



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2015

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

Etude de la précision réfractive de la formule Haigis-L dans la chirurgie de la cataracte de patients précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne : à propos de 27 yeux

Présentée et soutenue publiquement le 02 Décembre 2015 à 18h00

Au Pôle Recherche

Par Charles Pasquesoone

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-François ROULAND

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre LABALETTE

Monsieur le Professeur Dominique CHEVALIER

Monsieur le Docteur Thomas RANDON

Directeur de Thèse :

Monsieur le Professeur Jean-François ROULAND

Avertissement

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

Liste des abréviations

LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
K	Kératométrie
LAF	Lampe A Fente
PKE	Phacoémulsification
KR	Kératotomie Radiaire
PKR	Photokératectomie Réfractive
MMC	Mitomycine C
LASIK	Laser In Situ Keratomileusis
AV	Acuité Visuelle
MAVC	Meilleure Acuité Visuelle Corrigée
SFO	Société Française d'Ophtalmologie
LIO	Lentille Intra Oculaire
D	Dioptrie
PMMA	PolyMéthyl-Méthacrylate-Acétate
ACD	Anterior Chamber Depth (profondeur de chambre antérieure)
ELP	Effective Lens Position (position effective de l'implant)
ASCRS	American Society of Cataract and Refractive Surgery
ES	Equivalent sphérique
OCT	Optical Coherence Tomography (Tomographie en cohérence optique)
LAL	Light Adjustable Lens (implant ajustable par la lumière)
UV	Ultra-violets

...

Table des matières

Résumé	1
Introduction	2
I. Définitions.....	4
A. Myopie.....	4
B. Hypermétropie.....	4
A. Astigmatisme.....	5
II. Rappels anatomiques	6
A. La cornée	7
B. Le cristallin	8
III. Cataracte	9
A. Généralités	9
B. Physiopathologie	9
C. Classification	10
D. Signes fonctionnels et examen clinique	10
E. Traitement de la cataracte.....	11
IV. Biométrie et calcul d'implant	13
A. Introduction	13
B. Biométrie oculaire.....	13
C. Calcul d'implant.....	16
1. Méthode de l'histoire clinique	17
2. Formules de calcul	17
a) Formules théoriques de première génération.....	18
b) Formules de régression linéaire	18
c) Formules théoriques de deuxième génération	20
D. Les implants	21
V. Modifications apportées par la chirurgie réfractive cornéenne sur le calcul d'implant.....	23
A. Introduction	23
B. Kératotomie radiaire	23
1. Principe	23
2. Conséquences sur le calcul d'implant après KR	25
C. Photokératectomie réfractive (PKR)	26
D. Kératomileusis in situ par laser (LASIK)	27
E. Conséquences sur le calcul d'implant après PKR ou LASIK myopique	28
1. Erreur d'estimation du pouvoir optique cornéen	28
2. Erreur d'estimation de la position de l'implant.....	28
F. Conséquences sur le calcul d'implant après PKR ou LASIK hypermétropique	30
VI. Méthodes de calcul d'implant cristallinien après chirurgie réfractive.....	31
A. Méthodes dépendantes de l'historique du patient	31
1. L'histoire réfractive du patient.....	31
2. Méthode du Double K.....	32
3. Méthode de Masket et Masket Modifiée	32
B. Méthodes indépendantes de l'historique du patient	33

1. Formule de Shammas	33
2. Méthode de la lentille rigide.....	33
3. Formule de Haigis-L.....	33
4. Méthodes de mesures au bloc opératoire, ou méthode de la réfraction aphaque.....	36
Objectif de l'étude	37
Matériels et méthodes.....	39
I. Population de l'étude	39
II. Technique chirurgicale :.....	40
III. Méthode :.....	40
A. Evaluation préopératoire :	40
B. Evaluation postopératoire :.....	41
C. Autres formules de calcul de puissance d'implant.....	41
IV. Analyse statistique.....	44
Résultats	45
I. Patients et données préopératoires	45
A. Chirurgie réfractive	45
B. Chirurgie de la cataracte	47
II. Résultats réfractifs	48
A. Réfraction objective	48
B. Acuité visuelle subjective	48
C. Erreur de prédiction réfractive	48
III. Prédicibilité réfractive comparée entre les 3 formules (Haigis-L, Double K et Masket modifiée).....	50
A. Comparaison de l'erreur réfractive moyenne	50
B. Comparaison de la puissance moyenne des implants	51
C. Pourcentage d'yeux ayant une erreur réfractive inférieure ou égale à 0.50 et 1.00 D	52
D. Erreur réfractive selon la caractéristique des yeux.....	53
Discussion	54
I. Résultats réfractifs	54
II. Comparaison des trois formules de calcul.....	59
III. Prise en charge de l'erreur réfractive.....	62
IV. Voies d'amélioration de la précision réfractive.....	66
Conclusion.....	69
Références bibliographiques	70
Annexes	76
Annexe 1 : Nomogramme utilisé pour l'ajustement de la puissance de l'implant chez les yeux opérés de chirurgie myopique (44)	76
Annexe 2 : Nomogramme utilisé pour l'ajustement de la puissance de l'implant chez les yeux opérés de chirurgie hypermétropique (44).....	77
Annexe 3 : Exemple de résultats d'une biométrie avec la formule Haigis-L chez un patient opéré préalablement de PKR myopique.....	78
Annexe 4 : Exemple de résultats obtenus pour le calcul de la puissance de l'implant chez un patient opéré préalablement de PKR myopique par le calculateur en ligne disponible sur http://iolcalc.org/	79
Annexe 5 : Recommandations de prise en charge d'une amétropie résiduelle après chirurgie de la cataracte selon Sáles et Manche (62)	80

RESUME

Contexte : De nombreuses procédures de chirurgie réfractive cornéenne ont été réalisées depuis la fin des années 1990. Ces patients opérés vieillissent et développent une cataracte qui nécessite l'utilisation de formules de calcul adaptées comme la formule Haigis-L pour déterminer au mieux la puissance de l'implant.

Méthode : Il s'agit d'une étude rétrospective menée au CHRU de Lille. Les yeux inclus avaient bénéficié d'une chirurgie cornéenne réfractive, LASIK ou PKR, puis d'une chirurgie de la cataracte utilisant Haigis-L pour le calcul de puissance d'implant. Nous avons évalué la précision réfractive de la formule Haigis-L en mesurant l'erreur réfractive postopératoire (écart avec la réfraction cible). Puis, Haigis-L a été comparée avec d'autres méthodes de calcul : Double K et Masket modifiée.

Résultats : Nous avons inclus vingt-sept yeux de vingt patients. L'erreur réfractive moyenne était de -0.59 ± 0.94 D et 0.78 ± 0.78 D en valeur absolue. 46% et 77% des yeux avaient une erreur réfractive inférieure ou égale à ± 0.50 D et ± 1.00 D respectivement. Les puissances d'implant étaient différentes entre les trois méthodes de calcul analysées ($p=0.02$) mais il n'y avait pas de différence d'efficacité réfractive statistiquement significative ($p>0.05$).

Conclusion : La formule Haigis-L est une méthode simple et efficace pour la détermination de la puissance de l'implant cristallinien lors de la prise en charge de la cataracte après chirurgie réfractive cornéenne ablative. L'amélioration de la précision réfractive est l'objectif de plusieurs nouvelles techniques prometteuses qui seront à évaluer et à comparer.

INTRODUCTION

Depuis les années 1980 et 1990, qui correspondent à l'essor des techniques efficaces de chirurgie réfractive cornéenne comme la photokératectomie réfractive (PKR) et le Laser In Situ Keratomileusis (LASIK), de nombreux patients ont été opérés avec succès (1).

Même s'il est impossible de savoir combien de ces procédures ont été effectuées depuis leurs débuts, en France, actuellement, on estime qu'environ 200 000 interventions de chirurgie réfractive par Laser sont réalisées par an.

Par la suite, les patients qui étaient considérés comme jeunes ou dans la force de l'âge au moment de la chirurgie réfractive, vont développer d'autres pathologies ophtalmologiques, notamment celles dues au vieillissement tel que la cataracte.

La prise en charge chirurgicale de la cataracte est depuis quelques années bien standardisée et fait dorénavant partie du monde de la chirurgie réfractive, grâce notamment à la qualité de sa précision réfractive (2).

Cependant, chez les patients précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne, la démarche de prédiction réfractive a dû être distinguée de celle habituellement réalisée chez un patient naïf, et ce principalement pour 2 grandes raisons :

- l'exigence visuelle du patient, qui est habitué depuis l'intervention réfractive à avoir une bonne acuité visuelle en vision de loin sans correction et qui souhaite retrouver ce niveau de performance
- les modifications anatomiques inhérentes au geste chirurgical cornéen sont responsables de la diminution de la fiabilité des mesures réalisées

par les appareils biométriques entraînant un calcul approximatif de la puissance de la lentille intraoculaire (LIO) implantée et, de ce fait, un mauvais résultat réfractif.

Dans la situation d'un œil anciennement opéré de chirurgie réfractive cornéenne, l'utilisation des méthodes de calcul dites « classiques » pour la détermination précise de la puissance de l'implant cristallinien, expose au risque de « surprise réfractive », c'est-à-dire, la présence en postopératoire d'une amétropie résiduelle non souhaitée (généralement de l'hypermétropie) (3).

Le manque de certitude quant au résultat réfractif est source d'angoisse pour le chirurgien et la survenue d'une surprise réfractive est souvent mal vécue par le patient.

Différentes techniques de détermination de la puissance de l'implant ont donc progressivement vu le jour dans le but d'améliorer la précision réfractive postopératoire et de ce fait la qualité de vue/vie des patients.

I. Définitions

A. Myopie

La myopie est définie par le fait que les rayons lumineux parallèles venant de l'infini se croisent dans un plan focal (appelé plan focal image) situé en avant de la rétine donnant une image floue. Il existe 3 types principaux de myopie : *axiale* où l'axe optique est allongé, *de courbure* où la courbure de la cornée ou du cristallin est augmentée, et *d'indice* où l'indice des milieux transparents de l'œil est augmenté (4).

B. Hypermétropie

L'hypermétropie est un défaut optique caractérisé par un pouvoir réfractif trop faible, il a une longueur axiale trop courte. Le foyer image est virtuel, situé en arrière de la rétine. l'hypermétrope accommode en permanence pour ramener le foyer image sur la rétine (4) (*Figure 1*).

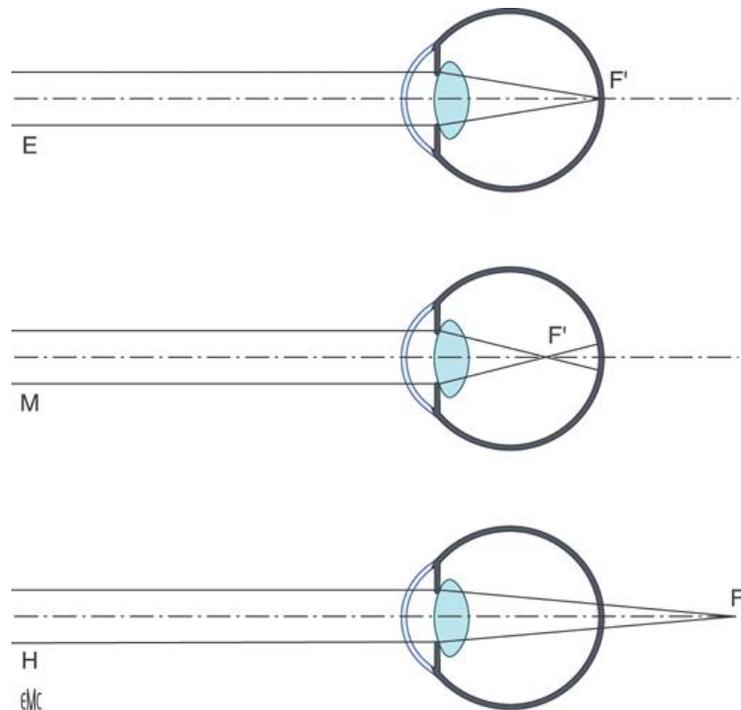


Figure 1: Foyer image F' de l'emmetrope (E), du myope (M) et de l'hypermétrope (H).(5)

A. Astigmatisme

L'astigmatisme est un défaut optique désignant la perte du caractère ponctuel de l'image qui apparaît lorsque la puissance optique de l'œil diffère selon l'axe du méridien considéré. Il a deux origines principales : l'astigmatisme cornéen qui résulte d'une différence de puissances dioptriques entre les deux méridiens principaux de la cornée, et l'astigmatisme cristallinien lié à une irrégularité de courbure de la face antérieure ou postérieure du cristallin (*Figure 2: Astigmatisme de l'œil*(6)).

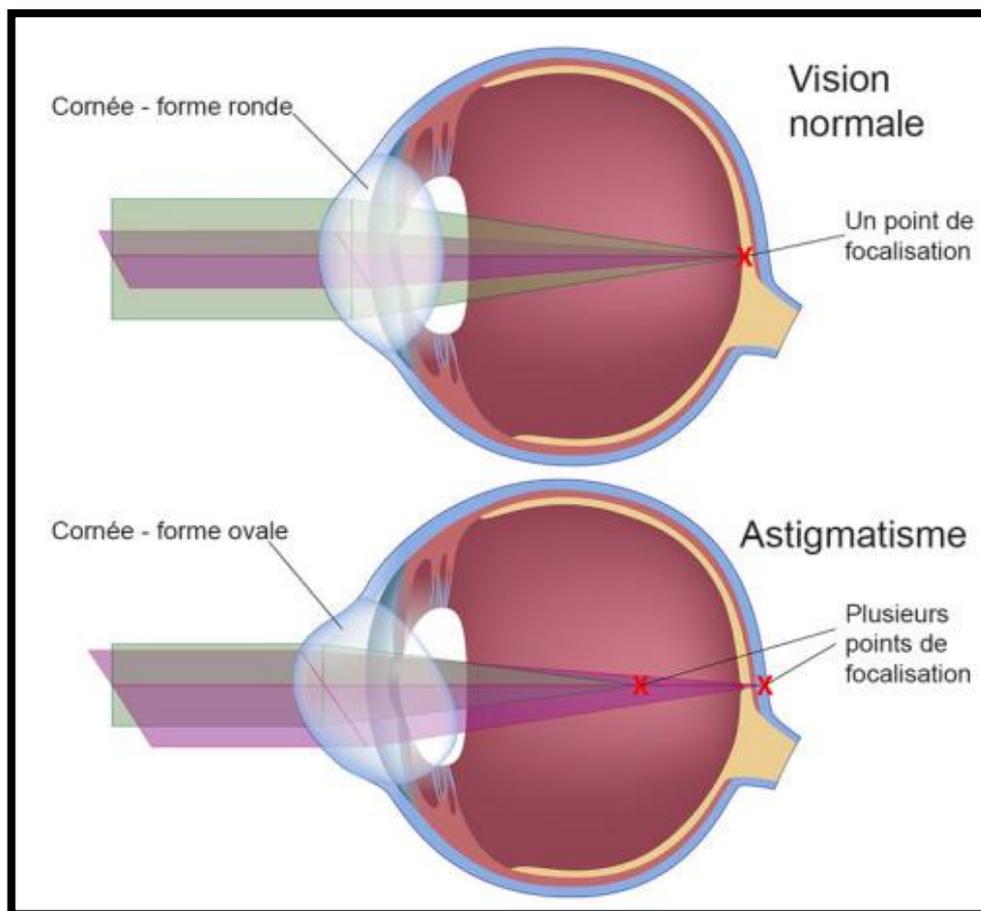


Figure 2: Astigmatisme de l'œil

II. Rappels anatomiques

L'œil humain a une longueur de 24 mm et peut être divisé anatomiquement et fonctionnellement en 2 parties (*Figure 3*):

- Un segment antérieur comprenant, d'avant en arrière : la cornée, la chambre antérieure constituée d'humeur aqueuse, l'iris, la chambre postérieure constituée du corps ciliaire et du cristallin. Ces structures permettent la transmission d'une image à partir des rayons lumineux incidents.
- Un segment postérieur (derrière le cristallin) comprenant d'avant en arrière : le corps vitré, la rétine, la choroïde et la sclérotique.

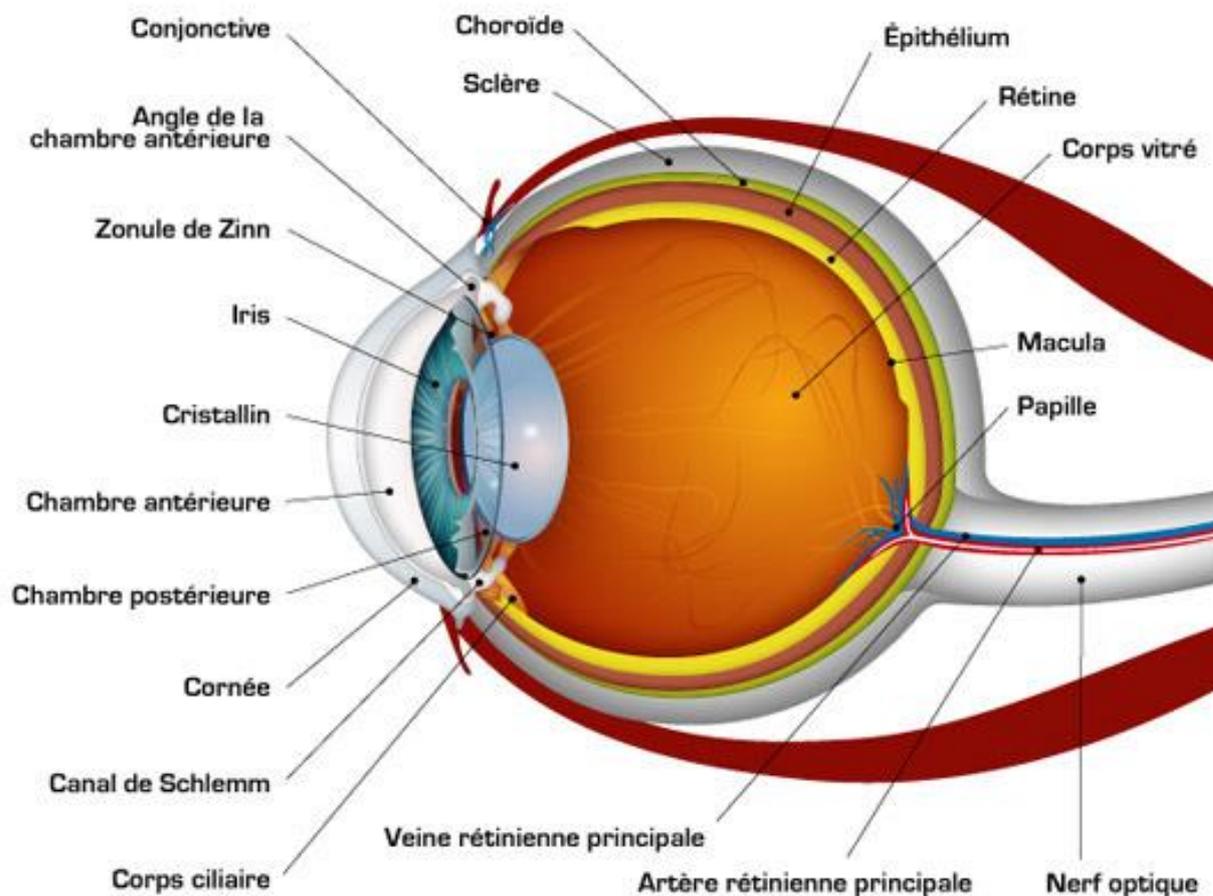


Figure 3: Coupe sagittale d'un œil humain (D'après CHU Poitiers)

L'œil est un capteur externe qui recueille à lui seul 80% des informations qui nous parviennent du monde extérieur. Le rayon lumineux incident se propage en traversant plusieurs dioptries : la cornée, l'humeur aqueuse de la chambre antérieure, le cristallin et le vitré. Un dioptrie est une surface qui sépare deux milieux transparents d'indice différent. La cornée représente, à elle seule, les deux tiers du pouvoir réfractif de l'œil, soit une puissance dioptrique de 40 à 44 dioptries (D). Le cristallin possède une puissance dioptrique de 22 D au repos.

A. La cornée

La cornée est une structure transparente et avasculaire possédant une face antérieure lisse et convexe qui est exposée à l'environnement externe par l'intermédiaire du film lacrymal. La cornée transmet la lumière dans les longueurs d'onde comprises entre 400 nm et 650 nm. La cornée est convexe et irrégulièrement sphérique. Elle apparaît ovoïde, à grand axe horizontal et mesure 11 mm à 12 mm horizontalement et 9 mm à 10 mm verticalement. Sa forme est prolate : définissant une cornée qui est plus bombée au centre qu'en périphérie (le rayon de courbure est plus petit au centre qu'en périphérie). La topographie est l'examen qui permet d'étudier les propriétés géométriques de la cornée, comme la kératométrie (K) (7).

La cornée se compose d'avant en arrière de six couches successives :

- l'épithélium associé au film lacrymal
- la couche de Bowman
- le stroma
- la couche de Dua (8)
- la membrane de Descemet
- l'endothélium.

L'épaisseur de la cornée varie de 550 μm en son centre pour augmenter en périphérie jusqu'au maximum de 700 μm .(9)

La cornée représente un site privilégié de chirurgie réfractive de par sa puissance dioptrique ; le principe étant de modifier la forme et la courbure de la cornée pour corriger l'amétropie existante.

B. Le cristallin

Le cristallin appartient au segment antérieur de l'œil dont il constitue la limite postérieure. Il est situé entre l'iris en avant et le vitré en arrière (*Figure 3*, page 6). Il a la forme d'une lentille biconvexe aplatie en avant avec une face antérieure et une face postérieure qui se rejoignent à l'équateur. Le cristallin est transparent et avasculaire ; il possède la faculté de pouvoir modifier physiologiquement son pouvoir réfractif. Cette propriété, qui repose sur sa déformabilité et son élasticité, lui donne un rôle majeur dans l'accommodation. Toutefois, cette fonction physiologique présente une diminution progressive parallèle à la diminution de l'élasticité du cristallin qui se traduit à partir de 40 ans par la presbytie et la capacité d'accommodation finit par disparaître complètement vers 65 ans.

Histologiquement, le cristallin est constitué de 3 éléments :

- la capsule qui est une lame basale et qui entoure le cristallin. C'est une barrière entre les fibres du cristallin et l'humeur aqueuse ou le vitré
- l'épithélium, couche unistratifié sous-jacent à la capsule et qui est situé uniquement sur la face antérieure du cristallin
- les fibres cristalliniennes qui ont une géométrie différente selon leur localisation (nucléaires ou corticales)

Le cristallin est arrimé au corps ciliaire via les fibres zonulaires constituant un anneau circonférentiel : la zonule de Zinn.(10)

III. Cataracte

A. Généralités

La cataracte est une affection présente de façon ubiquitaire, qui touche de plus en plus de personnes chaque année. et qui est la première cause de cécité dans le monde. C'est le diagnostic le plus fréquent conduisant les patients à une intervention chirurgicale. En France, environ 700000 yeux, par an, subissent une intervention chirurgicale pour le traitement de la cataracte.

La définition de la cataracte est l'opacification partielle ou totale du cristallin responsable d'une réduction de la performance visuelle.

Les causes les plus fréquentes sont liées à l'âge et métaboliques, puis de façon plus rares, traumatiques ou congénitales. Les principaux facteurs de risque sont : le tabagisme, une consommation excessive d'alcool, la myopie, le diabète, un niveau socio-économique faible, la race noire et l'exposition aux ultra-violets (10).

B. Physiopathologie

La transparence du cristallin dépend de l'arrangement régulier de fibres de collagène et d'une faible variation de l'indice de réfraction. La survenue d'une cataracte correspond à une opacification du cristallin elle-même due à : une diminution ou accumulation d'eau à l'intérieur des fibres cristalliniennes ou entre celles-ci, et une diminution du métabolisme cristallinien responsable d'une altération des protéines cristalliniennes qui perdent leur solubilité, précipitent et forment des opacités.(10)

C. Classification

La classification la plus utilisée en pratique clinique courante comprend le type anatomique de la cataracte (nucléaire, corticale, sous capsulaire etc...) et/ou étiologique (traumatique, cortico-induite...) ainsi que sa sévérité (immature, immature avancée et mature).

Des classifications scientifiques existent aussi, la plus couramment utilisée est la classification LOCS III (Lens Opacities Classification System) qui permet de graduer la cataracte lors de l'examen à la lampe à fente (LAF). Elle comprend 6 images standards pour classer l'opalescence nucléaire et la couleur du noyau, cinq images pour évaluer le cortex et cinq autres images pour les cataractes sous capsulaires.(11) (*Figure 44*)

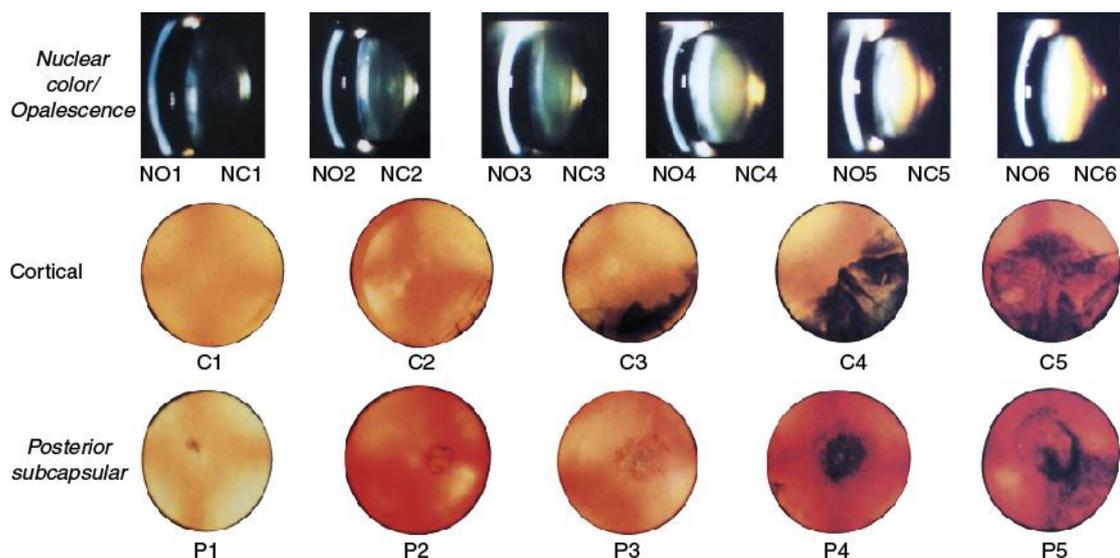


Figure 4 : Classification LOCS III(11)

D. Signes fonctionnels et examen clinique

Pour le patient, la cataracte se manifeste par des symptômes visuels à type de gêne, de voile, d'éblouissements, de diplopie, de modification de la perception des

couleurs (jaunissement), de myopisation (d'indice) puis de perte d'acuité visuelle, le tout d'apparition et d'évolution lente et progressive.

Pour l'ophtalmologiste, la cataracte s'observe lors de l'examen en LAF, au mieux après dilatation pupillaire, ce qui permet d'affirmer le diagnostic, de préciser la forme clinique de la cataracte et l'état de la zonule cristallinienne (*Figure 55*).



Figure 5: cataracte nucléaire en LAF

Le diagnostic de cataracte repose sur l'examen clinique ophtalmologique réalisé devant les plaintes fonctionnelles du patient. En plus de l'examen en LAF décrit ci-dessus, doivent être réalisés en consultation : un interrogatoire à la recherche des facteurs de risque et des antécédents, une mesure de l'acuité visuelle sans correction (AV) et de la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC) en mono puis binoculaire, et enfin un examen du fond d'œil dilaté (FO) à la recherche d'une anomalie rétinienne.

E. Traitement de la cataracte

A ce jour, le traitement curatif de la cataracte est uniquement chirurgical, mais des essais cliniques, sur animaux, sont actuellement en cours, portant sur l'administration d'une molécule (lanostérol) qui réduirait les opacités cristalliniennes

en agissant directement sur l'agrégation des protéines (Zhao L et al. *Nature* 2015)(12).

L'indication opératoire est portée devant une cataracte mise en évidence cliniquement par le chirurgien et jugée responsable d'une baisse d'acuité visuelle correspondant à la MAVC inférieure ou égale à 4/10^{ème}. Néanmoins, la mesure de l'acuité visuelle est un instrument d'évaluation imparfait et la prise en compte de la gêne fonctionnelle subjective, personnelle à chaque patient, doit être relevée par l'ophtalmologiste. Des facteurs comme l'âge, l'activité professionnelle, les besoins visuels ou les conditions de vie influencent donc la décision thérapeutique.

La chirurgie de la cataracte consiste à retirer le cristallin opacifié pour rétablir la transparence de l'œil et à placer une lentille intra oculaire (ou implant) possédant une puissance optique capable de viser l'emmétropie postopératoire.

Le bilan préopératoire standard comprend un bilan biologique sanguin, une consultation d'anesthésie obligatoire et la biométrie oculaire permettant de calculer la puissance de l'implant.

La technique opératoire de référence actuellement est la phacoémulsification (PKE). La PKE décrite par Kelman en 1967 est une technique mécanisée d'extraction extracapsulaire basée sur la fragmentation du noyau cristallinien, grâce à une sonde délivrant des ultrasons, à travers une incision étroite. Elle a l'avantage d'entraîner peu de modification de l'astigmatisme préopératoire, d'être sûre, rapide et reproductible. Elle permet de conserver le sac capsulaire intact et de réaliser une implantation satisfaisante (2).

IV. Biométrie et calcul d'implant

A. Introduction

Après la chirurgie de la cataracte, s'est posé le problème de la correction de l'aphaïque et de l'inconfort visuel provoqué par les moyens optiques habituels (verres correcteurs, lentilles de contact).

Après la Seconde Guerre mondiale, le médecin ophtalmologiste anglais Harold Ridley eut l'idée d'utiliser un implant intra oculaire en plexiglas ou polyméthyl-méthacrylate-acétate (PMMA), après avoir observé la bonne tolérance de ces matériaux dans les yeux de pilotes de chasse ayant subi une plaie de globe (par des fragments issus de pare-brise ou de cockpit).

C'est le 29 novembre 1949, qu'Harold Ridley implanta la première lentille intra oculaire après extraction extracapsulaire du cristallin. Cependant, il dut réaliser un changement rapide de cet implant en raison d'une myopisation excessive secondaire à une erreur de calcul de ses rayons de courbure cornéens.

Finalement, la réalisation de cette chirurgie difficile à l'époque et les complications liées au poids et au dessin de l'implant ont fait abandonner cette technique pendant des décennies ; jusqu'à l'avènement de nouvelles techniques telles que la phacoémulsification, la substance viscoélastique et la géométrie des implants modernes permettant une implantation dans le sac cristallinien. La mise en place d'une lentille intra oculaire (LIO) nécessite de réaliser, au préalable, des mesures physiques et d'utiliser des formules de calcul d'implant.

B. Biométrie oculaire

La biométrie oculaire est un temps indispensable du bilan préopératoire car cet examen permet la mesure de certaines dimensions de l'œil afin de pouvoir calculer

la puissance de la LIO remplaçant le cristallin, dans le but d'adapter le résultat réfractif postopératoire selon le souhait du patient : emmétropie (vision de loin nette sans lunettes) ou myopie légère (vision de près nette sans lunettes).

La biométrie oculaire comprend au minimum la kératométrie (mesure du rayon de courbure de la cornée) et la mesure de la longueur axiale de l'œil (celle-ci se faisait initialement par méthode ultrasonique).

La biométrie oculaire optique est développée depuis 1986 et connaît un réel essor depuis la commercialisation en 1999 du IOL Master® (Carl Zeiss Meditec AG) qui introduisait la mesure interférométrique.

Depuis 2011 au CHRU de Lille nous utilisons le IOL Master® 500. Cet appareil utilise la méthode de référence basée sur une source de lumière infrarouge partiellement cohérente, qui est émise en direction de l'œil où elle subit diverses réflexions, pour former un signal émergent qui est capté par un analyseur. Les interférences formées par l'addition de certains signaux permettent de calculer la distance optique (puis physique) qui sépare les différentes structures oculaires ayant donné lieu à une réflexion lumineuse. On parle d'interférométrie à cohérence partielle (13) (*Figure 6*).

Parmi toutes les variables mesurées par la biométrie, il en est une qui ne peut pas être mesurée avant l'intervention : il s'agit de la position effective de l'implant dans l'œil (*effective lens position, ELP*) ; cette position n'est pas la même que celle du cristallin retiré, et elle dépend de nombreux paramètres. De cette incertitude, découlent les enjeux des formules de calcul biométriques qui ont été successivement proposées, afin de mieux anticiper cette ELP. C'est pour cela que le calcul biométrique est en partie fondé sur une conjecture; il repose sur le choix d'une position finale de l'implant dans l'œil.

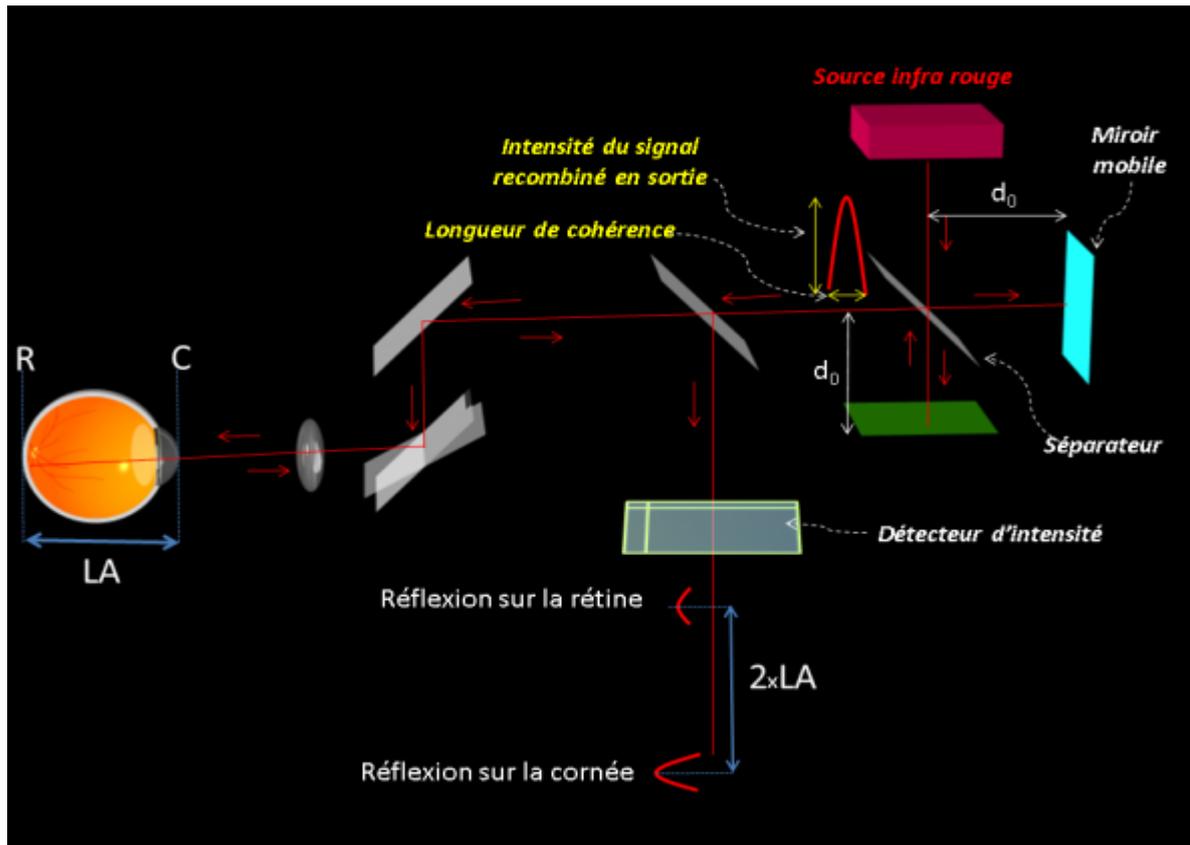


Figure 6: Fonctionnement de l'interférométrie à cohérence partielle, d'après Gatinel

L'IOL Master® 500 (Figure 77) permet de réaliser différentes mesures :

- **La kératométrie** : elle est prise sur six points de mesure sur un diamètre de 2.5 mm avec un système automatique d'aide à la fiabilité des mesures
- **La longueur axiale** : mesurée au niveau de la fovéa à l'aide d'un point de fixation fixé par le patient
- **La profondeur de chambre antérieure** : mesurée par reconnaissance de forme qui mesure la distance entre la face antérieure de la cornée et la face antérieure du cristallin
- **Le blanc à blanc** : qui correspond au diamètre cornéen.



Figure 7: IOL Master® 500

Le patient est assis devant l'appareil, il fixe un point lumineux et la mesure est faite par l'opérateur lorsque la mise au point est correcte (technique sans contact avec l'œil). Les mesures de kératométrie et de longueur axiale vont ainsi permettre d'établir la puissance de l'implant cristallinien grâce à l'utilisation de formules mathématiques de calcul (14).

C. Calcul d'implant

Le calcul d'implant relève d'un couple formé par la formule de calcul et par les mesures nécessaires à la bonne mise en œuvre de celle-ci. Les formules de calcul tiennent compte des spécificités des appareils de mesures et des éléments technologiques des implants utilisés.

Plusieurs méthodes ont été utilisées pour le calcul de l'implant. Avant le développement de la biométrie oculaire, il s'agissait de la méthode de l'histoire clinique qui était très approximative. Puis, des techniques de calcul utilisant les « formules théoriques » et/ou les « formules de régression » sont progressivement apparues.

1. Méthode de l'histoire clinique

Appelée aussi *règle des 1.25*, elle consiste à calculer la puissance de l'implant emmétropisant (P_e) d'après le degré d'amétropie préexistant à la cataracte (R), en équivalent sphérique, par la relation suivante :

$$P_e = P_o + 1.25 R$$

Où P_o correspond à la puissance de l'implant arbitrairement définie comme égale à :

- 17 D pour un implant de chambre antérieure
- 18 D pour un implant à fixation irienne
- 19.5 D pour un implant de chambre postérieure.

Cette méthode donne une erreur de prédiction de la réfraction ne dépassant pas ± 3 D dans près de 80 % des cas (15), mais avec un risque d'amétropie postopératoire importante, surtout dans le sens de la myopie (16).

2. Formules de calcul

Les formules théoriques font appel aux lois de l'optique géométrique (Gauss en 1841 (17)) avec détermination du pouvoir optique d'un système optique complexe. Pour procéder aux calculs, il faut nécessairement connaître les indices de réfraction des milieux traversés ainsi que la position des plans optiques principaux.

Le système optique oculaire gaussien est donc représenté par l'association de 2 lentilles simples, l'une représentant la cornée et la seconde représentant la lentille intraoculaire (LIO ou cristallin). Ces lentilles sont dites « fines », elles n'ont, en théorie, pas d'épaisseur. Le pouvoir optique de ce système doit entraîner la focalisation des images sur le plan des photorécepteurs de la fovéola. (*Figure 8*)

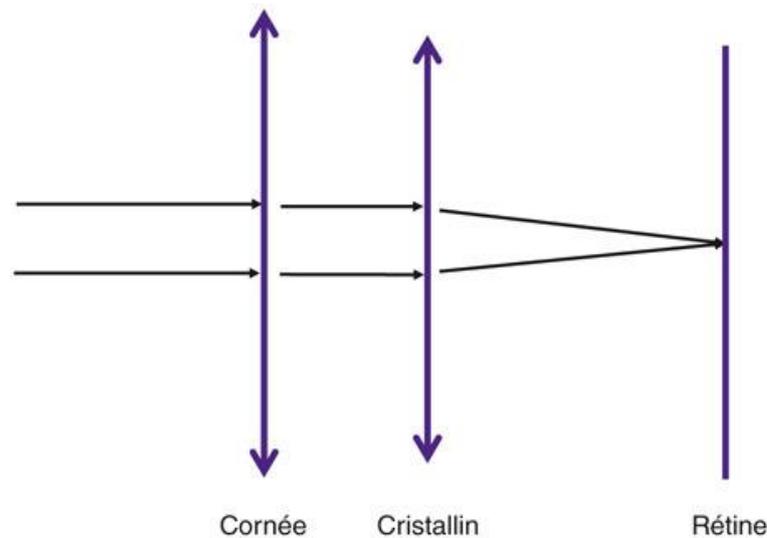


Figure 8: Modèle de la lentille fine de Gauss

On distingue rétrospectivement plusieurs générations de formules théoriques qui visent à mieux prédire, avant la chirurgie, la position définitive de la LIO.

La classification la plus simple de ces formules distingue, les formules de première génération, les formules de régression – dites de seconde génération (voir ci-dessous), et les formules théoriques modernes – dites de troisième génération.

a) Formules théoriques de première génération

C'est Fyodorov qui, en 1967, a décrit la première application moderne de l'optique gaussienne au calcul des implants intraoculaires, puis d'autres auteurs ont développé leurs formules pour un résultat quasiment identique. Toutes les formules théoriques de première génération déterminent un pouvoir d'implant emmétropisant avec des valeurs qui concordent à 1 ou 2 dioptries près. Cette différence dans les résultats fait que cette formule n'est plus utilisée.

b) Formules de régression linéaire

La relative complexité de mise en œuvre des formules théoriques a poussé Sanders, Retzlaff et Kraff à proposer, en 1980, une formule plus simple d'utilisation

fondée sur l'analyse statistique de grandes séries de patients opérés (11)(15). Dans cette formule, baptisée SRK (correspondant aux initiales des auteurs), une relation linéaire unit la puissance de l'implant emmétropisant aux paramètres biométriques principaux (*Figure 99*) :

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

A est une constante qui tient compte de la position de l'implant. Sa valeur est d'autant plus grande que la LIO a une position plus postérieure. Elle dépend du type de l'implant et est de l'ordre de 119 pour une LIO placée dans le sac capsulaire.

K correspond à la valeur de la kératométrie moyenne en dioptries. **L** représente la longueur axiale exprimée en millimètres.

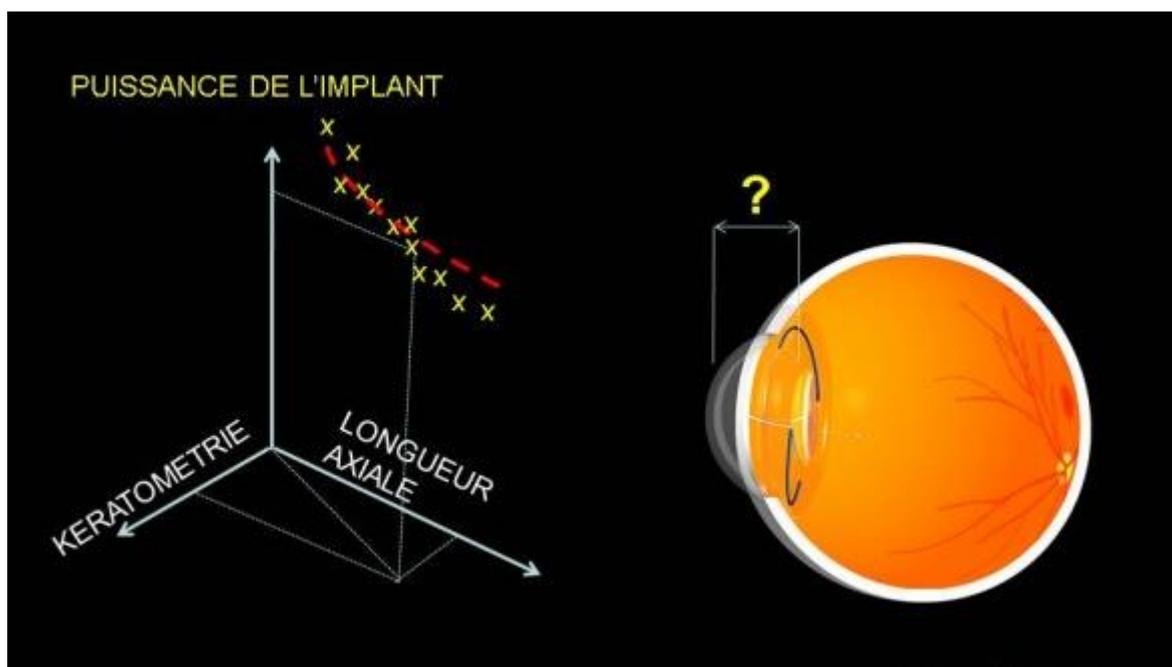


Figure 9: diagramme illustrant les formules de régression, d'après Gatinel (18)

La formule SRK permet d'obtenir de bons résultats réfractifs pour des valeurs moyennes de kératométrie et de longueur axiale (entre 22.5 et 24 mm) mais elle est beaucoup moins précise pour les globes oculaires hors norme.

Une première adaptation de la formule SRK a été proposée, par les mêmes auteurs, pour corriger les erreurs de calcul constatées pour les yeux myopes et hypermétropes : cela a donné naissance à la formule SRK II, qui modifie les résultats de la formule SRK en fonction de la longueur axiale (19).

Cette formule SRK II a fait référence pendant longtemps, mais la constatation des résultats qui restent tout de même moins précis pour les yeux hors norme et la démocratisation de l'informatique a entraîné un retour vers les formules théoriques et l'abandon progressif des formules de régression linéaire (14)

c) Formules théoriques de deuxième génération

Elles se caractérisent par l'utilisation de la kératométrie pour parfaire la prédiction de la position effective de l'implant (ELP). Hoffer a proposé d'appeler ce facteur « profondeur de chambre antérieure » (*Anterior Chamber Depth*, ACD), qui correspond à la position de l'implant théorique par rapport au second plan principal de la cornée et non à la profondeur de la chambre antérieure en postopératoire (20).

En 1990, Sanders, Retzlaff et Kraff ont développé la formule **SRK/T** (T pour théorique) en intégrant cette nouvelle donnée tout en conservant la constante **A**. Cette formule tient compte à la fois de la profondeur de chambre antérieure en postopératoire, de l'indice de réfraction de la cornée et de l'épaisseur de la rétine (21). C'est la formule la plus utilisée en pratique courante pour un œil possédant des dimensions standards.

D'autres formules méritent d'être citées, elles portent le nom de leur auteur, telles que : *Holladay*, *Shammas*, ou encore *Hoffer Q*.

En 1999, Haigis a lui proposé d'utiliser 3 constantes (cf page 35) pour prédire la position effective de l'implant (ELP), fondées sur les caractéristiques anatomiques de l'œil et de l'implant utilisé. Cette formule d'Haigis est classée par certains dans la catégorie des formules théoriques de troisième génération et a été conçue pour fonctionner avec le IOL Master® (Carl Zeiss Meditec AG).

L'avantage actuel du système IOL Master®, expliquant son hégémonie, est de bénéficier de la mise en commun de nombreuses études de réfraction postopératoire avec des mesures reproductibles assez standardisées, quel que soit le lieu d'exercice (14).

D. Les implants

Les matériaux utilisés pour la réalisation des implants sont souples, avec une mémoire de forme permettant leur injection au travers d'une petite incision cornéenne. Ils sont exempts de silicone et pour la plupart sont des dérivés du PMMA, dont les propriétés de transparence, de légèreté et de longévité ont été à l'origine de sa sélection pour la réalisation des premiers implants de cristallin artificiels. Les implants sont donc constitués de matériaux acryliques hydrophiles ou hydrophobes.

D'un point de vue optique, la LIO possède un plan principal image plus antérieur que celui du cristallin naturel en raison de sa position dans l'œil. Ainsi, sa puissance est moins importante que celle du cristallin naturel et ce d'autant plus, si sa position est plus avancée. L'implant est placé dans le sac capsulaire et se centre grâce à l'appui de ses haptiques au niveau de l'équateur du sac (*Figure 10*).

Les implants sont des implants monoblocs dans la majorité des cas, le diamètre de l'optique varie de 5 à 7 mm avec une taille totale comprise entre 10.4 et 13.5 mm, et la puissance dioptrique classique s'étale de +5.00 à +34.00 D.

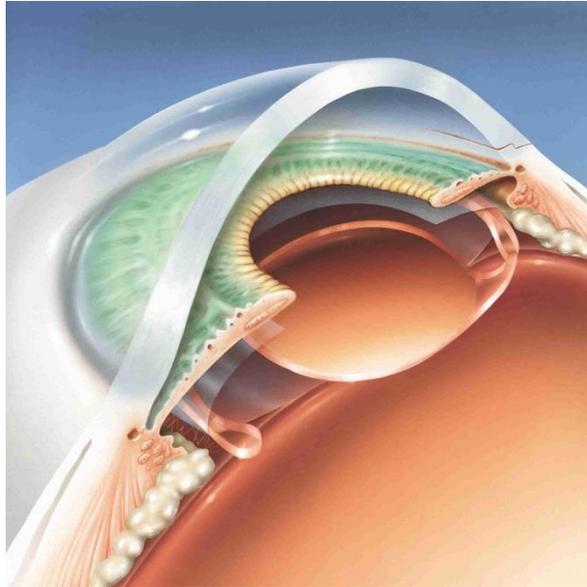


Figure 10: Implant cristallinien placé dans le sac capsulaire

Chaque implant possède ses propres constantes biométriques adaptées aux différentes formules de calcul (comme la constante A pour SRK/T). Les valeurs des constantes sont établies par les fabricants et peuvent évoluer en fonction des résultats réfractifs postopératoires de grandes séries de cas. Les constantes pour le IOL Master® sont disponibles sur le site internet de référence : <http://ocusoft.de/ulib/c1.htm>.

V. Modifications apportées par la chirurgie réfractive cornéenne sur le calcul d'implant

A. Introduction

Les méthodes habituelles de calcul de puissance d'implant sont régulièrement prises en défaut sur les yeux dont la cornée a été remaniée (3). En effet, les procédures de chirurgie réfractive cornéenne majorent l'imprécision de mesure sur la kératométrie et provoquent la survenue de « surprise réfractive », alors qu'avec l'arrivée des biomètres optiques la proportion des erreurs de calcul liées à la mesure de la longueur axiale a été nettement réduite (22).

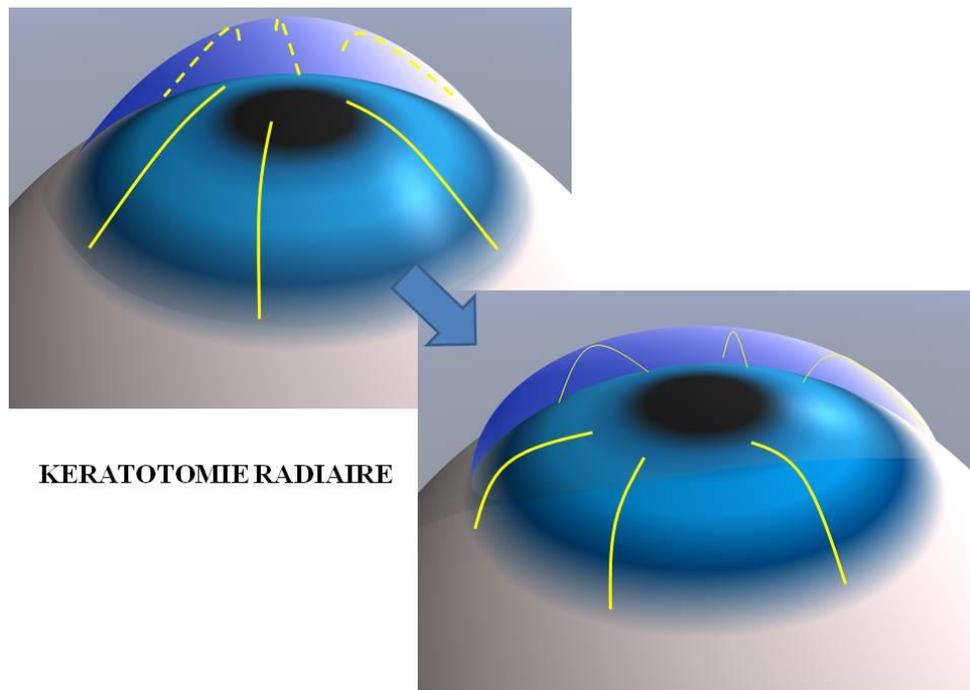
Les différentes techniques de chirurgie réfractive cornéenne ont des conséquences diverses sur le calcul d'implant et sont détaillées ci-dessous.

B. Kératotomie radiaire

1. Principe

La kératotomie radiaire (KR) est une technique permettant de corriger la myopie par la réalisation d'incisions cornéennes profondes qui ont pour but de provoquer un aplatissement central de la cornée. Vers la fin des années 80, cette technique fut la première opération de chirurgie réfractive proposée en masse aux patients myopes (23).

Dans cette chirurgie, les incisions sont disposées en étoile, leur nombre est toujours pair et varie entre 4 et 16 selon le degré de myopie préopératoire à traiter (augmentation proportionnelle du nombre d'incisions avec le degré de myopie) et laissent la zone centrale de la cornée intacte (zone des 3mm centraux). (*Figure 11 11*)



KERATOTOMIE RADIAIRE

Figure 11 : Schéma représentant les incisions de KR et l'aplatissement central post-opératoire lié au bombement des bords de la cornée(24)

Elles sont réalisées manuellement à l'aide d'un couteau diamant calibré qui permet de contrôler leur profondeur (environ 80 à 90% de l'épaisseur de la cornée pour obtenir l'effet désiré). (*Figure 12*)

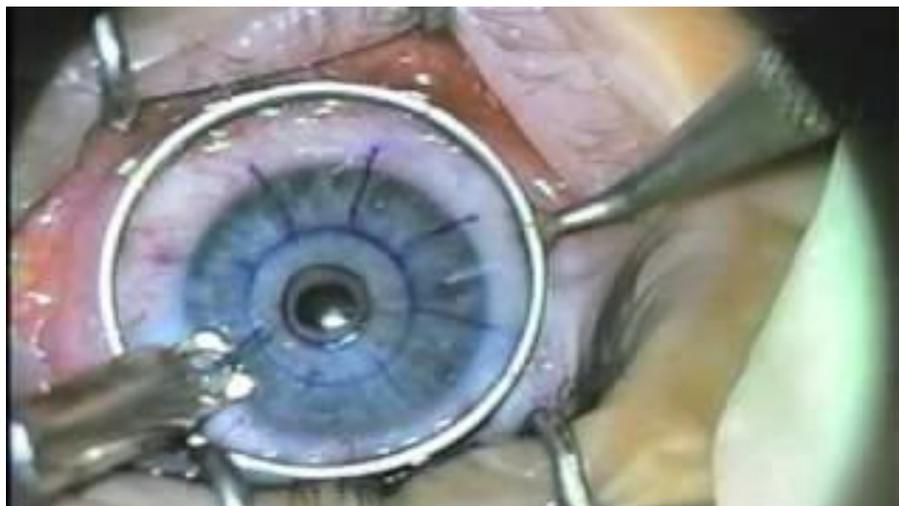


Figure 12 : Réalisation des incisions cornéennes au couteau diamant

La précision de cette chirurgie était jugée satisfaisante par les chirurgiens de l'époque, mais les études prospectives ont mis en évidence l'apparition d'une

hypermétropie dans les suites de la procédure. L'étude PERK retrouvait 17% d'yeux hypermétropes 5 ans après l'intervention puis cette hypermétropisation se confirmait et s'amplifiait pour atteindre, à 10 ans, 43% des yeux opérés. Cette complication est connue sous le nom de « shift hypermétropique ».(25)

Le shift hypermétropique est l'effet indésirable le plus fréquent et invalidant pour le patient après KR. Il peut parfois être concomitant avec l'existence de fluctuations réfractives, qui provoquent un changement de vision entre le réveil et le coucher. La réalisation d'un traitement cornéen de surface complémentaire, comme la photokératectomie réfractive au laser Excimer, peut être effectuée dans le traitement d'un shift hypermétropique ou d'une sous-corrrection myopique (26)(27). La stabilisation du résultat réfractif est obtenue entre 3 et 6 mois postopératoires.(24)

A la fin des années 90, l'avènement du laser Excimer a permis une très nette amélioration de la précision réfractive dans la chirurgie cornéenne et a entraîné l'abandon de la KR.

2. Conséquences sur le calcul d'implant après KR

Les patients opérés de KR ont fourni les premières constatations d'erreurs réfractives après chirurgie de la cataracte sur des cornées remaniées. La tendance était dans le sens d'une hypermétropisation postopératoire (23)(28)(29).

Cette erreur est expliquée par plusieurs éléments :

- La mauvaise appréciation de la puissance de l'implant par l'absence de fiabilité des mesures réalisées lors de la kératométrie, qui ne rendent pas compte de l'aplatissement cornéen central (mesure sur les 2.5 mm centraux).

- La mauvaise appréciation de la position de l'implant qui est très souvent dépendante, dans les formules de calcul classiques, de la courbure cornéenne antérieure (30).

Une partie de cette hypermétropisation postopératoire régresse progressivement car elle peut être liée à une réapparition d'œdème dans les cicatrices de KR, pouvant induire jusqu'à 3 dioptries d'hypermétropie (+3.00 D).

C. Photokératectomie réfractive (PKR)

Appelée aussi traitement de surface, la PKR est une technique basée sur la photoablation d'une certaine quantité de tissu cornéen au laser Excimer, après retrait de l'épithélium. Le mot excimer est une contraction du terme «excited dimer », molécule excitée avec deux composants identiques.

Le laser Excimer utilisé en chirurgie réfractive est un laser pulsé qui émet dans les ultra-violets (UV) à la longueur d'onde 193 nm, qui est produit à partir du mélange d'un gaz rare (argon), d'un halogène (fluorine) et d'un gaz tampon permettant le transfert d'énergie (hélium). Le laser émet des photons de haute énergie qui entraînent une rupture des liaisons chimiques intermoléculaires formant des fragments moléculaires éjectés sous forme de « plume », il s'agit du phénomène de photoablation. Un effet photothermique y est associé produisant de la chaleur au niveau des impacts sans endommager les tissus avoisinants. Chaque impact réalise une ablation de tissu de 0.25 μm (23)(1)(31)(32).

L'appareil utilisé actuellement dans le service d'ophtalmologie du CHRU de Lille est le *Technolas C 217z*® (Bausch & Lomb).

La loi de Munnerlyn relie l'effet réfractif souhaité à la profondeur d'ablation et montre que cette relation est liée au diamètre de correction ; de ce fait elle guide la programmation des corrections :

$$P = ZO^2 \times D / 8 (n-1)$$

P : profondeur d'ablation tissulaire, ZO : diamètre de la zone optique traitée, D : dioptrie à corriger, n : index de réfraction de la cornée soit 1.337 (33).

Classiquement, les indications de la PKR sont des myopies jusqu'à 6.00 D, voire plus grâce à l'utilisation de mitomycine C 0.02% (MMC), des hypermétropies jusqu'à 3.00 D et des astigmatismes jusqu'à 3.00 D.

D. Kératomileusis in situ par laser (LASIK)

Le LASIK est une technique de chirurgie réfractive cornéenne caractérisée par la réalisation d'une découpe lamellaire plane de la cornée, appelée « capot », qui, après soulèvement de celui-ci, permet la sculpture réfractive du tissu cornéen par le laser Excimer. Le capot est reposé une fois le traitement ablatif délivré.

La découpe du capot cornéen superficiel est réalisée par un microkératome à lame mécanique (développé par José I. Barraquer) ou par un laser femtoseconde (technique du femto-LASIK).

Le LASIK est indiqué pour des myopies jusqu'à 10.00 D, des hypermétropies jusqu'à 4.00 D et des astigmatismes jusqu'à 4.00 D. Cette technique permet une récupération visuelle plus rapide et des douleurs postopératoires moins importantes qu'avec la PKR, mais expose à la survenue de complications spécifiques potentiellement plus graves (ectasie cornéenne, déplacement du capot, invasion épithéliale...).

E. Conséquences sur le calcul d'implant après PKR ou LASIK myopique

1. Erreur d'estimation du pouvoir optique cornéen

Après chirurgie réfractive pour myopie, le profil cornéen adopte généralement un profil asphérique plus marqué, mais dont le signe est inversé : la courbure paracentrale est supérieure à la courbure centrale (on parle d'asphéricité « oblate »). Cet écart peut atteindre voire dépasser une dioptrie. Une méthode classique de mesure de la kératométrie (mesure des 2.5 mm ou 3 mm centraux) risque d'induire une « surestimation » de la puissance cornéenne centrale réelle (34). Si la puissance de la cornée est surévaluée, la puissance calculée pour l'implant sera inférieure à la puissance requise, et l'œil opéré sera alors atteint d'hypermétropie postopératoire (35)(36).

Il existe aussi une erreur de mesure liée à la perte du parallélisme des deux faces de la cornée qui influe sur la valeur de l'indice de réfraction de la cornée, arbitrairement choisi par Javal à 1.3375, reliant une cornée de 45 D à un rayon de courbure de 7.5 mm (dans ce modèle la cornée possède 2 faces parallèles entre elles) (37). Or, Seule la face antérieure cornéenne bénéficie du traitement réfractif, modifiant sa courbure, expliquant que la valeur de l'indice de réfraction théorique de la cornée soit erronée. Cela provoque une surestimation de la puissance cornéenne centrale (38), ce qui revient, là aussi, à donner une puissance trop faible à l'implant posé : ce manque de puissance entraîne une hypermétropie après chirurgie de la cataracte (39)(40).

2. Erreur d'estimation de la position de l'implant

Une autre imprécision du calcul d'implant après chirurgie réfractive myopique est liée à une erreur d'appréciation de la position effective de l'implant (ELP).

Cette estimation est réalisée par les formules classiques en se fondant sur la kératométrie antérieure mesurée au kératomètre automatique. En cas de procédure myopique, la perte du parallélisme de la cornée centrale entraîne une différence assez nette entre les rayons de courbure de la face antérieure et ceux de la face postérieure. Fonder l'estimation de la position de l'implant sur la seule kératométrie antérieure revient à estimer la puissance de l'implant sur une cornée anormalement plate par rapport à la forme du segment antérieur qui conserve une profondeur de chambre antérieure identique (en général profonde chez un œil myope).

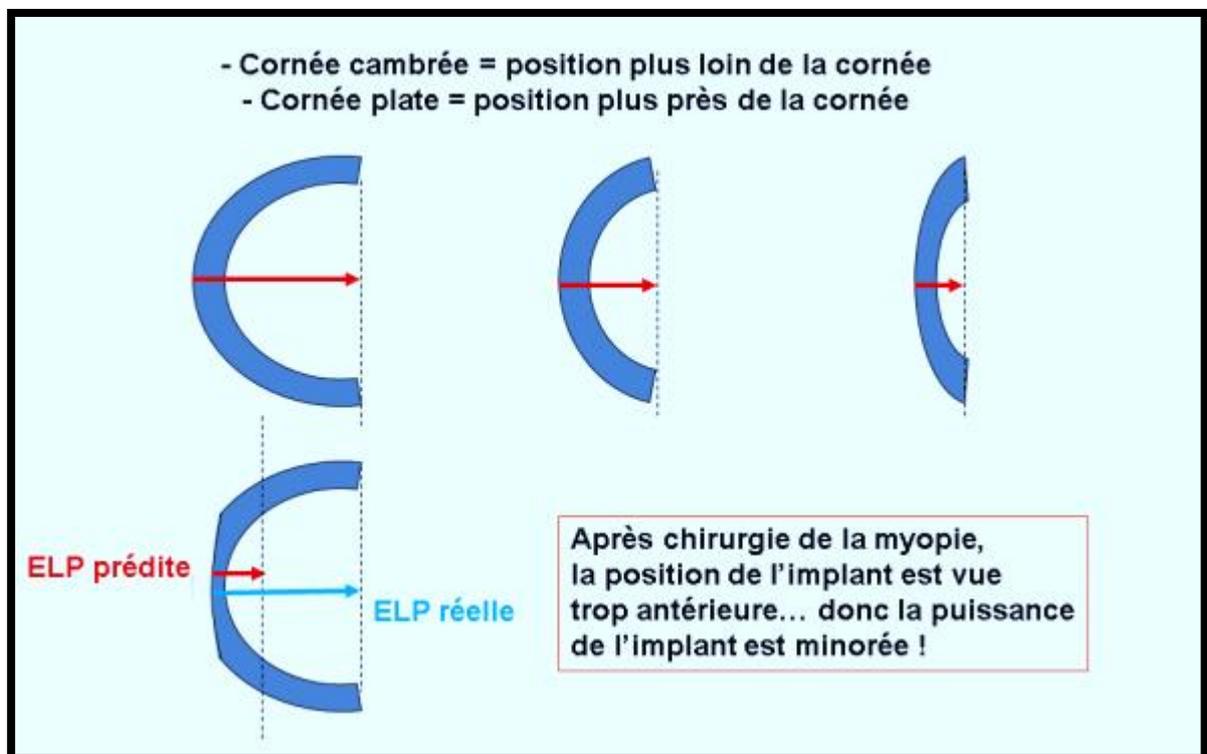


Figure 13: Exemple d'erreur de prédiction de l'ELP avec la formule SRK/T après chirurgie réfractive cornéenne ablative (d'après www.gatinel.com)

La prise en compte de la kératométrie après chirurgie réfractive cornéenne va donc entraîner une sous-estimation de la profondeur de chambre antérieure, une position avancée de l'ELP, et donc une sous-estimation de la puissance de la LIO prédite (Figure 13 13) (40)(41).

F. Conséquences sur le calcul d'implant après PKR ou LASIK hypermétropique

Les procédures de chirurgie hypermétropique produisent une majoration de la courbure cornéenne centrale, le plus souvent par un amincissement cornéen autour de l'apex (*Figure 14*).

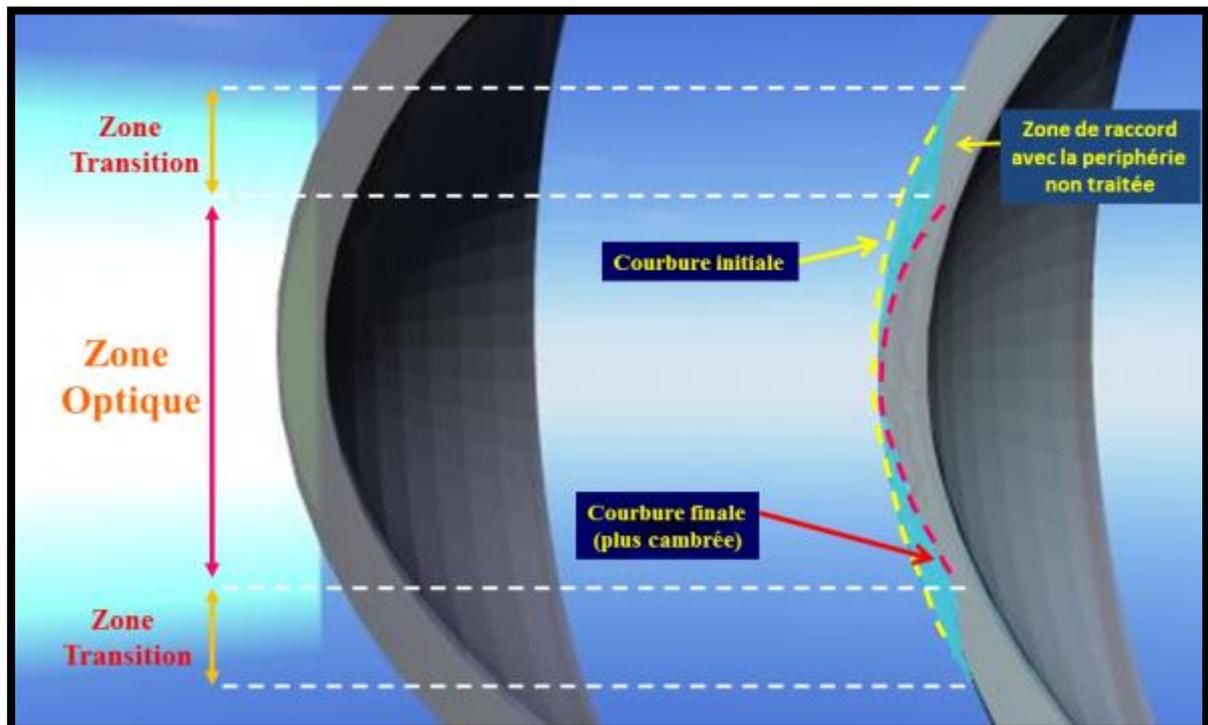


Figure 14: Profil de correction hypermétropique. Un bombement central est créé, d'après www.gatinel.com

Dans cette configuration de traitement, la perte du parallélisme des 2 faces de la cornée est moins marquée au centre, cependant, la déconnexion du rayon de courbure mesuré par rapport à l'anatomie du segment antérieur (œil en général court chez l'hypermétrope) entraîne aussi une mauvaise appréciation de la position de l'implant (la LIO est considérée comme plus postérieure qu'elle ne l'est réellement). La puissance de l'implant est donc surestimée et la réfraction postopératoire est souvent décalée dans le sens d'une myopisation (42).

VI. Méthodes de calcul d'implant cristallinien après chirurgie réfractive

Plusieurs méthodes de calcul ont été proposées pour diminuer l'erreur de prédiction de la puissance de l'implant liée à la chirurgie réfractive cornéenne ablative (PKR et LASIK). Il en existe plus de 25 ; 7 sont détaillées. Ces techniques nécessitent des données différentes pour leur application ce qui permet de les répartir en 2 groupes:

- Celles qui nécessitent les données de l'histoire réfractive du patient
- Celles indépendantes de l'histoire réfractive du patient.

A. Méthodes dépendantes de l'historique du patient

1. L'histoire réfractive du patient

Cette méthode est fondée sur l'exploitation des données préopératoires et postopératoires de chirurgie réfractive du patient. Elle permet de calculer la puissance cornéenne après chirurgie réfractive de façon algébrique en se fondant sur la connaissance de la kératométrie moyenne préopératoire et de la différence réfractive produite par le geste réfractif.

La valeur de la kératométrie est obtenue par la formule :

$$K = K \text{ Préop} + \text{Réfraction Préop} - \text{Réfraction Postop}$$

Cette méthode doit cependant être utilisée en s'appuyant sur la réfraction postopératoire à distance de l'intervention, quand la cicatrisation cornéenne est totale, mais avant l'installation de la myopie d'indice liée à la cataracte. L'association à la méthode du *double K* (cf. ci-dessous) est fortement conseillée pour limiter le risque de mauvaise estimation de la position de l'implant (28).

2. Méthode du Double K

Cette méthode décrite par Aramberri (43), permet le calcul de la puissance de l'implant en prenant en considération l'ELP. Comme son nom l'indique, deux valeurs de kératométrie (K) sont nécessaires : la valeur de K préopératoire de chirurgie réfractive sert à estimer l'ELP, et la valeur de K postopératoire de chirurgie réfractive permet de donner la puissance de l'implant. Cette méthode du Double K peut être associée à celle de *l'histoire réfractive* (cf. ci-dessus) pour améliorer la détermination de la puissance de la LIO.

Des tables de conversion pour myopie et hypermétropie permettent d'adapter aisément cette méthode aux formules SRK/T, Holladay et Hoffer-Q (44) (*Annexes 1 et 2*).

3. Méthode de Masket et Masket Modifiée

Cette méthode de calcul décrite par Masket apporte une correction aux résultats obtenus à partir de la différence réfractive (appelé *changement réfractif* en dioptries) produite par la procédure de chirurgie réfractive.

La puissance de la LIO calculée par la formule SRK/T ou Holladay 1 pour les myopes (longueur axiale supérieure à 23 mm), et Hoffer Q pour les hypermétropes (longueur axiale inférieure à 23 mm), sera modifiée à partir d'un facteur de correction à ajouter qui est : (Formule Masket)

$$\boxed{- 0.326 \times \text{changement réfractif} + 0.101} \quad (45).$$

Cette formule a été modifiée en 2006 par Warren Hill afin de diminuer le risque de survenue d'une surprise hypermétropique. Le facteur de correction est le suivant: (Formule Masket modifiée)

$$\boxed{- 0.4385 \times \text{changement réfractif} + 0.0295} \quad (46)$$

Au final : Puissance de la LIO = Puissance calculée + Facteur correctif

B. Méthodes indépendantes de l'historique du patient

Seules quelques méthodes seront décrites car il en existe de nombreuses et chacune possède sa propre originalité.

1. Formule de Shammas

Dans cette formule, la valeur de la K utilisée (*K LIO*) pour déterminer la puissance de l'implant dans la formule SRK/T résulte d'un calcul impliquant la mesure de la K par topographie cornéenne et un facteur de correction (47) :

$$K_{LIO} = 1.14 \times K \text{ du topographe} - 6.8$$

2. Méthode de la lentille rigide

Cette méthode détermine la puissance de la cornée centrale (*K*) en analysant la réfraction du patient dans un premier temps sans lentille de contact et, dans un second temps, en positionnant une lentille rigide de rayon de courbure connu mais sans puissance correctrice.

Le principe d'analyse repose sur le fait qu'en cas d'absence de changement de réfraction entre les deux situations, le rayon de courbure de la cornée du patient est identique au rayon de courbure de la lentille rigide. En cas de variation de réfraction, cette variation sera soustraite ou rajoutée au rayon de courbure de la lentille pour déterminer la puissance cornéenne centrale (48)(49).

$$K = \text{Rayon lentille} + \text{Réfraction avec lentille} - \text{Réfraction sans lentille} \text{ (valeurs exprimées en Dioptries)}$$

L'intérêt de cette méthode est cependant limité en cas d'acuité visuelle faible.

3. Formule de Haigis-L

En 2008, le médecin allemand Wolfgang Haigis a publié une nouvelle formule, nommée Haigis-L, pour un calcul optimisé de la puissance de la LIO après chirurgie

réfractive cornéenne, testée sur 187 yeux. L'erreur réfractive moyenne en valeur absolue était de 0.37 D (de 0.01 à 2.40 D) en postopératoire (50).

La formule Haigis-L est dépendante des mesures prises par l'appareil IOL Master® (Zeiss), notamment la mesure de profondeur de chambre antérieure (ACD) (distance entre la face antérieure de la cornée et la face antérieure du cristallin) qui est réalisé grâce à un système de reconnaissance de forme.

La détermination de la puissance de l'implant par cette formule tient compte des erreurs de mesure des biomètres en les réduisant de 2 manières :

- La puissance cornéenne réelle est approchée grâce à un coefficient de correction déterminé à partir d'une formule de régression établie par l'analyse de 40 yeux myopes témoins. Ces yeux opérés de LASIK myopique ont eu une mesure de la kératométrie par le IOL Master, leur puissance cornéenne réelle a été calculée par la méthode de *l'histoire réfractive* et la différence entre les 2 résultats a permis de calculer le facteur correctif moyen à apporter à la mesure de la kératométrie du IOL Master (*Figure 155*).
- Pour réduire l'erreur de prédiction de la position effective de l'implant (ELP), la formule soustrait automatiquement 0.35 D à la kératométrie corrigée calculée ci-dessus.

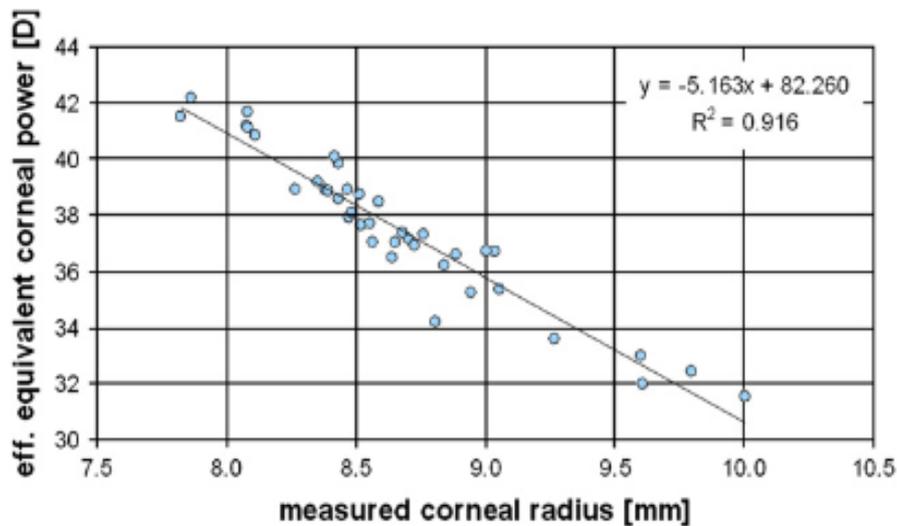


Figure 15: Puissance cornéenne moyenne effective issue de l'histoire réfractive du patient et du rayon de courbure cornéen mesuré au IOL Master dans 40 yeux après LASIK myopique (eff. = effective) d'après Haigis(50)

Au final, le rayon de courbure cornéen corrigé (**Rcorr** en mm) utilisé dans la formule de calcul Haigis-L versant myopie sur le biomètre est égal à :

$$\mathbf{Rcorr} = 331.5 / (-5.1625 \times \mathbf{Rmes} + 82.2603 - 0.35)$$

Rmes est le rayon de courbure cornéen mesuré en mm.

En plus de ces corrections, Haigis a développé 3 constantes propres à chaque implant utilisé et retrouvées sur la feuille de résultat du IOL Master® :

- La constante **a0** déplace la puissance de l'implant vers le haut, ou vers le bas, de la même façon que la constante A de la formule SRK/T, en fonction de l'implant utilisé
- La constante **a1** est liée à la profondeur de chambre antérieure
- La constante **a2** est liée à la longueur axiale.

L'utilisation de la formule Haigis-L est indiquée dans le calcul de puissance d'implant de cataracte des yeux opérés de chirurgie réfractive cornéenne ablative (PKR ou LASIK, mais pas la KR).

4. Méthodes de mesures au bloc opératoire, ou méthode de la réfraction aphaque

Deux auteurs ont proposé de calculer la puissance de l'implant en cours d'intervention, lors de la phase où l'œil est aphaque, avant de l'implanter.

Ianchulev fait tester la réfraction du patient par un autoréfractomètre portable sur la table d'opération, puis utilise la formule (51):

$$P = 2,02 \times \text{Réfraction aphaque} + \text{Constante A} - 118,4$$

P : Puissance de l'implant en dioptrie

Mackool propose d'attendre trente minutes en situation aphaque et de faire une réfraction dans une pièce de lecture, avant d'implanter le patient avec la formule (52):

$$P = 1,75 \times \text{Réfraction aphaque} + \text{Constante A} - 118,84$$

Ces deux méthodes sont peu utilisées et se heurtent à leur lourdeur de mise en place au bloc opératoire.

OBJECTIF DE L'ETUDE

La précision réfractive fait partie de la prise en charge globale de la cataracte des patients. Les chirurgiens ophtalmologistes n'ont eu de cesse de l'améliorer et de perfectionner leurs techniques de calcul au cours des dernières décennies, notamment depuis l'apparition des implants intraoculaires.

Un très bon résultat réfractif est atteint chez les yeux naïfs de toute chirurgie cornéenne depuis l'avènement de la biométrie optique et l'appareil IOL Master® (Zeiss) en 1999. 96% des yeux opérés ont un résultat réfractif postopératoire de ± 1.00 D par rapport à la réfraction attendue (53). Cependant, cette efficacité avérée et la bonne reproductibilité des méthodes classiques de calcul d'implant n'ont pas donné des résultats aussi satisfaisants chez les yeux précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne, occasionnant des surprises réfractives parfois importantes et souvent dans le sens de l'hypermétropie.

Des nouvelles méthodes ont donc vu le jour. Elles tentent de diminuer cette imprécision réfractive en améliorant le recueil des données préopératoires et le modèle de calcul. La formule Haigis-L a été développée dans ce sens et est reconnue comme le nouveau gold-standard par de nombreux auteurs (54).

L'objectif principal de notre étude était d'évaluer la précision réfractive de la formule Haigis-L pour le calcul de la puissance des implants intraoculaires, lors de la chirurgie de cataracte d'yeux précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne ablative (PKR et LASIK).

L'objectif secondaire était de comparer l'erreur réfractive d'Haigis-L avec les erreurs réfractives issues de 2 autres méthodes de calcul : la méthode du *double K* et la méthode de *Masket modifiée*.

MATERIELS ET METHODES

I. Population de l'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective observationnelle réalisée au CHRU de Lille, dans le service d'ophtalmologie de l'hôpital Claude Huriez. Les patients ont été sélectionnés sur les bases de données issues du bloc opératoire, du biomètre IOL Master ® 500 (Zeiss) et du logiciel informatique Sillage®.

Les **critères d'inclusion** étaient les suivants :

- patients opérés antérieurement de chirurgie cornéenne réfractive par PKR ou LASIK, ainsi que ceux ayant bénéficiés d'une retouche par PKR suite à une KR
- cataracte mise en évidence cliniquement par le praticien (baisse d'acuité visuelle et examen en lampe à fente)
- patients opérés dans le service de chirurgie de la cataracte par phacoémulsification sans complication per ou postopératoire.
- mise en place d'un implant cristallinien dans le sac capsulaire d'une puissance calculée par la formule Haigis-L
- consultation postopératoire à 1 mois avec mesure de la réfraction objective et de la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC) en dehors de pathologie rétinienne associée.

La chirurgie de la cataracte a été réalisée entre décembre 2011 et mars 2015 par trois opérateurs différents. Le type de LIO implantée était choisi par le chirurgien avec une cible réfractive postopératoire définie lors de la discussion avec le patient pendant la consultation préopératoire.

Les **critères d'exclusion** étaient les yeux opérés uniquement de kératotomie radiaire, les ectasies cornéennes secondaires à la chirurgie réfractive et le calcul d'implant non réalisé par la formule Haigis-L.

II. Technique chirurgicale :

La chirurgie réfractive cornéenne avait été réalisée dans le service ou non, par PKR ou LASIK, myopique ou hypermétropique, avec ou sans retouche, avec ou sans usage de Mitomycine C. Le résultat réfractif postopératoire devait être jugé comme stable par le chirurgien.

Trois chirurgiens du CHRU de Lille ont réalisé l'ensemble des chirurgies de la cataracte utilisant la technique de phacoémulsification coaxiale par une incision cornéenne supérieure de 2.2 mm sans suture ou 3.2 mm avec suture cornéenne.

Un traitement postopératoire local était administré dans l'œil opéré pendant un mois (antibiotique et anti-inflammatoire).

III. Méthode :

A. Evaluation préopératoire :

Tous les patients ont bénéficié d'un examen ophtalmologique préopératoire complet comprenant : une mesure de la réfraction objective et de la kératométrie par l'auto réfractomètre automatique du service (TONOREF II, Nidek, Fremont, CA), une mesure de la meilleure acuité visuelle de loin corrigée (MAVC) en échelle décimale secondairement convertie en échelle logarithmique de l'angle minimal de résolution (Log MAR) pour l'analyse statistique, un examen bio microscopique des segments antérieurs et postérieurs de l'œil et une tonométrie.

La biométrie oculaire a été réalisée par le IOL Master® 500 (Zeiss) et la puissance de l'implant déterminée par la formule de calcul *Haigis-L* en fonction de l'objectif réfractif souhaité **Annexe 3**.

B. Evaluation postopératoire :

Les patients ont été réévalués en postopératoire à 7 jours et 1 mois de l'intervention chirurgicale. Lors de ces consultations, ont été réalisés une mesure de la réfraction objective à l'auto réfractomètre automatique, une mesure de la MAVC en échelle décimale, un examen bio microscopique du segment antérieur et un examen du fond d'œil dilaté. La consultation à 7 jours recherchait l'absence de complication secondaire à la chirurgie alors que celle à 1 mois évaluait le résultat réfractif.

La règle de l'équivalent sphérique (ES) était appliqué aux réfractions objectives pré et postopératoires : $ES = \text{sphère} + \frac{1}{2} \times \text{Cylindre (en dioptries)}$

C. Autres formules de calcul de puissance d'implant

A l'aide des données disponibles pré et postopératoires de chirurgie réfractive retrouvées dans le dossier médical des patients, et des données issues de la biométrie, nous avons pu utiliser d'autres formules de calcul de puissance d'implant basées sur l'histoire réfractive du patient: la méthode de *Masket modifiée* et la méthode du *double K d'Aramberri* :

- Pour la méthode de **Masket modifiée** (page 32) nous avons utilisé le calculateur de puissance d'implant disponible en ligne sur <http://iolcalc.org/> développé par l'ASCRS (American Society of Cataract and Refractive Surgery) **Annexe 4**.

Ce calculateur possède un onglet pour le calcul chez les PKRs ou LASIKs myopiques et un autre pour les PKRs ou LASIKs hypermétropiques.

- Pour la méthode **Double K** (page 32) nous avons obtenu la puissance de l'implant par la formule SRK/T en utilisant la valeur de kératométrie moyenne postopératoire de chirurgie réfractive, et lui avons appliqué le correctif publié par Koch et Wang en 2003 **Annexes 1 & 2** (44).

Les constantes des implants utilisés pour les différentes formules de calcul du IOL Master® 500 étaient retrouvées sur le site internet servant de référence : <http://ocusoft.de/ulib/c1.htm>.

La réfraction cible visée par la formule Haigis-L pour l'implant choisi a été appliquée aux formules *Masket Modifiée* et *Double K* pour chacun des yeux, nous délivrant une puissance d'implant pour les 2 formules.

Puis la réfraction postopératoire théoriquement obtenue pour chaque puissance d'implant a été déterminée par la relation mathématique décrite par Feiz et al. et repris par les autres auteurs dans la littérature qui est : ***une erreur de puissance d'implant de 1.00 dioptrie (D) entraîne une erreur réfractive de 0.70 D au plan du verre correcteur*** (36)(55). Grâce à notre connaissance de la réfraction postopératoire pour un implant d'une puissance donnée, après Haigis-L, l'utilisation de cette relation mathématique permet de retrouver la valeur de la réfraction estimée pour le même implant d'une autre puissance.

Exemple : Haigis-L => Réfraction= -0.25 D avec un implant de 20.50 D

Après Calcul, Masket Modifiée recommande un implant de 20.69 D

L'écart de puissance entre les implants est de -0.19 D (20.50-20.69)

Soit une différence de -0.133 D en réfraction (-0.19 x 0.7)

La réfraction Masket modifiée est donc égale à -0.133 + (-0.25) soit -0.383 D.

L'erreur de prédiction de la puissance de la LIO correspond à la différence entre la puissance de la LIO implantée prédite par calcul, pour chaque méthode de calcul, et la puissance de l'implant idéale calculée de manière rétrospective grâce à la réfraction cible visée initialement. Si cette différence était positive, la puissance de l'implant posé était trop élevée entraînant une myopisation postopératoire.

De même pour la réfraction, nous avons retrouvé l'erreur de prédiction réfractive issue de la différence entre la réfraction postopératoire ainsi calculée et la réfraction cible initialement visée. Si cette différence était positive, l'erreur était dans le sens d'une hypermétropisation ; si cette différence était négative, l'erreur était dans le sens d'une myopisation.

$$\text{Erreur Réfractive} = \text{Réfraction postopératoire} - \text{Réfraction Cible prédite}$$

L'erreur réfractive obtenue en valeur arithmétique (signes négatifs et positifs conservés) était ensuite transposée en valeur absolue pour deux raisons :

- Etre réellement représentatif de l'erreur réfractive moyenne en empêchant le biais lié « au signe » des valeurs arithmétiques (les valeurs négatives et positives additionnées peuvent s'annuler et le résultat moyenné être artificiellement proche de 0)
- Pour pouvoir comparer nos résultats avec les données issues de la littérature.

IV. Analyse statistique

Les paramètres qualitatifs ont été présentés en termes de fréquence et de pourcentage. Les paramètres quantitatifs ont été décrits en termes de moyenne et de déviation standard ou de médiane et d'intervalle interquartile. La distribution des paramètres quantitatifs a été vérifiée graphiquement et à l'aide du test de Shapiro Wilk.

La comparaison des paramètres quantitatifs entre deux méthodes a été réalisée par le test de Student pour données appariées ou par le test des rangs signés de Wilcoxon pour données appariées.

La comparaison des paramètres binaires tels que l'erreur de référence réelle à plus ou moins 0.5 dioptrie et plus ou moins 1 dioptrie, entre deux méthodes a été réalisée par un test exact de McNemar.

Le niveau de significativité a été fixé à 5%. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS (SAS Institute version 9.3).

RESULTATS

I. Patients et données préopératoires

27 yeux de 20 patients ont été inclus dans l'étude. Parmi les 20 patients, on dénombrait sept hommes (soit 35%) et treize femmes (soit 65%) dont l'âge moyen était de 60.1 ± 8.4 ans (de 42 à 69 ans) au moment de la chirurgie de la cataracte. Le **tableau 1** montre les données démographiques et préopératoires de cataracte des patients inclus.

A. Chirurgie réfractive

La chirurgie réfractive initiale des patients avait été réalisée par un seul chirurgien, d'octobre 1997 à janvier 2008 au CHRU de Lille. Parmi les 27 yeux, 4 étaient initialement hypermétropes (soit 15%) et 23 myopes (soit 85%). Les techniques de chirurgie réfractive cornéenne utilisées étaient de 19 PKR seule (soit 70%), 4 PKR après KR antérieure (soit 15%) et 4 LASIK (soit 15%) (*Figure 16*).

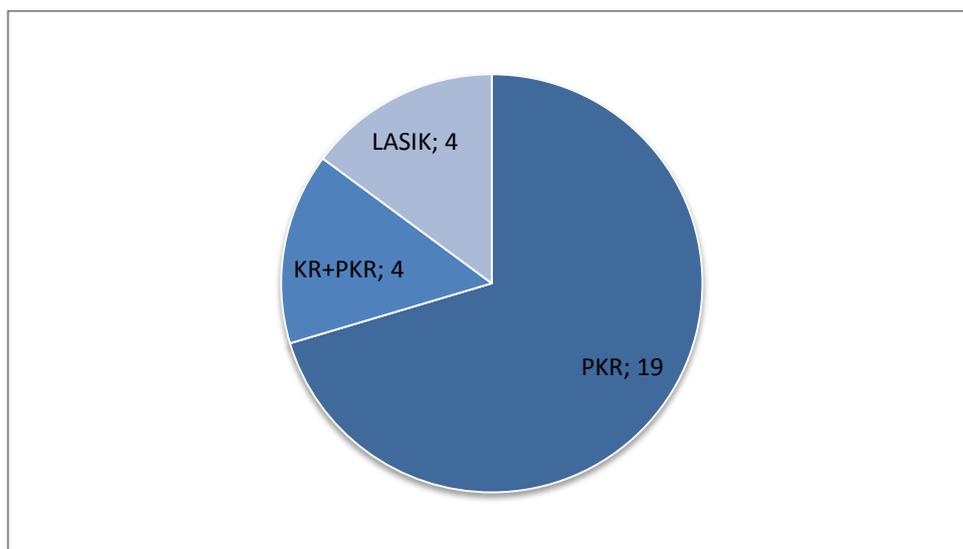


Figure 16: Procédures de chirurgie réfractive

Paramètres	Valeurs
Patients (N)	20
Yeux (N)	27
Age (années)	
- Moyen ± Ecart-type	60.1 ± 8.4
- Min ; Max	42 ; 69
Sexe	
- Masculin	7
- Féminin	13
Côté	
- Œil droit	15
- Œil gauche	12
Equivalent sphérique pré chirurgie réfractive (D)	N=23
- Moyen ± Ecart-type	-5.56 ± 5.86
- Min ; Max	-13 ; 4.75
Equivalent sphérique pré chirurgie de cataracte (D)	N=25
- Moyen ± Ecart-type	-3.12 ± 4.26
- Min ; Max	-17.25 ; 3.38
Kératométrie moyenne pré chirurgie réfractive (D)	N=22
- Moyenne ± Ecart type	43.58 ± 1.93
- Min ; Max	38.90 ; 46.80
Kératométrie moyenne pré chirurgie de cataracte (D)	N=26
- Moyenne ± Ecart type	39.64 ± 3.32
- Min ; Max	36.65 ; 47.27

Tableau 1 : Données démographiques des patients

B. Chirurgie de la cataracte

La chirurgie de la cataracte a été réalisée par trois chirurgiens différents avec un délai moyen de **149.4 ± 34.3 mois** (soit 12.5 ans) avec la chirurgie réfractive initiale. Ont été posés 19 implants SN60WF® (Alcon), 4 implants Eye Cee One® (Croma), 2 implants SA60AT® (Alcon) et 2 implants MA50® (Alcon). Le **tableau 2** reprend les données biométriques préopératoires extraites du IOL Master 500® (Zeiss) des yeux inclus (le dossier préopératoire d'un patient n'a pas été retrouvé).

Paramètres	Valeurs
Profondeur de chambre antérieure (mm)	N=26
- Moyenne ± Ecart-type	3.42 ± 0.34
- Min ; Max	2.81 ; 4.05
Longueur axiale (mm)	N=26
- Moyenne ± Ecart-type	26.38 ± 2.48
- Min ; Max	21.41 ; 31.71
Puissance de l'implant (D)	N=27
- Moyenne ± Ecart-type	20.48 ± 3.83
- Min ; Max	9 ; 28

Tableau 2 : Données biométriques

II. Résultats réfractifs

A. Réfraction objective

La médiane de l'équivalent sphérique de 26 yeux, a diminué de manière significative, en passant de **-3.00 D** (de -17.25 à 3.38 D) en préopératoire à **-0.75 D** (de -6.00 à 0.88 D) en postopératoire à 1 mois, ($p=0.0043$). Le dossier d'un patient (1 œil) était perdu ne permettant pas de retrouver les données préopératoires de chirurgie de cataracte.

B. Acuité visuelle subjective

A la visite du premier mois postopératoire, la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC) moyenne était de **0.06** LogMAR, sur 24 yeux (soit environ 9/10 en échelle Monoyer). La MAVC préopératoire moyenne était de **0.25** LogMAR (équivalent 5.5/10 en échelle Monoyer) sur 21 yeux.

L'amélioration de la MAVC était statistiquement significative sur les 21 yeux analysés ($p<0.0001$).

Les mesures de MAVC non disponibles étaient liées à des données manquantes (dossiers perdus) ou inexploitable (pathologie rétinienne associée comme le fovéoschisis ou trou maculaire, amblyopie profonde).

C. Erreur de prédiction réfractive

La cible réfractive moyenne définie en préopératoire, concernant 26 yeux, par la formule Haigis-L, était de **-0.50 ± 1.22 D** (de -3.09 à 1.57 D) en valeur arithmétique et de **0.81 ± 1.04 D** en valeur absolue. L'équivalent sphérique moyen postopératoire des mêmes 26 yeux à 1 mois est de **-1.09 ± 1.49 D** en valeur arithmétique et de **1.26 ± 1.34 D** en valeur absolue.

L'erreur réfractive moyenne entre les valeurs prédites en préopératoire et les valeurs obtenues en postopératoire à 1 mois est de -0.59 ± 0.94 D (et 0.78 ± 0.78 D en valeur absolue). Le signe négatif de cette erreur réfractive moyenne arithmétique signifie qu'il existe une myopisation postopératoire de la réfraction réelle mesurée par rapport à la réfraction cible calculée, c'est-à-dire que la puissance dioptrique de l'implant posé est supérieure à la valeur idéale.

Paramètres	Valeur	Valeur
N=26	Arithmétique (D)	Absolue (D)
Réfraction cible préopératoire		
- Moyenne \pm Ecart-type	-0.50 ± 1.22	0.81 ± 1.04
- Min ; Max	$-3.09 ; 1.57$	$0.03 ; 3.09$
Réfraction postopératoire à 1 mois		
- Moyenne \pm Ecart-type	-1.09 ± 1.49	1.26 ± 1.34
- Min ; Max	$-6.00 ; 0.88$	$0.00 ; 6.00$
Erreur Réfractive		
- Moyenne \pm Ecart-type	-0.59 ± 0.94	0.78 ± 0.78
- Min ; Max	$-3.17 ; 0.85$	0.05 ± 3.17

Tableau 3 : Réfraction cible préopératoire, définie par la formule Haigis-L, réfraction objective postopératoire à 1 mois et erreur réfractive résultante

III. Prédicibilité réfractive comparée entre les 3 formules (Haigis-L, Double K et Masket modifiée)

A. Comparaison de l'erreur réfractive moyenne

Les prédictions réfractives issues des méthodes *Double K* et *Masket modifiée* ont été calculées et comparées aux résultats réfractifs mesurés après exécution de la formule Haigis-L.

En valeur absolue, l'erreur réfractive moyenne *Double K* était égale à 0.49 ± 0.48 D (calculée sur 20 yeux), l'erreur réfractive moyenne *Masket modifiée* était égale à 0.55 ± 0.45 D (calculée sur 21 yeux).

Concernant l'erreur réfractive absolue moyenne, sur 19 mêmes yeux appariés, **il n'y avait pas de différence statistiquement significative** entre Haigis-L versus *Double K* ($p=0.65$) ni entre Haigis-L versus *Masket modifiée* ($p=0.45$) ni entre *Double K* versus *Masket modifiée* ($p=0.83$) **Tableau 4**.

Méthode :	Erreur réfractive absolue moyenne \pm Ecart-type (D)
Haigis-L (n=26)	0.78 ± 0.78
Double K (n=20)	0.49 ± 0.48
Masket modifiée (n=21)	0.55 ± 0.45

Tableau 4: Erreur réfractive moyenne en valeur absolue

B. Comparaison de la puissance moyenne des implants

Sur 19 yeux possédant toutes les données nécessaires au calcul de la puissance de l'implant par les 3 différentes formules, la puissance moyenne des implants était égale à : **20.58 ± 2.06 D** pour *Haigis-L*, **19.51 ± 2.43 D** pour *Double K* et **19.86 ± 2.48 D** pour *Masket modifiée*. Les erreurs réfractives moyennes correspondantes, en valeur arithmétique, était égale à : **-0.38 ± 0.56 D**, **0.37 ± 0.60 D** et **0.13 ± 0.60 D** respectivement (*Figure 17*). **Tableau 5**

Les 3 puissances moyennes des implants retrouvées étaient statistiquement significativement différentes ($p=0.002$)

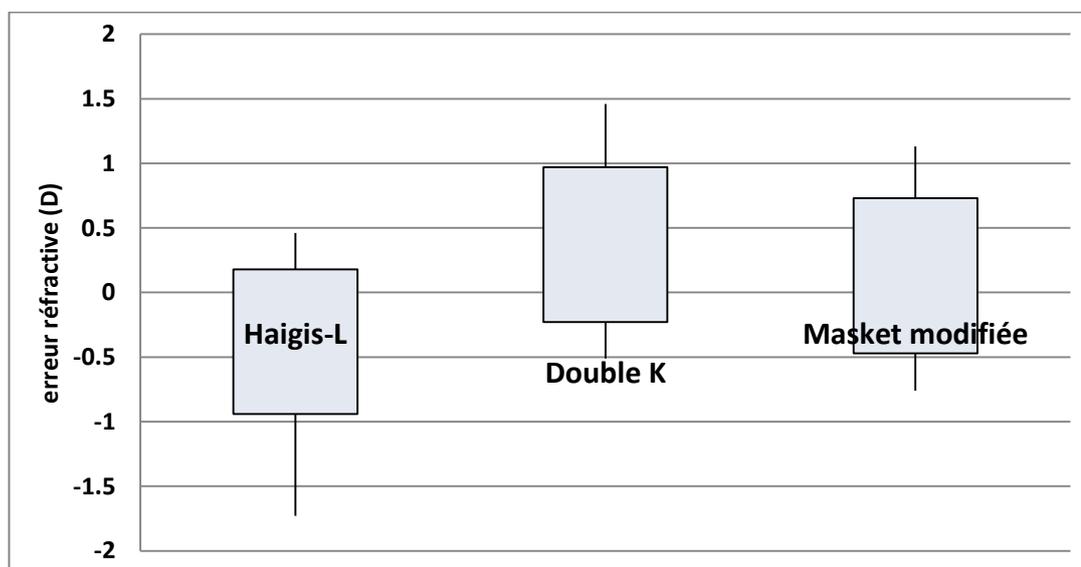


Figure 17: Répartition de l'erreur réfractive arithmétique des 3 formules

Méthode :	Erreur réfractive			
	Puissance d'implant (D)		arithmétique moyenne (D)	
	Moyenne	Intervalle	Moyenne	Intervalle
Haigis-L	20.58	16.5 ; 24	-0.38	-1.73 ; 0.46
Double K	19.51	15.43 ; 24.37	0.37	-0.51 ; 1.46
Masket modifiée	19.86	15.70 ; 25.48	0.13	-0.76 ; 1.13

Tableau 5: Puissance d'implant et erreur réfractive arithmétique moyenne (n=19)

C. Pourcentage d'yeux ayant une erreur réfractive inférieure ou égale à 0.50 et 1.00 D

La formule Haigis-L donnait un taux d'erreur réfractive inférieure ou égale à ± 0.50 D et ± 1.00 D de 46% et 77% respectivement.

Ce taux était de 60% et 75% avec la méthode *Double K* et est de 57% et 86% avec la méthode *Masket modifiée* respectivement (*Figure 18*)

Le **Tableau 6** montre que la formule *Masket modifiée* entraîne le pourcentage le plus important d'yeux ayant une erreur réfractive inférieure ou égale à ± 1.00 D, mais il n'y avait pas de différence statistiquement significative ($p > 0.05$) entre les résultats des 3 formules.

Méthode :	Pourcentage	
	$\leq \pm 0.5$ D	$\leq \pm 1.0$ D
Haigis-L (n=26)	46%	77%
Double K (n=20)	60%	75%
Masket modifiée (n=21)	57%	86%

Tableau 6: Pourcentage d'yeux ayant une erreur réfractive $\leq \pm 0.5$ D et $\leq \pm 1.0$ D

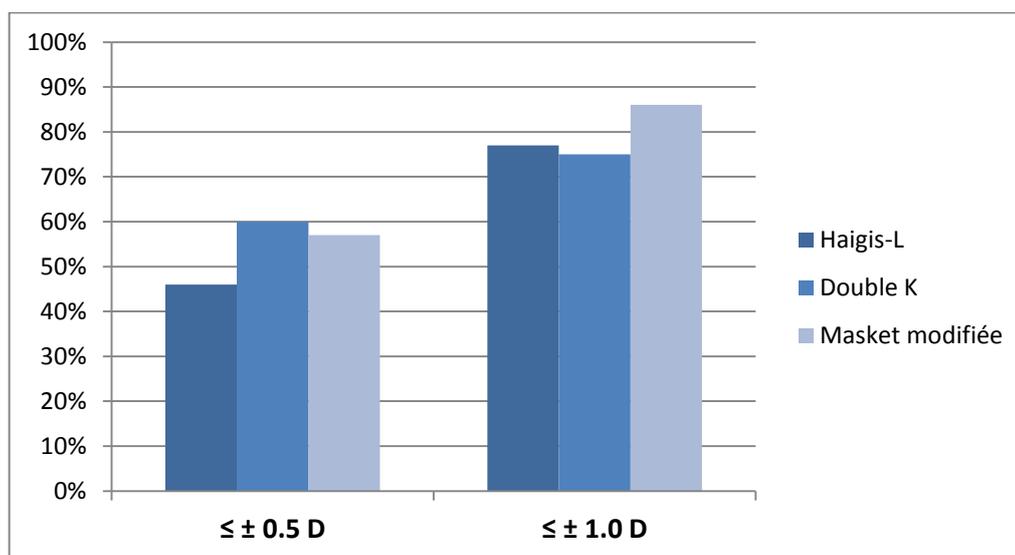


Figure 18: Graphique représentant les taux d'erreur réfractive $\leq \pm 0.5$ D et $\leq \pm 1.0$ D

D. Erreur réfractive selon la caractéristique des yeux

La *Figure 19* montre la répartition de l'erreur réfractive arithmétique de 26 yeux obtenue avec la formule Haigis-L à travers un graphique type « nuage de points ».

Les points jaunes correspondent aux yeux opérés précédemment de LASIK myopique, les points bleus aux yeux opérés précédemment de PKR myopique, les points rouges aux yeux opérés précédemment de PKR suite à une KR et les points verts aux yeux opérés précédemment de PKR hypermétropique.

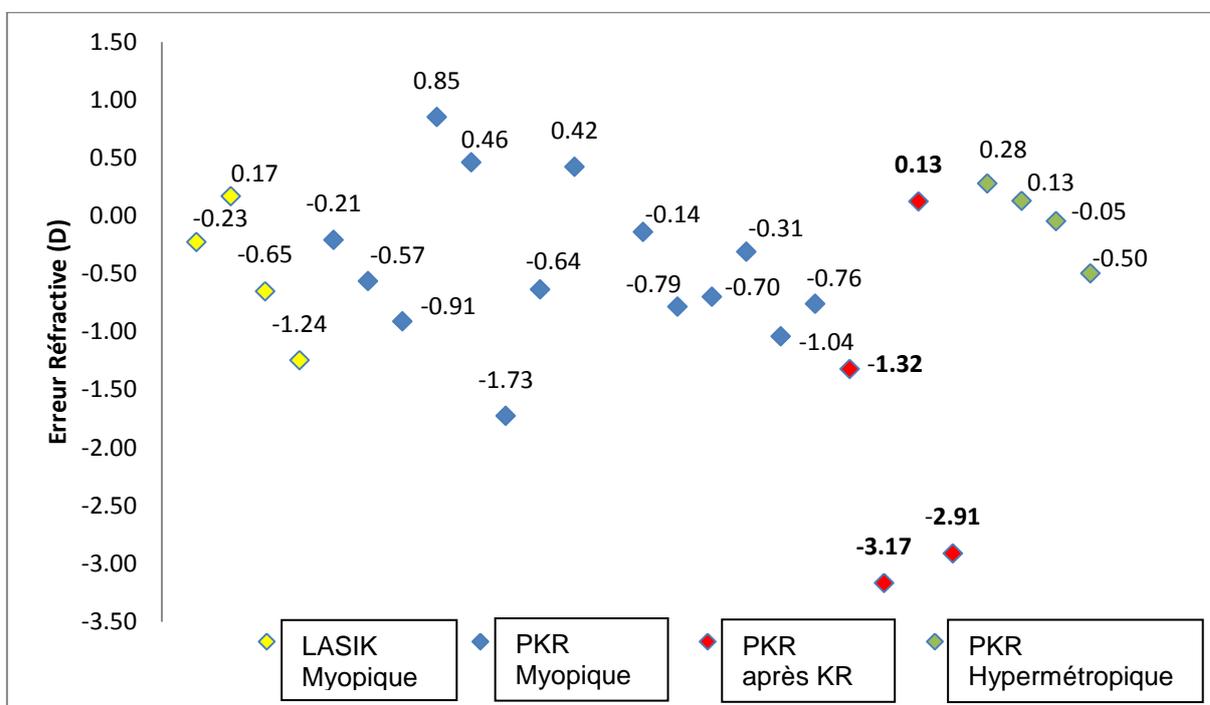


Figure 19: Valeur et répartition de l'erreur réfractive arithmétique de 26 yeux via Haigis-L

L'erreur réfractive arithmétique moyenne et l'erreur réfractive absolue moyenne diminuent significativement après exclusion des yeux « PKR après KR » ($p < 0.05$) et sont égales à : -0.37 ± 0.62 D et 0.58 ± 0.41 D respectivement.

DISCUSSION

La première partie de la discussion portera sur l'analyse des résultats de notre étude qui seront ensuite confrontés aux données disponibles dans la littérature. Dans la seconde partie nous discuterons des différentes formules de calcul et de leurs particularités. La troisième partie sera consacrée aux solutions dont nous disposons pour le traitement d'une erreur réfractive après chirurgie de cataracte. Enfin, la dernière partie relatera des évolutions à venir dans l'amélioration de la prédiction réfractive.

I. Résultats réfractifs

La formule Haigis-L a été publiée en 2008 après son évaluation pratique sur 187 yeux opérés de la cataracte. Ces yeux avaient un résultat post chirurgie réfractive myopique considéré comme stable. L'étude retrouvait une erreur de prédiction réfractive moyenne égale à **-0.04 ± 0.70 D** en valeur arithmétique et égale à **0.51 ± 0.48 D** en valeur absolue ; cette erreur était de ± 0.50 D et ± 1.00 D dans 61 % et 84 % des yeux respectivement (50). Cette formule s'est imposée comme le gold standard grâce à sa précision, sa simplicité d'usage et sa reproductibilité. Nos résultats sont comparativement moins satisfaisant : **-0.59 ± 0.94 D** et **0.78 ± 0.78 D** respectivement, et 46% des yeux à ± 0.50 D et 77% à ± 1.00 D.

Une des raisons qui peut expliquer la moins bonne efficacité d'Haigis-L dans notre étude, est la présence de 4 yeux inclus ayant bénéficiés d'une retouche par PKR suite à une KR (sous-population *PKR après KR*), pour qui l'erreur réfractive était

relativement grande (-3.17 D ; -2.91 D ; -1.32 D ; 0.13 D) (les 2 premiers points étant nettement en dehors de la moyenne, *Figure 19*, page 533). En effet, l'erreur de prédiction réfractive dans la sous population « sans KR » (22 yeux), excluant ces 4 yeux, diminuait significativement à **-0.37 ± 0.62 D** en valeur arithmétique et **0.58 ± 0.41 D** en valeur absolue, ce qui se rapproche beaucoup plus des résultats publiés dans l'étude d'Haigis.

Geggel a évalué plusieurs méthodes de calcul de puissance d'implant après KR, sur 26 yeux, et recommande l'utilisation du IOL Master associé à la formule *Haigis* visant une cible réfractive égale à -1.00 D (56). Dans cet article, la formule *Haigis-L* donnait un résultat réfractif trop myopisant, comme chez 3 de nos 4 yeux ayant eu une KR avant PKR. D'ailleurs, la formule *Haigis-L* n'avait pas été testée pour le calcul d'implant après KR par son auteur (50) et n'est pas recommandée pour cette indication.

Comparativement à notre étude, les articles disponibles dans la littérature retrouvent une erreur de prédiction réfractive moyenne de la formule *Haigis-L* égale à : **-0.26 ± 1.13 D** et **0.81 ± 0.82 D** en valeur absolue pour McCarthy et al. (54) dans une population de 92 yeux myopes, **-0.44 ± 0.98** et **0.87 ± 0.62 D** en valeur absolue pour Wong et al. (57) dans une population de 52 yeux myopes possédant une longueur axiale supérieure à 25 mm. Ces résultats sont superposables à ceux de notre étude, les auteurs de ces séries confirment la réelle efficacité d'*Haigis-L*. Les différents résultats sont mis en relief dans le **Tableau 8**.

Etudes :	Erreur Réfractive moyenne \pm Ecart type (D)	
	Valeur Arithmétique	Valeur Absolue
Notre série (n=26)	-0.59 \pm 0.94	0.78 \pm 0.78
Haigis (n=187)	-0.04 \pm 0.70	0.51 \pm 0.48
McCarthy et al. (n=92)	-0.26 \pm 1.13	0.81 \pm 0.82
Wong et al. (n=52)	-0.44 \pm 0.98	0.87 \pm 0.62

Tableau 8: Erreur réfractive moyenne des différentes études

Dans notre série, 6 patients ont été opérés de la cataracte des 2 yeux après PKR ou LASIK seuls. L'intervalle entre les 2 chirurgies était au minimum de 1 mois et permettait d'observer le résultat postopératoire du 1^{er} œil à la recherche d'une « surprise réfractive ». Dans les 6 cas, l'erreur réfractive était inférieure à ± 1.00 D (-0.76, -0.70, -0.14, 0.05, 0.17 et 0.28 D). En pratique, cette valeur peut renseigner l'opérateur dans son choix de puissance d'implant pour le 2^{ème} œil, soit en optimisant la cible réfractive, soit en le confortant sur l'efficacité de la formule et de la puissance choisie. Dans notre série, l'erreur réfractive retrouvée rassurait le chirurgien dans son choix de puissance d'implant. Jivrajka et al. considèrent cette aide utile dès lors que l'erreur réfractive du 1^{er} œil est supérieure à ± 0.50 D, permettant une amélioration de 50% de l'imprécision réfractive du second grâce à l'ajustement de la puissance de l'implant (58). Dans ce cas, l'imprécision réfractive résiduelle est liée à l'incertitude du positionnement de la LIO dans son sac capsulaire (ELP).

Dans notre étude, la formule *Haigis-L* proposait majoritairement des implants trop puissants entraînant une erreur réfractive dans le sens de la myopie, ce qui d'un point de vue purement pratique est préférable. En effet, la découverte d'une hypermétropie résiduelle après chirurgie de la cataracte entraîne un inconfort en

vision de près mais aussi en vision de loin pouvant nécessiter le port de verres correcteurs dans les 2 situations. Cependant, les chirurgiens avaient déjà tendance à viser une réfraction cible négative (-0.50 ± 1.22 D en moyenne, page 48) : parfois pour une myopisation volontaire (bascule, vision de près préférentielle) et très souvent pour éviter la « surprise hypermétropique ». Or, nos résultats retrouvaient une sur-myopisation postopératoire involontaire. Donc, en dehors des cas particuliers de myopisation volontaire, nous recommandons de viser une cible réfractive proche de l'emmétropie, plutôt qu'une légère myopie, afin d'éviter l'apparition d'une myopie trop importante pouvant se rendre responsable d'une perte de performance visuelle invalidante.

La population de notre série comprenait à la fois des yeux initialement myopes et hypermétropes, et opérés par différentes techniques de chirurgie réfractive (PKR, LASIK au microkératome, PKR après KR). De ce fait, une analyse des résultats réfractifs selon la particularité des yeux nous semblait nécessaire. Cependant, le faible effectif de chaque sous-groupe issu d'une population déjà peu importante n'a pas permis de réaliser une analyse statistique. Seule l'amélioration de la précision réfractive a pu être observée après l'exclusion des yeux « PKR après KR ». Les sous-populations « PKR hypermétropique » et « LASIK myopique » semblaient avoir un résultat réfractif similaire à la sous-population la plus grande « PKR myopique ».

Dans notre population d'origine, nous n'avions que 2 patients, soit 4 yeux, atteints d'hypermétropie et opérés par PKR. La précision réfractive de la formule *Haigis-L* était bonne puisque 100% de ces yeux avait une erreur réfractive $\leq \pm 0.50$ D. Cependant, l'effectif était trop faible pour obtenir des résultats statistiquement significatifs et pouvoir réellement conclure sur l'efficacité d'*Haigis-L* versant

hypermétropie. C'est d'ailleurs très certainement le déficit d'yeux hypermétropes qui explique le peu d'étude de précision réfractive réalisée dans cette population. Cela vient du fait que les patients hypermétropes opérés de chirurgie réfractive sont moins nombreux que les anciens myopes. La multiplication des procédures hypermétropiques, notamment depuis l'arrivée du femto-LASIK, va rectifier progressivement cet écart, et permettre une analyse plus poussée des résultats spécifiques de cette population particulière qui arrivera prochainement à l'âge de l'opération de la cataracte.

Une critique de cette étude est son caractère rétrospectif, expliquant l'absence d'évaluation de la réfraction objective à plus long terme (6 mois ou 1 an), quand la cicatrisation cornéenne complète est réellement obtenue, pouvant modifier la mesure et de ce fait les résultats. A titre de comparaison, la réfraction objective était mesurée à 92 ± 103 jours dans l'étude d'Haigis.

Une autre limite de cette étude est l'absence de recueil de l'acuité visuelle sans correction en postopératoire, ce qui aurait pu nous renseigner sur l'impact réel de l'imprécision réfractive sur la vision du patient ne souhaitant pas porter de correction optique.

Un autre objectif de cette étude était de comparer le résultat réfractif issu de 3 méthodes de calcul différentes mais aussi de déterminer celle entraînant le minimum de surprise réfractive hypermétropique.

II. Comparaison des trois formules de calcul

Notre étude ne permet pas de conclure sur la supériorité d'une méthode par rapport aux autres à cause du manque de puissance statistique directement lié à l'utilisation d'un effectif d'yeux trop réduit.

Ce nombre relativement faible de cas inclus dans notre étude est le reflet du caractère assez rare de cette pathologie et surtout du caractère mono centrique de la série.

L'absence de différence significative d'efficacité, au niveau de l'erreur réfractive absolue moyenne, entre les 3 formules revient à dire qu'*Haigis-L* est aussi performante que *Double K* et *Masket modifiée* dans cette indication.

Cependant, la lecture des résultats concernant l'erreur réfractive arithmétique moyenne (*Figure 17*, page 511) montre que la formule *Masket modifiée* s'approche le plus de la cible réfractive visée, que la formule *Haigis-L* s'en éloigne dans le sens d'une myopisation alors que *Double K* a tendance à rendre une erreur dans le sens d'une hypermétropie.

Ce que nous retrouvons dans la littérature est que la formule *Masket* a été publiée en 2006 après évaluation sur un faible effectif de 30 yeux, opérés de PKR (myopique ou hypermétropique) au préalable, et retrouvait une erreur de prédiction réfractive moyenne de -0.15 ± 0.29 D avec 28 yeux sur 30 contenus dans l'intervalle d'erreur de ± 0.5 D (45). Cette formule semble donc donner d'excellents résultats réfractifs, mais l'effectif étudié est faible et la méthode est difficilement applicable à tous les patients car elle est basée sur les données de l'histoire réfractive (changement réfractif). Hill a remarqué la survenue de surprises hypermétropiques

avec la formule de *Masket* princeps et a proposé « la formule de *Masket* modifiée » (46). Cette nouvelle formule n'a fait l'objet d'aucune publication de sa part mais a été présentée au congrès de l'ASCRS en 2006 et repris dans plusieurs études par la suite. Dans notre étude nous avons donc pris le parti d'utiliser la formule *Masket Modifiée*, supposée être plus efficace que *Masket*.

La formule *Double-K* a été très utilisée au moment de sa publication, donnant des résultats satisfaisants lors de son association avec SRK/T (59). Cependant, elle nécessite les données de kératométrie pré et postopératoires de chirurgie réfractive, et, comme *Masket modifiée* (qui utilise la notion de changement réfractif), ne peut donc être appliquée à tous les patients.

En dehors des articles décrivant les formules de calcul, plusieurs papiers ont eu comme objectif de comparer les résultats réfractifs de différentes méthodes de calcul afin de sélectionner la formule la plus efficace ; c'est à dire celle qui donne l'erreur réfractive moyenne la plus faible.

En Septembre 2010, Wang et al. démontraient, au sujet de 72 yeux opérés de PKR ou LASIK myopique, que les techniques de calcul *Masket* et *Haigis-L* étaient plus efficace que la méthode de *l'histoire réfractive*. Par contre, Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre *Haigis-L* et *Masket* (55).

En juin 2015, Fram et al. ne retrouvaient pas de différence statistiquement significative entre l'erreur réfractive absolue moyenne obtenue par *Haigis-L* et la formule *Masket* (respectivement 0.31 D et 0.28 D) sur un échantillon de 20 yeux (60).

En pratique, au regard de notre étude et des conclusions de plusieurs auteurs, nous pouvons recommander l'usage de la formule *Haigis-L* pour la détermination de la puissance d'implant de cataracte après LASIK ou PKR. Cette formule est simple

d'utilisation et efficace. Cependant, elle n'est accessible facilement qu'aux détenteurs du biomètre IOL Master® ; même si elle peut être aussi utilisée via le calculateur en ligne de l'ASCRS (<http://iolcalc.org/> - Annexe 4) ; elle donne un résultat imparfait qui peut être encore plus imprécis chez les yeux aux dimensions extrêmes (myopie ou hypermétropie forte). En effet, il s'agit d'une formule de régression basée sur l'analyse kératométrique de 40 yeux témoins opérés de LASIK myopique ayant une réfraction préopératoire moyenne de -6.30 ± 2.60 D (50).

En revanche, si les données de l'histoire réfractive du patient sont disponibles, nous recommandons de calculer le résultat donné par la formule *Masket modifiée* via le calculateur en ligne de l'ASCRS. L'objectif est de comparer les 2 résultats obtenus (*Haigis-L* et *Masket modifiée*) afin de permettre à l'opérateur de choisir la puissance d'implant optimale. Prendre la médiane de ces 2 prédictions de puissance d'implant semble être une solution satisfaisante d'après l'analyse de nos résultats.

Concernant les yeux myopes forts, nous recommandons d'utiliser la formule *Haigis-L* qui donne pour chaque cas la puissance d'implant la plus élevée évitant ainsi la survenue d'une hypermétropie postopératoire. Mais dans ces yeux possédant une anatomie particulière en lien avec un staphylome, l'imprécision réfractive tend à augmenter. McCarthy et al retrouvaient une erreur réfractive moyenne absolue de 0.75 D dans les yeux myopes qui possédaient une longueur axiale inférieure à 27 mm contre 0.88 D pour les plus de 27 mm (54).

Dans notre étude, nous n'avons pas pu comparer *Haigis-L* avec d'autres méthodes de calcul indépendantes de l'histoire réfractive (comme *Shammas, lentille rigide...*page 33) en raison de l'absence de données spécifiques recueillies en préopératoire. La réalisation d'une étude prospective pourrait s'avérer intéressante à ce niveau-là.

III. Prise en charge de l'erreur réfractive

Tout d'abord, avant la réalisation de la chirurgie de la cataracte, le patient doit être averti par le chirurgien de la possibilité de survenue d'une erreur réfractive postopératoire.

La présence d'une erreur réfractive est négligeable dès lors qu'elle est minime et que le patient ne présente pas de gêne fonctionnelle ; ce qui est vrai dans la très grande majorité des cas. Dans notre série rétrospective, nous n'avons pas pu recenser les impressions visuelles des patients et évaluer l'impact réel de l'erreur réfractive retrouvée. Si une autre étude était réalisée, et de manière prospective, il serait sans doute intéressant de mettre au point un questionnaire dédié sur ce sujet. De même, le suivi postopératoire des patients n'était que de 1 mois ne permettant pas d'étudier la prise en charge de l'erreur réfractive dite « symptomatique ». Cependant, hormis les erreurs importantes obtenues pour les patients de la sous-population *PKR après KR*, l'équivalent sphérique postopératoire était proche de la cible visée, n'entraînant probablement pas de gêne fonctionnelle importante. Il existait un cas de surprise hypermétropique supérieure à 0.50 D (0.85 D) chez un patient opéré de PKR myopique. Il avait une cible réfractive égale à -2.10 D, ce qui atténuait l'impact de cette imprécision (sa réfraction finale était donc de -1.25 D). Cet œil avait comme particularités d'être atteint de myopie de l'ordre de -13.00 D à l'origine et d'avoir bénéficié de 2 retouches supplémentaires par PKR après sa première procédure. Le remaniement cornéen était donc important (notamment la perte du parallélisme des 2 faces de la cornée), ce qui a pu certainement limiter l'efficacité d'*Haigis-L*.

La prise en charge de l'imprécision réfractive postopératoire sera nécessaire en cas d'hypermétropisation ou de myopisation non souhaitée ainsi que la présence d'une gêne invalidante ressentie par le patient ; il s'agit d'une évaluation toute personnelle ce qui ne permet donc pas de définir un schéma de prise en charge standardisé. Dans la plupart des cas le patient n'évoque aucune plainte fonctionnelle et ce même s'il existe un trouble réfractif résiduel, car la cure de sa cataracte lui redonne une qualité de vision optimale.

Les procédés disponibles pour prendre en charge cette erreur réfractive symptomatique, tout en évitant le recours aux verres correcteurs ou lentilles correctrices, sont principalement développés au niveau du plan de la LIO, mais aussi au niveau cornéen. Le choix de la technique à utiliser doit dépendre du risque opératoire encouru et de l'importance de l'amétropie résiduelle. Sáles et Manche ont publié des recommandations thérapeutiques récentes en fonction des différentes situations rencontrées (annexe 5)(62).

Tout d'abord, il peut être réalisé une explantation avec pose d'un nouvel implant possédant une puissance adaptée, après calcul correctif (63), dans les mois suivants la chirurgie de la cataracte, avant que le sac capsulaire ne se fibrose autour de la LIO ce qui augmente le risque de complication opératoire. Le calcul de la puissance du nouvel implant n'est pas aisé de même que les manipulations chirurgicales permettant son retrait, cependant les résultats réfractifs retrouvent un équivalent sphérique $\leq \pm 1.00$ D dans 86% des cas à 1 an (64).

En cas de prise en charge tardive pouvant s'accompagner d'un risque important de complication liée à l'explantation (rupture capsulaire postérieure, issue de vitré, perte cellulaire endothéliale cornéenne), au positionnement incertain du nouvel implant et donc de sa puissance optimale, l'ajout en piggy-back d'une LIO dans le sulcus a été proposé par plusieurs auteurs (65)(66).

D'autres auteurs proposent de prendre en charge l'erreur réfractive par la réalisation d'une nouvelle chirurgie réfractive cornéenne. Aucun cas n'a été publié dans le cadre d'une imprécision réfractive suite à une cataracte post-PKR ou LASIK mais un bon nombre de publications traitent de cette technique suite à l'erreur réfractive secondaire à une cataracte sur œil naïf. Les résultats sont jugés satisfaisants par Artola et al. dans la prise en charge par PKR d'une myopie résiduelle chez le pseudophaque (équivalent sphérique $\leq \pm 1.00$ D dans 90% des cas à 1 an) (67) ; Ayala et al. considèrent le LASIK comme efficace dans la même indication (équivalent sphérique $\leq \pm 1.00$ D dans 82% des cas à 1 an) (68). Enfin, en 2013, un article de Fernandez-Buenaga et al., étudiant 65 yeux, démontrait que l'efficacité et la prédictibilité du LASIK étaient supérieures à celles du changement de LIO ou à la pose d'un implant en piggy-back (69).

Une autre manière de traiter l'imprécision réfractive serait de pouvoir moduler la puissance dioptrique de l'implant ou régler sa position dans le sac capsulaire en fonction de l'imprécision réfractive retrouvée en postopératoire immédiat :

L'implant ajustable par la lumière LAL® (« Light-Adjustable Lens », Calhoun Vision) est un implant en matériau silicone photosensible, dont la puissance réfractive, sphérique et cylindrique, ainsi que l'asphéricité peuvent être ajustées de façon non invasive, par une irradiation UV sectorielle réalisée par voie transpupillaire, en postopératoire après implantation intraoculaire. Cette irradiation sectorielle induit une polymérisation et un déplacement des macromères libres au sein de la matrice polymère de l'optique de l'implant vers la région exposée au rayonnement UV et s'accompagne en quelques heures à quelques jours d'une modification de la géométrie de l'optique. Plusieurs ajustements successifs sont possibles, jusqu'à 1 mois après l'intervention. Lorsque le résultat souhaité est obtenu, une exposition UV

de la totalité de l'implant est réalisée, ce qui polymérise l'ensemble des macromères résiduels disponibles et « gèle » définitivement la forme finale de l'optique de l'implant (*Figure 19*). L'amplitude d'ajustement réfractif est de ± 2.00 D. Cette technique nécessite une plateforme de traitement associée et le port de verres teintés en continu durant 2 semaines (14).

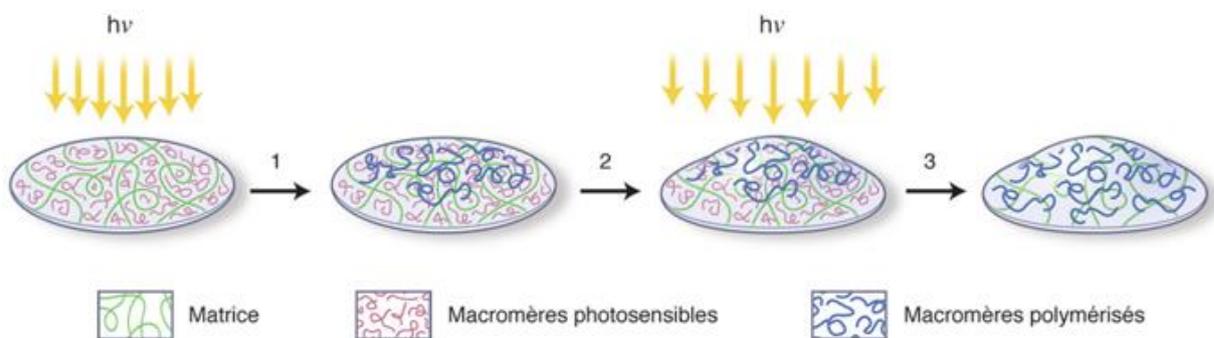


Figure 20: Principe du matériau photo-ajustable du LAL®

Le LAL a été étudié par Chayet et al. dans 2 petites séries de patients (14 yeux à chaque fois) possédant une erreur réfractive soit myope soit hypermétrope avec une efficacité de 100% (réfraction définitive $\leq \pm 0.5$ D) (70)(71). Hengerer et al. ont démontré que ce résultat était stable à 18 mois postopératoire (72).

Brierley a évalué le résultat réfractif du LAL dans le thème de notre étude : la prise en charge de l'erreur réfractive sur cataracte post chirurgie réfractive cornéenne. L'étude portait sur 34 yeux, l'erreur réfractive moyenne absolue finale était de 0.19 ± 0.20 D, et 97% des yeux possédaient un équivalent sphérique final $\leq \pm 0.50$ D (73).

La principale limite de ce dispositif séduisant est l'absence de modèle médico-économique viable du fait du coût total (LIO, plateforme d'ajustement, séances d'ajustement) nécessitant le règlement d'une facture de plusieurs milliers d'euros par le patient.

IV. Voies d'amélioration de la précision réfractive

Notre étude a pu montrer qu'*Haigis-L* ne permet pas d'obtenir un résultat réfractif parfait. L'amélioration de la précision de la prédiction réfractive lors de la chirurgie de la cataracte est un sujet d'actualité, en développement constant, notamment chez les patients préalablement opérés de chirurgie réfractive qui arrivent progressivement à l'âge de l'intervention de cataracte. Plusieurs technologies ont été ou sont en cours d'évaluation. Les voies d'amélioration concernent la meilleure appréciation de la puissance cornéenne et la prise en compte du rôle du diamètre pupillaire dans l'appareil optique (14). Régulièrement, le calculateur en ligne de l'ASCRS (<http://iolcalc.org/>) est mis à jour avec l'inclusion des dernières formules de calcul publiées, comme par exemple la formule Barrett true-K en 2015 (74).

L'étude de Fram et al. publiée en juin 2015 évaluait deux nouvelles techniques de détermination de puissance de l'implant ; une mesure préopératoire grâce au nouvel Optovue RTVue® (Optovue Inc, Fremont, CA) et une mesure aberrométrique peropératoire par l'ORA system® (WaveTec Vision Systems Inc, Aliso Viejo, CA). Le premier nommé est un spectral-domain OCT (optical coherence tomography), très utilisé pour l'étude de la rétine, et qui permet de réaliser des mesures précises au niveau de la cornée (puissance cornéenne centrale, puissance des faces antérieures et postérieures, épaisseur cornéenne). L'ORA est un aberromètre qui peut déterminer la puissance de la LIO via des mesures peropératoires après extraction du cristallin (mesure aphaque). Ces méthodes n'ont pas montré de différences statistiquement significatives au niveau du résultat réfractif postopératoire de 39 yeux, par rapport à *Haigis-L* et pourraient se montrer utiles à l'avenir (60). L'intérêt du

spectral-domain OCT avait déjà été retrouvé en 2012 par Tang et al. avec la même équivalence d'efficacité par rapport à *Haigis-L* sur un effectif de 14 yeux (75).

Une approche différente est d'utiliser un autre modèle optique que l'optique gaussienne actuellement utilisée par les formules de calcul. Gauss avait décrit l'œil comme un modèle simple comprenant des systèmes optiques centrés recevant des faisceaux incidents aussi centrés. Or, en réalité, les différents dioptries de l'œil ne sont pas parfaitement centrés, le faisceau lumineux incident correspond à un large faisceau dépendant du diamètre pupillaire et l'angle d'incidence de ce faisceau avec la cornée varie avec l'éloignement du centre cornéen (angle proche de 90° au centre). Un nouveau modèle optique, beaucoup plus complexe, basé sur l'aberrométrie et la topographie cornéenne, et qui tient compte de ces données, a vu le jour. Il s'agit de la méthode du *ray-tracing* (« lancer de rayons ») (*Figure 20*). La technique du *ray-tracing* permet d'analyser séparément les faisceaux lumineux sur toute la zone d'ouverture de la pupille et de prendre en compte l'aberration sphérique de l'œil (76).

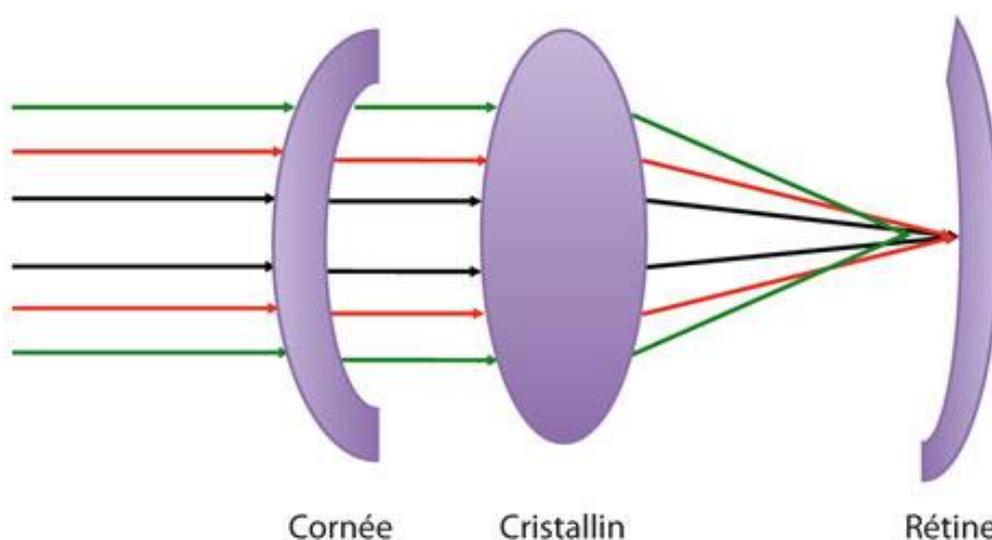


Figure 21: Modèle du ray-tracing (14)

L'intérêt de ce modèle dans les cornées opérées de chirurgie réfractive ablative est réel, car il a été démontré que l'induction d'une aberration sphérique est directement liée au niveau de correction réfractive effectuée (77). Une étude publiée en août 2012 par Canovas et al. retrouvait que la prédiction réfractive donnée par la technique du *ray-tracing* tenant compte des aberrations cornéennes était meilleure que celle issue de la méthode *Double K/Mapet*, dans une population de 10 yeux antérieurement opérés de LASIK (78). Un autre article de mai 2015, du même auteur, retrouvait une précision réfractive supérieure par la méthode du *ray-tracing* couplée à une technique de calcul de l'indice de réfraction réel de la cornée (ERI, equivalent refractive index) que par *Haigis-L* dans une population de 25 yeux opérés de LASIK (79).

CONCLUSION

Cette étude confirme que la précision réfractive de la formule Haigis-L dans la prédiction de la puissance de l'implant lors de la chirurgie de la cataracte chez les patients antérieurement opéré de chirurgie réfractive cornéenne (PKR et LASIK) est bonne.

A l'heure actuelle, la formule Haigis-L peut être utilisée facilement en pratique courante, elle détermine rapidement la puissance de la LIO à implanter après les mesures simples de biométrie.

Cependant, le résultat réfractif cible parfait n'est pas obtenu chez tous et il peut exister une gêne visuelle subjective ressentie par ces patients souvent exigeants. Ainsi, l'utilisation des données de l'histoire réfractive du patient, quand elles sont disponibles, pour la détermination de la puissance de l'implant via d'autres formules, peut être utile pour aider au choix de l'opérateur qui comparera les différents résultats ainsi obtenus.

L'objectif de cette démarche est d'éviter la survenue d'une erreur réfractive postopératoire invalidante dans cette population de patients qui arrive progressivement à l'âge de la cataracte.

Tout cela annonce l'arrivée de nouvelles techniques prometteuses actuellement en cours d'évaluation. La bataille de l'erreur réfractive sera en grande partie gagnée quand nous serons capables de connaître, avec précision, la puissance cornéenne réelle et la position effective de l'implant dans le sac capsulaire.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Ameline-Chalumeau B, Boutboul S, Laroche L, Moldovan M. Chirurgie réfractive cornéenne. EMC - Ophtalmol. 2002;(21-206-A-30).
2. Milazzo S, Laurans P, Turut P. Phacoémulsification. EMC - Ophtalmol. janv 2005;2(1):1-19.
3. Gimbel H, Sun R, Kaye GB. Refractive error in cataract surgery after previous refractive surgery. J Cataract Refract Surg. janv 2000;26(1):142-4.
4. Wary P, Maÿ F. Réfraction oculaire. EMC - Ophtalmol. janv 2007;4(2):1-21.
5. Catros A, Carrica A, Saint-Macary B, Botaka E. La réfraction oculaire. EMC - Ophtalmol. 1984;(21-070-A-10).
6. Touzeau O, Scheer S, Allouch C, Borderie V, Laroche L. Astigmatisme : analyses mathématiques et représentations graphiques. EMC - Ophtalmol. août 2004;1(3):117-74.
7. Gatinel D. Topographie cornéenne. EMC - Ophtalmol. janv 2009;6(2):1-20.
8. Dua HS, Faraj LA, Said DG, Gray T, Lowe J. Human corneal anatomy redefined: a novel pre-Descemet's layer (Dua's layer). Ophthalmology. sept 2013;120(9):1778-85.
9. Allouch-Nahmias C, Goldschmit P, Borderie V, Touzeau O, Gaujoux T, Laroche L, et al. Anatomie de la cornée. EMC - Ophtalmol. janv 2011;8(3):1-16.
10. Rigal-Sastourné J-C, Delbarre M. Sémiologie et formes cliniques de la cataracte chez l'adulte. EMC - Ophtalmol. oct 2012;9(4):1-10.
11. Chylack LT, Wolfe JK, Singer DM, Leske MC, Bullimore MA, Bailey IL, et al. The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group. Arch Ophthalmol Chic Ill 1960. juin 1993;111(6):831-6.
12. Zhao L, Chen X-J, Zhu J, Xi Y-B, Yang X, Hu L-D, et al. Lanosterol reverses protein aggregation in cataracts. Nature. 30 juill 2015;523(7562):607-11.
13. Gatinel D. Biométrie & interférométrie à cohérence partielle [Internet]. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/recherche-formation/biometrie-oculaire-calcul-dimplant/biometrie-interferometrie-a-coherence-partielle/>
14. Cochener B, Albou-Ganem C, Renard G, et al. Presbytie. Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie. Paris: Elsevier-Masson; 2012.

15. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. J - Am Intra-Ocul Implant Soc. avr 1980;6(2):148-52.
16. Perrenoud F. Pseudophaquie. Aspects optiques. Calcul de la puissance de l'implant. Cristallin artificiel et aniséiconie. EMC - Ophtalmol.
17. Gauss CF. Dioptrische Untersuchungen. Göttingen; 1841.
18. Gatinel D. Les formules de calcul de puissance d'implant [Internet]. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/recherche-formation/biometrie-oculaire-calcul-dimplant/formule-de-calcul-de-puissance-dimplant/>
19. 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.
20. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg. nov 1993;19(6):700-12.
21. 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.
22. Shammas HJ, Chan S. Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry-keratometry device. J Cataract Refract Surg. sept 2010;36(9):1474-8.
23. Saragoussi JJ, Anne J, Colin J et al. Chirurgie réfractive, Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie, Elsevier Masson, Paris, 2001, ISBN 2-294-00519-8.
24. Gatinel D. PKR pour hypermétropie après kératotomie radiaire [Internet]. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/chirurgie-refractive/les-techniques-operatoires/la-pkr-techniques-de-surface/pkr-apres-keratotomie-radiaire/>
25. Waring GO, Lynn MJ, McDonnell PJ. Results of the prospective evaluation of radial keratotomy (PERK) study 10 years after surgery. Arch Ophthalmol Chic Ill 1960. oct 1994;112(10):1298-308.
26. Anbar R, Malta JB, Barbosa JB, Leoratti MC, Beer S, Campos M. Photorefractive keratectomy with mitomycin-C for consecutive hyperopia after radial keratotomy. Cornea. mai 2009;28(4):371-4.
27. Durrie DS, Schumer DJ, Cavanaugh TB. Photorefractive keratectomy for residual myopia after previous refractive keratotomy. J Refract Corneal Surg. avr 1994;10(2 Suppl):S235-8.
28. Hoffer KJ. Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. J Refract Surg Thorofare NJ 1995. déc 1995;11(6):490-3.
29. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, Rock RL, Emery JM. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. Am J Ophthalmol. 15 déc 1989;108(6):676-82.

30. Hanna KD, Jouve FE, Waring GO. Preliminary computer simulation of the effects of radial keratotomy. *Arch Ophthalmol Chic Ill* 1960. juin 1989;107(6):911-8.
31. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer laser surgery of the cornea. *Am J Ophthalmol*. déc 1983;96(6):710-5.
32. Srinivasan R, Sutcliffe E. Dynamics of the ultraviolet laser ablation of corneal tissue. *Am J Ophthalmol*. 15 mars 1987;103(3 Pt 2):470-1.
33. Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. janv 1988;14(1):46-52.
34. Savini G, Carbonelli M, Barboni P, Hoffer KJ. Clinical relevance of radius of curvature error in corneal power measurements after excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg*. janv 2010;36(1):82-6.
35. Gimbel H, Sun R, Kaye GB. Refractive error in cataract surgery after previous refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. janv 2000;26(1):142-4.
36. Feiz V, Mannis MJ, Garcia-Ferrer F, Kandavel G, Darlington JK, Kim E, et al. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea*. nov 2001;20(8):792-7.
37. Javal É. *Mémoires d'ophtalmométrie*. Paris, France: Librairie de l'Académie de Médecine; 1891.
38. Savini G, Barboni P, Zanini M. Correlation between attempted correction and keratometric refractive index of the cornea after myopic excimer laser surgery. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. mai 2007;23(5):461-6.
39. Seitz B, Langenbucher A. Intraocular lens power calculation in eyes after corneal refractive surgery. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. juin 2000;16(3):349-61.
40. Lteif Y, Gatinel D. Calcul de la puissance de l'implant intraoculaire après chirurgie réfractive cornéenne. *J Fr Ophthalmol - Vol 31 - N° 3 - P 326-334*. 3 juin 2008;
41. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. mars 1992;18(2):125-9.
42. Awwad ST, Kelley PS, Bowman RW, Cavanagh HD, McCulley JP. Corneal refractive power estimation and intraocular lens calculation after hyperopic LASIK. *Ophthalmology*. mars 2009;116(3):393-400.e1.
43. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method. *J Cataract Refract Surg*. nov 2003;29(11):2063-8.
44. Koch DD, Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. nov 2003;29(11):2039-42.

45. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg.* mars 2006;32(3):430-4.
46. Hill WE. Modified Masket Method ~ IOL Power Calculations After Myopic LASIK [Internet]. Disponible sur: http://www.doctor-hill.com/iol-main/modified_masket_method.htm
47. Shammass HJ, Shammass MC, Garabet A, Kim JH, Shammass A, LaBree L. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol.* sept 2003;136(3):426-32.
48. Kim J-H, Lee D o-Hyung, Joo C-K i. Measuring corneal power for intraocular lens power calculation after refractive surgery: Comparison of methods. *J Cataract Refract Surg.* nov 2002;28(11):1932-8.
49. Haigis W. Corneal power after refractive surgery for myopia: contact lens method. *J Cataract Refract Surg.* juill 2003;29(7):1397-411.
50. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg.* oct 2008;34(10):1658-63.
51. Ianchulev T, Salz J, Hoffer K, Albin T, Hsu H, LaBree L. Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements. *J Cataract Refract Surg.* août 2005;31(8):1530-6.
52. Mackool RJ. Intraoperative retinoscopy. *J Cataract Refract Surg.* avr 2006;32(4):548-9.
53. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol.* 8 janv 2003;87(8):960-3.
54. McCarthy M, Gavanski GM, Paton KE, Holland SP. Intraocular lens power calculations after myopic laser refractive surgery: a comparison of methods in 173 eyes. *Ophthalmology.* mai 2011;118(5):940-4.
55. Wang L, Hill WE, Koch DD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratorefractive Intraocular Lens Power Calculator. *J Cataract Refract Surg.* sept 2010;36(9):1466-73.
56. Geggel HS. Intraocular Lens Power Selection after Radial Keratotomy: Topography, Manual, and IOLMaster Keratometry Results Using Haigis Formulas. *Ophthalmology.* mai 2015;122(5):897-902.
57. Wong C-W, Yuen L, Tseng P, Han DCY. Outcomes of the Haigis-L formula for calculating intraocular lens power in Asian eyes after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* mars 2015;41(3):607-12.

58. Jivrajka RV, Shammas MC, Shammas HJ. Improving the Second-Eye Refractive Error in Patients Undergoing Bilateral Sequential Cataract Surgery. *Ophthalmology*. juin 2012;119(6):1097-101.
59. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone laser-assisted in-situ keratomileusis. *Trans Am Ophthalmol Soc*. déc 2004;102:189-98.
60. Fram NR, Masket S, Wang L. Comparison of Intraoperative Aberrometry, OCT-Based IOL Formula, Haigis-L, and Masket Formulae for IOL Power Calculation after Laser Vision Correction. *Ophthalmology*. juin 2015;122(6):1096-101.
62. Sáles CS, Manche EE. Managing residual refractive error after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. juin 2015;41(6):1289-99.
63. Kora Y, Shimizu K, Yoshida M, Inatomi M, Ozawa T. Intraocular lens power calculation for lens exchange. *J Cataract Refract Surg*. avr 2001;27(4):543-8.
64. Jin GJC, Crandall AS, Jones JJ. Intraocular lens exchange due to incorrect lens power. *Ophthalmology*. mars 2007;114(3):417-24.
65. Gayton JL, Sanders V, Van der Karr M, Raanan MG. Piggybacking intraocular implants to correct pseudophakic refractive error. *Ophthalmology*. janv 1999;106(1):56-9.
66. Habot-Wilner Z, Sachs D, Cahane M, Alhalel A, Desatnik H, Schwalb E, et al. Refractive results with secondary piggyback implantation to correct pseudophakic refractive errors. *J Cataract Refract Surg*. nov 2005;31(11):2101-3.
67. Artola A, Ayala MJ, Claramonte P, Pérez-Santonja JJ, Alió JL. Photorefractive keratectomy for residual myopia after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. nov 1999;25(11):1456-60.
68. Ayala MJ, Pérez-Santonja JJ, Artola A, Claramonte P, Alió JL. Laser in situ keratomileusis to correct residual myopia after cataract surgery. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. févr 2001;17(1):12-6.
69. Fernández-Buenaga R, Alió JL, Pérez Ardoy AL, Quesada AL, Pinilla-Cortés L, Pinilla Cortés L, et al. Resolving refractive error after cataract surgery: IOL exchange, piggyback lens, or LASIK. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. oct 2013;29(10):676-83.
70. Chayet A, Sandstedt C, Chang S, Rhee P, Tsuchiyama B, Grubbs R, et al. Correction of Myopia after Cataract Surgery with a Light-Adjustable Lens. *Ophthalmology*. août 2009;116(8):1432-5.
71. Chayet A, Sandstedt CA, Chang SH, Rhee P, Tsuchiyama B, Schwartz D. Correction of Residual Hyperopia After Cataract Surgery Using the Light Adjustable Intraocular Lens Technology. *Am J Ophthalmol*. mars 2009;147(3):392-7.e1.

72. Hengerer FH, Dick HB, Conrad-Hengerer I. Clinical Evaluation of an Ultraviolet Light Adjustable Intraocular Lens Implanted after Cataract Removal: Eighteen Months Follow-up. *Ophthalmology*. déc 2011;118(12):2382-8.
73. Brierley L. Refractive Results after Implantation of a Light-Adjustable Intraocular Lens in Postrefractive Surgery Cataract Patients. *Ophthalmology*. oct 2013;120(10):1968-72.
74. Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of Newer Intraocular Lens Power Calculation Methods for Eyes after Corneal Refractive Surgery. *Ophthalmology*. oct 2015;
75. Tang M, Wang L, Koch DD, Li Y, Huang D. Intraocular lens power calculation after previous myopic laser vision correction based on corneal power measured by Fourier-domain optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg*. avr 2012;38(4):589-94.
76. Preussner P-R, Wahl J, Weitzel D. Topography-based intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg*. mars 2005;31(3):525-33.
77. Yoon G, MacRae S, Williams DR, Cox IG. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. janv 2005;31(1):127-35.
78. Canovas C, Abenza S, Alcon E, Villegas EA, Marin JM, Artal P. Effect of corneal aberrations on intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*. août 2012;38(8):1325-32.
79. Canovas C, van der Mooren M, Rosén R, Piers PA, Wang L, Koch DD, et al. Effect of the equivalent refractive index on intraocular lens power prediction with ray tracing after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. mai 2015;41(5):1030-7.

ANNEXES

Annexe 1 : Nomogramme utilisé pour l'ajustement de la puissance de l'implant chez les yeux opérés de chirurgie myopique (44)

Les nombres dans les 3 rangées pour chaque correction réfractive représentent le montant à ajouter à la puissance de l'implant calculée par les formules SRK/T, Hoffer Q et Holladay 1, respectivement.

Correction Réfractive (D)	Longueur axiale (mm)											
	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
2	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.6	0.6	0.5	0.4	0.3
	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0	0
	0.4	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.4	0.4	0.3	0.2	0.1
3	1.0	1.0	1.0	1.0	1.1	1.1	1.0	1.0	0.9	0.8	0.7	0.6
	0.7	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.2	0.1	0
	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.8	0.7	0.6	0.4	0.3	0.2
4	1.3	1.3	1.3	1.4	1.4	1.4	1.4	1.3	1.2	1.1	0.9	0.8
	1.0	0.8	0.7	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.1	0
	0.9	0.9	0.9	1.0	1.0	1.0	1.1	0.9	0.8	0.6	0.5	0.4
5	1.7	1.7	1.7	1.7	1.7	1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.2	1.1
	1.2	1.0	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.4	0.4	0.3	0.2	0
	1.1	1.2	1.2	1.2	1.2	1.3	1.3	1.2	1.0	0.8	0.7	0.5
6	2.0	2.0	2.0	2.0	2.1	2.1	2.1	2.0	1.8	1.7	1.5	1.4
	1.4	1.2	1.0	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.1
	1.4	1.4	1.4	1.5	1.5	1.6	1.6	1.5	1.2	1.0	0.8	0.7
7	2.3	2.3	2.3	2.4	2.4	2.5	2.4	2.3	2.2	2.0	1.8	1.7
	1.6	1.4	1.2	1.1	0.9	0.8	0.7	0.6	0.6	0.5	0.3	0.1
	1.6	1.6	1.7	1.7	1.8	1.8	1.9	1.7	1.5	1.2	1.0	0.9
8	2.6	2.6	2.6	2.7	2.7	2.8	2.8	2.6	2.5	2.3	2.2	2.0
	1.8	1.6	1.4	1.2	1.1	1.0	0.8	0.7	0.7	0.6	0.4	0.2
	1.8	1.9	1.9	2.0	2.0	2.1	2.2	2.0	1.7	1.5	1.2	1.0
9	2.9	2.9	2.9	3.0	3.1	3.2	3.1	3.0	2.8	2.7	2.5	2.3
	2.0	1.7	1.5	1.3	1.2	1.1	1.0	0.8	0.8	0.7	0.5	0.2
	2.1	2.1	2.2	2.2	2.3	2.4	2.5	2.3	2.0	1.7	1.4	1.2
10	3.1	3.2	3.2	3.3	3.4	3.5	3.4	3.3	3.1	3.0	2.8	2.6
	2.2	1.9	1.7	1.5	1.3	1.2	1.1	1.0	0.8	0.7	0.6	0.3
	2.3	2.4	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8	2.6	2.2	1.9	1.7	1.4

Annexe 2 : Nomogramme utilisé pour l'ajustement de la puissance de l'implant chez les yeux opérés de chirurgie hypermétropique (44)

Les nombres dans les 3 rangées pour chaque correction réfractive représentent le montant à soustraire à la puissance de l'implant calculée par les formules SRK/T, Hoffer Q et Holladay 1, respectivement.

Correction Réfractive (D)	Longueur axiale (mm)											
	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
2	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.6	0.5	0.4	0.2	0
	0.5	0.4	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0	0
	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5	0.4	0.3	0.2	0	0
3	1.1	1.1	1.1	1.1	1.1	1.1	1.0	0.9	0.7	0.5	0.2	0
	0.8	0.7	0.5	0.5	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0	0	0
	0.6	0.6	0.6	0.7	0.7	0.7	0.7	0.5	0.3	0.2	—	—
4	1.4	1.4	1.4	1.4	1.4	1.5	1.4	1.2	0.9	—	—	—
	1.1	0.9	0.7	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0	0	0
	0.9	0.9	0.9	0.9	0.9	0.9	0.9	0.6	0.4	0.4	—	—
5	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.9	1.8	1.7	—	—	—	—
	1.4	1.1	0.9	0.7	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0	0	0
	1.1	1.1	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	0.7	0.3	—	—	—
6	2.2	2.2	2.2	2.2	2.2	2.5	—	—	—	—	—	—
	1.7	1.3	1.1	0.9	0.7	0.5	0.3	0.2	0	0	0	0
	1.1	1.1	1.1	1.1	1.1	1.1	1.1	0.7	0.3	—	—	—

—= formule non applicable

Annexe 3 : Exemple de résultats d'une biométrie avec la formule Haigis-L chez un patient opéré préalablement de PKR myopique

Nom :		ID :		Formule : Haigis-L (myope)			
Date de naissance : 08/06/1948		Date de mesure : 11/02/2014		Réfraction cible : 0 D		n : 1.3375	
Opérateur : CHU Lille							
Vérifier la plausibilité des valeurs de mesure, car des modifications pathologiques sont possibles ! Uniquement pour LASIK/LASEK/PRK myope! Ne pas utiliser après RK ou traitement hyperope !							
OD droite	AL : 27.22 mm (SNR = 162.0) K1 : 38.14 D / 8.85 mm x 10° K2 : 38.93 D / 8.67 mm x 100° R / ES : 8.76 mm / 38.53 D Cyl. : -0.79 D x 10° ACD : 3.45 mm			AL : 26.94 mm (SNR = 207.9) K1 : 37.42 D / 9.02 mm x 170° K2 : 38.18 D / 8.84 mm x 80° R / ES : 8.93 mm / 37.80 D Cyl. : -0.76 D x 170° ACD : 3.38 mm			OS gauche
	État : Phaque			État : Phaque			
Alcon SN60WF		Alcon AcrySof MA60AC		Alcon SN60WF		Alcon AcrySof MA60AC	
Const. A0 : -0.723 Const. A1 : 0.174 Const. A2 : 0.223		Const. A0 : 0.229 Const. A1 : 0.011 Const. A2 : 0.205		Const. A0 : -0.723 Const. A1 : 0.174 Const. A2 : 0.223		Const. A0 : 0.229 Const. A1 : 0.011 Const. A2 : 0.205	
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)
20.5	-1.10	20.5	-1.22	22.5	-1.15	22.5	-1.25
20.0	-0.74	20.0	-0.85	22.0	-0.78	22.0	-0.88
19.5	-0.38	19.5	-0.49	21.5	-0.42	21.5	-0.52
19.0	-0.03	19.0	-0.14	21.0	-0.06	21.0	-0.16
18.5	0.32	18.5	0.21	20.5	0.29	20.5	0.20
18.0	0.66	18.0	0.56	20.0	0.64	20.0	0.55
17.5	1.00	17.5	0.91	19.5	0.99	19.5	0.90
IOL emmé. : 18.96		IOL emmé. : 18.80		IOL emmé. : 20.92		IOL emmé. : 20.78	
Alcon AcrySof MA50BM		Ophtec Artisan 205 aph.retropup.		Alcon AcrySof MA50BM		Ophtec Artisan 205 aph.retropup.	
Const. A0 : 1.750 Const. A1 : 0.400 Const. A2 : 0.100		Const. A0 : -0.250 Const. A1 : 0.400 Const. A2 : 0.100		Const. A0 : 1.750 Const. A1 : 0.400 Const. A2 : 0.100		Const. A0 : -0.250 Const. A1 : 0.400 Const. A2 : 0.100	
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)
20.5	-1.21	17.5	-1.10	22.5	-1.25	19.5	-1.35
20.0	-0.85	17.0	-0.69	22.0	-0.88	19.0	-0.93
19.5	-0.49	16.5	-0.28	21.5	-0.51	18.5	-0.52
19.0	-0.13	16.0	0.12	21.0	-0.15	18.0	-0.11
18.5	0.22	15.5	0.51	20.5	0.21	17.5	0.29
18.0	0.57	15.0	0.90	20.0	0.56	17.0	0.69
17.5	0.91	14.5	1.29	19.5	0.91	16.5	1.08
IOL emmé. : 18.81		IOL emmé. : 16.15		IOL emmé. : 20.79		IOL emmé. : 17.86	

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

Annexe 4 : Exemple de résultats obtenus pour le calcul de la puissance de l'implant chez un patient opéré préalablement de PKR myopique par le calculateur en ligne disponible sur <http://iolcalc.org/>

IOL Calculator for Eyes with Prior Myopic LASIK/PRK
(Your data will not be saved. Please print a copy for your record.)

Please enter all data available and press "Calculate"

Doctor Name Patient Name Eye IOL Model Target Ref (D)

Pre-LASIK/PRK Data:
 Refraction* Sph(D) Cyl(D)* Vertex (if empty, 12.5 mm will be used)
 Keratometry K1(D) K2(D)

Post-LASIK/PRK Data:
 Refraction*\$ Sph(D) Cyl(D)* Vertex(mm)
 Topography EyeSys EffRP Atlas 9000 4mm zone Tomey ACCP Galilei TCP** V5.2.1 or later V5.2 or earlier
 Nidek#ACP/APP
 Pentacam TNP_Apex_4.0 mm Zone
 Atlas Ring Values 0mm 1mm 2mm 3mm
 OCT (RTVue or Avanti XR) Net Corneal Power Posterior Corneal Power Central Corneal Thickness

Optical (IOLMaster/Lenstar)/Ultrasound Biometric Data:
 Ks K1(D) K2(D) Keratometric Index (n)*** 1.3375 1.332 Other
 AL(mm) ACD(mm) Lens Thick (mm) WTW (mm)
 Lens Constants**** A-const(SRK/T) SF(Holladay1)
 Haigis a0 Haigis a1 Haigis a2

*If entering "Sph(D)", you must enter a value for "Cyl(D)", even if it is zero.
 §Most recent stable refraction prior to development of a cataract.
 # Magellan ACP or OPD-Scan III APP 3-mm manual value (personal communication Stephen D. Klyce, PhD).
 **Select the version of your Galilei device: "V5.2 or earlier" or "V5.2.1 or later".
 ***Select the keratometric index (n) of your device. Instruments in North America typically default to 1.3375.
 ****Enter any constants available; others will be calculated from those entered. If ultrasonic AL is entered, be sure to use your ultrasound lens constants.

IOL calculation formulas used: Double-K Holladay ¹, Shammas-PL ², Haigis-L ³, OCT-based ⁴, & Barrett True K ⁵

Using ΔMR		Using no prior data	
¹ Adjusted EffRP	--	² Wang-Koch-Maloney	--
² Adjusted Atlas 9000 (4mm zone)	--	² Shammas	21.85 D
¹ Adjusted Atlas Ring Values	--	³ Haigis-L	22.49 D

Annexe 5 : Recommandations de prise en charge d'une amétropie résiduelle après chirurgie de la cataracte selon Sáles et Manche (62)

Table 1.
Summary of the reviewers' recommendations.

Type of Ametropia	Recommended Approach	Evidence*
All pseudophakic ametropias	Counsel patients to expect that their UDVA may be 20/30 to 20/40 rather than 20/20 due to the age-related decrease in efficacy and predictability of all refractive approaches.	36, 37, 38, 39, 40, 41, 42 and 47
Large spherical errors with or without astigmatism	Piggyback IOLs are safer, more effective, and more predictable than IOL exchange.	35, 42 and 72
Small spherical errors with or without astigmatism	Laser vision correction with LASIK or PRK is safer, more effective, and more predictable than intraocular approaches.	42, 44, 45, 46, 47 and 92
Astigmatism	Laser vision correction with LASIK or PRK is safer, more effective, and more predictable than intraocular approaches.	42, 49 and 92
Ametropia after implantation of a multifocal IOL	Laser vision correction with LASIK or PRK is safe, effective, and predictable. Wavefront-guided treatments are not superior to conventional treatments.	50, 51, 52, 53 and 54

IOL = intraocular lens; LASIK = laser in situ keratomileusis; PRK = photorefractive keratectomy; UDVA = uncorrected distance visual acuity

* Reference number of study

AUTEUR : Nom : PASQUESOONE Prénom : Charles

Date de Soutenance : 02 décembre 2015

Titre de la Thèse : Etude de la précision réfractive de la formule Haigis-L dans la chirurgie de la cataracte de patients précédemment opérés de chirurgie réfractive cornéenne : à propos de 27 yeux

Thèse - Médecine - Lille 2015

Cadre de classement : Ophtalmologie

DES + spécialité : Ophtalmologie

Mots-clés : Haigis-L, cataracte, chirurgie réfractive, erreur réfractive, PKR, LASIK, calcul d'implant

Résumé :

Contexte : De nombreuses procédures de chirurgie réfractive cornéenne ont été réalisées depuis la fin des années 1990. Ces patients opérés vieillissent et développent une cataracte qui nécessite l'utilisation de formules de calcul adaptées comme la formule Haigis-L pour déterminer au mieux la puissance de l'implant.

Méthode : Il s'agit d'une étude rétrospective menée au CHRU de Lille. Les yeux inclus avaient bénéficié d'une chirurgie cornéenne réfractive, LASIK ou PKR, puis d'une chirurgie de la cataracte utilisant Haigis-L pour le calcul de puissance d'implant. Nous avons évalué la précision réfractive de la formule Haigis-L en mesurant l'erreur réfractive postopératoire (écart avec la réfraction cible). Puis, Haigis-L a été comparée avec d'autres méthodes de calcul : Double K et Masket modifiée.

Résultats : Nous avons inclus vingt-sept yeux de vingt patients. L'erreur réfractive moyenne était de -0.59 ± 0.94 D et 0.78 ± 0.78 D en valeur absolue. 46% et 77% des yeux avaient une erreur réfractive inférieure ou égale à ± 0.50 D et ± 1.00 D respectivement. Les puissances d'implant étaient différentes entre les trois méthodes de calcul analysées ($p=0.02$) mais il n'y avait pas de différence d'efficacité réfractive statistiquement significative ($p>0.05$).

Conclusion : La formule Haigis-L est une méthode simple et efficace pour la détermination de la puissance de l'implant cristallinien lors de la prise en charge de la cataracte après chirurgie réfractive cornéenne ablative. L'amélioration de la précision réfractive est l'objectif de plusieurs nouvelles techniques prometteuses qui seront à évaluer et comparer.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-Francois Rouland

Asseseurs : Monsieur le Professeur Pierre Labalette, Monsieur le Professeur Dominique Chevalier, Monsieur le Docteur Thomas Randon