

**ROYAUME DU MAROC**  
**UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH**  
**FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE**  
**FES**



**LA BIOMÉTRIE OCULAIRE OPTIQUE**  
**PAR INTERFÉROMÉTRIE À COHÉRENCE PARTIELLE**  
**(500 yeux)**

**MEMOIRE PRESENTE PAR :**  
**Docteur ALAOUI ISMAILI ABDELLAH**  
**Né le 06 Août 1983 à Fès**

**POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE SPECIALITE EN CHIRURGIE**  
**OPTION : OPHTALMOLOGIE**

**Sous la direction de :**  
**Professeur TAHRI HICHAM**

**Session Mai 2014**

## Table des matières

LA BIOMETRIE OCULAIRE OPTIQUE PAR INTERFEROMETRIE A COHERENCE PARTIELLE (500 YEUX).....	1
1. INTRODUCTION.....	6
2. MATERIEL ET METHODES.....	11
3. RESULTATS.....	12
3.1. NOMBRE DE PATIENTS.....	12
3.2. ÂGE ET SEXE DES MALADES.....	12
3.3. PARAMETRES BIOMETRIQUES.....	13
3.3.1. LA LONGUEUR AXIALE.....	13
3.3.2. LA PACHYMETRIE.....	14
3.3.3. LA PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE.....	15
3.3.4. EPAISSEUR DU CRISTALLIN.....	16
3.3.5. ASTIGMATISME ET COURBURES CORNEENNES.....	17
3.4. CORRELATIONS DES PARAMETRES BIOMETRIQUES.....	20
3.4.1. CORRELATION DES PARAMETRES BIOMETRIQUES SELON LE SEXE.....	20
3.4.1.1. PACHYMETRIE SELON LE SEXE.....	20
3.4.1.2. PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE SELON LE SEXE.....	21
3.4.1.3. EPAISSEUR DU CRISTALLIN SELON LE SEXE.....	22
3.4.1.4. LONGUEUR AXIALE SELON LE SEXE.....	23
3.4.1.5. KERATOMETRIE SELON LE SEXE.....	24
3.4.2. CORRELATION DES PARAMETRES BIOMETRIQUES SELON LA PACHYMETRIE.....	25
3.4.2.1. PACHYMETRIE SELON LA PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE.....	25
3.4.2.2. PACHYMETRIE SELON LA LONGUEUR AXIALE.....	26
3.4.2.3. PACHYMETRIE SELON L'EPAISSEUR DU CRISTALLIN.....	27
3.4.3. CORRELATION DES PARAMETRES BIOMETRIQUES SELON LA KERATOMETRIE.....	28

3.4.3.1. KERATOMETRIE SELON LA PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE. ....	28
3.4.3.2. KERATOMETRIE SELON L'ÉPAISSEUR DU CRISTALLIN. ....	29
3.4.3.3. KERATOMETRIE SELON LA LONGUEUR AXIALE. ....	30
3.4.4. CORRELATION DES PARAMETRES BIOMETRIQUES SELON LA PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE. ....	31
3.4.4.1. PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE SELON LA LONGUEUR AXIALE..	31
3.4.4.2. PROFONDEUR DE LA CHAMBRE ANTERIEURE SELON L'ÉPAISSEUR DU CRISTALLIN. ....	32
3.4.5. CORRELATION DES PARAMETRES BIOMETRIQUES SELON L'ÉPAISSEUR DU CRISTALLIN. ....	33
3.4.5.1. ÉPAISSEUR DU CRISTALLIN SELON LA LONGUEUR AXIALE. ....	33
4. DISCUSSION. ....	34
4.1. RAPPEL ANATOMIQUE DU GLOBE OCULAIRE. ....	34
4.2. MOYENS DE MESURE DE LA BIOMETRIE OCULAIRE ET TECHNIQUES D'USAGE. ....	41
4.2.1. MESURE DE LA KERATOMETRIE. ....	41
4.2.1.1. KERATOMETRES MANUELS ET AUTOMATIQUES. ....	41
4.2.1.2. KERATOMETRIE ASSOCIEE AUX SYSTEMES PAR INFRAROUGE. ....	43
4.2.1.3. TOPOGRAPHIE CORNEENNE. ....	44
4.2.2. MESURE DE LA PACHYMETRIE. ....	46
4.2.2.1. PRINCIPES DE LA MESURE DE L'ÉPAISSEUR CORNEENNE. ....	46
4.2.2.2. CARACTERISTIQUES DES DIFFERENTS APPAREILS DE PACHYMETRIE. ....	47
4.2.3. MESURE DE LA LONGUEUR AXIALE. ....	49
4.2.3.1. ÉCHOGRAPHIE EN MODE A. ....	50
4.2.3.2. ÉCHOGRAPHIE EN MODE B. ....	54
4.2.3.3. LES MOYENS OPTIQUES BASES SUR L'INTERFEROMETRIE A COHERENCE PARTIELLE. ....	56

4.3. FORMULES DE CALCUL DES IMPLANTS INTRAOCULAIRE.....	58
4.3.1. SRK ET SRK-II.....	60
4.3.2. SRK-T .....	62
4.3.3. HOFFER Q.....	62
4.3.4. HOLLADAY .....	63
4.3.5. HAIGIS.....	63
4.4. CALCUL DE LA BIOMETRIE OCULAIRE APRES CHIRURGIE REFRACTIVE.....	64
4.4.1. SOLUTIONS FONDEES SUR LES ELEMENTS PREOPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES DE LA PROCEDURE REFRACTIVE. ....	65
4.4.2. METHODES DE CALCUL FONDEES SUR LA DIFFERENCE ENTRE LES REFRACTIONS PREOPERATOIRE ET POSTOPERATOIRE .....	66
4.4.3. METHODE FONDEE SUR LA KERATOMETRIE PREOPERATOIRE.....	68
4.4.4. METHODE DE CALCUL EN ABSENCE DE DONNEES.....	68
4.5. LES SOURCES D'ERREUR DANS LE CALCUL DE LA PUISSANCE D'IMPLANT. ....	71
4.6. QUELLE FORMULE CHOISIR EN PRATIQUE ?.....	72
4.7. PARTICULARITES DES BIOMETRIES. ....	73
4.7.1. LES FORTES AMETROPIES. ....	73
4.7.1.1. MYOPIE.....	73
4.7.1.2. HYPERMETROPIE.....	73
4.7.2. BIOMETRIE OPTIQUE SUR LES YEUX OPERES POUR CHIRURGIE ENDO-OCULAIRE AVEC TAMPONNEMENT INTERNE A L'HUILE DE SILICONE. ....	75
4.7.3. BIOMETRIE ET KERATOCONE. ....	76
4.7.4. BIOMETRIE ET KERATOPLASTIE. ....	80
4.7.5. BIOMETRIE CHEZ L'ENFANT ET LE CHOIX DE LA PUISSANCE D'IMPLANT. ....	81
4.7.5.1. L'AGE D'IMPLANTATION CHEZ L'ENFANT.....	81
4.7.5.2. DEVELOPPEMENT DU GLOBE OCULAIRE. ....	81

4.7.5.3. MYOPIISATION DU GLOBE OCULAIRE AU-COURS DE LA CROISSANCE.....	82
4.7.5.4. OBJECTIF REFRACTIF POST-OPERATOIRE CHEZ LE GRAND ENFANT.....	83
4.7.5.5. OBJECTIF REFRACTIF POST-OPERATOIRE CHEZ LE JEUNE ENFANT.....	83
4.7.5.6. MESURE LA LONGUEUR AXIALE.....	84
4.7.5.7. CALCUL DE LA PUISSANCE D'IMPLANT.....	85
4.7.5.8. ADAPTATION DE LA PUISSANCE D'IMPLANT EN FONCTION DE L'AGE.....	87
4.7.5.8.1. SELON DE LAAGE.....	87
4.7.5.8.2. SELON DAHAN.....	88
4.8. COMPARAISON DE NOS PRINCIPAUX RESULTATS AVEC CEUX RAPPORTES DANS LES PRINCIPALES SERIES INTERNATIONALES.....	89
4.8.1. KERATOMETRIE.....	90
4.8.2. LA LONGUEUR AXIALE.....	92
4.8.3. LA PROFONDEUR DE CHAMBRE ANTERIEURE.....	93
4.8.4. EPAISSEUR DU CRISTALLIN.....	94
4.8.5. PACHYMETRIE.....	95
5. CONCLUSION.....	96

## Liste des figures :

Figure 1 : Biomètre optique type Lenstar LS 900 de chez HAAG-STREIT .....	11
Figure 2 : Kératomètre de type Javal de HAAG STREIT .....	41
Figure 3 : Auto-réfracto-kératomètre automatique type KR-8900 de chez TOPCON.	42
Figure 4 : Topographe cornéen de type Pentacam de chez oculus. ....	45
Figure 5 : Pachymètre-biomètre Ocuscan RxP de chez Alcon. ....	47
Figure 6 : Techniques biométriques utilisées aux états unis. (Ultrasonore par immersion et l'aplanation). ....	49
Figure 7 : Exemple de biométrie mode ultrasonore A par un appareil Ocuscan RxP de chez Alcon. Nous identifions les pics des différentes interfaces avec des montées très abruptes témoignant d'une bonne perpendicularité du faisceau ultrasonore par rapport aux interfaces du cristallin et de la rétine. ....	50
Figure 8 : Exemple de biométrie en mode B réalisée en pseudo-immersion par interposition d'un gel de contact entre la sonde et la cornée du patient.....	54
Figure 9 : La biométrie en mode B permet de rendre fiables les mesures de longueur axiale, notamment en cas de staphylome myopique, avec l'avantage de réaliser un bilan des relations vitréo-rétiniennes. L'autre avantage est d'obtenir des mesures même en cas de perte de transparence des milieux.....	55
Figure 10 : Représentation schématique de certains des paramètres utilisés pour estimer l'ELP. ....	59
Figure 11 : Sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant en fonction de la technique de biométrie utilisée, biométrie ultrasonore versus biométrie par rayonnement infrarouge. ....	71

## Liste des tableaux :

Tableau 1 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon le sexe .....	20
Tableau 2 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon le sexe.....	21
Tableau 3 : analyse statistique Epi-info™7 de l'épaisseur cristallinienne selon le sexe .....	22
Tableau 4 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la longueur axiale selon le sexe.....	23
Tableau 5 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la kératométrie selon le sexe .....	24
Tableau 6 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon la profondeur de la chambre antérieure .....	25
Tableau 7 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon la longueur axiale .....	26
Tableau 8 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la pachymétrie selon l'épaisseur du cristallin.....	27
Tableau 9 : analyse statistique Epi-info™7 de la kératométrie selon la profondeur de la chambre antérieure .....	28
Tableau 10 : analyse statistique Epi-info™7 de la kératométrie selon l'épaisseur du cristallin .....	29
Tableau 11 : analyse statistique Epi-info™7 de la Kératométrie selon la longueur axiale .....	30
Tableau 12 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale.....	31
Tableau 13 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon l'épaisseur du cristallin.....	32

Tableau 14 : analyse statistique Epi-info™7 de l'épaisseur cristallinienne selon la longueur axiale.....	33
Tableau 15 : Choix de la formule de calcul d'implant la plus adaptée en fonction de la longueur axiale du globe oculaire. ....	72
Tableau 16 : Comparaison des principales études prospectives analysant la biométrie des yeux atteints de kératocône.....	77
Tableau 17 : Correction de la puissance biométrique de l'implant mesuré en fonction de l'âge selon de PATRICCE DE LAAGE DE MEUX (80).....	87
Tableau 18 : Correction de la puissance biométrique de l'implant mesuré en fonction de l'âge et de la longueur axiale DAHAN (81).....	88
Tableau 19 : comparaison de la kératométrie cornéenne dans différentes études internationales et notre série. ....	90
Tableau 20 : comparaison de la longueur axiale du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série. ....	92
Tableau 21 : comparaison de la profondeur de chambre antérieure du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.....	93
Tableau 22 : comparaison de l'épaisseur cristallinienne du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.....	94
Tableau 23 : comparaison de la PCC différentes études internationales et notre série.	95

## 1. Introduction.

Il est communément admis que la chirurgie de la cataracte est de plus en plus précise et tend à devenir une véritable chirurgie à visée réfractive. L'époque où les verres correcteurs étaient systématiquement prescrits en post-opératoire est désormais révolue, les patients souhaitant une réfraction postopératoire conforme à leurs attentes.

Chaque année 11 millions de cas de chirurgie de cataracte avec mise en place d'implant sont effectuées à travers le monde, c'est la procédure chirurgicale la plus sûre et la plus réussie de la médecine moderne.

Le succès et la sécurité de cette procédure sont liés directement aux progrès continus des techniques chirurgicales de la cataracte et des méthodes de mesure de la biométrie oculaire.

L'introduction des nouvelles lentilles intraoculaires toriques, multifocales, asphériques et les lentilles phaqes accommodatives justifie une précision accrue de calcul de la biométrie oculaire. Ces nouvelles lentilles permettent aux patients d'attendre des performances visuelles très satisfaisantes.

Les techniques de mesure, les formules de calcul et les caractéristiques des implants sont des facteurs essentiels qui influencent le résultat de la réfraction post-opératoire.

Une erreur de 0,1 mm sur la mesure de la longueur axiale traduit 0,25 à 0,28 dioptrie d'erreur de réfraction. Une erreur de réfraction de plus de 2 dioptries peut engendre une deuxième chirurgie.

Cette précision repose, essentiellement, sur les données biométriques préopératoires (longueur axiale oculaire, profondeur de la chambre antérieure, épaisseur du cristallin et kératométrie).

La biométrie oculaire optique de faible cohérence réflectométrique est une nouvelle méthode de mesure de la biométrie oculaire. C'est une technique non contact, rapide, d'une grande précision, offrant des résultats réfractifs meilleurs et réduisant les risques infectieux. Elle ne peut être effectuée en cas de malade non coopérant, de kératopathie, de cataracte mure, de nystagmus, d'hémorragie de vitré ou de décollement de rétine.

L'objectif de notre travail est de :

- Définir les caractéristiques de la biométrie oculaire de nos patients candidats à une chirurgie de cataracte grâce aux mesures effectuées par interférométrie et de les comparer par rapport aux séries décrites dans la littérature.
- Rappeler les différentes techniques de mesure de la biométrie oculaire et clarifier les formules de calcul des implants intraoculaire et leurs indications.
- Corréler les différents paramètres biométriques de l'œil en fonction du sexe, de la pachymétrie, de la profondeur de la chambre antérieure, de l'épaisseur du cristallin et de la longueur axiale.
- Comparé les mesures de la biométrie ultrasonore à la biométrie optique.

## **2. Matériel et méthodes.**

Il s'agit d'une étude rétrospective étalée sur une période de 15 mois de janvier 2012 à Avril 2013. Nous avons inclus la biométrie de tous les yeux des malades candidats à une chirurgie de cataracte et ayant bénéficié d'une biométrie optique à faible cohérence réflectométrique non contact. L'appareil utilisé est le Lenstar LS 900 de chez HAAG-STREIT (figure 1).

Les paramètres étudiés sont :

- L'âge et le sexe.
- La kératométrie et son axe, la pachymétrie.
- La longueur axiale la profondeur de la chambre antérieure et la taille du cristallin.

Les résultats sont recueillis sur un tableau Excel 2010, l'analyse statistique est effectuée par le micro logiciel Epi-info™7.



**Figure 1 : Biomètre optique type Lenstar LS 900 de chez HAAG-STREIT (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès)**

### 3. Résultats.

#### 3.1. Nombre de patients.

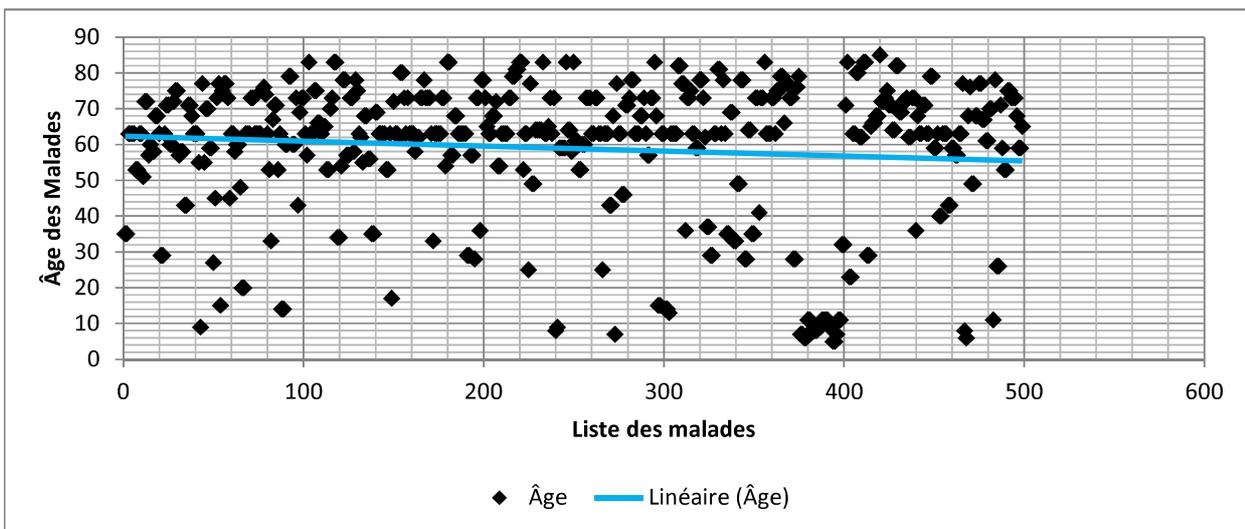
Nous avons étudié 500 yeux de 500 malades.

Ces malades ont été recensés sur une période de 15 mois, ce qui représente un bon échantillonnage de notre population d'étude. Nous avons recueilli les mesures d'un seul œil pour chaque malade. L'œil choisi est celui où les valeurs mesurées sont les plus authentiques avec le minimum d'écart-type validé par l'appareil.

Ceci nous a permis aussi d'éviter les répétitions des valeurs et une meilleure étude statistique vu que les mesures sont souvent voisines entre les deux yeux.

#### 3.2. Âge et sexe des malades.

Graphique 1 : âge des 500 malades



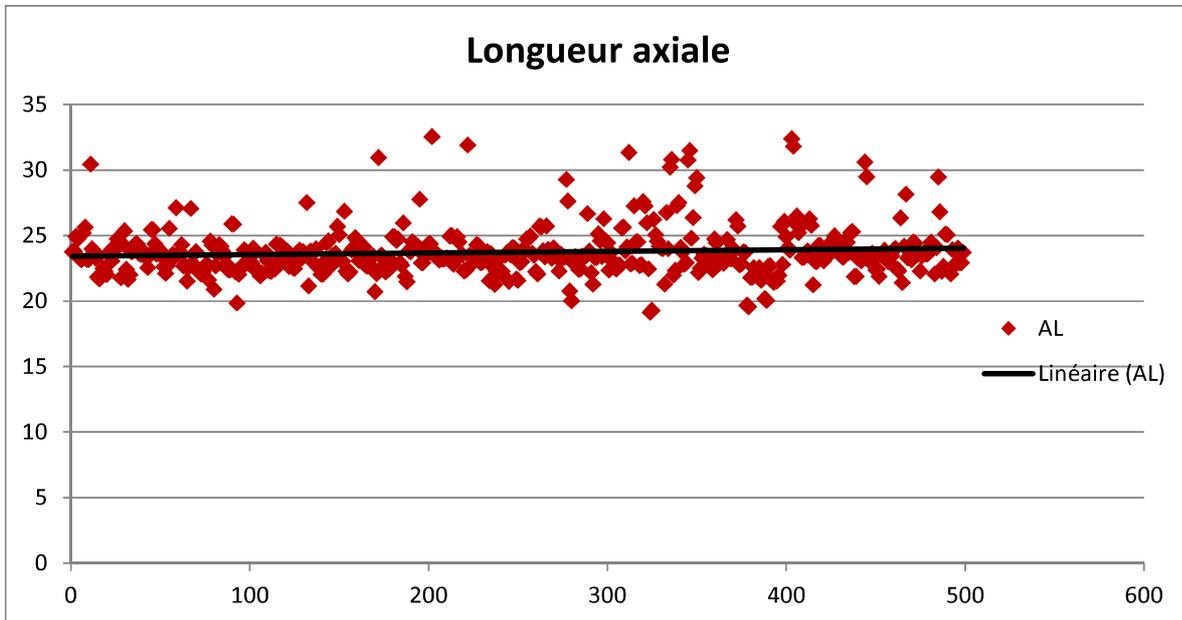
Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,000	29439,0000	58,8780	374,4520	19,3508	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
5,0000	56,5000	63,0000	73,0000	85,0000	63,0000

Chez les 500 patients étudiés l'âge moyen est de 58,87 +/- 19,35. L'âge médian de nos malades est de 63,5 (5 à 85 ans). Les 500 patients recueillis sont subdivisés en 278 femmes et 222 hommes avec un sex-ratio de 0,80.

### 3.3. Paramètres biométriques.

#### 3.3.1. La longueur axiale.

Graphique 2 : longueur axiale des globes oculaires de 500 yeux

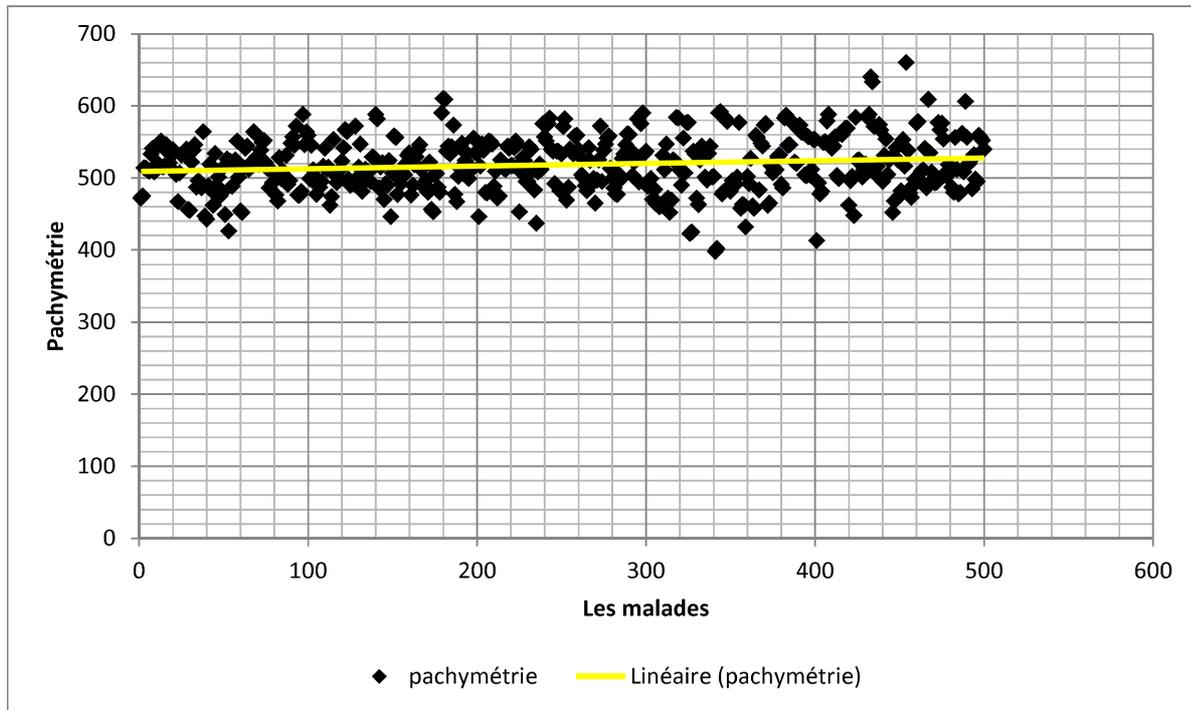


Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,000	11862,6000	23,7252	3,4947	1,8694	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
19,1400	22,6950	23,4550	24,2200	32,5500	23,6300

La longueur axiale moyenne des 500 yeux étudiés est de 23,72 +/- 1,87mm avec une médiane de 23,45mm (19,14–32,55). Nous remarquons sur le graphique que juste 12 yeux ont une longueur axiale supérieure à 30 mm mais toujours inférieure à 32 mm ce qui représente la limite supérieure de la machine.

### 3.3.2. La pachymétrie.

Graphique 3 : pachymétrie cornéenne des 500 yeux

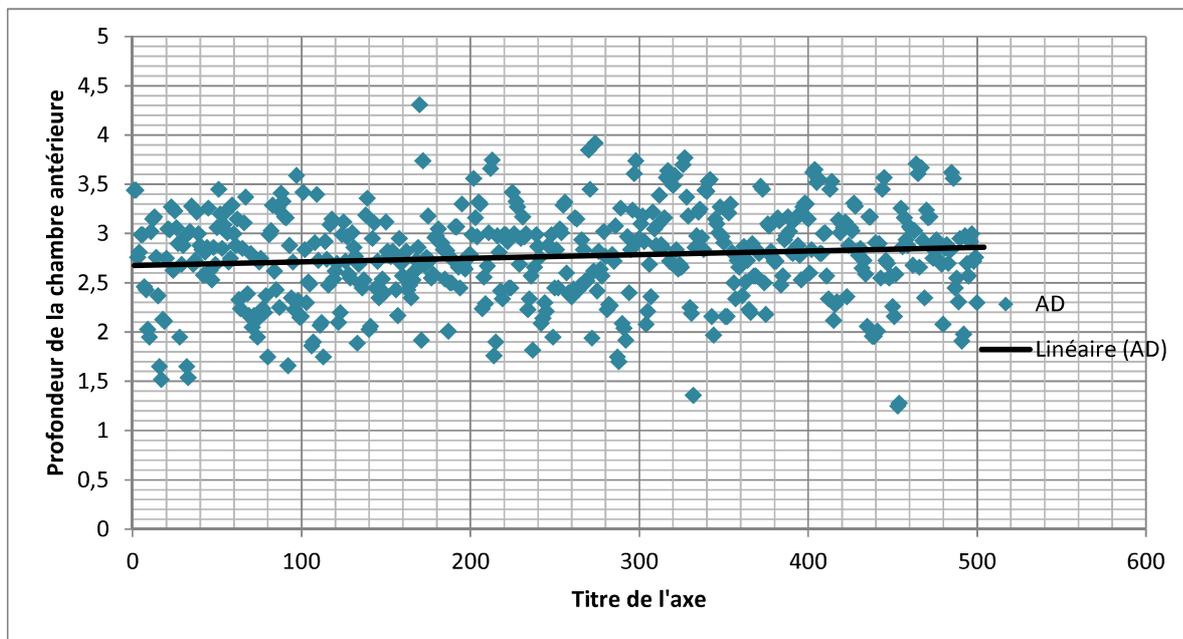


Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,0000	259179,0000	518,3580	1454,8555	38,1426	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
398,0000	492,5000	516,5000	544,0000	660,0000	511,0000

La pachymétrie moyenne sur les 500 yeux est de  $518,36 \pm 38,14\mu\text{m}$  avec une médiane de  $516,5\mu\text{m}$  (398 à 660).

### 3.3.3. La profondeur de la chambre antérieure

Graphique 4 : Profondeur de la chambre antérieure des globes oculaires des 500 yeux

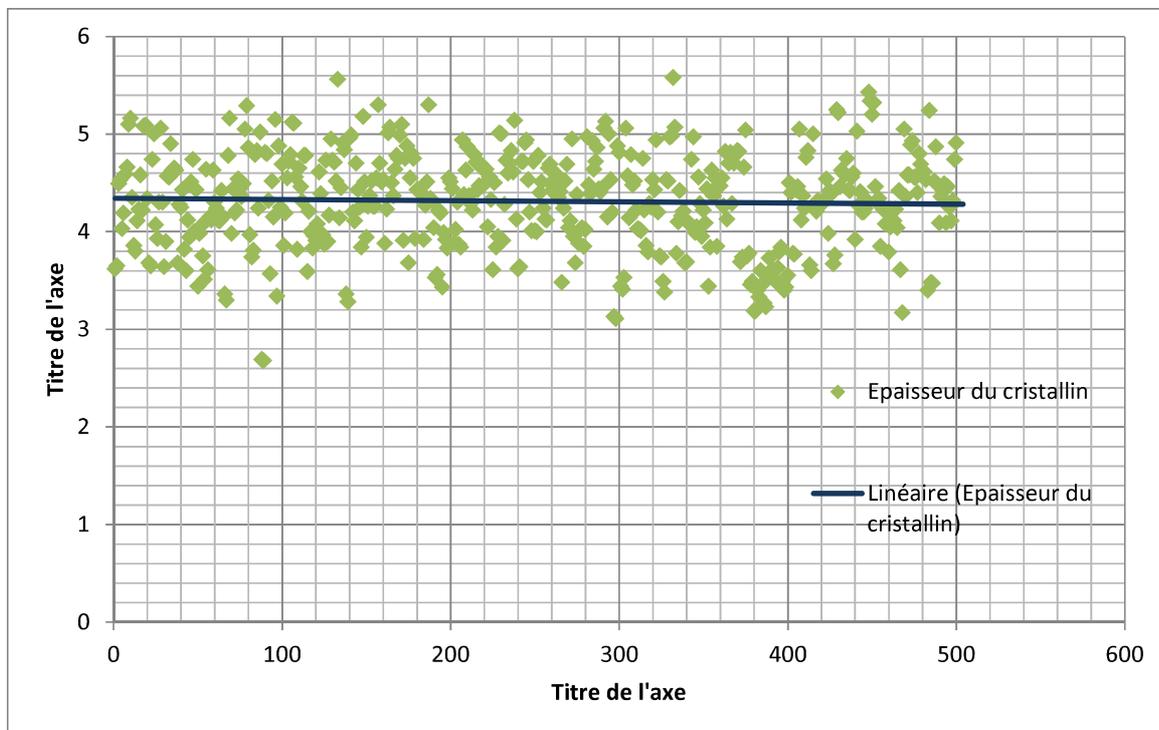


Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,000	1384,1700	2,7683	0,2183	0,4672	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
1,2500	2,4700	2,8150	3,0600	4,3100	2,8800

La profondeur moyenne de la chambre antérieure sur les 500 yeux est de 2,77 +/- 0,47 mm avec une médiane de 2,81 mm (1,25 à 4,31).

### 3.3.4. Épaisseur du cristallin

Graphique 5 : épaisseur cristallinienne dans le globe oculaires dans les 500 yeux

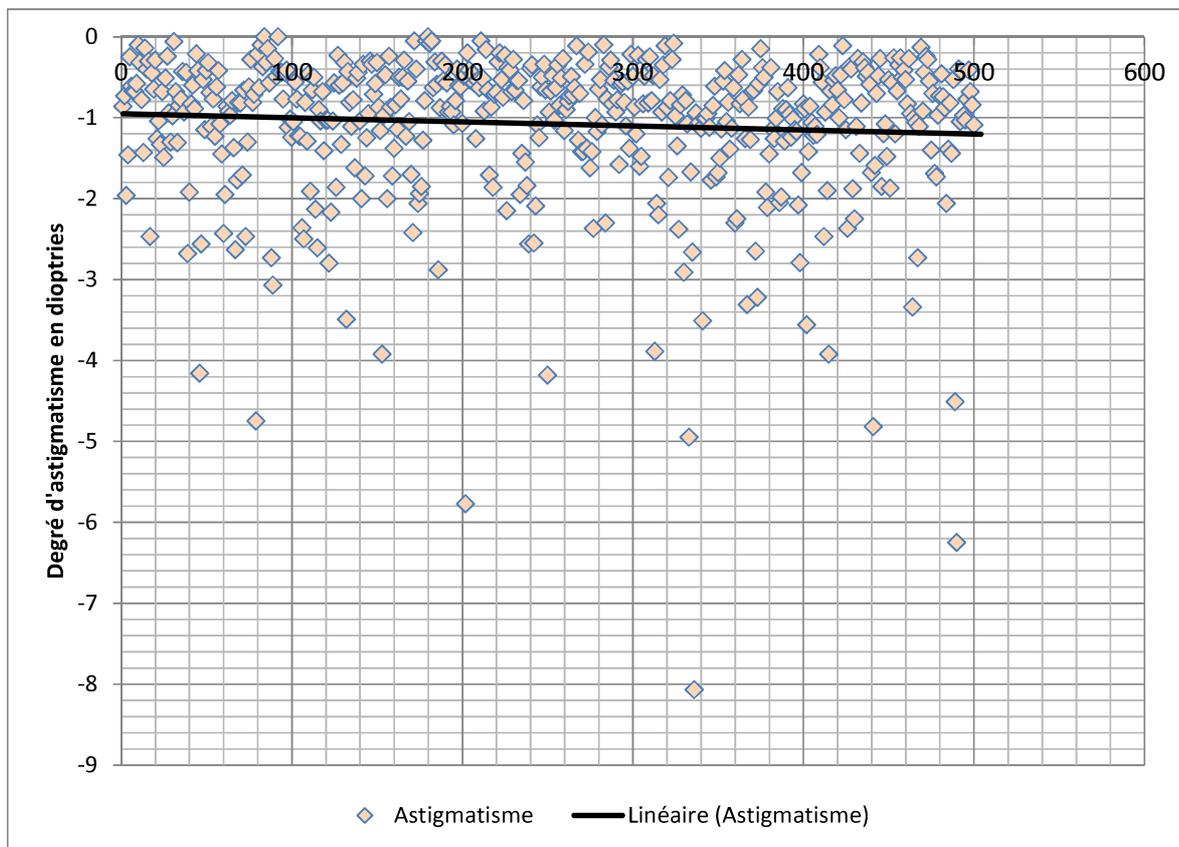


Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,0000	2155,6600	4,3113	0,2439	0,4938	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
2,6800	3,9800	4,3550	4,6400	5,5800	4,2200

L'épaisseur moyenne du cristallin est de 4,31 +/- 0,49 mm avec une médiane de 4,35mm (2,68 à 5,58).

### 3.3.5. Astigmatisme et courbures cornéennes.

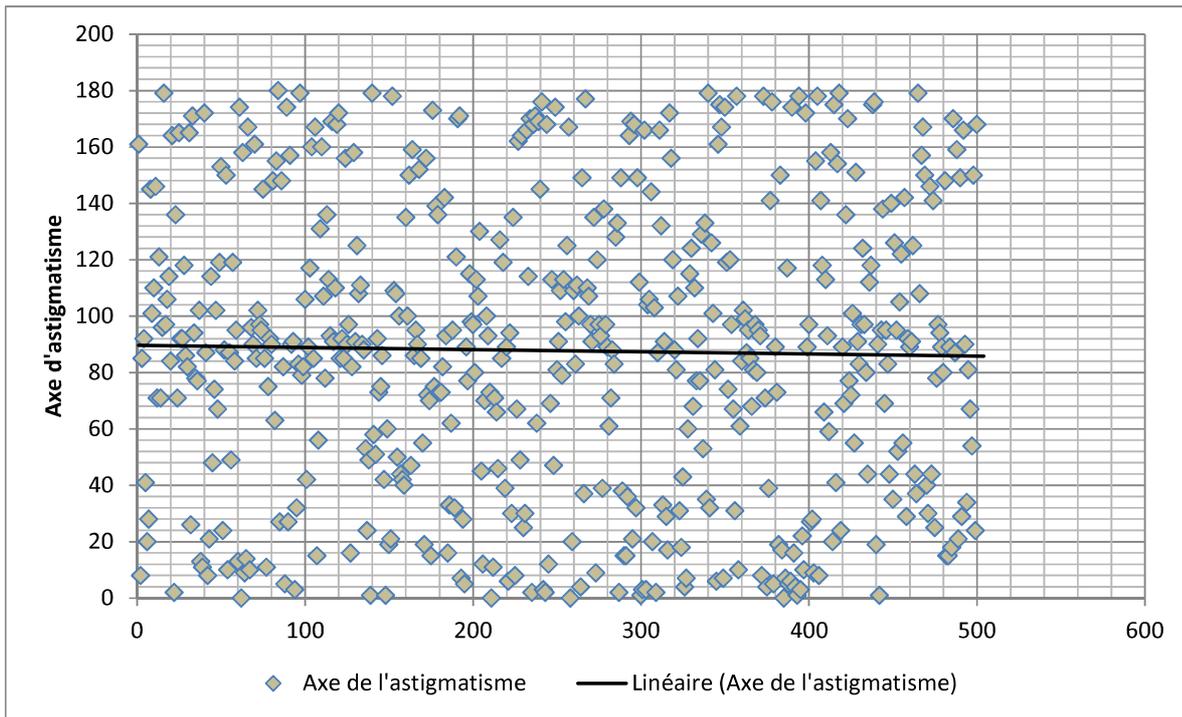
Graphique 6 : astigmatisme cornéen des 500 yeux.



Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,0000	-537,8800	-1,0758	0,8577	0,9261	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
-8,0700	-1,2950	-0,8300	-0,4950	0,0000	-0,7700

L'astigmatisme cornéen moyen est de  $-1,07 \pm 0,92$  mm avec une médiane de  $-0,83$ mm ( $-8,07$  à  $0,00$ ).

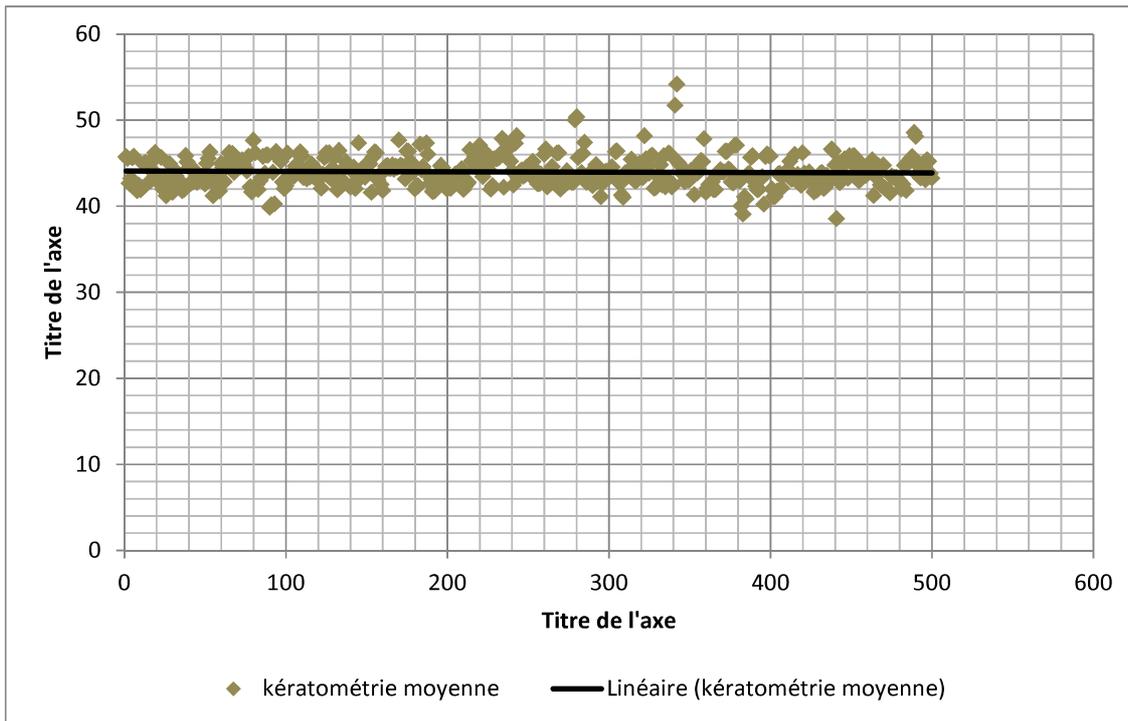
Graphique 7 : axe de l'astigmatisme cornéen des 500 yeux



Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,0000	43879,0000	87,7580	2732,9774	52,2779	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
0,0000	43,0000	89,0000	125,5000	180,0000	97,0000

L'axe moyen d'astigmatisme est de  $87,76^\circ \pm 52,27$  avec une médiane de  $89^\circ$  ( $0^\circ$  à  $180^\circ$ )

Graphique 8 : kératométrie cornéenne moyenne des 500 yeux



Obs	Total	Mean	Variance	Std Dev	
500,000	21991,6480	43,9833	2,9948	1,7306	
Minimum	25%	Median	75%	Maximum	Mode
38,5600	42,7800	43,8025	45,0750	54,1650	42,8500

La kératométrie moyenne est de 43,98 +/- 1,73 avec une médiane de 43,8 (38,56 à 54,16)

### 3.4. Corrélations des paramètres biométriques.

#### 3.4.1. Corrélation des paramètres biométriques selon le sexe.

##### 3.4.1.1. Pachymétrie selon le sexe.

CCT * Sexe	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	25%	Median	75%	Max	Mode
F	278	143844	517,4245	1337,1910	36,5676	398,0000	494,0000	514,5000	542,0000	610,0000	508,0000
M	222	115348	519,5856	1609,1488	40,1142	413,0000	490,0000	517,0000	546,0000	660,0000	537,0000

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	576,4845	1	576,4845	0,3954
Within	726 023,7875	498	1 457,8791	
Total	726 600,2720	499		

<b>P-Value</b>	0,5297
----------------	--------

Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	2,1140
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,1460

**Tableau 1 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon le sexe**

Nous avons séparé les 500 malades en 2 groupes selon leur sexe et nous avons retrouvé sur l'analyse statistique que la pachymétrie moyenne chez les 278 patientes femmes est de 517,42 et qu'elle est de 519,58 chez les 222 patients de sexe masculin.

Ainsi, la comparaison de la pachymétrie selon le sexe n'objective pas de différence statistiquement significative avec un  $p=0,15$  selon le Bartlett test utilisé à cause de la variance élevée.

### 3.4.1.2. Profondeur de la chambre antérieure selon le sexe.

AD * Sexe	Obs	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max	Mode
F	278	2,7296	0,2520	0,5020	1,3600	2,7350	4,3100	2,7300
M	222	2,8195	0,1673	0,4090	1,2500	2,8600	3,9200	2,8600

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	0,9986	1	0,9986	4,6576
Within	106,7700	498	0,2144	
Total	107,7686	499		

<b>P-Value</b>	0,0314
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	10,0744
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0015

**Tableau 2 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon le sexe**

L'analyse de ces tableaux montre que la comparaison de la profondeur de la chambre antérieure selon le sexe est plus étroite chez la femme 2,73 mm que chez l'homme 2,82 mm avec un  $p=0,0015$  selon le test de Bartlett.

### 3.4.1.3. Epaisseur du cristallin selon le sexe.

LT * Sexe	Obs	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max	Mode
F	278	4,2756	0,2542	0,5042	2,6800	4,3150	5,5800	4,4300
M	222	4,3561	0,2285	0,4780	3,1100	4,4000	5,4300	4,6300

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	0,8000	1	0,8000	3,2952
Within	120,8993	498	0,2428	
Total	121,6993	499		

<b>P-Value</b>	0,0701
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	0,6931
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,4051

**Tableau 3 : analyse statistique Epi-info™7 de l'épaisseur cristallinienne selon le sexe**

Avec une chambre antérieure légèrement plus étroite chez les femmes que les hommes, ils partagent une épaisseur cristallinienne proche (4,27 mm chez la femme et 4,35 mm chez les hommes) sans différence statistiquement significative.

### 3.4.1.4. Longueur axiale selon le sexe

AL * Sexe	Obs	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max	Mode
F	278	23,6704	4,4677	2,1137	19,5600	23,1750	32,5500	22,9400
M	222	23,7937	2,2828	1,5109	19,1400	23,5850	32,3900	22,9300

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	1,8765	1	1,8765	0,5364
Within	1 742,0564	498	3,4981	
Total	1 743,9329	499		

<b>P-Value</b>	0,4643
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	26,5038
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0000

**Tableau 4 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la longueur axiale selon le sexe**

Il existe une différence statistique très significative de la longueur axiale selon le sexe selon le test de Bartlett qui prend en considération la différence de variance des populations.

Nous constatons que la longueur axiale moyenne chez les femmes 23,67 mm est sensiblement plus réduite que celle chez les hommes 23,79 mm avec un  $p < 0,01$ .

### 3.4.1.5. Kératométrie selon le sexe.

kératométrie moyenne * Sexe	Obs	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max	Mode
F	278	44,0984	3,3279	1,8243	38,5600	43,8325	54,1650	42,5450
M	222	43,8391	2,5533	1,5979	39,1000	43,7025	48,5650	42,5600

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	8,3021	1	8,3021	2,7821
Within	1 486,1055	498	2,9841	
Total	1 494,4076	499		

<b>P-Value</b>	0,0960
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	4,2514
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0392

**Tableau 5 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la kératométrie selon le sexe**

La kératométrie selon le sexe des malades montre une différence statistique légèrement significative avec un  $p=0,039$ . Nous avons choisi dans cette série le test de Bartlett afin d'éliminer les erreurs dues à la différence de variance de la population.

Kératométrie moyenne chez les 278 femmes est de 44,1 dioptries est sensiblement plus élevée que chez les 222 hommes 43,84 dioptries.

### 3.4.2. Corrélation des paramètres biométriques selon la pachymétrie.

#### 3.4.2.1. Pachymétrie selon la profondeur de la chambre antérieure.

CCT * AD281	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	251	130215,93	518,7886	2446,9030	49,4662	4,9300	519,0000	640,0000
1	248	127814	515,3790	1450,3659	38,0837	398,0000	512,0000	610,0000

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	1 450,1562	1	1 450,1562	0,7430
Within	969 966,1151	497	1 951,6421	
Total	971 416,2712	498		

<b>P-Value</b>	0,3891
----------------	--------

Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	16,7515
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0000

**Tableau 6 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon la profondeur de la chambre antérieure**

Nous avons séparés les 500 yeux en 2 groupes de malades selon une profondeur de chambre antérieure de 2,81 mm (moyenne de profondeur de chambre antérieure dans notre série).

251 yeux ont une profondeur de la chambre antérieure inférieure à 2,81 mm et 248 yeux ont une profondeur supérieure à 2,81 mm. Le résultat est que la pachymétrie moyenne dans le premier groupe est de 518,79 µm et elle est de 515,38 µm dans le deuxième groupe avec une différence statistiquement significative  $p < 0,01$ .

### 3.4.2.2. Pachymétrie selon la longueur axiale.

CCT * AL2345	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	249	129432	519,8072	1297,5675	36,0218	426,0000	519,0000	592,0000
1	251	129816	517,1952	1644,2457	40,5493	398,0000	514,0000	660,0000

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	852,8107	1	852,8107	0,5795
Within	732 858,1813	498	1 471,6028	
Total	733 710,9920	499		

<b>P-Value</b>	0,4469
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	3,4741
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0623

**Tableau 7 : analyse statistique Epi-info™7 de la pachymétrie selon la longueur axiale**

Pour une longueur axiale moyenne de 23,45 mm des yeux de nos malades, 249 yeux avec une longueur axiale inférieure à 23,45 mm ont une pachymétrie de 519,81 µm et 251 avec une longueur axiale supérieure à 23,45 mm ont une pachymétrie de 517,19 µm.

Comme résultat nous n'avons pas de différence statistiquement significative de la pachymétrie selon la longueur axiale avec un  $p = 0,06$ .

### 3.4.2.3. Pachymétrie selon l'épaisseur du cristallin.

CCT * LT435	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	249	128931	517,7952	1508,2280	38,8359	398,0000	516,0000	660,0000
1	251	130263	518,9761	1414,3354	37,6077	413,0000	514,0000	640,0000

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	174,3172	1	174,3172	0,1193
Within	727 624,4108	498	1 461,0932	
Total	727 798,7280	499		

<b>P-Value</b>	0,7299
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	0,2566
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,6124

**Tableau 8 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la pachymétrie selon l'épaisseur du cristallin**

Selon la même méthodologie, pour une épaisseur cristallinienne moyenne de 2,35 mm, les 249 yeux avec une épaisseur cristallinienne inférieure à 4,35 mm ont une pachymétrie moyenne de 517,79µm et les 251 yeux avec une épaisseur cristallinienne supérieure à 4,35 mm ont une pachymétrie de 518,98.

La comparaison des deux groupe ne montre pas de différence statistiquement significative avec un p=0,61.

### 3.4.3. Corrélation des paramètres biométriques selon la kératométrie.

#### 3.4.3.1. Kératométrie selon la profondeur de la chambre antérieure.

Kmoyenne * AD281	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	252	11107,343	44,0768	2,5616	1,6005	38,5600	43,9375	50,3900
1	248	10881,105	43,8754	3,4385	1,8543	39,1000	43,6225	54,1650

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	5,0666	1	5,0666	1,6908
Within	1 492,2647	498	2,9965	
Total	1 497,3313	499		

<b>P-Value</b>	0,1941
----------------	--------

Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	5,3685
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,0205

**Tableau 9 : analyse statistique Epi-info™7 de la kératométrie selon la profondeur de la chambre antérieure**

La kératométrie moyenne est de valeur qui change de façon peu statistiquement significative selon la profondeur de la chambre antérieure. Ce résultat est déduit de la comparaison de 252 yeux avec une profondeur de chambre antérieure inférieure à 2,81 mm avec 248 yeux de profondeur de chambre antérieure supérieure à 2,81 mm. Le  $p=0,02$ .

### 3.4.3.2. Kératométrie selon l'épaisseur du cristallin.

Kmoyenne * LT435	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	247	10869,433	44,0058	3,1216	1,7668	39,1000	43,8100	54,1650
1	253	11119,015	43,9487	2,8929	1,7009	38,5600	43,8000	48,5650

#### ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	0,4079	1	0,4079	0,1357
Within	1 496,9235	498	3,0059	
Total	1 497,3313	499		

<b>P-Value</b>	0,7128
----------------	--------

#### Bartlett's Test for Inequality of Population Variances

<b>Chi Square</b>	0,3596
<b>Degrees of freedom</b>	1
<b>P-Value</b>	0,5487

Tableau 10 : analyse statistique Epi-infoTM7 de la kératométrie selon l'épaisseur du cristallin

Aucun lien statistique n'est existant entre l'épaisseur de cristallin et la kératométrie moyenne selon les résultats d'analyse de ce tableau avec  $p=0,55$ .

### 3.4.3.3. Kératométrie selon la longueur axiale.

Kmoyenne * AL2345	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	249	11080,458	44,4998	2,6643	1,6323	38,5600	44,5400	50,3900
1	251	10907,99	43,4581	2,8037	1,6744	39,8450	43,1700	54,1650

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	135,6412	1	135,6412	49,6070
Within	1 361,6901	498	2,7343	
Total	1 497,3313	499		

<b>P-Value</b>	0,0000
----------------	--------

**Tableau 11 : analyse statistique Epi-info™7 de la Kératométrie selon la longueur axiale**

Les yeux avec une plus grande longueur axiale ont une kératométrie moyenne moins élevée. Pour obtenir ce résultat nous avons séparé les 500 yeux selon que la longueur axiale est inférieure à 23,45 mm (1<sup>e</sup> groupe) ou supérieure à celle-ci (2<sup>e</sup> groupe).

Il existe une valeur d'environ 1 dioptrie de kératométrie entre les deux groupes. C'est effectivement une différence statistiquement significative avec un  $p < 0,001$

### 3.4.4. Corrélation des paramètres biométriques selon la profondeur de la chambre antérieure.

#### 3.4.4.1. Profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale.

AD281 * AL2345	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	249	644,83	2,5897	0,2013	0,4487	1,3600	2,6600	4,3100
1	251	739,87	2,9477	0,1710	0,4135	1,2500	2,9500	3,9200

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	16,0212	1	16,0212	86,0963
Within	92,6700	498	0,1861	
Total	108,6912	499		

P-Value	0,0000
---------	--------

**Tableau 12 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale**

La différence statistique est aussi présente dans Profondeur de la chambre antérieure selon la longueur axiale.  $p < 0,001$

249 yeux avec une longueur axiale inférieure à 23,45 mm ont une profondeur moyenne de chambre antérieure de 2,59 mm. 251 yeux avec une longueur axiale supérieure à 23,45 mm ont une profondeur moyenne de chambre antérieure de 2,95 mm

3.4.4.2. Profondeur de la chambre antérieure selon l'épaisseur du cristallin.

AD281 * LT435	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	248	737,39	2,9733	0,1583	0,3979	1,2500	2,9750	3,8500
1	252	647,31	2,5687	0,1957	0,4423	1,3600	2,5700	4,3100

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	20,4670	1	20,4670	115,5305
Within	88,2242	498	0,1772	
Total	108,6912	499		

P-Value	0,0000
---------	--------

**Tableau 13 : analyse statistique Epi-info™7 de la profondeur de la chambre antérieure selon l'épaisseur du cristallin**

La profondeur de chambre antérieure est plus réduite en présence d'un cristallin plus volumineux confirmée statistiquement avec  $p < 0,001$ .

248 yeux avec une épaisseur cristallinienne inférieure à 4,35 mm ont une profondeur moyenne de chambre antérieure de 2,97 mm.

252 yeux avec une épaisseur cristallinienne supérieure à 4,35 mm ont une profondeur moyenne de chambre antérieure de 2,57 mm.

### 3.4.5. Corrélation des paramètres biométriques selon l'épaisseur du cristallin.

#### 3.4.5.1. Epaisseur du cristallin selon la longueur axiale.

LT435 * AL2345	Obs	Total	Mean	Var	Std Dev	Min	Median	Max
0	249	1075,99	4,3212	0,2862	0,5349	2,6800	4,3600	5,5800
1	251	1082,33	4,3121	0,2030	0,4506	3,1100	4,3500	5,4300

ANOVA, a Parametric Test for Inequality of Population Means

(For normally distributed data only)

Variation	SS	dF	MS	F-Statistic
Between	0,0105	1	0,0105	0,0430
Within	121,7260	498	0,2444	
Total	121,7366	499		

<b>P-Value</b>	0,8357
----------------	--------

**Tableau 14 : analyse statistique Epi-info™7 de l'épaisseur cristallinienne selon la longueur axiale**

Pas de relation entre l'épaisseur de cristallin et la longueur axiale.

Avec une épaisseur cristallinienne moyenne de 4,3 mm dans les deux groupes avec une longueur axiale inférieure ou supérieure à 23,45 mm.

## 4. Discussion.

### 4.1. Rappel anatomique du globe oculaire.

Pour un œil normal ou emmétrope, les différents plans de mesure sont : sagittal = 24 mm; transversal = 23,5 mm; vertical = 23 mm;

Le poids moyen du globe oculaire est de 7 grammes avec un volume de 6,5 cm<sup>3</sup>.

Situation dans l'orbite : Le pôle antérieur de l'œil est tangent à une ligne droite qui unit les rebords orbitaires supérieur et inférieur. Le globe n'est pas directement en contact avec l'orbite, il est distant de l'orbite de 6 mm en dehors et 11 mm en dedans.

Constitution : le globe est formé de trois tuniques :

- La sclérotique (périphérique) résistante contenant en avant la cornée.
- L'uvée (intermédiaire) est la tunique vasculaire nourricière de l'œil. Elle est formée en arrière par la choroïde qui se prolonge en avant par l'iris et le corps ciliaire.
- La rétine (tunique profonde) est une tunique sensorielle. Elle est formée d'un ensemble de fibres qui se rassemblent pour former le nerf optique.

Et de milieux transparents : l'humeur aqueuse contenue dans les chambres antérieure et postérieure, de part et d'autre de l'iris, le cristallin et le vitré, en arrière, volumineux.

Le globe oculaire est subdivisé en un segment antérieur en avant du cristallin contenant :

- La chambre antérieure : cornée, humeur aqueuse, iris, angle irido-cornéen.
- La chambre postérieure : contenant le cristallin l'humeur aqueuse et le corps ciliaire.

Et un segment postérieur, en arrière du cristallin, formé de la sclérotique, la choroïde, le vitré et la rétine.

## La cornée

C'est une portion de sphère transparente, enchâssée dans une ouverture antérieure de la sclérotique. C'est le premier dioptré du système optique oculaire. L'obtention d'une image nette sur la rétine nécessite la transparence absolue, un pouvoir réfractif approprié de la cornée (environ 42 dioptries) et une surface absolument lisse.

- Dimensions : elle est de forme légèrement elliptique à grand axe horizontal :
  - o Diamètres : horizontal = 11 à 12,5 mm ; vertical = 10 à 11,5 mm.
  - o Son rayon de courbure central au niveau de la face antérieure est de 7,8 mm en moyenne au niveau du plus petit rayon et de 7,7 mm dans le sens vertical.
  - o L'épaisseur augmente du centre (0,5mm) vers la périphérie (0,8mm).
- Rapports :
  - o Face antérieure : par l'intermédiaire du film lacrymal, elle est en rapport avec la conjonctive palpébrale et les paupières lors du clignement et de l'occlusion, ou avec l'air ambiant.
  - o Face postérieure : elle est concave et circulaire et forme la limite antérieure de la chambre antérieure où elle est directement en contact avec l'humeur aqueuse et par son intermédiaire avec l'iris, l'aire pupillaire, le cristallin et l'angle irido-cornéen (AIC). Au niveau de sa circonférence, la face postérieure forme le toit de l'AIC.
  - o Périphérie de la cornée : elle est en rapport avec la conjonctive, l'épiscière et la sclère, et les voies de drainage de l'humeur aqueuse (AIC), l'iris et le corps ciliaire.
- Anatomie microscopique, 5 couches forment la cornée :
  - o L'épithélium : Il est directement en contact avec le film lacrymal. Il représente 10% de l'épaisseur de la cornée et est formé de plusieurs couches cellulaires.
  - o La membrane de Bowman : acellulaire, elle est formée de fibres de collagène.

- Le stroma : il représente les 9/10 de la cornée. Il est constitué de fibrocytes spécialisés, de fibres de collagène parallèles et de substance fondamentale.
- La membrane de Descemet : elle est amorphe et acellulaire.
- L'endothélium : il est constitué d'une couche de cellules plates et hexagonales. Elles sont directement en contact avec l'humeur aqueuse.

La cornée, très sensible, est richement innervée à partir des nerfs ciliaires provenant du rameau nasal de la division ophtalmique de la 5<sup>e</sup> paire crânienne. Avasculaire, elle se nourrit de l'oxygène de l'air et des nutriments de l'humeur aqueuse filtrés par l'endothélium.

### **L'angle irido-cornéen**

Il naît de la jonction cornéo-sclérale en avant et irido-ciliaire en arrière. C'est le lieu de résorption de l'humeur aqueuse. L'anneau de Schwalbe correspond à une condensation de la membrane de Descemet (apparaît translucide ± pigmentée). La sclère au niveau de l'angle va se creuser d'une gouttière avec au niveau de la partie antérieure: le septum scléral et au niveau de la partie postérieure l'éperon scléral (apparaissant blanc nacré à la gonioscopie). Dans la gouttière sclérale se loge le canal de Schlemm (voie excrétrice de l'humeur aqueuse). Il est recouvert du trabéculum. La paroi postéro-interne est constituée par l'insertion de la racine de l'iris sur le corps ciliaire. Cette insertion laisse dégager une partie du muscle ciliaire: la bande ciliaire, seul point d'attache de l'uvée à la sclère.

### **L'iris**

C'est la partie la plus antérieure de l'uvée faisant suite au corps ciliaire. C'est une membrane en forme de disque, perforée en son centre d'un orifice circulaire appelé la pupille qui se comporte comme un diaphragme d'ouverture variable et qui se règle selon l'intensité lumineuse et l'accommodation. Le diamètre de l'iris est de 12 à 13 mm et son épaisseur varie de 0,6mm dans sa partie médiane à 0,1 mm à la

pupille et en périphérie. Sa coloration varie selon l'épaisseur de l'épithélium pigmenté et de l'intensité de la pigmentation stromale.

L'iris présente une face antérieure divisée en zone pupillaire interne et ciliaire externe séparées par la collerette irienne. Cette face est en rapport, par l'intermédiaire de l'humeur aqueuse, avec l'endothélium et la membrane de Descemet de la cornée.

La face postérieure de couleur brune, uniforme, avec 3 sortes de plis (plis de contraction de Schwalbe, plis structuraux radiaires et plis circulaires). Cette face est en rapport avec la chambre postérieure remplie d'humeur aqueuse et par son intermédiaire avec les fibres zonulaires.

Son bord externe périphérique, mince, constitue la racine de l'iris qui s'insère sur le corps ciliaire. Il forme la paroi postéro-interne de l'angle irido-cornéen en avant et l'angle irido-ciliaire en arrière.

Le bord pupillaire interne limite l'orifice pupillaire. Le diamètre pupillaire moyen est de 4 à 5 mm, 1,5 mm dans les myosis serrés et 9 mm lors des mydriases totales. L'iris contient deux groupes de fibres musculaires lisses, le sphincter autour de la pupille et le dilatateur à l'intérieur de l'iris formé de fibres minces et radiaires. L'irido-constriction est régie par le système parasymphatique cheminé par le nerf moteur oculaire commun. L'iridodilatation est sous la dépendance du sympathique. L'innervation sensitive dépend du rameau nasal du V.

### **Le cristallin et la zonule**

Le cristallin est une lentille biconvexe dont les faces antérieure et postérieure se réunissent au niveau de l'équateur. Il est entouré d'une capsule et est relié au corps ciliaire par la zonule de Zinn. Normalement, il est transparent, sans vascularisation ni innervation. Il est sécrété et entretenu par une couche de cellules antérieures

produisant les fibres cristalliniennes à l'équateur et nourrissant le cristallin dans sa portion antérieure.

Il est composé à l'âge adulte de plusieurs couches de fibres cristalliniennes disposées à la manière de pelures d'oignon autour d'un noyau embryonnaire et d'un noyau fœtal. Avec l'âge, le noyau et le cortex peuvent s'opacifier (cataracte).

Chez le sujet emmétrope, le cristallin a un diamètre frontal de 9 à 10 mm et un diamètre antéro-postérieur de 4,5 mm. Celui-ci augmente avec l'âge, rendant la lentille plus sphérique (par augmentation du cortex consécutif à la synthèse de nouvelles fibres cristalliniennes à partir de l'équateur). Lors de l'accommodation, le rayon de courbure antérieur chez le sujet jeune passe de 10 à 6 mm et le postérieur de 6 à 5,5 mm. Avec l'âge l'accommodation diminue: à 45 ans, le rayon de courbure antérieur passe de 9,7 à 7,6; à 70 ans, l'accommodation est proche de 0.

La puissance du cristallin est de 21,8  $\delta$  (dioptries) environ dans l'air; 17,8  $\delta$  dans l'eau; 13  $\delta$  dans l'œil.

Les rapports antérieurs sont l'iris et la pupille. La chambre postérieure se trouve délimitée par l'iris, le corps ciliaire et le cristallin. En postérieur le cristallin est en rapport avec le vitré par l'intermédiaire de la hyaloïde antérieure; Au niveau de l'équateur, le cristallin répond à la zonule de Zinn.

### Le corps ciliaire

C'est le segment intermédiaire de l'uvée. Il s'agit d'un épaissement de l'uvée sous la forme d'un anneau saillant à l'intérieur du globe oculaire, en arrière de l'iris. Il se divise en deux parties: les procès ciliaires richement vascularisés, chargés de la sécrétion de l'humeur aqueuse, et le muscle ciliaire ayant un rôle essentiel dans l'accommodation, il s'y insère la racine de l'iris et la zonule.

## Le vitré

C'est un gel qui occupe les 6/10 du volume oculaire (4 ml). Il a un rôle de tamponnement de la rétine et d'échanges avec les structures environnantes (rétine, choroïde, corps ciliaire, cristallin). Son degré d'hydratation peut varier considérablement. Il est gélifié au centre et fibreux à la périphérie. Il s'appuie sur la rétine dans toute sa partie postérieure (il peut s'en décoller). Il s'insère dans la rétine au niveau de la base du vitré. Toute traction sur les fibres vitréennes de la base du vitré peut déchirer la rétine et la décoller.

## La rétine

La rétine est constituée d'un tissu neurosensoriel, capable de transformer les rayons lumineux en un signal nerveux et de le transmettre au système nerveux central. Elle recouvre toute la surface de la choroïde de la papille à l'ora serrata.

Elle est divisée en une zone centrale de 5–6 mm de diamètre correspondant au pôle postérieur entre des deux artères temporales supérieure et inférieure avec la région maculaire (2 mm de large sur 1,5 mm de haut) qui contient en son centre la fovéa (400 µm) au centre de laquelle se trouve la fovéola (150 µm), et la rétine périphérique qui présente 4 zones, la périphérie proche (1,5 mm autour du pôle postérieur), la périphérie moyenne (3 mm autour), la périphérie éloignée (9 mm en temporal et 16 mm en nasal), L'ora serrata ou extrême périphérie (2,1 mm en temporal et 0,8 mm en nasal).

Sur le plan histologique, elle est composée de 10 couches cellulaires: L'épithélium pigmentaire, La couche des photorécepteurs: cônes et bâtonnets, membrane limitante externe, La couche nucléaire externe (formée par les noyaux des cellules photo-réceptrices), La couche plexiforme externe, La couche nucléaire interne, La couche plexiforme interne, La couche des cellules ganglionnaires et couche des fibres optiques, La membrane limitante interne.

## **La choroïde**

C'est la membrane nourricière de l'œil. Elle est riche en cellules pigmentées, en éléments vasculaires et nerveux. Elle tapisse les 2/3 postérieurs de la sclère, allant du nerf optique en arrière, jusqu'au corps ciliaire en avant. À son niveau vont cheminer les artères ciliaires postérieures longues et courtes, les veines vortiqueuses et les nerfs ciliaires. Elle comporte dans sa moitié externe, les gros troncs vasculaires artério-veineux et les nerfs ciliaires et dans sa moitié interne, la chorio-capillaire.

## **La sclérotique**

C'est la plus externe des tuniques du globe oculaire. Elle entoure les 4/5 postérieurs du globe oculaire dont elle assure l'intégrité. Fibreuse, inextensible (sauf chez le jeune enfant), acellulaire, elle a pour rôle de maintenir le volume, les formes et le tonus oculaire. L'insertion aux muscles oculomoteurs se fait sur elle. Elle est constituée essentiellement par des fibres de collagène et quelques cellules (fibrocytes) insuffisantes pour lui assurer une cicatrisation en cas de plaie.

## **4.2. Moyens de mesure de la biométrie oculaire et techniques d'usage.**

### **4.2.1. Mesure de la kératométrie.**

#### **4.2.1.1. Kératomètres manuels et automatiques.**

La mesure des rayons de courbure de la cornée représente un des éléments essentiels du calcul d'implant. Cette mesure peut être réalisée par différents instruments, mais la kératométrie sur le principe de Javal représente la référence de nombreuses formules de calcul d'implant.

Avec un kératomètre de Javal, les mesures sont prises en projetant, sur la zone cornéenne centrale de deux mires distantes d'environ 3 mm. Cette distance entre les deux mires varie en fonction de la courbure cornéenne : plus la cornée est courbe et plus la mesure s'éloigne du centre. La rotation à 90° des deux premières mires permet d'obtenir une mesure supplémentaire portant à quatre points de mesure les informations données par les kératomètres de type Javal.



**Figure 2 : Kératomètre de type Javal de HAAG STREIT**

Comme les kératomètres manuels, les kératomètres automatiques mesurent les 4 points de kératométrie sur les 3 mm centraux. La tendance actuelle est d'utiliser les valeurs obtenues par les systèmes automatiques pour le calcul d'implant. Plusieurs

publications confirment la reproductibilité et la précision de ces appareils dans le calcul d'implant, à condition de vérifier la valeur de l'indice de conversion entre millimètres et dioptries (1) (2).

Tous les réfractomètres mesurent le rayon de courbure cornéen antérieur puis le convertissent en puissance pour traduire l'association des deux dioptries cornéens antérieur et postérieur.

L'indice de réfraction utilisé par les appareils de type Javal est de 1,3333, alors que les appareils HAAG-STRAIT utilisent un indice de 1,3375. D'autres indices sont utilisés pour différents appareils, rendant un peu plus complexe la standardisation des mesures.



**Figure 3 : Auto-réfracto-kéromètre automatique type KR-8900 de chez TOPCON  
(image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN Fès)**

#### 4.2.1.2. Kératométrie associée aux systèmes par infrarouge

**IOLMaster® (Zeiss-Meditec)** : La kératométrie par IOLMaster® est prise sur 6 points de mesure sur un diamètre de 2,5 mm avec un système automatique d'aide à la fiabilité des mesures. Ces mesures sont prises sur 3 axes fixes permettant ensuite, par calcul, de déterminer la puissance et l'axe des deux méridiens principaux. La comparaison avec les résultats obtenus par kératométrie se fait souvent sur des moyennes, avec de bonnes corrélations entre les deux systèmes de mesure. Cependant, les variations individuelles des mesures peuvent être importantes, témoignant ainsi de la différence de principe de mesures prises, de surcroît, sur des diamètres sensiblement différents (2,5 mm contre 3 mm). Cette différence générée par le système IOLMaster® est intelligemment compensée par l'adaptation de la constante A, incluant les différences de mesure de kératométrie et de longueur axiale par rapport au mode de calcul fondé sur la kératométrie classique et le mode ultrasonore. Cet élément est d'autant plus optimisé que l'important déploiement de ces appareils a permis une certaine standardisation des mesures ainsi qu'une analyse comparable des mesures prises sur de nombreux sites de consultation.

**Lenstar® (Haag-Streit)** : L'appareil Lenstar® apporte une majoration du nombre de points de mesure, avec des mires projetées sur deux cercles concentriques de 1,7 et 2,1 mm de diamètre bénéficiant chacun de 16 points de mesures soit 32 points de mesure en tout. Les méridiens principaux et leurs puissances sont alors recalculés. Les approximations entre deux points de mesure sont moins importantes qu'avec l'IOLMaster® mais la mesure est prise de façon plus centrale que l'IOLMaster® et nettement plus centrale que les kératomètres. Une adaptation de la constante A est nécessaire pour tenir compte de cet élément.

#### 4.2.1.3. Topographie cornéenne

Le développement des systèmes de topographie cornéenne, avec la possibilité de prendre des mesures de rayons de courbure en de très nombreux points de la cornée, donne une meilleure appréciation du pouvoir optique de l'aire centro-cornéenne (3). Cependant, la valeur à retenir pour le calcul d'implant n'est pas encore clairement définie. La valeur le plus couramment utilisée est la moyenne du rayon de courbure sur les 3 mm centraux (4). On peut aussi utiliser la moyenne des points en regard de l'aire pupillaire ou l'équivalent de la kératométrie. À la difficulté du choix de la valeur à retenir pour le calcul d'implant se rajoute le problème de la diversité des appareillages. Les publications qui comparent les différents résultats le font en utilisant un kératomètre de référence dont les valeurs sont rapportées aux mesures de topographie cornéenne réalisées avec un appareil donné. Les conclusions des articles qui traitent de ce sujet ne valent donc que pour un couple d'appareillage donné. Pour transposer en pratique courante l'utilisation d'un système de topographie cornéenne, il est donc souhaitable de comparer les différentes valeurs kératométriques du vidéokératoscope à celles couramment obtenues avec l'appareil classique habituellement utilisé.

Les progrès des appareils récents de topographie cornéenne portent sur des cartographies d'élévation entre une sphère idéale et la courbure de la cornée soit sur sa face antérieure soit sur sa face postérieure. Cette possibilité est offerte par différents appareils dont les plus connus sont le topographe Orbscan® (Baush & Lomb) et le Pentacam® (Oculus). Les mesures dérivées du rayon de courbure postérieur peuvent venir en support de l'appréciation de la puissance cornéenne, notamment en cas de calcul d'implant après chirurgie réfractive.

La kératométrie reste un élément important du calcul d'implant, avec une nécessité de précision accrue du fait de l'amélioration de la précision de toute la chaîne de

mesure, laissant un peu plus apparaître les imprécisions relatives de chaque mesure. La diversité des principes de mesure rajoute une variable sur le résultat réfractif postopératoire. De façon à limiter cette variabilité, il semble prudent, sur un site donné, d'utiliser un appareil de référence et d'adapter la constante A en fonction de l'appareil utilisé. À l'heure actuelle, la force de la kératométrie automatisée est sa diffusion à large échelle et sa relative reproductibilité. La kératométrie par le système IOLMaster® de Zeiss bénéficie aussi d'une importante base de données comparative, permettant de recalibrer la constante A de façon spécifique. Les appareils plus récents comme le Lenstar® (Haag-Streit) suivront le même chemin, de façon à qualifier toute la chaîne de mesure. En marge du calcul de la puissance de l'implant, les appareils de topographie cornéenne permettent une très bonne qualification de la puissance et de l'axe de l'astigmatisme cornéen. Cet élément est crucial lors du recours aux implants toriques.



**Figure 4 : Topographe cornéen de type Pentacam de chez oculus (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès)**

#### **4.2.2. Mesure de la pachymétrie.**

Différentes techniques peuvent être utilisées pour mesurer l'épaisseur cornéenne centrale : pachymétrie optique, pachymétrie ultrasonore, pachymétrie en cohérence optique, pachymétrie par fente lumineuse, microscopie spéculaire, microscopie confocale. La pachymétrie ultrasonore est la technique de référence, elle se fait par contact cornéen, elle très rapide avec une excellente précision. La corrélation entre la pachymétrie en cohérence optique et la pachymétrie ultrasonore est élevée (coefficient de corrélation proche de 1).

##### **4.2.2.1. Principes de la mesure de l'épaisseur cornéenne.**

Le pachymètre optique de la lampe à fente Haag–Streit est actuellement peu utilisé. Il est supplanté par des techniques automatiques pour lesquelles l'expérience de l'opérateur a peu d'influence sur le résultat de la mesure.

Les pachymètres à ultrasons mesurent le temps d'aller–retour des ultrasons (longueur d'onde =  $0,1 - 1 \times 10^6$  nm) entre la face antérieure et la face postérieure de la cornée. La vitesse des ultrasons dans la cornée étant fixée à 1640 m/s, le calcul de l'épaisseur cornéenne est réalisé en multipliant la vitesse par la moitié du temps d'aller–retour.

La réflectométrie en cohérence optique utilise une source lumineuse infrarouge =  $1,3 \times 10^3$  nm qui est réfléchi par les interfaces de la cornée. Elle mesure le temps de réflexion de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée, ce qui permet le calcul de l'épaisseur cornéenne.

L'Orbscan (système optique) mesure la position dans l'espace d'une fente lumineuse qui balaye la cornée. La soustraction des données de hauteur de la face antérieure et de la face postérieure de la cornée permet de calculer l'épaisseur cornéenne.

Les microscopes spéculaire et confocal permettent de visualiser la cornée dans des plans successifs parallèles à la surface cornéenne. Ils comportent un système de

mesure de la distance du plan focal. Ce système est remis à zéro lors de la mise au point sur l'épithélium puis la focalisation est faite sur l'endothélium ce qui permet d'obtenir une mesure de l'épaisseur cornéenne.

#### **4.2.2.2. Caractéristiques des différents appareils de pachymétrie.**

##### **Pachymétrie ultrasonore**

C'est une technique contacte, très rapide. Le pachymètre a un faible encombrement et un coût modéré. La précision de la mesure est excellente avec une variabilité intra examinateur de  $\pm 1 \%$  et une variabilité inter examinateur de  $\pm 2 \%$  (5). La sonde du pachymètre doit être appliquée perpendiculairement au centre de la cornée. Trois mesures consécutives donnant des résultats compris dans un intervalle de 10  $\mu\text{m}$  suffisent. On prendra alors soit la plus faible des 3 mesures, soit la moyenne des trois. La sonde doit être décontaminée entre deux patients.



**Figure 5 : Pachymètre–biomètre Ocuscan RXP de chez Alcon (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès).**

##### **Pachymétrie en cohérence optique**

C'est une technique non contacte, rapide de coût élevé (6). L'encombrement est important car le système requiert une 1 lampe à fente dédiée. L'appareil comporte un module de calcul de la PIO corrigée. Expérimentalement, sur des cornées porcines, la précision de la technique est de 1  $\mu\text{m}$ .

### **Pachymétrie par fente lumineuse (Orbscan)**

C'est une technique non contact. Elle fournit, aussi, une mesure de la profondeur de la chambre antérieure et une évaluation de l'angle irido-cornéen. La précision et l'exactitude de la mesure diminuent en cas d'opacités cornéennes (7) (8).

### **Microscopie spéculaire**

C'est une technique contacte ou non contact. La précision de la mesure est faible, mais l'appareil permet une mesure de la densité endothéliale et visualise les cornea guttata et les syndromes irido-cornéo-endothélial.

### **Microscopie confocale**

C'est une technique contacte ou non contact avec une faible précision, mais l'appareil permet une mesure de la densité endothéliale et autorise une analyse morphologique de l'épithélium cornéen et conjonctival.

### 4.2.3. Mesure de la longueur axiale.

La mesure de référence pour la longueur axiale a longtemps été obtenue par échographie en mode A. Cette technique échographique, très largement utilisée, peut bénéficier d'un gain en précision par recours au mode B. Les progrès récents en matière d'interférométrie et la large diffusion de l'appareil IOLMaster®, et plus récemment du Lenstar®, permettent d'améliorer la précision des mesures de longueur axiale et leur reproductibilité, devenant progressivement la référence par rapport aux systèmes de mesure par ultrasons (9) (10) (11). Les enquêtes des membres la Société Américaine de Cataracte et de Chirurgie Réfractive (ASCRS) entre 1998 et 2009 montrent que l'usage de la biométrie ultrasonore a baissé de 10% au profit d'une augmentation de la biométrie optique de 80%.

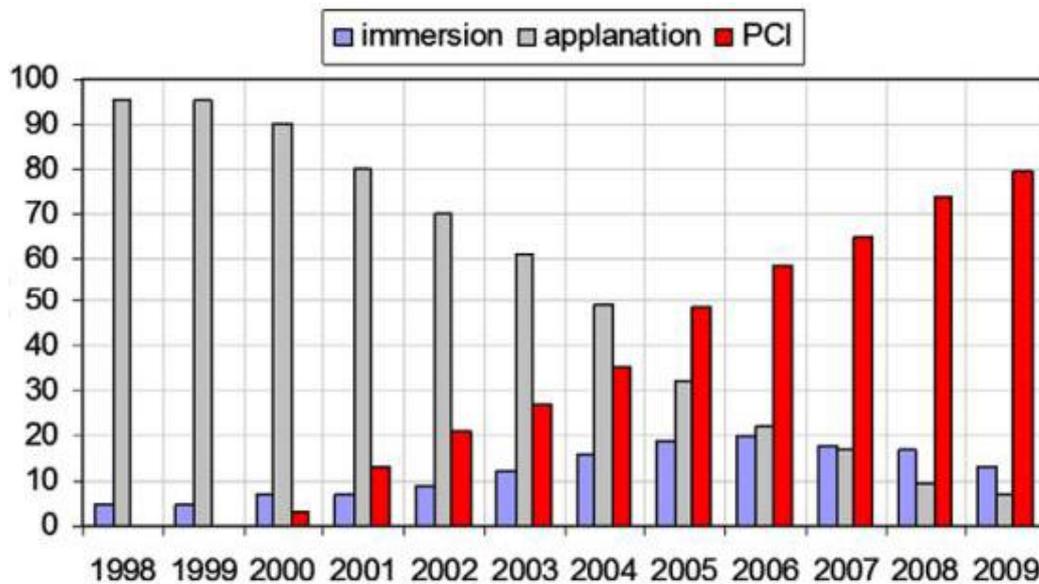


Figure 6 : Techniques biométriques utilisées aux états unis. (Ultrasonore par immersion et l'applanation), (Optique : IOM MASTER) Données 1998-2003 (12), 2004 (13), 2005 (14) et 2006-2009 (15).

#### 4.2.3.1. Échographie en mode A.

Pendant de nombreuses années, les biomètres les plus utilisés ont été les appareils d'échographie en mode A qui traduisent en pics de différentes hauteurs les structures plus ou moins échogènes traversées par le faisceau ultrasonore.

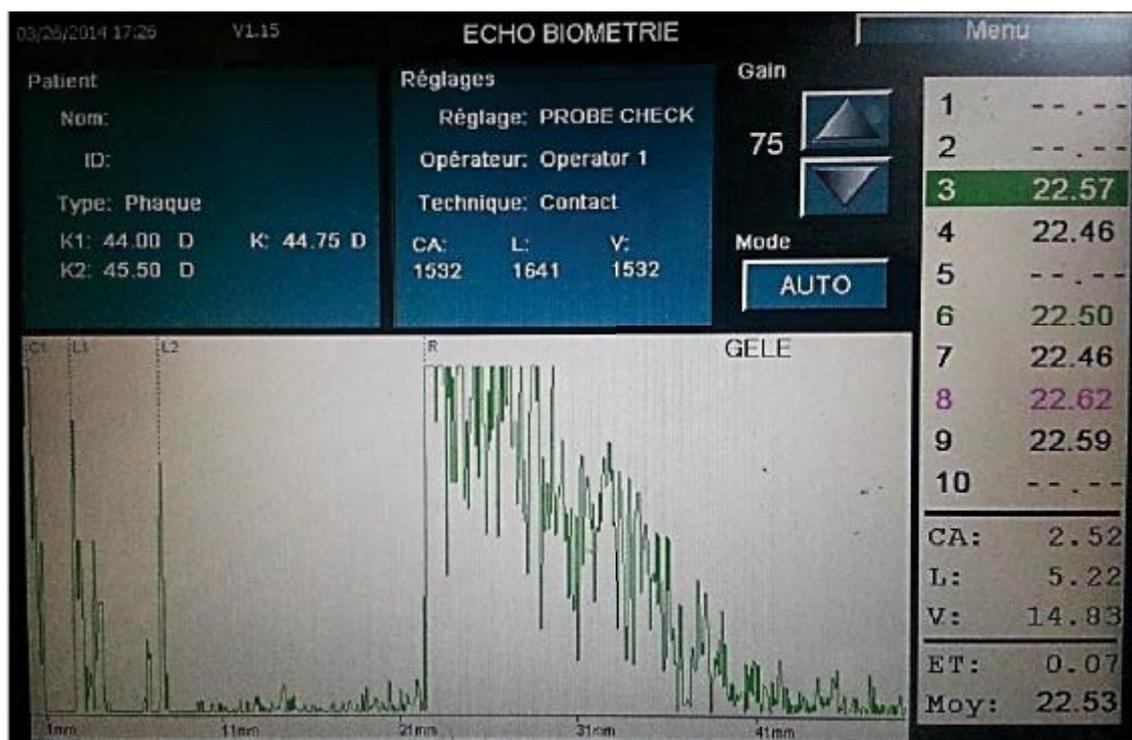


Figure 7 : Exemple de biométrie mode ultrasonore A par un appareil Ocuscan RxP de chez Alcon. Nous identifions les pics des différentes interfaces avec des montées très abruptes témoignant d'une bonne perpendicularité du faisceau ultrasonore par rapport aux interfaces du cristallin et de la rétine (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès).

## Principe

La longueur axiale mesurée par échographie doit correspondre à la distance entre l'interface cornéenne antérieure et l'interface rétino-vitréenne sur l'axe visuel.

Les formules théoriques de calcul d'implant utilisent une valeur légèrement différente, la longueur axiale optique, qui est la distance entre le plan principal optique secondaire de la cornée et le plan des photorécepteurs réiniens. La position du plan principal optique secondaire de la cornée fait l'objet d'un relatif consensus à 50  $\mu\text{m}$  en arrière de la face cornéenne antérieure. Au contraire, la position du plan des photorécepteurs fait l'objet de quelques controverses autour de l'épaisseur de la rétine maculaire : la valeur de 250  $\mu\text{m}$ , choisie par Binkhorst, est la plus communément utilisée depuis 1981. Les formules de calcul rajoutent automatiquement cette valeur à la longueur axiale obtenue car la mesure de longueur axiale par échographie est prise au niveau de l'interface vitréorétinienne.

## Réalisation

La biométrie en mode A peut se pratiquer en mode de contact cornéen ou bien en mode d'immersion pour identifier l'interface cornéenne antérieure et éviter de déformer la cornée ce qui peut conduire à une réduction artificielle de la longueur axiale ; cette compression cornéenne entraîne une erreur relative plus importante pour les globes courts.

La sonde est positionnée sur le centre de la cornée de façon à viser la macula. Le faisceau ultrasonore traverse la cornée, la chambre antérieure, le cristallin et le vitré avant d'arriver à l'interface rétino-vitréenne. Chaque interface traversée se traduit par un pic dont la hauteur varie avec la réflectivité de l'interface.

Classiquement, un échogramme de biométrie le plus fiable possible doit montrer des pics principaux, cristalliniens et réiniens, les plus hauts possibles. La conversion de l'échogramme A en mesures de distance se fait par positionnement

de repères qui identifient différents secteurs intraoculaires dans lesquels les ultrasons se propagent à une vitesse connue. Les appareils les plus utilisés ont quatre repères pour identifier trois segments intraoculaires :

- le segment compris entre la face antérieure de la cornée et la face antérieure du cristallin est converti en distance selon une vitesse de conduction des ultrasons de 1532m/s ;
- le segment cristallinien est converti selon une vitesse de conduction de 1641 m/s ;
- le segment vitréen est converti selon une vitesse de 1 532 m/s.

La vitesse de conduction dans le cristallin fait l'objet de discussions, surtout liées au fait que cette vitesse varie avec le vieillissement. Coleman a mesuré une vitesse de 1659 m/s à l'âge d'un an et de 1629 m/s à soixante-douze ans (16).

Sur certains appareils, un repère supplémentaire permet d'individualiser le segment cornéen avec une vitesse de conduction de 1640 m/s.

À l'opposé, certains appareils ne possèdent que deux repères à positionner l'un sur le pic cornéen antérieur, l'autre sur le pic rétinien avec une vitesse de conduction moyenne de 1555m/s. En raison de cette simplification, plusieurs approximations sont proposées pour tenir compte la longueur axiale et de l'épaississement progressif du cristallin avec l'âge.

Classiquement, lorsque la mesure est prise en mode contact, il est conseillé de réaliser plusieurs mesures et de retenir la valeur de longueur axiale la plus élevée. Cependant, il est souhaitable de tenir compte de la valeur moyenne notamment pour les globes myopes pour lesquels la valeur la plus longue ne correspond pas toujours à la mesure sur l'axe visuel.

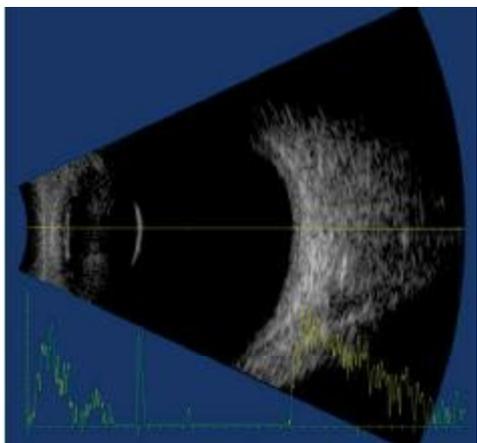
## Avantages et limites

La biométrie en mode A est une technique assez simple qui est réalisée en position assise lors de l'examen à la lampe à fente. Les appareils modernes enregistrent rapidement une série de mesures grâce au mode automatique. Cependant, il est nécessaire de contrôler cet automatisme, notamment pour le positionnement des surbrillances, qui peut parfois être imprécis. En effet, que ce soit en mode manuel ou automatique, il est parfois difficile d'individualiser les différentes interfaces pour positionner les repères de mesures. Cela est le cas lorsqu'une cataracte dense se traduit par plusieurs échos intra-cristalliniens. Le principal écueil du mode A est la difficulté à réaliser la mesure sur l'axe visuel, qu'aucun repère ne permet d'identifier, en dehors des montées franches des différents pics. Cette difficulté devient très pénalisante lorsqu'il s'agit de globes myopes avec un aspect de pôle postérieur déformé.

#### 4.2.3.2. Échographie en mode B.

##### Principe

Il s'agit, en fait, d'une biométrie en mode A guidée par l'exploration oculaire en mode B (17). L'immersion simplifiée, paupières ouvertes, évite la compression de la cornée. L'objectif est d'obtenir une coupe axiale horizontale qui va guider la mesure pour se rapprocher le plus possible de l'axe visuel. La coupe axiale horizontale passe par le sommet de la cornée, la pupille, la face antérieure du cristallin, la face postérieure du cristallin et le pôle postérieur repéré par la papille. Sur cette coupe, il est possible de superposer un vecteur de contrôle qui matérialise l'axe de mesure. L'axe visuel faisant un angle de  $15^\circ$  avec la papille, il faut décaler le vecteur de contrôle de  $15^\circ$  en temporal de la papille. Le vecteur de contrôle peut être instantanément transformé en échogramme A pour ensuite positionner les repères de vitesse de conduction des ultrasons, comme en mode A.



**Figure 8 : Exemple de biométrie en mode B réalisée en pseudo-immersion par interposition d'un gel de contact entre la sonde et la cornée du patient (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès).**

Cette méthode permet d'éviter l'écueil de la biométrie de contact. L'avantage de la biométrie en mode B réside dans la possibilité de guider l'axe de mesure de la longueur axiale et de recueillir toutes les mesures sur l'axe visuel sans limitation en fonction des différentes pertes de transparence des milieux.

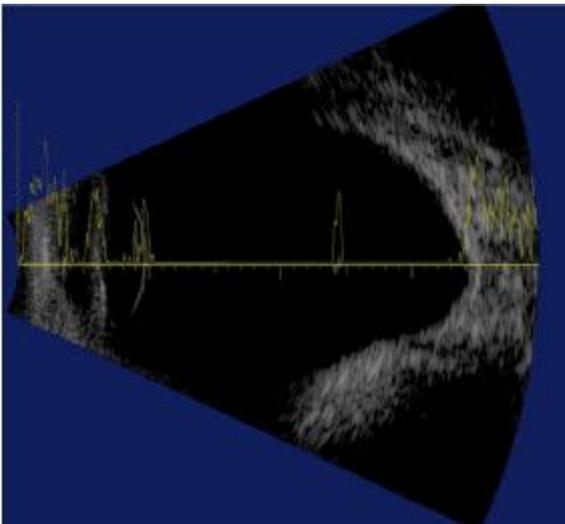
## Réalisation

La biométrie en mode B est pratiquée alors que le patient est en position allongée de façon à faciliter l'immersion. Le médecin est positionné à la tête du patient pour explorer les deux yeux indifféremment. Le patient regarde un point de fixation situé au plafond. Une petite quantité de gel de contact est placée sur la cornée pour positionner la sonde d'échographie en suspension en regard de l'apex cornéen.

## Avantages et limites

La biométrie en mode B est une technique d'échographie qui donne une meilleure appréciation de la position de l'axe de mesure par rapport au mode A, ce qui améliore la précision de la mesure de longueur axiale et par conséquent la précision du calcul d'implant (18). Cet avantage est surtout évident pour les globes déformés par un staphylome irrégulier [5, 9].

Les limites du mode B résident dans l'impossibilité de visualiser la véritable position de l'axe visuel et de la fovéola.



**Figure 9 : La biométrie en mode B permet de rendre fiables les mesures de longueur axiale, notamment en cas de staphylome myopique, avec l'avantage de réaliser un bilan des relations vitréo-rétiniennes. L'autre avantage est d'obtenir des mesures même en cas de perte de transparence des milieux (image du service d'ophtalmologie CHU HASSAN II Fès).**

#### **4.2.3.3. Les Moyens optiques basés sur l'interférométrie à cohérence partielle.**

En utilisant le principe de l'interférométrie déjà intégré dans la tomographie en cohérence optique (OCT), il est possible de prendre une mesure de longueur axiale par la voie d'un système optique. Cette technique, plus récente, est pratiquée en position assise avec une aide à la fixation du patient qui donne une meilleure coïncidence avec l'axe visuel. La précision de cette méthode de mesure dépend de la possibilité du système de traverser un cristallin cataracté, dont l'indice de réfraction optique peut varier en fonction du type de cataracte. La mesure de longueur axiale est réalisée entre la face antérieure de la cornée et l'interface entre photorécepteurs et épithélium pigmentaire. Ceci correspond à une longueur axiale plus longue que celle mesurée par échographie. Une compensation est alors apportée systématiquement par les différents systèmes actuellement sur le marché.

Le premier appareil commercialisé a été l'appareil IOLMaster® (Zeiss-Meditec), avec une importante avance technologique au moment de son lancement : cet appareil est capable de prendre toutes les mesures nécessaires pour le calcul d'implant et de réaliser les différents calculs en incluant les principales formules. La kératométrie est mesurée sur six points, la longueur axiale est mesurée par interférométrie avec une reproductibilité et une précision très élevées, la profondeur de chambre antérieure est mesurée par reconnaissance de forme, la mesure de blanc à blanc est possible.

Cet appareil ne mesurant pas exactement les mêmes valeurs que la biométrie classique, l'intelligence a été de proposer une personnalisation de la constante A et une formule entièrement adaptée à cette machine, en l'occurrence la formule de Haigis (19).

Un appareil plus récent, le Lenstar® (Haag-Streit), apporte un plus grand nombre de mesures par interférométrie (épaisseur cornéenne, profondeur de chambre

antérieure, épaisseur du cristallin et longueur axiale). Toutes ses mesures sont également mesurées par le mode ultrasonore, mais l'interférométrie, grâce à sa meilleure résolution, apporte un gain en précision très appréciable. La mesure de kératométrie se fait aussi différemment de l'appareil IOLMaster®. Ces éléments poussent à utiliser les constantes A avec prudence en début d'utilisation de cet appareil. La possibilité de mesurer l'épaisseur du cristallin ouvre la voie à l'utilisation des formules les plus récentes, comme la formule de Holladay 2 ou la formule d'Olsen, pour prévoir au mieux la position de l'implant après chirurgie de la cataracte.

Les appareils de mesure de longueur axiale fondés sur le principe de l'interférométrie souffrent cependant d'une limitation des possibilités de mesure en cas de perte de transparence des milieux (cataracte, hémorragie) ou de nystagmus. L'absence de réponse varie de 5 % à 12 % en fonction des séries publiées, avec une dépendance notable par rapport au recrutement de patients présentant des cataractes plus ou moins denses.

Il est probable que les avancées techniques actuelles sont annonciatrices d'autres évolutions de ces appareils et de l'arrivée d'autres fabricants pour le plus grand bénéfice de l'amélioration du calcul d'implant. Actuellement, nous distinguons de plus en plus de biomètres optiques sur le marché :

- TOPCON : ALADDIN.
- TOMEY : OA-2000.
- ALCON : WaveLight® OB820‡.
- NIDEK : AL-SCAN Optical Biometer.

### **4.3. Formules de calcul des implants intraoculaire.**

Toutes les formules biométriques ont montré la nécessité, pour une meilleure précision dans le calcul de la puissance de l'implant, de prédire correctement la position postopératoire effective de l'implant.

Le choix de la formule biométrique se fera par conséquent en fonction de la longueur axiale, mais aussi des paramètres (kératométries, profondeur de chambre antérieure...) pris en compte pour estimer cette position.

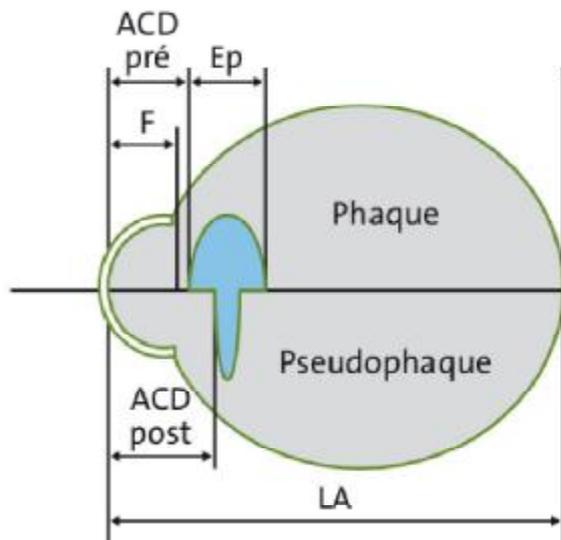
Les formules Hoffer Q et Holladay II seront privilégiées pour les yeux courts, les formules Holladay I et SRK-T pour les yeux longs, la formule Holladay II sera utile pour les yeux ayant des paramètres anatomiques et biométriques atypiques.

On peut scinder les formules de calcul en deux groupes :

Les formules « théoriques » ou « optiques » car toute formule est une expression théorique. Ce sont des formules d'optiques géométriques appliquées à un modèle d'œil mathématique.

Les formules « statistiques », qui sont établies à partir d'études et d'un recueil de données rétrospectifs.

Toutes ces formules ont montré la nécessité, pour une meilleure précision dans le calcul de la puissance de l'implant, de prédire correctement la position effective de l'implant (ELP : Effective Lens Position) en postopératoire.



**LA** : Longueur axiale

**ACD Pré** : profondeur de la chambre antérieure en préopératoire

**Ep** : épaisseur du cristallin

**F** : Flèche cornéenne

**ACD post** : profondeur de la chambre antérieure en postopératoire

**ELP** : position effective de l'implant en postopératoire.

**Figure 10 : Représentation schématique de certains des paramètres utilisés pour estimer l'ELP (ACD post) (20).**

La quête d'une précision accrue pour le calcul biométrique a suscité diverses approches pour accroître la précision du calcul biométrique, et l'émergence de nouvelles générations de formules, qui ont une base optique, mais attribuent à certaines variables une valeur numérique issue de l'analyse de données statistiques. Insistons sur le fait qu'il n'est évidemment pas possible de mesurer en préopératoire la profondeur de la chambre antérieure après ablation du cristallin et remplacement par un implant.

Contrairement à la longueur axiale et à la kératométrie moyenne centrale, qui peuvent être mesurées avant la chirurgie et qui ne subissent pas de modification significative avec les techniques modernes de phacoémulsification, la distance de l'implant avec le dioptré cornéen doit être « prédite ». De la justesse de cette précision dépend la qualité du calcul biométrique.

Divers paramètres comme la profondeur de la chambre antérieure, la kératométrie, la longueur axiale peuvent être utilisés pour accomplir cette prédiction : c'est justement le choix du type de données prédictives prises en compte qui fait la spécificité de telle ou telle formule de dernière génération.

L'influence de ces données sur l'ELP s'étudie au travers de formules statistiques de régression, avant que la valeur estimée de ce paramètre soit entrée dans une formule de type « optique ». La plupart des formules de calcul actuelles sont donc « mixtes » : établies selon un modèle de propagation lumineuse conforme aux lois de l'optique géométrique, elles utilisent au moins un paramètre (l'ELP) obtenu de manière statistique.

#### **4.3.1. SRK et SRK-II**

Ces deux formules sont fondées sur les résultats de la réfraction de plusieurs grandes cohortes de patients opérés de chirurgie de la cataracte avec les mêmes implants. Ces formules sont fondées sur l'analyse par régression statistique sur de larges échantillons. Ce sont Sanders, Retzlaff et Kraff qui ont établi, en 1980, la formule SRK qui sera modifiée quelques années plus tard et deviendra la formule SRK-II (21).

La première formule assimile la position effective de l'implant (ELP) à une profondeur de chambre antérieure dont la valeur moyenne est constante et fixée à 4 mm (22). Dans la deuxième formule, la position effective de l'implant est modulée en fonction de la longueur axiale de l'œil, car il existe une corrélation entre la longueur du segment antérieur et la longueur axiale.

**La formule SRK :  $P = A - 2,5L - 0,9K$ .**

**P = puissance de l'implant**

**A = constante de 115 si ICA (implant chambre antérieure) ou de 119 si ICP (implant chambre postérieure)**

**L = longueur axiale en millimètres  
moyenne en dioptries**

**K = kératométrie**

Les auteurs ont néanmoins constaté, avec cette formule, que les patients hypermétropes avaient une valeur d'implant sous-estimée (hyper-métropisation postopératoire) et à l'inverse les patients myopes avaient une puissance d'implant surévaluée (myopisation postopératoire). Ils ont donc modifié leur formule, devenue « formule SRK-II », en adaptant le calcul de la puissance de l'implant à la longueur axiale (LA) de l'œil :

- si  $LA < 20$  mm, on ajoute +3 à la valeur de A,
- si  $20 < LA < 21$  mm, on ajoute +2 à la valeur de A,
- si  $21 < LA < 22$  mm, on ajoute +1 à la valeur de A,
- si  $L > 24$  mm, on retire 0,5 à la valeur de A,
- si  $LA > 26$  mm, on retire 1,5 à la valeur de A.

Le passage de la formule SRK à SRK II est emblématique du problème posé par la prédiction de l'ELP, chez les yeux « courts », qui présentent souvent une variabilité accrue des dimensions du segment antérieur en comparaison avec les yeux « longs ». Toutes les formules de calcul biométrique utilisent une ("A" dans cet exemple) ou plusieurs variables dont la valeur est ajustable afin d'accroître la précision du calcul. Dans les formules modernes, la valeur du paramètre équivalent à A est affinée grâce à la prise en compte (ou l'exclusion selon le contexte) de diverses variables (diamètre blanc à blanc, épaisseur du cristallin, etc.).

### 4.3.2. SRK-T

Les mêmes auteurs (Sanders, Retzlaff et Kraff) ont établi une formule « théorique » (21) en associant des éléments empruntés aux formules de Hoffer-Collenbrander et Binkhorst : prise en compte de la profondeur de chambre antérieure « postopératoire » (calculée à partir d'études rétrospectives postopératoires et associée à la constante A de l'implant), de l'indice de réfraction de la cornée et de l'épaisseur rétinienne. Elle est considérée comme une formule de troisième génération dans laquelle la position effective de l'implant (ELP) est estimée en fonction de la longueur axiale et des kératométries qui déterminent la flèche cornéenne (distance de l'endothélium au plan irien).

**Formule SRK-T :**

$$P = \frac{1\,000 \times n_{ha} \times (n_{ha} \times r - n_c \times L_c)}{(L_c - ACD) \times (n_{ha} \times r - n_c \times ACD)}$$

**P** = puissance de l'implant

**n<sub>ha</sub>** = indice de réfraction de l'humeur

aqueuse = 1,336

**r** = rayon de courbure de la cornée

**n<sub>c</sub>** = indice de réfraction de la cornée

**L<sub>c</sub>** = longueur axiale en mm corrigée de l'épaisseur rétinienne

**ACD** = profondeur de la chambre antérieure postopératoire calculée d'après la constante A

### 4.3.3. Hoffer Q

C'est une formule de troisième génération dans laquelle la position effective de l'implant est « personnalisée ». Elle est également estimée à partir de la longueur axiale et des kératométries, mais un facteur modérateur est ajouté dans les yeux très longs (longueur axiale supérieure à 26 mm) ou très courts (longueur axiale inférieure à 22 mm) (23).

#### **4.3.4. Holladay**

Formule Holladay I : c'est une formule de troisième génération qui a la particularité d'intégrer le surgeon factor, défini comme la distance en millimètre entre le plan irien antérieur et le plan optique de l'implant. Ce facteur varie en fonction du type d'implant utilisé (matériau, diamètre, angulation éventuelle). La position effective de l'implant est également estimée à partir de la longueur axiale et des kératométries.

Formule Holladay II : c'est une formule de dernière génération qui prédit la position effective de l'implant en fonction d'au moins 7 facteurs différents : la longueur axiale, les kératométries maximales et minimales, la profondeur de chambre antérieure préopératoire, l'âge, l'épaisseur cristallinienne, la réfraction préopératoire, le diamètre cornéen. Elle est intéressante pour le calcul biométrique sur des yeux « atypiques » vu le nombre élevé de paramètres dédiés à l'estimation de l'ELP (exemple : en chirurgie de cataracte après chirurgie réfractive).

#### **4.3.5. Haigis**

C'est une formule de dernière génération qui introduit trois nouvelles constantes ajustables (en fonction du type d'implant, des résultats initialement obtenus), qui ont là encore pour but d'optimiser les résultats. Une importance accrue est donnée à la profondeur préopératoire de la chambre antérieure. Cette formule fournit une estimation de la position de l'implant en fonction des mesures de la profondeur de la chambre antérieure préopératoire et de la longueur axiale, sans tenir compte des mesures kératométriques.

De fait, cette formule est utile pour les yeux opérés de chirurgie réfractive cornéenne, et dont la kératométrie n'est plus prédictive de la profondeur du segment antérieur.

#### **4.4. Calcul de la biométrie oculaire après chirurgie réfractive.**

L'objectif du calcul d'implant est de déterminer la puissance de l'implant qui donnera la réfraction postopératoire souhaitée. Les techniques de chirurgie réfractive cornéenne limitant la possibilité d'appréciation de la véritable puissance cornéenne centrale, plusieurs solutions sont proposées, sans que ce problème ne soit actuellement résolu de façon aussi précise que ne le voudraient la technicité des implants modernes et les exigences des patients.

Malgré les progrès des appareils de mesure, l'obtention de la puissance cornéenne utile pour le calcul d'implant reste un point délicat du calcul, de même que la détermination de la position de l'implant. De nombreuses méthodes sont proposées avec, globalement, deux situations cliniques différentes :

- soit le calcul d'implant est réalisé en s'appuyant sur différents éléments connus du patient avant et après la chirurgie réfractive ;
- soit le calcul d'implant est réalisé sans aucune référence à l'état préopératoire, en ne se fondant que sur les mesures qu'on peut prendre sur les yeux de ce patient atteint de cataracte et déjà opéré de chirurgie réfractive.

En fonction de chaque situation, plusieurs auteurs ont proposé des solutions qui restent encore en voie d'analyse et de comparaison.

#### **4.4.1. Solutions fondées sur les éléments préopératoires et postopératoires de la procédure réfractive.**

**Histoire 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 (24).

La valeur de kératométrie est obtenue par la formule :  $K = K \text{ Préop} + \text{Réf Pré-op} - \text{Réf Post-op}$ .

Cette méthode doit être utilisée en s'appuyant sur la réfraction postopératoire à distance de l'intervention réfractive, mais avant l'installation de la myopie d'indice. Par exemple, un myope de - 4 D opéré par LASIK sur une cornée de 44 D en préopératoire et devenu emmétrope six mois après l'intervention, pourra bénéficier du calcul suivant pour déterminer la puissance cornéenne utile pour le calcul d'implant : la différence réfractive produite est de 4 D, qu'on va retrancher des 44 D préopératoires :  $44 - 4 = 40$  D, qui peut être utilisé pour le calcul de l'implant. L'association à la méthode du double K est fortement conseillée pour limiter le risque de mauvaise estimation de la position de l'implant.

**Méthode du corneal bypass (Ladas et Stark (25))**: elle nécessite les mêmes données que l'histoire réfractive du patient mais limite le risque d'erreur d'estimation de la position de l'implant en utilisant la kératométrie préopératoire pour les calculs.

Par exemple, pour un myope de - 3,50 D opéré de LASIK avec une réfraction postopératoire de + 0,50 D, la différence réfractive produite a été de 4 D. Si la kératométrie avant la chirurgie réfractive était de 43 D, la puissance de l'implant emmétropisant sera calculée en utilisant les 43 D dans l'appareil de calcul et en visant une réfraction postopératoire de - 4 D.

**Méthode de feiz-mannis** : elle repose sur le principe qu'un changement de puissance d'implant de 0,7 D entraîne un changement de réfraction en puissance de lunettes de 1 D (26).

La mise en œuvre de cette formule se fait avec la kératométrie préopératoire, pour une première étape, donnant la puissance de l'implant emmétropisant comme si le patient n'avait pas été opéré de chirurgie réfractive. Dans un second temps, la puissance de l'implant est modifiée en fonction de la différence réfractive produite à raison de 0,7 D d'implant pour 1 D d'amétropie corrigée.

#### **4.4.2. Méthodes de calcul fondées sur la différence entre les réfractions préopératoire et postopératoire**

**Méthode de masket** : elle apporte une correction aux résultats obtenus à partir de la différence réfractive produite par la chirurgie réfractive (27). La puissance de l'implant sera ainsi modifiée à partir d'un facteur de correction qui est :  $-0,326 \times \text{Changement réfractif} + 0,101$ .

Cette méthode peut être utilisée avec la formule SRK/T pour les myopes et Hoffer-Q pour les hypermétropes et peut s'adapter aux amétropies myopiques et hypermétropiques par la référence au changement réfractif produit.

**Méthode de latkany** : Latkany et al. ont déterminé une formule de régression linéaire fondée sur cet échantillon de cas publiés pour modifier la puissance de l'implant (28) :

- en utilisant le K moyen, la formule est :  $(0,46 \times \text{Changement réfractif} + 0,21)$  ;
- en utilisant le K le plus faible, la formule est :  $(0,47 \times \text{Changement réfractif} + 0,85)$ .

Cette valeur est alors soustraite à la puissance de l'implant déterminée par le calcul effectué à partir de la kératométrie du patient opéré.

**Nomogramme de Feiz–Mannis :** Cette méthode repose sur la corrélation entre l'erreur de calcul constatée et la différence réfractive produite par le geste réfractif (26). Un facteur de correction est apporté à la puissance de l'implant calculé à partir de la kératométrie après chirurgie réfractive par la formule, pour les yeux opérés de :

- Myopie : Modification de  $P = 0,231 - (0,595 \times \text{Changement réfractif})$  ;
- Hypermétropie : Modification de  $P = 0,751 - (0,862 \times \text{Changement réfractif})$ .

Dans les deux cas, le changement réfractif est utilisé en valeur absolue.

La puissance de l'implant est égale à : « P calculée + Modification de P ».

**Méthode de Camellin :** L'indice de réfraction habituellement utilisé pour schématiser les deux dioptries cornéens (1,3375) est modifié par le geste réfractif myopique. Trois auteurs (29) (30) (31) proposent de recalculer l'indice de réfraction de la cornée par rapport à la différence réfractive produite en utilisant les formules suivantes : Camellin ( $1,3319 + 0,00113 \times \text{Différence réfractive}$ ) ; Savini ( $1,338 + 0,0009856 \times \text{Différence réfractive}$ ) ; Jarade ( $1,3375 + 0,0014 \times \text{Différence réfractive}$ ). Pour ces trois formules, l'index réfractif calculé décroît avec l'importance de la myopie corrigée.

**Pouvoir réfractif cornéen ajusté :** Cette méthode, dépendant de l'appareil de topographie cornéenne EyeSys® (EyeSys Technologies), est proposée par Koch pour les patients opérés de myopie (32). La puissance cornéenne pour le calcul d'implant est estimée à partir de la puissance cornéenne effective (effective refractive power, EffRP) mesurée sur les 3 mm centraux avec une correction déterminée par la formule :

- pour les myopes (32) :  $\text{EffRP ajustée} = \text{EffRP} - 0,15 \times \text{Différence réfractive}$  ;
- pour les hypermétropes (33) :  $\text{EffRP ajustée} = \text{EffRP} + 0,162 \times \text{Différence réfractive} - 0,279$ .

#### 4.4.3. Méthode fondée sur la kératométrie préopératoire

**Méthode d'aramberi, ou méthode du double k :** Cette méthode permet d'éviter l'écueil des principales formules de calcul qui se servent de la kératométrie pour, non seulement, déterminer la puissance de l'implant mais aussi prévoir la position de l'implant par rapport au plan cornéen (34). La méthode du double K utilise :

- la kératométrie actuelle pour calculer la puissance de l'implant ;
- la kératométrie mesurée avant la chirurgie réfractive pour estimer la position de l'implant.

Ce raisonnement peut être appliqué aux principales formules et a été décrit par Aramberi pour les formules SRK/T, Holladay et Hoffer-Q.

**Méthode de Mandell :** elle consiste en la détermination de la puissance de la face antérieure de la cornée avant la chirurgie réfractive en appliquant un facteur de correction à la kératométrie actuelle (35). Le facteur de correction cornéen (CPC) est de :  $0,376/0,3375 = 1,114$ .

La puissance cornéenne avant chirurgie est donc recalculée par : Kératométrie mesurée  $\times$  CPC.

#### 4.4.4. Méthode de calcul en absence de données

En pratique, il est souvent difficile de disposer des éléments de l'histoire réfractive du patient, opéré de nombreuses années auparavant par un praticien différent de celui qui va pratiquer la chirurgie de la cataracte. Dans cette situation, les seules valeurs qui peuvent servir pour le calcul de l'implant sont celles qu'on va pouvoir mesurer avant l'intervention de cataracte, en sachant que la réfraction réduite par la perte de transparence des milieux et modifiée par une probable myopie d'indice ne peut pas être considérée comme fiable pour le calcul d'implant.

**Formule de shammas** : Un facteur de correction est apporté à la kératométrie mesurée par topographie cornéenne (36) (37) :  $K = 1,14 \times K \text{ du topographe} - 6,8$ .

**Formule de ROSA** : Un facteur de correction est apporté à la kératométrie mesurée par topographie cornéenne en tenant compte de la longueur axiale (38) :  $Y = 0,0276 \times \text{Longueur axiale} + 0,3635$ . Ce facteur de correction Y est alors appliqué au rayon mesuré ( $R \text{ modifié} = R \times Y$ ) pour déterminer la puissance de la cornée par la formule : Avec  $n = 1,3375$ .

**Méthode de Maloney** : Elle consiste à modifier la puissance cornéenne centrale mesurée par topographie (32) en utilisant la formule :  $P \times (376/337,5) - 4,98$ .

**Méthode de la lentille rigide** : elle détermine la puissance de la cornée centrale 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 (39; 40). Le principe d'analyse repose sur le fait qu'en cas de 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. La formule de correction est exprimée en :  $K = \text{Rayon lentille} + \text{Puissance lentille} + \text{Réfraction avec lentille} - \text{Réfraction sans lentille}$  (toutes ces valeurs étant exprimées en dioptries).

Si le test peut être fait avec une lentille de rayon de courbure connu mais sans puissance réfractive, l'équation devient :  $K = \text{Rayon lentille} + \text{Réfraction avec lentille} - \text{Réfraction sans lentille}$ .

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

**Méthode de AWWAD** : elle applique des corrections à la puissance cornéenne moyenne sur les 3 mm centraux mesuré par topographie cornéenne ou sur l'équivalent de la kératométrie en utilisant la formule Holladay 1 (41). Les modifications apportées sont exprimées par :

- K ajusté par topographie =  $1,151 \times \text{Puissance cornéenne moyenne sur 3 mm} - 6,799$  ;
- K ajusté par SimK =  $1,114 \times \text{SimK} - 6,062$ .

**Formule de Besst** : elle est destinée à déterminer la kératométrie pour le calcul d'implant, s'appuie sur les mesures de courbure des faces antérieure et postérieure de la cornée, obtenues par l'appareil Pentacam® (Oculus), complétées par la mesure de l'épaisseur cornéenne centrale (42). Cette formule est dépendante de l'appareil de mesure.

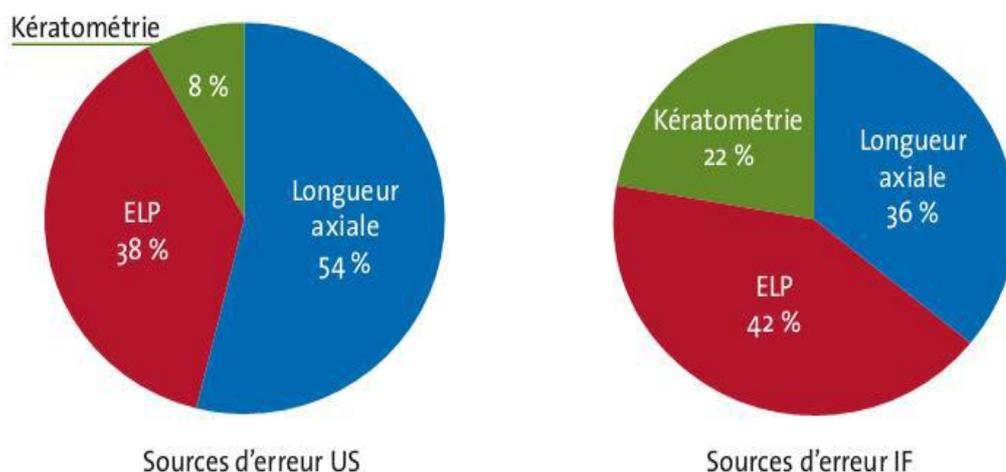
**FORMULE DE HAIGIS-L** : elle est dépendante des mesures prises par l'appareil IOLMaster® (Zeiss), avec l'avantage de calculer la position de l'implant à partir de la mesure de profondeur de chambre antérieure (43). Cet élément limite le risque d'erreur de calcul lié à la mauvaise estimation de la position de l'implant. Cette position de l'implant est estimée par la mesure directe de la profondeur de la chambre antérieure par un système de reconnaissance de forme.

La kératométrie est mesurée par l'appareil IOLMaster® et modifiée par la formule elle-même pour tenir compte de l'effet réfractif, soit de la myopie pour la formule de Haigis-L myopique, soit de l'hypermétropie pour la formule de Haigis-L hypermétropique.

Les résultats de cette formule semblent assez précis par rapport aux autres méthodes.

#### 4.5. Les sources d'erreur dans le calcul de la puissance d'implant.

Il a été établi que les sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant chez les patients n'ayant pas subi de chirurgie réfractive cornéenne sont représentées par la mesure de la longueur axiale (54 % des cas), puis la mesure de la position effective de l'implant (38 % des cas) et enfin la mesure des kératométries (8 %) lorsqu'on utilise la biométrie par ultrasons (échographie en mode A ou B) (44). En revanche, d'après Olsen, lorsque la biométrie par rayonnement infrarouge (exemple : IOL Master, Carl Zeiss, Iéna, Allemagne) est utilisée, la position effective de l'implant arrive en première position (42 % des cas) des sources d'erreur de calcul d'implant, suivie par la mesure de la longueur axiale (36 %) et enfin la mesure des kératométries (22 %) (20).



**Figure 11 : Sources d'erreur dans le calcul de la puissance de l'implant en fonction de la technique de biométrie utilisée, biométrie ultrasonore (US) versus biométrie par rayonnement infrarouge (IF).**

La fiabilité des mesures biométriques réalisées par échographie et par interférométrie à cohérence optique est équivalente (45). Néanmoins, on utilisera préférentiellement l'une ou l'autre technique en fonction des pathologies

rencontrées. On privilégiera la biométrie ultrasonique en présence d'opacités le long de l'axe visuel (dystrophie ou taie cornéenne, cataracte très dense, hémorragie intravitréenne), en cas de pathologie rétinienne (détachement de rétine, perte de fixation) et en cas de nystagmus. En revanche, la biométrie par interférométrie à cohérence optique sera privilégiée en cas de tamponnement par huile de silicone et en présence de staphylome chez les patients myopes forts (22).

#### 4.6. Quelle formule choisir en pratique ?

Les recommandations de choix de la formule en fonction de la longueur axiale de l'œil sont résumées dans ce tableau (46).

Longueur axiale	Formule
$L < 22 \text{ mm}$	Hoffer Q, Holladay II
$22 < L < 24 \text{ mm}$	SRK-T, Holladay I, Hoffer Q
$24 < L < 26 \text{ mm}$	SRK-T, Holladay I
$L > 26 \text{ mm}$	SRK-T, Holladay II

**Tableau 15 : Choix de la formule de calcul d'implant la plus adaptée en fonction de la longueur axiale du globe oculaire.**

Il convient néanmoins d'apporter une nuance à cette standardisation : les yeux atypiques présentant une discordance entre leur longueur axiale et leurs kératométries ou une profondeur de chambre antérieure étroite par bombement du plan irido-cristallinien méritent une attention toute particulière. On privilégiera dans ces cas-là les formules de dernière génération (Haigis ou Holladay II) qui prennent en compte le plus grand nombre de paramètres.

## **4.7. Particularités des biométries.**

### **4.7.1. Les fortes amétropies.**

#### **4.7.1.1. Myopie**

La myopie forte se traduit par une déformation axiale de la coque oculaire qui pose des problèmes de prise des mesures de longueur axiale. La déformation du pôle postérieur par le staphylome myopique peut entraîner des erreurs de biométrie, car les repères de mesure en échographie en mode A deviennent imprécis, surtout en cas de staphylome situé en nasal de la papille avec la macula se présentant de façon oblique par rapport au faisceau ultrasonore (47) (48) (49). La biométrie en mode B permet, dans ce cas, d'améliorer la localisation de la macula mais il n'est pas possible, en l'état actuel de la technique, de localiser précisément la fovéola. La technique de cohérence optique, grâce à son point de fixation, permet une mesure sur l'axe visuel, limitant ainsi les aléas de mesure de longueur axiale. Les appareils optiques sont cependant limités dans la mesure des grandes longueurs axiales avec une limite technique à 40 mm pour le IOLMaster® et 32 mm pour le Lenstar®.

#### **4.7.1.2. Hypermétropie**

Le calcul d'implant en cas de forte hypermétropie pose différents problèmes. En ce qui concerne la biométrie, il est fortement recommandé d'utiliser une technique sans contact par interférométrie ou un mode ultrasonore en immersion pour éviter la compression de la cornée, qui se traduit par une erreur relative plus importante sur les globes courts.

L'anatomie des globes très courts peut soit correspondre à des yeux microphthalmes, avec un segment antérieur de taille réduite ainsi qu'un segment postérieur court, soit à des globes avec un segment antérieur de taille comparable aux yeux emmétropes mais avec un segment postérieur très raccourci. Pour rendre compte de cette différence, Holladay, Haigis et Olsen ont intégré dans leurs formules de calcul

plus de mesures préopératoires, comme la profondeur de chambre antérieure préopératoire, le diamètre cornéen de blanc à blanc et l'épaisseur du cristallin (pour Olsen et Holladay 2) (50) (51) (52).

Le facteur des formules théoriques correspondant à l'épaisseur de la rétine doit être modifié pour tenir compte de l'épaisseur rétinienne plus importante.

Le déplacement antéropostérieur de l'implant entraîne une erreur réfractive plus importante : pour un implant de 40 D déplacé dans le sens antéropostérieur de 0,5 mm, l'erreur réfractive sera de 2 D.

La forte puissance des implants pour hypermétrope représente aussi une difficulté de fabrication des implants avec, pour certains, des aberrations optiques assez marquées. Les progrès de fabrication des implants actuels permettent cependant de répondre à la majorité des situations, ce qui évite le recours proposé il y a quelques années à l'implantation en piggyback qui consiste à positionner deux implants, avec un implant de forte puissance dans le sac cristallinien, puis un second implant dans le sulcus ciliaire. Cependant, cette méthode peut être très utile pour l'adjonction d'un implant multifocal sur un globe déjà opéré de cataracte avec implant dans le sac cristallinien (51).

#### **4.7.2. Biométrie optique sur les yeux opérés pour chirurgie endo-oculaire avec tamponnement interne à l'huile de silicone.**

Les biomètres optique utilisent la technologie de l'interférométrie à cohérence partielle pour calculer la longueur axiale de l'œil. Celle-ci est basée sur la réflexion du signal d'interférence de l'épithélium pigmentaire rétinien. Le chemin optique est transformé en distances géométriques en fonction d'un indice de réfraction moyen. En conséquence, il n'y a pas vraiment de distinction entre une solution aqueuse et de l'huile de silicone. La présence d'huile de silicone égale un indice de réfraction moyen différent. La qualité de la mesure est fortement influencée par la qualité du signal d'interférence et le bruit de fond. Les mesures par biométrie optique ne sont pas fiables si le bruit de fond est supérieur à 2,0 et les valeurs du bruit de fond acceptées se situent entre 1,6 et 1,9. Les facteurs augmentant le bruit de fond sont un patient qui ne fixe pas bien, une forte amétropie, toute pathologie centrale de la rétine, les opacités cornéennes cristalliniennes et du corps vitré. La présence de gouttelettes d'huile émulsionnée dans l'axe optique peut influencer les mesures biométriques. Dans la biométrie optique on effectue les mesures chez les patients en position assise et donc on élimine le phénomène du remplissage incomplet. Les mesures de la longueur axiale par échographie sur des yeux avec huile de silicone peuvent être influencées par une position couchée surtout si le remplissage en huile de silicone est incomplet, s'il existe des petites gouttelettes d'émulsification, ou s'il y a un prolapsus de l'huile de silicone dans la chambre antérieure sur un œil aphake. En effet, sur plusieurs études, la biométrie optique par interférométrie à cohérence partielle a montré sa fiabilité chez les malades opérés pour chirurgie endo-oculaire avec tamponnement interne à l'huile de silicone avec un bruit de fond dans les limites acceptables très proches des yeux normaux. (53)

### **4.7.3. Biométrie et kératocône.**

La cornée des kératocônes est plus mince et plus bombée que la cornée des emmétropes. La profondeur de la chambre antérieure et la longueur axiale sont significativement plus importantes dans les yeux avec kératocône que dans les yeux emmétropes. La myopie des kératocônes est bien sûr due à l'augmentation de puissance cornéenne et à l'augmentation de la longueur axiale. L'augmentation de la profondeur de la chambre antérieure chez les yeux avec kératocône est plus difficile à interpréter car elle peut être liée aussi bien à l'ectasie cornéenne de la pathologie cornéenne qu'à la myopie axile.

La longueur du segment postérieur (ou longueur de la cavité vitrénne) est le meilleur paramètre biométrique pour quantifier la myopie axile. Chez les yeux indemnes de pathologie en dehors d'une éventuelle amétropie, la longueur du segment postérieur est le paramètre biométrique de l'œil qui présente la plus forte corrélation avec l'équivalent sphérique. La longueur du segment postérieur présente l'avantage par rapport à la longueur axiale de l'œil de ne pas prendre en compte la biométrie du segment antérieur (épaisseur de la cornée, profondeur de la chambre antérieure) qui est justement susceptible d'être modifiée en cas de kératocône (amincissement cornéen, ectasie).

La relation entre le kératocône et la myopie axile reste controversée.

Dans leurs études biométriques sur le kératocône, Lanier et al. (1992) et Italon et al. (2002) ont conclu à l'absence de relation entre le kératocône et la myopie axile (54) (55). La plupart des études biométriques effectuées à l'aide de l'échographie (A ou B) sur une population générale de taille importante retrouvent une longueur axiale de l'ordre de 23,5 mm. Dans les études de Binkhorst et al., Holladay et al., Hoffer et al. et Yu et al., la longueur axiale moyenne était respectivement de 23,45 mm, de 23,64 mm, de 23,65 mm et de 23,74 mm.

Selon plusieurs études, Brooks et al. et Tuft et al., la longueur axiale moyenne est significativement plus grande dans le groupe kératocônes que dans le groupe contrôle emmétrope. (56) (57) (58)

Etudes		Touzeau et al. (2003) (n=100x2)	Italon et al. (2002) (n = 30)	Tuft et al. (1992) (n=70+25)	Lanier et al. (1992) (n = 157)
<b>Longueur axiale</b>	Kératocône	23,97 ± 1,52	24,01 ± 1,33	24,47 ± 1,65	24,39 ± 1,13
	Emmétrope	23,21 ± 1,54		23,46 ± 0,78	
<b>Longueur du segment postérieur</b>	Kératocône	16,54 ± 1,47	16,24 ± 1,03	17,05 ± 1,52	
	Emmétrope	15,99 ± 0,62		16,42 ± 0,72	
<b>Epaisseur du cristallin</b>	Kératocône	3,87 ± 0,34 4,04 ± 0,38			
	Emmétrope	3,90 ± 0,33			
<b>Profondeur</b>	Kératocône	3,57 ± 0,38 3,72 ± 0,43			
	Emmétrope	3,32 ± 0,38			

**Tableau 16 : Comparaison des principales études prospectives analysant la biométrie des yeux atteints de kératocône**

Cette différence n'est pas liée au choix du groupe contrôle (emmétrope au lieu de la population générale). En effet, la population générale présente une longueur axiale

inférieure à celle des emmétropes en raison de la plus grande prévalence de l'hypermétropie par rapport à la myopie. La différence de la longueur axiale entre les groupes « kératocône » et « emmétrope » est donc inférieure à la différence entre le groupe « kératocône » et la population générale. L'augmentation de la longueur axiale des kératocônes n'est pas uniquement liée à l'augmentation de la profondeur de la chambre antérieure secondaire à l'ectasie cornéenne. En effet, le segment postérieur des kératocônes est significativement plus long que celui des yeux emmétropes. Tuft et al. ont retrouvé des résultats similaires. Il existe une relation statistique entre le kératocône et la myopie axiale. L'existence d'une corrélation significative entre l'équivalent sphérique et la longueur du segment postérieur dans le groupe « kératocône » confirme le lien entre les 2 pathologies (59).

La principale application clinique de l'existence d'un lien entre le kératocône et la myopie axiale concerne la greffe de cornée des kératocônes. La myopie observée après greffe de cornée est plus importante chez les kératocônes que chez les autres patients phaqes greffés. La différence d'amétropie sphérique post-kératoplastie entre kératocône et « phaques non kératocône » a été attribuée à la myopie axiale préopératoire des kératocônes. Une greffe de cornée peut corriger l'excès de puissance cornéenne et l'augmentation de la profondeur de la chambre antérieure induite par le kératocône. Les diamètres choisis pour trépaner le greffon et la cornée réceptrice sont en général proches de 8 mm. Cette taille représente un compromis entre une qualité optique suffisante et un risque de rejet acceptable. Dès les premières kératoplasties transfixantes, un surdimensionnement du greffon par rapport au lit récepteur a été préconisé pour ouvrir l'angle irido-cornéen afin de diminuer le risque de glaucome post-kératoplastie. Les diamètres choisis respectivement pour la cornée réceptrice et le greffon sont souvent de 8 mm et de 8,25 mm.

La différence de taille entre les 2 diamètres de trépanation peut être choisie de façon à limiter l'amétropie sphérique préopératoire et en particulier la myopie. Quand la longueur du segment postérieur est faible, le surdimensionnement du greffon est bénéfique et peut même être majoré (8,00 et 8,50 par exemple) de façon à augmenter le bombement du greffon et donc sa puissance. Au contraire, si le segment postérieur est très long, il est souhaitable d'obtenir en post-opératoire une puissance assez faible. Sur le plan réfractif, le surdimensionnement du greffon est néfaste.

Afin de limiter la myopie post-opératoire, le greffon doit avoir le même diamètre ou mieux, un diamètre inférieur à celui du lit récepteur. Plusieurs auteurs réalisent des kératoplasties transfixantes en sous-dimensionnant le greffon de 0,25 mm par rapport au lit récepteur (7,50 mm/7,75 mm). (60) (61) Wilson et al. ne rapportent pas d'augmentation de l'incidence de glaucome en cas de sous-dimensionnement du greffon. (62)

Toutefois, quand le greffon est plus petit que le lit récepteur, la suture est plus difficile. De plus, la gestion des amétropies post-opératoires n'est pas aussi évidente si le greffon a une faible puissance.

#### **4.7.4. Biométrie et kératoplastie.**

Le problème se pose essentiellement lors d'une chirurgie combinée de kératoplastie transfixiante avec cure de cataracte. Effectivement, il n'existe actuellement aucune méthode qui peut prédire avec précision la puissance d'implant à mettre en place lors d'une chirurgie combinée de kératoplastie transfixiante associée à une chirurgie de cataracte.

En effet, il est impossible de connaître la kératométrie centrale du greffon avant la chirurgie. Il suffit de baser les calculs préopératoire sur une «meilleure estimation» de la puissance cornéenne post-opératoire (exemple 44,0 D). Ceci peut conduire à des grandes amétropies post-opératoires. Lorsque le greffon a subi auparavant un LASIK on peut constater des erreurs hypermétropes très élevées.

Dans cette situation pour une meilleure précision il est suggéré de réaliser dans un premier temps opératoire une kératoplastie associée à une cure de cataracte en gardant le sac capsulaire puis l'implantation est réalisée comme une procédure secondaire.

Lorsque l'ablation de fils est achevée et après quatre à huit mois, la courbure de la cornée s'est stabilisée, et l'astigmatisme est réduit au minimum. A ce moment la kératométrie est calculée plus précisément par topographie cornéenne. La lentille intraoculaire est placée dans le sulcus ciliaire. (63)

En cas de kératoplastie lamellaire le calcul de la puissance d'implant se base sur la kératométrie postopératoire définitive.

#### **4.7.5. Biométrie chez l'enfant et le choix de la puissance d'implant.**

##### **4.7.5.1. L'âge d'implantation chez l'enfant.**

La mise en place d'implant en intraoculaire chez l'enfant se fait de plus en plus précocement.

##### **4.7.5.2. Développement du globe oculaire.**

Le développement des globes oculaires s'effectue au cours des premières années de naissance. La longueur axiale moyenne à la naissance est de 16,6 à 17mm et la kératométrie moyenne est de 51,2 dioptries. La croissance du globe oculaire est de 0,18mm/ semaine au-dessous de 40 semaines puis de 0,15mm/semaine à partir de 3 mois. Puis la croissance du globe oculaire diminue progressivement pour atteindre 23,6mm à l'âge de 15ans.

Plus de la moitié de la croissance du globe oculaire s'effectue avant l'âge de 1 an et le maximum de croissance se fait avant 2 ans.

Le changement de la kératométrie moyenne se fait surtout au-cours des 6 premiers mois en passant de 51,2D à 43,5D. La puissance du cristallin diminue de 10D au-cours des premières années de vie.

#### **4.7.5.3. Myopisation du globe oculaire au-cours de la croissance.**

Dans les yeux aphaques et pseudo-phaques, la seule variable est la longueur axiale. La myopisation du globe oculaire avec la croissance se calcul selon l'âge de chirurgie et la durée de suivi :

Selon Crouche et al. (64) sur étude de 52 yeux de 42 patients âgé de 12 mois à 18 ans opéré pour cataracte la myopisation du globe oculaire est de :

- 3,66D chez les enfants opérés entre 3-4 ans.
- 2,03D chez les enfants opérés entre 7-8 ans.
- 1,88D chez les enfants opérés entre 9-10 ans.
- 0,97D chez les enfants opérés entre 11-14 ans.
- 0,38D chez les enfants opérés entre 15-18 ans.

Sur une étude de Dahan et al. (65) une myopisation de 6,93 +/- 3,42D après 7,7 ans de suivi de 34 enfants (68 yeux) opéré de cataracte avant l'âge de 18 mois.

La comparaison de la croissance des globes oculaires des yeux normaux et pseudo-phaques n'a pas objectivé de différence statistiquement significative. Ainsi, la croissance des globes oculaires des pseudo-phaques s'effectue de la même façon que les yeux normaux (66) (67).

#### 4.7.5.4. Objectif réfractif post-opératoire chez le grand enfant.

Il n'existe pas de consensus sur l'objectif réfractif en post-opératoire chez les enfants opérés de cataracte.

La majorité des ophtalmologistes recommande une réfraction post-opératoire (68) :
+6 dioptries pour les enfants de 1 an.
+5 dioptries pour les enfants de 2ans.
+4 dioptries pour les enfants de 3ans.
+3 dioptries pour les enfants de 4ans.
+2 dioptries pour les enfants de 5ans.
+1 dioptrie pour les enfants de 6-7ans.
-1 à -2 dioptries pour les enfants de plus de 8ans.

#### 4.7.5.5. Objectif réfractif post-opératoire chez le jeune enfant.

La majorité des ophtalmo-pédiatres optent pour l'implantation des enfants à tout âge.

Une hypermétropisation initiale est nécessaire afin d'obtenir une emmétropie à l'âge adulte. Toute fois une correction de cette hypermétropie reste obligatoire sans oublier d'ajouter +2 à +3 dioptries pour la vision de près.

Une emmétropisation post-opératoire chez l'enfant de bas âge, afin de prévenir l'amblyopie, peut conduire à des myopies sévères à l'âge adulte.

#### 4.7.5.6. Mesure la longueur axiale.

Outre les incertitudes de la croissance du globe oculaire après l'implantation, les mesures de la longueur axiale (LA) et de la kératométrie chez les enfants est moins précis que pour les adultes. Chez les jeunes enfants et les nourrissons les mesures biométriques se font sous anesthésie générale dans un œil qui n'est pas en mesure de coopérer. En effet la fixation et le centrage ne sont pas précis (69).

La biométrie par échographie mode A-scan est la méthode classique de mesure de la longueur axiale chez les enfants.

L'échographie peut être effectuée par appplanation ou par techniques d'immersion.

La technique d'appplanation place la sonde à ultrasons directement sur la cornée, ce qui met en retrait légèrement la surface. Cela peut introduire une erreur de mesure de LA. En utilisant la technique d'immersion, la sonde à ultrasons ne vient pas directement en contact avec la cornée, mais utilise un fluide de couplage entre la cornée et la sonde empêchant l'indentation cornéenne.

Lorsque la sonde est alignée avec l'axe optique de l'œil et le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à la rétine, le pic rétinien est affiché comme un pic vertical haut et fin. Lorsque la sonde n'est pas correctement alignée avec l'axe optique de l'œil, le faisceau d'ultrasons n'est pas perpendiculaire à la surface de la rétine et le pic rétinien est affiché comme déchiqueté, pic vertical large et bas (70).

La biométrie par interférométrie à cohérence partielle (PCI) a été utilisée chez les enfants coopérants donnant une bonne fiabilité, précision et reproductibilité. Malheureusement, cette technique ne peut pas être réalisée chez les nourrissons et les jeunes enfants (71).

#### 4.7.5.7. Calcul de la puissance d'implant.

Plusieurs formules peuvent être utilisées pour prédire la puissance de l'implant nécessaire pour atteindre l'objectif de réfraction désiré. À ce jour, les formules de calcul de la puissance optique de l'implant ont été largement dérivées des études chez les adultes. Le choix de la formule de calcul d'implant rejoint celui chez l'adulte en fonction de la longueur axiale.

Toutes les formules de calcul de puissance d'implant chez l'enfant sont mimées sur les considérations relatives à l'œil adulte, ainsi, il est encore difficile de savoir si elles peuvent être appliquées chez les enfants avec le même degré de confiance, en particulier avec des petites longueurs axiales avec des valeurs élevées de kératométrie.

Il existe seulement cinq publications concernant les résultats de l'implantation chez les enfants selon les formules de calcul de prédiction utilisées (72) (73) (74) (75) (76).

Les travaux récents de Mezer et al suggère qu'aucune des formules de prévision actuels, y compris Hoffer Q, Holladay, SRK / T, SRK, et SRK II fournit des résultats suffisants chez les patients âgés de 2 à 17 ans.

L'erreur moyenne de biométrie chez l'enfant, selon plusieurs études, est comprise entre 1,23 à 1,33 D dans les yeux longs, de 0,98 à 1,03 D dans les yeux moyens et de 1,41 à 1,8 D dans les yeux courts.

Neely et al ont montré que les formules SRK II, SRK T, et Holladay n'avaient aucune différence significative dans la prévisibilité de la puissance de la lentille chez les enfants. Cependant, il y a une plus grande variabilité dans les résultats de réfraction postopératoire chez les patients âgés de moins de 2 ans avec toutes les formules. La formule Hoffer Q a tendance à surestimer la puissance de l'implant et a montré le plus grand degré de variabilité (77).

Hoffer suggère que la formule Hoffer Q est la meilleure dans les yeux de moins de 22,0 mm. En outre, il peut être inexact d'extrapoler les conclusions de courts adulte yeux de la population pédiatrique. Formules plus récentes telles que la formule Holladay II ont été conçus pour augmenter la précision du calcul de la puissance de l'implant. La formule Holladay II incorpore profondeur mesurée de la chambre antérieure, l'épaisseur de la lentille, et le diamètre de la cornée et se présente comme étant utile chez l'adulte nécessitant au moins 30 D de puissance pour emmétrope (78).

Des travaux récents d'Eibschitz et al, réalisant une comparaison analytique des prédilections de la puissance de l'implant pour des valeurs de kératométrie supérieures à 55 dioptries et de longueur axiale inférieure à 16 mm. Deux objectifs réfractifs ont été calculés en utilisant des constantes optimisé selon le type d'implant en fonction des formules SRK II, SRK / T, Holladay I, Hoffer Q, et Haigis.

Des différences significatives de la prédiction de puissance d'implant ont été trouvées entre les formules Hoffer Q, Holladay I et SRK II pour ces valeurs de kératométrie et de longueur axiale. (>50D et <16mm).

Les formules Holladay I et Haigis se sont avérées similaires dans leur prédiction de puissance d'implant. Le SRK / T était comparable à la Holladay I et Haigis mais toujours différent dans les hautes valeurs de kératométries (79).

#### 4.7.5.8. Adaptation de la puissance d'implant en fonction de l'âge.

##### 4.7.5.8.1. Selon DE LAAGE.

A l'issue du calcul donné par la biométrie, on obtient la vergence théorique de l'implant qui peut emmétropiser l'œil examiné. C'est à partir de ce chiffre que le chirurgien va choisir la puissance de l'implant qu'il va en fait insérer dans l'œil de l'enfant. Ce choix doit tenir compte de plusieurs facteurs : la croissance de l'œil, l'âge auquel il souhaite obtenir l'emmétropie, l'uni- ou la bilatéralité de la cataracte, et la longueur du globe. Pour une implantation primaire, la puissance de l'implant est choisie de façon à ne pas avoir à le changer plus tard. Pour ce faire, nous prenons en compte la croissance de l'œil. Elle est donc sous-corrigé empiriquement de :

Correction de la puissance biométrique de l'implant mesuré	Age de l'enfant
40%	avant l'âge de trois mois
35%	entre trois et six mois
20%	entre six et douze mois
15%	entre un et deux ans
10%	entre deux et quatre ans
2 dioptries	entre quatre et cinq ans
1 dioptrie	entre cinq et sept ans
<b>ensuite la puissance choisie est celle donnée par le calcul théorique</b>	

**Tableau 17 : Correction de la puissance biométrique de l'implant mesuré en fonction de l'âge selon PATRICCE DE LAAGE DE MEUX (80)**

Ces chiffres sont le résultat de l'expérience de leur auteur, et cet abaque est constamment affiné et adaptée aux résultats obtenus. Pour une implantation secondaire, l'implantation est faite en général beaucoup plus tard, à l'âge auquel la croissance du globe peut être considérée comme négligeable. On met donc l'implant de la puissance dioptrique définie par la biométrie.

#### 4.7.5.8.2. Selon DAHAN.

Le choix de la puissance de l'implant chez l'enfant selon DAHAN se base sur l'âge de la chirurgie avec implantation et aussi de la longueur axiale du globe oculaire.

<u>Pour les enfants moins de 2 ans</u>	
Sous correction de la puissance de l'implant de 20%	
Ou utiliser uniquement la longueur axiale :	
<u>Longueur axiale (mm)</u>	<u>Puissance de l'implant</u>
17 mm	28
dioptries	
18 mm	27
dioptries	
19 mm	26
dioptries	
20 mm	24
dioptries	
21 mm	22
dioptries	
<u>Pour les enfants entre 2 et 8 ans</u>	
Sous correction de la puissance de l'implant de 10%	

Tableau 18 : Correction de la puissance biométrique de l'implant mesuré en fonction de l'âge et de la longueur axiale DAHAN (81)

#### **4.8. Comparaison de nos principaux résultats avec ceux rapportés dans les principales séries internationales.**

La cure de cataracte est la procédure chirurgicale la plus couramment pratiquée aux États-Unis et d'autres pays. Avec les progrès des techniques chirurgicales et des implants intraoculaires, il y a actuellement une attente accrue de la part des chirurgiens et des patients pour des résultats réfractifs précis en post-opératoire.

Pour répondre à ces attentes, il faut effectuer des mesures biométriques précises particulièrement de la longueur axiale (LA). (80)

Peu d'études mondiales, sur un large échantillon, ont déterminées les standards biométriques dans différentes populations, et le plus fréquemment ces études concernaient des personnes âgées. Les mesures d'implants par les techniques non contact sont considérées comme plus précises et reproductibles que les techniques contacts notamment par applanation ou par immersion à l'aide de l'échographie. (81) (82)

Les résultats réfractifs après biométrie non contact sont meilleurs que ceux après biométrie par ultrasons, surtout en utilisant les formules de calculs biométriques appropriés selon la longueur axiale (Holladay et SRK-T formules pour AL 22.0 -24.0 mm, et Hoffer pour AL court).

#### 4.8.1. Kératométrie.

Etude	Kératométrie(dioptries)	Observation
Blue Mountains Eye Study Population (83) ( <i>Australia</i> )	Femme : 43,68+/-1,46 Homme : 42,98+/-1,45	p<0,0001
LALES (84) Los Angeles Latino Eye Study ( <i>Denmark</i> )	Femme : 43,95+/-1,6 Homme : 43,35+/-1,64	p<0,0001
Mongolia (85) ( <i>Mongolie</i> )	Femme : 44,24 Homme : 43,65	p<0,0001
Reykjavik (86) ( <i>Angleterre</i> )	Femme : 43,73 Homme : 43,41	p<0,0001
La Nauze (87) ( <i>Vietnam</i> )	Femme : 44,43+/- 1,49 Homme : 43,97+/- 1,39	p<0,01
Fanny et al (88) ( <i>Côte d'ivoire</i> )	Femme : 43,99+/- 1,62 Homme : 43,46+/- 1,45	p<0,01
Notre série	Femme : 44,09+/- 3,32 Homme : 43,83+/- 2,55	P = 0,039

Tableau 19 : comparaison de la kératométrie cornéenne dans différentes études internationales et notre série.

Ce tableau montre la différence de kératométrie entre les hommes et les femmes dans différentes populations (australienne, danoise, mongolienne, anglaise, vietnamienne et ivoirienne). Toutes ces études ont montré que la kératométrie

moyenne chez les femmes est plus importante que celle chez les hommes avec des différences très significatives dans toutes ces études. Dans notre étude nous constatant qu'il existe aussi une différence de kératométrie moyenne, aussi, plus importante chez les femmes que chez les hommes sans qu'elle soit très significative avec un  $p < 0,05$ .

La valeur de kératométrie moyenne retrouvée dans notre étude est proche de celles de la littérature. Elle est de  $44,09 \pm 3,32$  chez les femmes et  $43,83 \pm 2,55$  chez les hommes.

#### 4.8.2. La longueur axiale.

Etude	Longueur axiale(mm)	Observation
Blue Mountains Eye Study (Australia) (83)	- Femme : 23.20+/-1,07 - Homme : 23.75+/-0,96	p<0,0001
LALES (84) Los Angeles Latino Eye Study (Denmark) (84)	Femme : 23.18 (+/-1,02) Homme : 23,65 (+/-0,94)	p<0,0001
Mongolia (85) (Mongolie)	Femme : 23,08+/-1,2 Homme : 23,43+/-1,06	p<0,0001
Reykjavik (86) (Angleterre)	Femme : 23,20+/-0,98 Homme : 23,74+/-1,01	p<0,0001
La Nauze (87) (Vietnam)	Femme : 23,46 +/- 0,93 Homme : 23,28 +/- 0,99	p<0,0001
Fanny et al (88) (Côte d'ivoire)	Femme : 22,56 +/- 0,90 Homme : 23,26 +/- 1,07	p<0,0001
Hoffer (89) (CalifornieUSA)	Longueur axiale moyenne 23,65 ± 1,35	
Bishara (90) (Israël)	Femmes : 23,46 ± 0,02 Hommes : 23,80 ± 0,05	p<0,0001
Notre série	Femme : 23,67+/- 4,46 Homme : 23,79+/-2,28	p<0,0001

**Tableau 20 : comparaison de la longueur axiale du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.**

Les femmes ont une longueur axiale des globes oculaires plus petite que celle des homes. Toutes les études internationales (australienne, danoise, mongolienne, anglaise, vietnamienne, ivoirienne américaine et israélienne) ont confirmé cette constatation. La différence statistique est très significative dans toutes les études avec  $p < 0,001$ . La moyenne de longueur axiale de notre population est ressentie comme la plus élevée par rapport aux autres populations, ceci est sûrement dû à l'absence d'aplatissement cornéen lors de la mesure optique non contact.

#### 4.8.3. La profondeur de chambre antérieure.

Etude	Profondeur de la chambre antérieure (mm)	Observation
Blue Mountains Eye Study Population (83) (Australia)	- Femme : 3.06+/-0,33 - Homme : 3.04+/-0,37	p<0,0001
LALES (84) Los Angeles Latino Eye Study (Denmark)	Femme : 3.36 (+/-0,34) Homme : 3,48 (+/-0,34)	p<0,0001
Mongolia (85) (Mongolie)	Femme : 2,77 Homme : 2,87	p<0,0001
Reykjavik (86) (Angleterre)	Femme : 3,08+/-0,34 Homme : 3,2+/-0,37	p<0,0001
Fanny et al (88) (Côte d'ivoire)	Femme : 2,53+/-0,48 Homme : 2,69+/-0,54	p=0,007
Hoffer (89) (CalifornieUSA)	Profondeur moyenne de la chambre antérieure 3,24+/-0,44	
Notre série	Femme : 2,73+/- 0,25 Homme : 2,82+/-0,17	P=0,0015

**Tableau 21 : comparaison de la profondeur de chambre antérieure du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.**

La profondeur de la chambre antérieure est plus réduite chez les femmes que chez les hommes.

Cette constatation est ressentie également dans d'autres études internationales (australienne, danoise, anglaise, ivoirienne et américaine).

La différence statistique est toujours significative, elle est de p=0,0015 dans notre série.

La chambre antérieure la plus réduite est celle de la population ivoirienne, suivie de la nôtre, puis mongolienne et enfin les autres populations.

#### 4.8.4. Épaisseur du cristallin.

Etude	Épaisseur du cristallin (mm)	Observation
Allouch et al (91) (France)	Épaisseur moyenne du cristallin : 30 – 60ans : 4,03+/-0,36 >60ans : 4,93+/-1,34	
Yung–Feng Shih et al. (92) (Ocular Biometry in Taiwan)	Sujets entre 51–60ans – Femme : 4,37+/-0,35 – Homme : 4,45+/-0,34 Sujets entre 61–70ans – Femme : 4,54+/-0,29 – Homme : 4,45+/-0,36	
Fanny et al (88) (Côte d’ivoire)	Femme : 4,19+/-0,54 Homme : 4,20+/-0,53	p=0,87
Hoffer (89) (CalifornieUSA)	Épaisseur moyenne du cristallin : 4,63+/-0,68	
Notre série	Femme : 4,27+/- 0,25 Homme : 4,35+/-0,22	p=0,40

Tableau 22 : comparaison de l'épaisseur cristallinienne du globe oculaire dans différentes études internationales et notre série.

Il n'existe pas de différence statistique de l'épaisseur du cristallin entre les hommes et les femmes, aussi bien dans notre étude que les autres séries de la littérature.

L'épaisseur cristallinienne moyenne de nos malades est proches de celles des autres populations (française, tai, ivoirienne et américaine)

#### 4.8.5. Pachymétrie.

Selon différentes publications, il n'existe pas de corrélation entre PCC et LA. Par ailleurs, rares sont les études qui ont montré que la PCC est plus mince dans les yeux avec une LA importante.

Chang et al (216 yeux, Br JO 2001) : la PCC est sensiblement plus mince dans les globes oculaires avec une longueur axiale importante.

Oliveira et al (140 cas, J Glaucoma 2006) ainsi que Shimmyo et Orloff (1084 yeux, AJO 2005) : pas de relation entre PCC et de la longueur axiale chez des patients américains.

Gros-Otero et al. (375 yeux, Dec 2010, Espagne) l'épaisseur moyenne de la cornée centrale obtenue est de 548,21 $\mu$ m (464 $\mu$ m à 633  $\mu$ m) sans aucune association statistique entre l'épaisseur de la cornée et la longueur axiale ni le sexe.

Dans notre étude, le groupe où la longueur axiale est supérieure à 23,45 mm la pachymétrie moyenne est de 517,19 +/- 40  $\mu$ m et dans le groupe où la longueur axiale est inférieure à 23,45 mm la pachymétrie moyenne est de 519,80 +/- 36 $\mu$ m sans différence statistiquement significative avec un  $p=0,0623$ .

Etude	Pachymétrie cornéenne centrale
American Indian/Alaskan Native	554,8 +/- 33,9(451,5-646)
African-American	528,5 +/- 33,2 (460,5-577,5)
White	551,9 +/- 28,3 (502-615)
Notre série	516,5 +/- 38,14 (398-660)

Tableau 23 : comparaison de la PCC différentes études internationales et notre série.

Selon ce tableau nous remarquons que les valeurs les plus élevées de pachymétrie sont ceux des populations blanches et américaines alors que dans les populations africaines et notre population la valeur de pachymétrie est beaucoup plus mince.

## 5. Conclusion.

Forte du vieillissement de la population, la chirurgie de la cataracte est la chirurgie ophtalmologique la plus pratiquée au Monde. La pression sociale croissante dans l'obligation, non plus de moyens, mais de résultats oblige les chirurgiens ophtalmologiques à utiliser tout l'arsenal technique et chirurgical mis à leur disposition pour satisfaire au mieux les patients souhaitant une chirurgie de la cataracte à visée réfractive.

Les techniques opératoires étant bien codifiées, le calcul de la puissance de l'implant prend toute son importance afin d'éviter les « mauvaises surprises » postopératoires. La précision des mesures de longueur axiale, de kératométrie, la prédiction correcte de la position effective de l'implant et le choix de la formule à utiliser sont autant de paramètres à prendre en compte pour obtenir de bons résultats.

Dans le futur, outre la précision de calcul de la puissance de l'implant, la considération d'autres facteurs tels que la qualité optique (contrôle des aberrations optiques de haut degré) permettra

## Bibliographie

1. The reproducibility of biometry and keratometry measurements. Butcher. 5 : 708–11, London : s.n., 1991.
2. Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry–keratometry device. Shamma, S. 36 : 1474–8., s.l. : J Cataract Refract Surg, 2010.
3. McQueen B.R., Martinez C.E., Klyce S.D. Corneal topography in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol*, 1997 22–8, 8.
4. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*, 1992 125–9, 18.
5. Miglior S, Albe E, Guareschi M, Mandelli G, Gomasasca S, Orzalesi N. Intraobserver and interobserver reproducibility in the evaluation of ultrasonic pachymetry measurements of central corneal thickness. *Br J Ophthalmol*, 2004, 88:174–7.
6. Hitzenberger CK, Baumgartner A, Drexler W, Fercher AF. Interferometric measurement of corneal thickness with micrometer precision. *Am J Ophthalmol*, 1994, 118:468–76.
7. Boscia F, La Tegola MG, Alessio G, Sborgia C. Accuracy of Orbscan optical pachymetry in corneas with haze. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 28:253–8.
8. Touzeau O, Allouch C, Borderie V, Laroche L. Biométrie oculaire par Orbscan. *J Fr Ophtalmol*, 2005, 28:660–674.
9. Findl O., Drexler W., Menapace R. et al. High precision biometry of pseudophakic eyes using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg*, 1998, 1087–93., 24.
10. Haigis W., Lege B., Miller N., Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2000 , 765–73., 238.

11. Shammam H.J. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. *J Am Intraocul Implant Soc*, 1984, 444-7., 10.
12. Leaming, DV. Practice styles and preferences of ASCRS members. s.l. : *J Cataract Refract Surg – Survey*, 2003–2004. Vol. 30:892–900.
13. DV, Leaming. Practice styles and preferences of ASCRS members survey. Symposium on cataract, IOL and refractive surgery. Washington, DC, USA : American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS, 2004–2005).
14. Moran, JR. Optimized lens constants: influence of diagnostic and surgical technique. San Francisco, CA, USA : Symposium on cataract, IOL and refractive surgery, American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS), March 2006. 18–22.
15. Highlights of the 2008 ASCRS member practice style survey. Leaming, DV. San Francisco, CA, USA, : Symposium on cataract, IOL and refractive surgery, American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS), April 03–08, 2009.
16. Coleman D.J., Lizzi F.L., Franzen L.A., Abramson D.H. Determination of the velocity of ultrasound in cataractous lenses : ultrasonography in ophthalmology. *Bibl Ophthalmol*, 1975 246,83.
17. Berges O., Puech M., Assouline M. et al. B–mode–guided vector–A–mode versus A–mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg*, 1998 et 529–35,24.
18. Binkhorst R.D. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg*, 1981 et 363–5, 12.
19. Haigis W. Optical coherence biometry. *Dev Ophthalmol*, 2002 et 119–30, 34.
20. Calculation of intraocular lens power a review. Isen, TO. 85 : 472–485, s.l.: *Acta Ophthalmol Scand*, 2007.

21. Pseudophakie. Aspects optiques. Calcul de la puissance de l'implant. Cristallin artificiel et aniséiconie. PERRENOUD, F. 21-250-D-20, 13 p, s.l. : Encycl Med Chir Ophtalmologie, 2002.
22. Enhancing Intraocular lens outcome precision : an evaluation of axial length determinations, keratometrie, and IOL formulas. PRAGER T, HARDTEN D, FOGAL B. 19 : 435-448, s.l. : Ophthalmology Clinics of North America, 2006 .
23. The Hoffer Q formula : a comparison of theoretic and regression formulas. HOFFER, KJ. 19 : 700-712, s.l.: J Cataract Refract Surg, 1993.
24. Hoffer K.J. Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. J Refract Surg, 1995 490-3., 11.
25. Ladas J.G., Stark W.J. Calculating IOL power after refractive surgery. J Cataract Refract Surg, 2004, 2458., 30.
26. Feiz V. Mannis M.J., Garcia-Ferrer F. et al. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. Cornea, 2001 792-7, 20.
27. Masket S., Masket S.E. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. J Cataract Refract Surg, 2006 430-4., 32.
28. Latkany R.A., Chokshi A.R., Speaker M.G. et al. Intraocular lens calculations after refractive surgery. J Cataract Refract Surg, 2005, 562-70., 31.
29. Camellin M., Calossi A. A new formula for intraocular lens power calculation after refractive corneal surgery. J Refract Surg, 2006, 187-99., 22.
30. Jarade E.F., Tabbara K.F. New formula for calculating intraocular lens power after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg, 2004, 1711-5., 30.

31. Savini G., Barboni P., Zanini M. Intraocular lens power calculation after myopic refractive surgery: theoretical comparison of different methods. *Ophthalmology*, 2006, 1271–82., 113.
32. Wang L., Booth M.A., Koch D.D. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone LASIK. *Ophthalmology*, 2004, 1825–31., 111.
33. Wang L., Jackson D.W., Koch D.D. Methods of estimating corneal refractive power after hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 954–61., 28.
34. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method. *J Cataract Refract Surg*, 2003, 2063–8., 29.
35. Mandell K.J., Jurkunas U.V., Pineda R. 2nd. Intraocular lens calculations after corneal refractive surgery. *Int Ophthalmol Clin*, 2010 et 181–9., 50.
36. Shamma H.J., Garabet A., Kim J.H. et al. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol*, 2003 et 426–32, 136.
37. Shamma H.J., Shamma M.C. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*, 2007, 31–6, 33.
38. Rosa N., Capasso L., Romano A. A new method of calculating intraocular lens power after photorefractive keratectomy. *J Refract Surg*, 2002 et 720–4, 18.
39. Ridley F. The use of contact lenses. Med Press, 1948, 489., 220.
40. Soper J.W., Goffman J. Contact lens fitting by retinoscopy. In : Contact lenses. Soper J.W. (ed). Stratton Intercontinental Medical Book Corp, New York, NY, 1974.
41. Awwad S.T., Manasseh C., Bowman R.W. et al. Intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis: Estimating the corneal refractive power. *J Cataract Refract Surg*, 2008 et 1070–6, 34.

42. Borasio E., Stevens J., Smith G.T. Estimation of true corneal power after keratorefractive surgery in eyes requiring cataract surgery : BESSt formula. J Cataract Refract Surg, 2006.
43. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia : Haigis–L formula. J Cataract Refract Surg, 2008 et 1658–63, 34.
44. Intraocular lens power calculation after keratorefractive surgery. LTEIF Y, GATINEL D. 31 : 326–334 , s.l. : J Fr Ophtalmol, 2008.
45. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. Miller, N Haigis W lege B. 238 : 765–773, s.l. : Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2000.
46. IOL power calculation. Joint Meeting of the American Academy of Ophthalmology and Pan–American Academy of Ophthalmology ; . Hoffer , KJ. Orlando : s.n., Oct 24–27,1999, Vol. FL ; Course # 832.
47. Curtin B.J. The natural history of posterior staphyloma development. Doc Ophthalmol Proc Ser, 1981, 207–13., 28.
48. Drexler W., Findl O., Schmetterer L. et al. Eye elongation during accommodation in humans: differences between emmetropes and myopes. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1998, 2140–7., 39.
49. Fernandez–Vigo J., Castro J., Diaz J., Cip M.R. Ultrasonic forms of posterior staphyloma. Ann Ophthalmol, 1990, 391–4., 22.
50. Haigis W. [IOL calculation for high ametropia]. Ophthalmologe, 2008, 999–1004, 105.
51. Holladay J.T., Gills J.P., Leidlen J., Cherchio M. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. Ophthalmology, 1996, 1118–23., 103.

52. Olsen T., Corydon L., Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg*, 1995, 313–9, 21.
53. Signal quality of biometry in silicone oil-filled eyes using partial coherence laser interferometry. Thomas S. Dietlein, MD, Gernot Roessler, MD, Christoph Lu¨cke, MD, Sven Dinslage, MD, Sigrid Roters, MD, Philipp C. Jacobi, MD, Peter Walter, MD, Guenter K. Kriegelstein, MD. s.l. : *J Cataract Refract Surg* 2005; 31:1006–1010, 2005 ASCRS and ESCRS.
54. Lanier JD, Bullington RH Jr, Prager TC. Axial length in keratoconus. *Cornea*, 1992, 11:250–4.
55. Italon C, Pieh S, Hanselmayer G, Kahraman G, Kaminski S, Skorpik C et al. Changes of axial length and keratometry after keratoplasty for keratoconus using the guided trephine system. *Am J Ophthalmol*, 2002, 134:696–700.
56. Brooks AM, Robertson IF, Mahoney AM. Ocular rigidity and intraocular pressure in keratoconus. *Aust J Ophthalmol*, 1984, 12:317–24.
57. Tuft SJ, Fitzke FW, Buckley RJ. Myopia following penetrating keratoplasty for keratoconus. *Br J Ophthalmol*, 1992, 76:642–5.
58. Relation entre le kératocône et la myopie axiale. O. Touzeau, S. Scheer, C. Allouch, V. Borderie, L. Laroche. s.l. : *J. Fr. Ophtalmol.*, 2004; 27, 7: 765–771.
59. Touzeau O, Allouch C, Borderie V, Kopito R, Laroche L. Corrélation entre la réfraction et la biométrie. *J Fr Ophtalmol*, 2003, 26:355–63.
60. Girard LJ, Eguez I, Esnaola N, Barnett L, Maghraby A. Effect of penetrating keratoplasty using grafts of various sizes on keratoconic myopia and astigmatism. *J Cataract Refract Surg*, 1988 14:541–7.

61. Girard LJ, Esnaola N, Rao R, Barnett L, Rand WJ. Use of grafts smaller than the opening for keratoconic myopia and astigmatism. A prospective study. *J Cataract Refract Surg*, 1992.
62. Wilson SE, Bourne WM. Effect of recipient–donor trephine size disparity on refractive error in keratoconus. *Ophthalmology*, 1989 96:299–305.
63. IOL power calculations corneal Transplantation–PKP. doctor–hill.com.
64. Crouch ER, Crouch ER Jr, Pressman SH: Prospective analysis of pediatric pseudophakia: myopic shift and postoperative outcomes. *J AAPOS* 6:277–82, 2002.
65. Dahan E, Drusedau MU: Choice of lens and dioptric power in pediatric pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 23(Suppl1):618–23, 1997.
66. Enyedi LB, Peterseim MW, Freedman SF, et al : Refractive changes after pediatric intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol* 126:772–81, 1998.
67. Hutchinson AK, Drews–Botsch C, Lambert SR : Myopic shift after intraocular lens implantation during childhood. *Ophthalmology* 104:1752–7, 1997.
68. Enyedi LB, Peterseim MW, Freedman SF, et al: Refractive changes after pediatric intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol* 126:772–81, 1998.
69. Mittelviehhaus H, Gentner C: [Errors in keratometry for intraocular lens implantation in infants]. *Ophthalmologe* 97:186–8, 2000.
70. Shammas HJ: The A–scan biometer, in Shammas HJ (ed): *Intraocular Lens Power Calculations*. Thorofare, NJ, Slack, 2004, pp. 83–92.
71. Hussin HM, Spry PGD, Majid MA, et al: Reliability and validity of the partial coherence interferometry for measurement of ocular axial length in children. *Eye* 20:1021–4, 2005.
72. 1.Andreo LK, Wilson ME, Saunders RA: Predictive value of regression and theoretical IOL formulas in pediatric intraocular lens implantation. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 34:240–3, 1997.

73. Arffa RC, Donzis PB, Morgan KS, et al: Prediction of aphakic refractive error in children. *Ophthalmic Surg* 18:581--4, 1987.
74. Neely DE, Plager DA, Borger SM, et al: Accuracy of intraocular lens calculations in infants and children undergoing cataract surgery. *J AAPOS* 9:160--5, 2005.
75. Tromans C, Haigh PM, Biswas S, et al: Accuracy of intraocular lens power calculation in paediatric cataract surgery. *Br J Ophthalmol* 85:939--41, 2001.
76. Mezer E, Rootman DS, Abdolell M, et al: Early postoperative refractive outcomes of pediatric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 30:603--10, 2004.
77. Neely DE, Plager DA, Borger SM, et al: Accuracy of intraocular lens calculations in infants and children undergoing cataract surgery. *J AAPOS* 9:160--5, 2005.
78. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al: A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 14:17--24, 1988.
79. Eibschitz-Tsimhoni M, Tsimhoni O, Archer SM, et al: Discrepancies between intraocular lens implant power prediction formulas in pediatric patients. *Ophthalmology* 114:383--6, 2007.
80. *Ophtalmologie pédiatrique*. DE LAAGE DE MEUX, PATRICE et ARNE, JEAN-LOUIS. 2-294-00800-6, Paris : MASSON, 2003.
81. Posterior chamber implants in unilateral congenital and developmental cataracts. DAHAN, E, WELSH, NH et SALMENSON, BD. s.l. : *Eur J Implant Refract Surg*, 1990. 2:295-302.
82. Bhatt AB, Scheffler AC, Feuer WJ, et al. Comparison of predictions made by the Intraocular Lens Master and ultrasound biometry. *Arch Ophthalmol* 2008 -33., 126:929.
83. 2003, Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol* -3., 87:960.

84. Connors R III, Boseman P III, Olson RJ. Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2002.
85. Attebo K, Ivers RQ, Mitchell P. Refractive errors in an older population: the Blue Mountains Eye Study. *Ophthalmology* 1999, 106:1066.
86. The importance of genes and environment for ocular refraction and its determiners: a population based study among 20–45 year old twins. Lyhne N, Sjølie AK, Kyvik KO, Green A. s.l. : Department of Ophthalmology, Odense University Hospital, Odense, 5000 C, Denmark.
87. Wickremasinghe S, Foster PJ, Uranchimeg D, et al. Ocular biometry and refraction in Mongolian adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004, 45:776.
88. Brown NP, Koretz JF, Bron AJ. The development and maintenance of emmetropia. *Eye* 1999 13:83–92.
89. La Nauze J, Thanh TK, Lap TD, Tai NA, Chau NTN, Chuong HN, et al. Intraocular lens power prediction in a Vietnamese population (A study to establish a limited set of intraocular lens powers that could be used in a Vietnamese population). *Ophthalmic Epidem.*
90. Valeurs biométriques de l'œil du sujet africain de race noire et hypothèse du rôle dans certaines pathologies. A. Fanny, A. Ouattara, J. Aka, F. Coulibaly, K. Gbé, S. Boni, R. Béréte-Coulibaly, M.L. Konan-Touré, C. Adjorlolo. Service d'Ophtalmologie, CHU Treichville, Abidjan, Côte d'Ivoire. *J. Fr. Ophtalmol.*, 2007; 30, 1: 68–72.
91. Hoffer K-J. Biometry of 7500 Cataractous eyes. *Am J Ophthalmol*, 1980, 90:360–8.
92. Bishara SA, Goya V, Rand WJ. Cataract and ocular Parameters: Sexual comparison. *Ann Ophtalmol*, 1988, 20:73–4.

93. Étude biométrique du cristallin par échographie A et Orbscan. C. Allouch, O. Touzeau, R. Kopito, V. Borderie, L. Laroche. Hôpital Saint Antoine, 184, rue du faubourg Saint Antoine, 75571 Paris Cedex 12 : s.n., Vol. J. Fr. Ophtalmol., 2005; 28, 9: 925–932.
94. Studies of Ocular Biometry in Taiwan . Yung–Feng Shih, Luke L–K Lin , Por–Tying Hung. s.l. : J Med Ultrasound 2007 ; 15(1) : 9–18.
95. A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. Buckhurst PJ, Wolffson JS, Sha S, Naroo SA, Davies LN, Berrow EJ. 93:949–53, s.l. : Br J Ophthalmol, 2009.
96. Comparison of 2 laser instruments for measuring axial length. Hoffer KJ, Shammas HJ, Savini G. 36: 644–8., s.l. : J Cataract Refract Surg, 2010.
97. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyzer for biometric measurements. Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU. 93(6):807–10, s.l. : Br J Ophthalmol, 2009.
98. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. Wolfgang Haigis, Ms, PhD. 26, 7–12, 2012 : Cataract Update Saudi Journal of Ophthalmology.
99. Holladay J.T., Ting A.C., Koester C.J. et al. Silicone intraocular lens resolution in air and in water. J Cataract Refract Surg, 1988, 657–9., 14.
100. Findl O., Drexler W., Menapace R. et al. Accurate determination of effective lens position and lens–capsule distance with 4 intraocular lenses. J Cataract Refract Surg, 1998, 1094–8., 24 .
101. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg, 2008, 368–76, 34.
102. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg, 1992 125–9., 18.

103. Gillis A, Zeyen T. Comparison of optical coherence reflectometry and ultrasound central corneal pachymetry. *Bull Soc Belge Ophtalmol*, 2004, 292:71–5.
104. Fishman GR, Pons ME, Seedor JA, Liebmann JM, Ritch R. Assessment of central corneal thickness using optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg*, 2005, 31:707–11.
105. Bechmann M, Thiel MJ, Neubauer AS, Ullrich S, Ludwig K, Kenyon KR, Ulbig MW. Central corneal thickness measurement with a retinal optical coherence tomography device versus standard ultrasonic pachymetry. *Cornea*, 2001, 20:50–4.
106. Rainer G, Petternel V, Findl O, Schmetterer L, Skorpik C, Luksch A, Drexler W. Comparison of ultrasound pachymetry and partial coherence interferometry in the measurement of central corneal thickness. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 28:2142–5.
107. Wong AC, Wong CC, Yuen NS, Hui SP. Correlational study of central corneal thickness measurements on Hong Kong Chinese using optical coherence tomography, Orbscan and ultrasound pachymetry. *Eye*, 2002, 16:715–21.
108. Touzeau O, Allouch C, Borderie V, Ameline B, Chastang P, Bouzegaou F, Laroche L. Précision et fiabilité de la pachymétrie mesurée par une fente lumineuse. *J Fr Ophtalmol*, 2001, 24:912–21.
109. Kawana K, Tokunaga T, Miyata K, Okamoto F, Kiuchi T, Oshika T. Comparison of corneal thickness measurements using Orbscan II, non-contact specular microscopy, and ultrasonic pachymetry in eyes after laser in situ keratomileusis. *Br J Ophthalmol*, 2004, 88:4.
110. McLaren JW, Nau CB, Erie JC, Bourne WM. Corneal thickness measurement by confocal microscopy, ultrasound, and scanning slit methods. *Am J Ophthalmol*, 2004, 137:1011–20.

111. Suzuki S, Oshika T, Oki K, Sakabe I, Iwase A, Amano S, Araie M. Corneal thickness measurements: scanning-slit corneal topography and noncontact specular microscopy versus ultrasonic pachymetry. *J Cataract Refract Surg*, 2003, 29:1313-8.
112. Giraldez-Fernandez MJ, Diaz Rey A, Cervino A, Yebra-Pimentel E. A comparison of two pachymetric systems : slit-scanning and ultrasonic. *CLAO J*, 2002, 28:221-3.
113. Modis L Jr, Langenbucher A, Seitz B. Corneal thickness measurements with contact and noncontact specular microscopic and.
114. Rufer F, Schroder A, Arvani MK, Erb C. Central and peripheral corneal pachymetry-standard evaluation with the Pentacam system. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2005, 222:117-22.
115. Wirbelauer C, Scholz C, Hoerauf H, Pham DT, Laqua H, Birngruber R. Noncontact corneal pachymetry with slit lamp-adapted optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol*, 2002 133:444-50.
116. Ianchulev T., Salz J., Hoffer K. et al. Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements. *J Cataract Refract Surg*, 2005 1530-6., 31.
117. Mackool R.J. Intraoperative retinoscopy. *J Cataract Refract Surg*, 2006, 548-9., 32.
118. Mackool R.J. Early publication on intraoperative retinoscopy. *J Cataract Refract Surg*, 2010 367-8., 36.
119. Gordon RA, Donzis PB. Refractive development of the human eye. *Arch Ophthalmol* 1985 103:785-789.
120. Choice of lens and dioptric power in pediatric pseudophakia. Elie Dahan, MD, MMed Ophth, Matthias V.H. Drusedau, Vol. *J CATARACT REFRACT SURG-VOL 23, SUPPLEMENT 1* 1997 .

121. Attebo K, Ivers RQ, Mitchell P. Refractive errors in an older population : the Blue Mountains Eye Study. *Ophthalmology* 1999, 106:1066.
122. Wong TY, Foster PJ, Ng TP, et al. Variations in ocular biometry in an adult Chinese population in Singapore: the Tanjong Pagar Survey. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001 et 80, 42:73-
123. Sorsby A, Leary GA, Richards MJ. Correlation ametropia and component ametropia. *Vision Res*, 1962 2:309-13.
124. Sabetti L, Specchia G, Toscano A, Balestrazzi E. Biometric preoperative evaluation of ocular axial length in patients subjected to corneal transplantation. *Ophthalmologica*, 1998, 212:30-2.