

# Glaucome : quoi de neuf ?



→ F. APTEL

Service d'Ophtalmologie, Clinique  
Ophtalmologique Universitaire,  
GRENOBLE.

**L**e domaine du glaucome profite largement des avancées permanentes des différentes sciences biotechnologiques, et cette année 2012 a ainsi été riche d'assez nombreuses nouveautés.

Dans le domaine de la physiopathologie et du diagnostic des glaucomes, les progrès des sciences de matériaux et des microcapteurs ont permis l'élaboration de dispositifs non invasifs permettant d'estimer la pression intraoculaire en continu pendant des durées de 24 heures ou plus. De nombreuses communications ou publications commencent à préciser les intérêts et limites de ces dispositifs. Dans le domaine du diagnostic et du suivi des neuropathies glaucomateuses, les progrès des logiciels de traitement des images et des algorithmes de recon-

naissance des structures permettent de disposer de nouveaux paramètres d'analyse de l'anatomie tridimensionnelle de la tête du nerf optique, qui semblent être atteints plus précocement en cas de glaucome, et témoigner plus fidèlement d'une éventuelle évolution de la maladie. Dans le domaine du traitement chirurgical enfin, de nouvelles méthodes peu ou pas invasives continuent à être développées, telles que des drains ou implants permettant de faciliter l'évacuation de l'humeur aqueuse sans aboutir à la formation d'une bulle de filtration, ou telles que la coagulation du corps ciliaire par ultrasons focalisés. Des travaux publiés récemment permettent de mieux définir la place de ces nouvelles techniques par rapport aux chirurgies filtrantes conventionnelles.

Cet article se propose de présenter une brève revue des communications et publications de l'année 2012 abordant ces trois thèmes principaux de la physiopathologie, des méthodes diagnostiques et thérapeutiques des glaucomes.

## Nouvelles méthodes de mesure en continu de la pression intraoculaire

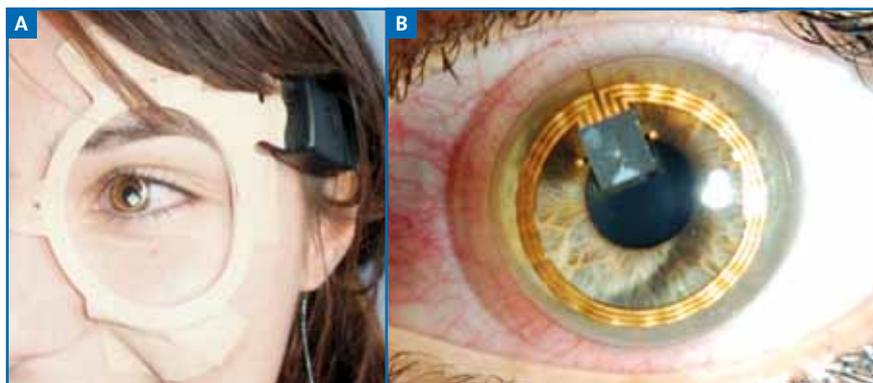
De façon similaire à de nombreux paramètres et fonctions biologiques, la pression intraoculaire n'a pas une valeur constante et varie aussi bien au cours du nyctémère que sur des périodes de plusieurs mois ou années. Les mécanismes de ses variations, qui font intervenir plusieurs voies neuro-endocrines, ne sont pas encore parfaitement connus. Chez le sujet sain, les variations nyctémérales

de la pression intraoculaire sont généralement caractérisées par des valeurs pressionnelles plus élevées la nuit et plus faibles le jour. Ces fluctuations varient assez fortement d'un individu à un autre, et chez un même individu au cours du temps, mais sont néanmoins modestes avec des amplitudes généralement inférieures à 5 mmHg. Chez les sujets hypertones ou glaucomateux, il est parfois observé une perte du caractère rythmique ou une inversion du rythme avec des pressions plus élevées le jour. Les amplitudes des fluctuations journalières sont également souvent plus importantes que chez le sujet sain.

Certaines études ont retrouvé une corrélation entre l'importance de ces fluctuations pressionnelles, aussi bien à court terme qu'à moyen ou long terme, et le risque de progression de la neuropathie optique glaucomateuse [1-3]. Même si toutes les études ne sont pas unanimes quant au rôle des fluctuations de la pression intraoculaire sur le risque de conversion d'une hypertension en glaucome ou d'aggravation d'un glaucome avéré, il est donc probablement important, pour chaque patient, d'estimer ces fluctuations pressionnelles, et de privilégier un traitement qui les réduise au maximum.

Toutes les méthodes disponibles jusqu'il y a peu de temps ne permettaient qu'une estimation très imparfaite du rythme nyctéméral de la pression intraoculaire et des fluctuations de celle-ci. Les courbes pressionnelles diurnes – mesures à intervalle régulier de la pression intraoculaire pendant une journée – ou nyctémérales, réalisées dans des

# GLAUCOME



**Fig. 1 :** Antenne de réception du signal collée sur la peau (A) et lentille avec une jauge de contrainte intégrée (B) au cours d'une session de mesure de 24 heures.

laboratoires spécialisés en respectant les différents temps d'orthostatisme et de décubitus grâce à l'utilisation de tonomètres portables, restent imparfaites pour de nombreuses raisons. Les mesures, mêmes répétées, restent très ponctuelles, ne permettant pas d'évaluer les fluctuations à très court terme de la pression intraoculaire, telles que celles liées au cycle cardiaque. Les mesures ambulatoires ne sont pas possibles, nécessitant une hospitalisation qui modifie le rythme de vie des sujets étudiés. Les mesures sont toujours réalisées dans une position constante (assise ou couchée) et fixe, ne permettant pas une étude dynamique de la pression intraoculaire, par exemple lors d'activités telles que la marche, le travail, la pratique de sports, etc. Enfin, les mesures nocturnes nécessitent de fréquents réveils des sujets, perturbant les cycles biologiques de veille et de sommeil.

Différentes équipes ont travaillé à l'élaboration de dispositifs placés à la surface de l'œil et permettant par télé-métrie l'enregistrement des fluctuations de la pression intraoculaire sur des durées pouvant dépasser 24 heures. Ces méthodes de mesure sont basées sur l'hypothèse d'une corrélation entre la pression intraoculaire et la courbure de la cornée. Des études ont par exemple montré qu'une variation de la pression intraoculaire de 1 mmHg produit un

changement du rayon de courbure de la cornée centrale d'environ 3  $\mu\text{m}$  [4]. La lentille Triggerfish, intégrant une jauge de contrainte dans une lentille de silicone, développée par des chercheurs de l'école polytechnique de Lausanne et distribuée maintenant par la société Sensimed (Lausanne, Suisse), est le premier de ces dispositifs à avoir obtenu un marquage CE et à pouvoir être utilisé en pratique courante. La jauge de contrainte est constituée par une couche de platine et de titane de 7  $\mu\text{m}$  d'épaisseur et de 11,5 mm de diamètre, incluse dans une

lentille en silicone d'une épaisseur de 600  $\mu\text{m}$  au centre et de 260  $\mu\text{m}$  en périphérie. La résistance électrique de la jauge de contrainte varie en fonction de sa déformation, donc de la courbure de la cornée. Trois géométries de lentilles sont disponibles et adaptées à la courbure cornéenne (rayon de courbure de 8,4, 8,7 ou 9 mm). Le signal est envoyé par télé-métrie vers une antenne qui est collée sur la peau, autour de l'œil, puis recueilli et traité par un boîtier porté par le patient pendant la session de mesure. Le signal est enregistré toutes les 5 minutes pendant une durée de 30 secondes, avec un rythme de 10 mesures par seconde. A la fin de la session, le boîtier est connecté à un ordinateur, permettant d'exporter les données qui sont traitées par un logiciel développé par le fabricant. Une présentation synthétique des fluctuations nyctémérales du signal est fournie, avec la possibilité de visualiser les résultats détaillés. Il est à noter que le signal recueilli est un signal électrique, exprimé en millivolts, mais pas une pression exprimée en mm de mercure.

Plusieurs travaux réalisés à l'aide de cette lentille et publiés ou présentés cette



**Fig. 2 :** Données exportées à la fin d'une session de 24 heures. Graphique du milieu : variations du signal électrique sur une durée de 24 heures (exprimé en unités arbitraires, par convention la première mesure réalisée à la valeur 0 eqVm). Graphiques du bas : résultats détaillés de deux zones sélectionnées sur le graphique principal.

année apportent des informations intéressantes quant aux variations nycthémerales de la pression intraoculaire chez les sujets sains, hypertones et glaucomateux, et quant aux éventuelles applications cliniques de ces nouveaux outils. Mansouri *et al.* ont ainsi réalisé deux sessions de 24 heures de mesure à une semaine d'intervalle chez 21 patients glaucomateux et 19 patient hypertones ou suspects de glaucome [5]. La tolérance au port de la lentille était bonne, avec essentiellement des effets indésirables mineurs tels qu'un flou visuel (82 % des patients) et une hyperhémie conjonctivale (80 % des patients). La reproductibilité des profils pressionnels d'une session à une autre chez un même patient était souvent modeste (reproductibilité des valeurs du signal mesuré d'une session à une autre,  $r = 0,59$  pour l'ensemble des patients). De façon intéressante, les valeurs enregistrées la nuit étaient significativement plus élevées que celles enregistrées le jour chez les patients non traités, mais pas chez les patients recevant un traitement médical hypotonisant, démontrant l'aptitude de ces traitements à réduire l'amplitude des fluctuations pressionnelles nycthémerales. Sur ces 23 patients 21 étaient traités par des analogues de prostaglandines, seules ou en association avec d'autres classes. Dans une autre publication, l'utilisation d'une méthode de modélisation appliquée aux données de l'étude précédente a permis de confirmer le caractère nocturne de l'acrophase chez 65,7 % et 74,3 % des patients (sessions 1 et 2) [6]. Des travaux de validation réalisés chez des sujets sains et présentés lors du congrès de la Société Européenne du Glaucome ont permis de montrer que ce dispositif était une méthode précise et reproductible pour estimer les principales caractéristiques du rythme nycthémeral de la pression intraoculaire (heure de maximum, heure de minimum, amplitude des variations, etc.), mais que les résultats obtenus n'étaient pas comparables ni corrélables à ceux obtenus avec les méthodes habituelles

de tonométrie (tonométrie par aplantation ou tonométrie à jet d'air), et que le signal électrique mesuré ne pouvait donc pas être converti en une pression exprimée en millimètres de mercure [7].

### Nouveaux paramètres d'analyse de la tête du nerf optique en OCT

La mise en évidence d'altérations caractéristiques de la tête du nerf optique et d'un amincissement de la couche des fibres optiques, puis l'étude de l'évolution dans les temps de ces atteintes, sont fondamentales au diagnostic et au suivi des glaucomes. Par rapport à l'examen clinique, les différentes méthodes d'imagerie ont l'avantage de permettre un examen quantitatif, reproductible et indépendant de l'habileté de l'opérateur qui le réalise. Il existe trois principales méthodes d'imagerie, la tomographie par cohérence optique (OCT), qui était initialement une méthode d'analyse de l'épaisseur de la couche des fibres optiques, la polarimétrie par balayage laser (SLP: GDx), qui est une méthode d'analyse de la couche des fibres optiques, et enfin la microscopie confocale par balayage laser (SLO: HRT) qui est une méthode d'étude de l'anatomie de la papille.

Parmi ces trois méthodes d'étude de la structure, l'OCT est la technologie la plus utilisée, notamment parce qu'elle est également utilisable pour l'étude des pathologies maculaires. L'OCT permet d'obtenir des coupes optiques des tissus, au niveau de la rétine et du nerf optique. Dans le domaine du glaucome, l'OCT a initialement été utilisée pour estimer l'épaisseur de la couche des fibres optiques (couche la plus interne de la rétine – RNFL) péripapillaires. Cette épaisseur est ainsi estimée pour un certain nombre de points qui décrivent un cercle entourant la papille, permettant ainsi de calculer une épaisseur globale, par quadrant et sectorielle de la couche

des fibres optiques péripapillaires. Ces épaisseurs globales ou sectorielles peuvent être comparées à celles de sujet sain pour aider au diagnostic d'un glaucome, ou leur évolution dans le temps peut être étudiée pour rechercher une progression d'un glaucome. Des études ont ainsi montré que les épaisseurs globales ou sectorielles de la couche des fibres optiques péripapillaires pouvaient être utilisées pour distinguer des yeux glaucomateux, et que ces paramètres étaient assez fortement corrélés aux atteintes du champ visuel [8].

Très récemment, les fabricants d'OCT ont développé des algorithmes permettant une analyse directe de l'anatomie tridimensionnelle de la papille, aboutissant ainsi à proposer différents paramètres témoignant de l'excavation de la papille. Ainsi, les dernières générations d'OCT Cirrus (Zeiss Meditec) mentionnent l'aire de la papille, l'aire de l'anneau neuro-rétinien, le rapport cup/disc moyen et vertical, et le volume de l'excavation (**fig. 3**). L'épaisseur de l'anneau neurorétinien est également mesurée dans tous les quadrants, et représentée sur un graphique.

Des études récentes ont évalué l'aptitude diagnostique de ces nouveaux paramètres d'analyse de la tête du nerf optique en OCT, c'est-à-dire leur capacité à différencier des sujets glaucomateux ou atteints de glaucomes préperimétriques de sujets sains.

Sung *et al.* ont évalué et comparé l'aptitude diagnostique des paramètres d'analyse de la tête du nerf optique et de la couche des fibres optiques de l'OCT Cirrus à l'aide de courbes Receiver Operating Characteristics (ROC) [9]. Le meilleur paramètre pour distinguer les patients glaucomateux débutants ou avancés des patients sains était l'épaisseur moyenne des fibres optiques (aires sous la courbe ROC: 0,94 et 0,98), sensiblement plus performante que l'aire de l'anneau neurorétinien (0,83 et 0,93),

## GLAUCOME

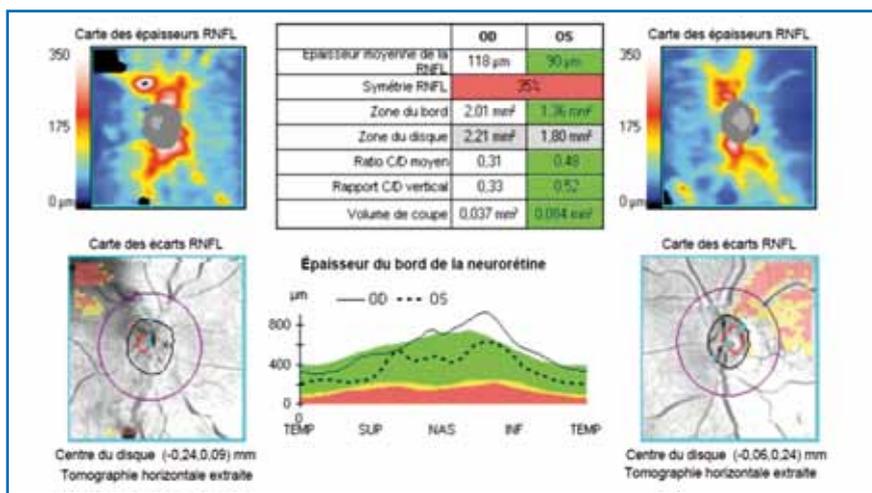


Fig. 3 : Paramètres d'analyse de la tête du nerf optique proposés par l'OCT Cirrus.

le rapport c/d vertical (0,77 et 0,94), le rapport c/d moyen (0,73 et 0,91), l'aire de la papille (0,61 et 0,55) et le volume de l'excavation (0,59 et 0,74). Une autre étude de Mwanza *et al.* ne retrouve pas cette plus faible aptitude diagnostique des récents paramètres d'analyse de la tête du nerf optique par rapport aux paramètres d'analyse de l'épaisseur de la couche des fibres optiques, avec des aptitudes comparables (épaisseur de l'anneau neurorétinien, aire sous la courbe ROC 0,96, aire de l'anneau 0,96, épaisseur de la couche des fibres optiques dans le quadrant inférieur 0,95, rapport c/d vertical 0,95, et épaisseur moyenne de la couche des fibres optiques 0,95) [10].

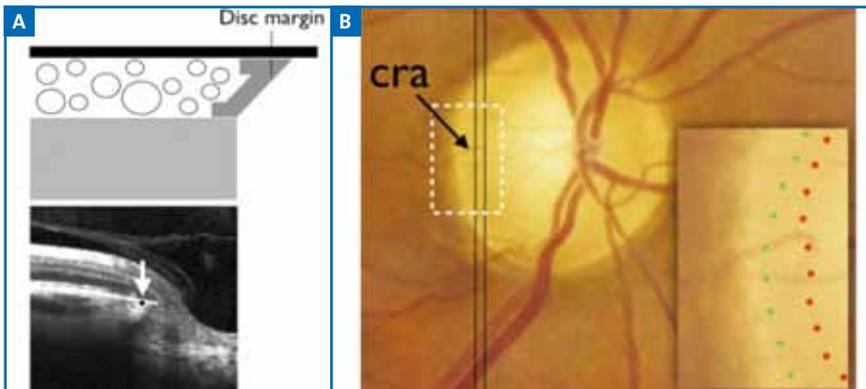
L'utilisation de la tomographie par cohérence optique pour l'analyse de la papille a également permis à l'équipe de Chauhan de réaliser des constatations extrêmement intéressantes et novatrices. La papille, zone de passage des fibres optiques, est schématiquement constituée de l'anneau neurorétinien, zone périphérique constituée des fibres optiques, et d'une excavation centrale, zone dépourvue de fibres optiques. L'anneau neurorétinien est délimité de façon externe par un tissu fibreux qui joint la sclère et la membrane de Bruch,

appelé tissu bordant d'Elschnig, qui sépare ainsi la choroïde des fibres nerveuses. Il était jusqu'alors supposé que le tissu bordant et la sclère sous-jacente correspondaient au bord de la papille visible lors de l'examen clinique, que ces structures constituaient les limites les plus internes du bord de la papille, et donc que toutes les structures situées entre le bord visible de la papille et l'excavation constituaient l'anneau neurorétinien. De ce fait, l'examen des structures situées entre le bord visible de la papille (anneau scléral péripapillaire blanc) et l'excavation centrale, qui étaient supposées correspondre à l'anneau neurorétinien, était l'élément fondamental de l'évaluation clinique de la papille. Cette supposition d'une correspondance exacte entre le bord visible de la papille et le début de l'anneau neurorétinien était également à la base de l'examen de la papille avec certaines méthodes d'imagerie, telles que l'HRT ou le bord de la papille est placé manuellement par l'examineur sur une image du fond d'œil.

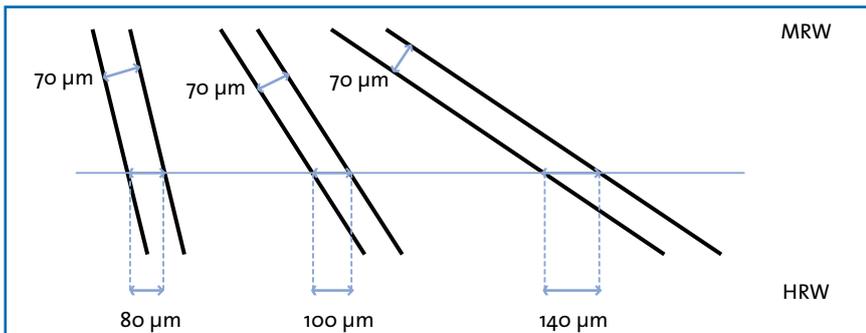
Dans une première étude, Chauhan *et al.* ont simultanément réalisé chez des sujets sains et glaucomateux des coupes de la papille en OCT *spectral domain* et des photographies stéréoscopiques de la papille [11]. Les limites visibles de la

papille ont été identifiées sur les photographies, puis projetées sur les coupes OCT de la papille. De façon extrêmement intéressante, ces projections ont montré que la terminaison de la membrane de Bruch était fréquemment située de façon beaucoup plus interne que les limites visibles de la papille. Dans cette configuration anatomique, l'anneau neurorétinien (fibres optiques) est donc beaucoup plus mince que ne pouvait laisser supposer l'étude de la zone située entre le bord visible de la papille et l'excavation, puisque les fibres optiques ne peuvent pas traverser la membrane de Bruch. Cette extension interne de la membrane de Bruch qui réduit la taille de l'anneau neurorétinien n'est pas visible sur des photographies ou à l'examen clinique de la papille, aboutissant donc à une estimation fautive de l'épaisseur de l'anneau neurorétinien. Cette configuration anatomique est fréquente, à la fois chez des sujets sains et glaucomateux.

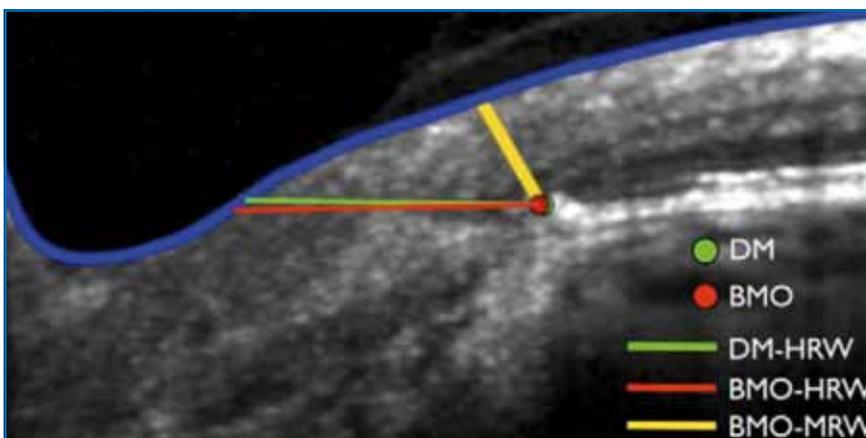
Après avoir montré qu'il était souhaitable de mesurer l'espace situé entre la terminaison de la membrane de Bruch visible en OCT et l'excavation pour estimer l'épaisseur de l'anneau neurorétinien, plutôt que de mesurer l'espace situé entre le bord visible de la papille et l'excavation, Chauhan *et al.* se sont intéressés à la valeur clinique de ce nouveau paramètre qui est proposé sur les nouvelles générations d'OCT telles que les OCT Cirrus ou Spectralis ("épaisseur du bord de la neurorétine") [12]. Sur les OCT commercialisés, ce paramètre est défini comme la distance horizontale entre la terminaison de la membrane de Bruch et le début de l'excavation (BMO-HRW : *Bruch Membrane Opening Horizontal Rim Width*) (fig. 4 et 5). Le fait de mesurer l'épaisseur de l'anneau neurorétinien selon un axe horizontal peut cependant fausser la mesure. Si les fibres optiques de l'anneau neurorétinien ont un trajet très horizontal, l'épaisseur apparaîtra faussement élevée. A contrario, si les fibres optiques de l'anneau neurorétinien ont un trajet très



**FIG. 4 :** **A :** exemple d'une extension interne de la membrane de Bruch (ligne blanche horizontale) par rapport au bord de la papille visible cliniquement (flèche blanche). L'anneau neurorétinien réel s'étend donc de la terminaison de la membrane de Bruch jusqu'à l'excavation, et non du bord de la papille visible au fond d'œil jusqu'à l'excavation, et est donc beaucoup plus fin que l'examen clinique ou photographique ne laisse penser. **B :** projection sur une photographie des terminaisons de la membrane de Bruch (points rouges), alors que le bord visible de la papille est représenté en vert. De façon similaire, l'anneau neurorétinien réel s'étend donc de l'excavation jusqu'à la ligne rouge, et non pas de l'excavation jusqu'au bord de la papille (ligne verte), et est donc beaucoup plus fin que l'examen clinique ou photographique ne laisse penser. D'après [11].



**FIG. 5 :** Illustration de l'effet de l'orientation des fibres optiques sur l'épaisseur de l'anneau neurorétinien mesurée selon un axe horizontal : l'épaisseur est d'autant plus surestimée que le trajet est horizontal.



**FIG. 6 :** Exemple d'épaisseur minimale (BMO-MRW, jaune) de l'anneau neurorétinien significativement plus faible que l'épaisseur horizontale (BMO-HRW, rouge), du fait d'un trajet horizontal des fibres optiques. D'après [12].

vertical, l'épaisseur apparaîtra faible. Pour éviter ce biais lié à l'orientation des fibres dans l'anneau neurorétinien, Chauhan *et al.* ont défini un nouveau paramètre correspondant à la distance minimale entre la terminaison de la membrane de Bruch et l'excavation appelé BMO-MRW (*Bruch Membrane Opening Minimal Rim Width*). Le fait de mesurer l'épaisseur minimale, et non plus selon un axe horizontal, permet de s'affranchir des différentes orientations des fibres optiques dans l'anneau neurorétinien (*fig. 6*).

Dans une dernière publication, Chauhan *et al.* ont évalué l'aptitude de ce nouveau paramètre à distinguer des patients glaucomateux de sujets sains [13]. L'aptitude diagnostique du BMO-MRW était élevée, et supérieure à celles de tous les autres paramètres d'analyse de la tête du nerf optique et de la couche des fibres optiques. Pour une spécificité de 95 %, la sensibilité de ce nouveau paramètre pour la détection d'un glaucome était de 81 %, alors que celles du paramètre BMO-HRW et de l'épaisseur globale de la couche des fibres optiques n'étaient que de 51 % et 70 % respectivement. Il est donc très probable que ce nouveau paramètre soit rapidement intégré dans les logiciels par les fabricants d'OCT, et que son utilisation en pratique courante permette d'augmenter les performances des OCT dans le domaine du glaucome.

### Nouvelles techniques chirurgicales mini-invasives et non invasives

Les chirurgies filtrantes conventionnelles, telles que la trabéculéctomie et la sclérectomie profonde non perforante, aboutissent au passage de l'humeur aqueuse de la chambre antérieure jusqu'aux espaces sous-conjonctivaux, puis à la résorption de l'humeur aqueuse au travers de la conjonctive, formant ainsi une bulle de filtration. Cette voie d'élimination de l'humeur aqueuse

## GLAUCOME

présente un certain nombre d'inconvénients. A court terme, un défaut ou un retard de cicatrisation peuvent entraîner une fuite d'humeur aqueuse, une hypotonie et une athalémie. A long terme, une filtration excessive peut entraîner une hypotonie chronique, la porosité de la conjonctive en cas d'utilisation per- ou postopératoire d'antimitotiques peut aboutir à une infection bactérienne de la bulle de filtration puis de l'œil, et a contrario une cicatrisation excessive de la conjonctive et des espaces sous-conjonctivaux peut s'opposer au passage de l'humeur aqueuse et s'accompagner d'une réascension pressionnelle.

Afin d'éviter ces complications potentielles des chirurgies filtrantes conventionnelles, ont été développées ces dernières années des procédures destinées à faciliter l'évacuation de l'humeur aqueuse en dehors de l'œil, mais sans l'intermédiaire d'une bulle de filtration. Ces chirurgies sont dites "mini-invasives", *Minimally Invasive Glaucoma Surgery (MIGS)*, ou *Conjunctival Independent Glaucoma Surgery*. D'autres méthodes non invasives telles que la cyclocoagulation par ultrasons focalisés peuvent également être proposées en alternatives aux chirurgies filtrantes.

Les chirurgies mini-invasives peuvent être classées en procédures réalisées *ab externo*, telles que la pose du drain Express (Alcon) ou la procédure de canaloplastie (iScience Interventional), ou réalisées *ab interno*, telles que le drain iStent (Glaukos), la trabéculotomie par le dispositif Trabectome (NeoMedix), ou les drains suprachoroïdiens Cy Pass (Transcend Medical), Goldshunt (Solx) ou STARflo (iStar):

>>> **Le drain Express** est un drain en acier de  $0,4 \times 3$  mm, inséré sous un volet scléral, 0,5 mm en arrière du limbe, après perforation de la sclère avec une aiguille de 25 G (fig. 7). Il a pour avantage le fait de permettre d'obtenir une sclérotomie de diamètre constant ( $50 \mu\text{m}$ ), et ainsi un

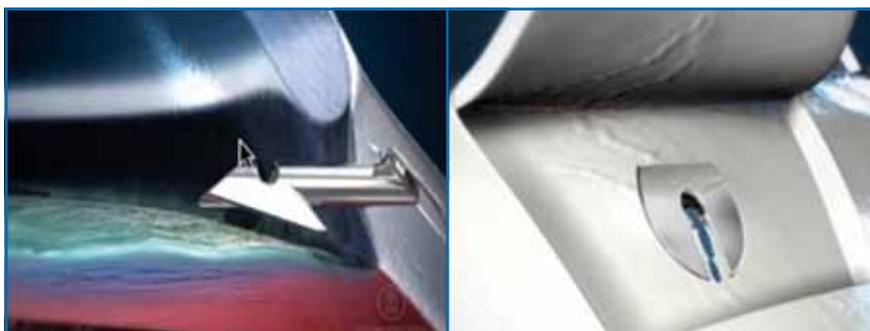


FIG. 7 : Implantation du drain Express sous le volet scléral.

débit de filtration contrôlé. Une étude récente a montré une efficacité similaire à la trabéculéctomie en termes de réduction pressionnelle, mais avec moins de complications (hyphéma, hypotonie, etc.) [14]. La procédure semble néanmoins aboutir à la formation d'une bulle de filtration dans la majorité des cas.

>>> **La canaloplastie** est une méthode relativement similaire à la viscocanalostomie, mais permettant une distension circonférentielle ( $360^\circ$ ) du canal de Schlemm. Après un abord identique à celui réalisé lors d'une sclérectomie profonde, un microcathéter flexible est inséré dans le canal de Schlemm et avancé jusqu'à décrire une circonférence entière. Une source laser émettant de façon intermittente permet de vérifier le positionnement de l'extrémité distale du flexible. Lors la cathétérisation, une substance viscoélastique est régulièrement injectée de façon à distendre le canal et les ostia des canaux collecteurs. Lorsque la cathétérisation est terminée,

un fil de prolène 10.0 est attaché à l'extrémité distale du flexible, et celui-ci est lentement retiré afin de laisser le fil en place dans le canal de Schlemm. Le fil est ensuite serré progressivement de façon à étirer la paroi du canal de Schlemm. En fin de procédure, le volet scléral est soigneusement suturé, de façon à éviter la formation d'une bulle de filtration. Une étude récente a comparé cette nouvelle procédure à la viscocanalostomie, en réalisant ces procédures sur les deux yeux des patients atteints de glaucomes bilatéraux [15]. La canaloplastie permettait de réduire la PIO d'une moyenne préopératoire de  $26,5 \pm 2,7$  mmHg avec  $2,1 \pm 1,0$  traitements hypotonisants à une moyenne postopératoire de  $14,5 \pm 2,6$  mmHg avec  $0,3 \pm 0,5$  traitement hypotonisant 18 mois après. La viscocanalostomie réalisée sur les yeux controlatéraux permettait de réduire la PIO d'une moyenne de  $24,3 \pm 2,8$  mmHg avec  $1,9 \pm 0,8$  traitement hypotonisant à une moyenne de  $16,1 \pm 3,9$  mmHg avec  $0,4 \pm 0,5$  traitement.

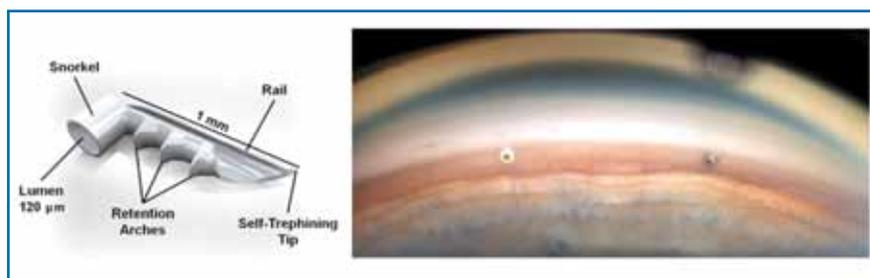


FIG. 8 : Schéma du drain iStent (gauche) et vue gonioscopique après implantation de deux drains.

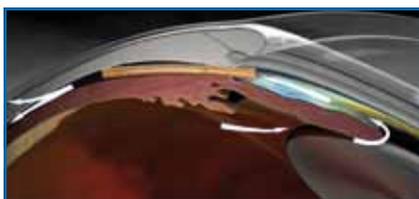


Fig. 9 : Schéma du drain supra-choroïdien CyPass.

>>> **Le drain iStent** est un drain en titane inséré par une incision cornéenne et sous contrôle d'un verre gonioscopique dans le trabéculum (fig. 8). La pose peut être réalisée lors d'une chirurgie de la cataracte. La mise en place du drain n'est néanmoins par toujours aisée. Une étude randomisée récente comparant la chirurgie de la cataracte seule à une procédure combinée cataracte et pose d'un iStent a retrouvé une réduction pressionnelle supérieure à 20 % chez 66 % des yeux opérés de procédure versus 48 % des yeux opérés de chirurgie de la cataracte seule 1 an après la procédure [16]. La différence semble se maintenir après deux ans de suivi [17].

>>> **Le shunt supraciliaire CyPass** est un dispositif destiné à être inséré entre la sclère et la choroïde à partir de la

racine de l'iris, à la fin d'une procédure de chirurgie de la cataracte (fig. 9). Le dispositif permettrait un drainage de l'humeur aqueuse de la chambre antérieure jusque dans les espaces supra-choroïdiens. Des essais cliniques destinés à évaluer l'efficacité et la sécurité de ce nouveau dispositif sont en cours, mais il n'existe pas à ce jour de données publiées.

>>> **Le Goldshunt** est également un shunt supraciliaire destiné à être inséré entre la sclère et la choroïde à partir de la racine de l'iris. Une étude récente a réalisé le suivi 55 patients présentant un glaucome réfractaire et ayant bénéficié de l'implantation d'un drain Goldshunt [18]. Deux ans après la procédure, la baisse pressionnelle était supérieure à 33 % chez 37 des 55 yeux opérés. Les cas d'échecs semblaient être souvent liés au développement d'une membrane fibreuse tapissant l'orifice antérieur du trajet du drain.

>>> **La cyclocoagulation par ultrasons focalisés de haute intensité** est également une méthode nouvelle qui peut être proposée en alternative aux chirurgies

filtrantes conventionnelles. Un dispositif circulaire et miniaturisé est appliqué contre l'œil de façon à générer six faisceaux d'ultrasons qui vont coaguler une partie du corps ciliaire (fig. 10) [19, 20]. Une première étude clinique pilote ayant pour objectifs principaux d'évaluer la faisabilité et la sécurité de cette nouvelle méthode de traitement, ainsi que d'estimer son efficacité sur un nombre limité de patients, a été conduite à partir de mars 2010 chez 12 patients atteints de glaucomes réfractaires aux chirurgies filtrantes [21]. La destruction du corps ciliaire à l'aide d'ultrasons focalisés semblait être une méthode efficace et bien tolérée pour réduire la PIO de patients atteints de glaucomes réfractaires. Aucune complication per- ou postopératoire majeure n'est survenue lors de cet essai clinique, et une réduction pressionnelle moyenne de 29,5 % 6 mois après traitement, et de 33,9 % lors de la dernière visite de suivi, a été obtenue. Aucun œil traité n'a développé d'hypotonie majeure ou de phtyose. Un deuxième essai clinique multicentrique évaluant l'efficacité à long terme et la tolérance de cette procédure sur un effectif plus important de patients atteints de glaucomes moins évolués a été réalisé à partir d'avril 2011 [22]. Soixante patients atteints de glaucomes primitifs à angle ouvert ont été traités, avec une dose de 4 secondes de temps de tir par secteur ou de 6 secondes de temps de tir par secteur. Les résultats préliminaires ont été présentés cette année, confirmant l'aptitude de cette nouvelle méthode à réduire la pression intraoculaire et son excellente tolérance. La PIO était diminuée d'une moyenne de  $28,6 \pm 4,7$  mmHg dans le 1<sup>er</sup> groupe (dose de 4 secondes) et  $28,1 \pm 8,6$  mmHg dans le groupe 2 (dose de 6 secondes) à une moyenne de  $16,1 \pm 2,8$  mmHg dans le 1<sup>er</sup> groupe et  $16,7 \pm 4,4$  mmHg dans le deuxième groupe lors de la dernière visite de suivi. Un succès (réduction pressionnelle > 20 % et PIO > 5 mmHg) était atteint chez 67 % des patients du 1<sup>er</sup> groupe et 71 % des patients du deu-

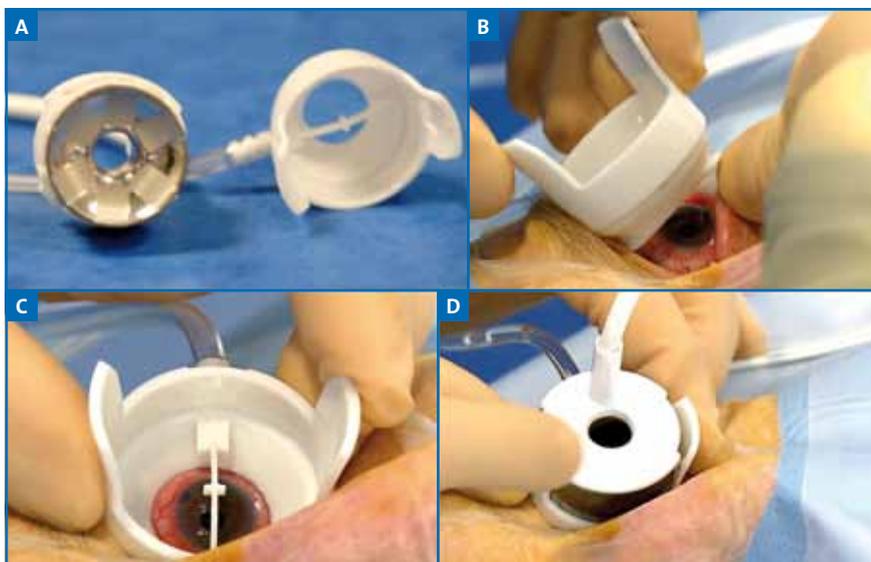


Fig. 10 : Sonde de traitement et support (A). Positionnement du support (B). Centrage du support (C). Insertion de l'anneau sur son support (D).

# GLAUCOME

xième groupe. La tolérance était bonne, avec essentiellement des effets indésirables mineurs tels qu'une hyperhémie conjonctivale ou une kératite ponctuée superficielle. Un troisième essai clinique multicentrique vient d'être débuté chez des patients naïfs de toute chirurgie.

## Bibliographie

1. NOURI-MAHDAVI K, HOFFMAN D, GAASTERLAND D *et al.* Prediction of visual field progression in glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2004; 45: 4346-4351.
2. CAPRIOLI J, COLEMAN AL. Intraocular pressure fluctuation a risk factor for visual field progression at low intraocular pressures in the advanced glaucoma intervention study. *Ophthalmology*, 2008; 115: 1123-1129.
3. LESKE MC, HEIJL A, HYMAN L *et al.* EMGT Group. Predictors of long-term progression in the early manifest glaucoma trial. *Ophthalmology*, 2007; 114: 1965-1972.
4. LEONARDI M, PITCHON EM, BERTSCH A *et al.* Wireless contact lens sensor for intraocular pressure monitoring: assessment on enucleated pig eyes. *Acta Ophthalmol*, 2009; 87: 433-437.
5. MANSOURI K, MEDEIROS FA, TAFRESHI A *et al.* Continuous 24-Hour Monitoring of Intraocular Pressure Patterns With a Contact Lens Sensor: Safety, Tolerability, and Reproducibility in Patients With Glaucoma. *Arch Ophthalmol*, 2012; 130: 1534-1539.
6. MANSOURI K, LIU JH, WEINREB RN *et al.* Analysis of Continuous 24-h Intraocular Pressure Patterns in Glaucoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2012; 53: 8050-8056.
7. MOTTE B, APTEL F, ROMANET JP *et al.* 24-hour intraocular pressure rhythm in young healthy subjects evaluated with continuous monitoring using contact lens sensor. *Submitted to Arch Ophthalmol*.
8. APTEL F, SAYOUS R, FORTOUL V *et al.* Structure-function relationships using spectral domain optical coherence tomography: comparison with scanning laser polarimetry. *Am J Ophthalmol*, 2010; 150: 825-833.
9. SUNG K, NA J, LEE Y. Glaucoma diagnostic capabilities of optic nerve head parameters as determined by Cirrus HD Optical Coherence Tomography. *J Glaucoma*, 2012; 21: 498-504.
10. MWANZA JC, DURBIN MK, BUDENZ DL *et al.* Glaucoma diagnostic accuracy of ganglion cell-inner plexiform layer thickness: comparison with nerve fiber layer and optic nerve head. *Ophthalmology*, 2012; 119: 1151-1158.
11. REIS ASC, SHARPE GP, YANG H *et al.* Optic disc margin anatomy in glaucoma patients and normal controls with spectral domain optical coherence tomography. *Ophthalmology*, 2012; 119: 738-747.
12. REISS ASC, O'LEARY N, YANG H *et al.* Influence of Clinically Invisible, but Optical Coherence Tomography Detected, Optic Disc Margin Anatomy on Neuroretinal Rim Evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2012; 53: 1852-1860.
13. CHAUHAN BC, O'LEARY N, ALMOBARAK FA *et al.* Enhanced detection of open-angle glaucoma with an anatomically accurate optical coherence tomography-derived neuroretinal rim parameter. *Ophthalmology*, 2012 dec 21.
14. GOOD TJ, KAHOK MY. Assessment of bleb morphologic features and postoperative outcomes after Ex-PRESS drainage device implantation versus trabeculectomy. *Am J Ophthalmol*, 2011; 151: 507-513.
15. KOERBER NJ. Canaloplasty in one eye compared with viscocanalostomy in the contralateral eye in patients with bilateral open-angle glaucoma. *J Glaucoma*, 2012; 21: 129-134.
16. SAMUELSON TW, KATZ LJ, WELLS JM *et al.* US iStent Study Group. Randomized evaluation of the trabecular micro-bypass stent with phacoemulsification in patients with glaucoma and cataract. *Ophthalmology*, 2011; 118: 459-467.
17. CRAVEN ER, KATZ LJ, WELLS JM *et al.* iStent Study Group. Cataract surgery with trabecular micro-bypass stent implantation in patients with mild-to-moderate open-angle glaucoma and cataract: two-year follow-up. *J Cataract Refract Surg*, 2012; 38: 1339-1345.
18. FIGUS M, LAZZERI S, FOGAGNOLO P *et al.* Supraciliary shunt in refractory glaucoma. *Br J Ophthalmol*, 2011; 95: 1537-1541.
19. APTEL F, CHARREL T, PALAZZI X *et al.* Histologic effects of a new device for high-intensity focused ultrasound cyclocoagulation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2010; 51: 5092-5098.
20. CHARREL T, APTEL F, BIRER A *et al.* Development of a miniaturized HIFU device for glaucoma treatment with conformal coagulation of the ciliary bodies. *Ultrasound Med Biol*, 2011; 37: 742-754.
21. APTEL F, CHARREL T, LAFON C *et al.* Miniaturized high-intensity focused ultrasound device in patients with glaucoma: a clinical pilot study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2011; 52: 8747-8753.
22. APTEL F, DENIS P, ROULAND JF *et al.* Ultrasonic Circular Cyclo Coagulation in patients with Primary Open-Angle Glaucoma: preliminary results of a Multicenter Clinical Trial. Presented at EVER 2012.

L'auteur a déclaré être consultant pour les laboratoires Alcon et la société Eyetechnicare.

## PureVision2 pour presbytes

Bausch+Lomb lance PureVision2 pour presbytes, une nouvelle lentille mensuelle en silicone hydrogel. Dotée d'une géométrie de nouvelle génération dite 3-Zone-Progressive, cette lentille à vision centrale de près a été conçue pour améliorer la vision de près et intermédiaire tout en offrant une netteté en vision de loin. PureVision2 pour presbytes bénéficie par ailleurs de la technologie ComfortMoist qui, grâce à la solution hydratante contenue dans le blister et au profil fin et arrondi des bords de la lentille, confère un excellent confort dès la pose de la lentille et jusqu'en fin de journée.

La géométrie innovante de la lentille a été conçue pour une adaptation prédictible et donc plus rapide: la puissance délivrée est précise sur toute la gamme disponible dès à présent et couvrant les puissances de -10.00D à +6.00D, et ce par pas de 0.25D.

J.N.

D'après un communiqué de presse de Bausch+Lomb