativité à 0.05.

Les analyses ont été réalisées avec le logiciel de statistiques SAS Enterprise Guide v 7.13, © 2016 Cary, NC, USA.

Résultats

1. Flowchart

L'étude a inclus 23 patients (Figure 17). 2 patients ont été exclus ; 1 pour décollement de rétine découvert en postopératoire et 1 pour hémorragie intravitréenne découverte en postopératoire. Sur les 21 patients sélectionnés, 12 ont bénéficié d'une chirurgie de cataracte unilatérale et 9 ont bénéficié d'une chirurgie de cataracte aux deux yeux. L'étude a inclus 30 yeux.

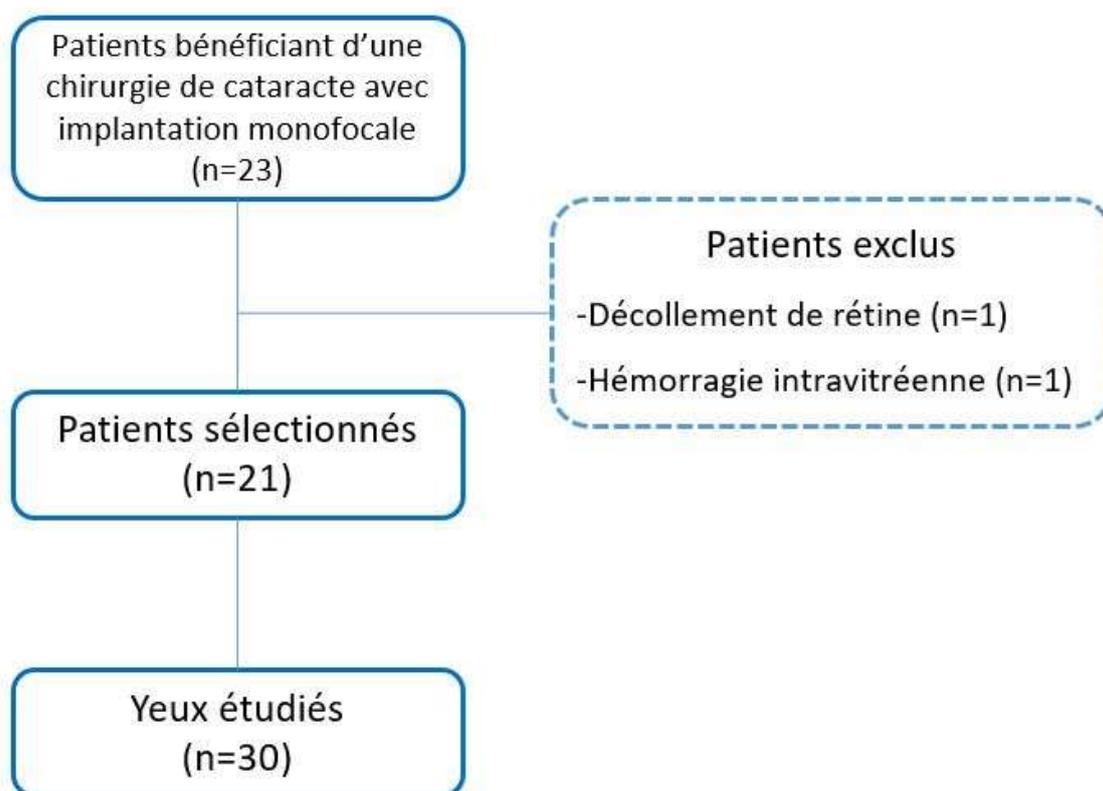


Figure 17. Flowchart de l'étude.

2. Description de la population

2.1. Caractéristiques générales de la population

Les caractéristiques de la population étudiée sont résumées dans la Tableau 1.

Tableau 1. Caractéristiques de la population.

	Population totale N=30
Sexe	N=30
	<i>Femme</i> 18 (60%)
	<i>Homme</i> 12 (40%)
Age	n= 30
	<i>Moyenne (±ET)</i> 76.0 (±8.2)
	<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i> 75.8 (69.6; 81.9)
	<i>Médiane (min ; max)</i> 75.8 (92.7 ; 90.0)
Antécédents notables	n= 30
	<i>Oui</i> 17 (56.7%)
	<i>Non</i> 13 (43.3%)
Œil opéré	n= 30
	<i>Droit</i> 17 (56.7%)
	<i>Gauche</i> 13 (43.3%)
Formule de calcul utilisée	N=30
	<i>HofferQ</i> 1 (3.3%)
	<i>SRK/T</i> 29 (96.7%)
Intervention chirurgicale	N=30
	<i>PKE</i> 28 (93.3%)
	<i>PKE + iStent®</i> 2 (6.7%)
Complications	N=30
	<i>Non</i> 30 (100%)
Longueur axiale	N=30
	<i>Moyenne (±ET)</i> 23.3 (±0.8)
	<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i> 23.2 (22.6 ; 23.6)
	<i>Médiane (min ; max)</i> 23.2 (22.1 ; 25.0)
Kératométrie moyenne mesurée avec le IOL Master 500®	N=29
	<i>Moyenne (±ET)</i> 7.6 (±0.2)
	<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i> 7.6 (7.5 ; 7.7)
	<i>Médiane (min ; max)</i> 7.6 (7.2 ; 8.2)

Nous avons inclus 18 femmes et 12 hommes. L'âge moyen des patients à la date de la chirurgie du premier œil était de 76 ans. 17 patients (56,7%) présentaient des antécédents notables. Sur les 30 yeux étudiés, 17 étaient des yeux droits et 13 des yeux gauches. La formule SRK/T était la plus utilisée (96,7%). La formule HofferQ a été utilisée pour un seul patient. Tous les patients ont bénéficié d'une chirurgie de cataracte. 2 patients ont bénéficié d'une chirurgie combinée avec pose d'un dispositif de pontage trabéculaire (iStent®). Aucun patient n'a présenté de complication chirurgicale. La longueur axiale préopératoire moyenne était de 23,3 mm. La kératométrie préopératoire moyenne mesurée au IOLMaster 500® était de 7,60 mm.

2.1. Equivalents sphériques

Les équivalents sphériques calculés et mesurés sont rapportés dans la Tableau 2.

Tableau 2. Equivalents sphériques de la population.

	Population totale N=30
Equivalent sphérique mesuré avec le Tonoref III® à un mois de la chirurgie (ES M1)	N=30
<i>Moyenne (±ET)</i>	-0.38 (±0.85)
<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i>	-0.44 (-0.87 ; 0.37)
<i>Médiane (min ; max)</i>	-0.44 (-2.75 ; 1.25)
Equivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie du IOLMaster 500® (ES bio)	N=30
<i>Moyenne (±ET)</i>	-0.42 (±0.45)
<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i>	-0.33 (-0.52 ; -0.17)
<i>Médiane (min ; max)</i>	-0.33 (-2.75 ; -0.01)
Equivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie de l'Orbscan III® (ES topo)	N=30
<i>Moyenne (±ET)</i>	-0.44 (±0.47)
<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i>	-0.37 (-0.58 ; 0.12)
<i>Médiane (min ; max)</i>	-0.37 (-2.10 ; 0.28)
Equivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie du Tonoref III® (ES AR)	N=23
<i>Moyenne (±ET)</i>	-0.31 (±0.47)
<i>Médiane (Q1 ; Q3)</i>	-0.17 (-0.78 ; -0.04)
<i>Médiane (min ; max)</i>	-0.17 (-1.42 ; 0.53)

L'équivalent sphérique mesuré avec le Tonoref III® à un mois de la chirurgie (ES M1) était en moyenne de -0,38 et sa médiane de -0,44 (Figure 18). L'équivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie du IOLMaster 500® (ES bio) était en moyenne de -0,42 et sa médiane de -0,33. L'équivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie de l'Orbscan III® (ES topo) était en moyenne de -0,44 et sa médiane de -0,37. L'équivalent sphérique calculé en préopératoire avec la kératométrie du Tonoref III® (ES AR) était en moyenne de -0,31 et sa médiane de -0,17.

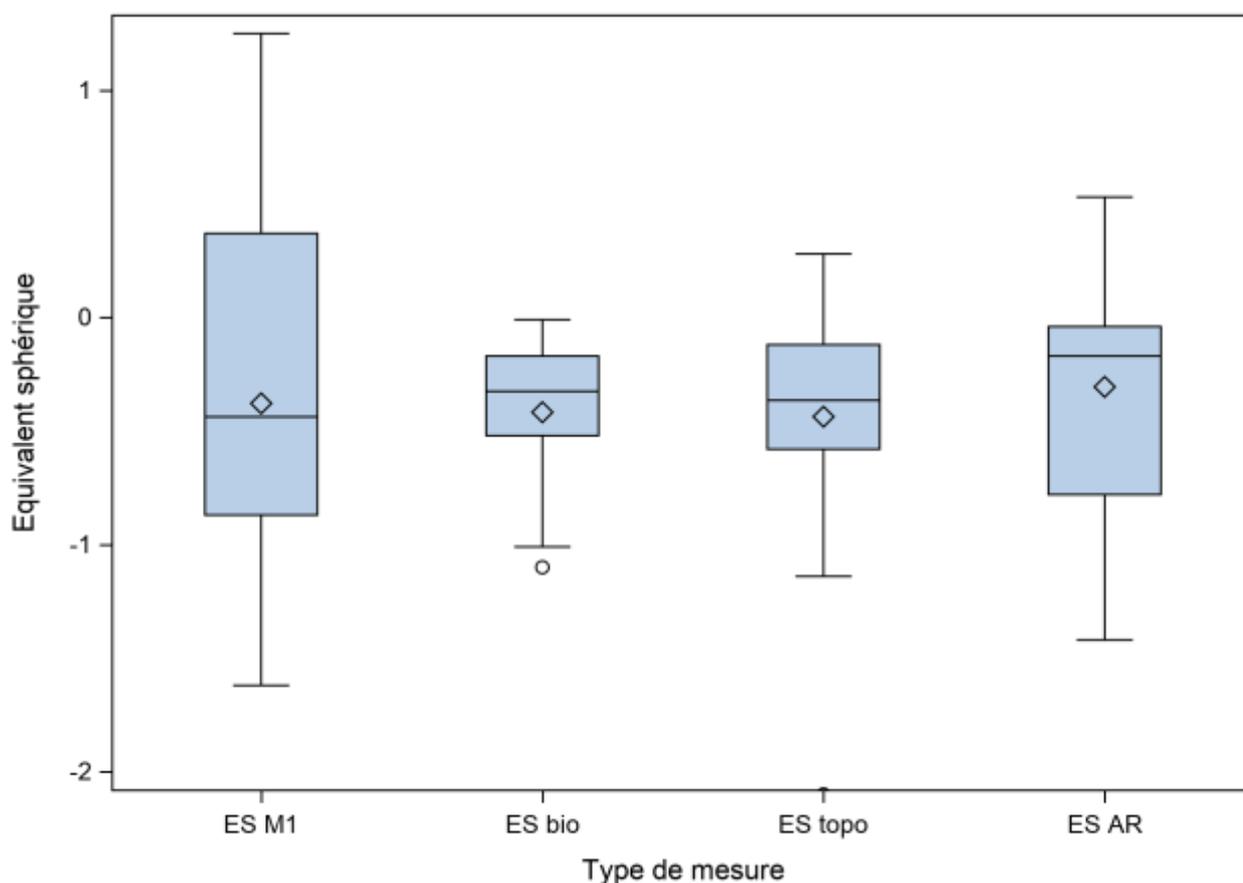


Figure 18. Représentation graphique des équivalents sphériques des yeux étudiés selon le type de mesure.

La boîte du milieu représente les valeurs du 1^{er} et 3^e quartiles (25^e et 75^e percentile). La ligne du milieu représente la médiane.

3. Analyse principale

Les résultats de l'objectif principal sont rapportés en Figure 19 et en Tableau 3.

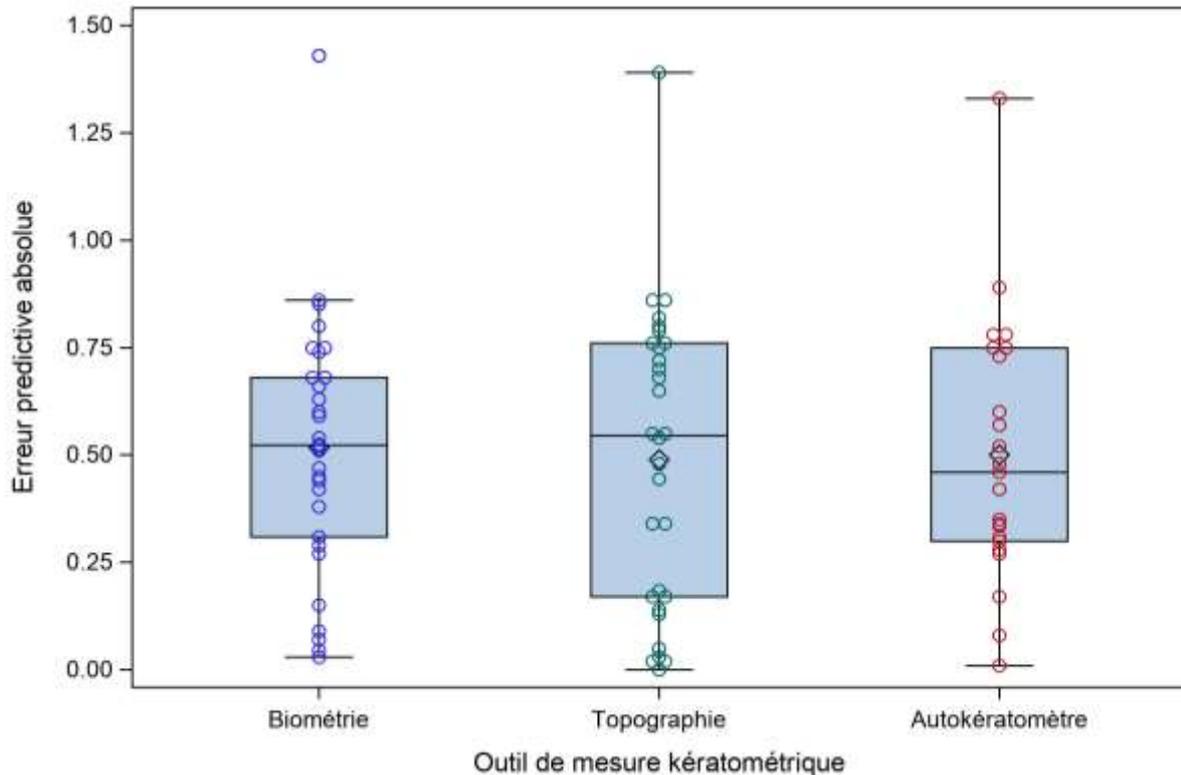


Figure 19. Représentation graphique de l'erreur prédictive absolue des différentes techniques d'estimation de l'équivalent sphérique par rapport à la mesure effectuée à un mois de la chirurgie.

La boîte du milieu représente les valeurs du 1er et 3ème quartiles (25ème et 75ème percentile). La ligne du milieu représente la médiane de l'équivalent sphérique. Les points représentent les différentes valeurs.

Tableau 3. Résultats des différentes techniques utilisées pour estimer l'équivalent sphérique en comparaison avec la mesure à un mois de la chirurgie.

EP = Erreur Prédictive Moyenne ; Var = variance ; MedEA = Médiane de l'erreur absolue ; MEA = Moyenne de l'erreur absolue ; Wcx app = Test de Wilcoxon Mann et Whitney pour données appariées.

Kératométrie utilisée	EP (D)	Var (D)	MedEA (D)	MEA (D)	% d'yeux avec EP $\leq \pm 0.50$ D	Test	p-value
IOLMaster 500®	0.04	0.20	0.52	0.52	43.3%	Wcx app	0.81
Orbscan III®	0.06	0.22	0.54	0.49	46.7%	Wcx app	0.61
Tonoref III®	-0.16	0.22	0.46	0.50	56.5%	Wcx app	0.26

Avec la kératométrie du IOLMaster 500®, l'erreur prédictive moyenne était de 0,04 D ; la variance de 0,20 D ; la médiane de l'erreur absolue de 0,52 D ; la moyenne de l'erreur absolue de 0,52 D et 43,3% des yeux présentaient une erreur prédictive moyenne inférieure ou égale à ± 0.50 D ($p=0,81$) (Tableau 3).

Avec la kératométrie de l'Orbiscan III®, l'erreur prédictive moyenne était de 0,06 D ; la variance de 0,22 D ; la médiane de l'erreur absolue de 0,54 D ; la moyenne de l'erreur absolue de 0,49 D et 46,7% des yeux présentaient une erreur prédictive moyenne inférieure ou égale à ± 0.50 D ($p=0,61$).

Avec la kératométrie du Tonoref III®, l'erreur prédictive moyenne était de -0,16 D ; la variance de 0,22 D ; la médiane de l'erreur absolue de 0,46 D ; la moyenne de l'erreur absolue de 0,50 D et 56,5% des yeux présentaient une erreur prédictive moyenne inférieure ou égale à ± 0.50 D ($p=0,26$).

L'analyse principale n'a pas montré de résultat statistiquement significatif.

La kératométrie du Tonoref III® semble permettre l'obtention d'une meilleure médiane d'erreur absolue et d'un meilleur pourcentage d'yeux avec une erreur prédictive moyenne inférieure ou égale à ± 0.50 D que les deux autres techniques.

Autrement dit, avec la kératométrie du Tonoref III®, l'estimation des résultats réfractifs semble meilleure si l'on ne prend pas en compte l'importance des résultats aberrants. D'autre part, le Tonoref III® semble permettre d'obtenir le plus grand taux de patients dont le résultat réfractif est excellent. On note également son erreur prédictive moyenne négative, traduisant sa tendance à surestimer le résultat réfractif sur le versant hypermétropique.

La kératométrie de l'Orbiscan III® semble permettre l'obtention d'une meilleure moyenne d'erreur absolue que les deux autres techniques, ce qui signifie qu'elle

offrirait de meilleurs résultats réfractifs si l'on tient compte du poids des résultats aberrants.

La kératométrie du IOLMaster 500® semble permettre l'obtention d'une plus faible erreur prédictive moyenne que les deux autres techniques.

4. Analyse secondaire

4.1. Comparaison des mesures d'équivalents sphériques préopératoires

Lorsque l'on fait une analyse ANOVA de Friedman comparant les équivalents sphériques estimés avec les trois techniques, nous observons un effet général de la technique d'estimation employée (p -value < 0.01).

4.2. Comparaison des techniques d'estimation entre elles

Nous observons une différence statistiquement significative entre l'estimation de l'équivalent sphérique par l'autokératométrie et la biométrie (p -value=0.01) d'un côté et par l'autokératométrie et la topographie de l'autre (p -value<0.01). L'estimation de l'équivalent sphérique par l'autokératométrie est donc statistiquement différente des deux autres techniques (Tableau 4).

Technique 1	EP (\pm ET)	Technique 2	EP (\pm ET)	Différence	Test	p-value
Biométrie	0.04 (\pm 0.60)	Topographie	0.06 (\pm 0.60)	-0.02 (0.19)	Wcx app	0.55
Biométrie	0.04 (\pm 0.60)	Autokératométrie	-0.16 (\pm 0.57)	0.19 (0.30)	Student app	0.01
Autokératométrie	-0.16 (\pm 0.57)	Topographie	0.06 (\pm 0.60)	-0.21 (0.32)	Student app	<0.01

Tableau 4. Comparaison des techniques d'estimation entre elles.

EP = Erreur Prédictive ; ET = Ecart-Type ; Wcx app = Test de Wilcoxon Mann et Whitney pour données appariées ; Student app = Test de Student pour données appariées.

Discussion

1. Principaux résultats

Notre travail visait à comparer la précision des mesures kératométriques de trois instruments de mesure sur l'estimation des résultats réfractifs à un mois de chirurgie de cataracte avec implantation monofocale.

Bien qu'aucune différence statistiquement significative n'ait été retrouvée, la kératométrie du Tonoref III® apparaissait plus précise que les deux autres dispositifs sur la médiane de l'erreur absolue ainsi que, de manière plus évidente, sur le pourcentage d'yeux avec une erreur prédictive inférieure ou égale à $\pm 0,50$ D.

Cela signifie en pratique que la kératométrie du Tonoref III® permettrait d'obtenir le plus haut taux de patients dont le résultat réfractif pourrait être considéré comme excellent.

L'Orbiscan III® apparaissait quant à lui très légèrement meilleur que les deux autres dispositifs sur la moyenne de l'erreur absolue, sans significativité statistique, ce qui pourrait traduire sa précision lorsque l'on tient compte du poids des résultats aberrants.

Nous avons d'autre part montré, en analyse secondaire, une différence statistiquement significative entre les valeurs d'équivalents sphériques estimées avec la kératométrie du Tonoref III® et les valeurs d'équivalents sphériques estimées avec la kératométrie des deux autres dispositifs.

2. Discussion des résultats

2.1. Analyse primaire

Quelques rares études ont comparé de manière isolée l'effet des mesures kératométriques de différents dispositifs sur les résultats réfractifs. A notre connaissance, aucune n'a comparé l'Orbscan III® ni le Tonoref III® avec un biomètre de référence tel que le IOLMaster 500®.

Le Pentacam® a été beaucoup plus étudié que l'Orbscan® car il permet également la mesure du pouvoir cornéen total, prenant donc en compte de manière objective la puissance de la cornée dans son ensemble.

En 2009, Shammam et al.(57) ne montraient pas de supériorité du Pentacam® face à la kératométrie d'un autokéromètre de marque Nidek.

En 2010, Symes et al.(58) ne montraient pas de supériorité du Pentacam® face au IOLMaster 500®.

En 2012, Hsieh et al.(59) retrouvaient une supériorité du IOLMaster 500® face à l'autokéromètre KR-8800® de Topcon.

Enfin, une étude de 2012(60) comparant notamment le IOLMaster 500®, l'Orbcan II® et l'autokéromètre RK-5® de Canon considérait les mesures kératométriques de l'Orbcan II® comme insuffisantes pour l'obtention d'un résultat réfractif précis. La zone aveugle centrale de la topographie spéculaire, imposant une extrapolation des résultats obtenus, pourrait expliquer ce résultat et ceux de notre étude.

On retrouve également dans la littérature de multiples études comparant des biomètres, en prenant donc en compte l'intégralité de leurs mesures respectives, sur

leur précision réfractive après implantation monofocale. Celles-ci permettent, malgré la confusion possible avec les autres mesures biométriques, d'envisager l'influence possible des kératomètres récents qui leur sont intégrés.

Le biomètre AL-Scan® de Nidek, par exemple, utilise une technologie PCI comme le IOLMaster 500® pour la mesure de longueur axiale. Ses mesures kératométriques sont cependant réalisées au moyen d'une double mire de Placido effectuant des mesures sur deux diamètres cornéens : un de 2,4 mm et l'autre de 3,3 mm. Malgré une bonne corrélation des mesures biométriques de l'AL-Scan® avec celles du IOLMaster 500®(61,62), l'Al-Scan® n'a pas montré sa supériorité sur les résultats réfractifs et pourrait, dans certaines situations, surévaluer le résultat vers le versant myopique(63).

Le biomètre Aladdin® de Topcon bénéficie de la technologie OLCR et d'une acquisition de kératométrie par topographie spéculaire avec disque de Placido mesurant plus de 100 000 points cornéens. Il a également montré une bonne corrélation de ses mesures biométriques avec celles du IOLMaster 500®(64) sans montrer de différence significative sur l'estimation des résultats réfractifs(65).

Il en va de même pour les biomètres utilisant une technologie de mesure kératométrique basée sur l'infrarouge. A titre d'exemple, une étude coréenne récente(66) n'a pas pu montrer de supériorité du biomètre Lenstar LS 900® de Haag-Streit ou du IOLMaster 700® sur le IOLMaster 500®.

Le biomètre Galilei G6® de Ziemer est le premier biomètre équipé d'une technologie *Scheimpflug*. Il permet l'obtention d'une kératométrie simulée et est de plus doté d'un système de *Ray-Tracing* permettant une mesure du pouvoir cornéen total. Dans une étude publiée en 2017, Ventura et al.(67) estimaient cet appareil et le IOLMaster 500® comme comparables sur les mesures de SimK et sur le choix de

puissance d'implant. En 2018, Savini et al.(68) ne montraient pas d'amélioration de l'estimation des résultats réfractifs après implantation monofocale en utilisant le pouvoir cornéen total plutôt que le SimK.

Malgré les progrès technologiques permettant l'utilisation de nouvelles techniques de mesure des paramètres oculaires, la précision des biomètres les plus récents sur la chirurgie de cataracte avec implantation monofocale ne semble pas meilleure que les biomètres de référence comme le IOLMaster 500®. Le prise en compte objective de la vergence de la face postérieure de la cornée n'a pas permis de montrer de progrès réfractif à ce jour(28).

L'objectif annoncé de plus de 55% des patients à ± 0.50 D de la réfraction ciblée(69) ne semble atteint dans notre étude qu'avec le Tonoref III®. Les auteurs ne précisent cependant pas qu'il doive s'agir d'un équivalent sphérique objectif. La mesure de la réfraction subjective postopératoire pourrait potentiellement augmenter ce taux. Nous pourrions par exemple évoquer le cas d'un astigmatisme objectif résiduel, régulier et direct, de 0,50 D dont la correction n'apporterait pas de bénéfice fonctionnel au patient.

2.2. Analyse secondaire

La différence significative retrouvée entre les valeurs d'équivalents sphériques estimées avec la kératométrie du Tonoref III® et les valeurs d'équivalents sphériques estimées avec la kératométrie des deux autres dispositifs n'est pas retrouvée dans la littérature. Laursen et al.(70) ont comparé son prédécesseur, le Tonoref II®, à d'autres kératomètres sans montrer de différence significative. Cette étude comparait

cependant les mesures de kératométrie à leur état brut et non selon un équivalent sphérique estimé grâce à elles.

3. Discussion de la méthode

La première limite de notre étude est le faible nombre d'yeux inclus, pouvant limiter la significativité des résultats. Cette faiblesse contraste avec la fréquence de la chirurgie de cataracte. La principale difficulté rencontrée à l'inclusion de patients était la fiabilité de la mesure topographique. Pour certains patients, l'acquisition a dû être répétée à plusieurs reprises avant d'obtenir un résultat de qualité suffisante. Pour d'autres, la mesure a été abandonnée. En effet, l'acquisition de la mesure kératométrique sur l'Orbscan III® est délicate car elle requiert une bonne immobilité de la tête, l'absence de clignement ainsi qu'un film lacrymal stable et de bonne qualité. Ces conditions peuvent être difficiles à obtenir chez des patients le plus souvent âgés (moyenne d'âge de 76 ans dans notre étude) et présentant fréquemment des troubles de la surface oculaire. On estime ainsi à 50% le taux de patients récusés de l'étude, ce qui limite de manière importante l'intérêt de ce dispositif en pratique quotidienne.

La mesure postopératoire de la réfraction objective constitue un biais de mesure car la précision et la reproductibilité exacte du Tonoref III® ne sont pas connues. Le choix d'utiliser une mesure objective visait à obtenir une mesure plus reproductible que la réfraction subjective.

Il en va de même pour les mesures de longueur axiale dont la fiabilité est susceptible de varier selon le SNR.

On notera que l'absence d'indice de fiabilité des mesures kératométriques sur les

trois dispositifs pourrait conduire à l'utilisation de mesures de qualité médiocre et ainsi diminuer la précision de l'estimation réfractive.

D'autre part, les incisions principales, effectuées à différents degrés pour les deux chirurgiens, ne sont pas prises en compte dans l'estimation du résultat réfractif par le biomètre. Celles-ci peuvent en effet jouer un rôle sur l'astigmatisme et donc sur l'équivalent sphérique postopératoire, qu'elles peuvent améliorer ou dégrader. Leur effet est cependant, de nos jours, largement minimisé par leur taille réduite.

Le fait que deux patients aient bénéficié d'une pose concomitante d'un dispositif de drainage trabéculaire ne nous paraît pas pouvoir influencer le résultat, aucune incision cornéenne supplémentaire n'ayant été réalisée.

On notera également que la constante A du IOLMaster 500® n'a pas été ajustée aux différentes mesures effectuées(57), pouvant artificiellement augmenter l'erreur prédictive du topographe et de l'autoréfractomètre.

Wang et al. publient en 2016 un travail dans le *Journal of Cataract and Refractive Surgery*(71) sur les bonnes pratiques des études sur les comparaisons de formules de calcul d'implant. Celles-ci sont transposables en partie aux travaux sur les comparaisons de mesures biométriques.

On notera que le choix d'un critère de jugement unique ne paraît pas judicieux. En effet, les moyennes et les médianes d'erreurs prédictives révèlent toutes deux des informations pertinentes en pratique clinique. La médiane est moins influencée par les valeurs extrêmes que la moyenne ; cependant ces valeurs extrêmes ne peuvent pas être négligées dans un contexte d'évaluation de précision de résultats réfractifs(72) car elles reflètent une complication redoutée du chirurgien et délétère

pour le patient. La moyenne et la médiane permettent, lorsqu'elles sont associées, d'avoir une idée plus élargie et plus complète des résultats. La moyenne de l'erreur prédictive reste tout de même la donnée la plus utilisée dans les études sur ce sujet.

4. Perspectives

Les implants monofocaux sont à ce jour les implants majoritairement utilisés. Bien que les résultats réfractifs contemporains soient très satisfaisants, il existe une marge d'amélioration non négligeable.

Des études sur de plus grands effectifs et avec ajustement de la constante A pourraient espérer montrer des différences significatives entre différents kératomètres actuels. Si tel est le cas, l'étude de leur influence sur le calcul des implants toriques, très dépendants des mesures kératométriques, aura toute son importance.

L'amélioration des résultats réfractifs pourrait, dans un futur proche, provenir d'autres facteurs.

La précision de mesure de la longueur axiale pourrait s'améliorer par le biais des biomètres utilisant un OCT *swept-source* permettant une mesure parfaitement alignée sur l'axe visuel.

L'estimation de l'ELP est un enjeu majeur que les formules de calcul les plus récentes tâchent d'améliorer, sans résultat réellement satisfaisant à ce jour(72).

La technologie séduisante de la biométrie peropératoire n'a pas montré de supériorité face aux dispositifs de référence pour les yeux standards(73).

La chirurgie de cataracte étant l'intervention la plus réalisée au monde, il existe une immensité de données exploitables dont l'utilisation pourrait permettre, dans un futur proche, d'envisager un résultat réfractif excellent pour chaque patient. L'intelligence artificielle occupera très probablement dans ce cadre un rôle majeur.

Conclusion

Notre étude visait à comparer trois instruments de mesures kératométriques actuels et disponibles au CHU de Lille quant à leur impact sur la précision des résultats réfractifs après chirurgie de cataracte avec implantation monofocale.

Bien qu'aucune différence statistiquement significative n'ait été observée, les résultats permettent d'apporter quelques éléments de réponse pouvant être utiles à la réflexion des praticiens lors de la réalisation des mesures préopératoires essentielles aux calculs d'implants.

Le résultat le plus intéressant concerne probablement le Tonoref III® qui semble permettre d'obtenir un plus large taux de patients dont le résultat réfractif peut être considéré comme excellent, malgré une légère surestimation de l'équivalent sphérique postopératoire.

L'amélioration des résultats réfractifs reste un enjeu actuel primordial et l'estimation de l'ELP reste à ce jour une inconnue majeure, source d'erreur réfractive potentiellement significative. La solution à cette problématique sera probablement multifactorielle. Le rôle des progrès technologiques et notamment de l'intelligence artificielle y sera sans doute primordial.

Liste des tableaux

<i>TABLEAU 1. CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION.</i>	50
<i>TABLEAU 2. EQUIVALENTS SPHERIQUES DE LA POPULATION.</i>	51
<i>TABLEAU 3. RESULTATS DES DIFFERENTES TECHNIQUES UTILISEES POUR ESTIMER L'EQUIVALENT SPHERIQUE EN COMPARAISON AVEC LA MESURE A UN MOIS DE LA CHIRURGIE.</i>	53
<i>TABLEAU 4. COMPARAISON DES TECHNIQUES D'ESTIMATION ENTRE ELLES.</i>	55

Liste des figures

<i>FIGURE 1. SCHEMA D'UNE COUPE SAGITTALE DE L'ŒIL.</i>	11
<i>FIGURE 2. COUPE HISTOLOGIQUE D'UNE CORNEE HUMAINE.</i>	14
<i>FIGURE 3. COUPE ANATOMIQUE DU CRISTALLIN.</i>	16
<i>FIGURE 4. LOI DE SNELL-DESCARTES.</i>	19
<i>FIGURE 5. SCHEMA D'UN RAYON DE COURBURE.</i>	20
<i>FIGURE 6. MODELE DE LA LENTILLE FINE.</i>	23
<i>FIGURE 7. MODELE DE LA LENTILLE EPAISSE.</i>	24
<i>FIGURE 8. ÉCHOGRAPHIE OCULAIRE EN MODE A.</i>	28
<i>FIGURE 9. ÉCHOGRAPHIE EN MODE B COUPLEE AU MODE A POUR LA MESURE DE LA LONGUEUR AXIALE.</i>	29
<i>FIGURE 10. ILLUSTRATION DE MESURES AU KERATOMETRE DE JAVAL.</i>	31
<i>FIGURE 11. MESURE KERATOMETRIQUE SUR LE IOLMASTER 500®.</i>	32
<i>FIGURE 12. REFLET D'UNE MIRE DE PLACIDO SUR LE FILM LACRYMAL.</i>	34
<i>FIGURE 13. EXEMPLE DE CHOIX DE FORMULE SELON LA LONGUEUR AXIALE.</i>	37
<i>FIGURE 14. TONOREF III®.</i>	43
<i>FIGURE 15. IOLMASTER 500® DE ZEISS.</i>	44
<i>FIGURE 16. ORBSCAN III® DE BAUSCH & LOMB.</i>	45
<i>FIGURE 17. FLOWCHART DE L'ETUDE.</i>	49
<i>FIGURE 18. REPRESENTATION GRAPHIQUE DES EQUIVALENTS SPHERIQUES DES YEUX ETUDIES SELON LE TYPE DE MESURE.</i>	52
<i>FIGURE 19. REPRESENTATION GRAPHIQUE DE L'ERREUR PREDICTIVE ABSOLUE DES DIFFERENTES TECHNIQUES D'ESTIMATION DE L'EQUIVALENT SPHERIQUE PAR RAPPORT A LA MESURE EFFECTUEE A UN MOIS DE LA CHIRURGIE.</i>	53

Références bibliographiques

1. Maurice DM. The structure and transparency of the cornea. *J Physiol.* 30 avr 1957;136(2):263-86.
2. King-Smith PE, Fink BA, Fogt N, Nichols KK, Hill RM, Wilson GS. The thickness of the human precorneal tear film: evidence from reflection spectra. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* oct 2000;41(11):3348-59.
3. DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. *J Cataract Refract Surg.* mars 2011;37(3):588-98.
4. Tuft SJ, Coster DJ. The corneal endothelium. *Eye Lond Engl.* 1990;4 (Pt 3):389-424.
5. Sivak JG. The Glenn A. Fry Award Lecture: optics of the crystalline lens. *Am J Optom Physiol Opt.* mai 1985;62(5):299-308.
6. Atchison DA, Thibos LN. Optical models of the human eye. *Clin Exp Optom.* 1 mars 2016;99(2):99-106.
7. Patel S, Tutchenko L. The refractive index of the human cornea: A review. *Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc.* oct 2019;42(5):575-80.
8. Gong Y, Feng K, Yan N, Xu Y, Pan C-W. Different amounts of alcohol consumption and cataract: a meta-analysis. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom.* avr 2015;92(4):471-9.
9. Wu R, Wang JJ, Mitchell P, Lamoureux EL, Zheng Y, Rochtchina E, et al. Smoking, socioeconomic factors, and age-related cataract: The Singapore Malay Eye study. *Arch Ophthalmol Chic Ill 1960.* août 2010;128(8):1029-35.
10. Delcourt C, Cristol JP, Tessier F, Léger CL, Michel F, Papoz L. Risk factors for cortical, nuclear, and posterior subcapsular cataracts: the POLA study. *Pathologies Oculaires Liées à l'Age. Am J Epidemiol.* 1 mars 2000;151(5):497-504.
11. Masket S, Tennen DG. Astigmatic stabilization of 3.0 mm temporal clear corneal cataract incisions. *J Cataract Refract Surg.* déc 1996;22(10):1451-5.
12. Shammas HJ. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. *J - Am Intra-Ocul Implant Soc.* 1984;10(4):444-7.
13. Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg.* mai 1981;12(5):363-5.
14. Bergès O, Puech M, Assouline M, Letenneur L, Gastellu-Etchegorry M. B-mode-guided vector-A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg.* avr 1998;24(4):529-35.
15. Salouti R, Nowroozzadeh MH, Zamani M, Ghoreyshi M, Salouti R. Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. *Optom St Louis Mo.* mars 2011;82(3):140-7.
16. Narváez J, Cherwek DH, Stulting RD, Waldron R, Zimmerman GJ, Wessels IF, et al. Comparing immersion ultrasound with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculation. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging Off J Int Soc Imaging Eye.* févr 2008;39(1):30-4.
17. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol.* sept 2000;238(9):765-73.
18. Shammas HJ, Ortiz S, Shammas MC, Kim SH, Chong C. Biometry measurements using a new large-

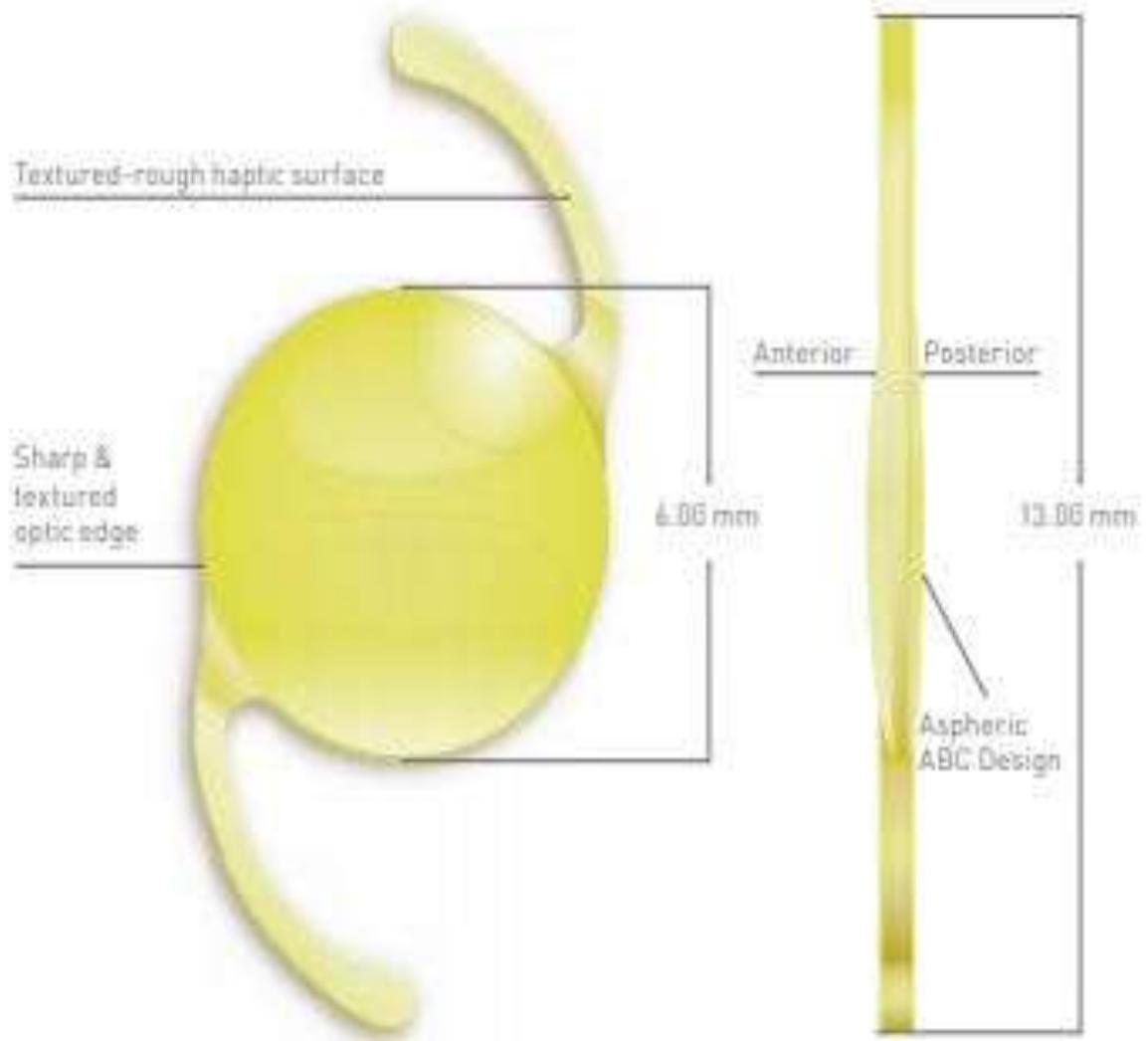
- coherence-length swept-source optical coherence tomographer. *J Cataract Refract Surg.* janv 2016;42(1):50-61.
19. Kim KY, Choi GS, Kang MS, Kim US. Comparison study of the axial length measured using the new swept-source optical coherence tomography ANTERION and the partial coherence interferometry IOL Master. *PloS One.* 2020;15(12):e0244590.
 20. Visser N, Berendschot TTJM, Verbakel F, Brabander J de, Nuijts RMMA. Comparability and repeatability of corneal astigmatism measurements using different measurement technologies. *J Cataract Refract Surg.* 2012;38(10):1764-70.
 21. Tennen DG, Keates RH, Montoya C. Comparison of three keratometry instruments. *J Cataract Refract Surg.* 1 juill 1995;21(4):407-8.
 22. Javadi-Ottosen S, Næser K. Precision of the Nidek Tonoref II autokeratometer: how many repeated measurements are required? *Acta Ophthalmol (Copenh).* 12 déc 2020;aos.14687.
 23. Magar JA. Comparison of the corneal curvatures obtained from three different keratometers. *Nepal J Ophthalmol.* 25 mars 2013;5(1):9-15.
 24. Erdélyi B, Csákány B, Németh J. Reproducibility of keratometric measurements decreases with time after blinking. *Eur J Ophthalmol.* juin 2006;16(3):371-5.
 25. Erdélyi B, Csákány B, Németh J. Spontaneous alterations of the corneal topographic pattern. *J Cataract Refract Surg.* mai 2005;31(5):973-8.
 26. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2012;38(12):2080-7.
 27. 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.* déc 2013;39(12):1803-9.
 28. Lu LW, Rocha-de-Lossada C, Rachwani-Anil R, Flikier S, Flikier D. The role of posterior corneal power in 21st century biometry: A review. *J Fr Ophtalmol.* sept 2021;44(7):1052-8.
 29. Hoffer KJ, Shammash HJ, Savini G. Comparison of 2 laser instruments for measuring axial length. *J Cataract Refract Surg.* avr 2010;36(4):644-8.
 30. Reuland MS, Reuland AJ, Nishi Y, Auffarth GU. Corneal Radii and Anterior Chamber Depth Measurements Using the IOLMaster Versus the Pentacam. *J Refract Surg.* 1 avr 2007;23(4):368-73.
 31. Yazici AT, Bozkurt E, Alagoz C, Alagoz N, Pekel G, Kaya V, et al. Central corneal thickness, anterior chamber depth, and pupil diameter measurements using Visante OCT, Orbscan, and Pentacam. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. févr 2010;26(2):127-33.
 32. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 1 juill 1989;15(4):425-8.
 33. Hipólito-Fernandes D, Luís ME, Serras-Pereira R, Gil P, Maduro V, Feijão J, et al. Anterior chamber depth, lens thickness and intraocular lens calculation formula accuracy: nine formulas comparison. *Br J Ophthalmol.* 23 nov 2020;bjophthalmol-2020-317822.
 34. Fedorov SN, Kolinko AI, Kolinko AI. [A method of calculating the optical power of the intraocular lens]. *Vestn Oftalmol.* août 1967;80(4):27-31.
 35. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *J - Am Intra-Ocul Implant Soc.* avr 1980;6(2):148-52.
 36. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* nov 1997;23(9):1356-70.

37. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg.* mars 1988;14(2):136-41.
38. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* mai 1990;16(3):333-40.
39. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* janv 1988;14(1):17-24.
40. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg.* mai 1995;21(3):313-9.
41. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg.* janv 2011;37(1):63-71.
42. Kuthirummal N, Vanathi M, Mukhija R, Gupta N, Meel R, Saxena R, et al. Evaluation of Barrett universal II formula for intraocular lens power calculation in Asian Indian population. *Indian J Ophthalmol.* janv 2020;68(1):59-64.
43. Tsessler M, Cohen S, Wang L, Koch DD, Zadok D, Abulafia A. Evaluating the prediction accuracy of the Hill-RBF 3.0 formula using a heteroscedastic statistical method. *J Cataract Refract Surg.* 18 mai 2021;
44. Norrby S. Using the lens haptic plane concept and thick-lens ray tracing to calculate intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg.* mai 2004;30(5):1000-5.
45. Ghoreyshi M, Khalilian A, Peyman M, Mohammadinia M, Peyman A. Comparison of OKULIX ray-tracing software with SRK-T and Hoffer-Q formula in intraocular lens power calculation. *J Curr Ophthalmol.* mars 2018;30(1):63-7.
46. Villegas EA, Alcon E, Rubio E, Marín JM, Artal P. Refractive accuracy with light-adjustable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* juill 2014;40(7):1075-1084.e2.
47. Scaramuzza A, Fernando GT, Crayford BB. Posterior capsule opacification and lens epithelial cell layer formation: Hydroview hydrogel versus AcrySof acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* juill 2001;27(7):1047-54.
48. Nishi O, Nishi K, Akura J, Nagata T. Effect of round-edged acrylic intraocular lenses on preventing posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg.* avr 2001;27(4):608-13.
49. Kohnen T, Klaproth OK. [Aspheric intraocular lenses]. *Ophthalmol Z Dtsch Ophthalmol Ges.* mars 2008;105(3):234-40.
50. Sparrow JR, Miller AS, Zhou J. Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro. *J Cataract Refract Surg.* avr 2004;30(4):873-8.
51. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* mars 1992;18(2):125-9.
52. Holladay JT, Hoffer KJ. Intraocular Lens Power Calculations for Multifocal Intraocular Lenses. *Am J Ophthalmol.* oct 1992;114(4):405-8.
53. Sheard R. Optimising biometry for best outcomes in cataract surgery. *Eye Lond Engl.* févr 2014;28(2):118-25.
54. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* mars 2008;34(3):368-76.
55. Ryu SJ, Kim DR, Song IS, Shin YU, Seong M, Cho H, et al. The influence of low signal-to-noise ratio of axial length measurement on prediction of target refraction, achieved using IOLMaster. *PLoS One.*

2019;14(6):e0217584.

56. Sharma M, Jain N, Koshy AS, Arora V, Lalgudi VG. Repeatability of Orbscan III for anterior segment parameters in normal eyes. *Indian J Ophthalmol.* déc 2020;68(12):2903-5.
57. Shamma HJ, Hoffer KJ, Shamma MC. Scheimpflug photography keratometry readings for routine intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* févr 2009;35(2):330-4.
58. Symes RJ, Say MJ, Ursell PG. Scheimpflug keratometry versus conventional automated keratometry in routine cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* juill 2010;36(7):1107-14.
59. Hsieh Y-T, Wang I-J. Intraocular lens power measured by partial coherence interferometry. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom.* déc 2012;89(12):1697-701.
60. Whang W-J, Byun Y-S, Joo C-K. Comparison of refractive outcomes using five devices for the assessment of preoperative corneal power. *Clin Experiment Ophthalmol.* juill 2012;40(5):425-32.
61. Hoffer KJ, Savini G. Comparison of AL-Scan and IOLMaster 500 Partial Coherence Interferometry Optical Biometers. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. 1 oct 2016;32(10):694-8.
62. Huang J, Savini G, Li J, Lu W, Wu F, Wang J, et al. Evaluation of a new optical biometry device for measurements of ocular components and its comparison with IOLMaster. *Br J Ophthalmol.* sept 2014;98(9):1277-81.
63. Ha A, Wee WR, Kim MK. Comparative Efficacy of the New Optical Biometer on Intraocular Lens Power Calculation (AL-Scan versus IOLMaster). *Korean J Ophthalmol KJO.* juin 2018;32(3):241-8.
64. Ortiz A, Galvis V, Tello A, Viaña V, Corrales MI, Ochoa M, et al. Comparison of three optical biometers: IOLMaster 500, Lenstar LS 900 and Aladdin. *Int Ophthalmol.* août 2019;39(8):1809-18.
65. Mandal P, Berrow EJ, Naroo SA, Wolffsohn JS, Uthoff D, Holland D, et al. Validity and repeatability of the Aladdin ocular biometer. *Br J Ophthalmol.* févr 2014;98(2):256-8.
66. Song JS, Yoon DY, Hyon JY, Jeon HS. Comparison of Ocular Biometry and Refractive Outcomes Using IOL Master 500, IOL Master 700, and Lenstar LS900. *Korean J Ophthalmol KJO.* avr 2020;34(2):126-32.
67. Ventura BV, Ventura MC, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of biometry and intraocular lens power calculation performed by a new optical biometry device and a reference biometer. *J Cataract Refract Surg.* janv 2017;43(1):74-9.
68. Savini G, Negishi K, Hoffer KJ, Schiano Lomoriello D. Refractive outcomes of intraocular lens power calculation using different corneal power measurements with a new optical biometer. *J Cataract Refract Surg.* juin 2018;44(6):701-8.
69. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye.* janv 2009;23(1):149-52.
70. Laursen JVN, Jeppesen P, Olsen T. Precision of 5 different keratometry devices. *Int Ophthalmol.* févr 2016;36(1):17-20.
71. Wang L, Koch DD, Hill W, Abulafia A. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: III. Criteria for analyzing outcomes. *J Cataract Refract Surg.* août 2017;43(8):999-1002.
72. Næser K, Savini G. Accuracy of thick-lens intraocular lens power calculation based on cutting-card or calculated data for lens architecture. *J Cataract Refract Surg.* oct 2019;45(10):1422-9.
73. Moshirfar M, Buckner B, Ronquillo YC, Hofstedt D. Biometry in cataract surgery: a review of the current literature. *Curr Opin Ophthalmol.* janv 2019;30(1):9-12.

Annexe 1



Annexe 1. Représentation d'un implant Vivinex iSert® de marque Hoya, jaune, asphérique, monobloc, monofocal, à bords carrés et en acrylique hydrophobe.

Annexe 2

CHRULILE

Nom : ID : Date de naissance : Date de mesure : 03/06/2021 Opérateur : CHU Lille		Formule : SRK@/T Réfraction cible : 0 D n : 1.3375			
Vérifier la plausibilité des valeurs de mesure AL, car des modifications pathologiques sont possibles !					
OD droite		AL : 22.85 mm (SNR = 65.0) K1 : 43.77 D / 7.71 mm x 102° K2 : 44.64 D / 7.56 mm x 12° R / ES : 7.63 mm / 44.20 D Cyl. : -0.87 D x 102°		OS gauche	
Réfraction : 0 D 0 D x 0° État : Phaque		Réfraction : 0 D 0 D x 0° État : Phaque			
Alcon SN60WF		Alcon AcrySof MA50BM		Alcon SN60WF	
Const. A : 119.00		Const. A : 119.40		Const. A : 119.00	
IOL (D) REF (D) 24.0 -0.94 23.5 -0.59 23.0 -0.24 22.5 0.10 22.0 0.44 21.5 0.77 21.0 1.10		IOL (D) REF (D) 24.5 -0.88 24.0 -0.54 23.5 -0.20 23.0 0.13 22.5 0.46 22.0 0.79 21.5 1.11		IOL (D) REF (D) 25.0 -1.03 24.5 -0.67 24.0 -0.32 23.5 0.02 23.0 0.37 22.5 0.70 22.0 1.04	
IOL emmé. : 22.65		IOL emmé. : 23.20		IOL emmé. : 23.53	
Ophtec Artisan 205 aph.retropup.		HOYA VIVINEX XY1 jaune		Ophtec Artisan 205 aph.retropup.	
Const. A : 116.90		Const. A : 119.20		Const. A : 116.90	
IOL (D) REF (D) 21.5 -1.12 21.0 -0.73 20.5 -0.34 20.0 0.03 19.5 0.41 19.0 0.78 18.5 1.14		IOL (D) REF (D) 24.5 -1.08 24.0 -0.74 23.5 -0.39 23.0 0.05 22.5 0.28 22.0 0.62 21.5 0.94		IOL (D) REF (D) 22.5 -1.30 22.0 -0.90 21.5 -0.51 21.0 -0.13 20.5 0.25 20.0 0.63 19.5 1.00	
IOL emmé. : 20.05		IOL emmé. : 22.92		IOL emmé. : 20.83	

(* = modification manuelle, ! = Valeur incertaine !)

AUTEUR : Nom : DEMAZURE

Prénom : Sacha

Date de soutenance : Vendredi 24 Septembre 2021

Titre de la thèse : Comparaison des mesures kératométriques du IOLMaster 500®, de l'Orbscan III® et du Tonoref III® : impact sur le résultat réfractif à un mois de chirurgie de cataracte avec implantation monofocale

Thèse - Médecine - Lille 2021

Cadre de classement : *Ophthalmologie*

DES + spécialité : *Ophthalmologie*

Mots-clés : kératométrie, IOLMaster 500, Orbscan III, Tonoref III, cataracte, implant intraoculaire, réfraction

Résumé

Contexte : La kératométrie est une donnée essentielle au calcul d'implant en chirurgie de cataracte. Son imprécision peut être responsable d'erreurs réfractives postopératoires. Les instruments de mesure kératométrique récents pourraient apporter plus de fiabilité. L'objectif principal était de comparer l'influence des mesures de l'Orbscan III®, du Tonoref III® et du IOLMaster 500® sur l'estimation du résultat réfractif. L'objectif secondaire était de comparer les méthodes de mesures kératométriques entre elles.

Matériel et Méthodes : Il s'agit d'une étude prospective, observationnelle et monocentrique d'évaluation de méthodes diagnostiques réalisée au CHU de Lille de novembre 2020 à juillet 2021. L'estimation des résultats réfractifs après chirurgie de cataracte et implantation monofocale était effectuée au moyen des mesures kératométriques des trois dispositifs puis comparée à la réfraction objective mesurée un mois après la chirurgie avec le Tonoref III®.

Résultats : 30 yeux de 23 patients ont été inclus. La moyenne de l'erreur absolue était la plus faible avec l'Orbscan III® (0,49 D). La médiane de l'erreur absolue était la plus faible avec le Tonoref III®. Le taux de patients avec une erreur prédictive inférieure ou égale à $\pm 0,50$ D était plus élevé avec le Tonoref III® (56,5%). L'estimation de la valeur de l'équivalent sphérique par le Tonoref III® était statistiquement différente des deux autres techniques.

Conclusion : La kératométrie du Tonoref III® semble permettre l'obtention d'un plus grand taux d'excellents résultats malgré la surestimation de l'équivalent sphérique postopératoire.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-François ROULAND

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre LABALETTE

Monsieur le Professeur Damien HUGLO

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Valentin BACHET