

Ophthalmologie^{MD}

Conférences scientifiques

2014
Volume 10, numéro 6

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

Correction chirurgicale de la presbytie : mise au point sur les nouvelles techniques

PAR RAYMOND STEIN, M.D., FRCSC ET REBECCA STEIN, B.Sc., MBCHB (CANDIDAT)

La correction chirurgicale de la presbytie est un domaine qui fait l'objet d'intenses recherches et développement. Bien qu'il soit idéal de prévenir ou d'inverser le durcissement du cristallin, ce n'est pas actuellement une option thérapeutique qui puisse être envisagée. Au cours des dernières années, de nombreuses procédures chirurgicales différentes ont été mises au point pour permettre la vision de près. Dans le présent numéro d'*Ophthalmologie – Conférences scientifiques*, nous donnons un aperçu des techniques et des dispositifs associés utilisés ou développés actuellement pour le traitement de la presbytie. Tous les patients candidats à la chirurgie réfractive et de la cataracte doivent connaître les avantages et les inconvénients des diverses opérations de la presbytie. Bien que la technologie continue à progresser, les options actuelles de correction de la vision presbyte offrent des avantages cliniques réels.

Au cours de la dernière décennie, les progrès effectués dans la chirurgie réfractive ont significativement amélioré le traitement de la myopie, de l'hypermétropie et de l'astigmatisme. La correction chirurgicale de la presbytie est considérée comme la plus grande avancée en chirurgie réfractive. La presbytie est la réduction graduelle de l'amplitude de l'accommodation avec l'âge qui commence dès le début de l'adolescence et finit à la soixantaine avec la perte complète de la capacité à modifier la puissance de l'œil¹. Des mesures correctrices deviennent nécessaires lorsque le punctum proximum d'une personne a atteint une distance inconfortable.

La presbytie, qui signifie littéralement « vieil œil » est l'affection oculaire la plus courante dans le monde. Avec la longévité croissante, la plupart des individus dans les pays occidentaux seront presbytes pendant presque la moitié de leur vie. La presbytie touche actuellement près de 2 milliards de personnes dans le monde². C'est probablement Aristote (384-322 av. J-C)³ qui a fait la première référence connue sur la presbytie en qualifiant la personne qui en souffrait de *presbyte* (qui signifie « vieil homme » en grec). La physiopathologie de base impliquée dans son développement a fait l'objet de controverses pendant des siècles. Le traitement de la presbytie consistait principalement en des lunettes de lecture ou des lentilles de contact. Cependant, les lunettes de lecture permettent une vision claire uniquement à une distance donnée et les lunettes à double foyer peuvent être difficiles à utiliser, car le patient doit diriger ses yeux vers le bas au lieu d'incliner la tête vers le bas. Les professionnels de soins oculaires et les patients cherchent une technique sûre et efficace pour remplacer l'accommodation et restituer ainsi le champ de vision complet dont on bénéficie généralement avant l'âge de 40 ans. En plus de l'objectif d'une meilleure vision de près et de loin, il est important de fournir une vision intermédiaire fonctionnelle. Pour travailler à l'ordinateur, utiliser un tableau de bord, se regarder dans le miroir, effectuer un travail de bureau et avoir une interaction visuelle avec autrui, une vision intermédiaire claire non corrigée est un atout.

Actuellement, toutes les approches chirurgicales et non chirurgicales pour corriger la presbytie sont considérées comme un compromis entre un effet positif et négatif, étant donné qu'il n'existe pas de traitement de la cause, c'est-à-dire le rétablissement de la souplesse du cristallin. Il est important de garder à l'esprit que les effets indésirables potentiels des interventions chirurgicales (p. ex., la réduction de la sensibilité aux contrastes ou la présence de halos la nuit due à un implant multifocal) doivent être différenciés du risque chirurgical inhérent à toute intervention (p. ex. l'endophtalmie ou l'œdème maculaire cystoïde).

Les chirurgiens spécialisés dans les chirurgies réfractives disposent actuellement de différentes modalités chirurgicales, incluant des technologies bien établies comme le LASIK (kératomileusie assistée par laser *in situ*) ou la création d'une monovision avec l'implantation d'une lentille intraoculaire (LIO). De plus, il existe les implants cornéens, le presbyLASIK, la correction intrastromale avec une technologie de lasers femtosecondes, les implants multifocaux, les implants accommodatifs et les techniques sclérales. Les techniques en développement incluent la photodisruption du cristallin et le remplissage du sac capsulaire.



Ophthalmology & Vision Sciences
UNIVERSITY OF TORONTO

Département d'ophtalmologie et des sciences de la vision

Sherif El-Defrawy, M.D.

Professeur et président

Jeffrey Jay Hurwitz, M.D.

Rédacteur,

Ophthalmologie – Conférences scientifiques

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

Peter J. Kertes, M.D.

Ophtalmologiste en chef

University Health Network

Toronto Western Hospital Division

Robert G. Devenyi, M.D.

Ophtalmologiste en chef

Kensington Eye Institute

Sherif El-Defrawy, 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.

Disponible sur Internet à : www.ophtalmologieconferences.ca

Le problème sous-jacent

Des études physiologiques modernes confirment la théorie de Helmholtz selon laquelle le durcissement progressif du cristallin est à la base de la perte de l'accommodation liée à l'âge⁴. Il a été établi la théorie selon laquelle lorsque les yeux s'accommodent, le muscle ciliaire se contracte, réduisant la tension sur les zonules qui recouvrent l'espace péri-cristallinien situé entre l'équateur du cristallin et le corps ciliaire. Cela libère la tension au niveau de la région équatoriale sur la capsule du cristallin et permet à cette capsule élastique de se contracter, entraînant une augmentation du diamètre antéro-postérieur du cristallin et une augmentation de sa puissance optique. De nombreuses études qui se fondent sur la théorie de Helmholtz ont tenté d'expliquer la perte du pouvoir d'accommodation des yeux avec l'âge. Certains suggèrent une perte de zonules ou de l'élasticité de la capsule avec l'âge⁶. Ainsi, lorsque les zonules sont relâchées, le cristallin ne peut pas modifier sa forme⁵, et les rapports s'opposent sur la question de savoir si le muscle ciliaire s'atrophie avec l'âge⁶.

Le traitement idéal de la perte de fonctionnalité du cristallin consiste à prévenir ou à inverser le durcissement. Malheureusement, il est impossible de réaliser l'une ou l'autre de ces options thérapeutiques. Les interventions chirurgicales pour traiter la presbytie sont conçues pour intervenir sur la sclère, la cornée ou le cristallin.

Interventions chirurgicales correctrices

Interventions sclérales

Les interventions sclérales réalisées avec une lame, un laser et/ou l'insertion d'implants scléraux consistent en l'augmentation de la distance entre l'équateur du cristallin et le muscle ciliaire, ce qui augmente la tension zonulaire⁷. Cependant, les mécanismes sous-jacents à ce concept doivent encore être démontrés. Selon Schachar⁷, la croissance du cristallin sans croissance concomitante d'autres structures oculaires inhibe physiquement le mouvement nécessaire à l'accommodation. Une sclérotomie, réalisée avec une lame ou un laser, donnerait au cristallin davantage de place pour l'accommodation. Cependant, des études physiologiques ont montré que le cristallin n'a pas plus d'espace pour se déplacer et en outre, ne se déplace pas vers sa région équatoriale. Certains des résultats positifs initiaux obtenus avec la procédure d'expansion sclérale peuvent être dus à la multifocalité induite, qui a amélioré la vision de près. Les résultats cliniques produits par les bandes d'expansion sclérale ont été non durables et non prévisibles⁸⁻¹⁰. De plus, les risques potentiels des interventions sclérales incluent le danger de perforation, de décollement de la rétine, d'hémorragie choroïdienne ou rétinienne et d'ischémie, et les implants scléraux augmentent le risque d'infection et sont associés à un risque de migration et d'extrusion.

Une nouvelle intervention au laser vise à corriger la presbytie en modifiant le complexe scléro-ciliaire. Elle utilise un laser au grenat d'yttrium et d'aluminium dopé à l'erbium pour l'ablation à une profondeur de 90 % de la sclère et à une largeur de 600 µm, dans le but de libérer le muscle ciliaire, afin qu'il se contracte normalement¹¹. Les spots sont délivrés selon un schéma matriciel de neuf spots laser dans chaque quadrant oblique. Après la réalisation des microexcisions, un agent de remplissage à biomatrice de collagène est appliqué pour remplir les excisions, afin de prévenir la fibrose et de maintenir la perméabilité des ablations. Hipsley et ses collègues¹² ont rapporté le rétablissement de l'accommodation de 1,25-1.50 D dans 135 yeux, qui est restée stable pendant 18 mois. Ils ont également rapporté que 89 % des patients présentaient une acuité visuelle (AV) de près non corrigée de

J3 ou mieux après l'intervention et ne présentaient pas une perte significative d'AV de loin. Des essais cliniques plus importants sont en cours, afin de corroborer ces résultats initiaux.

Interventions cornéennes

PresbyLASIK

Il existe deux principales approches pour créer une multifocalité cornéenne avec le LASIK. Le presbyLASIK périphérique augmente la gamme de la pseudoaccommodation, alors que le presbyLASIK central crée une vision bifocale. Bien que des aberrations d'ordre supérieur soient responsables de la diminution de la qualité de la vision, elles peuvent augmenter la profondeur de champ pour améliorer la vision de près. La quantité d'aberrations bénéfiques semble varier d'un patient à l'autre.

Dans le presbyLASIK périphérique, la profondeur de champ est accrue par l'ablation de la cornée périphérique, produisant une asphérité périphérique négative. Dans cette intervention, le centre de la cornée est conservé pour la vision de loin, alors que la cornée périphérique sert pour la vision de près¹³⁻¹⁵. La correction de la presbytie obtenue grâce à ce profil d'ablation est significativement influencée par le diamètre de la pupille. Si la pupille se dilate, comme dans l'obscurité, une plus grande surface de la pupille est couverte par la correction de la vision de près et la vision de loin peut être compromise. Inversement, si la pupille devient miotique, la vision de près est réduite.

Le presbyLASIK central implique la création d'une zone hyperpositive pour la vision de près dans la cornée centrale, ce qui produit une surface qui fonctionne de façon similaire à une LIO réfractive multifocale^{16,17}. Ce type de profil d'ablation dépend du diamètre de la pupille pour la correction de la presbytie. La construction de la pupille améliore la vision de près au détriment de la vision de loin. L'un des principaux avantages de cette technique est que l'on doit faire l'ablation de moins de tissu qu'avec la technique périphérique.

Les résultats cliniques pour le presbyLASIK périphérique¹³⁻¹⁵ et central^{16,17} ont démontré un pourcentage élevé de patients obtenant une AV de loin de 20/25 et J2. D'autres études sont nécessaires pour déterminer le succès à long terme de ces techniques et pour évaluer la qualité de la vision dans des conditions de faible lumière et de faible contraste.

Implants cornéens

Au fil des ans, de nombreux défis ont dû être relevés pour développer des implants cornéens. Un implant cornéen cliniquement réussi doit être mince, avoir un petit diamètre, fournir une perméabilité nutritionnelle et liquidienne adéquate et être inséré relativement profondément dans la cornée de l'œil non dominant sous un lambeau ou dans une poche. Les implants intrastromaux imperméables peuvent entraver le métabolisme cornéen et entraîner un amincissement de la couche sus-jacente. L'apport adéquat en glucose de l'humeur aqueuse, antérieurement à l'implant, est essentielle pour prévenir la nécrose stromale antérieure. L'implantation superficielle peut entraîner des changements marqués de la courbure de la surface. Les implants peuvent également être utilisés chez les patients ayant un implant pseudophaque monofocal et chez les patients qui sont devenus presbytes après correction de leur vision au laser.

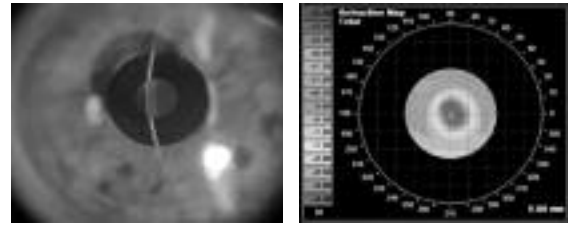
Les avantages des implants cornéens intrastromaux pour le traitement de la presbytie incluent la réversibilité potentielle, la facilité d'implantation et l'avantage potentiel de les combiner avec d'autres interventions réfractives pour permettre la correction simultanée de l'acuité visuelle de loin. Les

implants cornéens intrastromaux initiaux ont entraîné des complications, à savoir une opacification, une vascularisation, une kératolyse et une décentration de la cornée. Les progrès réalisés dans la technologie des implants cornéens sont dus aux matériaux ayant une meilleure biocompatibilité, aux lasers femtoseconde qui facilitent la création de poches intrastromales et à une meilleure compréhension du processus de cicatrisation des plaies. Le succès de cette technologie dépendra d'études à long terme démontrant la biocompatibilité et les excellents résultats réfractifs. Un résumé des détails et des caractéristiques des implants cornéens actuellement disponibles est présenté dans le Tableau 1.

L'implant cornéen Kamra^{MC} (Figure 1A) est conçu pour augmenter la profondeur de champ dans l'œil implanté. L'implant peut améliorer la vision de près et intermédiaire sans impact significatif sur l'acuité visuelle à distance. L'implantation peut être combinée à une ablation au laser excimer, afin de corriger simultanément une erreur de réfraction et la presbytie. L'implant est inséré sur la ligne de vision, ou dans les cas où il existe une déviation importante, entre la ligne de vision et le centre de la pupille, une position intermédiaire est définie. Seyeddain et ses collaborateurs¹⁸ ont constaté que 96,9 % des patients (N = 32 yeux) pouvaient lire J3 ou mieux dans les yeux implantés après 24 mois. Yilmaz et ses collaborateurs¹⁹ ont établi que l'AV de près non corrigée (AVPNC) moyenne s'était améliorée de J6 avant l'intervention à J1 + 12 mois après l'implantation chez 39 patients presbytes (12 étaient naturellement amétropes et 27 présentaient une amétropie due à une opération LASIK pour hypermétropie). On n'a noté aucune modification significative de l'AV de loin non corrigée (AVLNC) moyenne dans des yeux implantés. À quatre ans²⁰, tous les patients avaient conservé une amélioration ≥ 2 lignes de la vision de près sans perte significative de la vision de loin.

L'implant cornéen Raindrop^{MC} (Figure 1B) est conçu pour améliorer la vision de près et intermédiaire en modifiant la courbure de la cornée. L'implant utilise une hypercambrure centrale pour la vision de près et ne modifie pas la courbure de la région plus périphérique de la cornée pour la vision intermédiaire et de loin. Le matériau a un indice réfractif et une teneur en eau similaires à ceux de la cornée humaine. L'acuité visuelle de loin est modifiée de façon minime, étant donné que les rayons lumineux paracentraux à l'implant de

Figures 1A,B: Implants cornéens



1A. Implant Kamra[®] : l'implant cornéen à petite ouverture améliore la profondeur de champ comme un objectif à ouverture fixe. 1B. Implant Raindrop[®] : l'implant cornéen transparent de 2 mm augmente la puissance de la cornée centrale pour permettre la vision de près.

2 mm demeurent principalement axés sur la rétine, en particulier avec la pupille dilatée de moitié ou totalement. La constriction de la pupille crée un effet pseudoaccommodatif utilisant les parties inclinées et centrale de la cornée pour focaliser les rayons lumineux pour la vision de près. Les données à six mois provenant d'une étude par Slade et ses collaborateurs²¹ auprès de 30 presbytes emmétropes ont montré que l'AVPNC de l'œil traité était de 20/25 et J1, ce qui correspond à une amélioration de 4 lignes. L'AV intermédiaire non corrigée (AVINC) dans l'œil traité s'est amélioré pour atteindre 20/25, ce qui représente une amélioration de 2 lignes. Aucun patient n'a perdu ≥ 2 lignes d'AV de près et de loin corrigée. Dans une étude antérieure chez l'animal²², les yeux implantés sont demeurés clairs et n'ont pas réagi à l'implant cornéen. Les cornées étaient claires à l'examen à la lampe à fente à un an et les données histologiques suggéraient que l'implant était inerte.

FlexiVue Microlens^{MC} est le seul implant qui utilise une addition de puissance réfractive. La lentille est fabriquée en polymère hydrophile et est disponible en puissances réfractives +1,5 à 3,5 D. Dans une étude menée par Bouzoukis et ses collaborateurs²³ auprès de 43 patients ayant une AVLNC moyenne avant l'intervention de 20/20 et une AVPNC de 20/50, l'AVPNC moyenne a augmenté après une semaine chez tous les patients. Après 1 an, 98 % des patients avaient une AVPNC de J2 ou mieux, alors que l'AVLNC était $\geq 20/40$ pour 93 % des yeux opérés.

Icolens^{MC} est l'implant cornéen en développement le plus récent et est conçu pour créer un effet multifocal en utilisant un hydrogel acrylique hydrophile. Cette lentille combine une zone centrale neutre avec une zone optique périphérique de 3 D. Comme une lentille intraoculaire multifocale, cet implant bifocal produit deux images simultanées sur la rétine. La puissance réfractive positive périphérique de l'implant produit la vision de près. Dans une étude menée par Kohnen et O'Keefe²⁴, 60 % des 52 implants ont gagné ≥ 2 lignes en AV de près et 34 % ont gagné ≥ 3 lignes. Chez plus de la moitié (52 %) des patients, l'AVLNC n'a pas changé, 30 % ont perdu 1 à 2 lignes et aucun patient n'a perdu > 2 lignes. Aucune complication cornéenne et aucun événement indésirable n'est survenu. Des résultats cliniques ultérieurs seront colligés afin de déterminer la satisfaction des patients et le niveau d'innocuité.

Traitement intrastromal cornéen au laser femtoseconde (technique Intracor[®])

La technique Intracor[®] utilise un laser femtoseconde pour réaliser cinq anneaux concentriques dans le stroma, afin d'accroître la courbure cornéenne centrale et de corriger la presbytie. Aucune incision de l'épithélium ou de la couche de

	Kamra ^{MC}	Raindrop ^{MC}	FlexiVue Microlens ^{MC}	Icolens ^{MC}
Procédure	Monovision modifiée	Monovision modifiée	Monovision modifiée	Mono-vision modifiée
Principe d'action	Augmente la profondeur de champ	Augmente la courbure cornéenne antérieure	Modifie l'indice réfractif	Effet multifocal
Chirurgie	Poche ou lambeau	Lambeau	Poche	Poche
Profondeur stromale (μm)	200	120	280–300	280–300
Épaisseur de l'implant (μm)	10	25	15–20	15
Diamètre (mm)	3,8	2	3,2	3,0 m
Transparence	Non	Oui	Oui	Oui

Bowman n'est effectuée. L'intervention dure environ 15 à 20 secondes et commence au centre par la réalisation d'un anneau de 1,8 mm de diamètre, puis d'anneaux vers la périphérie. La formation de ces anneaux intrastromaux produit une modification biomécanique localisée qui modifie la courbure de la cornée, afin d'améliorer la vision de près^{25,26}. L'intervention est généralement réalisée dans l'œil non dominant. Immédiatement après l'intervention, les anneaux intrastromaux sont clairement visibles à l'examen à la lampe à fente en raison de bulles de gaz de cavitation engendrées par la photodisruption. Ces bulles de gaz disparaissent après quelques heures et les anneaux sont à peine visibles après quelques semaines.

Le traitement intrastromal au laser femtoseconde a été décrit pour la première fois en 2009 par Ruiz et ses collègues²⁶, qui rapportaient que les 83 yeux étudiés avaient une AVPNC améliorée avec une modification minimale ou nulle de l'AVLNC six mois après l'intervention. Après 12 mois, 22 yeux avaient une AVPNC de J1. Deux yeux ont perdu 2 lignes d'AV de loin corrigée à six mois, aucun d'eux ne faisait partie des 22 yeux ayant présenté une amélioration de l'AV de près à 12 mois. Une étude menée par Holzer et ses collaborateurs²⁷ (N = 58 patients) a révélé que l'AVPNC s'est améliorée en moyenne de 4 lignes après 1 an. Des données sur 18 mois portant sur 25 patients ont montré que le gain médian de 5 lignes de vision de près et l'accentuation de la courbure cornéenne demeuraient stables²⁸. Le traitement intrastromal au laser femtoseconde a également été associé à des effets indésirables significatifs. Holzer et ses collaborateurs²⁸ ont observé que 7,1 % de leurs patients ont perdu ≥ 2 lignes de la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC) de loin, 11,5 % ont perdu ≥ 2 lignes de la MAVC de près et 19,6 % n'étaient pas satisfaits du résultat à 12 mois. Cette perte de la MAVC de loin est particulièrement préoccupante, et des données à long terme sur cette intervention sont nécessaires pour identifier le risque d'instabilité réfractive, ainsi que la réduction potentielle de la sensibilité au contraste et les troubles de la vision nocturne.

Monovision

Monovision classique

La monovision est une procédure bien établie en chirurgie réfractive. La technique par laquelle l'œil dominant est corrigé pour la vision de loin alors que l'œil non dominant est corrigé pour la vision de près représente la toute première tentative chirurgicale pour traiter la presbytie. La monovision peut être obtenue par la chirurgie réfractive cornéenne (monovision par LASIK ou kératoplastie photoréfractive). Avant de pratiquer la monovision, un essai préopératoire avec des lunettes ou des lentilles de contact doit être effectué pour s'assurer que l'anisométrie est tolérée. Le taux de succès chez les patients pseudophaques est relativement élevé, variant de 64 à 100 %²⁹. Les principales difficultés de la technique de monovision sont liées à la réduction de la stéréopsie due à l'anisométrie et de la vision trouble pendant la conduite nocturne. Une paire de lunettes pour la conduite nocturne est utile pour améliorer la fonction visuelle. Les limites incluent la perte de la fusion due à l'anisométrie entre les deux yeux, une mauvaise vision intermédiaire, une sensibilité au contraste binoculaire réduite et une stéréoacuité réduite. Cependant, des études récentes ont démontré que nombre de ces limites peuvent être évitées en limitant l'anisométrie à 1,25 D ou 1,5 D^{29,30}. Il est intéressant de noter que la monovision induite par la chirurgie réfractive peut être tolérée par une plus grande proportion de patients (92 %) que la monovision induite par des lentilles de contact (60 %)³¹. On n'a pas établi clairement si cela était dû aux problèmes liés au port et à la tolérance des lentilles de contact.

Le traitement Laser Blended Vision

Le traitement *Laser Blended Vision* combine des éléments de monovision avec une augmentation de la profondeur de champ par l'augmentation de l'aberration sphérique. Un profil d'ablation au laser excimer sophistiqué est utilisé pour induire une aberration sphérique dans les limites d'une certaine gamme de puissance, afin d'atténuer la sensibilité au contraste qui a un effet néfaste et la qualité de la vision. La technique a démontré une fusion binoculaire et une stéréoacuité fonctionnelle satisfaisantes comparativement à la monovision classique ou traditionnelle^{32,33}. Reinstein et ses collaborateurs³⁴ ont démontré que 94 % des myopes, 80 % des hypermétropes et 92 % des emmétropes ont une acuité visuelle de 20/25 et J2.

Procédures intraoculaires

La technologie des LIO continue de progresser avec le développement des lentilles multifocales et accommodatives (Tableau 2). Chaque type de LIO a des avantages et des inconvénients évidents. Une évaluation préopératoire de la personnalité et des besoins du patient est essentielle pour déterminer le succès de la technologie des LIO pour la presbytie.

LIO multifocales

Les LIO multifocales corrigeant la presbytie ont démontré un certain nombre d'avantages, incluant l'inutilité de porter des lunettes, une bonne acuité visuelle de près et une meilleure acuité visuelle intermédiaire, la profondeur de champ, une implantation facile, la stabilité à long terme du sac capsulaire à long terme et l'amélioration des symptômes d'éblouissement et de halos avec la neuroadaptation. Les effets indésirables potentiels incluent une vision intermédiaire limitée, une sensibilité au contraste réduite comparativement aux lentilles accommodatives et monofocales et les phénomènes dysphotopiques, tels que l'éblouissement, les halos et les problèmes de vision nocturne³⁵⁻⁴⁰. Dans plusieurs études, plus de 90 % des patients ont affirmé qu'ils choisiraient

Tableau 2 : Lentilles intraoculaires multifocales et accommodatives au Canada

	Type	Statut réglementaire au Canada	Sensibilité au contraste
AcrySof® ReSTOR® +3.0 D + 2.5 D	Multifocale – apodisée	Approuvée	Diminution Diminution
Tecnis® Multifocal	Multifocale – non apodisée	Approuvée	Diminution
AT LISA® 809	Multifocale – non apodisée	Accès spécial	Diminution
Lentis® Mplus +3,0 D +1,5 D	Asymétrique multifocale	Approuvée	Légère diminution Aucun effet
FineVision®	Asymétrique multifocale	Accès spécial	Légère diminution
Crystalens®	Accommodative	Approuvée	Aucun effet
Synchrony®	Accommodative	Accès spécial	Aucun effet
FluidVision®	Accommodative	Stade de la recherche	Aucun effet
Sapphire AutoFocal®	Accommodative	Stade de la recherche	Aucun effet

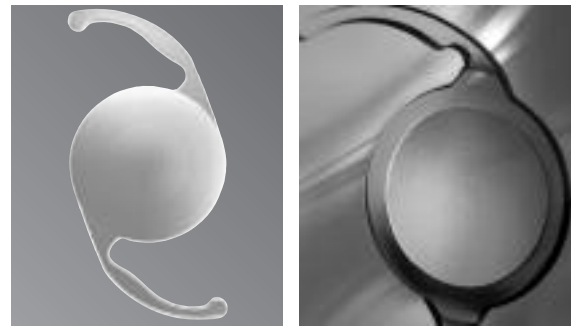
aient de nouveau d'avoir la même LIO implantée. Pour les patients insatisfaits, la cause a pu généralement être identifiée et corrigée dans la plupart des cas. Comparativement aux LIO accommodatives, une réduction de la sensibilité aux contrastes peut constituer un handicap pour les LIO multifocales chez certains patients qui effectuent des activités nécessitant un faible éclairage. L'éblouissement et les halos peuvent être moins prévalents avec les nouvelles conceptions asphériques.

Les LIO multifocales sont conçues de façon à avoir plusieurs points focaux, ce qui crée de multiples images à différentes longueurs focales. Habituellement, les patients perçoivent uniquement l'image d'intérêt qu'ils focalisent. Les LIO multifocales peuvent être divisées en lentilles réfractives et diffractives. L'utilisation d'implants multifocaux devrait être découragée chez les patients qui présentent une dystrophie de la membrane basale épithéliale et une maladie maculaire, telle que la dégénérescence maculaire liée à l'âge ou la présence d'une membrane épitréminienne. Les personnes ayant une forte hypermétropie peuvent faire face à des difficultés en raison du grand angle kappa positif qui peut entraîner une intolérance multifocale. Les patients recevant des implants multifocaux doivent savoir que la neuroadaptation à la vision nouvellement créée peut prendre jusqu'à 6 mois.

Les *LIO multifocales diffractives* utilisent des zones diffractives ou des paliers microscopiques sur la surface de la lentille⁴¹. Lorsque la lumière rencontre ces paliers, elle est dirigée vers les foyers de la vision de près et de loin. La quantité de lumière dirigée vers le foyer de la vision de près est directement liée à la hauteur des paliers en proportion de la longueur d'onde. À une hauteur de palier d'une longueur d'onde, toute la lumière sera dirigée vers le foyer de la vision de près, alors qu'une hauteur de palier de moins d'une longueur d'onde dirigera un plus grand nombre de particules de lumière vers le foyer de la vision de loin. Ce principe fondamental est important pour comprendre les différences dans la conception des deux types de LIO multifocales diffractives : apodisées et non apodisées.

Une lentille apodisée comprend des paliers diffractifs de hauteur progressivement décroissante du centre vers la périphérie^{42,43}. En conséquence, lorsque la taille de la pupille augmente, un plus grand nombre de zones diffractives avec des hauteurs de paliers différentes sont exposées et dirigent une plus grande portion des rayons lumineux vers les foyers distants. En théorie, cette conception permet une meilleure vision de loin dans les situations où la lumière est faible, telles que la conduite de nuit. L'implant AcrySof® ReSTOR® a une zone optique diffractive apodisée centrale et une zone réfractive périphérique (Figure 2A). Cette différence régionale est favorable à la vision de loin dans des conditions mésopiques. Les lentilles ReSTOR sont disponibles dans un modèle +3.0, qui fournit une dioptrie de +2.25 à +2.50 D au plan lunettes et dans un modèle +2.5, qui fournit +1.75 à +2.25 D au plan lunettes. Le modèle +2.5 distribue davantage de lumière pour la vision de loin. Il a moins de zones diffractives, une plus grande zone réfractive centrale et un point focal qui est d'environ 0,50 D plus à l'extérieur que le modèle +3.0. Étant donné que la fonction visuelle dépend de la taille de la pupille pour les deux implants, une lecture satisfaisante nécessite suffisamment de lumière pour produire une pupille relativement petite. Fernandez- Vega et ses collaborateurs⁴⁴ ont constaté que l'AVDNC était $\geq 20/25$ pour 224 yeux myopes et hypermétropes (équivalent sphérique moyenne -6.0 D et +3.9 D, respectivement) six mois après l'implantation de ReSTOR. Aucun œil myope n'a perdu ≥ 2 lignes de MAVC de loin, 10 yeux myopes ont gagné 1 ligne et 10 ont gagné ≥ 2 lignes.

Figures 2A,B : LIO multifocales



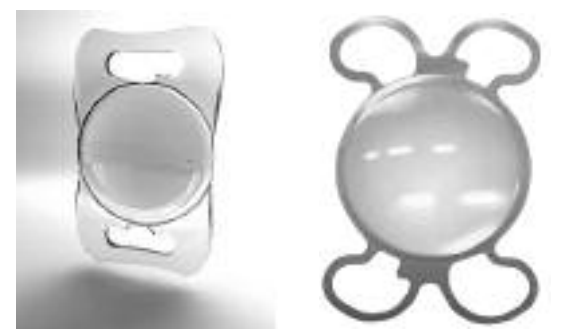
2A. AcrySof® ReSTOR® +3.0 D : conception multifocale diffractive apodisée **2B.** Tecnis® Multifocal : conception multifocale diffractive non apodisée

Dans le groupe hypermétrope, 20 yeux ont gagné 1 ligne et 15 yeux ont gagné ≥ 2 lignes. Aucun œil n'a perdu > 2 lignes de MAVC de près, 10 yeux myopes ont perdu 2 lignes et huit yeux hypermétropes, 15 yeux myopes et 20 yeux hypermétropes ont gagné 1 ligne et cinq et 16 yeux, respectivement, ont gagné 2 lignes.

Les LIO diffractives non apodisées comprennent des paliers diffractifs qui ont une hauteur uniforme de la périphérie vers le centre, ce qui entraîne une quantité égale de lumière vers les foyers de la vision de près et de loin pour tous les diamètres de pupilles⁴². Les deux exemples de LIO multifocales non apodisées sont la LIO Tecnis® Multifocal (Figure 2B) et la LIO AT LISA® 809. Contrairement à ReSTOR, la lentille Tecnis Multifocal comprend des paliers diffractifs non apodisés sur la surface postérieure de la lentille⁴⁵. L'implantation du Tecnis Multifocal a été associée à une AVPNC de J1 pour 93,7 % des 2500 yeux et de J2 pour 98 %⁴⁶. Quarante-vingt-cinq pour cent des yeux ont obtenu une AVLNC $\geq 20/30$. La LIO AT LISA 809, bien que non apodisée, dirige la lumière de façon asymétrique vers les deux points focaux, ce qui est favorable à la vision de loin. Dans une étude de 45 yeux dans laquelle la LIO AT LISA a été implantée, l'AVLNC était de $0,04 \pm 0,15$ logMAR et 98 % des yeux ont obtenu une AVLNC $\geq 20/40$ ⁴⁷. L'AVPNC et l'AVINC était de $0,20 \pm 0,16$ logMAR et de $0,40 \pm 0,16$ logMAR, respectivement.

Les *LIO multifocales rotationnellement asymétriques*. Contrairement aux LIO réfractives et diffractives, qui sont

Figures 3A,B : LIO multifocales rotationnellement asymétriques



3A. LentiS® Mplus +3.0 D : une conception bifocale rotationnellement asymétrique **3B.** FineVision® : une conception trifocale rotationnellement asymétrique

conçues avec une symétrie rotationnelle, une nouvelle catégorie de LIO utilise le concept d'asymétrie rotationnelle⁴⁸. Une de ces lentilles – Lentis® Mplus (Figure 3A) – consiste en une section pour vision de près avec une addition qui rend la LIO indépendante des pupilles de plus de 2 mm de diamètre. C'est un implant monobloc à bords carrés composé de matériau hydrophile d'une puissance de +3.0 D ou avec une addition de + 1.5 D. Dans une étude menée par Venter et ses collaborateurs⁴⁹ sur 9366 yeux (4683 patients), 95 % des yeux ont obtenu une AVLNC $\geq 20/25$ à trois mois. L'AVPNC binoculaire moyenne à trois et six mois était de $0,155 \pm 0,144$ logMAR et $0,159 \pm 0,143$ logMAR, respectivement. Le niveau de satisfaction des patients était très élevé, 97,5 % d'entre eux désirant recommander la procédure. Une autre conception ayant une asymétrie rotationnelle, la LIO FineVision® (Figure 3B), est une lentille trifocale qui combine deux profils diffractifs⁵⁰, un pour la vision de loin et la vision intermédiaire et un pour la vision de loin et la vision de près. Alio et ses collaborateurs⁵¹ ont constaté une AVLNC, une AVPNC et une AVINC de $0,18 \pm 0,13$ logMAR, $0,26 \pm 0,15$ logMAR et $0,20 \pm 0,11$ logMAR, respectivement, dans 40 yeux de 20 patients atteints de cataracte bilatérale. La sensibilité au contraste monoculaire dans des conditions scotopiques était dans les limites de la normale pour une population âgée de plus de 60 ans.

LIO accommodative

Il existe deux conceptions de LIO accommodatives : un système optique simple et un système optique double. Les LIO accommodatives à optique simple modifient la longueur focale du système optique LIO-yeux, sur la base du mouvement antérieur de la lentille et des modifications de l'architecture de la lentille. Les LIO accommodatives à optique double sont conçues sur la base du concept non seulement du mouvement axial, mais également de la modification de la puissance de l'implant, qui change avec la position.

La LIO accommodative Crystalens®, une lentille à optique simple, possède des charnières contiguës à l'haptique de type plaque qui facilitent le mouvement antérieur de la lentille. Les résultats cliniques des lentilles à optique simple ont démontré que 88,4 % des patients ont obtenu $\geq 20/40$ pour la vision de loin, intermédiaire et de près comparativement à 35,9 % avec la LIO standard⁵². On a suggéré qu'un mécanisme responsable de l'accommodation ou de la pseudoaccommodation observée est la souplesse de l'optique même, comme cela est le cas durant l'accommodation du cristallin naturel⁵³.

Une LIO accommodative à optique double utilise une lentille de puissance élevée et négative, généralement placée antérieurement et postérieurement, respectivement⁵⁴. Un exemple est la LIO Synchrony® (Figure 4), dont l'optique antérieure (+ 32.0 D) et postérieure (puissance négative vari-

Figure 4 : LIO accommodative à optique double : deux implants reliés par des anses



able) sont reliées par des anses. Des essais cliniques ont démontré une gamme moyenne accommodative de $3,22 \pm 0,88$ D⁵⁵. Cette lentille nécessite une incision de 3,7 mm qui peut induire un astigmatisme postopératoire.

Quelques nouveaux implants accommodatifs sont actuellement en développement. La lentille FluidVision® contient un liquide permettant d'effectuer des changements accommodatifs. Compte tenu de la contraction physiologique humaine naturelle et de la relaxation du muscle ciliaire, le liquide que l'implant contient permet des changements de forme comme un cristallin pliable avant l'apparition de la presbytie. L'implant est en acrylique et il est rempli d'huile de silicone. Lorsque le muscle du corps ciliaire se contracte et se relâche, des forces sont exercées à travers les zonules et la capsule vers l'implant et le liquide dans les haptiques est poussé vers l'optique entraînant une augmentation de la courbure de la surface antérieure de l'optique. Un prototype de lentille non pliable a été implanté dans 14 yeux voyants en 2010 et une amplitude accommodative moyenne de 5 D a été rapportée⁵⁶. Un autre prototype d'implant, le Sapphire AutoFocal® électroactif, est une lentille électromécanique équipée d'une batterie microscopique qui stimule la modification de la forme dans l'optique lors de la sensation de l'accommodation⁵⁷. Lorsque la pupille change de dimension et devient plus petite, les cristaux liquides à l'intérieur de la lentille sont stimulés par des impulsions électromécaniques, entraînant une modification de la lentille réfractive afin de fournir une dioptrie de lecture de 3 D. Cet implant ne dépend pas du fonctionnement des muscles oculaires et de la contraction du sac capsulaire pour être efficace.

Photodisruption cristallienne par laser femtoseconde

La technologie du laser femtoseconde a révolutionné la chirurgie ophtalmique par sa capacité à fournir des impulsions laser ultracourtes vers un point focal sans interagir avec les tissus oculaires transparents environnants ou causer des lésions collatérales. Ce laser a la capacité de traiter le cristallin de façon précise et non invasive, rétablissement potentiellement l'élasticité du cristallin (Figure 5). L'idée d'une amélioration de l'accommodation avec le laser femtoseconde pour ramollir un noyau dur a été introduite pour la première fois en 1998⁵⁸. La coupe à l'intérieur du cristallin pouvait être réalisée par photodisruption, qui consiste à induire la formation localisée de plasma par laser, suivi d'une onde de choc et d'une

Figure 5: Disruption du cristallin induite par laser. Un laser femtoseconde est utilisé pour couper les fibres du cristallin afin d'améliorer l'accommodation.

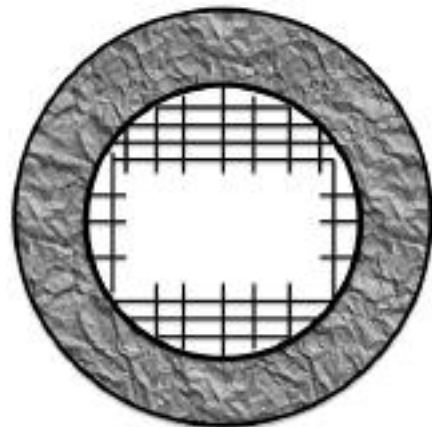


Figure 6 : Procédure de remplissage de la lentille : une tentative de remplacer le contenu du sac capsulaire avec une substance pour améliorer l'accommodation.



bulle de cavitation. L'idée était d'augmenter la souplesse du cristallin et donc de rétablir l'amplitude accommodative. Une étude clinique réalisée en 2011 et un suivi de deux ans ont montré une accommodation de $< 1.0 D^{59}$. Cette modification moyenne minimale suggère que d'autres études sont nécessaires pour déterminer le type de spot laser. Les résultats des études dans lesquelles des algorithmes détaillés ont été élaborés devraient être publiés dans un proche avenir.

Recharge des lentilles

Comme le soutenait Kessler en 1964⁶⁰, une option idéale pour rétablir l'accommodation serait une procédure de recharge des lentilles (Figure 6). Un matériau injectable remplacerait le noyau et le cortex du cristallin en présence d'un muscle ciliaire fonctionnel et de l'intégrité de la capsule et de la zonule. Cette procédure créerait un œil amétrope, entraînerait une augmentation de l'amplitude accommodative et serait viable pendant plusieurs décennies. La capsule rechargée pourrait potentiellement rétablir l'accommodation en imitant les propriétés mécaniques du cristallin naturel jeune. Les études exploratoires de Kessler avec des cristallins de bœufs ont montré que l'amplitude accommodative diminue significativement avec la fibrose capsulaire, ce qui indique que l'élasticité de la capsule est essentielle dans le mécanisme d'accommodation⁶⁰. Il a également été démontré que le volume de matériau injecté est important pour déterminer la réfraction postopératoire⁶¹. Dans des études sur la recharge *in vivo* du cristallin chez l'animal, le développement d'une fibrose capsulaire observée était un obstacle majeur⁶². De plus, le taux de succès des tentatives chirurgicales visant à éradiquer la régénérescence des cellules épithéliales de la région équatoriale du cristallin était limité. Ainsi, à ce jour les techniques de recharge du cristallin n'ont pas réussi à rétablir l'accommodation à long terme.

Résumé

La prévention ou l'inversion du durcissement du cristallin serait une approche idéale pour maintenir ou rétablir l'accommodation. Malheureusement, ce n'est pas actuellement une option thérapeutique viable. De nombreuses interventions chirurgicales différentes ont été développées au cours de ces dernières années afin d'améliorer la vision de près. Ces interventions incluent la chirurgie de la sclère, de la cornée ou du cristallin. Les options chirurgicales les plus courantes incluent la chirurgie lasik monovision, l'échange du cristallin avec une correction par monovision, les implants cornéens, le presbyLASIK et les implants de cristallin multifocaux ou accommodatifs. Tous les patients devant subir une chirurgie réfractive ou de la cataracte doivent connaître les avantages et les inconvénients des diverses interventions pour la presbytie.

Le D^r Stein est directeur médical du Bochner Eye Institute, spécialiste de la chirurgie réfractive et de la cornée, Mount Sinai Hospital, et professeur agrégé, Département d'ophtalmologie et des sciences de la vision, Université de Toronto, Ontario. Madame Stein a obtenu un baccalauréat avec spécialisation (médecine), Bute Medical School, University of St. Andrews, Écosse, Royaume-Uni, et termine son diplôme en médecine à l'Université de Manchester, Royaume-Uni.

References

- Duane A. Normal values of the accommodation at all ages. *JAMA*. 1912;59:1010-1013.
- Fricke TR, Wilson D, Holden BA. Demographics: vision impairment due to uncorrected presbyopia. Dans : Palikaris I, Plainis S, Charman WN, réds. *Presbyopia: Origins, Effects and Treatment*. Thorofare (NJ): Slack; 2012. Chapter 1, pp. 3-9.
- Aristotle. *Problems*. Cambridge (MA): Harvard University Press; 1957.
- Hartridge H. Helmholtz's theory of accommodation. *Br J Ophthalmol*. 1925;9(10):521-523.
- Brown N. The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. *Exp Eye Res*. 1973;15(4):441-459.
- Fisher RF. The force of contraction of the human ciliary muscle during accommodation. *J Physiol*. 1977;270(1):51-74.
- Schachar RA. Theoretical basis for the scleral expansion band procedure for surgical reversal of presbyopia [SRP]. *Compr Ther*. 2001; 27(1):39-46.
- Mathews S. Scleral expansion surgery does not restore accommodation in human presbyopia. *Ophthalmology*. 1999;106(5):873-877.
- Malecaze FJ, Gazagne CS, Tarroux MC, Gorrard JM. Scleral expansion bands for presbyopia. *Ophthalmology*. 2001;108(12):2165-2171.
- Qazi MA, Pepose JS, Shuster JJ. Implantation of sclera expansion band segments for the treatment of presbyopia. *Am J Ophthalmol*. 2002; 134(6):808-815.
- Hipsley AM, inventeur; ACE VISION GROUP INC, assignee. System and Method for Treating Connective Tissue United States patent US 7,871,404. 18 janvier 2011.
- Hipsley AM. Laser ACE procedure for presbyopia. Présenté à l'American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery. San Diego (CA): 27 mars 2011.
- El Danasoury AM, Gamaly TO, Hantera M. Multizone LASIK with peripheral near zone for correction of presbyopia in myopic and hyperopic eyes: 1-year results. *J Refract Surg*. 2009;25(3):296-305.
- Telandro A. The pseudoaccommodative cornea multifocal ablation with a center-distance pattern: a review. *J Refract Surg*. 2009;25(1 Suppl):S156-S159.
- Pinelli R, Ortiz D, Simonetto A, Bacchi C, Sala E, Alio JL. Correction of presbyopia in hyperopia with a center-distance, paracentral-near technique using the Technolas 217z platform. *J Refract Surg*. 2008; 24(5):494-500.
- Jackson WB, Tuan KM, Mintsoulis G. Aspheric wavefront-guided LASIK to treat hyperopic presbyopia: 12-month results with the VISX platform. *J Refract Surg*. 2011;27(7):519-529.
- Jung SW, Kim MJ, Park SH, Joo CK. Multifocal corneal ablation for hyperopic presbyopes. *J Refract Surg*. 2008;24(9):903-910.
- Seyeddain O, Riha W, Hohensinn M, Nix G, Dextl AK, Grabner G. Refractive surgical correction of presbyopia with the Acufocus small aperture corneal inlay: two-year follow-up. *J Refract Surg*. 2010; 26(10):707-715.
- Yilmaz OF, Bayraktar S, Agca A, Yilmaz B, McDonald MB, van de Pol C. Intracorneal inlay for the surgical correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg*. 2008;34(11):1921-1927.
- Yilmaz OF, Alagoz N, Pekel G, et coll. Intracorneal inlay to correct presbyopia: long term results. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(7):1275-1281.
- Slade ST. Early results using the PresbyLens corneal inlay to improve near and intermediate vision in emmetropic presbyopes. Présenté au XXVIII congrès de l'European Society of Cataract & Refractive Surgery. Paris (France): 4-8 septembre 2010.
- Sharma GD, Porter T, Holliday K, et coll. Sustainability and biocompatibility of the PresbyLens® corneal inlay for the correction of presbyopia. Présenté à l'ARVO 2010. Fort Lauderdale (FL): May 2, 2010. Affiche D1015.

23. Bouzoukis DI, Kymionis GD, Panagopoulou SI, et coll. Visual outcomes and safety of a small diameter intrastromal refractive inlay for the corneal compensation of presbyopia. *J Refract Surg*. 2012;28(3):168-173.
24. Kohnen T, O'Keefe M. ICOLENS for presbyopia. Présenté à l'American Academy of Ophthalmology 2012 Annual Meeting. Chicago (IL): 10 novembre 2012.
25. Guedj T, Danan A, Lebuissou DA. In-vivo architectural analysis of intrastromal incisions after INTRACOR surgery using Fourier-domain OCT and Scheimpflug imaging. *J Emmetropia*. 2011;2(2):85-91.
26. Ruiz LA, Cepeda LM, Fuentes VC. Intrastromal correction of presbyopia using a femtosecond laser system. *J Refract Surg*. 2009;25(10):847-854.
27. Holzer MP, Knorz MC, Tomalla M, Neuhann TM, Auffarth GU. Intrastromal femtosecond laser presbyopia correction: 1-year results of a multicenter study. *J Refract Surg*. 2012;28(3):182-188.
28. Menassa N, Fitting A, Auffarth GU, Holzer MP. Visual outcomes and corneal changes after intrastromal femtosecond laser correction of presbyopia. *J Cataract Refract Surg*. 2012;38(5):765-773.
29. Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol*. 1996;40(6):491-499.
30. Wright KW, Guemes A, Kapadis MS. Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by myopic photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg*. 1999;25(2):177-182.
31. Cox C, Krueger R. Monovision with laser correction. *Ophthalmol Clin North Am*. 2006;19(1):71-75.
32. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. LASIK for myopic astigmatism and presbyopia using non-linear aspheric micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 platform. *J Refract Surg*. 2011;27(1):23-37.
33. Reinstein DZ, Couch DG, Archer TJ. LASIK for hyperopic astigmatism and presbyopia using micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 platform. *J Refract Surg*. 2009;25(1):37-58.
34. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M. Aspheric ablation profile for presbyopic corneal treatment using the MEL 80 and CRS-Master laser blended vision module. *J Emmetropia*. 2011;2(3):161-175.
35. Keates RH, Pearce JL, Schneider RT. Clinical results of the multifocal lens. *J Cataract Refract Surg*. 1987;13(5):557-560.
36. Lindstrom RL. Food and Drug Administration study update. One-year results from 671 patients with the 3M multifocal intraocular lens. *Ophthalmology*. 1993;100(1):91-97.
37. Steinert RF, Aker BL, Trentacost DJ, Smith PJ, Tarantino N. A prospective comparative study of the AMO Array zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens. *Ophthalmology*. 1999;106(7):1243-1255.
38. Knorz MC. Results of a European multicenter study of the True Vista bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 1993;19(5):626-634.
39. Avitabile T, Marano F. Multifocal intra-ocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol*. 2001;12(1):12-16.
40. Gimbel HV, Sanders DR, Raanan MG. Visual and refractive results of multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology*. 1991;98(6):881-887.
41. Gooi P, Ahmed IK. Review of presbyopic IOLs: multifocal and accommodating IOLs. *Int Ophthalmol Clin*. 2012;52(2):41-50.
42. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(5):849-858.
43. Lane SS, Morris M, Nordan L, Packer M, Tarantino N, Wallace RB 3rd. Multifocal intraocular lenses. *Ophthalmol Clin North Am*. 2006;19(1):89-105.
44. Fernández-Vega L, Alfonso JF, Rodríguez PP, Montés-Micó R. Clear lens extraction with multifocal apodized diffractive intraocular lens implantation. *Ophthalmology*. 2007;114(8):1491-1498.
45. US FDA. TECNIS Multifocal Foldable Silicone and Acrylic Intraocular Lenses P080010. 2009. Disponible à : http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf8/P080010a.pdf. Date de consultation : 10 janvier 2014.
46. Akaiishi L, Vaz R, Vilella G, Garcez RC, Tzelikis PF. Visual performance of Tecnis ZM900 diffractive multifocal IOL after 2500 implants: a 3-year followup. *J Ophthalmol*. 2010;2010. Pii; 717591.
47. Visser N, Nuijts RM, de Vries NE, Bauer NJ. Visual outcomes and patient satisfaction after cataract surgery with toric multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(11):2034-2042.
48. McAlinden C, Moore JE. Multifocal intraocular lens with a surface-embedded near section: short-term clinical outcomes. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(3):441-445.
49. Venter JA, Pelouskova M, Collins BM, Schallhorn SC, Hannan SJ. Visual outcomes and patient satisfaction in 9366 eyes using a refractive segmented multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(10):1477-1484.
50. Gatinel D, Pagnouille C, Houbrechts Y, Gobin L. Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(11):2060-2067.
51. Alió JL, Montalbán R, Peña-García P, Soria FA, Vega-Estrada A. Visual outcomes of a trifocal aspheric diffractive intraocular lens with microincision cataract surgery. *J Refract Surg*. 2013;29(11):756-761.
52. Cumming JS, Colvard DM, Dell SJ, et coll. Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens: results of the US Food and Drug Administration clinical trial. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(5):812-825.
53. Cumming JS. Performance of the crystalens. *J Refract Surg*. 2006;22(7):633-634. Author reply. 634-635.
54. McLeod SD, Portney V, Ting A. A dual optic accommodating foldable intraocular lens. *Br J Ophthalmol*. 2003;87(9):1083-1085.
55. McLeod SD, Vargas LG, Portney V, Ting A. Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens. Part 1: optical and biomechanical principles and design considerations. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33(1):37-46.
56. Roux P. Early implantation results of shape-changing accommodating IOL in sighted eyes. Présenté à l'ASCRS Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery. Boston (MA): 9-14 avril 2010.
57. Donnenfeld E. An "autofocal" accommodating IOL. *Cataract and Refractive Surgery Today*. 2013;13:73-76.
58. Myers RL, Krueger RR. Novel approaches to correction of presbyopia with laser modification of the crystalline lens. *J Refract Surg*. 1998;14(2):136-139.
59. Uy H (données non publiées). 2011.
60. Kessler J. Experiments in refilling the lens. *Arch Ophthalmol*. 1964;71:412-417.
61. Nishi Y, Mireskandari K, Khaw P, Findl O. Lens refilling to restore accommodation. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35(2):374-382.
62. Koopmans SA, Terwee T, Glasser A, et coll. Accommodative lens refilling in rhesus monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2006;47(7):2976-2984.

Les auteurs n'ont aucune divulgation à faire concernant le contenu de cette publication.

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.

La publication d'*Ophthalmologie – Conférences scientifiques* est rendue possible grâce au soutien éducatif de
Novartis Pharmaceuticals Canada Inc. et Alcon Canada

© 2014 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.