



D. GATINEL

Intérêt de l'OQAS (Optical Quality Analyzing System) en ophtalmologie

La réduction partielle de la transparence des milieux oculaires tels que la cornée, le cristallin ou l'humeur aqueuse s'observe au décours de nombreuses affections oculaires et se caractérise par l'augmentation de la diffusion lumineuse de la lumière incidente sur la rétine.

Les symptômes occasionnés vont de la simple gêne visuelle (voile, flou modéré en contre-jour) à la perte de lignes de meilleure acuité visuelle corrigée. La mesure de l'image d'un point lumineux focalisé sur la rétine (PSF) par aberrométrie en double passage ("double-pass aberrometry") qui est effectuée par l'instrument OQAS permet d'objectiver et de quantifier la diffusion lumineuse oculaire.

Cette quantification est très utile en clinique ; par exemple, elle permet d'incriminer ou réfuter la responsabilité d'une opacification débutante du cristallin dans la genèse de symptômes visuels, là où les aberromètres conventionnels ne "voient" pas les effets produits par une réduction modérée de la transparence oculaire.

Cet article décrit les principes et les applications de la mesure de la diffusion oculaire grâce à l'analyse de l'image rétinienne d'un point par aberrométrie en "double pass".

Service d'Ophtalmologie,
Fondation A. de Rothschild,
Hôpital Bichat-Claude Bernard, PARIS.
CEROC (Centre d'Expertise et de Recherche
en Optique Clinique), PARIS.

L'auteur a déclaré ne pas avoir de conflit d'intérêt concernant les données publiées dans cet article.

Les deux principales causes de réduction de la qualité optique de l'œil humain rencontrées en pratique clinique sont l'existence d'aberrations optiques non corrigées (anomalies réfractives) et la réduction partielle de la transparence oculaire dont le corollaire est l'existence d'une augmentation de la diffusion lumineuse (light scattering) [1]. L'œil est un système biologique dont la transparence des tissus constitue une spécificité remarquable. Toutefois, cette transparence demeure relative car, en dehors du vide ou de conditions expérimentales très particulières, il n'existe pas de milieu optique parfaitement transparent pour la lumière visible. L'œil n'échappe pas à cette règle et les principales sources de diffusion oculaire physiologiques et pathologiques sont répertoriées dans le *tableau I*.

Sources de diffusion oculaire physiologique	
Cornée	Diffusion réduite liée au diamètre des fibres collagènes et à leur espacement régulier
Cristallin	Plus épais que la cornée Comporte des structures cellulaires concentriques Induit plus de diffusion que la cornée
Vitré et humeur aqueuse	Peu de diffusion
Augmentation de la diffusion oculaire	
Cornée	Chirurgie réfractive cornéenne, haze, dystrophies, taies...
Cristallin	Cataracte primitive, notamment dans sa forme corticale, cataracte secondaire
Vitré et humeur aqueuse	Hyalites, tyndall, flare

Tableau I : Causes de diffusion lumineuse oculaire.

- L'OQAS (Optical Quality Analyzing System) permet de mesurer l'effet conjoint des aberrations optiques de haut degré et la perte de transparence des tissus oculaires sur la qualité de l'image rétinienne.
- Les applications potentielles de cette technologie à visée diagnostique embrassent de nombreux domaines de l'ophtalmologie.

L'essor de l'aberrométrie et des techniques de recueil du front d'onde a permis au clinicien de mieux définir et quantifier l'astigmatisme irrégulier par le biais de la mesure des aberrations de haut degré. Les aberromètres ont toutefois été conçus par des chercheurs issus de l'ingénierie optique, habitués à travailler avec des systèmes très transparents (c'est-à-dire peu diffusants). Or les aberromètres introduits depuis le début des années 2000 permettent la mesure des aberrations optiques de bas et haut degrés, mais pas de la perte de la transparence oculaire [2]. Difficulté supplémentaire pour le clinicien, les symptômes subjectifs provoqués par la diffusion oculaire peuvent ressembler à ceux induits par les aberrations de haut degré (ex. : halo lumineux autour d'une source de lumière intense).

L'estimation de la qualité optique de l'image rétinienne fournie par un aberromètre n'est valable que si la transparence de l'œil n'est pas diminuée de manière significative. Cependant, nombreuses sont les situations cliniques où cette condition n'est plus remplie. Le clinicien demeure ainsi relativement démuné face au diagnostic objectif d'une opacité débutante ou d'un trouble léger des milieux oculaires.

L'OQAS (Optical Quality Analyzing System) est un instrument qui fournit la mesure directe de l'effet conjugué des aberrations optiques et de la perte de la transparence oculaire sur la qualité optique de l'œil. Les données fournies par cet instrument sont établies à partir de l'étude de l'image rétinienne obtenue après focalisation d'un faisceau lumineux infrarouge. À l'"aller", un faisceau incident dont le diamètre de 2 mm dans le plan de la pupille irienne est émis et focalisé sur la fovéa (l'appareil effectue une mise au point automatique en compensant le défocus et il est possible d'effectuer la mesure au travers d'un verre sphéro-cylindrique en cas d'astigmatisme prononcé). Au "retour", la lumière réfléchie après focalisation est recueillie au travers d'une surface de 4 mm.

Ce trajet double (aller/retour) est à l'origine du terme d'aberrométrie par "double passage" (double-pass aberrometry). L'agrandissement de la surface collectrice au retour permet l'étude de la diffusion lumineuse provoquée par les structures oculaires traversées au retour (vitré, cristallin, chambre antérieure et cornée).

Le faisceau infrarouge incident peut être projeté selon diverses vergences afin de réaliser une série de mesures correspondant à l'image d'un point situé à différentes distances (mesure de l'effet de l'accommodation ou de l'effet fourni par un dispositif de pseudo-accommodation).

À partir de cette analyse de l'aspect de la PSF rétinienne, il est possible d'estimer l'importance de la diffusion oculaire et d'en prédire l'effet sur la sensibilité aux contrastes et l'acuité visuelle maximale théoriques. Des mesures dynamiques de la PSF peuvent compléter l'examen en autorisant l'étude de la qualité de l'accommodation et/ou la profondeur de champ.

■ PRINCIPES DE L'ANALYSE DE LA QUALITÉ OPTIQUE OCULAIRE AVEC L'OQAS

La fidélité de tout instrument d'imagerie optique est corrélée à la manière dont cet instrument peut faire d'un point source lumineux une image aussi ponctuelle que possible. L'OQAS permet d'imager la projection rétinienne d'un point source et d'en analyser les caractéristiques. Les relevés fournis par l'OQAS dérivent tous de l'analyse de l'image rétinienne d'un point. En termes simples, c'est à partir de l'étude de la qualité du stigmatisme oculaire que l'instrument fournit l'ensemble de ses relevés.

Les dimensions et la répartition spatiale de l'énergie lumineuse sur la rétine après focalisation d'un point source par les dioptries oculaires dictent l'aspect de la fonction d'étalement du point rétinien (FEP). L'acronyme PSF (pour l'équivalent anglo-saxon "Point Spread Fonction") est communément usité en optique et sera utilisé dans cet article.

La PSF peut être représentée sous la forme d'un diagramme en deux ou trois dimensions dont le diamètre conditionne le pouvoir séparateur de l'œil et sa sensibilité aux contrastes. En théorie, l'acuité visuelle maximale est atteinte quand le diamètre de la tache n'excède pas celui d'un photorécepteur fovéolaire. Elle chute de moitié quand ce diamètre double, etc.

À partir d'une image recueillie par le CCD et traduite en niveaux de gris, l'OQAS fournit une représentation tridimensionnelle de la PSF rétinienne sous l'aspect d'un "pic" d'intensité lumineuse. Cela permet une interprétation et une comparaison plus aisées des PSF.

Dans le cas d'un œil transparent et dépourvu d'aberrations optiques (ou parfaitement corrigé pour celles-ci), l'image



focale formée sur la rétine n'est pas un point mais une tache lumineuse dont le diamètre dépend de celui de la pupille irienne (effet de la diffraction pupillaire) (*fig. 1*). La diffraction est une limitation incontournable au stigmatisme absolu ; elle impose nécessairement un certain "élargissement" des dimensions de l'image formée vis-à-vis de celle du point source. Les aberrations optiques de haut degré (coma, aberration sphérique, etc.) sont délétères pour la qualité optique de l'œil, car elles induisent une réduction du stigmatisme qui se surajoute à celle imposée par la diffraction (*fig. 2a*). Enfin, l'existence d'un trouble des milieux résulte en une diffusion lumineuse provoquée par les micro-opacités totales ou partielles qui provoquent une dispersion d'allure aléatoire des

ondes lumineuses. La répartition de l'intensité lumineuse focalisée par les dioptries oculaires est nettement moins compacte (*fig. 2b*).

■ INDICES DE QUALITE OPTIQUE DE L'OQAS

A partir du recueil de l'image formée d'un point source lumineux sur la rétine, on peut prédire l'aspect d'une image plus complexe, ainsi que le pourcentage de réduction du contraste rétinien. Les principaux indices fournis par le logiciel de l'instrument sont (*fig. 3 et 4*) :

- l'acuité visuelle maximale prédite pour des objets de contraste de 100 %, 50 %, 20 % et 9 % . Cette acuité visuelle est calculée en tenant compte des caractéristiques optiques de l'œil analysé : aberrations optiques, diffusion oculaire,
- la courbe MTF (Modulation Transfer Function) : cette courbe représente le pourcentage d'atténuation du contraste de l'image rétinienne pour différentes résolutions (fréquences spatiales) et intègre également les effets combinés de la diffusion et des aberrations optiques de haut degré,
- un indice de diffusion (scattering index) : cet indice est utile pour quantifier le degré de diffusion causé par la perte de transparence d'une ou plusieurs structures oculaires telles que le haze et les opacités cornéennes, la cataracte, la hyalite...

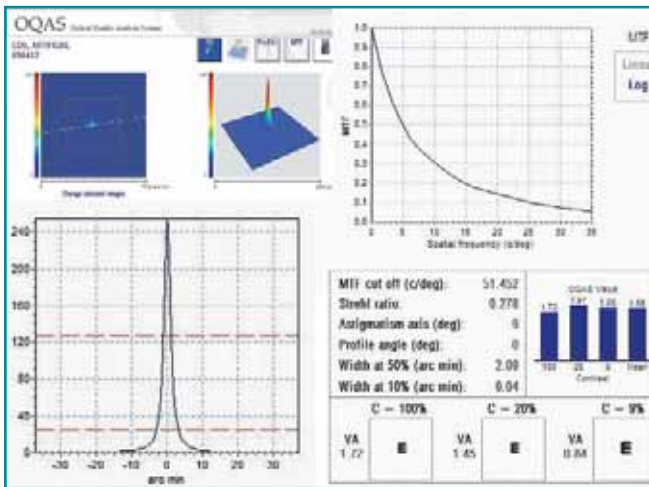


Fig. 1 : Données de références, obtenues à partir de la mesure d'un œil artificiel de calibration transparent, pour la meilleure correction sphérique. Cet œil comporte un taux modéré d'aberration de haut degré, mais est exempt de diffusion notable. Noter l'aspect "effilé" de la PSF (représentée en 3 dimensions : a, en profil moyenné/b). L'acuité visuelle maximale prédite est de 17/10.

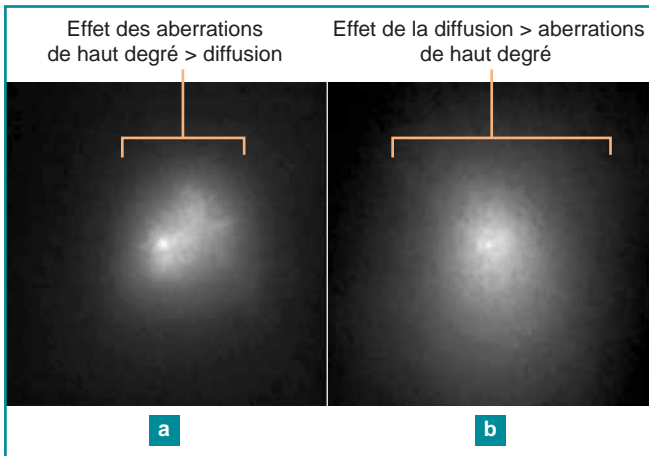


Fig. 2 : En a, l'étalement de l'intensité lumineuse est essentiellement liée à l'existence d'aberrations de haut degré. En b, on note une importante dispersion.

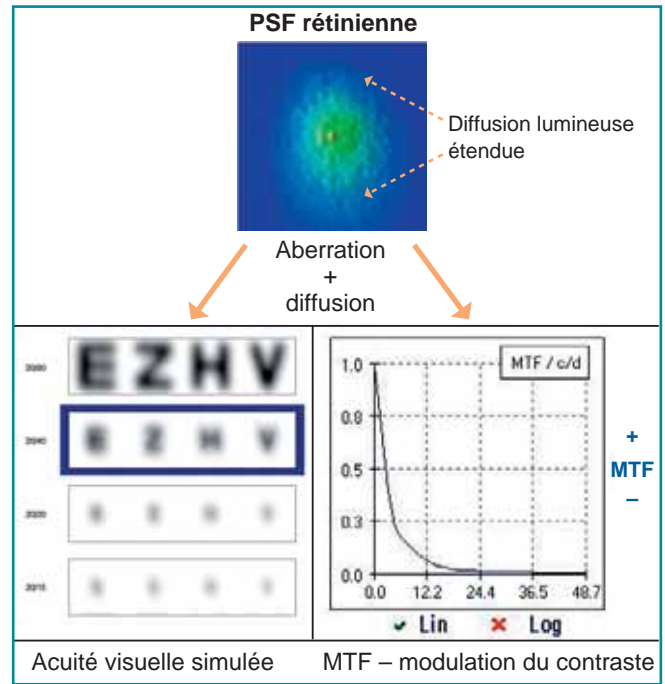


Fig. 3 : A partir de l'image rétinienne d'un point source élémentaire, on peut effectuer le calcul d'une image plus complexe par convolution (ici des lignes d'optotype), ou de la courbe de MTF.

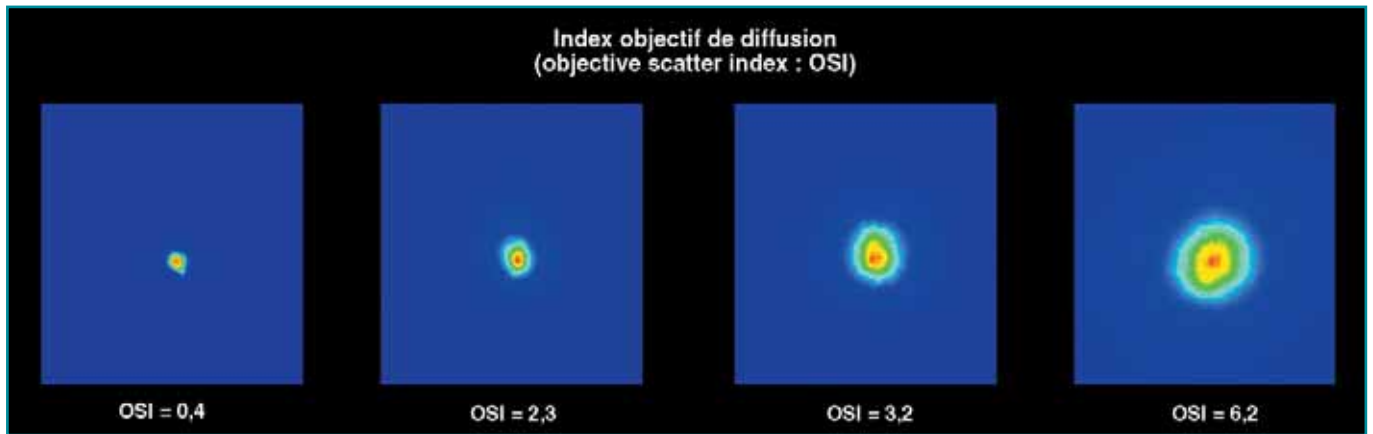


Fig. 4 : Index quantitatif établi à partir du différentiel d'intensité lumineuse entre le centre et les bords de la PSF.

Pour ne pas être perturbée par les aberrations sphéro-cylindriques (aberrations du second degré qui sont corrigibles en lunettes), 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 l'"infini" par défaut. Si la vision "de loin" est ainsi étudiée en conjuguant la rétine avec un point situé à l'"infini", ce point peut être "rapproché". En recueillant une série de mesures effectuée pour des points situés à des distances successivement rapprochées, il est possible d'estimer la profondeur de champ de l'œil étudié.

Pour chaque examen, plusieurs images de la tache de focalisation rétinienne après double passage sont recueillies grâce à un capteur CCD, avant moyennage. Le diamètre de la pupille naturelle est mesuré par l'instrument, mais les mesures sont effectuées pour un diamètre pupillaire fixé choisi par l'opérateur (généralement 4 mm, mais il est possible de le faire varier entre 3 et 6 mm).

II DEROULEMENT DE LA MESURE AVEC L'OQAS

L'instrument, qui occupe un volume similaire à celui d'un auto-réfractomètre, est équipé d'une mentonnière, d'une barre frontale, et se manie avec un joystick (fig. 5). Il est piloté par un logiciel informatique. En plus de la saisie de données classiques relatives au patient (identité, date de naissance, etc.), l'utilisateur entre la valeur de l'erreur réfractive (équivalent sphérique) et choisit un diamètre pupillaire donné pour l'analyse. Chez les patients présentant un fort astigmatisme oculaire, il peut être utile de le compenser avec un verre cylindrique avant les mesures.



Fig. 5 : Instrument OQAS.

Une fois la pupille oculaire alignée sur un ensemble de réticules lumineux, son diamètre est mesuré, et un brouillage/débrouillage automatique est effectué par l'instrument. Le patient fixe alors une mire représentant un paysage. Une fois la mise au point effectuée sur le plan rétinio-fovéolaire, plusieurs captures de la PSF rétiniennes sont effectuées, puis moyennées.

L'exploration de l'accommodation est effectuée en réalisant des mesures itératives de PSF pour des plans situés à des vergences croissantes, ce qui simule optiquement le rapprochement du plan de l'objet fixé.

■ QUELQUES EXEMPLES D'APPLICATIONS CLINIQUES EN OPHTALMOLOGIE

Les applications cliniques de l'OQAS sont nombreuses : elles regroupent toutes les situations cliniques où il est important d'objectiver et quantifier la réduction de la qualité optique de l'œil mesurée provoquée par une augmentation des aberrations optiques de haut degré et une réduction de la transparence des milieux oculaires.

Les opacités cristalliniennes réfractent et diffractent de manière aléatoire la lumière incidente focalisée vers la rétine, mais le parallélisme anatomoclinique entre le degré d'opacité estimé à l'examen à la lampe à fente et le retentissement de ces opacités sur la qualité optique de l'œil n'est pas toujours très marqué, en particulier pour les cataractes débutantes. Une gêne visuelle permanente ("voile") peut être compatible avec une baisse d'acuité visuelle modérée, voire absente (fig. 6).

Certains instruments voués à l'imagerie du segment antérieur comme le système d'acquisition par caméra Scheimpflug permettent de quantifier le degré d'opacification du cristallin par une technique de densitométrie. Mais l'effet de cette opacification sur la transmission lumineuse n'est pas mesuré avec cet instrument.

La mesure directe de la diffusion lumineuse oculaire est plus pertinente car elle traduit l'effet objectif des opacités cristalliniennes sur la lumière incidente. Elle devrait permettre de confirmer ou infirmer la responsabilité d'une cataracte débu-

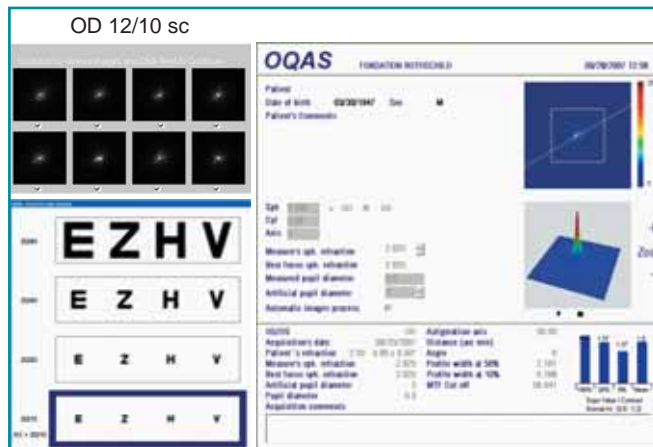


Fig. 6a : Relevés OQAS chez un homme de 60 ans. L'acuité visuelle est à droite : 12/10 avec (+2.50), à gauche : 10/10 avec (+1.25). Le patient se plaint d'une sensation de gêne visuelle de l'œil gauche, à type de voile, accentuée en ambiance mésopique. A l'examen LAF, on note une opalescence plus marquée du cristallin de l'œil gauche. L'acuité visuelle théorique maximale calculée à partir de la PSF rétinienne (pupille 3 mm) est de 20/15 (12/10) du côté droit. Noter l'aspect effilé de la PSF rétinienne représentée en trois dimensions de ce côté.

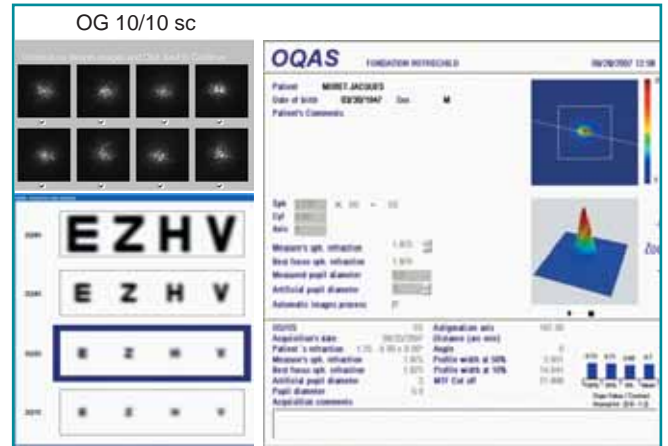


Fig. 6b : L'étalement de la PSF est bien visible sur le relevé correspondant à l'œil gauche. L'acuité visuelle maximale prédite est de 20/20 (10/10).

tante dans la genèse de symptômes visuels, et d'établir une classification fonctionnelle de la cataracte à partir des valeurs d'OSI (fig. 4). Les mesures par OQAS permettent de confirmer ou infirmer la responsabilité d'une opalescence diffuse ou d'opacités biomicroscopiques discrètes dans la genèse de troubles visuels. Cette capacité à objectiver l'effet d'une réduction de la transparence du cristallin laisse augurer d'un rôle médico-légal potentiel dans la chirurgie cristalliniennne (distinction objective entre chirurgie du cristallin clair et chirurgie de la cataracte).

La visualisation directe de l'altération de la PSF rétinienne permet de confirmer la responsabilité d'une opacification capsulaire postérieure en cas de doute diagnostique dans le cadre du bilan d'une baisse de l'acuité visuelle chez le pseudophaque. L'amélioration de la PSF après capsulotomie reflète la réduction de la diffusion consécutive à l'ouverture capsulaire (fig. 7).

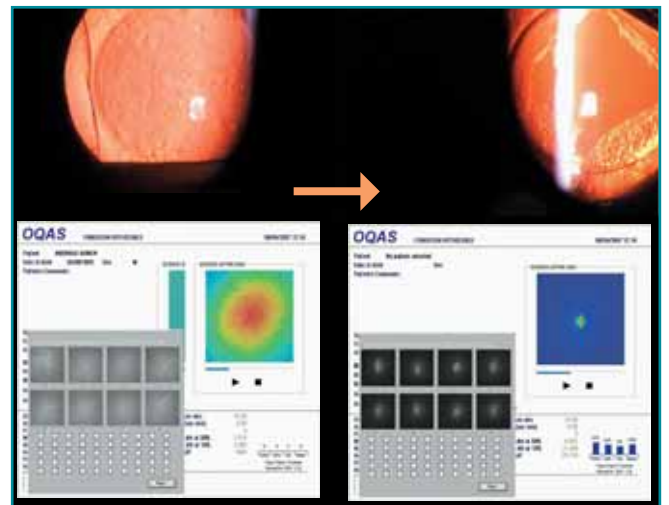


Fig.7 : Exemple particulièrement démonstratif de diffusion liée à une opacification capsulaire postérieure et de sa nette réduction après capsulotomie YAG.

Les méthodes aberrométriques classiques (ex. : Shack-Hartmann) ne permettent pas de mesurer avec précision la qualité de vision après insertion d'optiques multifocales diffractives [3]. Le principe de reconstruction du front d'onde présuppose une optique monofocale et ne peut interpréter correctement les variations provoquées par le réseau diffractif de l'implant. Les mesures de l'OQAS sont plus pertinentes dans ce contexte, car elles sont effectuées à partir du recueil de l'image rétinienne qui contient toute l'information optique (effet conjugué de l'optique monofocale et du réseau diffractif) (*fig. 8*). La possibilité d'explorer la pro-

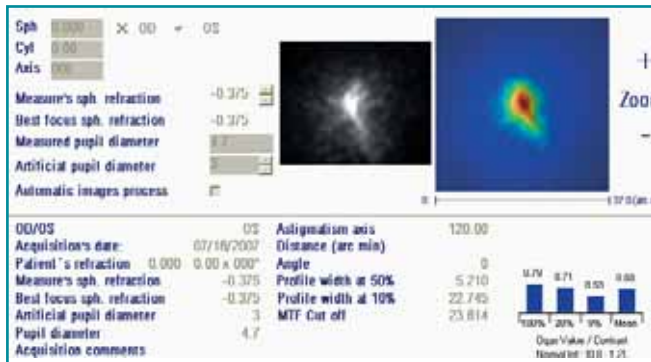


Fig. 8a : Examen OQAS effectué chez une patiente ayant reçu un implant multifocal diffractif et signalant une réduction de sa perception des contrastes en cas de faible luminosité ambiante. La PSF correspondant à un point situé "à l'infini" est représentée en niveaux de gris, et en échelle de couleurs. Noter l'effet lié à la diffraction et responsable de la diffusion lumineuse à distance du pic central (aspect "pommelé").

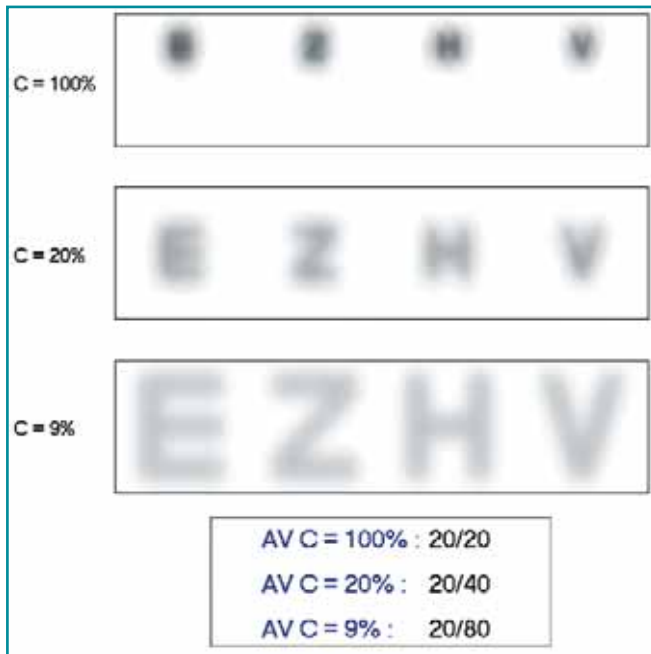


Fig. 8b : A partir de l'aspect de la PSF, il est possible de prédire l'acuité visuelle maximale pour différents contrastes d'optotype.

fondeur de champ devrait faire de l'OQAS un instrument particulièrement adapté pour objectiver les effets pseudo-accommodatif des lentilles multifocales, et les effets accommodatifs des implants dits accommodatifs.

En chirurgie réfractive, l'utilisation de l'OQAS revêt un avantage considérable, en particulier dans la gestion des complications postopératoires. En plus de quantifier et suivre l'effet optique d'un haze cicatriciel après photokératectomie à visée réfractive (PKR), la signature optique d'anomalies de l'interface évidentes ou non à l'examen biomicroscopique est d'une aide incomparable. Dans ce contexte, il est possible d'objectiver et de monitorer l'amélioration apportée par une reprise pour relissage de capot plissé après Lasik (*fig. 9a et b*). L'OQAS est dans notre expérience le seul instrument à avoir pu objectiver l'effet de micro-plis ou stries de capot de Lasik chez des patients présentant des symptômes visuels gênants, et ce alors que l'examen aberrométrique Shack-Hartmann était normal ou peu modifié.

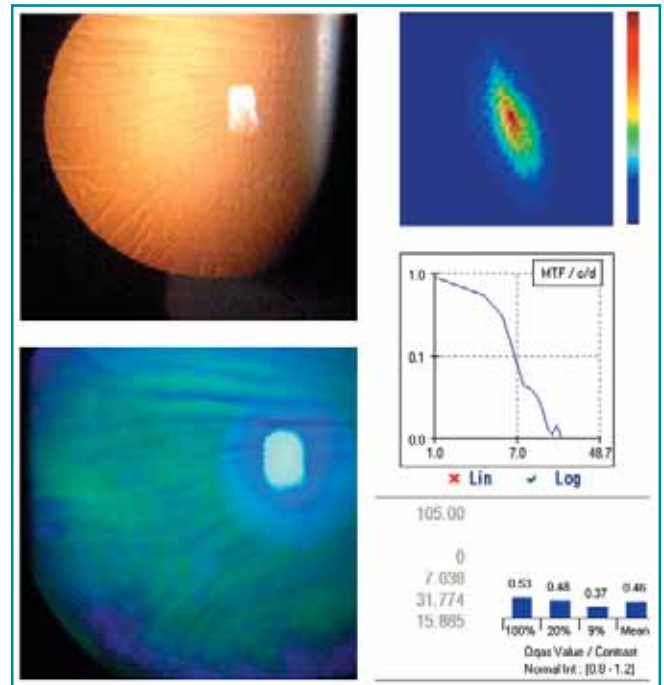


Fig. 9a : "Patiente adressée de l'étranger 3 semaines après la réalisation sur son lieu de vacances d'un Lasik hypermétropique (découpe réalisée par laser femtoseconde : épaisseur prévue : 90 microns, correction délivrée pour +2 D). L'acuité visuelle est limitée à 6/10 avec la meilleure correction. A gauche, aspect à la lampe à fente en rétro-illumination (en haut) et en lumière bleue après instillation de fluorescéine. Des plis de capot d'orientation majoritairement horizontale sont bien visibles. A droite, l'image rétinienne mesurée par l'OQAS présente un étalement important dans l'axe opposé aux plis. La courbe de MTF est altérée. Un traitement consistant en un défroissage du capot sous microscope avec désépithélialisation partielle a été décidé.

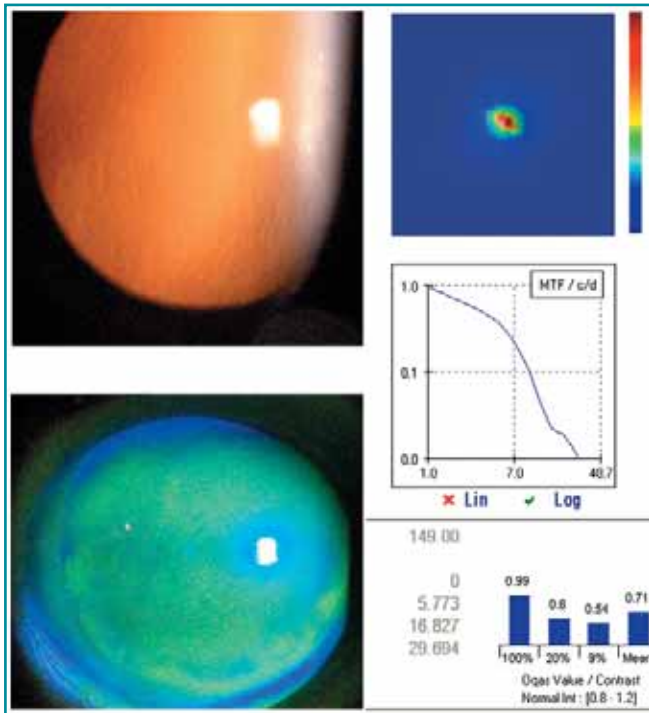


Fig. 9b : Un mois après le traitement pour relissage du capot. La nette réduction des plis est bien visible sur les clichés de lampe à fente. Notez l'amélioration de l'aspect de la PSF, ainsi que de l'allure de la courbe de la MTF. L'acuité visuelle mesurée était de 12/10f avec (+0.75).

Enfin, de nombreuses autres applications verront certainement le jour en ophtalmologie, tant sont nombreuses les affec-

tions oculaires caractérisées par un trouble des milieux (hyalites, inflammations endoculaires, etc.).

CONCLUSION

Même si des études complémentaires pour explorer la reproductibilité de cet instrument sont nécessaires, nous sommes convaincus que l'OQAS fournit des informations précieuses pour le clinicien, à tel point que la relative indifférence du monde ophtalmologique à cette technologie, pourtant disponible au moins à l'essai depuis quelques années, pourrait presque passer pour insolite ! Adaptée à l'étude des pathologies responsables d'une réduction de la transparence oculaire, au premier rang desquelles figure la cataracte, la mesure objective de la diffusion oculaire est aujourd'hui devenue incontournable dans notre pratique quotidienne de la prise en charge des affections de segment antérieur.

Bibliographie

1. DIAZ-DOUTON F, BENITO A, PUJOL J, ARJONA M, GUELL JL, ARTAL P. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2006; 47: 1 710-6.
2. GATINEL D. Corneal Topography and Wavefront analysis. In : Principles and Practice of Ophthalmology, 4th Edition. Daniel M. Albert and Frederick A. Jakobiec, Saunders, Elsevier, USA, 2007.
3. GATINEL D. The low accuracy of Shack-Hartman wavefront sensing in eyes with diffractive multifocal intra ocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, in press.