

Ophthalmologie^{MD}

Conférences scientifiques

COMPTE RENDU DES CONFÉRENCES
SCIENTIFIQUES DU DÉPARTEMENT
D'OPHTALMOLOGIE ET
DES SCIENCES DE LA VISION,
FACULTÉ DE MÉDECINE,
UNIVERSITÉ DE TORONTO

Mise à jour sur la technologie avancée des lentilles intraoculaires (LIO) : les LIO monofocales

BASEER U. KHAN, M.D., FRCS (C)

Les deux dernières décennies ont été témoins de progrès incroyables tant dans les techniques que dans les résultats obtenus en chirurgie de la cataracte. Les dix premières années ont vu la phacoémulsification acceptée de manière quasi générale comme technique standard d'extraction du cristallin dans la cataracte, alors que les dix années suivantes ont connu une pléthore d'avancées dans la technologie des LIO. Bien qu'ils aient été, à l'origine, proposés par Sir Harold Ridley, en 1955, les LIO n'ont pas été bien acceptés jusqu'au milieu des années 80s. Aujourd'hui, une multitude d'options existent, aussi bien pour les patients que pour les chirurgiens. Compte tenu de la masse de connaissances et de la littérature dont nous disposons sur les différents implants, cet article se consacrera uniquement à la variété d'implants monofocaux dont disposent les chirurgiens au Canada. Par ailleurs, bien qu'il y ait de nombreuses entreprises qui fabriquent des LIO, ce numéro d'*Ophthalmologie – Conférences scientifiques* étudiera essentiellement ceux que proposent les trois principaux fabricants de LIO en Amérique du Nord, à savoir: Advanced Medical Optics (AMO), Alcon et Baush and Lomb (B&L). Le Tableau 1 résume les technologies de pointe en matière de LIO monofocaux auxquelles chacune de ces trois firmes a eu recours.

Les implants asphériques

À l'origine, les premières implantations de LIO visaient à corriger grossièrement l'erreur de sphéricité consécutive à l'élimination de l'obstruction visuelle due à la cataracte. Plus récemment, l'introduction de la technologie par front d'ondes a permis d'analyser et de comprendre la façon dont les aberrations de degré élevé, telles que définies par les polynômes de Zernicke, influencent la vision. Définie jadis par l'échelle d'acuité de Snellen, qui ne représente qu'un petit sous-groupe des situations visuelles que vivent tous les jours les patients, la performance visuelle peut à présent être mesurée de manière plus précise, en utilisant la sensibilité au contraste. La sensibilité au contraste a été validée comme étant un puissant indicateur de la performance visuelle, capable d'évaluer la vision à travers le spectre de luminance et d'éblouissement des activités quotidiennes¹⁻⁷. C'est une fonction de l'efficacité optique de l'œil – mesurée en utilisant la fonction transfert de modulation (FTM) – et de la plus petite résolution possible au niveau de la rétine^{8,9}. La FTM quantifie la capacité d'un système optique à produire avec précision l'image d'un objet dont la fréquence spatiale et la luminosité varient. Une grille sinusoïdale est souvent utilisée comme objet test standard dans les études de laboratoires (Figure 1).

Dans l'œil phakique, deux structures optiques sont responsables de la focalisation de la lumière sur la rétine: le cristallin et la cornée. Les aberrations de la cornée ont été bien étudiées et bien documentées. Dans la population en général, la valeur moyenne de toutes ces aberrations est de «0», sauf pour le polynôme Z^4_0 qui représente l'aberration de sphéricité: la valeur, étant dans ce cas, de $0,27 \mu\text{m}^{10-14}$. Alors que cette valeur moyenne a été reproduite dans de nombreuses études, l'écart type rapporté a varié entre $0,02 \mu\text{m}$ et $0,089 \mu\text{m}^{10-14}$. Bien que le cristallin n'ait pas été aussi bien étudié, il présente des aberrations qui compensent, en général, celles que l'on a constatées dans la cornée et que l'on qualifie, parfois, d'«aberrations d'emmétropisation»^{10,15-20}. En tant que telle, la valeur moyenne de toutes les aberrations du cristallin, au sein de la population, est également de «0», sauf celle du polynôme Z^4_0 dont on peut prédire qu'elle est négative¹⁰. Toutefois, à la différence de la cornée qui demeure statique, dans le temps, l'aberration de sphéricité devient de plus en plus positive avec l'âge, passant de $-0,2 \mu\text{m}$, à la naissance, à $0,0 \mu\text{m}$ aux environs de 70 ans. Ces changements dans la propriété de réfringence du cristallin contribuent vraisemblablement à la baisse de la performance visuelle et expliquent les plaintes fonctionnelles émises par les patients âgés qui ne manifestent pas, autrement, de modifications attribuables à la formation d'une cataracte²⁰.

Alors que les aberrations de degré faible, telles que la vision floue et l'astigmatisme, peuvent être traitées par des lunettes correctrices, les aberrations de troisième degré ou plus ne le peuvent pas. Et pourtant, les aberrations de degré élevé peuvent avoir un impact significatif sur la vision, proportionnel à leur amplitude et à leur position relative par rapport au sommet de la pyramide de Zernicke²¹⁻²³. Parmi les aberrations de degré élevé, l'aberration de sphéricité est, de loin, la plus élevée en termes d'amplitude, tout en étant d'un degré relativement faible¹⁰⁻¹⁴. Par ailleurs, parmi toutes les aberrations de degré



FACULTY OF MEDICINE
University of Toronto



Département
d'ophtalmologie et des
sciences de la vision

Département d'ophtalmologie
et des sciences de la vision
Jeffrey Jay Hurwitz, M.D., Rédacteur
Professeur et président
Martin Steinbach, Ph.D.
Directeur de la recherche

The Hospital for Sick Children
Elise Heon, M.D.
Ophtalmologiste en chef

Mount Sinai Hospital
Jeffrey J. Hurwitz, M.D.
Ophtalmologiste en chef

Princess Margaret Hospital
(Clinique des tumeurs oculaires)
E. Rand Simpson, M.D.
Directeur, Service d'oncologie oculaire

St. Michael's Hospital
Alan Berger, M.D.
Ophtalmologiste en chef

Sunnybrook Health Sciences Centre
William S. Dixon, M.D.
Ophtalmologiste en chef

The Toronto Hospital
(Toronto Western Division and
Toronto General Division)
Robert G. Devenyi, M.D.
Ophtalmologiste en chef

Département d'ophtalmologie
et des sciences de la vision
Faculté de médecine
Université de Toronto
60 Murray St.
Bureau 1-003
Toronto (Ontario) M5G 1X5

Le contenu rédactionnel d'*Ophthalmologie – Conférences scientifiques* est déterminé exclusivement par le Département d'ophtalmologie et des sciences de la vision, Faculté de médecine, Université de Toronto.

Tableau 1 : Technologie avancée des LIO monofocaux

Firmes	Implants rectifiés par un front d'ondes (valeur Z_c)	Implants bloquant les longueurs d'ondes courtes (couleur)	Implants toriques
Advanced Medical Optic	Technis Z9000 (-0,27 μm)	TBA	NA
Alcon	AcrySof IQ (-0,20 μm)	AcrySof IQ (bleu) AcrySof torique (bleu)	AcrySof torique
Bausch & Lomb	SofPort LI61AO	SofPort LI61AO (violet)	NA

élevé, l'aberration de sphéricité est la seule qui soit symétrique en termes de rotondité et qui se prête donc, facilement, à une correction par la création de LIO²⁴.

Les LIO (asphériques) rectifiés par un front d'ondes

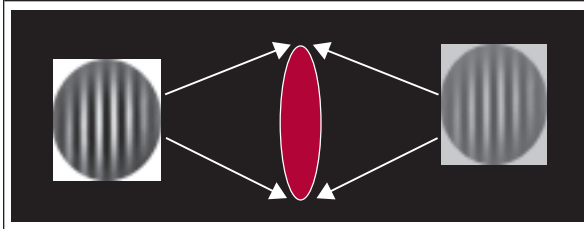
Les LIO sphériques standard ont une aberration de sphéricité positive de 0,10 μm . On a, toutefois, démontré que cette valeur est corrélée positivement avec le pouvoir sphérique de l'implant²⁵. Ainsi, les LIO de pouvoir élevé induisent-ils un grand nombre d'aberrations de sphéricité. Cette implication dans la création d'un nombre élevé d'aberrations de sphéricité a été démontrée dans une étude qui n'a constaté aucune différence au niveau des FTMs entre les yeux pseudophakiques à LIO sphériques et des yeux phakiques appariés pour l'âge²⁶. Dans une autre étude, on a montré que des patients pseudophakiques présentaient une aberration de sphéricité d'un degré supérieur à celle de sujets normaux, avec des pupilles de taille supérieures à 5 mm²⁷.

Le premier implant rectifié par un front d'ondes – le Technis Z9000 – a été commercialisé en 2002 par Pharmacia. La première étude publiée a montré un gain de 77,9 % au niveau du pic mésopique de sensibilité au contraste, par rapport à un implant sphérique standard^{28,29}. Même dans des conditions photopiques, la sensibilité au contraste a augmenté de 23,4 % à 62,6 %^{29,30}. Dans une étude conçue pour démontrer le bénéfice fonctionnel d'une sensibilité au contraste accrue, les patients qui ont reçu un implant Technis ont montré un temps de réponse aux obstacles plus court de 0,5 secondes, au cours d'une simulation de conduite³¹. Pas moins de 30 études ont démontré la supériorité visuelle de l'implant Technis par rapport aux LIO sphériques traditionnels. La Food and Drug Administration des Etats Unis (FDA) a approuvé 3 LIO destinés à corriger l'aberration de sphéricité: le Technis Z 9000 (à présent chez AMO), l'AcrySof IQ (Alcon) et le SofPort LI61AO (B&L). Chacun d'entre eux offre un degré différent de correction des aberrations de sphéricité, fondé à la fois sur la philosophie et sur le brevet.

Les valeurs de l'aberration de sphéricité pour les LIOs Technis, AcrySof IQ et SofPort sont, respectivement, de -0,27 μm , -0,20 μm et 0,0 μm . Le premier implant sphérique, le Technis, a été conçu dans le but d'éliminer complètement l'aberration de sphéricité. Quant à l'implant AcrySof IQ, il a été conçu dans le but de simuler les yeux d'un adulte âgé de 20 ans chez qui l'implant n'élimine pas complètement l'aberration de sphéricité positive dans la cornée et dont l'aberration nette, dans le système optique, est de 0,10 μm . Plusieurs études ont montré que cette aberration de sphéricité de degré faible est associée à une acuité visuelle supérieure à la normale (meilleure que 20/15)^{32,33}. Ceci pourrait s'expliquer par le fait que cette aberration de sphéricité résiduelle compense d'autres aberrations de degré élevé existant dans le système optique de l'œil. Dans un essai clinique randomisé masqué portant sur 120 yeux, les résultats obtenus avec l'implant AcrySof IQ ont été meilleurs que ceux des implants AcrySof SA et AcrySof

Figure 1: Fonction transfert de modulation

Un objet sinusoïdal (à gauche) est projeté à travers un système optique et son image est ainsi générée (à droite). La capacité d'un système optique à maintenir le contraste est liée à la fonction transfert de modulation (FTM), laquelle varie pour un système optique donné quelconque, en fonction de la fréquence spatiale de l'objet.



Naturel (tous deux étant des implants sphériques), en termes de sensibilité au contraste et de gêne à l'éblouissement³⁴. Quant à l'implant SofPort à front d'onde neutre, il a été conçu afin d'atténuer certains des éventuels pièges et inconvénients d'un implant correcteur des aberrations de sphéricité, comme on en parlera plus loin.

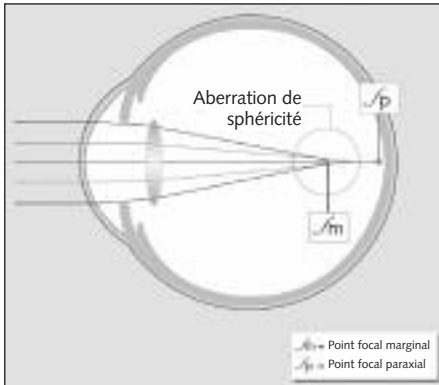
Les limites des implants rectifiés par un front d'ondes

Bien que les LIO rectifiés par un front d'onde apportent, en termes de vision, des bénéfices que personne ne conteste, il importe que les chirurgiens en connaissent les limites et en tiennent compte. Ainsi, un centrage parfait des l'implant constitue un prérequis incontournable si l'on veut atteindre le niveau de performance optique supérieur de ces implants : ce qui veut dire que les avantages de l'implant Technis sont perdus si cet implant est décentré de plus de 0,4 μm par rapport à l'axe optique ou si son inclinaison est supérieure à 7°³⁵. Il est donc impératif que le capsulorhexis soit rond, centré et qu'il permette un recouvrement de la pupille sur 360°, afin d'empêcher la migration de l'LIO, avec, pour finir, une fibrose capsulaire. Indépendamment de la performance du chirurgien, l'anatomie de l'oeil rend encore plus compliquée la détermination d'un centrage convenable. En effet, des études de population ont montré que le centre de la pupille est décentré d'environ 0,4 mm (écart type : 0,2 mm)³⁶⁻⁴¹ par rapport à l'axe optique. De plus, cet axe optique ne coïncide généralement pas avec l'axe visuel de l'œil⁴².

Par rapport à l'implant Technis, les exigences de centrage concernant l'implant AcrySof IQ ne seront que légèrement inférieures, la valeur de l'aberration de sphéricité de ce dernier étant moindre. Quant à l'implant SofPort, son avantage réside dans la robustesse de sa puissance optique, en présence d'un décentrage. Sans aberration de sphéricité inhérente, l'implant SofPort a donné de meilleurs résultats que l'implant Technis dans les FTMs d'un modèle œil, lorsque les implants étaient décentrés de plus de 0,15 mm, 0,30 mm et 0,38 mm, dans des pupilles de 3 mm, 4 mm et 5 mm respectivement⁴³.

Une aberration de sphéricité positive dans l'œil se traduira par une réfraction subjective se rapprochant de la myopie (étant donné que les rayons lumineux périphériques seront focalisés en avant de la rétine, simulant ainsi un œil myope; figure 2)³². L'élimination de l'aberration de sphéricité améliore la qualité de l'image et en diminue le flou: mais elle réduit, de manière significative, la profondeur du foyer pour les patients. En comparant les implants AcrySof IQ et AcrySof SN, on a constaté que l'Angle de Résolution Minimum (ARM), avec correction de distance, était plus faible pour l'AcrySof IQ, (0,02 contre 0,03). Toutefois, pour les distances intermédiaires et proches, l'ARM était significativement supérieur pour l'AcrySof IQ (distance intermédiaire : 0,43 contre 0,33, distance proche : 0,51 contre 0,39)⁴⁴. Le front d'onde étant neutre, l'implant

Figure 2: Myopie subjective à partir d'une aberration de sphéricité positive. En cas d'aberration de sphéricité positive, les rayons lumineux marginaux se trouvent focalisés en avant du point focal paraxial, créant ainsi une appréciation subjective de myopie. Le degré de focus devrait être proportionnel à la taille de la pupille et, par conséquent, soumis, en partie, à des conditions d'éclairage.



SofPort fournit une profondeur de foyer d'environ 0,5 dioptries avec l'aberration de sphéricité résiduelle de 0,27 μm retrouvée dans la cornée.

La sélection des patients

Compte tenu de toutes les considérations théoriques, les questions pratiques qui sont soulevées sont les suivantes: quels sont les patients qui devraient recevoir une LIO asphérique? Et si l'on doit poser un implant sur un patient, quel implant faut-il utiliser?

Pour répondre à la première question, il est préférable de préciser quels seront les sujets qui *ne* devraient *pas* bénéficier des LIO rectifiés par un front d'ondes. Il pourrait s'agir des patients dont les cornées produisent déjà une aberration de sphéricité négative, notamment des patients dont les yeux ont subi, antérieurement, une chirurgie de réfraction hypermétrope avec kératocône. Dans des yeux de ce type, les LIO corrigés négativement ne feraient qu'accentuer les aberrations de sphéricité existantes. En dehors de ces cas, n'importe quel autre œil devrait pouvoir bénéficier de l'implantation d'une LIO asphérique. Les autres éléments à prendre en compte sont les besoins et les symptômes visuels des patients pris à titre individuel. Ainsi, les sujets qui ont besoin d'une fonctionnalité sous lumière faible (comme, par exemple, les chauffeurs de camions) et ceux qui se plaignent d'éblouissements et de halos sont ceux qui, probablement, apprécieront et bénéficieront le plus des avantages des LIO asphériques. Bien que statistiquement significative, la baisse de la profondeur du foyer n'a probablement, en pratique, qu'une signification minime étant donné que les patients qui reçoivent des implants monofocaux ont besoin, dans leur quasi totalité, d'une correction pour la lecture en vision proche. D'après l'opinion de l'auteur du présent article, la supériorité de la sensibilité au contraste que confèrent les LIO asphériques dépasse de loin les soucis relatifs à la profondeur du focus. C'est la raison pour laquelle il encourage tous les patients à envisager une LIO asphérique, à moins qu'ils ne soient des candidats appropriés pour un implant torique ou qu'ils souhaitent recevoir un implant multifocal

Répondre à la deuxième question qui porte sur la sélection de LIO asphériques est plus problématique. La plupart s'accordent à penser que l'approche « une seule taille pour tous les cas » n'est pas idéale et que la personnalisation des LIO asphériques, basée sur l'aberration cornéenne de chaque indi-

vidu, est plus efficace. Mais alors que le concept de personnalisation est simple, sa mise en œuvre est complexe.

Tout d'abord, en effet, l'aberration cornéenne doit être calculée. De nos jours, les appareils les plus couramment utilisés sont les aberromètres à front d'ondes et les unités topographiques cornéennes; mais ces appareils sont chers, ce qui peut en rendre l'accès difficile. Lorsqu'ils ont recherché une méthode plus économique pour déterminer l'asphéricité de la cornée, Beiko et col.⁴⁵ ont signalé, récemment, qu'on *ne* pouvait *pas* utiliser de manière fiable, les lectures par keratométrie cornéenne pour prédire une aberration de sphéricité cornéenne.

Par ailleurs, on discute beaucoup pour savoir si l'asphéricité cornéenne est modifiée par les plaies cornéennes produites lors d'une intervention chirurgicale. Il est probable qu'elle est dépendante de la chirurgie et, par conséquent, un « facteur chirurgie » devrait être calculé pour l'aberration de sphéricité, en plus des considérations sphéro-cylindriques.

Pour ce qui est de la personnalisation, la plus grande interrogation et la plus grande controverse portent sur le résultat visé. En tant que premier LIO asphérique, le Technis avait pour objectif d'éliminer toutes les aberrations de sphéricité et sa capacité à améliorer la fonctionnalité visuelle n'est pas contestée. Cependant, les données disponibles permettent d'affirmer, sans trop risquer de se tromper, qu'une aberration de sphéricité de 0,1 μm est bénéfique. En effet, des études menées sur la population ont démontré que ce niveau d'aberration de sphéricité existe dans les yeux des sujets âgés de 20 ans. Par ailleurs, une étude menée sur des pilotes de l'aéronavale a montré qu'en même temps qu'une aberration de sphéricité oculaire de 0,1 μm en moyenne, ils avaient une acuité visuelle supérieure à la moyenne ainsi qu'une sensibilité au contraste également supérieure à la moyenne⁴⁶. Par ailleurs, des données présentées, mais non publiées, par Beiko ont également montré que des patients sélectionnés à 0,1 μm obtenaient de meilleurs résultats que les patients non sélectionnés, à pratiquement toutes les fréquences spatiales. Il faudra probablement un certain temps avant que tous se mettent d'accord sur le résultat visé. D'ici là, il reviendra au chirurgien de déterminer ce qui fonctionnera le mieux entre ses mains.

Les chirurgiens devraient envisager d'utiliser l'implant SofPort dans les cas où un décentrage ou un basculement serait à craindre à long terme, comme, par exemple, chez les patients atteints du syndrome de pseudo-exfoliation ou de zonulopathies. En tant qu'implant siliconé en trois éléments, SofPort peut également être placé dans la sulcus, en présence d'une rupture capsulaire postérieure et il est probablement supérieur au Technis, dans ce scénario clinique, du fait de sa solide performance optique en présence d'un décentrage. L'implantation, dans la sulcus, de la plateforme d'AcrySof IQ, implant acrylique en un seul élément, est contraindiquée.

Dernier élément d'hésitation entre ces trois implants: c'est la présence de technologies de blocage de la lumière ciblant les longueurs d'ondes courtes du spectre visible que l'on retrouve dans AcrySof IQ et dans SofPor, qui bloquent respectivement le bleu et le violet (voir la discussion ci-après).

Les implants filtrant les longueurs d'ondes courtes

Le fait qu'il faille empêcher les rayons lumineux potentiellement nuisibles de pénétrer dans l'œil a été signalé par Mainster en 1978 quand, en tant qu'interne de deuxième année, il développa l'idée selon laquelle le rayonnement ultraviolet (UV), connu pour sa phototoxicité vis-à-vis de l'œil, était transmis par les LIO utilisés à l'époque⁴⁷. Dans les années 80, les implants filtrants les UV furent rapidement adoptés et sont devenus le standard en la matière.

Au cours des années 90, des études tant fondamentales qu'épidémiologiques montrèrent que la lumière bleue contribuait vraisemblablement à la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA)⁴⁸. Ceci accéléra l'introduction d'implants bloquant la lumière bleue et correspondant à la capacité du cristallin d'un adulte jeune à bloquer le rayonnement ultraviolet et à atténuer la lumière bleue⁴⁹.

En 2003, la FDA autorisa Alcon à commercialiser l'implant AcrySof Natural pour fin de correction visuelle de l'aphakie chez les patients adultes (cet implant n'a pas été approuvé dans l'indication spécifique: « prévention ou atténuation de la DMLA ». A présent, les implants chromophores « prestige » d'Alcon portent tous une marque ombrelle commune: c'est le cas, notamment, d'AcrySof IQ, d'AcrySof Toric et d'AcrySof Restor. Le concept d'implant bloquant la lumière bleue a soulevé d'innombrables controverses à propos, en particulier, de sa capacité à protéger l'œil de la DMLA et de la possibilité de dégradation de la fonction visuelle due à une baisse de la transmission de la lumière bleue à la rétine.

La lumière bleue, la DMLA et la chirurgie de la cataracte

La lipofuscine est un sous produit toxique de la phagocytose incomplète des photorécepteurs qui se dépose dans l'épithélium pigmentaire rétinien (EPR) et qui est impliqué dans la pathogénèse de la DMLA^{50,51}. Les efforts pour identifier les constituants de la lipofuscine ont permis d'isoler un fluorophore, connu sous le nom de A2E, dont on a montré qu'il était très fortement excité par la lumière bleue⁵²⁻⁵⁶.

Au fur et à mesure que les implants vieillissent, ils deviennent naturellement plus jaunes, ce qui augmente leur capacité à filtrer la lumière bleue et à l'empêcher d'atteindre la rétine. Lorsqu'on extrait un implant et qu'on le remplace par un nouvel implant clair, au cours d'une chirurgie de la cataracte, on peut, théoriquement, craindre que la rétine soit, par la suite, exposée à des niveaux élevés de lumière bleue, plus élevés qu'à aucun autre moment de l'existence. Dhillon et col., ont estimé que l'absorption de la lumière par l'A2E augmentait, de ce fait, de 5 fois⁵⁷. Une extrapolation logique de cet argument permettrait de conclure que la fréquence de la DMLA devrait augmenter après une chirurgie de la cataracte. Il existe, cependant, d'excellentes études qui soit soutiennent soit contredisent cette affirmation. Ainsi, 6 des 8 principales études épidémiologiques conçues pour étudier le risque de DMLA associé à une exposition à la lumière n'ont trouvé aucune corrélation⁵⁸⁻⁶³ et une de ces études a même mis en évidence une relation inverse⁶⁰. L'étude AREDS n'a pas non plus trouvé de corrélation entre la chirurgie et la DMLA exsudative⁶³. Toutefois, Pollack et col., ont signalé un quadruplement du taux de conversion de la forme sèche en forme humide de la DMLA au cours de la première année qui a suivi une chirurgie de la cataracte⁶⁴. En outre, une analyse en pool de l'étude Beaver Dam Eye et de l'étude Blue Mountain Eye Study a montré que le risque de DMLA avancée augmentait 5 ans après une chirurgie de la cataracte⁶⁵.

Ces études indiquent que la corrélation entre la chirurgie de la cataracte et la DMLA demeure incertaine et que, par ailleurs, si cette corrélation existe, on ne sait pas si elle est due à l'exposition à la lumière bleue ou à d'autres médiateurs inflammatoires libérés pendant ou après l'opération. Une étude *in vitro* de Sparrow et coll.⁵³ a

montré une diminution significative de la mort (de 72 % à 82 %) des cellules de l'EPR mises en culture et exposées à la lumière bleue, verte et blanche filtrées à travers un implant AcrySof Naturel, par rapport à de nombreux autres implants clairs. Ces résultats doivent, cependant, être définitivement confirmés par des études *in vivo*; ce qui nécessitera plusieurs années et de nombreux patients.

La Performance Visuelle

L'introduction de l'implant AcrySof Natural a soulevé des inquiétudes quant à une dégradation possible de la fonction visuelle, en particulier de la vision scotopique, chez les patients dont la lumière bleue serait atténuée. Comble de l'ironie, l'un des adversaires les plus déterminés de l'implant bloquant la lumière bleue fut Mainster, celui là même qui a communiqué sur les deux types de rétinopathie photique: la phototoxicité bleu-vert et la phototoxicité UV-bleue⁶⁶: la première étant médiée par la rhodopsine et la seconde par la lipofuscine. Cibler la toxicité bleu-vert reviendrait à limiter sévèrement tant la vision scotopique que la vision photopique et, de ce fait, l'objectif consistant à prévenir la rétinopathie photique devrait se concentrer sur cette dernière. Selon Mainster, le rayonnement UV est responsable de 67 % de la phototoxicité des UV-bleu et n'est pas perceptible par l'œil humain. Par conséquent, bloquer le rayonnement UV présente un réel intérêt. En effet, la lumière violette, avec des longueurs d'ondes comprises entre 400 et 440 nm, représente 18 % de la phototoxicité aux UV -bleu, alors qu'elle ne fournit que 10 % de la vision scotopique⁶⁷. Ceci va dans le même sens qu'une recherche qui suggère que l'absorption de l'A2E diminue rapidement à mesure que les longueurs d'ondes augmentent au-delà de 440 nm^{53,57}. Enfin, la lumière bleue (440-500 nm) représente seulement 14 % de la phototoxicité aux UV-bleu, alors qu'elle apporte 35 % de la vision scotopique, étant donné que le pic de sensibilité est à 507 nm pour les bâtonnets. C'est là le rationnel qui est derrière les implants bloquant le violet qui ont été et qui vont être mis sur le marché respectivement par B & L et AMO (l'implant SofPort arrive, actuellement, avec une technologie de blocage du violet, alors qu'AMO doit encore commercialiser sa gamme d'implants bloquant le violet, mais leur introduction est imminente).

On rapporte que la quantité de lumière bleue bloquée par l'implant AcrySof Natural se situe entre 14 % et 34 %. Les conséquences théoriques en sont à la fois évidentes et subtiles. La réduction de l'apport de lumière bleue dans les cas potentiels de vision scotopique entraîne une diminution de la fonction visuelle au cours des activités pratiquées sous de faibles niveaux de lumière (conduite de nuit ou promenade nocturne autour de la maison, par exemple). Les effets potentiels sur le rythme circadien sont moins évidents. Le rythme circadien, soumis à la lumière, est contrôlé par la mélanopsine, un pigment photosensible à la lumière bleue, présent dans les cellules ganglionnaires de la rétine. On a montré que les cellules ganglionnaires de la rétine régulent les niveaux de mélatonine sécrétée par la glande pinéale, qui module le cycle veille - sommeil et celui de la température corporelle centrale. Lorsqu'elle est exposée à la lumière, la mélanopsine est stimulée et la mélatonine est supprimée. En revanche, au crépuscule ou dans l'obscurité, en l'absence de stimulation de la mélanopsine, la sécrétion de mélatonine augmente. Le rythme circadien est perturbé dans de nombreuses

Tableau 2: Modèles AcrySof toriques

Modèle AcrySof torique	Pouvoir du cylindre		Recommander les gammes de correction de l'astigmatisme cornéen
	Au plan de l'LIO	Au plan de la cornée	
SN60T3	1,50 D	1,03 D	0,75 – 1,50 D
SN60T4	2,25 D	1,55 D	1,50 – 2,00 D
SN60T5	3,00 D	2,06 D	2,00 D et au-dessus

maladies touchant les personnes âgées, comme l'insomnie, la dépression, la maladie coronarienne, le cancer, la démence, et la maladie d'Alzheimer. Réduire le pourcentage de transmission de la lumière bleue à la rétine pourrait, ainsi, augmenter les troubles du rythme circadien, et contribuer au développement d'autres maladies⁶⁸.

Alors que l'implant AcrySof Natural peut bloquer plus de lumière bleue que les LIOs standards qui ne bloquent que les UV, il continue de transmettre plus de lumière, au dessus de 500 nm, que le cristallin d'un jeune adulte humain moyen dont la capacité de transmission, dans la région bleu-verte, est d'environ 60%⁶⁹. Deux essais prospectifs, randomisés, masqués, ont été menés par Pandita et col³⁴ et par Marshall et col⁷⁰ sur 120 et 300 patients respectivement, dans le but de comparer la sensibilité au contraste et la perception des couleurs entre l'implant AcrySof SA60 (un implant acrylique clair en une pièce) et l'implant AcrySof Natural. Aucun des deux essais n'a montré de différence significative entre ces deux implants. Espindle et col⁷¹ ont publié des données relatives à la vision, à l'état de santé et à la qualité de vie recueillies sur des patients ayant reçu ou non des implants bilatéraux bloquant le bleu. Cette étude a évalué la vision générale, les activités de près, les activités de loin, la conduite (en particulier la conduite de nuit), la santé mentale, la vision périphérique et les échelles de difficulté des rôles, mais n'a relevé aucune différence significative entre les groupes.

Bien qu'il y ait de bons arguments théoriques contre les implants bloquant le bleu, du point de vue de la performance visuelle, les essais cliniques n'ont pas réussi à corroborer ces assertions. Quant aux arguments en faveur des implants bloquant le violet, ils sont, certes, forts, mais dans la mesure où ces implants ne sont entrés que récemment sur le marché, on ne dispose que de peu de littérature pour documenter leur performance, par rapport, notamment, à leurs homologues qui bloquent le bleu.

Les implants toriques

En vertu des principes discutés dans la partie consacrée aux implants asphériques, plus une aberration est proche du sommet de la pyramide de Zernicke et plus son effet sur la dégradation optique sera important. En tant qu'aberration de faible degré, l'astigmatisme a des conséquences significatives s'il n'est pas corrigé après l'opération. Jusqu'à récemment, la seule option qui existait pour prendre en charge un astigmatisme cornéen significatif consistait à pratiquer des incisions de relâchement au niveau du limbe (IRL), pendant ou après l'opération et des ablations post-opératoires. Alcon a récemment commercialisé des implants toriques présentés sur la plateforme acrylique en une pièce AcrySof.

Pour être optiquement performant, la LIO torique doit réussir un excellent centrage et avoir, en plus, une

rotondité précise. Cette rotondité est obtenue par marquage de l'axe souhaité du cylindre correcteur avant l'intervention chirurgicale au niveau du limbe puisqu'une cyclotorsion de l'œil se produit fréquemment en cours d'intervention, empêchant ainsi la détermination précise, péropératoire, de l'axe. L'implant possède 3 points gravés à chaque jonction haptique – optique, pour figurer l'axe cylindrique qui doit être aligné avec le marquage limbique.

Alcon a créé un site internet : www.acrysoftoric-calculator.com dans lequel les valeurs kératométriques préopératoires, la LIO sphérique calculée, ainsi que le facteur chirurgical sont introduits afin de déterminer la puissance sphéro-cylindrique de la LIO torique. Le Tableau 2 comporte une liste de lentilles correspondant à différents degrés d'astigmatisme. Par ailleurs, ce site internet fournit une illustration en image de l'alignement correct de l'implant au sein de l'œil qu'il est utile d'afficher dans la salle d'opération, de sorte que le chirurgien puisse s'assurer que l'implant a bien pivoté pour prendre une position correcte. On a estimé que chaque degré de rotation par rapport au bon axe entraînait une perte de 3,3 % du pouvoir du cylindre de l'implant. Un vaste essai a montré que la rotation médiane de l'implant torique AcrySof, à 6 mois, était de 0,6°, allant de 0,1° à 1,8°, ce qui montre sa stabilité rotatoire⁷².

Les patients ne devraient être éligibles à un implant torique que si les méridiens horizontaux et verticaux sont séparés d'environ 90°, ce que la kératométrie manuelle pourra déterminer. Par ailleurs, l'astigmatisme devrait suivre un modèle symétrique, c'est à dire avoir la forme d'un nœud papillon ou d'un triangle, ce que la topographie cornéenne permet de vérifier. Au cours de l'intervention, l'enveloppe capsulaire doit obligatoirement être intacte et une capsulorhexis continue curviligne doit être présente.

Résumé

Avec toute la technologie mise à la disposition des patients et des chirurgiens, il est probable que le débat sur les différentes options de LIO prend plus de temps que l'explication de l'opération de la cataracte elle-même. Dans un futur relativement proche, les LIO seront probablement personnalisés pour chaque patient, en se fondant sur leur image particulière sur front d'ondes, semblable à l'ablation personnalisée, dans la chirurgie de la réfraction. Jusque là, plus nous en apprendrons sur les caractéristiques des implants qui apportent la meilleure vision fonctionnelle à nos patients et plus nous aurons de variables à prendre en compte à l'heure du choix et de la recommandation d'une LIO particulier à un patient donné.

Baseer U. Khan (FRCS)C est chargé de cours dans le département d'ophtalmologie de l'université de Toronto.

Références :

1. Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Wavefront technology in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2004;15(1):56-60.
2. Owsley C, Sloane M. Contrast sensitivity, acuity, and the perception of "real world" targets. *Br J Ophthalmol* 1987;71:791-796.
3. Ginsburg AP, Evans DW, Sekule R, Harp SA: Contrast sensitivity predicts pilots' performance in aircraft simulators. *Am J Optom Physiol Opt* 1982;59:105-109.
4. Rubin GS, Bandeen Roche K, Huang GH, et al. The association or multiple visual impairments with self-reported visual disability: SEE project. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:64-72.
5. Lord SR, Menz HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology* 2000;46:306-310.
6. Owsley C, Stalvey BT, Wells J, et al. Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract. *Arch Ophthalmol* 2001;119:881-887.
7. Lord SR, Dayhew J. Visual risk factors for falls in older people. *J Am Geriatr Soc* 2001;49:676-677.
8. Campbell FW, Green DG. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol* 1965;181:576-593.

9. Schwiegerling J. Theoretical limits to visual performance. *Surv Ophthalmol* 2000;45:139-146.
10. Altmann GE. Wavefront-customized intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 2004;15(4):358-64.
11. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, et al. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999;40:1351-1355.
12. Guirao A, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2000;17:1697-1702.
13. He JC, Gwiazda J, Thom F, et al. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *J Opt Soc Am* 2003;20:1155-1163.
14. Wang L, Dai E, Koch DD, et al. Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1514-1521.
15. Tomlinson A, Hemenger RP, Gariott R. Method for estimating the spherical aberration of the human crystalline lens *in vivo*. *Invest Ophthalmol Visual Sci* 1993;34:621-629.
16. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Res* 1998;38:209-229.
17. Smith G, Cox MJ, Calver R, et al. The spherical aberrations of the crystalline lens of the human eye. *Vision Res* 2001;41:235-243.
18. He JC, Ong E, Gwiazda J, et al. Wavefront aberrations in the cornea and the whole eye. *Invest Ophthalmol Visual Sci* 2000;41:105.
19. Artal P, Guirao A, Berrio E, et al. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vision* 2001;1:1-8.
20. Artal P, Berrio E, Guirao A, et al. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A* 2002;19:137-143.
21. Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. VSIA Standards Taskforce Members. Vision Science and its Applications: Standards for reporting the optical aberrations of the eyes. *J Refract Surg* 2002;18:S652-S660.
22. Chen L, Singer B, Guirao A, et al. Image metrics for predicting subjective image quality. *Optom Vis Sci* 2005;82:358-369.
23. Charman WN. The Charles W Prentice Award Lecture 2005: optics of the human eye: progress and problems. *Optom Vis Sci* 2006;83:335-345.
24. Bellucci R, Morselli S. Optimizing higher-order aberrations with intraocular lens technology. *Curr Opin Ophthalmol* 2007;18(1):67-73.
25. Padmanabhan P, Yoon G, Porter J, et al. Wavefront aberrations in eyes with AcrySof monofocal intraocular lenses. *J Refract Surg* 2006;22:237-242.
26. Navarro R, Ferro M, Artal P, et al. Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses. *Appl Opt* 1993;32:6359-6367.
27. Miller JM, Anwaruddin R, Straub J, Schwiegerling J. Higher order aberrations in normal, dilated, intraocular lens, and laser in situ keratomileusis corneas. *J Refract Surg* 2002;18:S579-S583.
28. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Piers PA. Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Refract Surg* 2002;18:692-696.
29. Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Functional vision, wavefront sensing, and cataract surgery. *Int Ophthalmol Clin* 2003;43:79-91.
30. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Piers PA. Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:986-992.
31. Packer M. Evaluation of a modified prolate surface IOL with the WASCA Analyzer. Publication No: 000000-1276-350. Jena, Germany: Carl Zeiss Meditec;2003.
32. Cheng X, Bradley A, Thibos LN. Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics. *J Vision* 2004;4:310-321.
33. Levy Y, Segal O, Avni I, Zadok D. Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision. *Am J Ophthalmol* 2005;139:225-228.
34. Pandita D, Raj SM, Vasavada VA, et al. Contrast sensitivity and glare disability after implantation of AcrySof IQ Natural aspherical intraocular lenses: prospective randomized masked clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 2007;33(4):603-10.
35. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, et al. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg* 2002;18:683-691.
36. Hayashi K, Harada M, Hayashi H, et al. Decentration and tilt of polymethyl methacrylate, silicone, and acrylic soft intraocular lenses. *Ophthalmology* 1997;104:793-798.
37. Wang M-C, Woung L-C, Hu C-Y, et al. Position of poly(methyl methacrylate) and silicone intraocular lenses after phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1653-1657.
38. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, et al. Comparison of decentration and tilt between one piece and three piece polymethyl methacrylate intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 1998;82:419-422.
39. Kimura W, Kimura T, Sawada T, et al. Postoperative decentration of three piece silicone intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:1277-1280.
40. Hwang IP, Clinch TE, Moshfahar M, et al. Decentration of 3-piece versus platehaptic silicone intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1505-1508.
41. Schwenn O, Kottler U, Krummenauer F, et al. Effect of large positioning holes on capsule fixation of plate-haptic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1778-1785.
42. Rynders M, Lidkea B, Chisholm W, et al. Statistical distribution of foveal transverse chromatic aberration, pupil centration, and angle in a population of young adult eyes. *J Opt Soc Am A* 1995;12:2348-2357.
43. Altmann GE, Nichamin LD, Lane SS, Pepose JS. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(3):574-85.
44. Rocha KM, Soriano ES, Chamon W, Chaita MR, Nose W. Spherical aberration and depth of focus in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: a prospective randomized study. *Ophthalmology* 2007;18. [Epub ahead of print]
45. Beiko GH, Haigis W, Steinmueller A. Distribution of corneal spherical aberration in a comprehensive ophthalmology practice and whether keratometry can predict aberration values. *J Cataract Refract Surg* 2007;33(5):848-58.
46. Grimson JM, Schallhorn SC, Kaupp SE. Contrast sensitivity: establishing normative data for use in screening prospective naval pilots. *Aviat Space Environ Med* 2002;73(1):28-35.
47. Mainster MA. Spectral transmittance of intraocular lenses and retinal damage from intense light sources. *Am J Ophthalmol* 1978;85(2):167-70.
48. Taylor HR, West S, Munoz B, Rosenthal FS, Bressler SB, Bressler NM. The long-term effects of visible light on the eye. *Arch Ophthalmol* 1992;110(1):99-104.
49. Braunstein RE, Sparrow JR. A blue-blocking intraocular lens should be used in cataract surgery. *Arch Ophthalmol* 2005;123(4):547-9.
50. Delori FC, Goger DG, Dorey CK. Age-related accumulation and spatial distribution of lipofuscin RPE of normal subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1855-1866.
51. Holz FG, Bellman C, Staudt S, Schutt F, Volcker HE. Fundus autofluorescence and development of geographic atrophy in age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1051-1056.
52. Sparrow JR, Nakanishi K, Parish CA. The lipofuscin fluorophore A2E mediates blue light-induced damage to retinal pigmented epithelial cells. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000;41:1981-1989.
53. Sparrow JR, Cai B. Blue light-induced apoptosis of A2E-containing RPE: involvement of caspase-3 and protection by Bcl-2. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1356-1362.
54. Sparrow JR, Zhou J, Ben-Shabat S, Vollmer H, Itagaki Y, Nakanishi K. Involvement of oxidative mechanisms in blue light induced damage to A2E-laden RPE. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:1222-1227.
55. Sparrow JR, Vollmer-Snarr HR, Zhou J, et al. A2E-epoxides damage DNA in retinal pigment epithelial cells: vitamin E and other antioxidants inhibit A2E-epoxide formation. *J Biol Chem* 2003;278:18207-18213.
56. Sparrow JR, Zhou J, Cai B. DNA is a target of the photodynamic effects elicited in A2E-laden RPE by blue light illumination. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003;44:2245-2251.
57. Dillon J, Zheng L, Merriam JC, Gaillard ER. Transmission of light to the aging human retina: possible implications for age related macular degeneration. *Exp Eye Res* 2004;79(6):753-9.
58. The Eye Disease Case-Control Study Group. Risk factors for neovascular age-related macular degeneration. *Arch Ophthalmol* 1992;110(12):1701-8.
59. Hirvela H, Luukinen H, Laara E, Sc L, Laatikainen L. Risk factors of age-related maculopathy in a population 70 years of age or older. *Ophthalmology* 1996;103(6):871-7.
60. Darzins P, Mitchell P, Heller RF. Sun exposure and age-related macular degeneration. An Australian case-control study. *Ophthalmology* 1997;104(5):770-6.
61. Delcourt C, Carriere I, Ponton-Sanchez A, et al. POLA Study Group. Light exposure and the risk of age-related macular degeneration: the Pathologies Oculaires Liees a l'Age (POLA) study. *Arch Ophthalmol* 2001;119(10):1463-8.
62. McCarty CA, Mukesh BN, Fu CL, Mitchell P, Wang JJ, Taylor HR. Risk factors for age-related maculopathy: the Visual Impairment Project. *Arch Ophthalmol* 2001;119(10):1455-62.
63. Clemons TE, Milton RC, Klein R, et al. Age-Related Eye Disease Study Research Group. Risk factors for the incidence of Advanced Age-Related Macular Degeneration in the Age-Related Eye Disease Study (AREDS) AREDS report no. 19. *Ophthalmology* 2005;112(4):533-9.
64. Pollack A, Bukelman A, Zalish M, Leiba H, Oliver M. The course of age-related macular degeneration following bilateral cataract surgery. *Ophthalmic Surg Lasers* 1998;29(4):286-94.
65. Klein R, Klein BEK, Wong TY, Tomany SC, Cruickshanks KJ. The association of cataract and cataract surgery with the long-term incidence of age-related maculopathy. *Arch Ophthalmol* 2002;120:1551-1558.
66. Mainster MA, Sparrow JR. How much blue light should an IOL transmit? *Br J Ophthalmol* 2003;87(12):1523-9.
67. Mainster MA. The spectra, classification, and rationale of ultraviolet-protective intraocular lenses. *Am J Ophthalmol* 1986;102(6):727-32.
68. Pauley SM. Lighting for the human circadian clock: recent research indicates that lighting has become a public health issue. *Med Hypotheses* 2004;63(4): 588-96.
69. Boettner EA, Wolter JR. Transmission of the ocular media. *Invest Ophthalmol* 1962;1:776-783.
70. Marshall J, Cionni RJ, Davison J, et al. Clinical results of the blue-light filtering AcrySof Natural foldable acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(12):2319-23.
71. Espindle D, Crawford B, Maxwell A, et al. Quality-of-life improvements in cataract patients with bilateral blue light-filtering intraocular lenses: clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(10):1952-9.
72. Weinand F, Jung A, Stein A, Pflutzner A, Becker R, Pavlovic S. Rotational stability of a single-piece hydrophobic acrylic intraocular lens: new method for high-precision rotation control. *J Cataract Refract Surg* 2007;33(5):800-3.

Réunion scientifique à venir

10 au 13 novembre 2007

11^e Réunion annuelle de l'American Academy of Ophthalmology

Nouvelle-Orléans, Louisiane

Renseignements : www.aao.org

Le Dr Khan déclare qu'il n'a aucune divulgation à faire en association avec le contenu de cet article.

Les avis de changement d'adresse et les demandes d'abonnement pour *Ophthalmologie – Conférences Scientifiques* doivent être envoyés par la poste à l'adresse C.P. 310, Succursale H, Montréal (Québec) H3G 2K8 ou par fax au (514) 932-5114 ou par courrier électronique à l'adresse info@snellmedical.com. Veuillez vous référer au bulletin *Ophthalmologie – Conférences Scientifiques* dans votre correspondance. Les envois non distribuables doivent être envoyés à l'adresse ci-dessus.
Poste-publications #40032303

La version française a été révisée par le professeur Pierre Lachapelle, Montréal.

L'élaboration de cette publication a bénéficié d'une subvention à l'éducation de

Novartis Ophthalmics

© 2007 Département d'ophtalmologie et des sciences de la vision, Faculté de médecine, Université de Toronto, seul responsable du contenu de cette publication. Édition : SNELL Communication Médicale Inc. avec la collaboration du Département d'ophtalmologie et des sciences de la vision, Faculté de médecine, Université de Toronto. ^{MD}Ophthalmologie – Conférences Scientifiques est une marque déposée de SNELL Communication Médicale Inc. Tous droits réservés. L'administration d'un traitement thérapeutique décrit ou mentionné dans *Ophthalmologie – Conférences scientifiques* doit toujours être conforme aux renseignements d'ordonnance approuvés au Canada. SNELL Communication Médicale se consacre à l'avancement de l'éducation médicale continue de niveau supérieur.