

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

Erreur réfractive après chirurgie du cristallin : le laser femtoseconde peut-il apporter la solution ?

RÉSUMÉ : La précision réfractive postopératoire fait partie des enjeux majeurs de la chirurgie moderne, et donc réfractive, de la cataracte. Malgré des avancées significatives ces dernières années, la précision réfractive cristallinienne n'égale pas encore celle des traitements cornéens.

L'arrivée de la chirurgie du cristallin assistée par le laser femtoseconde fait naître énormément d'espoirs concernant l'amélioration de la précision réfractive postopératoire. Le laser femtoseconde permet d'améliorer la prédiction des caractéristiques des incisions cornéennes et du capsulorhexis. Cependant, il n'est pas démontré que cela se traduise en avantage clinique en termes de précision réfractive postopératoire, car celle-ci dépend d'autres facteurs dont la plupart préopératoires.



→ T. AMZALLAG
Institut ophtalmique, SOMAIN.

La précision réfractive postopératoire fait partie des enjeux majeurs de la chirurgie moderne, et donc réfractive, de la cataracte. L'insatisfaction réfractive des patients, si elle est peu fréquente, est de moins en moins bien tolérée et peut parfois nécessiter un geste complémentaire non dénué de conséquences.

La chirurgie de la cataracte constitue une *opportunité réfractive* qu'il ne faut pas manquer. Nous pouvons envisager de comparer la précision réfractive de la chirurgie du cristallin à celle de la chirurgie réfractive cornéenne. Ce d'autant que, pour certaines indications de traitement de la presbytie, les deux sites (cristallinien et cornéen) entrent en concurrence.

Force est de constater que, malgré des avancées significatives ces dernières années, la précision réfractive cristallinienne n'égale pas encore celle des traitements cornéens. Nous sommes cependant sur le chemin.

L'arrivée de la chirurgie du cristallin assistée par le laser femtoseconde a fait

naître énormément d'espoirs concernant l'amélioration de la précision réfractive postopératoire, du fait d'une reproductibilité accrue de la réalisation des incisions et du capsulorhexis. Dans le cadre de la chirurgie premium avec ou sans laser, l'erreur réfractive n'est plus perçue comme un aléa mais bien comme une complication. La *promesse laser* accroît ces obligations de précision. Reste à démontrer que cette promesse est tenue afin d'informer convenablement le patient.

Quelles sont les possibilités d'amélioration de la précision réfractive, le laser femtoseconde en fait-il partie ?

Qu'en est-il de la précision réfractive actuelle ?

Bien que la précision réfractive se soit énormément améliorée ces dernières années, elle demeure insuffisante, comme le montrent plusieurs publications. Le taux d'erreurs supérieures à 1D s'avère assez homogène (5 à 7 %), même si l'on utilise les meilleurs outils actuels

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

de mesures préopératoires et les formules les mieux adaptées à chaque patient.

Behndig, analysant les résultats réfractifs d'un million de cataractes en Suède de 1992 à 2009, retrouve une erreur réfractive absolue moyenne (*mean absolute error* ou MEA) de 0.5D en 2009. Il constate une nette diminution de l'erreur moyenne entre 1995 (0.75D) et 2009, et particulièrement après 1999. Il existe aussi une réduction de l'écart type. Dans la même étude, il observe également une nette diminution de l'astigmatisme induit de 1995 à 2009 (avant la généralisation de la micro-incision), avec cependant des valeurs moyennes de 0.4D en 2009 (*fig. 1*) [1].

En 2007, Olsen, en utilisant la biométrie par interférométrie et des formules optimisées, retrouve une erreur réfractive postopératoire moyenne de 0.43D alors qu'elle était de 0.92D en 1992 [2]. Cependant, 37,5 % des patients présentent une erreur réfractive > 0.50D et 7,6 % > 1D.

En 2011, Aristodemou, avec les méthodes biométriques les plus avancées et des formules fiables (Hoffer Q, Holladay 1, SRK-T) retrouve, sur 8 108 yeux, 25 % d'erreurs réfractives > 0,50D et 5 % > 1D [3].

Concernant l'astigmatisme chirurgicalement induit (ACI), autre cause d'erreur réfractive et d'insatisfaction du patient, sa décroissance est corrélée à la réduction de la taille des incisions jusqu'à une certaine limite. En dessous de 2,2 mm, les études ne sont pas toutes concordantes. Les valeurs moyennes d'ACI varient d'une étude à l'autre. Elles vont de 0.13D à 0.78D pour les micro-incisions (< 2 mm) et de 0.24D à 0.4D pour les incisions de 2,2 mm. S'il semble délicat de distinguer nettement micro et mini-incisions en termes d'ACI, les valeurs dans la majorité des études sont faibles et permettent une assez bonne prédiction autour de 2 mm.

En 2013, Denoyer confirme la corrélation ACI-taille d'incision, mais souligne aussi le rôle de l'hystérésis cornéenne pour expliquer certains résultats atypiques que l'on retrouve dans les différentes études, y compris avec des micro-incisions [4]. Les caractéristiques biomécaniques de chaque cornée constituent un facteur limitant à une prédiction constante. Comme pour les erreurs sphériques, ce qui pose problème n'est pas tant la moyenne (déjà significative en soi) mais l'écart type qui comporte les patients insatisfaits.

Quelle sont les causes d'erreurs réfractives ?

Les erreurs réfractives proviennent essentiellement de 4 origines :

– **les erreurs de mesures de la longueur axiale (LA) et de la kératométrie.** Les mesures interférométriques représentent une amélioration majeure. Elles sont aujourd'hui incontournables. La précision de ces mesures est celle qui a le plus augmentée ces dernières années ;

– **les formules de calcul et les constantes,** qui demeurent un des principaux facteurs limitant, en particulier pour la prédiction de la position effective de l'implant dans l'œil (*effective lens position* ou ELP). Même si les meilleures formules sont employées en fonction de la LA, elles restent parfois imprécises pour la prédiction de l'ELP. Il faut distinguer la position initiale de l'implant (l'ELP) du déplacement postopératoire lié à la cicatrisation (ou *shift*) qui ne dépendent pas des mêmes facteurs. C'est la position initiale qui est difficile à prédire, le *shift* étant, avec les techniques et les implants performants, plus faciles à anticiper ;

– **la technique chirurgicale,** qui peut comporter des variables dont celle du capsulorhexis. Un capsulorhexis inadéquat peut favoriser l'imprécision de la position de l'implant tant dans le plan frontal qu'antéro-postérieur (facteur de

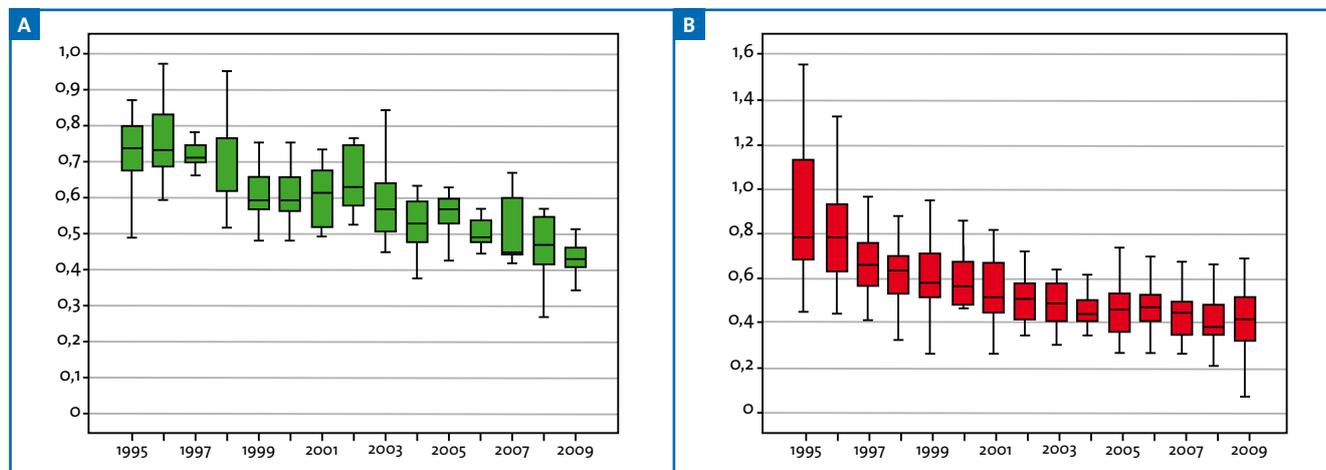


FIG. 1: Évolution de la précision réfractive (A) et de l'astigmatisme chirurgicalement induit (B) sur un million de cataractes en Suède de 1995 à 2009 (Behndig, 2011).

variation de puissance effective). Cette taille de rhexis influence d'autant plus la précision pour certains dessins et matériaux d'implants, mais dans des proportions moindres que les paramètres de mesures préopératoires. Signalons par ailleurs que nous ignorons actuellement les caractéristiques *idéales* du capsulorhexis, en fonction des paramètres de la lentille intraoculaire (LIO), pour une précision optimale;

– **les implants**, dont le dessin, le matériau et la puissance réelle (qui peut varier selon la norme ISO 11979) influencent le résultat. Associés aux caractéristiques du capsulorhexis, les paramètres de la LIO affectent l'ELP qui influence la précision du résultat et peut évoluer dans le temps. Signalons les exceptionnelles erreurs de boîte d'implant au bloc opératoire. Il est probable que certains implants sont plus précis que d'autres.

En 1992, en utilisant des mesures de la LA par ultrasons, Olsen ventilait les causes d'erreurs réfractives: 54 % LA, 8 % kératométrie, 38 % ELP. La précision des résultats s'étant notablement accrue ainsi que celle des mesures de la LA (grâce essentiellement à l'interférométrie), en 2007, en utilisant des mesures interférométriques (IOL Master, Zeiss), il ventilait les causes d'erreurs réfractives: 36 % LA, 22 % kératométrie, 42 % ELP.

Norrby, en analysant les causes d'erreurs réfractives, met en avant l'ELP de la LIO dans l'œil postopératoire: 35 %; la mesure postopératoire de la réfraction: 27 %; la mesure préopératoire de la LA: 17 %; et le diamètre pupillaire: 8 % (du fait de l'asphéricité) [5]. Il considère que la mesure de la profondeur de la chambre antérieure (PCA) postopératoire et le *vault* sont peu prévisibles et qu'il est difficile de réduire l'erreur réfractive moyenne en dessous de 0.4D.

Olsen, en optimisant les algorithmes de prédiction de la PCA, n'obtient qu'une amélioration modeste de la précision réfractive [6].

En 2013, Engren, en utilisant l'interférométrie et un système Scheimpflug, montre des variations significatives de PCA (pré et postopératoire) de $1,62 \pm 0,38$ mm (1,12-2,71) [7]. Pour une différence de 1 mm, l'impact n'est que de 0.32D. Il considère que l'imprécision est importante mais que l'impact est limité comparé à une erreur de mesure kératométrique (K) ou de LA (erreur de 1 mm LA \rightarrow 2.7D, 1 mm K \rightarrow 5.7D). Cependant, les erreurs concernant K et LA ont diminué, ce qui rend les erreurs concernant la PCA relativement plus importantes dans l'erreur réfractive.

Des progrès sont donc à réaliser pour la prédiction (plus que pour le déplacement postopératoire) de la PCA et de l'ELP postopératoire si l'on souhaite améliorer significativement la précision réfractive postopératoire. Ce que nous avons du mal à prédire, c'est essentiellement l'ELP postopératoire précoce, qui dépend de plusieurs facteurs propres au patient (caractéristiques du sac capsulaire, laxité zonulaire, équilibre des pressions segment antérieur/segment postérieur...) et la chirurgie (traumatisme opératoire, subluxation...), si l'on utilise des implants performants.

Par ailleurs, Preussner pointe les tolérances des fabricants en termes de puissances réelles des LIO par rapport aux puissances affichées (norme ISO 11979): $P \leq 15D \pm 0.3D$, $15D < P \leq 25D \pm 0.4D$, $25 < P \leq 30D \pm 0.5D$, $P > 30 \pm 1D$ [8]. L'erreur absolue des implants de puissance moyenne peut donc être comprise entre -0.4 et $+0.4D$, ce qui représente moins au plan cornéen mais demeure significatif.

Enfin, en 2012, Olsen confirme cette problématique de la puissance réelle des LIO implantées en utilisant des méthodes de *ray tracing* (fig. 2) [9]. Il mesure la puissance *in situ* des LIO et retrouve une erreur prédictive moyenne par rapport à la puissance affichée de

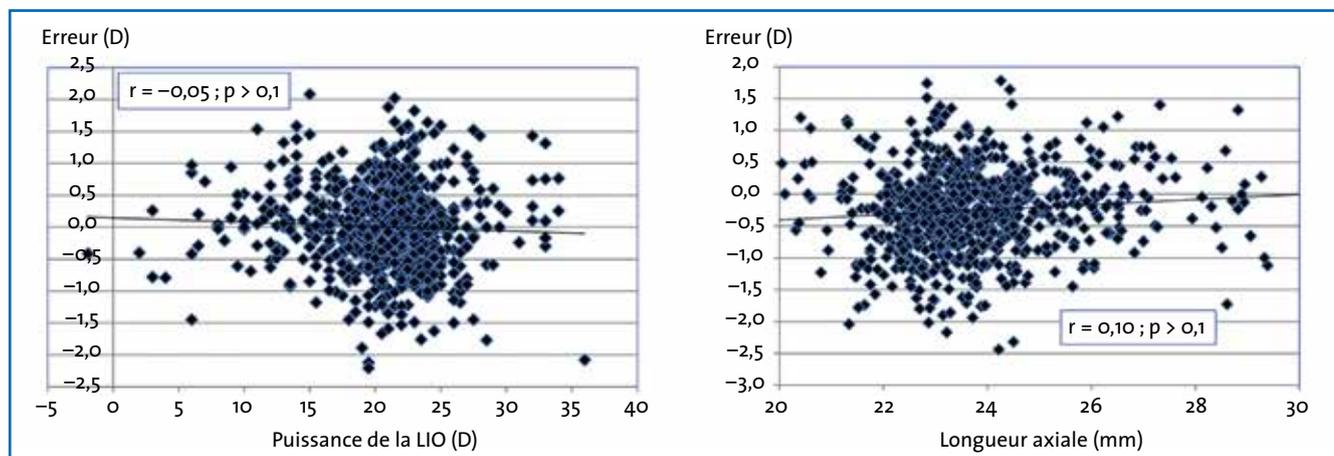


Fig. 2 : Mesure intraoculaire de la puissance des implants par *ray tracing* (Olsen, 2012). Erreur moyenne de prédiction: $0,26 \pm 0,65$ ($-2,4$ à $+1,8D$). Pupille de 3 mm
 ● 88 % $\pm 1D \rightarrow 12$ % $> 1D$; ● 99 % $\pm 2D \rightarrow 1$ % $> 2D$.

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

0.26 ± 0.65 (-2.4 à $+1.8D$), $12\% > 1D$ et $1\% > 2D$. Ces erreurs ne concernent évidemment pas que les fabricants d'implants, mais toute la chaîne entre le calcul préopératoire et la LIO effectivement implantée.

Concernant les erreurs réfractives ayant nécessité un échange d'implant, Jin sur 22 cas retrouve 23% d'erreurs kératométriques et 14% d'erreurs concernant la LA. Dans 14% , il s'agissait d'une erreur d'implant [10].

Que sait faire un laser femtoseconde en chirurgie de la cataracte ?

Les possibilités du laser femtoseconde concernent uniquement la cornée et le cristallin, le retrait des débris et l'implantation demeurant du domaine du chirurgien (fig. 3).

1. Cornée

Le principal intérêt des traitements cornéens par le laser femtoseconde consiste en la réduction de la taille des incisions, en la précision de leur réalisation et en la possibilité de traitements réfractifs cornéens associés (incisions relaxantes, Lasik).

La réduction de la taille d'incision n'est limitée que par la nécessité de retirer les fragments capsulaires et cristalliniens et, surtout, par la nécessité d'implanter en fin d'intervention. À cet égard, il n'est pas possible aujourd'hui de réduire la taille d'incision en dessous de $1,6\text{ mm}$ avec les systèmes actuels, quels que soient le matériau de l'implant et la carouche utilisée.

La fragmentation du noyau, qui devrait progresser rapidement, en réduisant l'énergie nécessaire, permettra une meilleur

préservation de la structure incisionnelle et contribuera théoriquement à réduire l'ACI.

Enfin, la structure très précise des incisions, si elle est préservée lors de la phase chirurgicale, peut contribuer au contrôle de l'ACI. Si l'effet positif de la réduction de la taille des incisions sur l'ACI est démontré de longue date, il est également démontré que celui-ci s'estompe aux alentours de 2 mm .

2. Cristallin et capsulorhexis (fig. 4)

L'effet du laser femtoseconde sur le cristallin constitue actuellement le plus tangible des avantages. Moins en ce qui concerne la fragmentation, qui nécessite d'indéniables progrès, que pour le capsulorhexis dont la réalisation a un impact sur le comportement des LIO.

Le laser femtoseconde présente l'avantage de pouvoir réaliser les capsulorhexis de taille de centrage et de forme prévisibles et constantes. On peut parler de capsulorhexis automatisé si les paramètres ont été convenablement choisis par le chirurgien technicien.

Il est cependant délicat de trouver le compromis idéal entre le diamètre stabilisant la LIO et celui permettant une procédure aisée (fig. 5). Pour un diamètre de capsulorhexis donné, la proportion de capsule résiduelle varie en fonction du diamètre du sac qui, lui, est variable. La circularité supérieure à celle des capsulorhexis manuels devrait limiter les rétractions asymétriques, mais quels en seront les bénéfices cliniques quantifiables ? Par rapport à quel repère devons-nous centrer le capsulorhexis (pupille, axe optique, limbe) pour que l'implant soit centré et le demeure. La réponse à ces questions est supposée améliorer la stabilité postopératoire de la LIO (limiter le *shift*). Il n'y a pas de raison aujourd'hui (mesures, calculs, implants) qu'elle améliore l'ELP.

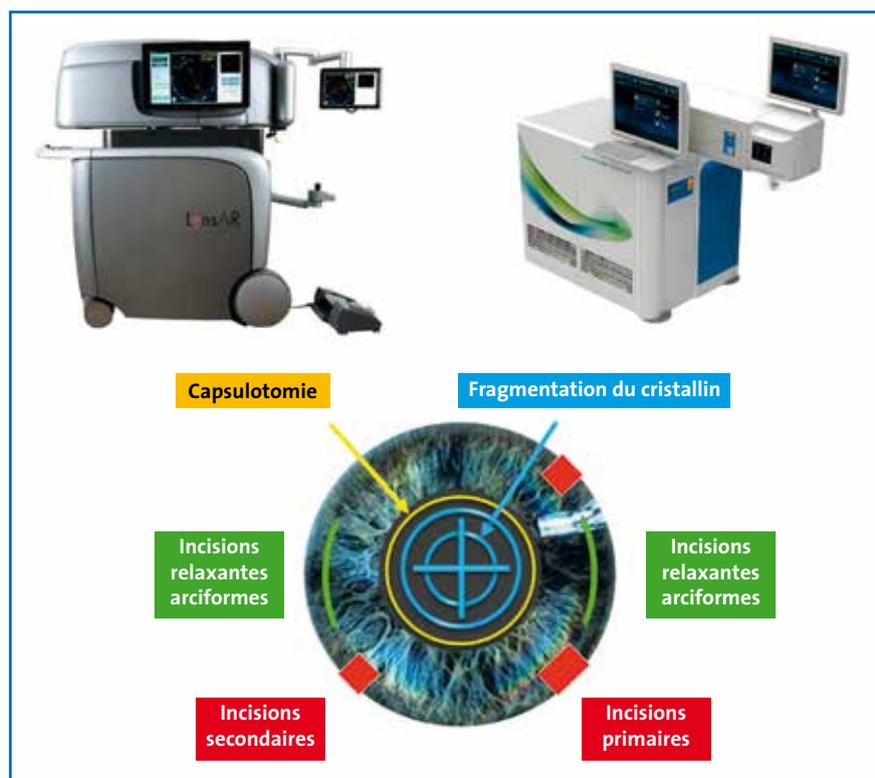


FIG. 3 : Les indications du laser femtoseconde.

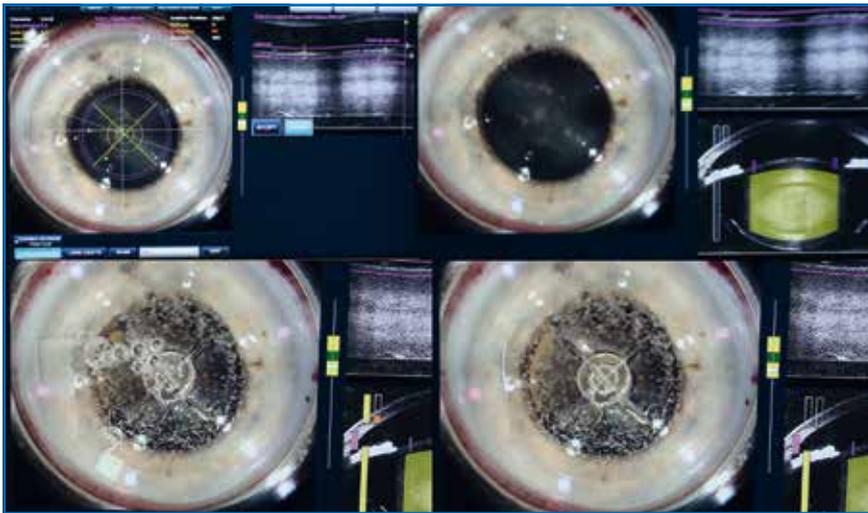


FIG. 4 : Actions du laser femtoseconde (Institut ophtalmique de Somain).

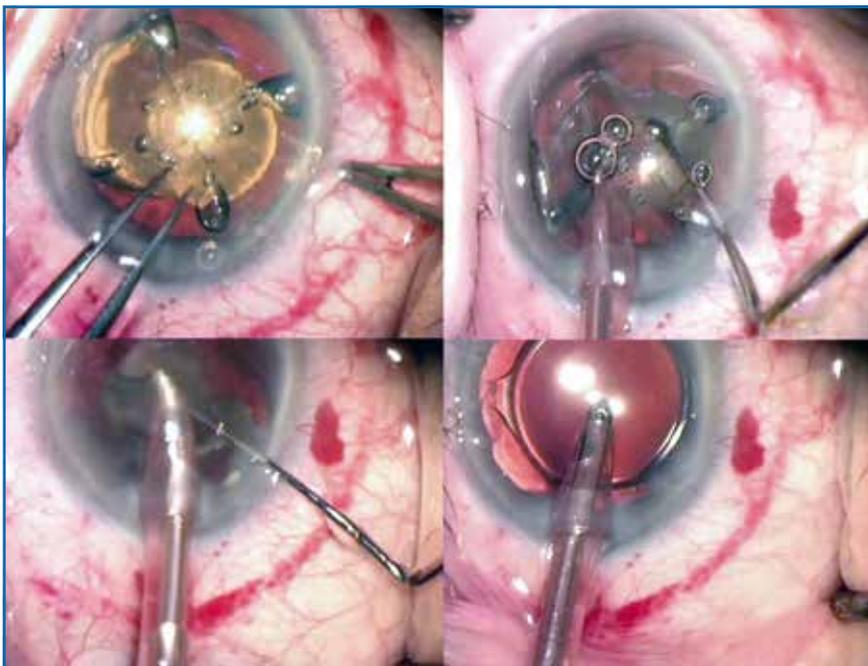


FIG. 5 : Étapes chirurgicales après laser femtoseconde (Institut ophtalmique de Somain).

Erreur réfractive : le laser femtoseconde peut-il apporter la solution ?

>>> Concernant l'ACI, tant que nous ne pourrons pas, du fait des matériaux d'implant, réduire significativement la taille des incisions, le laser femtoseconde

ne pourra pas apporter d'amélioration significative par rapport aux techniques équivalentes actuelles, même si les incisions sont mieux construites.

>>> Concernant la précision réfractive sphérique, le nœud du problème est la place des caractéristiques du capsulo-

rhexis sur la prévision de la position initiale et la stabilité des implants modernes, stables, peu ou non angulés, peu rétractogènes. Le laser femtoseconde n'a pas inventé de rhexis rond, de taille adéquate et centré. En revanche, il l'automatise.

En 1999, Cekiç a montré à 3 mois, pour une LIO en PMMA à anses rapportées (modèle obsolète), un déplacement postérieur de l'optique plus important pour des capsulorhexis plus petits (4 mm versus 6 mm) corrélé à une erreur réfractive postopératoire plus importante [11]. Les LIO injectables actuellement utilisées ne correspondent plus à ces caractéristiques.

En 2013, Oliver Findl, lors de la dernière ECRS à Amsterdam, a présenté une étude prospective importante à ce sujet [12]. Il étudie l'influence de la taille et de la position de capsulorhexis manuels sur la position d'implants modernes. Il mesure, sur 254 yeux consécutifs, la taille et la forme du capsulorhexis sur des images en rétro-illumination à 1 heure et 3 mois. Il mesure la PCA en AC-Master à 1 heure et 3 mois. Il évalue le décentrement et le *tilt* de l'implant à l'aide du *Purkinje meter* à 3 mois. Il distingue les capsulorhexis petits ou asymétriques (groupe *Small*), les capsulorhexis entre 4,5 et 5,5 mm et un *overlap* (débord du capsulorhexis sur l'optique de l'implant) sur 360° (groupe *Control* ou idéal), les capsulorhexis > 5,5 mm ou asymétriques ou sans recouvrement sur 360° (groupe *Eccentric*). Il ne constate aucune différence significative concernant la variation postopératoire de PCA (*shift*). Il observe une différence minime de 0,08 mm concernant le décentrement, cliniquement non significative. Il ne retrouve aucune différence concernant le *tilt*. En tout état de cause, pas d'argument en faveur d'une amélioration potentielle de la précision réfractive par l'amélioration de la précision et de la prédiction des paramètres du capsulorhexis par le laser femtoseconde.

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

La circularité du capsulorhexis contribue-t-elle vraiment à la stabilité frontale de la LIO? Cela a été démontré par Ohmi chez le lapin pour des capsulorhexis très asymétriques, dans des conditions expérimentales extrêmes (capsulorhexis en forme de D) [13]. Le lapin est un modèle très proliférant et les implants de 1993 ne répondent pas aux exigences actuelles. Aucune étude chez l'homme ne va dans ce sens.

En 2012, Filkorn avait comparé de manière prospective les calculs de puissance aux résultats postopératoires des patients ayant bénéficié d'une chirurgie du cristallin assistée par le laser femtoseconde (CCALF) (57 yeux) et par phacoémulsification (57 yeux) [14]. À 6 semaines postopératoire au moins, l'erreur absolue moyenne était significativement moindre dans le groupe CCALF ($0.38 \pm 0.28D$) par rapport au groupe conventionnel ($0.50 \pm 0.38D$) ($p = 0,04$). Cette différence était plus importante pour les yeux courts ($LA < 22,0$ mm, 0.43 ± 0.41 vs 0.63 ± 0.48) que pour les yeux longs ($LA > 26,0$ mm, 0.33 ± 0.24 vs 0.63 ± 0.42). Il conclut à une meilleure prédictibilité des calculs de puissance avec le laser femtoseconde, peut-être due à un capsulorhexis plus précis et à une position plus stable de la LIO.

En revanche, sur une série initiale de 61 patients consécutifs ayant reçu une LIO multifocale, Lawless ne retrouve pas de différence significative entre le laser femtoseconde et la technique conventionnelle, tant en termes d'équivalent sphérique que d'acuité visuelle [15]. L'équivalent sphérique moyen postopératoire était de $-0.01 \pm 0.35D$ dans le groupe laser femtoseconde et $-0.06 \pm 0.30D$ dans le groupe conventionnel ($p = 0,492$). L'erreur réfractive absolue moyenne était de $0.26 \pm 0.25D$ dans le groupe laser femtoseconde et de $0.23 \pm 0.16D$ dans le groupe conventionnel ($p = 0,489$). Aucune différence significative n'était retrouvée concernant l'acuité

visuelle non corrigée moyenne de loin et de près.

Au congrès de l'ASCRS 2013, à San Francisco, les études indépendantes de Chee Soon Phaik et de Dong-Jun Lee ne constataient aucune différence significative en termes de précision réfractive. Très récemment, dans une importante review parue dans le *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, Donaldson allait dans le même sens [16].

L'automatisation du capsulorhexis réduit une variable parmi de nombreuses variables (mesures préopératoires, calculs, chirurgies, LIO). Il permettra peut-être, pour un implant donné, d'affiner tant soit peu la constante A. Il permettra probablement de distinguer les LIO mieux adaptées pour bénéficier de la stabilité potentielle de ce capsulorhexis prévisible.

On peut aussi se poser la question des caractéristiques idéales du capsulorhexis en fonction d'implants futurs permettant de mieux prévoir l'ELP. Il n'est pas exclu que l'observation de différents types de LIO associées à différents types de capsulorhexis automatisés permette la mise au point d'implants de nouvelle génération, ou *femtolens*, qui rendront les nouvelles formules de calcul (ou de mesures peropératoires) customisées plus prédictives.

Nous allons pouvoir mieux systématiser la position de la LIO et les décentrement. Certains implants actuels vont s'avérer moins performants que d'autres. On peut également imaginer des implants se centrant non plus sur l'équateur, mais solitaires du capsulorhexis, facilitant la prédiction de sa position par rapport à un positionnement dans le sac et évitant toute contraction de celui-ci (brevet Nishi, *fig. 6*) [17].

>>> **Concernant les LIO toriques**, un recouvrement amélioré de l'implant par le capsulorhexis associé à des systèmes

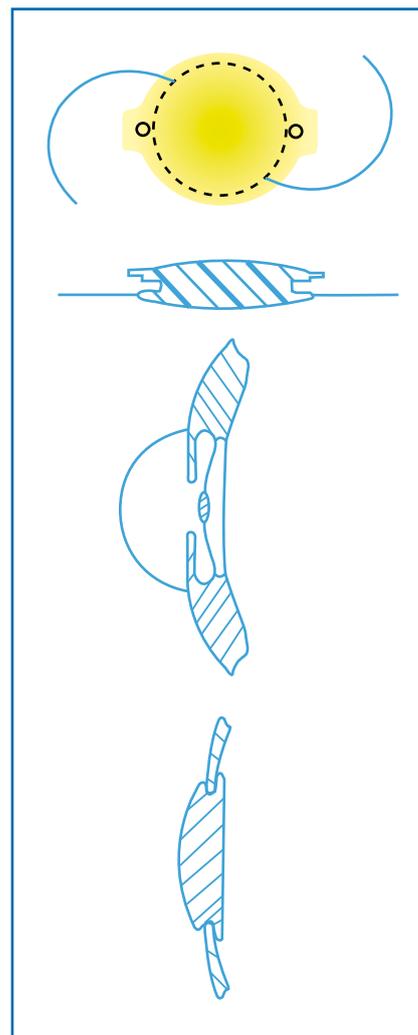


FIG. 6 : Brevet Nishi, implant prenant appui sur le capsulorhexis.

d'alignement par réalité augmentée devrait permettre une meilleure stabilité rotatoire. Cela n'est pas actuellement démontré cliniquement. En revanche, nous pourrions rapidement distinguer les implants toriques (matériau et design) les plus compatibles avec le laser femtoseconde en fonction des paramètres choisis.

>>> **Concernant les LIO multifocales**, nous avons vu qu'avec les LIO modernes le décentrement était minime eu égard aux paramètres du capsulorhexis [12].

Là encore, nous pourrions vérifier avec le laser femtoseconde si tous les modèles sont cliniquement équivalents.

Avant cela, il est possible d'améliorer les marges de tolérance lors de la fabrication des implants qui, si elles sont isolément assez peu significatives sur le résultat final aujourd'hui, pourraient s'avérer handicapantes demain dans le cadre d'une amélioration multifactorielle.

Conclusion

Le laser femtoseconde permet d'améliorer la prédiction des caractéristiques des incisions cornéennes et du capsulorhexis. Il n'est cependant pas démontré que cela se traduise en avantage clinique en termes de précision réfractive postopératoire, car celle-ci dépend d'autres facteurs dont la plupart sont préopératoires.

La prédiction de l'ELP dans l'œil dès la chirurgie constitue un problème clé que le laser ne doit pas pouvoir résoudre isolément actuellement. Ce n'est qu'en intervenant sur tous les paramètres (mesures, formules, chirurgie, LIO) que nous pourrions nous approcher de la précision réfractive de la chirurgie cornéenne.

En réduisant la variable du capsulorhexis, il n'est pas impossible que le laser femtoseconde contribue dans le futur à

une augmentation de la précision réfractive postopératoire.

Si l'automatisation du capsulorhexis peut favoriser la stabilisation des LIO, quelle que soit l'expérience du chirurgien, elle ne représente isolément qu'un apport minime en termes de précision réfractive avec les LIO et les formules actuelles.

Bibliographie

1. BEHNDIG A, MONTAN P, STENEVI U *et al.* One million cataract surgeries: Swedish National Cataract Register 1992-2009. *J Cataract Refract Surg*, 2011;37:1539-1545.
2. OLSEN T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand*, 2007;85:84-87.
3. ARISTODEMOU P, KNOX CARTWRIGHT NE, SPARROW JM *et al.* Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*, 2011;37:50-62.
4. DENOYER A, RICAUD X, VAN WENT C *et al.* Influence of corneal biomechanical properties on surgically induced astigmatism in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*, 2013;39:1204-1210.
5. NORRBY S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*, 2008;34:368-376.
6. OLSEN T. Prediction of the effective post-operative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg*, 2006;32:419-424.
7. ENGREN AL, BEHNDIG A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*, 2013;39:572-577.
8. PREUSSNER PR, OLSEN T, HOFFMANN P *et al.* Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2008;34:802-808.
9. OLSEN T, FUNDING M. Ray-tracing analysis of intraocular lens power in situ. *J Cataract Refract Surg*, 2012;38:641-647.
10. JIN GJ, GRANDALL AS, JONES JJ. Intraocular lens exchange due to incorrect lens power. *Ophthalmology*, 2007;114:417-424.
11. CEKIÇ O, BATMAN C. The relationship between capsulorhexis size and anterior chamber depth relation. *Ophthalmic Surg Lasers*, 1999;30:185-190.
12. FINDL O. Effect of capsulorhexis size and position on IOL position: a prospective trial. XXXI Congress of the ESCRS, Amsterdam, 5-9 octobre 2013.
13. OHMI S. Decentration associated with asymmetric capsular shrinkage and intraocular lens size. *J Cataract Refract Surg*, 1993;19:640-643.
14. FILKORN T, KOVÁCS I, TAKÁCS A *et al.* Comparison of IOL power calculation and refractive outcome after laser refractive cataract surgery with a femtosecond laser versus conventional phacoemulsification. *J Refract Surg*, 2012;28:540-544.
15. LAWLESS M, BALI SJ, HODGE C *et al.* Outcomes of femtosecond laser cataract surgery with a diffractive multifocal intraocular lens. *J Refract Surg*, 2012;28:859-864.
16. DONALDSON KE, BRAGA-MELE R, CABOT F *et al.* Femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*, 2013;39:1753-1763.
17. AMZALLAG T. Conception des lentilles intraoculaires destinées à la chirurgie assistée par le laser femtoseconde. *Réalités Ophtalmologiques*, 2012;195(Cahier 3):36-39.

L'auteur a déclaré être consultant pour la compagnie Alcon.

Décès

Le laboratoire Ophta-France nous demande de publier ce communiqué. La Rédaction de *Réalités Ophtalmologiques* présente à la famille de Guillaume Alexandre ses sincères condoléances.

Chers amis et partenaires,

Nous avons l'extrême tristesse et la douleur de vous annoncer que Guillaume Alexandre, notre ami et collègue, qui a travaillé avec nous pendant 11 ans, est décédé.

Guillaume avait 47 ans, et toutes nos pensées vont à sa famille.

L'équipe Ophta-France.