



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2015

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Evolution de la qualité visuelle après photokératectomie réfractive :
évaluation quantitative et qualitative aberrométrique
et enquête de satisfaction.**

Présentée et soutenue publiquement le 11 décembre 2015 à 18h00
au Pôle Recherche

Par Charles Decaestecker

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-François Rouland

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Pierre Labalette

Madame le Professeur Sylvie Hanu-Manouvrier

Monsieur le Docteur Thomas Randon

Directeur de Thèse :

Monsieur le Professeur Jean-François Rouland

Avertissement

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

Liste des Abréviations

AV	Acuité Visuelle
AT	Aberrations optiques Totales
BUT	Break Up Time
D	Dioptries
ES	Equivalent Sphérique
FO	Fond d'œil
HDA	High Definition Analyser
HOA	High Order Aberration
MAR	Minimum Angle of Resolution
MAVC	Meilleure Acuité Visuelle Corrigée
MTF	Modulation Transfer Function
OSI	Optical Scatter Index
PIO	Pression Intra Oculaire
PKR	PhotoKératectomie Réfractive
PSF	Point Spread Function
RMS	Root Mean Square
SR	Strehl Ratio

Table des Matières

RESUME	13
GENERALITES	14
I LA REFRACTION.....	14
II MILIEUX ET DIOPTRES OCULAIRES.....	16
1) <i>Le film lacrymal</i>	16
2) <i>La cornée</i>	17
3) <i>L'humeur aqueuse</i>	19
4) <i>Le cristallin</i>	19
5) <i>Le vitré</i>	21
III QUALITE DE VISION ET ACUITE VISUELLE.....	21
1) <i>Définition</i>	21
2) <i>Conversion des échelles d'acuité: dixième, minute d'arc, cycle par degre</i>	22
IV DIFFRACTION.....	24
V ABERRATIONS OPTIQUES.....	26
1) <i>La lumière</i>	26
2) <i>Front d'onde</i>	27
3) <i>Polynomes de Zernike</i>	29
4) <i>Aberromètres</i>	32
5) <i>Les indices aberrométriques</i>	35
VI CHIRURGIE REFRACTIVE PAR LASER EXCIMER.....	43
1) <i>Principe de la PKR</i>	43
2) <i>Intervention</i>	46
INTRODUCTION.....	51
MATERIELS ET METHODES.....	52
I TYPE D'ETUDE.....	52
II POPULATION ETUDIEE.....	52
III RECUEIL DE DONNEES.....	53
IV OUTILS UTILISES.....	53
V EXAMEN POSTOPERATOIRE.....	55
VI QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION.....	55
VII INDICES ABERROMETRIQUES ET QUESTIONNAIRE.....	55
VIII ANALYSE STATISTIQUE.....	55
RESULTATS	57
I DESCRIPTION DÉMOGRAPHIQUE DE LA POPULATION.....	57
II DONNEES CLINIQUES DE LA POPULATION.....	57
III DONNEES OPERATOIRES.....	58
IV DONNEES ABERROMETRIQUES.....	59
1) <i>Système d'Hartmann-Shack : Zywave II (Bausch & Lomb)</i>	59
2) <i>Système double passage : HD analyser (Visiometrics)</i>	60
3) <i>Etude des corrélations</i>	62
V QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION.....	64
1) <i>Evolution subjective de la vision post chirurgicale</i>	64
2) <i>Phénomènes visuels nocturnes</i>	65
3) <i>Satisfaction globale post opératoire</i>	65

VI INDICES ABERROMETRIQUES ET QUESTIONNAIRE	66
1) <i>Evolution de la vision post chirurgicale</i>	66
2) <i>Phénomènes visuels nocturnes</i>	67
3) <i>Satisfaction globale post opératoire</i>	68
DISCUSSION	69
I EQUIVALENT SPHERIQUE.....	69
II DILATATION PUPILLAIRE	69
III FILM LACRYMAL	70
IV INDICES ABERROMETRIQUES DE QUALITE DE VISON.....	72
1) <i>Système Hartmann Shack : indice RMS</i>	72
2) <i>Système double passage : indices OSI, MTF cut off et SR</i>	74
V QUESTIONNAIRE DE SATISFACTION	78
VI INDICES ABERROMETRIQUES ET QUESTIONNAIRE	80
VII LIMITES DE L'ETUDE.....	81
VIII INTERET.....	82
CONCLUSION	84
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	86
ANNEXE.....	93

Résumé

Contexte : Après chirurgie réfractive par PKR, certains patients se plaignent d'une altération de leur qualité visuelle, malgré un bon résultat objectif fonctionnel. Cette étude a pour objectif d'évaluer l'évolution quantitative et qualitative de la qualité visuelle après PKR.

Méthode : Il s'agit d'une étude descriptive et prospective menée sur des patients désireux d'une chirurgie réfractive. Les données cliniques et paracliniques ont été collectées en pré et post opératoire à un mois. Les mesures quantitatives ont été relevées par deux aberromètres (Hartmann-Shack et double passage), les données qualitatives à l'aide d'un questionnaire de satisfaction.

Résultats : Notre étude a porté sur 28 patients. Les ES pré et post opératoires étaient respectivement de $-3,76 \pm 1,81$ D et $0,13 \pm 0,43$ D ($p < 0,0001$). Les données quantitatives en pré opératoire pour le RMS 6 mm, l'OSI, la MTF cut off, le SR et l'OSI lacrymal moyen étaient respectivement de $0,36 \pm 0,14$ μm , $0,76 \pm 0,79$, $36,93 \pm 13,06$ cycles/deg, $0,21 \pm 0,08$ et $1,08 \pm 0,57$ pour des valeurs ayant évoluées en post opératoire à $0,59 \pm 0,25$ μm ($p < 0,0001$), $0,92 \pm 0,53$ ($p = 0,027$), $32,89 \pm 10,21$ cycles/deg ($p = 0,11$), $0,20 \pm 0,06$ ($p = 0,26$) et $1,55 \pm 0,70$ ($p = 0,005$). La qualité de vision post chirurgicale est perçue qualitativement comme moins bonne en diurne pour 7,10% des patients contre 17,90% en nocturne. Des phénomènes visuels nocturnes ont été relevés chez 64,30% des patients. La plupart des patients étaient très satisfaits (71,40% des cas).

Conclusion : L'altération des paramètres qualitatifs et quantitatifs de la qualité visuelle en post opératoire ne parait pas influencer la satisfaction des patients, l'amélioration de la vision diurne semble en fait bien compenser les troubles de la vision nocturne pour la plupart des patients.

Généralités

Par vulgarisation, l'œil est défini comme étant : « l'organe de la vision, sens qui permet à un être vivant de capter la lumière pour ensuite l'analyser et interagir avec l'environnement ».

Cet organe visuel est un système complexe permettant aux rayons lumineux d'adopter un trajet en son sein.

Au terme de ce trajet, les rayons lumineux se portent sur la rétine pour ensuite être transformés en un signal électrique et se propager le long des voies visuelles pour enfin être perçus comme un signal visuel au niveau du cortex cérébral occipital. La qualité de vision dépend du bon déroulement de ces étapes.

I La Réfraction

L'étape réfractive est particulièrement importante car elle conditionne la qualité de vision chez les sujets par ailleurs indemnes de pathologies des voies visuelles.

La réfraction (1) se définit par la déviation angulaire d'un rayon lumineux lorsque celui-ci traverse la surface séparant deux milieux transparents et homogènes appelée dioptre.

Chaque milieu transparent est caractérisé par un indice de réfraction (n).

A l'échelle d'un œil, le chemin effectué par un rayon lumineux pour arriver sur la rétine est complexe. Il passe par une succession de dioptres oculaires. Ces différents dioptres étant considérés comme sphériques car leur surface est modélisée comme une partie de sphère.

D'après la modélisation de l'œil sur une conception purement axiale (Gullstrand en 1909 et Le Grand en 1953), l'œil est une série de dioptres centrés sur le même axe (2). Ces modélisations permettent de nous

représenter le passage de la lumière au travers des différentes structures composant l'œil.

Ces structures sont anatomiquement le film lacrymal, la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée. Une fois ces structures traversées, la lumière forme une image sur la rétine. Le chemin dépend donc notamment de leur indice de réfraction respectif.

Les lois de la réfraction énoncées par Snell et Descartes (*figure 1*) rendent compte du fait que le rayon réfracté, situé dans le même plan d'incidence que le rayon incident, forme une déviation angulaire répondant à la formule :

$$n_1 \sin i = n_2 \sin r$$

Où :

- n_1 et n_2 sont les indices de réfraction des 2 milieux de part et d'autre du dioptre.
- i et r sont respectivement les angles formés par les rayons incident et réfracté par rapport à la normale du dioptre.

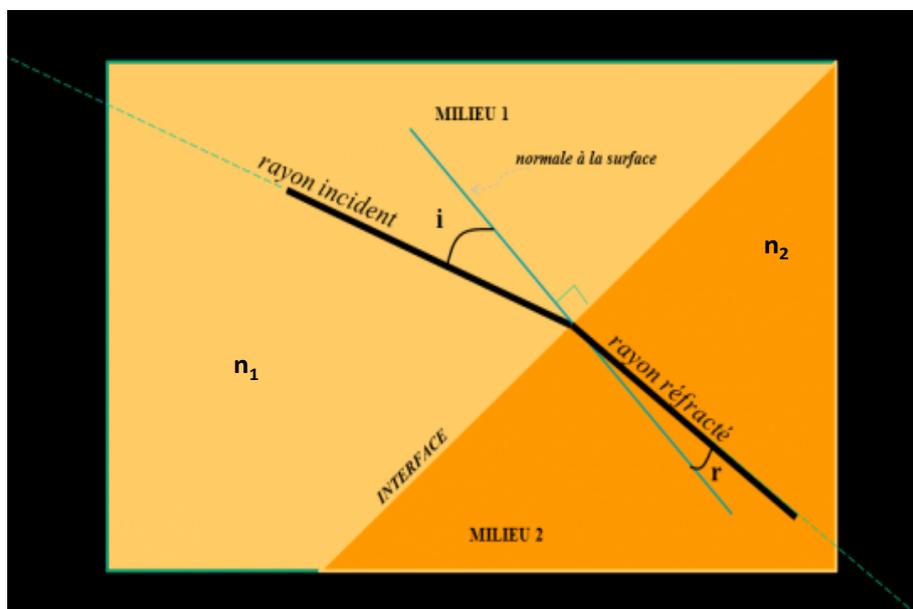


Figure 1: Loi de Snell Descartes (d'après Gatinel D).

Cette formule s'applique à l'oeil (1). Il est donc important de connaître les différentes structures le composant ainsi que leur indice de refraction.

II Milieux et dioptries oculaires

L'oeil a une puissance réfractive totale d'approximativement 60 dioptries (D). Cette puissance réfractive étant en grande partie résultante de la sommation de la puissance du dioptré cornéen et cristallinien.

1) Le film lacrymal

a) Composition

Le film lacrymal (3), d'une épaisseur de 7 μm , recouvre la surface cornéenne, il est indissociable de l'épithélium cornéen. Il lutte contre le déshydratation cornéenne et participe au maintien d'une régularité de surface antérieure.

Il est constitué par trois couches différentes:

- La *couche lipidique*, couche la plus superficielle, d'une épaisseur de 0,1 μm , est sécrétée par les glandes de Meibomius et de Zeiss. Son rôle est de protéger et de lubrifier la cornée ainsi que de limiter l'évaporation des larmes et de stabiliser le film lacrymal.
- La *couche intermédiaire aqueuse*, d'une épaisseur de 7 μm , est sécrétée par les glandes lacrymales. Elle assure la protection et la nutrition de la cornée de part sa composition riche en eau (98%), en mucines, électrolytes, facteurs de croissance, protéines anti-inflammatoires et immunoglobulines.
- La *couche profonde mucineuse*, d'une épaisseur de 0,02 à 0,05 μm , est une couche hydrophile sécrétée par les cellules caliciformes conjonctivales. Elle facilite la bonne stabilisation et la bonne adhésion du film lacrymal.

b) Optique

Le film lacrymal, par le dioptré air-film lacrymal formé, a également un rôle réfractif (3,4). Son indice de réfraction est de 1,33. La surface air-film lacrymal a une puissance de 43.6 D.

Le film lacrymal est indissociable de l'épithélium cornéen, il est intégré au calcul de la puissance dioptrique global de la cornée.

Le film lacrymal joue un rôle important dans l'analyse de la qualité visuelle au cours de la chirurgie réfractive. Les procédures d'intervention, par section ou abrasion, totale ou partielle, des nerfs cornéens, entraînent une inévitable hypoesthésie cornéenne responsable de la diminution ou de l'abolition de l'arc réflexe régulant la sécrétion lacrymale.

Il est donc nécessaire de tester la qualité du film lacrymal, pour ensuite analyser les différents paramètres para cliniques de qualité visuelle. On peut entre autre l'explorer par le «break-up time» (BUT). Ce test peut-être associé au test de Schirmer pour l'évaluation quantitative (5).

Le BUT est une mesure du temps de rupture du film lacrymal permettant d'évaluer la stabilité du film lacrymal, c'est-à-dire sa capacité à adhérer à la surface oculaire. Il est considéré comme pathologique lorsqu'il est inférieur à dix secondes.

Il existe beaucoup d'autres tests cliniques et paracliniques pour évaluer la fonction lacrymale (5). Nous insisterons plus loin sur un nouveau module aberrométrique développé récemment qui a pour but d'évaluer de manière non invasive la dynamique du film lacrymal (cf chapitre V 5), les mesures aberrométriques).

2) La cornée

a) Composition

La cornée (3) est composée, d'avant en arrière, de plusieurs couches différentes :

- L'*épithélium*, constitué de cinq à six couches de cellules épithéliales de type malpighien non kératinisé et d'une épaisseur de 50 µm environ. Son renouvellement s'effectue à partir des cellules souches limbiques de la membrane basale en 7 à 14 jours. Ces cellules souches se différencient et migrent de façon ascendante et centripète.

- La *membrane de Bowman*, composée de fibres de collagènes, est située

entre la membrane basale de l'épithélium et le stroma. Son épaisseur varie de 8 à 10 μm .

- Le *stroma* constitue à lui seul environ 90% de l'épaisseur cornéenne et représente la résistance mécanique de la cornée par sa rigidité. Il est essentiellement constitué de fibres de collagènes synthétisées par les kératocytes et séparées par des protéoglycanes. Il assure en grande partie la transparence de la cornée. Son épaisseur est en moyenne de 500 μm .

- La *membrane de Descemet* est une membrane collagénique acellulaire très résistante située entre le stroma postérieur et l'endothélium. Elle a une épaisseur de 3 à 10 μm qui varie avec l'âge.

- L'*endothélium*, d'environ 5 μm d'épaisseur, est la couche la plus postérieure, en contact avec l'humeur aqueuse. C'est une monocouche de cellules uniformes hexagonales plates et régulières. La densité cellulaire chez un sujet sain jeune est de 3500 cellules/ mm^2 .

b) Optique

La cornée (3,4), convexe et asphérique, possède un diamètre horizontal de 11 à 12 mm et un diamètre vertical de 9 à 10 mm. Son épaisseur centrale est de 550 μm pour augmenter de manière progressive en périphérie de 700 μm à 1000 μm .

La cornée est physiologiquement prolate, ce qui signifie que son rayon de courbure antérieur est plus petit au centre (3 mm centraux), où il atteint 7,5 à 8 mm, qu'en périphérie. Le rayon de courbure postérieur de la cornée est de 6,5 mm.

Son pouvoir réfractif représente les trois quarts du pouvoir réfractif total de l'œil. Il résulte de l'addition des puissances dioptriques surface air-film lacrymal (de 43,6 D), surface film lacrymal-cornée antérieure (de 5,3 D) et surface cornée postérieure-humeur aqueuse (de -5,7 D), c'est à dire 43,2 D en cornée centrale.

La cornée est donc le site privilégié de la chirurgie réfractive du fait d'un abord facile et celle-ci représentant 75% du pouvoir réfractif total de l'œil.

L'étude précise du dioptrisme cornéen a amené à modifier l'indice réfractif réel du stroma cornéen ($n=1.376$) pour lui donner une valeur théorique de 1.3375 qui permet de calculer la puissance cornéenne totale à partir de la seule étude du rayon de courbure antérieur. C'est cette valeur d'indice qui est utilisée dans tous les topographes cornéens actuels (6).

3) L'humeur aqueuse

a) Composition

L'humeur aqueuse (7) est un liquide transparent situé dans le segment antérieur de l'œil, dans l'espace formé entre le cristallin et la cornée. C'est un élément important pour la régulation de la pression oculaire.

Elle est constituée à 99 % d'eau, et est pauvre en protéines. Elle contient des substances électrolytiques et non électrolytiques ainsi que des enzymes.

Elle a un rôle métabolique nutritionnel vis-à-vis de la cornée, du cristallin et du trabéculum.

b) Optique

Il possède aussi un rôle optique (4,7), son indice de réfraction est de 1,33.

Le dioptrisme cornée postérieure-humeur aqueuse a une puissance de -5,7 D.

Le dioptrisme humeur aqueuse-cristallin antérieur est de 8,14 D.

4) Le cristallin

a) Composition

Le cristallin (8) appartient au segment antérieur, il en constitue la limite postérieure. Il est situé entre l'iris en avant et le vitré en arrière. Il a la forme d'une lentille biconvexe transparente.

Il est constitué de plusieurs éléments :

- *La capsule* qui est une lame basale épaisse entourant le cristallin. Elle constitue la barrière entre les fibres du cristallin et l'humeur aqueuse ou le vitré. Elle est épaisse de 13 μm en avant et de 4 μm en arrière avec un épaissement maximal à l'équateur et un épaissement en « couronne » à 3 mm du centre. Les fibres zonulaires s'y insèrent.

- *L'épithélium* est situé uniquement sur la face antérieure du cristallin du fait des phénomènes de croissance embryologique. Il est unistratifié et sous-jacent à la capsule, s'étendant jusqu'à l'équateur. La densité cellulaire de l'épithélium augmente du pôle antérieur à l'équateur.

- *Les fibres cristalliniennes* ont une structure précise, elles se juxtaposent au fur et à mesure de leur formation. L'extrémité des fibres s'allonge de façon à former par juxtaposition les sutures en Y antérieures et postérieures du noyau cristallinien. Au niveau du cortex mature, la géométrie diffère avec une forme d'étoile à neuf branches pour la disposition des fibres cristalliniennes. Enfin pour les cristallins âgés, il existe une disposition avec des sous-division de branches irrégulières. Les fibres cristalliniennes sont plus fines au niveau postérieur.

b) Optique

Le cristallin complète l'appareil dioptrique de l'œil dont la partie principale est représentée par la cornée (4,8). Son rayon de courbure antérieur est de 10,2 mm. Le rayon de courbure de la face postérieure est de -6 mm.

Le cristallin a un rôle réfractif par l'interface humeur aqueuse-cristallin antérieur (puissance de 8,14 D) et l'interface cristallin postérieur-vitré (puissance de 14 D).

Tandis que la puissance de réfraction de la cornée est quasiment invariable, celle du cristallin, qui est de 21 D en moyenne au repos, peut augmenter physiologiquement de façon considérable (jusqu'à 30 D chez le jeune enfant). Cette propriété, qui repose sur sa déformabilité et son élasticité, lui donne un rôle majeur dans l'accommodation. Son indice de réfraction est de 1,42.

5) Le vitré

a) Composition

La cavité vitrénne (9) est un espace délimité antérieurement par les fibres zonulaires et le cristallin, et postérieurement par le corps ciliaire, la rétine et le nerf optique. Le vitré, gel viscoélastique composé à 98 % d'eau, occupe cet espace. L'acide hyaluronique, macromolécule majeure du vitré, ainsi que différents types de collagène permettent un maintien et une stabilisation de cette structure complexe.

On peut individualiser 3 régions anatomiques au vitré: le corps du vitré, la base du vitré et le cortex vitréen.

b) Optique

Le vitré possède un indice de réfraction de 1,34. Le dioptré cristallin postérieur-vitré représente 14 D (4,9).

III Qualité de vision et acuité visuelle

1) Définition

a) La qualité de vision

La qualité de vision correspond à un concept multifactoriel se définissant comme le fait de bien voir dans un ensemble de conditions environnementales (nuit, faible luminosité, pluie, travail sur écran) sans que celles-ci n'engendrent d'effets parasites tels que des halos, éblouissement, vision trouble.

b) L'acuité visuelle (AV)

- L'AV a de nombreuses définitions (10–14) . L'AV de séparation est un élément important pour apprécier la fonction visuelle. Il s'agit d'une mesure subjective liée à la réponse volontaire du patient. En pratique clinique, la mesure de l'AV doit se faire à contraste maximum.
- Elle est la capacité de l'œil à discerner deux points rapprochés au maximum

l'un de l'autre, c'est à dire le pouvoir séparateur permettant à ces deux points de ne pas être confondus en un point unique.

- L'angle minimum de séparation (ou MAR = Minimum Angle of Resolution) est formé par l'écartement angulaire apparent de ces deux points. Cette capacité à discriminer deux points de résolution angulaire minimale s'exprime en minute d'arc.
- Il est aussi intéressant d'observer la capacité de l'oeil à discriminer un cycle (12–14), c'est à dire la capacité à distinguer la réunion d'un motif clair et d'un motif sombre. Le MAR est l'angle dans lequel on peut inscrire un demi cycle (la partie claire et la partie sombre du cycle sont justes résolus). L'AV peut être ensuite traduite en cycle par degré (cycle/deg).
- Il ne faut pas confondre AV en dixième et dioptries. Les dioptries permettent de quantifier un défaut visuel optique (ex : myopie de -2 D). Le défaut optique entraîne une réduction de l'AV. Il n'y a pas de linéarité entre défaut optique (nombre de dioptries) et le nombre de dixièmes.

2) Conversion des échelles d'acuité: dixième, minute d'arc, cycle par degré.

a) Dixième et minute d'arc (Figure 2)

- L'angle minimum de résolution s'exprime en minute d'arc (10,13,14). Une minute d'arc correspond à $1/60^{\circ}$ de degré d'angle visuel (1 degré = 60 min d'arc). L'AV, exprimée en dixième, est liée au MAR, elle correspond à l'inverse de la valeur de l'angle minimal de resolution.

$$\mathbf{AV \text{ (en dixième)} = 1/MAR \text{ (en min d'arc)}}$$

- On en déduit que $10/10^{\circ}$ correspond à un angle d'une minute d'arc.

b) Minute d'arc et cycle par degré (Figure 2)

**Nombre de MAR (dans 1 degré d'arc) = nombre de cycle par degré
2**

- Le MAR est de 1 min d'arc pour une AV de $10/10^e$. Donc, pour un degré d'arc, on a 60 min d'arc, soit 60 fois le MAR dans 1 degré d'arc.
- Un MAR résoud un demi cycle
- Une personne ayant une AV de $10/10^e$ discrimine donc 30 cycles/deg.

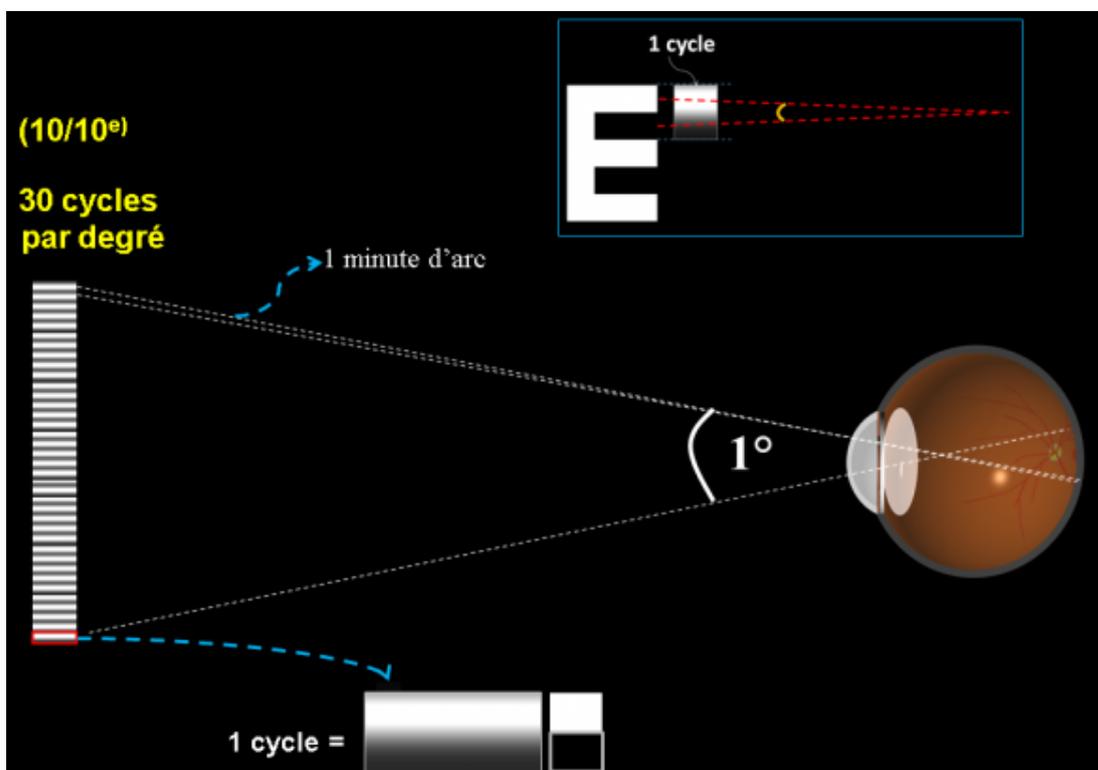


Figure 2: Conversion des échelles d'acuité visuelle (d'après Gatinel D).

- Cette unité permet de définir les fréquences spatiales, qui s'expriment donc en nombre de cycle par degré (12–14). Elle est utile pour comprendre le fonctionnement de certains outils d'analyse de la fonction visuelle.
- L'AV peut varier selon différents paramètres: la taille de la pupille, la refraction subjective, l'accommodation, la transparence des milieux oculaires, la topographie rétinienne, la binocularité, les mouvements oculaires et l'âge.

- L'AV n'est cependant en réalité qu'un des paramètres permettant la mesure de la qualité de vision. Car au delà de la simple mesure de l'AV, il faut prendre en compte la qualité de vision dans son ensemble.
- L'approche clinique de la qualité visuelle sur ce schéma n'est pertinente que dans le cas d'un œil optiquement « sphérocyindrique » pur, ne présentant que des aberrations optiques d'ordre inférieur (myopie, hypermétropie, astigmatisme régulier).
- Il existe cependant des phénomènes diffractifs et des aberrations optiques d'ordre supérieur (HOA) qui modifient le trajet purement axial de la lumière traduit dans la partie réfractive.

IV Diffraction

En optique, on considère la lumière comme constituée de rayons, et les images de sources ponctuelles peuvent être ponctuelles. Toutefois, le calcul du pouvoir séparateur de l'œil, et donc de sa qualité visuelle, doit tenir compte de la diffraction (12,13,15). Celle-ci est liée à l'aspect ondulatoire de la lumière, et au fait que la présence d'un diaphragme naturel de l'œil (la pupille) impose de tenir compte de la diffraction.

Le diamètre pupillaire peut varier entre 2 et 7 mm environ. La diffraction induit un « étalement » de l'image d'un point source, même quand le système optique ne comporte aucune aberration.

La théorie de la diffraction (12,13,15) repose sur le principe de Huygens-Fresnel. Celui-ci définit que chaque point atteint par une onde se comporte comme une source secondaire.

On peut calculer qu'en raison de la diffraction, l'image d'un point ne peut être un point car la lumière s'étaie toujours après traversée d'un obstacle, et ce proportionnellement à la longueur d'onde utilisée, et au diamètre de l'obstacle pupillaire.

Plus la longueur d'onde est grande, plus le diamètre pupillaire est petit, et plus l'étalement est important. L'étalement lumineux a la forme d'un disque lumineux entourés de cercles lumineux concentriques. La figure de diffraction observée (ou disque d'Airy) résulte de l'interférence des ondes émises par l'ensemble des sources secondaires. En pratique, le disque central comporte pratiquement toute l'intensité lumineuse.

Une formule permet d'obtenir le diamètre du disque central de cet étalement:
 diamètre = $2.44 \times \text{longueur d'onde} \times \text{distance focale} / \text{diamètre pupillaire}$
 (Figure 3).

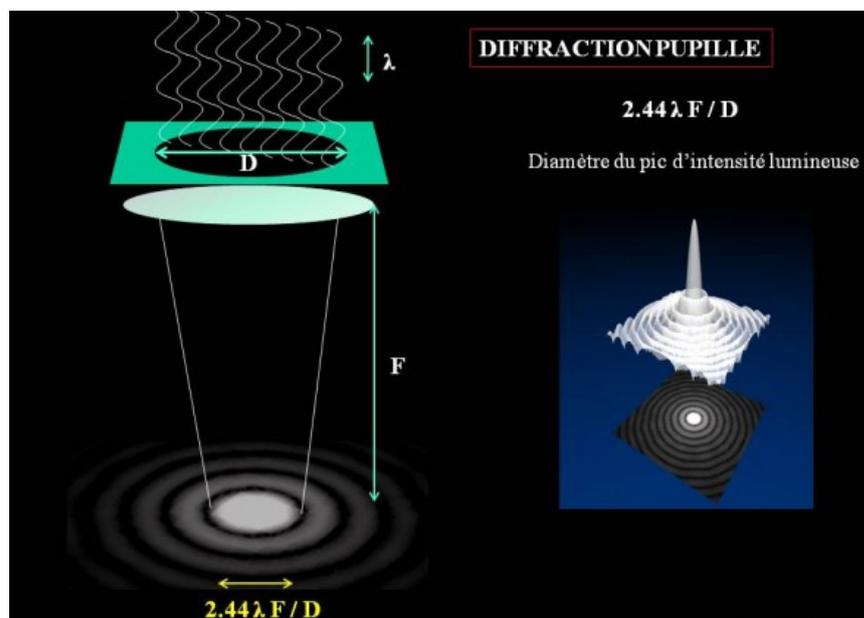


Figure 3: Diffraction de la lumière au travers de la pupille (d'après Gatinel D).

Plus la pupille est serrée, plus l'oeil va présenter d'alterations visuelles dues à la diffraction. Au contraire, plus elle sera dilatée plus les alterations seront dues aux aberrations optiques.

V Aberrations optiques

Les aberrations optiques réduisent la qualité visuelle de l'oeil humain.

Pour les étudier, il semble plus adapté d'utiliser le modèle ondulatoire de la lumière pour comprendre le chemin optique effectué par un faisceau lumineux lors de son passage dans un oeil (12,15,16).

1) La lumière

La lumière est composée de photons (particules élémentaires) mais possède également les propriétés d'une onde. C'est la dualité de la théorie corpusculaire et ondulatoire de la lumière.

Une source lumineuse ponctuelle est assimilée à une perturbation électromagnétique périodique et ondulatoire, définie par sa fréquence (nombre d'oscillations par unité de temps) et sa vitesse de propagation. Cette onde est dite transverse car son oscillation électromagnétique est perpendiculaire à sa direction de propagation.

L'œil n'est sensible qu'à une partie des radiations électromagnétiques de la lumière, la lumière visible. Cette lumière visible est un spectre électromagnétiques dont les longueurs d'onde (λ) sont comprises entre environ 400 et 700 nm (*figure 4*), leur fréquence est proche de 10^{15} Hz. Sa vitesse de propagation (c) dans le vide est égale à $2,998 \times 10^8$ m/s.

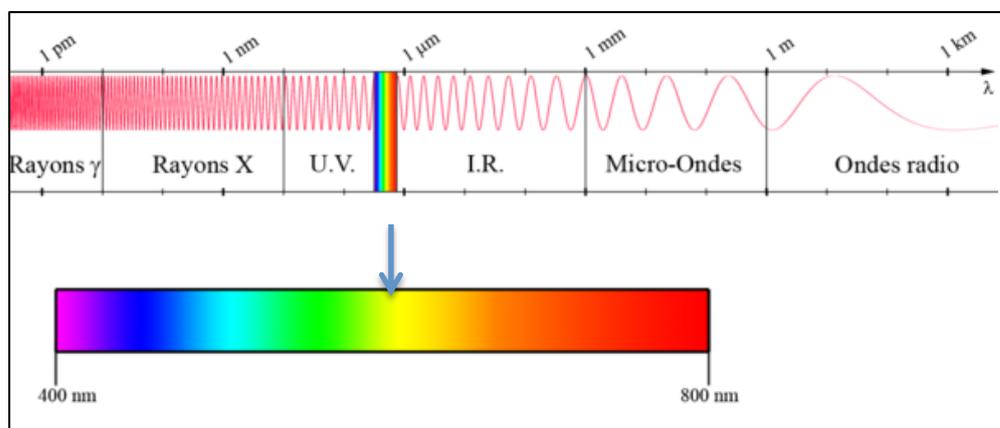


Figure 4: Spectre électromagnétique et lumière visible.

La longueur d'onde dépend de la vitesse de propagation de l'onde électromagnétique (v), qui dépend elle-même de l'indice de réfraction du milieu où elle se propage. On retrouve ainsi $\lambda = c/v$.

La lumière visible est composée de la sommation de l'ensemble des radiations monochromatiques de longueurs d'ondes composant le spectre du visible.

Cette lumière visible a le pouvoir d'exciter les photorécepteurs rétiniens de l'œil.

2) Front d'onde

Le front d'onde (*wavefront*) matérialise la direction des rayons lumineux formant l'image d'un objet, comme étant la surface virtuelle réunissant les surfaces « élémentaires » individuelles perpendiculaires à chacun de ces rayons lumineux. Le front d'onde en résultant est une surface perpendiculaire aux rayons émis par une source lumineuse (*Figure 5*).

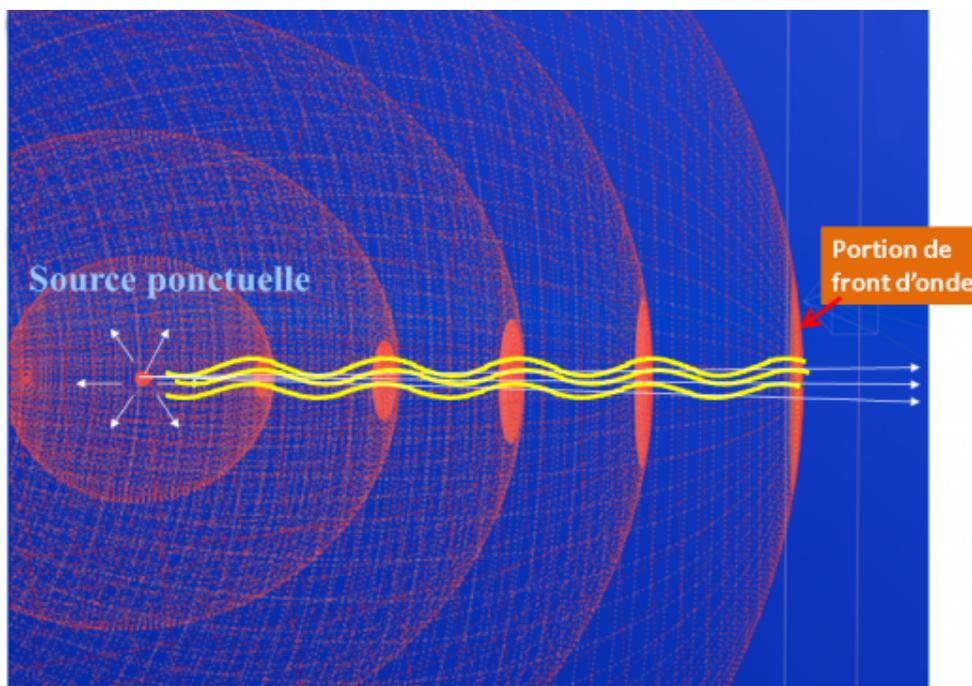
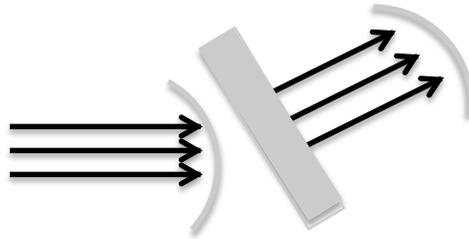
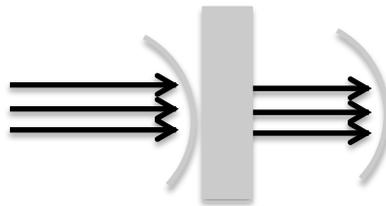


Figure 5: Propagation du front d'onde (d'après Gatinel D).

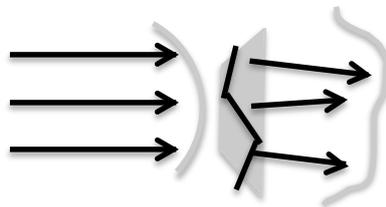
- Si un front d'onde plan se propageant dans l'air rencontre un milieu d'indice supérieur dont la surface () forme un plan différent, son chemin optique (\rightarrow) sera dévié (les points en phase sont situés dans un plan différent). L'angle entre les directions du plan incident et du plan réfracté peut être obtenu à partir par des lois de Snell-Descartes énoncées plus haut dans la partie réfraction.



- Si la surface traversée est parallèle au plan incident, le front d'onde sera ralenti mais ne sera pas déformé.



- Enfin, si le front d'onde traverse une surface non uniforme, le front d'onde sera déformé en fonction de l'épaisseur de la surface traversée. Au niveau de la partie la plus épaisse, le front d'onde sera le plus ralenti; et présentera un retard de phase maximum. Les points situés en regard des parties les plus fines présenteront un retard de phase minimum.



Sur le plan oculaire, le fait de connaître le front d'onde permet de définir le retard (ou déphasage) ou l'avance de phase infligé par les dioptries oculaires à une onde lumineuse incidente. La déformation d'un front d'onde émis par

une source ponctuelle traduit un déphasage. Le résultat sur la qualité visuelle est l'induction d'aberrations optiques.

Le déphasage peut s'exprimer en unité de longueur d'onde ou plus généralement en microns.

Grâce à l'évaluation de ces modifications, on peut prédire le trajet de la lumière et donc la manière dont l'oeil arrive à restituer une image fidèle de ce qu'il observe.

Pour être compréhensible, l'analyse du front d'onde requiert que les aberrations qui s'y trouvent soient caractérisées (qualifiées) et quantifiées (taux). La représentation du front d'onde peut être effectuée par une décomposition en une somme de fonctions particulièrement intéressante dans ce contexte: les polynômes de Zernike.

3) Polynomes de Zernike

a) Définition

En clair, le front d'onde est défini par la sommation de surfaces élémentaires correspondant chacune à un degré et un type particulier d'aberration optique. Leur modélisation mathématique correspond aux polynomes de Zernike. Cette modélisation dépend du diamètre pupillaire, les polynomes étant définis à partir d'un disque comme rayon d'unité. La pupille au travers de laquelle est transmis le front d'onde s'apparente à ce disque. Il permet de définir les coordonnées polaires du polynome.

La décomposition en surface élémentaire s'effectue en fonction sinusoïdale de fréquences croissantes (θ , 2θ , 3θ ...) correspondant à l'analyse de Fourier, qui vise à déterminer la valeur des coefficients à affecter à chacun des polynomes afin de reconstituer le signal initial par sommation.

On retrouve ainsi les aberrations optiques dont 90 % sont des aberrations optiques de bas degré et 10 % sont des HOA (17).

b) Classification

Les polynômes de Zernike permettent de décrire mathématiquement toute surface tridimensionnelle au pourtour circulaire par un ensemble de coefficients, dont chacun est affecté à un polynôme donné. La somme de ces polynômes affectés de leurs coefficients reproduit la surface analysée, et ce d'autant plus fidèlement que le nombre de points analysés et de polynômes utilisés est important.

Les polynômes de Zernike s'écrivent : Z_n^m où « n » correspond au degré de l'aberration et « m » la coordonnée polaire. Les aberrations y sont classées par degré « n », correspondant au plus grand exposant qu'il faut utiliser pour en fournir une expression mathématique.

Le degré pair d'une aberration indique que celle-ci est symétrique, c'est-à-dire que le déphasage est identique pour l'ensemble des points situés à une même distance du centre pupillaire.

A l'inverse, un degré impair traduit une aberration asymétrique, les rayons focalisés par une moitié de pupille ne focaliseront pas au même endroit que ceux focalisés par l'autre moitié.

Enfin, pour les aberrations orientées selon un axe particulier (comme l'astigmatisme ou le coma), il convient de rajouter une coordonnée polaire ou «m», déterminant une modulation de l'aberration selon l'angle considéré.

Par ordre de degré croissant, les aberrations optiques sont classées en :

✓ Aberrations de bas degré :

- *Degré 0 ou Z_0^0 ou Piston* : le front d'onde émergent est plan : il n'a subi aucun déphasage.
- *Degré 1 ou $Z_1^{\pm 1}$ ou Tilt* : le front d'onde est translaté sans distorsion et sans dégradation de l'image.
- *Degré 2 ou défocus* : on distingue :
 - le défocus parabolique ou Z_2^0 , induisant un déphasage parabolique et correspondant à l'erreur réfractive sphérique (myopie ou hypermétropie).
 - le défocus cylindrique ou $Z_2^{\pm 2}$, induisant un déphasage en forme de « selle à cheval » et correspondant à l'astigmatisme.

✓ Aberrations de haut degré (ou HOA) :

- *Degré 3* : elles traduisent un défaut de centrage des différentes structures réfractives. On distingue :

- le coma ou $Z_3^{\pm 1}$, induisant une déformation en « virgule » du front d'onde.
- le trefoil ou $Z_3^{\pm 3}$, correspondant à une déformation en « étoile à 3 branches ».

- *Degré 4* : on distingue :

- L'aberration sphérique ou Z_4^0 , correspondant à un déphasage de la périphérie du front d'onde par rapport au front d'onde central. Cette aberration est proportionnelle au carré du diamètre pupillaire.
- L'astigmatisme de quatrième ordre ou $Z_4^{\pm 2}$.
- Le tetrafoil de quatrième ordre ou $Z_4^{\pm 4}$.

- *Degré 5* : on distingue :

- $Z_5^{\pm 1}$ ou coma de cinquième ordre.
- $Z_5^{\pm 3}$ ou trefoil de cinquième ordre.
- $Z_5^{\pm 5}$.

- *Degré 6* : on distingue :

- Z_6^0 ou aberration sphérique de 6ème ordre.
- $Z_6^{\pm 2}$ ou astigmatisme de 6ème ordre.
- $Z_6^{\pm 4}$
- et $Z_6^{\pm 6}$.

(figure6)

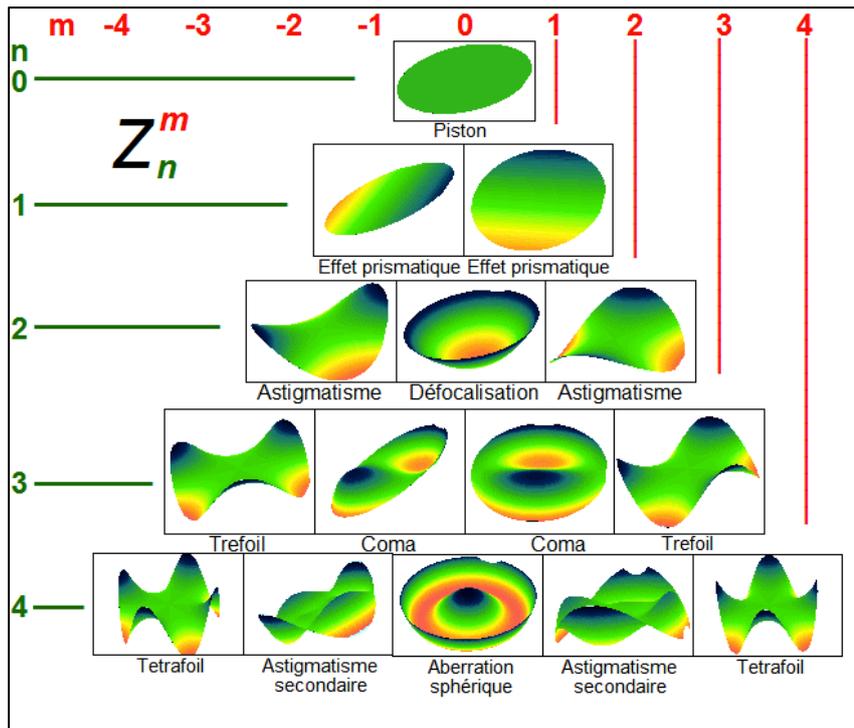


Figure 6: polynômes de Zernike (jusque degré 4).

Les analyseurs de front d'onde ont la capacité de détecter et de classer ces aberrations optiques.

4) Aberromètres

L'aberrométrie permet d'étudier la qualité optique de l'œil par l'analyse du front d'onde et de préciser la qualité de l'image rétinienne. Il existe plusieurs dispositifs, nous ne détaillerons que les deux systèmes utilisés dans notre étude.

a) Système de type Hartmann-Shack

Le système d'Hartmann-Shack est le système d'analyse le plus répandu, il est aussi connu sous le terme d'aberrométrie réfléctive sortante. Nous l'utiliserons aussi sous le terme d'aberromètre « standard ».

Le principe est d'analyser la réflexion d'une grille de rayons monochromatiques infra rouge parallèles entre eux (ou front d'onde) après projection fovéolaire. Ce front d'onde revient déformé, lors de son trajet retour, après son passage par la pupille de 5 à 6 mm au moins, et est recueilli par un ensemble de micro-lentilles.

Ce capteur est capable d'analyser les rayons à leur sortie et ainsi de déterminer leur disposition par rapport à la grille initiale. Les déviations enregistrées, liées au déphasage des rayons lumineux, permettent de calculer la déformation du front d'onde et ainsi d'analyser les aberrations optiques de l'œil étudié.

Les principales étapes sont donc (12) :

- émission d'un rayon laser incident centré sur la fovéa,
- recueil du signal réfléchi à la sortie de l'œil par une micro-réseau de lentilles,
- focalisation sur un capteur numérique du front d'onde par chacune des lentilles du faisceau (le front d'onde est ainsi « fragmenté » en plusieurs portions contiguës),
- mesure de la déviation du faisceau de chaque lentille par rapport à la position de référence.
- calcul mathématique par intégration, afin d'obtenir une représentation tridimensionnelle du front d'onde (*figure 7*).

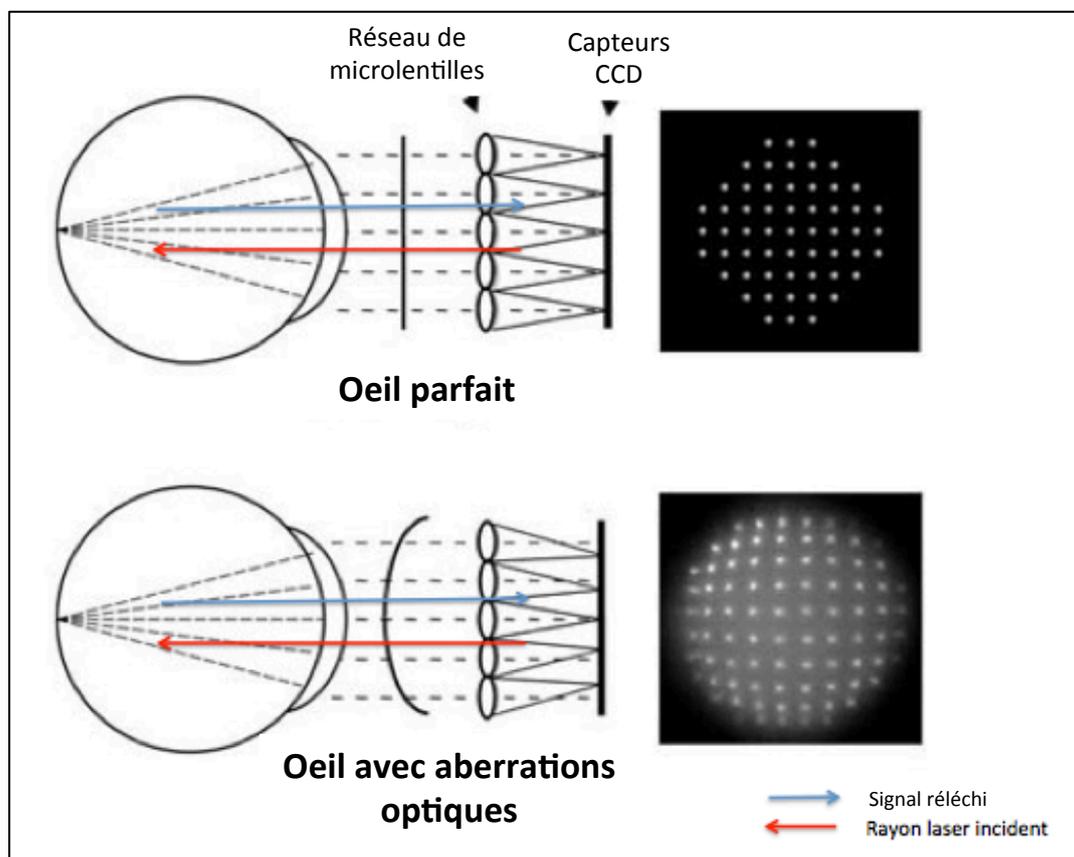


Figure 7: Système de type Hartmann-Shack (d'après Gatinel D).

Au CHRU de Lille, l'aberromètre utilisé, le Zywave II (Bausch & Lomb), fonctionne sur ce système.

b) Aberromètre double passage

L'aberromètre double passage est une méthode de mesure des aberrations optiques plus récente. Ce système fournit une mesure objective de l'ensemble des aberrations optiques et de la diffusion lumineuse pour permettre de prédire la qualité de l'image rétinienne.

Le principe est d'analyser l'image du reflet rétinien après projection fovéale d'un faisceau infra rouge monochromatique de 2 mm (longueur d'onde de 780 nm). L'aberromètre à double passage utilise un capteur particulièrement sensible pour analyser directement l'image de ce point de lumière au travers de la surface d'une pupille artificielle de 4 mm (18).

On obtient alors une image proche de celle qui se focalise sur la rétine d'un patient quand il fixe un point lumineux. Cette image rétinienne est appelée « Point Spread Function » (fonction d'étalement du point ou PSF).

Ce principe permet, mieux que les autres aberromètres, de mesurer précisément d'autres paramètres optiques, en particulier les phénomènes dispersifs qui participent aussi à la dégradation de la qualité de vision.

Pour ne pas être perturbée par les aberrations sphéro-cylindriques (aberrations corrigibles en lunettes: Z_2^0 et $Z_2^{\pm 2}$), l'analyse de la PSF rétinienne doit être effectuée pour la meilleure correction sphéro-cylindrique. L'appareil effectue un brouillage et grâce à un autoréfractomètre intégré, une compensation du défocus sphérique est effectuée, afin de conjuguer la rétine avec un point situé à une distance définie (l'infini par défaut). La mesure peut donc être effectuée avec ou sans correction optique (lentilles ou lunettes).

L'aberromètre double passage utilisé dans notre étude est l'HD analyser (HDA) de Visiometrics (ou OQAS 3, *Optical Quality Analysis System 3*).

5) Les indices aberrométriques

a) Le score RMS

Le **coefficient moyen global ou RMS** (Root Mean Square) est une valeur représentant la déviation du front d'onde par rapport à un front d'onde idéal de référence et permet de quantifier les aberrations optiques.

Ainsi, le RMS est calculé selon ce déphasage. Il est exprimé en micron et correspond à la racine carrée de la somme des carrés des déphasages divisée par le nombre moyen de points étudiés (*figure 8*).

Ce coefficient est utilisé pour l'aberromètre de type Hartmann-Shack (12,15,16).

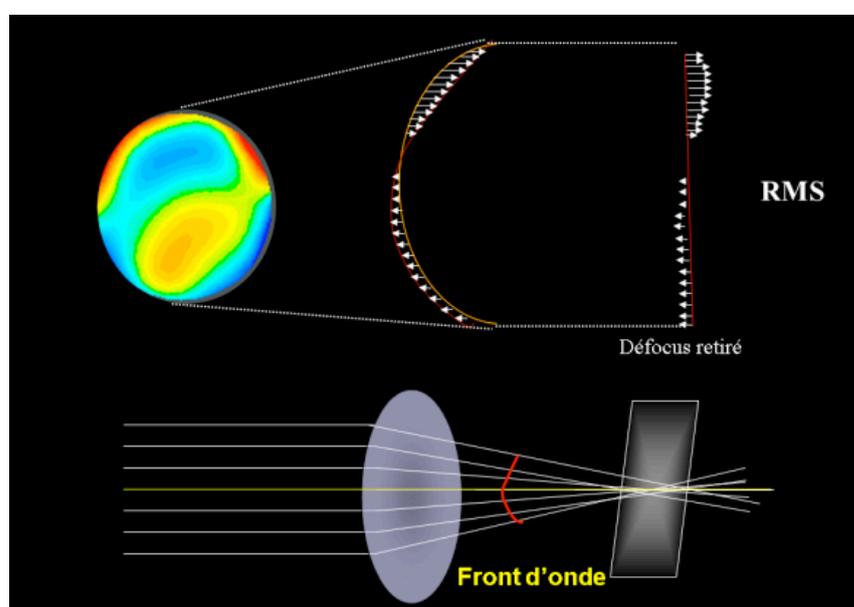


Figure 8 : Score RMS. Les décalages sont des avances ou des retards de phase (le front d'onde en coupe est représenté vis-à-vis du front d'onde idéal: les « flèches » correspondent aux décalages). Un code couleur permet de les représenter (avance de phase : couleur chaude, retard de phase : couleur froide, d'après Gatinel D).

On peut le mesurer pour une aberration donnée ou pour un ensemble d'aberrations de degrés différents. Le taux RMS des HOA jugé comme dans la moyenne est estimé à moins de 0,5 microns pour une pupille de 6 mm (RMS 6mm) (15,19). Il ne faut pas confondre le taux d'une aberration donnée (type coma), le taux d'un groupe d'aberration (RMS 6 mm) et le taux des aberrations optiques totales d'un oeil (AT). Les AT prennent aussi en compte

les aberrations optiques de bas degré, majoritaires dans un oeil non émmetrope.

Plus le RMS est élevé, plus il existe d'aberrations optiques. Les chiffres de RMS doivent s'interpréter en tenant compte de facteurs comme le diamètre pupillaire et le diamètre du front d'onde mesurés. Ils ont un impact important sur la valeur des HOA (20,21).

L'augmentation de la taille de la pupille majore de façon significative le RMS-HOA (20–23). A l'inverse, la diminution de taille de la pupille diminue la valeur des HOA.

b) La PSF et convolution de l'image

Il est possible de décomposer une image observée en un ensemble de points élémentaires. Chaque point de cette image est défini comme une source lumineuse ponctuelle d'intensité donnée. Si on connaît la façon dont le système optique traite l'image d'un point élémentaire (fonction d'étalement du point), il est possible d'appliquer cette transformation à tous les points composant l'image initiale pour obtenir une simulation de l'image rendue. Ce processus s'appelle **convolution de l'image** par la **fonction d'étalement du point** (ou **PSF = Point Spread Function**). (Figure 9)

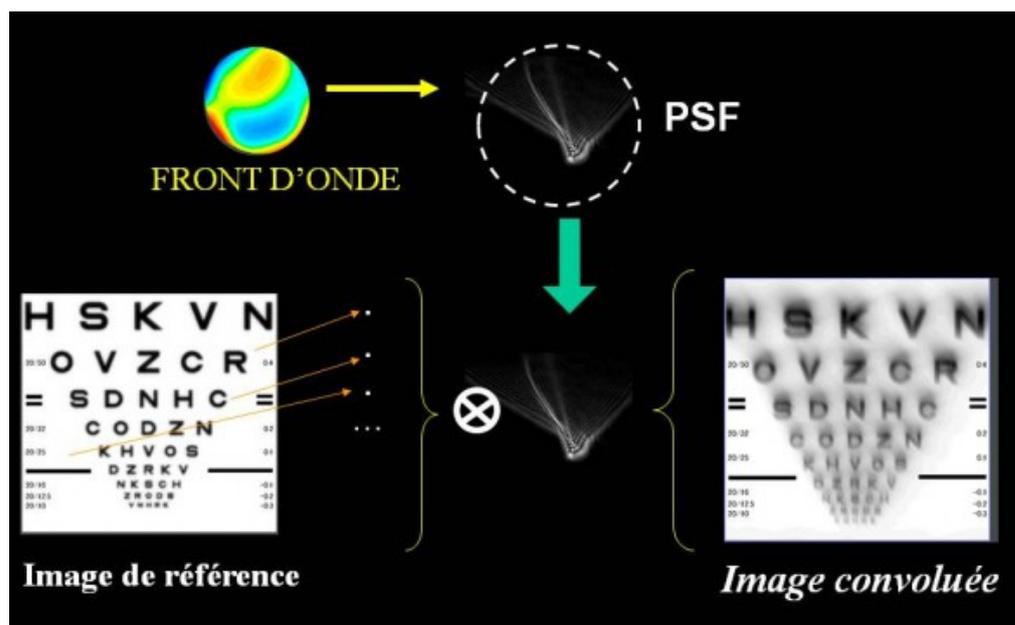


Figure 9: PSF et convolution de l'image(d'après Gatinel D).

Les deux types d'aberrromètre pré-cités utilisent la PSF (12,14,16). Plus l'image formée du point source est ponctiforme, plus le système optique est performant. Même pour un système optique « parfait », supposé sans aberrations optiques, la PSF n'est pas un point mais un disque dit d'Airy, en raison des effets de la diffraction, par les bords de l'ouverture, des ondes lumineuses.

Les aberrromètres calculent la PSF oculaire à partir du recueil du front d'onde, par le biais d'un outil mathématique, la transformée de Fourier. La transformée de Fourier donne la PSF en amplitude et donc en intensité, chaque point source est convolué avec la PSF en intensité.

La PSF est donc un paramètre fondamental dans l'évaluation de tout système d'imagerie optique, et fournit en Ophtalmologie une estimation directe de la qualité d'image rétinienne.

c) L'OSI

L'OSI (ou Optical Scatter Index) est un indice calculé par l'aberrromètre double passage qui permet de quantifier indirectement mais objectivement la proportion de lumière diffusée au cours du passage des rayons lumineux dans les milieux intraoculaires.

La diffusion lumineuse est définie comme l'apparition de rayons lumineux de trajet aberrant lors de la réfraction de la lumière par les dioptries oculaires. Dans le cas de la lumière, les rayons diffusés par des opacités, des inhomogénéités dans l'oeil dégradent la qualité de l'image rétinienne, en réduisant la netteté et le contraste. L'augmentation de la diffusion augmente l'indice OSI.

L'OSI est calculé à l'aide du système à double passage (*figure 10*) par le rapport entre la quantité de lumière intégrée dans la périphérie (zone annulaire de 12 à 20 minutes d'arc) et la zone entourant le pic central de

l'image PSF (la quantité de lumière enregistrée à moins d'une minute d'arc) (22,24).

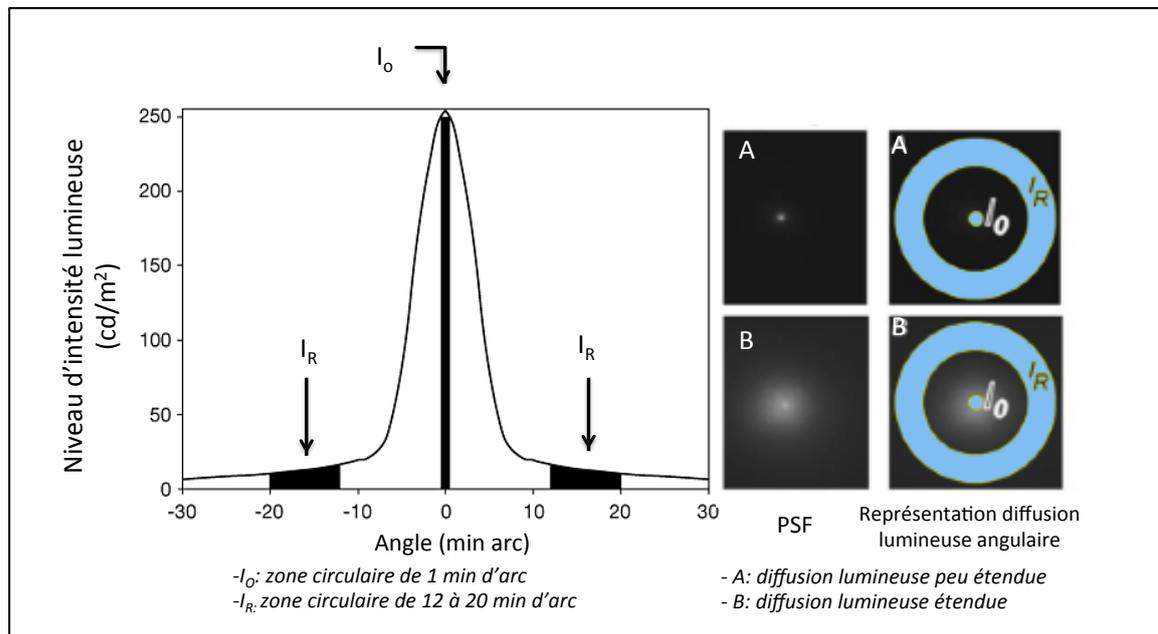


Figure 10 : calcul de l'indice OSI par le rapport I_R/I_0 (d'après Martínez-Roda et Artal).

La valeur OSI a été utilisée initialement pour la classification objective de l'évolution de la cataracte (24–27). Selon le manuel de la machine, les yeux avec un degré normal de diffusion ont une valeur OSI inférieure à 0,5; pour les yeux en train de développer une cataracte, la valeur OSI est comprise entre 1,5 et 4; et pour les yeux avec une cataracte mûre la valeur OSI est supérieure à 4 (28).

L'échelle OSI va de 0 (pas de dispersion) à 25 (dispersion maximale).

d) La MTF et MTF cut off

La vision humaine repose avant tout sur la perception des contrastes, c'est-à-dire la différenciation du niveau d'intensité lumineuse de deux zones adjacentes.

Cette capacité à transmettre le contraste des objets observés est un élément à prendre en compte lors de l'évaluation de la qualité optique du système oculaire.

La **MTF ou FTM (Fonction de Transfert de Modulation)** représente la manière dont le contraste d'un objet observé est atténué lors de son passage au travers des différents dioptries oculaires. Elle permet de comparer le contraste de l'objet observé au contraste de l'image qui se forme au niveau rétinien.

Un objet observé peut être décomposé en une combinaison de fréquences spatiales: chacune de ces fréquences correspond à un réseau composé de bandes alternativement sombres et lumineuses, pouvant être orientées de façon variable au sein de l'image. Plus il y a de cycles par degré, plus la fréquence spatiale est fine.

Un cycle est, comme défini plus haut, une paire de ces bandes (une sombre et une claire). Le spectre des fréquences spatiales s'étend des plus basses fréquences (qui correspondent aux éléments les plus grossiers de l'image), aux fréquences les plus élevées (qui permettent la représentation de détails fins) (12,14,16).

L'atténuation du contraste de l'image rétinienne est expliquée notamment par la diffraction et les aberrations optiques de l'oeil.

La MTF peut être calculée à partir de l'étude des données fournies par l'aberromètre double passage. Elle est le fruit d'un calcul théorique, accompli à partir du recueil du front d'onde oculaire.

Il en résulte une courbe décrivant la fonction de sensibilité aux contrastes (*figure 11*). On représente en abscisse, les fréquences spatiales (en cycle par degré) et, en ordonnée, le rapport des contrastes respectifs de l'image rétinienne formée et de l'objet fixé (ratio). Ce rapport correspond à la modulation du contraste.

Cette courbe traduit la capacité optique de chaque individu à percevoir le contraste (de 0 % à 100 %) pour différentes fréquences spatiales (de 0,1 à 60 cycles/deg) d'un objet observé sous contraste maximal.

On pourrait effectuer ce type de courbe pour un objet observé à contraste modulé, par exemple sous 50% de contrastes.

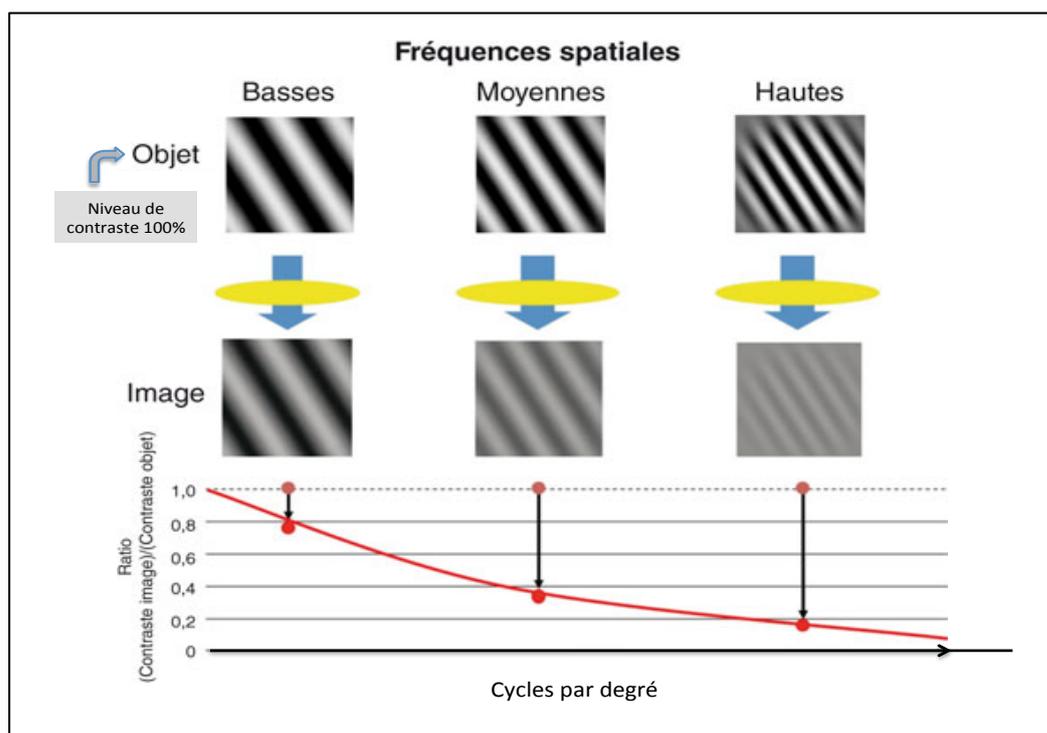


Figure 11: Courbe MTF de sensibilité aux contrastes (pour un objet observé sous contraste maximal).

L'intersection entre la courbe MTF et l'axe des abscisses correspond à la **fréquence de coupure (=MTF cut off)**, c'est à dire l'AV théorique maximale.

En ophtalmologie, l'intérêt de la courbe MTF est d'étudier l'effet des aberrations et de la diffraction en observant notamment la fréquence de coupure.

Il ne faut pas oublier que la MTF n'explore que le contraste de l'image rétinienne théorique mais diffère de l'image perçue (l'intégration corticale n'est pas prise en compte).

e) Strehl ratio :

Le **rapport de Strehl (Strehl Ratio, SR)**, est le ratio entre la PSF d'un système optique et celles d'un système uniquement limité par la diffraction (dépourvus d'aberrations optiques). Il quantifie le rôle des aberrations optiques, dans la qualité optique de ce système, indépendamment des problèmes de diffraction (12–14).

Le ratio de Strehl est donc un indicateur de la « qualité » de la PSF mesurée. Il correspond au rapport entre la hauteur du pic de la PSF mesurée et celui de la PSF « idéale » pour un diamètre de pupille identique (*figure 12*).

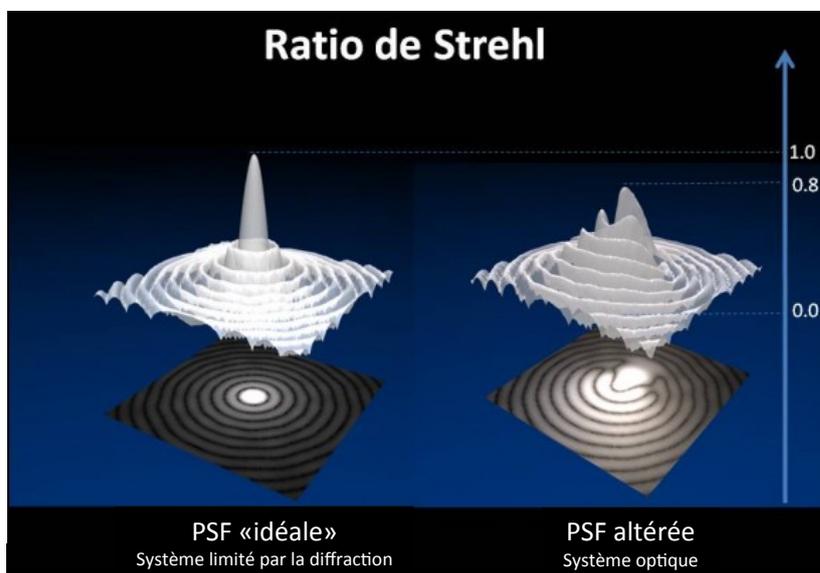


Figure 12 : Ratio de Strehl (calculé par le rapport PSF idéale/ PSF altérée, d'après Gatinel D).

En optique adaptative, le critère de Maréchal stipule que lorsque le ratio de Strehl est supérieur à 0.8, le système optique peut être considéré comme seulement « limité par la diffraction » (12).

L'oeil humain est loin de posséder une telle qualité optique: un Strehl ratio supérieur à 0.3 semble représenter une performance optique supérieure à la moyenne (12).

f) OSI lacrymal:

L'aberromètre double passage présente aussi un module intéressant d'évaluation non invasive de la dynamique du film lacrymal (13,29–31).

Il étudie la stabilité du film lacrymal et ainsi son influence sur la qualité de l'image rétinienne.

Les résultats sont schématisés par l'évolution d'une courbe pendant une durée de 20 secondes. Cette courbe est constituée par des points mesurés toutes les demi-secondes (axe des abscisses), représentée graphiquement par un indice de qualité de film lacrymal sur l'axe des ordonnées (Figure 13). Cet indice est appelé **OSI lacrymal**.

Il est calculé à l'aide de 40 mesures successives de la PSF, la fluctuation des mesures lors des 20 secondes est directement imputable au film lacrymal, s'agissant de la seule structure susceptible de modification sur cette brève période. Les clignements palpébraux (blink) étaient notés, et annulés sur la courbe lorsque l'image de la PSF ne pouvait être enregistrée.

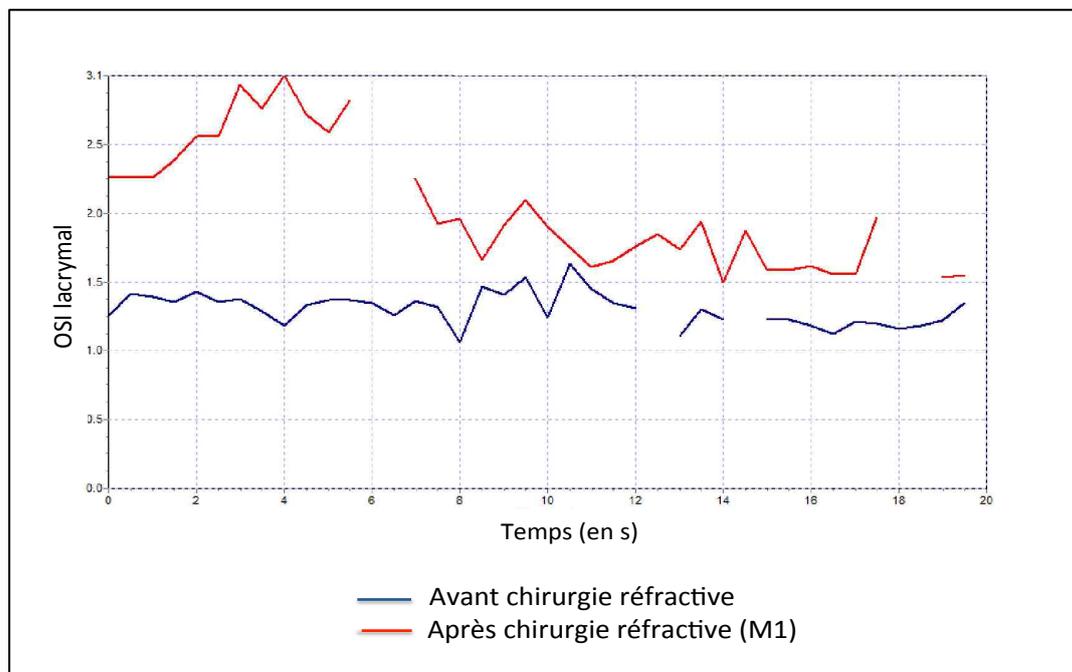


Figure 13: Comparatif de la courbe OSI lacrymal avant et après chirurgie réfractive.

VI Chirurgie réfractive par laser excimer

Actuellement, de nombreuses techniques chirurgicales existent. On peut les classer en fonction de leurs sites opératoires : cornéen, intraoculaire et scléral.

Comme défini précédemment, la cornée représente un site privilégié de chirurgie réfractive, par sa puissance dioptrique.

Nous allons plutôt détailler ici la technique réfractive cornéenne utilisée dans notre étude c'est à dire la photokératectomie réfractive (PKR) (32,33).

1) Principe de la PKR

A) LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)

a) Historique

Le principe du laser a été développé dans les années 1960 grâce aux progrès de la physique quantique. Son principe de fonctionnement repose sur l'excitation, le plus souvent, d'un mélange gazeux. Les atomes des molécules excitées absorbent de l'énergie, cela se traduisant par un changement de niveau d'énergie de leurs électrons les plus périphériques. Ils forment des molécules nommées exciplexes. Les électrons, en revenant à leur niveau d'énergie initial, vont émettre un photon, caractérisé par sa longueur d'onde.

Les photons produits, par excitation du mélange gazeux, vont alors osciller dans un espace limité par deux surfaces réfléchissantes qui permet une amplification du phénomène. Ces photons produits initialement vont exciter à leur tour les atomes du mélange gazeux pour produire de nouveaux photons. Ce phénomène d'amplification permet d'obtenir un faisceau lumineux composé de photons de même longueur d'onde.

En cas de stimulation constante du mélange gazeux, on obtient un laser à émission continue comme pour le cas du laser Argon. Si cette même stimulation est discontinue, le laser sera émis sur un mode pulsé, cas du laser excimer.

b) Propriétés

La lumière laser est définie par ses propriétés physiques :

- La fluence traduit l'énergie véhiculée par le faisceau laser et elle est exprimée en joule/cm^2 .
- Elle est monochromatique (les photons la composant sont de même longueur d'onde).
- Elle est peu divergente, ce qui permet de délivrer des densités de puissance importante sur de faible surface.
- Elle est cohérente (les photons qui la compose sont en phase).

B) Le laser Excimer

a) Historique

Le laser excimer, avec une longueur d'onde de 193 nm, a été initialement développé dans le domaine industriel pour la découpe de matériaux plastique dans les années 1975. C'est en 1983 que Trokel (34) a proposé pour la première fois son utilisation dans le domaine de la chirurgie réfractive.

Tout d'abord, le laser a été mis en application dans la technique de kératotomie radiaire pour remplacer les incisions au couteau diamant. Puis en 1988, les premières tentatives de photo-ablation au niveau de la couche de Bowman ont été expérimentées (35). Les premiers lasers possédaient une zone optique de traitement très réduite de 3mm. Ensuite le diamètre de la zone de photo-ablation a pu être augmenté aux diamètres actuels de 5 à 7mm.

b) Propriétés

Les caractéristiques du faisceau laser doivent permettre une photo-ablation cornéenne régulière et reproductible sans effet sur les tissus avoisinants, sans effet thermique et avec le minimum de pénétration du tissu cornéen.

Les recherches se sont naturellement orientées vers le spectre de l'ultra violet (UV) car la cornée n'absorbe pas les ondes dont la longueur d'onde est entre 300 et 1600 nm (comme pour le laser Yag et Argon).

La longueur d'onde de 193 nm a permis de réunir les caractéristiques nécessaires.

Les lasers excimers actuels génèrent un faisceau de photons hautement énergétique, dont les fluences sont comprises entre 120 et 400 mJ/cm² permettant une épaisseur de tissu cornéen photo-ablaté correcte et un temps de délivrance du faisceau de 10 à 20 nanosecondes pour réduire l'effet thermique. Le faisceau est délivré suivant un mode balayage et pulsé pour éviter l'accumulation thermique.

Le processus cicatriciel exubérant représenté par le phénomène du haze cornéen, est devenu rapidement une limite pour le traitement par PKR des fortes myopies, ce qui a motivé le développement d'autres techniques.

c) Détails techniques

- Le générateur

On utilise l'excitation d'un mélange gazeux composé de 3 gaz : un gaz rare type Argon (0,5 à 12%), un gaz halogène (0,5%) type fluor et un gaz neutre, type Hélium ou Néon, qui sert au transfert d'énergie (88 à 99%). L'ordinateur gère la fréquence des stimulations électriques du mélange gazeux afin d'obtenir une fluence constante, même si la qualité du mélange se dégrade au cours des procédures successives. La décharge électrique va permettre de former un exciplexe (ArF* pour un mélange argon-fluor)

- Homogénéisation du faisceau

Le faisceau laser n'étant pas homogène à sa sortie du générateur, un système de prismes ou de fente fine permet de sélectionner et de ne délivrer que la partie centrale du laser, cette partie étant la plus homogène énergétiquement. Cela permet d'obtenir des surfaces de photo-ablation régulières et lisses.

- Système de balayage

Le système du « flying spot » (balayage par spots) est la solution technique la plus performante. Il permet un diamètre de spot réduit limitant l'effet

thermique et des profils de photo-ablation complexes (comme dans certains astigmatismes). Le déplacement du spot est géré par un logiciel.

- Zone de transition

Pour améliorer la cicatrisation épithéliale, réduire les régressions réfractives et limiter le phénomène cicatriciel du haze, un système est employé. Ce système permet de lisser la partie périphérique de la zone de traitement pour la raccorder en pente douce avec la partie de cornée non traitée.

- Eye tracker

Cet autre système permet de palier aux mouvements oculaires involontaires du patient. Il fonctionne à la fois de manière active et passive.

Le système est passif lorsque les mouvements oculaires dépassent les limites acceptables (> 3 mm), ainsi la photo-ablation est automatiquement arrêtée. Il réagit d'une manière active si le faisceau laser peut suivre, dans une certaine limite, ces mouvements.

2) Intervention

A) Accueil du patient

Il est nécessaire de limiter le risque infectieux, pour cela le patient ne doit pas porter de lentille sur l'œil à opérer au moins 3 jours avant l'intervention. En cas de doute sur la dernière réfraction, un dernier contrôle peut se faire avant l'intervention.

L'anesthésique topique est instillé plusieurs fois sur l'œil à opérer (oxybuprocaine en unidose). Le déroulement de l'intervention est de nouveau expliqué au patient.

B) Etapes opératoires

a) Préparation du laser

Il faut mettre en marche le laser et attendre au moins 6 minutes avant la première procédure chirurgicale pour permettre une mise à température du gaz et obtenir un flux photonique constant du mélange gazeux lors de son excitation.

Les conditions de température et d'hygrométrie de la salle opératoire doivent également être vérifiées. Pour un fonctionnement homogène du laser il faut une température entre 18 et 24°C et une hygrométrie de 25 à 55%.

Les paramètres réfractifs des patients sont ensuite saisis sur l'ordinateur.

b) Les derniers contrôles

On vérifie une dernière fois les paramètres réfractifs et le côté opéré pour éviter au maximum le risque d'erreur de saisie.

- diamètre de photo-ablation :

On choisit le diamètre de la zone de photo-ablation afin que l'épaisseur de cornée photo-ablatée à l'apex ne dépasse pas la valeur de 135 µm. Au-delà, le diamètre de la zone de traitement devra être diminué par pas de 0,1 mm afin pour ne pas dépasser cette valeur.

En effet, Munnerlyn a mis en évidence la relation entre la quantité de tissu cornéen à retirer et le trouble réfractif à corriger (36) :

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

P : profondeur d'ablation (en µm) ; ZO : diamètre de la zone optique traitée (en mm) ; D : dioptrie à corriger ; n : index de réfraction de la cornée soit 1,337.

Le profil d'ablation pour une correction donnée est proportionnel au carré du diamètre de la zone optique (ZO) cornéenne traitée, plus la zone optique traitée diminue moins la profondeur d'ablation est importante.

Cependant, si le diamètre de la zone de photo-ablation est proche de 4,5 mm, le patient peut être récusé pour la PKR car les risques de phénomènes d'éblouissements et de halos visuels en postopératoire sont alors significativement augmentés. Le diamètre moyen pour une PKR est actuellement de 6 mm.

- test de fluence

On procède ensuite au test de fluence du faisceau laser, étape obligatoire avant chaque séance de traitements. Elle permet d'amener le mélange gazeux argon/fluor à un état d'excitation homogène et donc d'obtenir une fluence constante pendant la phase de traitement. Ce test consiste à évaluer, sous microscope opératoire, le nombre de spots lasers nécessaires pour perforer une plaque d'aluminium. En cas d'un nombre de spots trop élevé, la puissance du laser est augmentée. Si la puissance du laser est proche de 100% pour obtenir la perforation de la plaque d'aluminium, l'énergie photonique du laser ne sera pas suffisamment stable et constante pendant le traitement. Le résultat réfractif postopératoire risque d'être imprécis. Le mélange gazeux argon/fluor doit donc être changé lorsque la puissance du laser nécessaire pour réaliser le test de fluence atteint les 85-90%.

- Centrage du faisceau laser

Enfin, on vérifie systématiquement que le faisceau laser est bien coaxial à la diode de fixation pour éviter un décentrement de la zone de traitement.

c) Installation du patient

Le patient est amené au bloc opératoire après l'avoir rassuré sur le caractère indolore de l'opération. Il est ensuite familiarisé au bruit du laser (claquement) par une courte procédure.

Il faut s'assurer de l'absence de maquillage (risque infectieux). On élimine toute source de mouvement du patient (tête bien calée et jambes dépliées).

L'anesthésie topique est assurée par une goutte d'oxybuprocaine. Ensuite, on met en place un écarteur à paupière et le microscope est centré sur la pupille, l'intensité lumineuse est diminuée pour limiter l'éblouissement et les blépharospasmes.

d) Procédure laser

- pelage épithélial :

On réalise en premier lieu un pelage épithélial facilité par l'application d'une solution épithéliotoxique (cocaïne à 4%). Le but est d'éviter de traumatiser le stroma et de respecter la membrane de Bowman. On laisse une bordure épithéliale en périphérie cornéenne pour faciliter la cicatrisation post opératoire.

Le stroma est asséché avec des microsponges ce qui permet de vérifier l'absence de débris épithéliaux sur la zone de traitement.

- centrage de la zone de photo-ablation :

Le patient doit fixer une diode de fixation coaxiale au faisceau laser. Le laser est ensuite centré au niveau de la zone de traitement qui doit correspondre exactement au centre optique de l'œil. Ce centre optique est repéré par un phénomène de surbrillance du spot coaxial du laser, au niveau de la cornée. Il ne correspond pas forcément au centre pupillaire.

- traitement laser :

La fixation du patient doit être la plus stable possible pendant le traitement laser. Le chirurgien la contrôle sous microscope, avant et pendant la procédure. Le système d'eye tracker, permet de maintenir le centre de la zone de photo-ablation au niveau du centre optique malgré les mouvements du globe oculaire pendant la procédure laser.

Pendant le traitement, le chirurgien maintient la tête du patient avec ses mains afin de limiter les mouvements. Entre chaque procédure laser, il retire les débris tissulaires et assèche le stroma avec une microsponge par un mouvement centrifuge.

- application éventuelle de mitomycine C

L'application à la fin du geste de mitomycine C à 0,2 mg/ml pendant une minute a été introduite dans le service pour la chirurgie réfractive depuis 2008 environ. Elle est habituellement utilisée en cas de myopie forte ≥ -8 D, de retouche, d'astigmatisme important (au-delà de $-2,50$ D environ) ou d'hypermétropie (19).

e) Fin de l'intervention

Après le traitement laser, on instille un collyre antibiotique non épithéliotoxique et on pose une lentille souple avant le retrait du blépharostat. Le patient est informé que les 3 jours postopératoires peuvent être douloureux et qu'au moindre doute, il ne doit pas hésiter à venir consulter en urgence.

Le traitement postopératoire pour ces 3 jours comporte un collyre antibiotique, un collyre anti-inflammatoire non stéroïdien (AINS) et un traitement antalgique per os.

Introduction

Il se pratique par an, actuellement en France, des milliers de chirurgie réfractive par PKR. La demande, qu'elle soit d'ordre esthétique ou fonctionnelle, a pour objet de ne plus porter de correction optique une fois le geste chirurgical effectué.

L'appréciation principale de la réussite chirurgicale d'une chirurgie réfractive se base essentiellement sur l'AV post opératoire sans correction optique. L'objectif est d'être au plus proche de 10/10^e.

Certains patients se plaignent cependant, malgré un bon résultat d'AV, d'une altération de leur qualité de vision.

Le développement des machines d'analyse visuelle, notamment les aberromètres standard et double passage, permet une nouvelle possibilité de mesure et d'observation de la qualité visuelle en post opératoire.

L'objectif principal de cette étude était d'observer l'évolution quantitative et qualitative de la qualité visuelle lors d'une chirurgie réfractive par PKR, d'une part à l'aide de deux aberromètres (Hartmann-Shack et double passage) et d'autre part grâce à un questionnaire de satisfaction.

De manière secondaire, nous avons comparé les résultats qualitatifs et quantitatifs.

Enfin, nous avons recherché une éventuelle corrélation entre les deux outils aberrométriques utilisés pour chiffrer la qualité visuelle.

Matériels et Méthodes

I Type d'étude

L'étude a été menée sur une série de cas au CHRU de Lille de manière prospective sur la période de février 2015 à avril 2015. Elle est de type observationnelle descriptive.

II Population étudiée

Elle portait sur une population de patients opérés d'une chirurgie réfractive par la technique de PKR.

- **Les critères d'inclusion** étaient :
 - des patients âgés de 18 à 45 ans opérés une chirurgie réfractive.
 - une stabilité réfractive depuis au moins 2 ans.
 - une AV corrigée supérieure ou égale à 10/10^e.

- **Les critères d'exclusion** étaient :
 - l'absence d'antécédents ophtalmologiques médicaux : glaucome, infection oculaire, inflammation...
 - l'absence d'antécédents ophtalmologiques chirurgicaux : chirurgie rétinienne, du cristallin, cornéenne, filtrante...
 - un antécédent de chirurgie réfractive (KR, LASIK, LASEK...)
 - la présence de contre-indication à la chirurgie réfractive type PKR (un mur stromal postérieur estimé à de moins de 250 µm d'épaisseur en post opératoire, astigmatismes irréguliers: kératocône avéré ou fruste et dégénérescence marginale pellucide notamment) (33,37).
 - la présence d'un syndrome sec majeur.

- une amétropie majeure définie arbitrairement par une myopie supérieure à 10 D, une hypermétropie supérieure à 4 D ou un astigmatisme supérieur à 4 D.
- une AV post opératoire sans correction inférieure à 10/10^e.
- la présence d'un haze post opératoire (opacité cornéenne sous-épithéliale survenant au cours de la cicatrisation cornéenne).

III Recueil de données

Les données recueillies dans le dossier papier des patients étaient :

- les données démographiques : âge, sexe, côté de l'œil opéré, antécédents, traitements, moyens de correction portée (lunette, lentilles...).
- les données optiques : réfractométrie, ES et meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC).
- les données cliniques : la mesure de la pression intra oculaire (PIO), l'examen en lampe à fente, le fond d'œil (FO), la réalisation du BUT.
- les données topographiques : pachymétrie, topographie spéculaire et d'élévation.
- les données aberrométriques : dilatation pupillaire, ES (Hartmann-Shack : ES aberro ; HD analyser : ES HDA), indices aberrométriques (cf chapitre IV, les mesures aberrométriques).
- le délai entre la réalisation du geste opératoire et l'examen de contrôle post opératoire (en jours).
- les données de la chirurgie réfractive : surface d'ablation, nombres de tirs, utilisation de mitomycine, centrage du laser.

IV Outils utilisés

- **Les mesures topographiques** ont été effectuées en pré opératoire à l'aide de l'appareil du service d'Ophtalmologie du CHRU de Lille, l'Orbscan IIz (Bausch & Lomb) qui est un topographe mixte associant une

vidéotopographie de Placido au balayage d'une fente lumineuse digitalisée. Cet examen permet d'obtenir une carte d'élévation des deux faces cornéennes antérieure et postérieure, une topographie spéculaire et une pachymétrie optique.

- **Les mesures aberrométriques** ont été recoltées en pré et post opératoire par :
 - l'aberromètre du CHRU de Lille par le **système d'Hartmann-Shack** : le Zywave II (Bausch & Lomb) qui récoltait différents indices, mesurés sans correction optique :
 - RMS 5 mm : RMS à dilatation pupillaire de 5 mm
 - RMS 6 mm : RMS à dilatation pupillaire de 6 mm
 - AT 5 mm : AT mesurées à 5 mm
 - AT 6 mm : AT mesurées à 6 mm
 - **l'aberromètre double passage**: l'HD analyser (Visiometrics) nous a été prêté par la société Medeuronet pendant une période d'environ huit semaines. Il mesurait aussi différents indices, mesurés avec ou sans correction optique.
 - OSI
 - MTF cut off
 - SR
 - Courbe d'OSI lacrymal et OSI lacrymal moyen recueillis après plusieurs clignements palpébraux pour obtenir la meilleure répartition possible du film lacrymal.
- **Le geste de chirurgie réfractive** a été réalisé au moyen du Technolas C 217z. Cet appareil utilise un système à balayage par spot de 2 mm à répartition fractale et réalise des profils d'ablation cornéens en pente douce avec zone de transition.

V Examen postopératoire

Un examen postopératoire a été effectué à un mois afin d'observer et d'analyser l'évolution des différents paramètres recueillis.

VI Questionnaire de satisfaction

Un questionnaire de satisfaction a été proposé et remis au patient puis rempli à la fin de la consultation post opératoire à un mois. Ce questionnaire a été tiré d'un article de D.Saragoussi et al. (38), il avait pour but d'évaluer de manière subjective le ressenti et le degré de satisfaction de la qualité visuelle post opératoire d'une chirurgie réfractive (Annexe).

Il comportait neuf questions sur la vision de jour, de nuit, la conduite automobile et la satisfaction globale du patient sur la chirurgie. Les réponses étaient à choix multiples simples. Nous nous sommes surtout intéressés aux questions portant sur la modification visuelle diurne et nocturne post opératoire, à la satisfaction globale du patient ainsi qu'aux troubles visuels nocturnes type halos, diffractions et éblouissements.

Les halos étaient définis comme des auréoles autour des lumières, la diffraction comme une lumière étoilée ou dédoublée.

VII Indices aberrométriques et questionnaire

Nous avons comparé les résultats qualitatifs du questionnaire avec les mesures quantitatives (RMS 6 mm et MTF cut off) post opératoires obtenues dans notre étude.

VIII Analyse statistique

Les variables continues avec distribution gaussienne étaient exprimées sous forme de moyenne \pm déviation standard et les variables qualitatives en nombre et en pourcentage.

Les analyses binaires pour les variables continues avec distribution normale ont été réalisées en utilisant le test t de Student en cas de comparaison de deux groupes. Pour les variables continues sans distribution normale, le test utilisé était le Wilcoxon signed-rank test. Pour ces tests, une analyse appariée était effectuée pour des mesures répétées.

L'analyse de corrélation des différents indices aberrométriques a été effectuée par le coefficient de corrélation de Pearson en cas de valeurs distribuées selon la loi normale. Le coefficient de corrélation de Spearman a été utilisé lorsque les variables ne suivaient pas la loi normale.

Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme statistiquement significative.

L'analyse statistique a été menée au CHRU de Lille par l'équipe d'unité de Biostatistiques. Elle a été complétée par les graphiques réalisés à l'aide du logiciel GraphPad Prim version 6.0d.

Résultats

I Description démographique de la population

L'étude a porté sur 28 yeux. La population était constituée de 6 hommes et de 22 femmes. Il y avait 12 yeux droits et 16 yeux gauches. L'âge moyen de la population était de $31,11 \pm 5,71$ ans (*Tableau 1*).

Les opérations de chirurgie réfractive ont été effectuées par trois chirurgiens. Vingt trois patients étaient porteurs de lentilles avant le geste chirurgical.

Age (ans)		$31,11 \pm 5,71$
Sexe	Femme	22 (78,6 %)
	Homme	6 (21,4 %)
Œil opéré	Droit	12 (42,9%)
	Gauche	16 (57,1%)
Port de lentilles		23 (82,1%)

Tableau 1: Description de la population.

II Données cliniques de la population

Après le geste chirurgical, l'ES s'est rapproché de 0 en passant en préopératoire de $-3,76 \pm 1,81$ à $0,13 \pm 0,43$ en post opératoire ($p < 0,0001$). La cornée a été aplatie, le K1, K2 et Km ont donc augmentées en post opératoire ($p < 0,0001$).

Concernant la PIO, les valeurs étaient de $15,44 \pm 2,78$ mmHg et les mesures pachymétriques optiques étaient de $585,88 \pm 43,45$ μm en préopératoire. Les valeurs post opératoires sont manquantes.

Le BUT s'est détérioré de manière significative de 1,28 s ($p = 0,029$) en passant en préopératoire de 8,32 s à 7,04 s en post opératoire (*Tableau 2*).

	Pré	Post	p
PIO (mmHg)	15,44 ± 2,78	X	X
BUT (s)	8,32 ± 2,07	7,04 ± 2,46	0,029
ES (D)	-3,76 ± 1,81	0,13 ± 0,43	< 0,0001
K1 (mm)	7,77 ± 0,26	8,41 ± 0,42	< 0,0001
K2 (mm)	7,58 ± 0,22	8,26 ± 0,43	< 0,0001
Km (mm)	7,68 ± 0,22	8,33 ± 0,42	< 0,0001
Pachymétrie (µm)	585,88 ± 43,45	X	X

X : Données manquantes

Tableau 2 : Données cliniques.

III Données opératoires

On a pu constater l'utilisation de mitomycine C pour 4 patients en traitement prophylactique du haze cornéen.

Le geste chirurgical a été effectué chez 25 patients pour une myopie. Il y a eu un léger problème de centrage pour deux patients. La profondeur d'ablation dans la zone de traitement a été en moyenne de 75,68 ± 34,29 µm pour une moyenne de tirs de 1920,21 ± 926,58 impacts (*Tableau 3*).

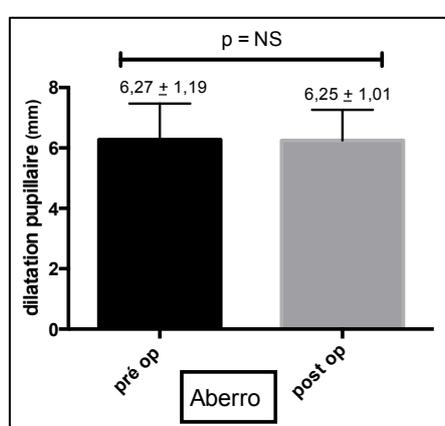
Mitomycine	4 (14,3 %)
Surface d'ablation (µm)	75,68 ± 34,29
Centrage	26 (92,9 %)
Myopie	25 (89,3 %)
Tirs totaux	1920,21 ± 926,58

Tableau 3 : Données opératoires.

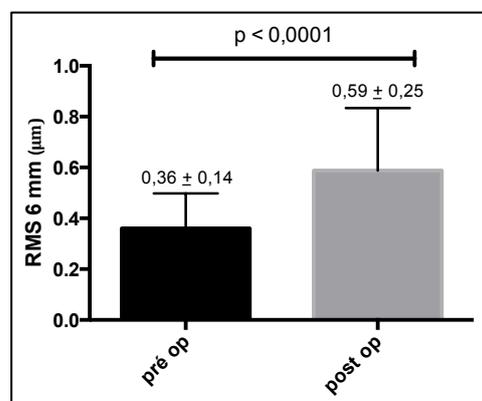
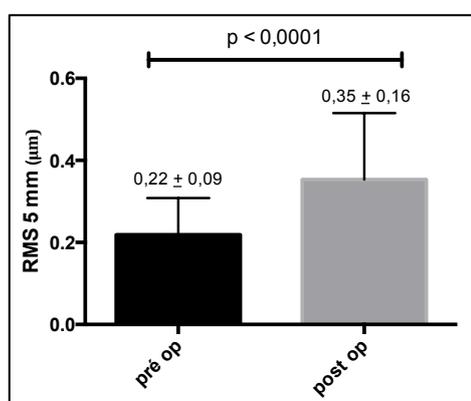
IV Données aberrométriques

1) Système d'Hartmann-Shack : Zywave II (Bausch & Lomb)

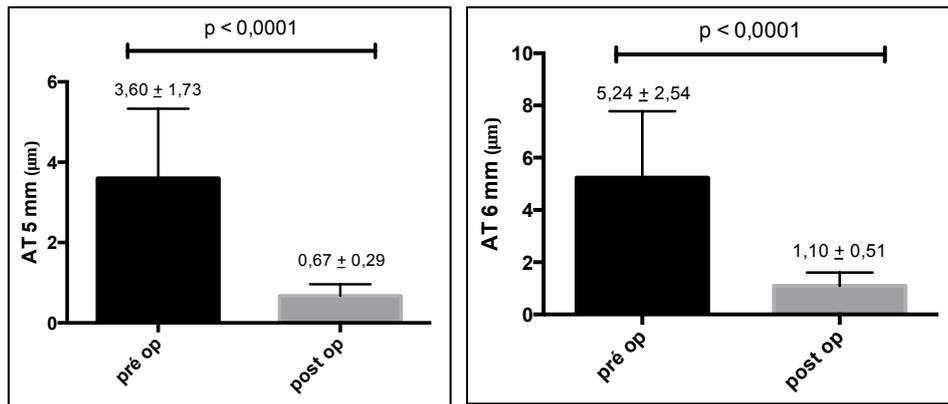
- L'**ES aberro** en pré opératoire était de $-3,83 \pm 1,82$ D, il s'est rapproché de 0 D en post opératoire, soit $0,16 \pm 0,56$ D, variation significative ($p < 0,0001$).
- On observait que la **dilatation pupillaire**, d'environ 6 mm, ne variait pas de manière significative ($p = 0,92$). Les mesures étaient de $6,27 \pm 1,19$ mm en pré opératoire pour $6,25 \pm 1,01$ mm en post opératoire.



- Les **valeurs RMS 5 mm et 6 mm**, étudiant les HOA, ont évolué de manière significative ($p < 0,0001$). Les valeurs pré opératoires étaient respectivement de $0,22 \pm 0,09$ μm et de $0,36 \pm 0,14$ μm . Les valeurs post opératoires étaient respectivement de $0,35 \pm 0,16$ μm et $0,59 \pm 0,25$ μm .

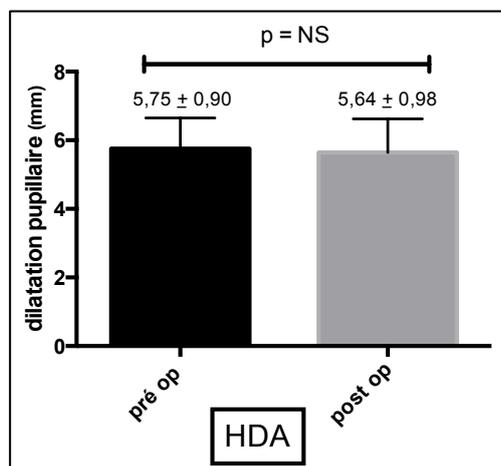


- De manière logique, les valeurs des **AT 5 mm et 6 mm** ont diminué de manière significative ($p < 0,0001$), passant respectivement de $3,60 \pm 1,73 \mu\text{m}$ et $5,24 \pm 2,54 \mu\text{m}$ en pré opératoire à $0,67 \pm 0,29 \mu\text{m}$ et $1,10 \pm 0,51 \mu\text{m}$ en post opératoire. En effet, les aberrations optiques de bas degré (myopie et astigmatisme) ont été corrigées.

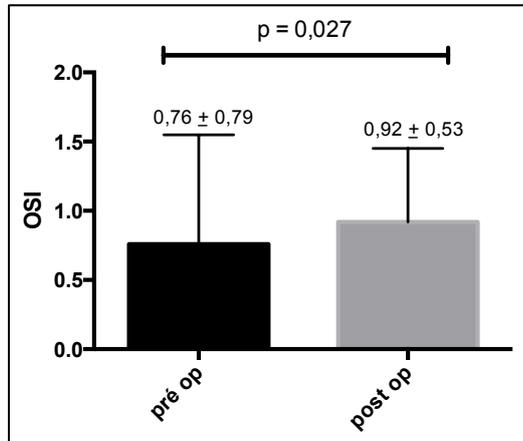


2) Système double passage : HD analyser (Visiometrics)

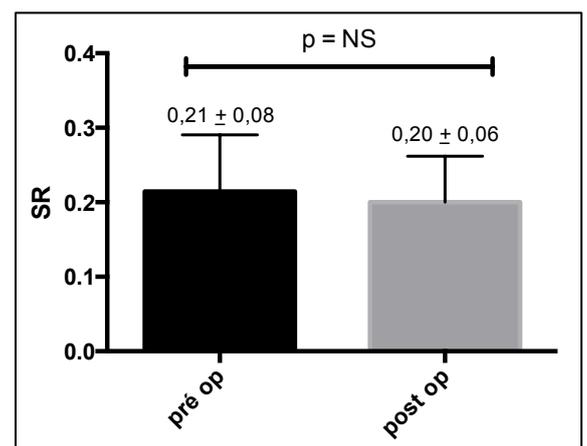
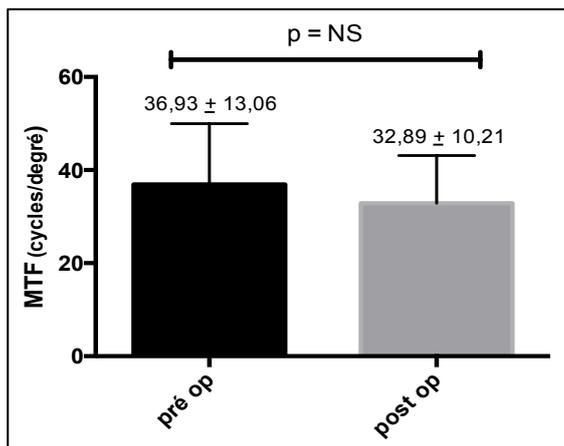
- En pré opératoire, l'**ES HDA** était de $-3,71 \pm 1,93$ D, il s'est rapproché de 0 D en post opératoire, soit $-0,40 \pm 0,48$ D, variation significative ($p < 0,0001$).
- La **dilatation pupillaire**, d'environ 6 mm, ne variait pas de manière significative ($p = 0,45$). Les mesures étaient de $5,75 \pm 0,90$ mm en pré opératoire et $5,64 \pm 0,98$ mm en post opératoire.



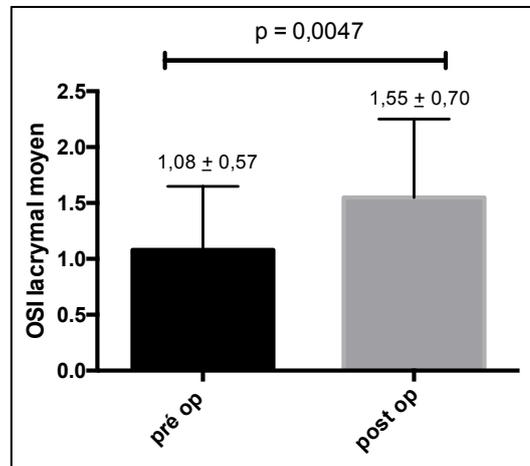
- Les **valeurs OSI** ont augmenté de manière significative ($p=0,027$) passant de $0,76 \pm 0,79$ en pré opératoire à $0,92 \pm 0,53$ en post opératoire.



- Les **valeurs de MTF cut off et de SR** ont diminuées, de manière non significative ($p=0,11$ et $p=0,26$), de $4,04$ cycles/deg pour les valeurs de MTF cut off et de $0,01$ pour celles du SR. En effet, en pré opératoire, la mesure de la MTF cut off était de $36,93 \pm 13,06$ cycles/deg et celles du SR de $0,21 \pm 0,08$. Les valeurs post opératoires étaient de $32,89 \pm 10,21$ cycles/deg et $0,20 \pm 0,06$ respectivement.



- Les données **d'OSI lacrymal moyen** ont augmenté de 0,47 de façon statistiquement significative ($p=0,005$). En pré opératoire, on notait un OSI lacrymal moyen à $1,08 \pm 0,57$ et à $1,55 \pm 0,70$ en post opératoire.



3) Etude des corrélations

a) ES, ES aberro et ES HDA

Une forte corrélation positive a été retrouvée entre les mesures de l'ES pré opératoire et l'ES aux aberromètres standard et double passage (coefficients de corrélation de Pearson respectivement de 0,99 et 0,92 ; $p < 0,0001$ et $p < 0,0001$).

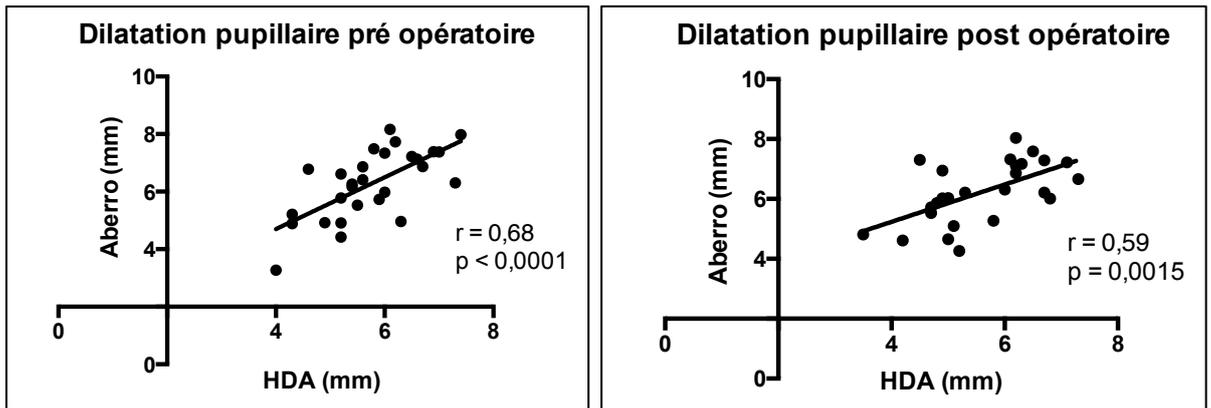
En post opératoire, la corrélation n'a été retrouvée qu'entre les mesures de l'ES et l'ES aberro (coefficients de corrélation de Pearson de 0,82 ; $p < 0,0001$) mais pas avec celles du double passage (coefficients de corrélation de Pearson respectivement de -0,25 et -0,39 ; $p = 0,20$ et $p = 0,051$).

b) Film lacrymal

Les **mesures du BUT et de l'OSI lacrymal moyen** ne semblaient pas statistiquement corrélées que ce soit en pré ou en post opératoire (coefficients de corrélation de Spearman respectivement de -0,27 et 0,31 ; $p = 0,16$ et $p = 0,14$).

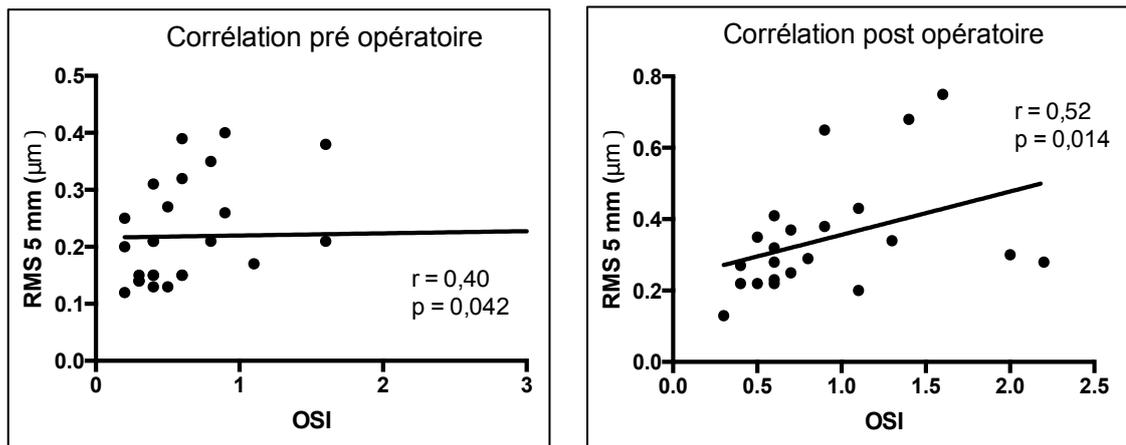
c) Dilatation

Concernant **la dilatation**, les mesures aberrométriques, standard et double passage, étaient corrélées de manière positive que ce soit en pré ou en post opératoire (coefficients de corrélation de Pearson respectivement de 0,68 et 0,59 ; $p < 0,0001$ et $p = 0,0015$).



d) Mesures aberrométriques

- Les indices **RMS 5 mm** et **OSI** sont faiblement corrélés en pré opératoire et en post opératoire (coefficients de corrélation de Spearman respectivement de 0,40 et 0,52 ; $p = 0,042$ et $p = 0,014$).



- L'OSI n'est pas corrélé avec le **RMS 6 mm**, que ce soit en pré opératoire ou post opératoire (coefficients de corrélation de Spearman respectivement de 0,37 et 0,33 ; $p = 0,099$ et $p = 0,19$).

- Les **indices RMS** (5 et 6 mm) n'étaient pas corrélés aux mesures **MTF cut off** en pré opératoire (coefficients de corrélation de Spearman respectivement de -0,28 et -0,07 ; p=0,19 et p=0,78). En post opératoire les valeurs RMS 6 mm et MTF cut off étaient faiblement corrélés (coefficients de corrélation de Spearman de -0,31 ; p=0,23), pas avec les valeurs RMS 5 mm (coefficients de corrélation de Spearman de -0,50 ; p=0,017).
- Les **indices RMS** (5 et 6 mm) n'étaient pas corrélés aux **mesures SR** en pré opératoire (coefficients de corrélation de Spearman respectivement de -0,39 et -0,31 ; p=0,06 et p=0,21). En post opératoire les valeurs RMS 5 mm et SR étaient faiblement corrélés (coefficients de corrélation de Spearman de -0,52 ; p=0,014), pas avec les valeurs RMS 6 mm (coefficients de corrélation de Spearman de -0,27 ; p=0,28).

V Questionnaire de satisfaction

Tous les patients ont accepté de remplir le questionnaire et l'ont rendu à la fin de la consultation post opératoire à 1 mois.

1) Evolution subjective de la vision post chirurgicale

En post opératoire, le ressenti de la vision diurne a été amélioré chez 78,60% de nos patients, et pour 21,40% concernant la vision nocturne.

Cette qualité de vision post chirurgicale est perçue comme moins bonne en diurne pour 7,10% des patients contre 17,90% en nocturne.

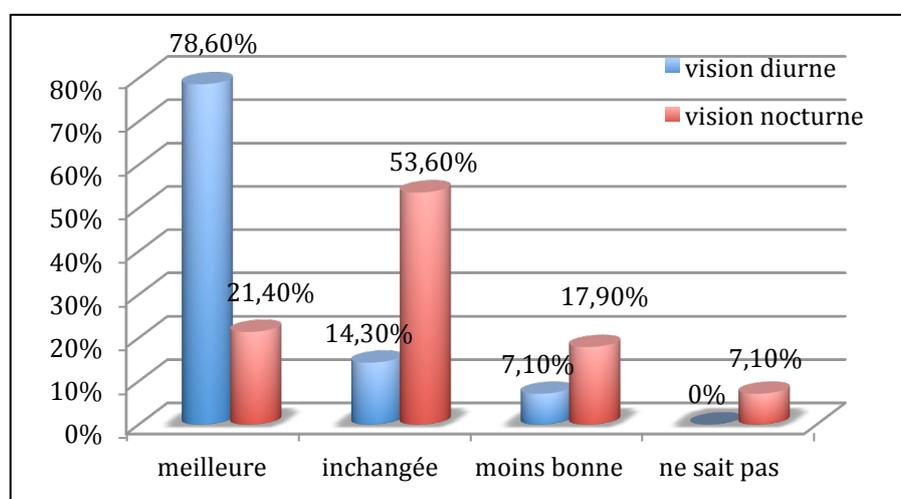


Figure 14 : Evolution subjective post opératoire de la vision.

2) Phénomènes visuels nocturnes

Par rapport à la vision pré opératoire, les patients ont noté la survenue de phénomènes visuels gênants à type de : halos (39,30% des patients), diffractions (7,10%) et éblouissements (39,30%).

Ces phénomènes visuels de survenue nocturne ont été relevés chez 64,30% des patients, certains phénomènes étant retrouvés chez le même patient.

Les patients n'ont pas rapporté d'autres symptomatologies visuelles spontanément.

Tous les patients (100%) ayant déclaré avoir une moins bonne vision nocturne et souffraient de troubles visuels nocturnes.

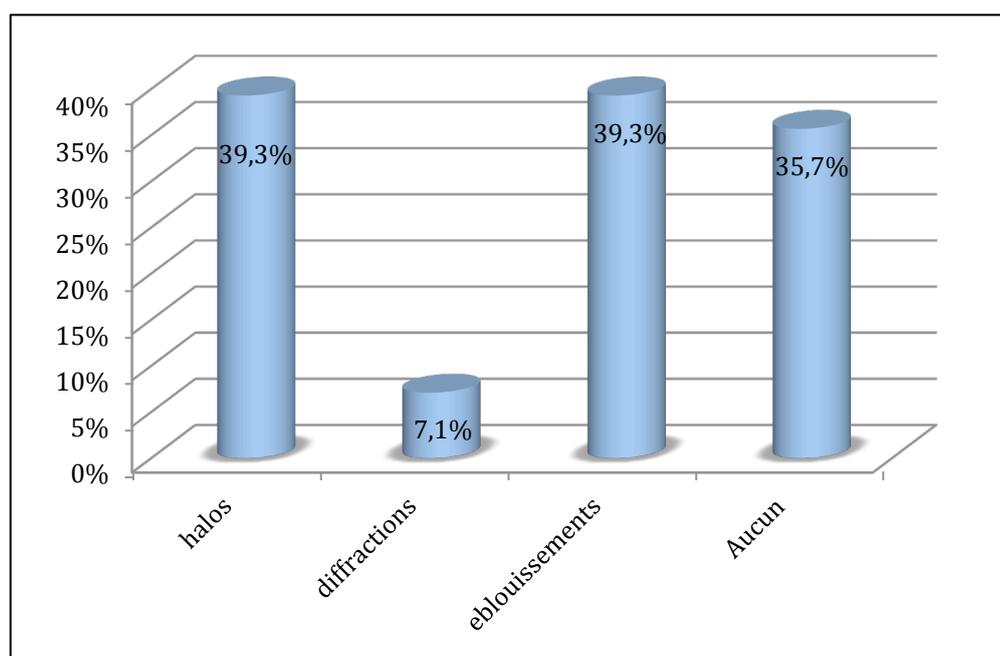


Figure 15 : Troubles visuels nocturnes.

3) Satisfaction globale post opératoire

La majeure partie des patients était très satisfaite (71,40% des cas). Les autres patients étaient assez satisfaits (21,40%), ou moyennement satisfaits (7,20%). Aucun n'était mécontent.

Tous les patients (100%) ont répondu qu'ils referaient l'opération ou la conseilleraient à leurs proches.



Figure 16 : Satisfaction post opératoire.

VI Indices aberrométriques et questionnaire

1) Evolution de la vision post chirurgicale

		Vision diurne		p	
		meilleure	moins bonne		
Post opératoire	RMS 6 mm (μm)	0,58	0,60	0,98	
	MTF cut off (cycles/deg)	34,30	24,99	0,14	
			Vision nocturne		
			meilleure	moins bonne	
	RMS 6 mm (μm)	0,56	0,86	0,29	
	MTF cut off (cycles/deg)	36,62	27,75	0,11	

Figure 17 : Evolution de la vision diurne et nocturne post chirurgicale et indices aberrométriques.

Les patients ayant ressenti au questionnaire une amélioration subjective de la vision diurne ou de la vision nocturne tendaient à avoir de meilleurs résultats

de leur RMS 6 mm (plus bas) et MTF cut off (plus haut) que comparativement à ceux ayant eu une impression de dégradation de leur vision diurne ou nocturne. Ces résultats n'étaient pas statistiquement significatifs (*Figure 17*).

2) Phénomènes visuels nocturnes

		Halos		p	
		oui	non		
Post opératoire	RMS 6 mm (μm)	0,62	0,56	0,91	
	MTF cut off (cycles/deg)	27,90	36,33	0,03	
			Diffractions		
			oui	non	
	RMS 6 mm (μm)	x	0,59	x	
	MTF cut off (cycles/deg)	36,72	32,59	0,69	
			Eblouissements		
			oui	non	
	RMS 6 mm (μm)	0,66	0,54	0,47	
	MTF cut off (cycles/deg)	33,48	32,55	0,6	
			Troubles visuels nocturnes		
			oui	non	
RMS 6 mm (μm)	0,62	0,53	0,67		
MTF cut off (cycles/deg)	31,90	34,58	0,64		

x : absence de mesures

Figure 18 : Evaluation des troubles visuels nocturnes et indices aberrométriques.

- Pour l'apparition ou la majoration de troubles visuels nocturnes et concernant les halos, on notait une MTF cut off diminuée avec, dans le même temps, une valeur RMS 6 mm augmentée. Ces résultats n'étaient pas statistiquement significatifs hormis pour la diminution de la MTF cut off en cas de halos ($p= 0,03$) (*Figure 18*).

- Concernant l'impression d'éblouissements ou de diffractions, on remarque que, pour le premier cité, il y avait une augmentation du RMS 6 mm, et de la MTF cut off.

Pour le second, il n'y avait pas de patients avec troubles diffractifs ayant eu un diamètre pupillaire supérieur à 6 mm, diamètre nécessaire pour obtenir une mesure RMS 6 mm à l'aberromètre standard. De plus, la MTF cut off était augmentée. Ces résultats n'étaient pas statistiquement significatifs (*Figure 18*).

3) Satisfaction globale post opératoire

		Très satisfait		p
		oui	non	
Post opératoire	RMS 6 mm (µm)	0,56	0,83	0,16
	MTF cut off (cycles/deg)	34,12	29,40	0,26

Figure 19 : Evaluation de la satisfaction post chirurgicale et indices aberrométriques.

Lorsque les patients étaient très satisfaits du geste chirurgical, le RMS 6 mm était inférieur et le MTF cut off était supérieur aux valeurs des autres patients en post opératoire.

Toutefois, ces résultats n'étaient pas non plus statistiquement significatifs (*Figure 19*).

Discussion

Notre étude avait pour but principal d'observer l'évolution de la qualité visuelle en post opératoire de chirurgie réfractive par PKR. Dans notre service d'Ophthalmologie du CHRU de Lille, deux thèses ont été menées récemment sur le thème de la qualité de vision.

La première soutenue par Hui Bon HOA A. en 2012 avait pour but d'évaluer les résultats subjectifs post opératoires d'une chirurgie réfractive par PKR chez le myope fort (19). La seconde soutenue en 2013 par Caquant V. avait pour but d'analyser les aberrations optiques et les halos lumineux après chirurgie réfractive, ces halos ayant été quantifiés de manière subjective par un halomètre (39).

Notre étude s'est plutôt basée sur des mesures objectives quantitatives de la qualité de vision par l'intermédiaire de deux machines aberrométriques et s'est appuyée sur un questionnaire de satisfaction pour évaluer de manière qualitative la qualité visuelle subjective du patient en post opératoire.

I Equivalent Sphérique

Il semble exister un lien fort entre les mesures d'ES clinique et aberrométrique standard. Ce lien est moins important pour les mesures HDA. Les mesures de l'ES clinique sont plus comparables avec les mesures de l'ES à l'aberromètre standard dans notre étude.

II Dilatation pupillaire

- Nous n'avons pas eu de biais d'analyse dans notre étude quant aux valeurs de dilatation pupillaire. En effet, comme les indices RMS 6 mm et leurs normes sont calculés à partir de formules mathématiques liées à une

dilatation pupillaire de 6 mm, il fallait que la dilatation pupillaire reste, en pré et post opératoire autour de cette valeur.

Il ne fallait pas que les valeurs se modifient en post opératoire de manière significative, ce qui a bien été le cas dans notre étude. En effet, une augmentation du diamètre pupillaire induit une augmentation des HOA et de ce fait perturbe les différents indices étudiés (20,21,40). Nos résultats peuvent donc être analysés sans problèmes d'interprétation.

Toutefois, nous avons eu quelques pertes de données, certains patients ayant eu une dilatation pupillaire insuffisante pour obtenir certaines données.

- De plus, il existe une corrélation positive entre les mesures effectuées à l'aide de l'aberromètre standard et double passage concernant la dilatation pupillaire. En extrapolant, il semble que ces mesures soient sensiblement comparables d'une machine à l'autre et permettent d'évaluer les différents indices entre eux.

III Film lacrymal

- Le film lacrymal est un facteur important pour l'interprétation de nos indices de qualité visuelle. En effet, il contribue en grande partie à la mesure du pouvoir réfractif de l'œil. Indissociable de l'épithélium cornéen, il représente, avec la cornée, 75% du pouvoir réfractif de l'œil.

Dans notre étude, les indices de mesures du film lacrymal semblaient se détériorer de manière significative en post opératoire que ce soit pour les mesures cliniques (BUT) ou aberrométriques (OSI lacrymal moyen).

Les valeurs de ces indices n'étaient ni corrélées en pré opératoire ni en post opératoire, laissant présager que ces deux indices ne soient pas liés.

- Pourtant, dans une publication de Benito et al., les méthodes d'évaluation de la qualité du film lacrymal par l'aberromètre double passage et la mesure du BUT sont décrites comme des outils comparables et valables (30) . En effet, leur étude montrait une élévation de l'intensité de l'OSI lacrymal moyen dans le temps comparable au test du BUT. Ainsi, l'HDA permettrait une détection

précoce et un suivi non invasif des patients présentant une altération du film lacrymal, notamment en post opératoire de PKR. Elle pourrait être utilisée pour le diagnostic et le suivi du syndrome sec mais aussi pour mesurer l'efficacité des traitements (29,41).

Dans notre étude, l'OSI lacrymal moyen de notre population a été retrouvé à $1,08 \pm 0,57$. Deux autres mesures d'OSI lacrymal moyen, pour une population comparable à la notre, ont été retrouvées dans la littérature. Habay et al et Du et al. retrouvaient respectivement des valeurs de $0,58 \pm 0,24$ et $1,27 \pm 1,12$. Les mesures semblent être discordantes (29,42). Probablement que les mesures de l'OSI lacrymal moyen sont associées à un certain degré de variabilité due à l'hétérogénéité et au caractère multifactoriel du syndrome sec (43).

- L'altération du film lacrymal peut influencer la qualité de vision des patients du fait de son impact sur la surface oculaire et induit une augmentation des HOA (29,44–47) et de la diffusion de la lumière (29,31) lors de la traversée du dioptre oculaire, ceci affectant la dispersion globale de la lumière au travers du système optique.
Les indices aberrométriques évalués (RMS, OSI, MTF cut off et SR) sont donc, de ce fait, perturbés par cette altération du film lacrymal.
- L'altération du film lacrymal serait la conséquence du dysfonctionnement de la régulation nerveuse locale, atteinte lors du geste chirurgical, entraînant une hypoesthésie cornéenne. Ce trouble de la sensibilité serait responsable de la diminution de la sécrétion lacrymale. Le délai de récupération mettrait des mois. En effet, il semble que le film lacrymal s'améliore progressivement dans les mois suivant le geste opératoire (43,48,49). Ici, l'altération du film lacrymal joue certainement un rôle sur les troubles visuels post opératoires.

IV Indices aberrométriques de qualité de vision

1) Système Hartmann Shack : indice RMS

- Concernant les mesures aberrométriques standards, notre valeur moyenne de RMS à 6 mm est inférieure à 0.5 μm , seuil de normalité du taux RMS des HOA pour une pupille de 6 mm. En effet, on retrouvait $0,36 \pm 0,14 \mu\text{m}$ en pré opératoire dans notre étude. Cette valeur moyenne pour notre population semble bien en accord avec les mesures retrouvées dans la littérature (*tableau 4*).

	Effectif	Age (ans)	ES (D)	RMS 6 mm (μm)
Notre étude	28	31,11 \pm 5,71	-3,76 \pm 1,81	0,36 \pm 0,14
Karimian et al. (Janv 2010) (50)	126	26.4 \pm 5.9	-4.94 \pm 1.63	0.35 \pm 0.12
Hashemian et al. (Avril 2012) (51)				
-> Groupe Myopie	2458	28.31 \pm 7.32	-3.76 \pm 2.94	0.37 \pm 0.23
-> Groupe Hypermétropie	215	37.69 \pm 10.09	+3.26 \pm 2.57	0.42 \pm 0.21
Lim et al. (Dec 2009) (52)	70		-6.46 \pm 3.10	0.52 \pm 0.35
Prakash et al. (Aout 2008) (53)	412	23.63 \pm 1.99	-2.97 \pm 4.0	0.36 \pm 0.26
Wei et al. (Sept 2006) (54)	166	32.1 \pm 6.2	-5.23 \pm 1.79	0.49 \pm 0.16
Cade et al. (Jan 2013) (55)	42			0.40 \pm 0.13
De Castro et al. (Fev 2007) (56)	75	40.9 \pm 10.3	-3.5 \pm 2.5	0.41 \pm 0.15
Khan et al. (Aout 2015) (57)				
-> Myopie faible	90	23,5 \pm 3,5	-3,4 \pm 1,5	0.40 \pm 0.31
-> Myopie forte	30	24,5 \pm 3,0	-7,0 \pm 1,38	0.92 \pm 1.08
-> Astigmatisme	38	23,5 \pm 3,0	-2,9 \pm 1,20	0.36 \pm 0.12
-> Hypermétropie	42	32,3 \pm 8,33	+2,0 \pm 1,16	0.96 \pm 0.96
Al-Sayyari et al. (Juillet 2014) (58)	100			0.36 \pm 0.09

Tableau 4 : Résultats comparatifs de données aberrométriques issues du système d'Hartmann-Shack majoritairement de type Zywave (Bausch & Lomb).

- On peut remarquer une augmentation des HOA en post opératoire. Cette augmentation est respectivement de 0,13 μm et 0,23 μm pour les valeurs **RMS 5 et 6 mm**. On confirme dans notre étude que l'augmentation du diamètre pupillaire majore les HOA (20–22,59).

Pour la valeur post opératoire du RMS 6 mm évaluée à $0,59 \pm 0,25 \mu\text{m}$, elle est légèrement au dessus de la norme. Il aurait été intéressant de la réévaluer à 3 mois, le processus de cicatrisation complet étant estimé entre 3 et 6 mois en post PKR (19,32,33,60,61), et ainsi observer l'évolution des valeurs RMS. Dans la littérature, par rapport aux mesures à 1 mois, Kim et al. montrent une stabilité du RMS 6 mm à 3 mois de la chirurgie réfractive (62), et Kirwan et al. notent aussi une stabilité avec un faible pourcentage d'amélioration à 1 an (63).

- Il ne semble exister, à de rares exceptions, que peu de **corrélations** entre les mesures de l'aberromètre standard et les mesures de l'aberromètre double passage dans notre étude, ces données sont donc probablement à interpréter indépendamment les unes des autres. Nous n'avons pas retrouvé d'études cherchant à corréliser les indices aberrométriques issus du système Hartmann-Shack et les indices du système double passage. Toutefois, Díaz-Doutón et al. ont eux comparé la qualité de l'image rétinienne obtenue avec ces deux systèmes et ils ont conclu que pour des yeux avec un faible indice de diffusion, les systèmes étaient comparables mais que le système double passage fournissait une description plus précise de la qualité optique, mieux corrélé avec la qualité de la vision (18). Il est possible que nos résultats ne montrent pas de corrélation de part notre population trop faible.
- La **reproductibilité moyenne des mesures** du système Hartmann-Shack type Zywave (Bausch et Lomb) est peut être un facteur qui a pu fausser une éventuelle corrélation entre les différentes mesures. En effet, ce paramètre ayant déjà été bien étudié (intra et inter observateurs), les études rapportent une reproductibilité correcte mais moyenne (64–67), un biais de mesure a pu survenir.

2) Système double passage : indices OSI, MTF cut off et SR

a) OSI et corrélation

- On observe une hausse de l'**indice OSI** en post opératoire, probablement par perte de transparence cornéenne minime après le geste chirurgical, non visible clairement en lampe à fente à 1 mois. Ceci est certainement expliqué par le fait que la hausse de l'OSI de + 0,16 n'est pas importante (OSI de $0,76 \pm 0,79$ en pré opératoire à $0,92 \pm 0,53$ en post opératoire). Nos valeurs semblent plus élevées en pré opératoire que celles retrouvées dans la littérature (*Tableau 5*).

Les valeurs normales de diffusion évaluées par l'OSI sont, selon le manuel de la machine, inférieures à 0,5 et deviennent pathologiques à partir de 1,5 (chiffres basés sur l'opacification cristallinienne). Nos valeurs étaient déjà au dessus de 0,5 en pré opératoire mais sont restées sous cette barre des 1,5 en post opératoire.

Selon Barreto et al, l'indice de diffusion lumineuse, mesurée par une autre machine le C-Quant (Oculus) dans leur étude, se normalise à 1 an de la chirurgie par PKR (68). Ainsi, il est probable que la hausse de l'OSI dans notre étude soit le fait d'une cicatrisation cornéenne inachevée, comme décrit précédemment, le processus de cicatrisation complet étant estimé entre 3 et 6 mois en post PKR (19,32,33,60,61). Il n'a malheureusement pas été possible pour nous de l'observer, l'HDA ayant été disponible dans le service environ 8 semaines.

- Peu d'études ont étudié l'évolution de cet indice OSI (Δ OSI) dans la chirurgie réfractive par PKR. Jung et al. ont observé l'évolution des paramètres aberrométriques double passage après PKR (69). Ils constatent une augmentation de l'OSI moyen de +0,27 (passage de 0,44 à 0,71 à 1 mois), hausse qui semble proche de nos chiffres. De plus, il remarque que l'indice OSI à 3 mois revient à son chiffre pré opératoire, appuyant notre hypothèse de cicatrisation imparfaite à 1 mois. Ondatengui et al. ont toutefois observé de leur côté une augmentation de l'indice OSI d'une valeur 1,57 fois plus

importante qu'initialement à 3 mois indiquant que le processus pouvait être plus long (70).

- Les indices RMS 5 mm et OSI sont corrélés en pré et en post opératoire, contrairement aux valeurs RMS 6 mm. Cela peut s'expliquer par la plus faible population étudiée pour les mesures RMS 6 mm, certaines mesures n'ayant pas pu être mesurées car le diamètre pupillaire était alors inférieur à 6 mm. Cette corrélation est cependant faible. Il n'a pas été retrouvé dans la littérature de mesure de corrélation actuellement entre les valeurs aberrométriques mesurées avec le système Hartmann-Shack et le système double passage.

b) MTF cut off et corrélation

- On peut aussi noter dans notre étude, en pré opératoire une **MTF cut off** évaluée à $36,93 \pm 13,06$ cycles/deg pour des valeurs en post opératoire à $32,89 \pm 10,21$ cycles/deg. Nos mesures pré opératoires semblent légèrement inférieures à celles de la littérature (*tableau 5*). Les valeurs MTF décrivant la perception des contrastes et la MTF cut off étant le reflet de l'AV théorique maximale, notre étude semble retrouver une tendance à la détérioration de la perception des contrastes et une baisse de l'AV théorique maximale. Cette tendance semble confirmer une modification de perception visuelle post opératoire.
- En effet, on observe une perte de 4,04 cycles/deg après le geste chirurgical. Jung et al. observent dans leur étude une perte plus conséquente de la MTF cut off ($- 9,07$ cycles/deg), en post PKR à 1 mois. Cependant, on retrouvait à 3 mois post PKR, de la même manière que pour l'OSI, des chiffres proches des valeurs initiales. Ondatengui et al., eux, observent une diminution minime de la MTF cut off à 3 mois (encore 1,04 fois moins importante qu'initialement). Cette diminution de la MTF cut off est certainement intriquée avec la conjugaison de facteurs cités plus haut: augmentation de la diffusion lumineuse (OSI augmenté), augmentation des HOA (RMS 5 et 6 mm

augmentés) et diminution de la qualité du film lacrymal (BUT diminué et OSI lacrymal moyen augmentés).

- La MTF cut off ne semble pas corrélée aux valeurs RMS à l'aberromètre standard, hormis en post opératoire où les valeurs MTF cut off et RMS 6 mm sont très faiblement corrélées. Cette corrélation est faible et donc probablement à ne pas prendre en compte.

c) SR et corrélation

- Il semble que, concernant **les valeurs du SR** dans notre étude, la population étudiée ait une performance optique correcte ($SR > 0,2$), cette capacité optique ne semblant pas être altérée par le geste chirurgical. En effet, avec une valeur moyenne de SR à $0,21 \pm 0,08$ pour des valeurs en post opératoire à $0,20 \pm 0,06$ notre population semble se situer autour des moyennes étudiées dans d'autres études, voire légèrement plus faibles (*tableau 5*).
- De plus, on constate que le SR ne semble pas se modifier en post opératoire, valeurs à interpréter avec prudence, ce résultat n'étant pas statistiquement significatif, la population de patients n'étant probablement pas suffisante. Jung et al. ont également étudié le SR en post opératoire de PKR, ils retrouvaient une baisse minime du SR qui revenait aussi au chiffre pré opératoire à 3 mois alors qu'Ondatengui et al observaient encore une légère baisse de 1,10 fois leurs valeurs pré opératoires.
- Il ne semble pas y avoir de parallélisme entre les valeurs de SR mesurées à l'HDA et les valeurs RMS à l'aberromètre standard, les données n'étant pas corrélées, hormis en post opératoire pour les valeurs RMS 5 mm et SR, mais très faiblement corrélées et donc probablement à ne pas prendre en compte.

	Effectif	Age (ans)	ES (D)	OSI	MTF cut off (cycles/deg)	SR
Notre étude	28	31,11±5,71	-3,76±1,81	0,76±0,79	36,93±13,06	0,21±0,08
Du et al. (janv 2015) (42)			-0.39±0.39	0.59±0.47	36.6±12.0	
Hu et al. (Oct 2015) (71)	30	28.20±5.38		0.51±0.32	44.03±10.11	0.25±0.07
Xu et al. (Fev 2015) (72)	119	26.8±3.9	-3.64±2.30	0.60±0.42	39.32±9.75	0.22±0.06
Saad et al. (2010) (28)						
->groupe controle	8	27,5±2,8	-3.64±2.30	0,47±0,11	39,44±3.93	0,23±0,11
->groupe post LASIK	4	27,6±4,1		1,34±0,16	28,34±2,84	0,17±0,02
Rzemyk et al. (Sept 2014) (27)	40	31,22±6,76	-0,55±2,3	0,59±0,39		
Tian et al. (Nov 2015) (73)	42	12.09±1.76	-1.87±1.56	0.34±0.22	46.85±7.45	0.27 ± 0.06
Iijima et al. (Juin 2015) (74)	20	28.4±4.1	-2.13±2.15	0.90±0.37		
Kamiya et al. (Oct 2013) (75)						
->Pré op ⁽¹⁾	36	31.0±5.5	-4.38±1.53	0.90±0.52	32.92±12.48	0.19±0.07
->M1	36	31.0±5.5		2,07±1,34	21,22±10,35	0,13±0,05
Jung et al. (Aout 2013)(69)						
->Pré op ⁽²⁾	57	27,7±6,2	-3,84±1,15	0,44	43,97	0,25
->M1	57	27,7±6,2	0,04	0,71	34,90	0,2
->Pré op ⁽³⁾	51	30,0±7,7	-3,63±1,12	0,44	44,72	0,25
->M1	51	30,0±7,7	0,1	0,44	44,70	0,25
Martínez et al. (Nov 2010)(76)	181	22.47±3.04	-1.07±1.39	0.38±0.19	44.54±7.14	0.27±0.06
Jung et al. (Aout 2013)						
->Pré op ⁽²⁾	57	27,7±6,2	-3,84±1,15	0,44	43,97	0,25
->M1	57	27,7±6,2	0,04	0,71	34,90	0,2
Wan et al. (Nov 2013) (77)	44	35.5±13.1			41.96±9.62	0.23±0.06

Tableau 5: Résultats comparatifs de données aberrométriques double passage.

⁽¹⁾Femtosecond lenticule extraction : FLEx

⁽²⁾PKR

⁽³⁾LASIK

d) Reproductibilité des mesures

La **reproductibilité** intra et inter observateurs des mesures de l'HD analyser n'est pas à mettre en cause. Ce paramètre a déjà été bien validé par de multiples études (28,71–73,78) même si Tomás et al. expliquent que les indices doivent être considérés et interprétés avec prudence en raison d'une faible reproductibilité des mesures dans son étude (79).

Il ne semble exister que peu de liens entre les mesures de l'aberromètre standard et les mesures de l'aberromètre double passage dans notre étude. Ces mesures pourraient donc s'interpréter de manière indépendante les unes des autres. Cependant, notre population est trop faible pour en être certain.

V Questionnaire de satisfaction

- Nous avons choisi ce questionnaire car il est simple et très court ce qui explique que tous les patients y ont répondu. On note que 92,80% des patients sont assez ou très satisfaits. Ces hauts résultats de satisfaction concordent bien avec les résultats de la littérature (38,80–84).
- **L'amélioration subjective de la vision** diurne post opératoire a été remarquée par pratiquement 80% des patients, cette amélioration n'a été notée que pour moins d'un patient sur cinq en vision nocturne. Alors que Saragoussi et al., Brunette et al. et Hadden et al., retrouvaient une amélioration de la vision diurne moins importante dans respectivement : 55, 60 et 66 % de leurs patients interrogés (38,81,82).
- **La détérioration subjective de la vision** nocturne est apparue pour quasiment 20% des patients, altération 2,5 fois plus importante que pour le ressenti en vision diurne. Cette différence s'explique probablement par une augmentation du diamètre pupillaire en vision nocturne, entraînant une majoration des HOA et une détérioration de la vision des contrastes (MTF et MTF cut off). Les différentes études citées précédemment retrouvaient une détérioration de la vision nocturne plus importante chez leurs patients pour respectivement 25, 32 et 31 % des cas.
- Cette dégradation du ressenti de la vision nocturne semble s'expliquer par la survenue ou la majoration de **troubles visuels nocturnes** (halos...). En effet, chez tous nos patients déclarant avoir une moins bonne vision nocturne, ceux-ci souffrent de phénomènes visuels nocturnes. Ces troubles pouvant être suffisamment importants pour gêner la conduite nocturne (retrouvés chez 21% de nos patients contre 31 et 33% dans d'autres études (38,82). Pour deux tiers des patients, on retrouve ces phénomènes visuels nocturnes en post opératoire.

- Un rapport d'évaluation des technologies de la santé concernant la chirurgie réfractive et le laser excimer a été effectué en 2000 au Québec, une partie est consacrée à : « satisfaction du patient et qualité optique de la vision » (85). Ce rapport s'est notamment penché sur ce problème de troubles visuels nocturnes, leur méta-analyse retrouvait des résultats variables : des éblouissements dans 49 à 64% des cas, des diffractations de 37 à 89 % des cas et des troubles nocturnes principalement à la conduite dans 10 à 32 % des cas. Ces résultats hétéroclites ne sont pas vraiment en adéquation avec les nôtres.
- On sait que la survenue de troubles visuels nocturnes est en grande partie liée à la présence d'HOA, elles-mêmes responsables d'une diminution de la sensibilité aux contrastes [50, 51, 52]. Pour uniquement les citer, car non étudiés ici, l'aberration sphérique (Z_4^0) a un effet délétère sur la qualité de vision par la survenue de halos, brouillard visuel et baisse de sensibilité des contrastes, la coma ($Z_3^{\pm 1}$) occasionne une dégradation de la qualité visuelle en faible luminance provoquant une gêne fonctionnelle malgré un bon résultat réfractif post opératoire (39,86). Cette gêne visuelle est fréquemment rapportée au cours des premiers mois de PKR et s'améliore ensuite pour la plupart des yeux (39,82,85).
- L'apparition ou la majoration de **halos** peut aussi s'expliquer par la réduction de transparence des milieux oculaires.
 En premier lieu, l'altération du film lacrymal, avec BUT diminué et OSI lacrymal moyen augmentés, peut être un facteur favorisant.
 En second lieu, la diminution de la transparence cornéenne, avec un indice OSI faiblement augmenté peut, comme expliqué précédemment, être un autre facteur expliquant la majoration des phénomènes visuels par diffusion. Il semble que, une fois les premiers mois passés, les phénomènes s'estompent. Le processus de cicatrisation et d'éclaircissement cornéen semble probablement jouer un rôle dans le caractère partiellement réversible de ces troubles.

- Cependant, la survenue de troubles visuels nocturnes ne semble pas influencer la **satisfaction des patients**. En effet, ceux déclarant une vision nocturne moins bonne sont néanmoins satisfaits. L'amélioration de la vision diurne semble en fait bien compenser les troubles de la vision nocturne pour la plupart des patients.

VI Indices aberrométriques et questionnaire

- Les mesures qui nous semblaient être les plus judicieuses pour étudier la qualité visuelle post opératoire sur le plan quantitatif étaient la MTF cut off et le RMS 6 mm. La première étant le reflet des HOA totales de l'œil et la seconde étant, par le biais de l'analyse des contrastes aberrométriques, l'AV théorique maximale. Nous avons essayé d'étudier s'il existait en post opératoire un lien entre les résultats quantitatifs de ces mesures et les résultats qualitatifs du questionnaire évaluant la qualité visuelle. La quasi totalité de ces résultats est non significative sur le plan statistique.
- Nous avons tout de même obtenu un résultat significatif ($p= 0,03$) pour la MTF cut off, apparaissant comme « meilleure » chez les patients ne ressentant pas de **halos**. Les valeurs MTF cut off étaient supérieures en post opératoire chez les patients ne ressentant pas de halos comparativement à ceux les ressentant.

Ce résultat est concordant avec la littérature (12,82,87) et montre que la vision des contrastes et la meilleure AV théorique en post opératoire de chirurgie réfractive se détériorent. On sait aussi que les halos sont le plus souvent expliqués par la survenue d'aberrations optiques type coma ($Z_3^{\pm 1}$), celles-ci provoquant une baisse dans la vision des contrastes.

Il aurait été intéressant d'étudier plus précisément certaines aberrations optiques tels que la coma ($Z_3^{\pm 1}$) ou l'aberration sphérique (Z_4^0), connues pour leurs effets délétères sur la qualité de vision et dont l'augmentation est la plus importante en post opératoire, afin de rechercher une corrélation avec la MTF cut off.

Ici, les HOA totales, par le biais du RMS 6 mm, ne semblent pas expliquer de manière significative la survenue de troubles visuels nocturnes, même si on peut constater une tendance.

Si nous avons analysé certains sous groupes des HOA, nous aurions peut être retrouvé des valeurs corrélées à l'impression subjective ressentie par le patient, comme nous le laisse penser certaines études (86,88,89).

- On note aussi, pour les résultats non significatifs, des **tendances** intéressantes. En effet, on observe pour les données aberrométriques des valeurs « meilleures » chez les patients dont la vision est ressentie comme améliorée, comparativement aux valeurs de ceux dont le ressenti visuel est dégradé (que ce soit en vision diurne ou nocturne).

De plus, on a constaté le même type de tendance pour la satisfaction des patients. Les patients très satisfaits avaient un RMS 6 mm plus bas et une MTF cut off plus haute comparativement aux patients « seulement » assez satisfaits ou moyennement satisfaits.

- Enfin, pour la diffraction et les éblouissements, les résultats sont discordants et ne permettent pas d'analyses. Nous aurions pu étudier les courbes MTF (avec éventuellement modulation du contraste objet) et mettre les résultats en relation avec le ressenti subjectif du patient et ainsi, peut-être aurions nous retrouvé des valeurs corrélées à l'impression subjective ressentie par le patient. Aucune étude ne semble l'avoir fait pour le moment.

VII Limites de l'étude

Le but principal de l'étude était d'observer les résultats d'indices aberrométriques type Hartmann-Shack et double passage et ceux d'un questionnaire de satisfaction. L'aberromètre double passage se développant de manière récente, il n'y a actuellement que peu d'études sur le sujet.

L'HD analyser a été prêté dans le service par Visiometrics pendant une durée d'environ 8 semaines ce qui n'a malheureusement pas permis d'étudier plus de patients, ceci devant être revu à un mois du geste. Cette période n'a bien

évidemment pas permis non plus d'observer la qualité visuelle à plus long terme.

En conséquence, notre effectif a été probablement trop faible pour que la puissance des analyses statistiques soit suffisante.

Enfin, nous n'avons pas étudié les sous groupes d'aberrations optiques (type coma, trefoil, aberrations sphériques...), et pas non plus les courbes MTF, qui auraient peut être pu permettre le comparatif qualitatif avec les troubles visuels nocturnes et la vision des contrastes.

VIII Intérêt

Comme décrit précédemment, l'évolution défavorable de la vision diurne ou nocturne, la perception de troubles visuels nocturnes ou la satisfaction post opératoire des patients sont des éléments fonctionnels importants dans la période post opératoire de chirurgie réfractive qui peuvent de plus influencer sur la qualité de vie du patient.

La plupart des patients décrivent en post opératoire une amélioration significative de leur qualité de vie, cependant il est souvent retrouvé une majoration de la gêne visuelle dans certaines situations, notamment lors de la conduite nocturne (90–93).

Certaines études ont démontré que la correction des HOA pouvait conduire à une amélioration de l'AV et de la sensibilité aux contrastes. Au vu de ces constatations, en quête de l'excellence visuelle, l'introduction d'un geste de PKR avec profil personnalisé d'ablation guidé par l'aberrométrie, visant à diminuer le taux des aberrations optiques, semblait être intéressant. Cependant, malgré les nombreuses avancées technologiques des dernières années, et bien que l'introduction des photoablations personnalisées ait globalement amélioré les performances visuelles par rapport aux traitements conventionnels, les résultats rapportés ne sont pas aussi bons qu'espérés initialement (94).

L'identification de nouveaux facteurs aberrométriques corrélés au questionnaire de satisfaction pourrait peut être aider à effectuer un traitement « aberro guidé » et diminuer ou empêcher la survenue de ces troubles. Cette constatation permettrait d'encore améliorer le geste de chirurgie réfractive.

Conclusion

Notre travail a étudié l'évolution, qualitative et quantitative, de la qualité visuelle à 1 mois d'une chirurgie réfractive par PKR.

Sur le plan **quantitatif** par l'intermédiaire des indices aberrométriques du système Hartmann-Shack et double passage, nous avons mis en évidence une détérioration de la qualité visuelle par majoration des HOA, par altération du film lacrymal et augmentation de la diffusion lumineuse. On note également une tendance, sans significativité, à la perturbation de la vision des contrastes en post opératoire.

Sur le plan **qualitatif**, à l'aide d'un questionnaire de satisfaction, nous n'avons relevé que peu de détériorations subjectives de la vision diurne ou nocturne. Cependant, nous avons remarqué la survenue fréquente de troubles visuels nocturnes. Ces plaintes ne semblent pas influencer la satisfaction des patients, l'amélioration de la vision diurne semblant en fait bien compenser les troubles de la vision nocturne pour la plupart des patients.

On sait que la survenue de troubles visuels nocturnes est en grande partie liée à la présence d'HOA, elles mêmes responsables d'une diminution de la sensibilité aux contrastes. Nous n'avons pas réussi à mettre en évidence de lien entre le ressenti subjectif de la qualité visuelle et les mesures quantitatives aberrométriques hormis pour une MTF cut off, apparaissant comme « meilleure » chez les patients ne ressentant pas de **halos**.

Les indices quantitatifs des deux machines aberrométriques semblent peu corrélés.

L'étude des sous goupes d'HOA et des courbes MTF (avec éventuellement modulation du contraste objet) pourrait permettre de déterminer des liens dans l'évolution, qualitative et quantitative, de la qualité visuelle et permettre ainsi d'améliorer le geste de chirurgie réfractive avec, pourquoi pas, des traitements « aberro guidés » performants.

Références Bibliographiques

1. Wary P, Maÿ F. Réfraction oculaire. EMC - Ophtalmol. janv 2007;4(2):1-21.
2. Hormière J. Instruments d'optique ophtalmique. Paris: Éd. Tec & Doc; 2010.
3. Allouch-Nahmias C, Goldschmit P, Borderie V, Touzeau O, Gaujoux T, Laroche L, et al. Anatomie de la cornée. EMC - Ophtalmol. janv 2011;8(3):1-16.
4. Gatinel D. Optique paraxiale et points cardinaux [Internet]. 2013. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/recherche-formation/optique-paraxiale-et-points-cardinaux/>
5. Habay T, Pisella PJ. Oeil sec. EMC - Ophtalmol. janv 2015;12(1):1-15.
6. Gatinel D. Topographie cornéenne. EMC - Ophtalmol. janv 2009;6(2):1-20.
7. Aptel,F., Chiquet,C., Romanet,J.-P. Humeur aqueuse et pression intraoculaire. EMC - Ophtalmol. 7/14;11(3):1-11.
8. Brémond-Gignac D, Copin H, Laroche L, Milazzo S. Cristallin et zonule : anatomie et embryologie. EMC - Ophtalmol. juill 2012;9(3):1-11.
9. Sebag J. Anatomie et physiologie du vitré et de l'interface vitréorétinienne. EMC - Ophtalmol. janv 2008;5(4):1-25.
10. Touzeau O, Costantini E, Montard R, Borderie V, Laroche L. Analyses statistiques de l'acuité visuelle. EMC - Ophtalmol. janv 2009;6(4):1-7.
11. Arden GB. Le standard de mesure de l'acuité visuelle. J Fr Ophtalmol. 1988;11(11):779-92.
12. Gatinel D. Analyse du front d'onde oculaire. EMC - Ophtalmol. janv 2009;6(2):1-26.
13. Société française d'ophtalmologie, Cochener B, Albou-Ganem C, Renard G. Presbytie: rapport 2012 [présenté à la] Société française d'ophtalmologie. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2012.

14. Gatinel D. Quantité et qualité de vision : exploration [Internet]. 2013. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/recherche-formation/acuite-visuelle-definition/>
15. Gatinel D. Aberrométrie [Internet]. 2013. Disponible sur: <http://www.gatinel.com/recherche-formation/aberrometrie/>
16. Gatinel D, Colin J. Topographie cornéenne. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2011.
17. Noll RJ. Zernike polynomials and atmospheric turbulence. *J Opt Soc Am.* 1 mars 1976;66(3):207.
18. Díaz-Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Güell JL, Artal P. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* avr 2006;47(4):1710-6.
19. Hui Bon Hoa-Spinali AA. Photokératectomie réfractive chez le myope fort : évaluation des résultats subjectifs post-opératoires [Thèse de médecine]. [Lille]: Lille 2- Droit et Santé-Faculté de Médecine Henri Warembourg; 2012.
20. Wu W-J, Zhang Z-P, Qian Y-Y, Li X-M, Yu Q-R, Bai L, et al. [Changes in monochromatic higher-order aberrations in different pupil sizes with accommodation in young emmetropes]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi Chin J Ophthalmol.* juill 2008;44(7):603-8.
21. Fritzsich M, Dawczynski J, Jurkutat S, Vollandt R, Strobel J. [Monochromatic aberration in accommodation. Dynamic wavefront analysis]. *Ophthalmol Z Dtsch Ophthalmol Ges.* juin 2011;108(6):553-60.
22. Martínez CE, Applegate RA, Klyce SD, McDonald MB, Medina JP, Howland HC. Effect of pupillary dilation on corneal optical aberrations after photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol Chic Ill 1960.* août 1998;116(8):1053-62.
23. Wang Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y, Zuo T. Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. avr 2003;19(2 Suppl):S270-4.
24. Artal P, Benito A, Pérez GM, Alcón E, De Casas A, Pujol J, et al. An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts. *PloS One.* 2011;6(2):e16823.
25. Cabot F, Saad A, McAlinden C, Haddad NM, Grise-Dulac A, Gatinel D. Objective assessment of crystalline lens opacity level by measuring ocular light scattering with a double-pass system. *Am J Ophthalmol.* avr 2013;155(4):629-35, 635.e1-2.
26. Lim SA, Hwang J, Hwang K-Y, Chung S-H. Objective assessment of nuclear cataract: comparison of double-pass and Scheimpflug systems. *J Cataract Refract Surg.* mai 2014;40(5):716-21.
27. Rzemyk V, Cochener B. Qualité de vision étudiée par mesure comparative de la diffusion de la lumière. *J Fr Ophtalmol.* sept 2014;37(7):540-7.

28. Saad A, Saab M, Gatinel D. Repeatability of measurements with a double-pass system. *J Cataract Refract Surg.* janv 2010;36(1):28-33.
29. Habay T, Majzoub S, Perrault O, Rousseau C, Pisella PJ. Évaluation objective de l'impact fonctionnel de la sévérité de la sécheresse oculaire sur la qualité de vision par aberrométrie double passage. *J Fr Ophtalmol.* mars 2014;37(3):188-94.
30. Benito A, Pérez GM, Mirabet S, Vilaseca M, Pujol J, Marín JM, et al. Objective optical assessment of tear-film quality dynamics in normal and mildly symptomatic dry eyes. *J Cataract Refract Surg.* août 2011;37(8):1481-7.
31. Tan C-H, Labbé A, Liang Q, Qiao L, Baudouin C, Wan X, et al. Dynamic change of optical quality in patients with dry eye disease. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* mai 2015;56(5):2848-54.
32. Société française d'ophtalmologie. Chirurgie réfractive. Paris: Masson; 2001.
33. Proust H, Hoffart L. Chirurgie réfractive cornéenne. Traitement de surface. *EMC - Ophtalmol.* janv 2013;10(1):1-6.
34. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer laser surgery of the cornea. *Am J Ophthalmol.* déc 1983;96(6):710-5.
35. Aron-Rosa DS, Boerner CF, Bath P, Carre F, Gross M, Timsit JC, et al. Corneal wound healing after excimer laser keratotomy in a human eye. *Am J Ophthalmol.* 15 mars 1987;103(3 Pt 2):454-64.
36. Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* janv 1988;14(1):46-52.
37. Rowsey JJ, Reynolds AE, Brown R. Corneal topography. *Corneoscope. Arch Ophthalmol Chic Ill* 1960. juin 1981;99(6):1093-100.
38. Saragoussi J-J, Djadi-Prat J, Lebuissou D-A, Arson B, Saragoussi D. Qualité de vie après LASIK : partie II. Qualité de vie et satisfaction d'une population de patients opérée par LASIK. *J Fr Ophtalmol.* mai 2011;34(5):294-302.
39. Caquant V. Analyse des aberrations optiques et des halos lumineux après chirurgie réfractive chez le myope faible à modéré : étude portant sur 34 yeux [Thèse de médecine]. [Lille]: Lille 2- Droit et Santé-Faculté de Médecine Henri Warembourg; 2013.
40. Kobashi H, Kamiya K, Yanome K, Igarashi A, Shimizu K. Effect of pupil size on optical quality parameters in astigmatic eyes using a double-pass instrument. *BioMed Res Int.* 2013;2013:124327.
41. Dieckow J. 6th International Conference on the Tear Film & Ocular Surface: basic science and clinical relevance (Florence, Italy, September 2010). *Ocul Surf.* janv 2011;9(1):3-12.
42. Du X, Han Y, Chen M. [Objective optical quality after orthokeratology]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi Chin J Ophthalmol.* janv 2015;51(1):32-8.

43. Baudouin C. The pathology of dry eye. *Surv Ophthalmol.* mars 2001;45 Suppl 2:S211-20.
44. Koh S, Maeda N, Kuroda T, Hori Y, Watanabe H, Fujikado T, et al. Effect of tear film break-up on higher-order aberrations measured with wavefront sensor. *Am J Ophthalmol.* juill 2002;134(1):115-7.
45. Tutt R, Bradley A, Begley C, Thibos LN. Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* déc 2000;41(13):4117-23.
46. Albarrán C, Pons AM, Lorente A, Montés R, Artigas JM. Influence of the tear film on optical quality of the eye. *Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc.* 1997;20(4):129-35.
47. Montés-Micó R, Cerviño A, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Ortí-Navarro S. Optical quality after instillation of eyedrops in dry-eye syndrome. *J Cataract Refract Surg.* juin 2010;36(6):935-40.
48. Pisella PJ, Godon C, Auzerie O, Baudouin C. [Influence de la chirurgie réfractive cornéenne sur le film lacrymal]. *J Fr Ophthalmol.* avr 2002;25(4):416-22.
49. Pérez-Santonja JJ, Sakla HF, Cardona C, Chipont E, Alió JL. Corneal sensitivity after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for low myopia. *Am J Ophthalmol.* mai 1999;127(5):497-504.
50. Karimian F, Feizi S, Doozande A. Higher-order aberrations in myopic eyes. *J Ophthalmic Vis Res.* janv 2010;5(1):3-9.
51. Hashemian SJ, Soleimani M, Foroutan A, Joshaghani M, Ghaempanah MJ, Jafari ME, et al. Ocular higher-order aberrations and mesopic pupil size in individuals screened for refractive surgery. *Int J Ophthalmol.* 2012;5(2):222-5.
52. Lim KL, Fam HB. Ethnic differences in higher-order aberrations: Spherical aberration in the South East Asian Chinese eye. *J Cataract Refract Surg.* déc 2009;35(12):2144-8.
53. Prakash G, Sharma N, Choudhary V, Titiyal JS. Higher-order aberrations in young refractive surgery candidates in India: establishment of normal values and comparison with white and Chinese Asian populations. *J Cataract Refract Surg.* août 2008;34(8):1306-11.
54. Wei RH, Lim L, Chan WK, Tan DTH. Higher order ocular aberrations in eyes with myopia in a Chinese population. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. sept 2006;22(7):695-702.
55. Cade F, Cruzat A, Paschalis EI, Espírito Santo L, Pineda R. Analysis of four aberrometers for evaluating lower and higher order aberrations. *PloS One.* 2013;8(1):e54990.

56. de Castro LEF, Sandoval HP, Bartholomew LR, Vroman DT, Solomon KD. High-order aberrations and preoperative associated factors. *Acta Ophthalmol Scand.* févr 2007;85(1):106-10.
57. Khan MS, Humayun S, Fawad A, Ishaq M, Arzoo S, Mashhadi F. Comparison of higher order aberrations in patients with various refractive errors. *Pak J Med Sci.* août 2015;31(4):812-5.
58. Al-Sayyari TM, Fawzy SM, Al-Saleh AA. Corneal spherical aberration in Saudi population. *Saudi J Ophthalmol Off J Saudi Ophthalmol Soc.* juill 2014;28(3):207-13.
59. Viestenz A, Seitz B, Langenbucher A. [Effect of pupil size on longitudinal focal distribution after photorefractive keratectomy]. *Klin Monatsblätter Für Augenheilkd.* juill 2001;218(7):498-502.
60. Del Pero RA, Gigstad JE, Roberts AD, Klintworth GK, Martin CA, L'Esperance FA, et al. A refractive and histopathologic study of excimer laser keratectomy in primates. *Am J Ophthalmol.* 15 avr 1990;109(4):419-29.
61. Fantes FE, Hanna KD, Waring GO, Pouliquen Y, Thompson KP, Savoldelli M. Wound healing after excimer laser keratomileusis (photorefractive keratectomy) in monkeys. *Arch Ophthalmol Chic Ill* 1960. mai 1990;108(5):665-75.
62. Kim T, Yang S, Tchah H. Bilateral comparison of wavefront-guided versus conventional laser in situ keratomileusis with Bausch and Lomb Zyoptix. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. oct 2004;20(5):432-8.
63. Kirwan C, O'Keefe M. Comparative study of higher-order aberrations after conventional laser in situ keratomileusis and laser epithelial keratomileusis for myopia using the technolas 217z laser platform. *Am J Ophthalmol.* janv 2009;147(1):77-83.
64. Dobos MJ, Twa MD, Bullimore MA. An evaluation of the Bausch & Lomb Zywave aberrometer. *Clin Exp Optom.* mai 2009;92(3):238-45.
65. Hament WJ, Nabar VA, Nuijts RMMA. Repeatability and validity of Zywave aberrometer measurements. *J Cataract Refract Surg.* déc 2002;28(12):2135-41.
66. López-Miguel A, Maldonado MJ, Belzunce A, Barrio-Barrio J, Coco-Martín MB, Nieto JC. Precision of a commercial hartmann-shack aberrometer: limits of total wavefront laser vision correction. *Am J Ophthalmol.* nov 2012;154(5):799-807.e5.
67. Rodríguez P, Navarro R, González L, Hernández JL. Accuracy and reproducibility of Zywave, Tracey, and experimental aberrometers. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. déc 2004;20(6):810-7.
68. Barreto J, Barboni MTS, Feitosa-Santana C, Sato JR, Bechara SJ, Ventura DF, et al. Intraocular straylight and contrast sensitivity after contralateral wavefront-guided LASIK and wavefront-guided PRK for myopia. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. août 2010;26(8):588-93.

69. Jung H-G, Lim T-H. The recovery of optical quality after laser vision correction. *Korean J Ophthalmol KJO*. août 2013;27(4):249-55.
70. Ondategui JC, Vilaseca M, Arjona M, Montasell A, Cardona G, Güell JL, et al. Optical quality after myopic photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis: comparison using a double-pass system. *J Cataract Refract Surg*. janv 2012;38(1):16-27.
71. Hu A-L, Qiao L-Y, Zhang Y, Cai X-G, Li L, Wan X-H. Reproducibility of optical quality parameters measured at objective and subjective best focuses in a double-pass system. *Int J Ophthalmol*. 2015;8(5):1043-50.
72. Xu C-C, Xue T, Wang Q-M, Zhou Y-N, Huang J-H, Yu A-Y. Repeatability and reproducibility of a double-pass optical quality analysis device. *PloS One*. 2015;10(2):e0117587.
73. Tian M, Miao H, Shen Y, Gao J, Mo X, Zhou X. Intra- and Intersession Repeatability of an Optical Quality and Intraocular Scattering Measurement System in Children. *PloS One*. 2015;10(11):e0142189.
74. Iijima A, Shimizu K, Kobashi H, Saito A, Kamiya K. Repeatability, Reproducibility, and Comparability of Subjective and Objective Measurements of Intraocular Forward Scattering in Healthy Subjects. *BioMed Res Int*. 2015;2015:925217.
75. Kamiya K, Shimizu K, Igarashi A, Kobashi H. Time course of optical quality and intraocular scattering after refractive lenticule extraction. *PloS One*. 2013;8(10):e76738.
76. Martínez-Roda JA, Vilaseca M, Ondategui JC, Giner A, Burgos FJ, Cardona G, et al. Optical quality and intraocular scattering in a healthy young population. *Clin Exp Optom*. mars 2011;94(2):223-9.
77. Wan X-H, Cai X-G, Qiao L-Y, Zhang Y, Tan J-X, Vishal J, et al. Effect of refractive correction on ocular optical quality measurement using double-pass system. *Chin Med J (Engl)*. nov 2013;126(22):4289-94.
78. Vilaseca M, Peris E, Pujol J, Borrás R, Arjona M. Intra- and intersession repeatability of a double-pass instrument. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom*. sept 2010;87(9):675-81.
79. Tomás J, Piñero DP, Alió JL. Intra-observer repeatability of optical quality measures provided by a double-pass system. *Clin Exp Optom*. janv 2012;95(1):60-5.
80. Nassiri N, Sheibani K, Azimi A, Khosravi FM, Heravian J, Yekta A, et al. Refractive Outcomes, Contrast Sensitivity, HOAs, and Patient Satisfaction in Moderate Myopia: Wavefront-Optimized Versus Tissue-Saving PRK. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. 1 oct 2015;31(10):683-90.
81. Hadden OB, Ring CP, Morris AT, Elder MJ. Visual, refractive, and subjective outcomes after photorefractive keratectomy for myopia of 6 to 10 diopters using the Nidek laser. *J Cataract Refract Surg*. juill 1999;25(7):936-42.

82. Brunette I, Gresset J, Boivin JF, Pop M, Thompson P, Lafond GP, et al. Functional outcome and satisfaction after photorefractive keratectomy. Part 2: survey of 690 patients. *Ophthalmology*. sept 2000;107(9):1790-6.
83. Bamashmus MA, Hubaish K, Alawad M, Alakhlee H. Functional outcome and patient satisfaction after laser in situ keratomileusis for correction of myopia and myopic astigmatism. *Middle East Afr J Ophthalmol*. mars 2015;22(1):108-14.
84. Bailey MD, Mitchell GL, Dhaliwal DK, Boxer Wachler BS, Zadnik K. Patient satisfaction and visual symptoms after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. juill 2003;110(7):1371-8.
85. Conseil d'évaluation des technologies de la santé du Québec. Le laser excimer en ophtalmologie mise à jour de l'état des connaissances. [Internet]. Montréal: Conseil d'évaluation des technologies de la santé du Québec; 2000 [cité 22 nov 2015]. Disponible sur: <http://collections.banq.qc.ca/ark:/52327/49817>
86. Villa C, Gutiérrez R, Jiménez JR, González-Méijome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol*. août 2007;91(8):1031-7.
87. Vignal R, Tanzer D, Brunstetter T, Schallhorn S. [Scattered light and glare sensitivity after wavefront-guided photorefractive keratectomy (WFG-PRK) and laser in situ keratomileusis (WFG-LASIK)]. *J Fr Ophtalmol*. mai 2008;31(5):489-93.
88. Klyce SD. Night vision disturbances after refractive surgery: haloes are not just for angels. *Br J Ophthalmol*. 1 août 2007;91(8):992-3.
89. Winkler von Mohrenfels C, Huber A, Gabler B, Herrmann W, Kempe A, Donitzky C, et al. Wavefront-guided laser epithelial keratomileusis with the wavelight concept system 500. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995. oct 2004;20(5):S565-9.
90. Belfort R, Campos M, Hoexter MQ, Belfort Jr R, Mari J de J. [The impact of photorefractive excimer laser keratectomy (PRK) and laser in situ keratomileusis (LASIK) on visual quality and life in patients with ametropias]. *Arq Bras Oftalmol*. févr 2008;71(1):83-9.
91. Hejcmanová M, Horáicková M, Vlková E. [Evaluation of visual function and changed quality of life among patients after excimer refractive surgery]. *Ceská Slov Oftalmol Cas České Oftalmol Spolecnosti Slov Oftalmol Spolecnosti*. janv 2005;61(1):50-6.
92. Lesueur L, Munoz-Sastre MT, Mullet E, Dabadie B, Arné J-L. Les prédicteurs de qualité de vie en chirurgie réfractive. *J Fr Ophtalmol*. sept 2003;26(7):699-709.
93. McGhee CN, Craig JP, Sachdev N, Weed KH, Brown AD. Functional, psychological, and satisfaction outcomes of laser in situ keratomileusis for high myopia. *J Cataract Refract Surg*. avr 2000;26(4):497-509.
94. Smadja D, Reggiani-Mello G, Touboul D, Colin J. Les profils de photoablation cornéenne en chirurgie réfractive. Partie 1 : la quête de l'excellence. *J Fr Ophtalmol*. févr 2012;35(2):126-35.

AUTEUR : Nom : DECAESTECKER

Prénom : Charles

Date de Soutenance : le vendredi 11 décembre 2015

Titre de la Thèse : Evolution de la qualité visuelle après photokératectomie réfractive : évaluation quantitative et qualitative aberrométrique et enquête de satisfaction.

Thèse - Médecine - Lille 2015

Cadre de classement : DES d'Ophtalmologie

DES + spécialité : DES d'Ophtalmologie

Mots-clés : qualité visuelle - photokératectomie réfractive - aberromètre - Hartmann-Shack - double passage - satisfaction - questionnaire.

Résumé :

Contexte : Après chirurgie réfractive par PKR, certains patients se plaignent d'une altération de leur qualité visuelle, malgré un bon résultat objectif fonctionnel. Cette étude a pour objectif d'évaluer l'évolution quantitative et qualitative de la qualité visuelle après PKR.

Méthode : Il s'agit d'une étude descriptive et prospective menée sur des patients désireux d'une chirurgie réfractive. Les données cliniques et paracliniques ont été collectées en pré et post opératoire à un mois. Les mesures quantitatives ont été relevées par deux aberromètres (Hartmann-Shack et double passage), les données qualitatives à l'aide d'un questionnaire de satisfaction.

Résultats : Notre étude a porté sur 28 patients. Les ES pré et post opératoires étaient respectivement de $-3,76 \pm 1,81$ D et $0,13 \pm 0,43$ D ($p < 0,0001$). Les données quantitatives en pré opératoire pour le RMS 6 mm, l'OSI, la MTF cut off, le SR et l'OSI lacrymal moyen étaient respectivement de $0,36 \pm 0,14$ μm , $0,76 \pm 0,79$, $36,93 \pm 13,06$ cycles/deg, $0,21 \pm 0,08$ et $1,08 \pm 0,57$ pour des valeurs ayant évoluées en post opératoire à $0,59 \pm 0,25$ μm ($p < 0,0001$), $0,92 \pm 0,53$ ($p = 0,027$), $32,89 \pm 10,21$ cycles/deg ($p = 0,11$), $0,20 \pm 0,06$ ($p = 0,26$) et $1,55 \pm 0,70$ ($p = 0,005$). La qualité de vision post chirurgicale est perçue qualitativement comme moins bonne en diurne pour 7,10% des patients contre 17,90% en nocturne. Des phénomènes visuels nocturnes ont été relevés chez 64,30% des patients. La plupart des patients étaient très satisfaits (71,40% des cas).

Conclusion : L'altération des paramètres qualitatifs et quantitatifs de la qualité visuelle en post opératoire ne parait pas influencer la satisfaction des patients, l'amélioration de la vision diurne semble en fait bien compenser les troubles de la vision nocturne pour la plupart des patients.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-François Rouland

Assesseurs : Madame le Professeur Sylvie Hanu-Manouvrier

Monsieur le Professeur Pierre Labalette

Monsieur le Docteur Thomas Randon