

L'ANNÉE OPHTALMOLOGIQUE

Chirurgie de la cataracte : quoi de neuf ?



→ T. AMZALLAG
Institut Ophtalmique, SOMAIN.

Comment évoquer l'année 2013 sans évoquer Joseph Colin qui a illuminé de son éternel sourire l'ophtalmologie française ? Il fut, entre autres, président de la SAFIR en 2009. Energétique, énergisant, innovateur, leader, visionnaire, il nous laisse un souvenir marquant et demeurera un exemple d'abnégation et de dévouement à l'ophtalmologie. Nous pensons à sa famille.

En 2013, la chirurgie de la cataracte évolue en France non pas à deux mais à trois vitesses :

- celle, largement majoritaire, de la cataracte standard utilisant un implant monofocal et qui doit inclure en 2013 la correction de l'astigmatisme cornéen préopératoire ;
- la chirurgie premium qui inclut la compensation de la presbytie et de l'astigmatisme éventuel ;
- enfin, la chirurgie assistée par laser femtoseconde, balbutiante, essentiellement associée aux implants premiums,

qui peine à démarrer en France en cette période de crise économique, le compteur restant bloqué à deux machines installées depuis un an.

L'ensemble de ces thématiques ainsi que les actualités concernant la chirurgie réfractive et cornéenne seront abordées et détaillées lors de la SAFIR 2013, les 11 et 12 mai 2013 (inscriptions sur <http://www.safir.org>, gratuite pour les étudiants membres).

Quelques chiffres

En 2011, nous avons opéré en France 704 000 cataractes, en hausse de 4,6 % par rapport à 2010 (source PMSI). 24,36 % d'entre elles ont été opérées dans le secteur public et 75,64 % dans le secteur privé. La plupart des implants utilisés demeurent des monofocaux. Malgré une forte augmentation, les LIO toriques ne représentaient encore que 6,5 % des LIO, les multifocaux 1,5 %. Enfin, les LIO multifocales toriques ne représentent que 0,5 % des implants posés dans notre pays.

En 2012, nous avons opéré en France 718 156 cataractes (source Alcon). 92,4 % des LIO étaient monofocales, 4,1 % étaient des LIO multifocales et multifocales toriques, 3,3 % étaient des LIO monofocales toriques. Pour la même année, au niveau mondial, 21 000 000 de cataractes ont été opérées dont 93,5 % de LIO monofocales, 3,2 % de LIO MF et MF toriques et 3,4 % de LIO toriques.

Entre 2012 et 2017, selon Market Scope, on attend une augmentation de 1,09 %

du nombre de cataractes opérées en Europe occidentale contre 3,6 % au niveau mondial.

La majorité des procédures sont réalisées en ambulatoire et sous anesthésie topique.

Femto : femtome

Le laser femtoseconde (**fig. 1**) pour la chirurgie de la cataracte demeure une énigme en 2013. Nous avons maintenant un an de recul dans notre pays et seules deux machines LensX (Alcon) (**fig. 2**) ont été vendues,

totalisant un peu plus de 500 procédures. Deux problèmes se posent : existe-t-il un avantage significatif pour le patient ? Existe-t-il un modèle économique en France alors que les honoraires vont être plafonnés, que le copaiement n'est pas autorisé et que le GHS poursuit sa baisse ? L'ensemble de ces incertitudes ainsi que le fait que la publicité ne soit pas autorisée en France expliquent probablement que nous ayons échappé, en première approche, au

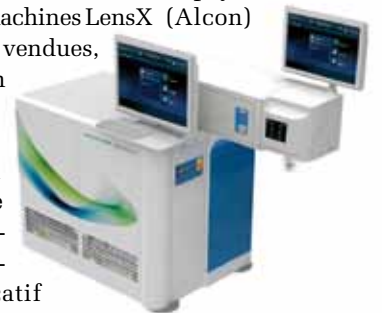


FIG. 1 : Lasers femtosecondes Victus (Bausch+Lomb) et LenSar (Topcon).

CATARACTE

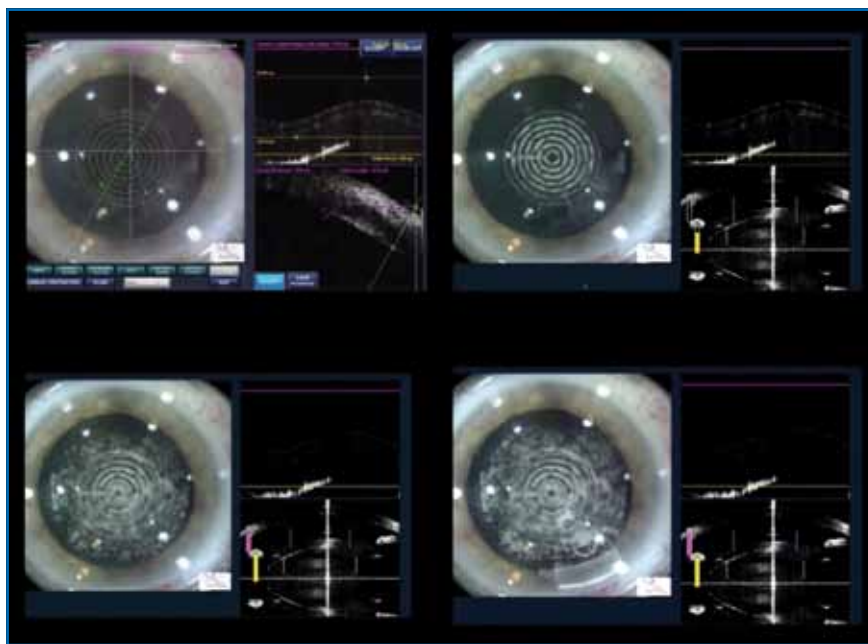


FIG. 2 : Etapes de la procédure laser femtoseconde avec le laser LensX (Alcon).

raz-de-marrée concurrentiel qui a eu lieu dans certains autres pays d'Europe. Au niveau mondial, 250 LensX (Alcon) sont installés, 29 Victus (Bausch+Lomb), 13 Optimedica et 36 LensAr (Topcon).

Les avantages pour le patient

En 2012, Filkorn [1] a 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). A au moins 6 semaines postopératoires, l'erreur absolue moyenne était significativement moindre dans le groupe CCLFS (0.38 ± 0.28 D) par rapport au groupe conventionnel (0.50 ± 0.38 D) ($p = .04$). Cette différence était supérieure pour les yeux courts ($LA < 22,0$ mm, 0.43 ± 0.41 vs $0,63 \pm 0,48$) que pour les longs ($LA > 26,0$ mm, $0,33 \pm 0,24$ vs $0,63 \pm 0,42$). Ils concluent à une meilleure prédictibilité des calculs de puissance avec le laser femtoseconde (LFS), peut-être due

à un capsulorhexis plus précis et à une position plus stable de la lentille intra-oculaire (LIO).

Lawless [2], sur une série initiale de 61 patients consécutifs ayant reçu une LIO multifocale, ne retrouve pas de différence significative entre le LFS et la technique conventionnelle tant en termes d'équivalent sphérique que d'acuité visuelle. L'équivalent sphérique moyen postopératoire était de -0.01 ± 0.35 D dans le groupe LFS et -0.06 ± 0.30 D dans le groupe conventionnel ($p = .492$). L'erreur réfractive absolue moyenne était de 0.26 ± 0.25 D dans le groupe LFS et 0.23 ± 0.16 D dans le groupe conventionnel ($p = .489$). Aucune différence significative n'était retrouvée concernant l'acuité visuelle non corrigée moyenne de loin et de près.

Roberts [3] qui avait publié une très intéressante étude initiale compare ses résultats avec l'expérience et l'amélioration des techniques sur 1 500 cas. Il distingue les 200 premiers cas (groupe 1) des 1 300 suivants (groupe 2). Il observe :

- 4 % de refends capsulaires dans le groupe 1 et 0,31 % dans le groupe 2 ;
- 3,5 % de ruptures capsulaires postérieures dans le groupe 1 et 0,31 % dans le groupe 2 ;
- 2 % de noyau dans le vitré dans le groupe 1 et 0 % dans le groupe 2, ($p < 0,001$ pour toutes les comparaisons).

Le nombre de tentatives de *docking* (mise en place de l'interface patient sur la cornée du patient) passe de 1,5 à 1,05, l'incidence des contractions pupillaires post-laser passe de 9,5 à 1,23 % et le nombre de tags (attaches résiduelles) capsulaires antérieurs de 10,5 à 1,61 %. Roberts conclut que la sécurité et la qualité des résultats s'améliorent avec l'expérience du chirurgien, l'adaptation des techniques et l'amélioration des machines.

Cependant, la littérature 2012 est assez pauvre et les résultats concernant les avantages des patients, essentiellement en termes de précision réfractive, ne sont pas probants pour le moment. Selon certains utilisateurs français de ces lasers qui ont pu en tester comparativement les modèles (LensX et Victus) [4], la courbe d'apprentissage est importante, les résultats concernant le capsulorhexis inconstants en fonction des machines, la présence d'un technicien indispensable. "Il est trop tôt pour répondre quant à un avantage patient, beaucoup de petites séries ont été publiées avec des conclusions hâtives, les utilisateurs cherchant à justifier leur investissement et les détracteurs cherchant à justifier leur attentisme."

Dans une étude rétrospective menée à Cochin [5] sur 18 patients, aucune différence significative n'a été retrouvée entre le groupe CCALFS et le groupe phacoémulsification. A la question "conseilleriez-vous la CCALFS à vos proches par rapport à la technique conventionnelle?", 92,85 % des opérés ont répondu non. Trois parce que l'appui est douloureux, un parce que la procédure est lon-

CATARACTE

gue, un parce que les déplacements sont gênants et dix parce qu'ils ne voient pas de différence.

Il est donc possible qu'il existe un avantage de la CCALFS pour les patients, mais il semble difficile à mettre en évidence en l'état actuel des technologies et des techniques. En revanche, la sécurité des procédures, malgré plusieurs cas de *capsular block syndroms* (éclatement du sac capsulaire par surpression) publiés, semble s'améliorer progressivement.

A la recherche d'un modèle économique

Le second aspect important de la CCALF réside dans sa viabilité économique.

Selon P. Crozaon [6], le surcoût d'une procédure de la CCALF incluant l'acquisition du laser, sa maintenance et le PI (*Interface Patient*) est de 497,5 euros par patient pour 600 cas annuels, 695 euros pour 300 cas et 1 287,50 euros pour 120 cas. Auxquels il faut rajouter un surcoût approximatif de 111,30 euros pour une LIO torique, 375,42 euros pour une LIO multifocale et 565 euros pour une LIO multifocale torique. En l'absence de copaiement (voire même dans l'hypothèse d'un copaiement), il n'existe probablement pas aujourd'hui de modèle économique viable pour les procédures standard monofocales. En revanche, il peut en exister un pour les procédures réfractives incluant un implant premium à condition que les volumes soient suffisants. Il est cependant à parier, considérant l'évolution du marché et l'accroissement de la concurrence, que les prix des machines et ceux des PI évolueront à la baisse dans un futur proche.

“Le laser facilite l'utilisation des implants premiums du fait du gain de précision et les implants premiums facilitent le développement du laser du fait des tarifs qu'ils autorisent” [6].

Le STIC FEMCAT [7]

A l'instigation de Joseph Colin et de l'équipe de Bordeaux va être mise en place une étude destinée à comparer les résultats cliniques de la chirurgie de la cataracte assistée par le LFS (CCALFS) à la phacoémulsification, et à évaluer comment cette technologie innovante peut s'intégrer dans le paysage économique français de santé. Outre le bénéfice patient et les risques, cette étude s'inscrit dans une vision plus large en termes de santé publique pour faire face à l'accroissement du nombre de procédures de cataracte que nous devrions rencontrer dans les années à venir. L'hypothèse de recherche est que le ratio coût/efficacité pourrait être meilleur que celui de la phacoémulsification, malgré un investissement initial supérieur à l'échelle de la société. Il s'agit d'une étude prospective, comparative randomisée, incluant cinq centres et 2 000 patients sur 24 mois.

L'objectif principal de cette étude est l'évaluation médico-économique du ratio coût/efficacité et l'impact budgétaire de la diffusion de cette technologie. L'objectif secondaire concerne la vision et les complications peropératoires.

Nous attendons avec impatience les résultats de cette étude utile et intelligente, d'autant que la littérature est assez pauvre pour le moment concernant les résultats de la CCALFS.

Précision réfractive : où en sommes-nous ?

Le laser femtoseconde pour le traitement de la cataracte a mis en avant la nécessité et des possibilités d'amélioration de la précision réfractive. La chirurgie du cristallin devient phacoréfractive, d'autant que le site cristallinien est maintenant un site réfractif à part entière dans le cadre de la chirurgie du cristallin non opacifié. La chirurgie de la cataracte constitue également une “opportunité

réfractive” qu'il ne faut pas manquer. Chose à peine envisageable, il y a encore quelques années, nous nous surprisons à comparer la précision réfractive de cette 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 tant au niveau des résultats que de la précision et des prix. Force est de constater que malgré des avancées significatives ces dernières années, la précision réfractive cristallinienne n'égale pas celle des traitements cornéens. 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 les obligations de précision. Reste à démontrer que cette promesse sera tenue.

Les erreurs réfractives proviennent essentiellement de quatre origines :

>>> Les erreurs de mesures de la longueur axiale et de la kératométrie : les mesures interférométriques représentent une amélioration majeure. La précision de ces mesures est celle qui a le plus augmenté

>>> Les formules de calcul et les constantes demeurent un des principaux facteurs limitants, en particulier pour la prédiction de l'ELP. Même si les meilleures formules sont employées en fonction de la longueur axiale (LA), elles demeurent parfois imprécises pour la prédiction de la position effective de l'implant dans l'œil (*Effective Lens Position*, ELP). Il est généralement admis que pour des LA comprises entre 22,5 et 24,5 (72 % de la population), la plupart des formules modernes dont la SRKT sont performantes. Au-delà de 24,5 mm (20 % de la population), la formule SRKT est plus précise. En dessous de 22,5 mm (8 % de la population), les formules de Holladay et Hoffer-Q sont plus précises.

>>> La technique chirurgicale qui peut comporter des variables dont celle du capsulorhexis: un capsulorhexis inadéquat favorise l'imprécision de la position de l'implant tant dans le plan frontal qu'antéropostérieur (facteur de variation de puissance effective). Il faut signaler que la précision du capsulorhexis n'a pas débuté avec le LFS, qu'en revanche il est susceptible de la systématiser et donc de se démocratiser. Cette taille de rhexis influence d'autant plus la précision pour certains dessins d'implants, cependant 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 LIO, pour une précision optimale. Mettons à part les implants placés dans le sulcus qui myopisent systématiquement les patients et dans des proportions peu prévisibles.

>>> Les implants dont le dessin, le matériau et la puissance réelle (qui peut varier) influencent le résultat: associés aux caractéristiques du capsulorhexis, les paramètres de la LIO affectent l'*Effective Lens Position* (ELP) qui influence notablement la précision du résultat et peut évoluer dans le temps. Il n'est pas certain que les dessins d'implants actuels soient les mieux à même de tirer bénéfice d'un capsulorhexis "idéal".

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

En 2007, Olsen [8], en utilisant la biométrie par interférométrie et des formules optimisées, retrouve une erreur

réfractive postopératoire moyenne de 0.43 D contre 0.92 D en 1992. 37,5 % des patients présentent une erreur > 0.50 D et 7,6 % > 1 D.

En 2011, Aristodémou [9] 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 > 0.50 D et 5 % > 1 D.

Norrby [10], en analysant les causes d'erreurs réfractives, met en avant la position effective de la LIO dans l'œil (*Effective Lens Position*, ELP) postopératoire: 35 %; la mesure postopératoire de la réfraction: 27 %; la mesure préopératoire de la longueur axiale: 17 %; et le diamètre pupillaire: 8 % (du fait de l'asphéricité). Il considère que la mesure de la profondeur de la chambre antérieure et le vault sont peu prévisibles et qu'il est difficile de réduire l'erreur réfractive moyenne en dessous de 0.4 D.

Olsen [11], en optimisant les algorithmes de prédiction de la profondeur de chambre antérieure (*Anterior Chamber Depth*, ACD), n'obtient qu'une amélioration modeste de la précision réfractive.

Des progrès sont donc à réaliser pour la prédiction de l'ACD et de l'ELP si l'on souhaite améliorer significativement la précision réfractive postopératoire.

Preußner [12] pointe les tolérances des fabricants en termes de puissances réelles des LIO par rapport aux puissances affichées (norme ISO 11979): $P \leq 15 \text{ D} \pm 0,3 \text{ D}$, $15 \text{ D} < P \leq 25 \text{ D} \pm 0,4 \text{ D}$, $25 < P \leq 30 \text{ D} \pm 0,5 \text{ D}$, $P > 30 \pm 1 \text{ D}$.

Enfin, en 2012, Olsen [13] (**fig. 3**) confirme cette problématique de la puissance réelle des LIO implantées en utilisant des méthodes de *ray tracing*. Il mesure la puissance in situ des LIO et retrouve une erreur prédictive moyenne par rapport à la puissance affichée de $0,26 \pm 0,65$ (-2,4 à +1,8 D), 12 % > 1 D et 1 % > 2 D.

On voit donc que si l'automatisation du capsulorhexis par le LFS constitue un élément positif, il ne pourra certainement pas résoudre seul le problème de l'erreur réfractive postopératoire qui demeure essentiellement liée aux erreurs de mesure et de calcul.

Le diamètre du capsulorhexis est programmable et constant, mais quelle valeur choisir?

Un diamètre de 4,5 mm, fréquemment reporté dans la littérature rend plus difficile la fragmentation du noyau mais accroît la stabilité de la LIO, limitant le risque de capture de l'optique par le rhexis ainsi que le *tilt*. Il augmente le

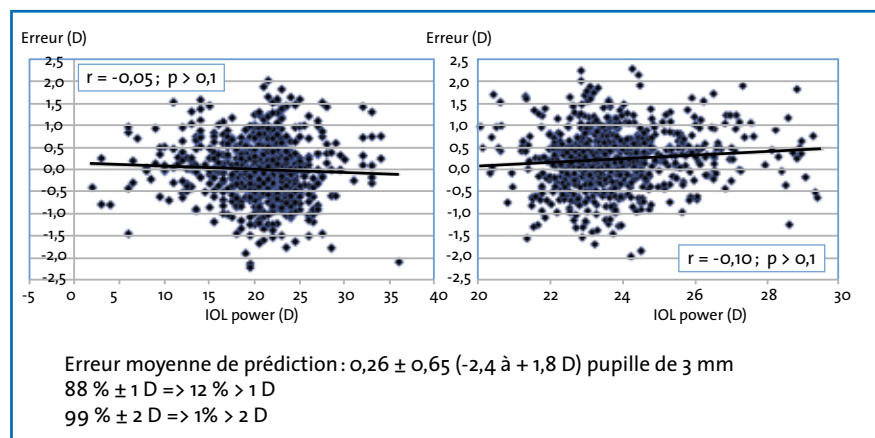


FIG. 3: Erreurs de puissance d'implant mesurées in situ. D'après [13].

CATARACTE

recouvrement de l'optique par le capsulorhexis, contribuant à lutter contre l'opacification de la capsule postérieure (OCP). En revanche, pour les LIO angulées, il rend moins prédictible la position effective de la LIO (*Effective Lens Position*, ELP) indispensable à la précision réfractive postopératoire.

De manière surprenante, Nagy [14], sur une série de 54 capsulorhexis de 4,5 mm, retrouve à une semaine un recouvrement incomplet de l'optique par le capsulorhexis dans 28 % des cas dans le groupe manuel mais surtout dans 11 % dans le groupe FS, en utilisant une LIO acrylique hydrophobe souple 3 pièces angulée de diamètre 6 mm dont le centrage est un des meilleurs possibles.

Un diamètre supérieur (5,2- 5,5 mm) rend la fragmentation plus efficace et sûre mais accroît notablement le risque d'instabilité de la LIO et de *tilt*. Par ailleurs, le recouvrement de l'optique par le capsulorhexis sur 360 ° est peu probable pour la plupart des designs, rendant la lutte contre l'OCP aléatoire.

Le diamètre du capsulorhexis est fixe et dépend généralement de celui de la LIO mais sa proportion par rapport à celui du sac varie, rendant les phénomènes de cicatrisation sacculaire encore peu prévisibles.

Le LFS permet un excellent centrage du capsulorhexis, mais par rapport à quoi ? Dans la plupart des études, le capsulorhexis est centré sur la pupille, comme c'est le cas pour les capsulorhexis manuels. Or la quasi-totalité des LIO se centrent sur l'équateur, d'où un décalage possible entre l'optique et le capsulorhexis, quel que soit le design de la LIO. En revanche, il est possible qu'avec le LFS, le capsulorhexis se centre sur le limbe, ce qui pourrait offrir des possibilités pour le futur.

L'automatisation partielle du capsulorhexis n'engendrera qu'une amélioration minime de la précision réfractive qui dépend de nombreux autres paramètres.

Ce n'est qu'en intervenant sur tous les paramètres pré- et peropératoires que nous pourrions nous approcher de la précision réfractive de la chirurgie cornéenne dont nous sommes actuellement éloignés. L'automatisation du capsulorhexis, bien qu'utile, ne représente isolément qu'un apport minime.

L'astigmatisme cornéen : il faut en finir

Il est temps d'en finir avec l'astigmatisme cornéen préopératoire ! Parce que l'astigmatisme résiduel représente une gêne fonctionnelle pour le patient (*fig. 4*), qu'il génère des coûts supplémentaires de correction optique et que celle-ci corrige moins bien l'astigmatisme qu'une correction intraoculaire et réduit le champ visuel. Par ailleurs, nous disposons enfin en 2013 d'une gamme d'implants toriques performants, pouvant être positionnés précisément et suffisamment stables dans le temps après l'intervention.

L'amélioration de la précision réfractive essentiellement liée à l'amélioration des mesures préopératoires et des dessins d'implants nous a sensibilisés à la qualité du résultat réfractif postopératoire. La réduction de la taille des incisions devenues proches de la neutralité en termes d'astigmatisme chirurgicalement induit nous incite à prendre en charge les défauts résiduels. Les implants asphériques vont dans ce sens et se sont imposés, car ils ne nécessitent aucune mesure spécifique de notre part pour le moment. Les implants toriques constituent l'aboutissement logique et évident de ces évolutions récentes.

Qu'est-ce donc qui explique que seulement 3 à 4 % des LIO implantées soient toriques alors que 40 % des opérés présentent un astigmatisme cornéen préopératoire > 1 D, et parfois plus dans certaines populations [15] ? Une des raisons est la sous-estimation de l'organisation et de la technique nécessaire à l'obtention

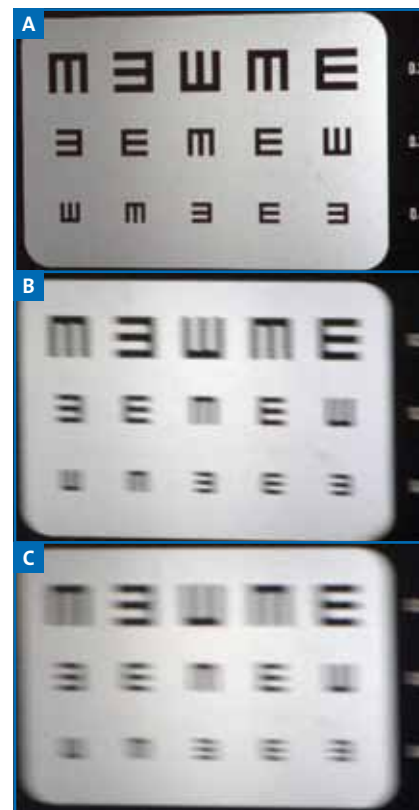


FIG. 4 : Impact visuel de l'astigmatisme résiduel. **A :** sans astigmatisme. **B :** astigmatisme 1.0 D. **C :** astigmatisme 2.0 D.

d'un bon résultat. Certes, l'utilisation d'implants toriques est simple dans son principe mais l'obtention d'un résultat constamment précis nécessite une rigueur à toutes les étapes. Les efforts techniques et logistiques nécessaires ne peuvent être consentis que par une forte motivation du chirurgien. Celle-ci est parfaitement justifiée par la qualité des résultats obtenus, la satisfaction des patients et le peu de contre-indications ou de surprises postopératoires, comme on peut en rencontrer parfois avec les LIO multifocales. La correction systématique des astigmatismes cornéens préopératoire à partir d'une certaine valeur (1 D pour certains, surtout s'ils sont obliques, $\geq 1,5$ D, en ce qui me concerne) se doit de devenir la règle en 2013 et comporte une valeur ajoutée à la chirurgie de la cataracte. 94 % des patients disent se passer

de lunettes en vision de loin dans les cas d'implantation torique bilatérale.

1. En consultation

L'organisation du cabinet ne doit pas forcément être bouleversée, mais elle doit comporter de quelque manière que ce soit :

>>> **La mesure et le repérage des valeurs d'astigmatisme concernées par le chirurgien ou son assistante :** la sélection du patient est relativement aisée, une fois exclues les contre-indications qui sont rares en pratique. Chacun fixera le seuil de correction en sachant que les

premiers cas bénéficient plus volontiers aux astigmatismes plus importants qui sont toujours plus demandeurs spontanément et plus satisfaits de leurs résultats. Avec la pratique et la confiance, les valeurs diminuent rapidement.

>>> **La réalisation de kératométries et d'une topographie cornéenne :** ces mesures sont grandement facilitées par les nouvelles technologies de type Aladdin (fig. 5) (Topcon), qui réalisent simultanément mesure interférométrique de longueur axiale, kératométrie, topographie cornéenne et calcul d'implant torique avec tous les modèles les plus

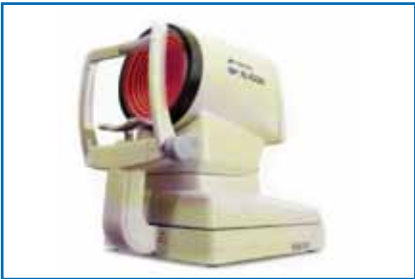


FIG. 5 : Biomètre, topographe Aladdin.

répandus (fig. 6). Elles permettent un gain de temps, d'efficacité, de fiabilité et de sécurité. Nous avons réalisé une série préliminaire avec Aladdin qui retrouve

		Aladdin	Zeiss IOL Master	Lenstar LS 900	AI-Scan
Measurements	Axial length	15-38 mm	14-38 mm	14-32 mm	14-40 mm
	Corneal Radii-keratometry	3,3-37,5 mm	5-10 mm	5-10,5 mm	5-13 mm
	ACD	1,5-5,5 mm	1,5-6,5 mm	1,5-5,5 mm	1,5-6,5 mm
	White to white	6-18 mm	8-16 mm	7-16 mm	7-14 mm
	Corneal Thickness (CT)			300-800 µm	250-1300 µm
	Lens Thickness			0,5-6,5 mm	
	Pupillometry	0,5-10 mm		2-13 mm	1-10 mm
	Display scale	0,01 mm	0,01 mm	0,01 mm	0,01 mm
Formulas		SRK II, SRK/T, Holladay 1, Hoffer-Q, Haigis, Camellin-Calossi	SRK II, SRK/T, Holladay 1 et 2, Hoffer-Q, Haigis	SRK II, SRK/T, Holladay 1, Hoffer-Q, Haigis	SRK, SRK II, SRK/T, Binkhorst, Holladay, Hoffer-Q, Haigis, Camellin-Calossi
Other features	Corneal Map	✓	✗	✗	✗
	Zerinke analysis	✓	✗	✗	✗
	Dynamic pupillometry	✓	✗	✗	✗
	Static pupillometry in different light conditions	Yes, images sequences Controlled condition	✗	Single image ambient light	Single image
Technique	AL	Michelson interferometer	Laser Doppler interferometer	Laser Doppler interferometer	Laser Doppler interferometer
	Keratometry	Placido disk	Led patterns	Mire rings	Mire rings
	ACD	Slit lamp (horizontal segment image)	Slit lamp	Interferometer	Scheimpflug image horizontal segment

FIG. 6 : Comparaison des biomètres interféromètres.

CATARACTE

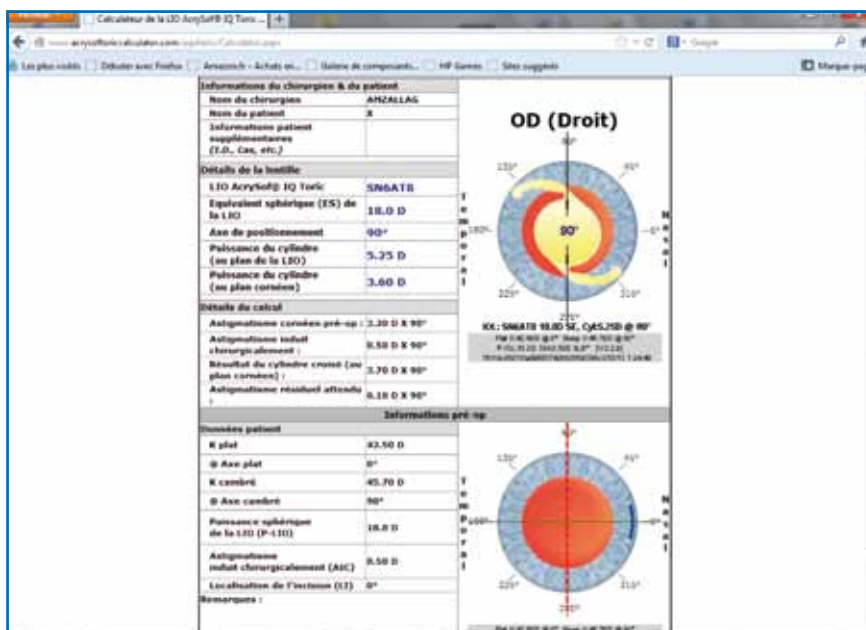


FIG. 7: Calculateur d'implant torique (Alcon).

des résultats très fiables comparés aux meilleures technologies existantes. Ils seront à confirmer sur de plus grands échantillons et les constantes A vérifiées en fonction des formules de calcul.

>>> L'information spécifique au patient concernant la correction de l'astigmatisme: en cela, la fiche rédigée par la SAFIR et la SFO est très utile et suffisante (<http://www.safir.org/index.php/Sample-Data-Articles/fiches-safir.html>).

>>> L'information concernant le surcoût qui est modéré comparé à celui d'une correction optique de l'astigmatisme: pour la plupart des modèles disponibles, le surcoût avoisine 75 euros avec une tendance globale à la diminution des prix. Un devis écrit devra être remis et signé par le patient.

>>> Le calcul et la commande de l'implant (fig. 7): pour ceux qui ne disposent pas de calculateurs intégrés, différents calculateurs très faciles d'utilisation sont disponibles sur Internet. L'implant est généralement commandé en double pour assurer la sécurité du geste en cas de dommage au premier implant (fig. 8).



FIG. 8: Implants toriques acrylique hydrophobe Alcon, acrylique hydrophile Zeiss.

2. Au bloc opératoire

>>> Le marquage de l'axe: le marquage constitue une étape importante et doit être le plus précis possible. Il en existe de toutes sortes. Le système le plus précis concernant la déviation de l'axe est le système pendulaire. Le plus précis concernant l'alignement vertical est le système à aplanation monté sur lampe à fente. Le système à bulle est moins performant [16].

>>> Le positionnement de la LIO sur l'axe d'astigmatisme (fig. 9): si le mar-

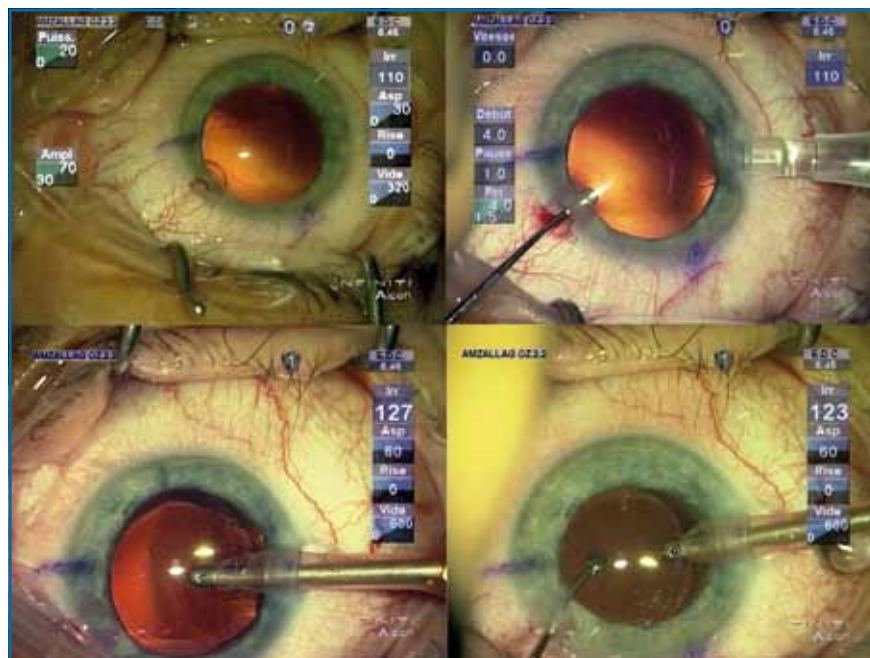


FIG. 9: Etapes du positionnement d'une LIO torique sur son axe définitif.

CATARACTE

quage est convenable, le positionnement est relativement aisé. Le capsulorhexis ne doit pas être trop grand pour assurer la stabilité de l'implant. Il faut prêter attention à quelques points :

> Prépositionner l'axe de la LIO 20 à 30° avant la position définitive, dans le sens horaire.

> Retirer toute la substance viscoélastique devant et derrière la LIO.

> Assurer l'étanchéité de l'incision pour éviter l'effacement de chambre antérieure.

> A l'aide d'un manipulateur, s'approcher très progressivement de la position définitive avec une chambre antérieure conformée par l'irrigation.

> Positionner correctement le microscope au-dessus de la LIO pour éviter les erreurs de parallaxe.

Presbytie : la bataille des intermédiaires

On essaie toujours de lever les obstacles séparant les 4 % de LIO multifocales posées de 100 % de presbytes post-opératoires après chirurgie du cristallin. Nous butons toujours sur la gestion des rares patients insatisfaits qui nécessitent beaucoup de temps et d'attention. Par ailleurs, malgré une sélection rigoureuse des patients, le respect des contre-indications et une information pertinente, les quelque 20/20 *unhappy* continuent à nous freiner.

L'année 2012 a été marquée par l'arrivée de plusieurs implants multifocaux favorisant la vision intermédiaire et de loin par rapport à la vision de près. Ils viennent compléter l'arsenal des possibilités. Ils sont destinés aux patients dont les activités sont prédominantes de loin, qui souhaitent une meilleure vision intermédiaire, et pour lesquels on veut limiter les effets secondaires de la multifocalité (diminution de la vision des contrastes, halos, éblouissements).

L'implant Restor 2.5 (Alcon) (*fig. 10*) comporte une addition de 2.5 (+ 2 au plan des lunettes), 7 marches diffractives sur une zone de 0,938 mm. L'énergie lumineuse est répartie à 69,4 % de loin et 18 % de près.

L'implant Lentis Comfort (Topcon) (*fig. 11*) avec son addition de +1.5 est uniquement destiné à la vision de près et intermédiaire. Son prix est assez proche de celui d'une LIO monofocale. Une correction de près est nécessaire.

LIO préchargées : 2013, l'apogée, enfin

Le préchargement représente la forme ultime de l'injection des lentilles intraoculaires (LIO) actuelles dans la mesure où elle permet un gain de temps de fiabilité et de sécurité du fait de l'absence de manipulation de l'implant par le



FIG. 11 : Implant multifocal vision intermédiaire Lentis comfort + 1,5 (Topcon).

chirurgien. L'année 2012 a vu l'arrivée simultanée d'un grand nombre d'injecteurs préchargés, en particulier destinés à des LIO faites d'acrylique hydrophobe. Il s'agit là d'un tournant marquant.

Les implants préchargés n'avaient manifestement pas la place qu'ils devaient avoir, et ce pour plusieurs raisons :

1. Les aspects économiques : ils constituent un surcoût pour les compagnies aussi bien pour leur développement que pour leur commercialisation par rapport aux injecteurs existants.

2. Les brevets concernant les injecteurs : ils empêchent d'associer les meilleures idées sur un même produit.

3. La fiabilité mécanique lors du pliage et de l'injection de la lentille intraoculaire (LIO) a beaucoup progressé mais l'utilisation de pièces plastiques et le stockage simultané de la lentille et de l'injecteur rendent beaucoup plus délicat l'obtention d'une reproductibilité constante. Du point de vue mécanique, on peut distinguer deux types d'injecteurs :

>>> Les premiers plient et poussent l'implant en une seule étape : Acrysert C, Alcon ; iTec, AMO EYE Cee NZ1, Cromapharma ; Micro 123, Physioli ;

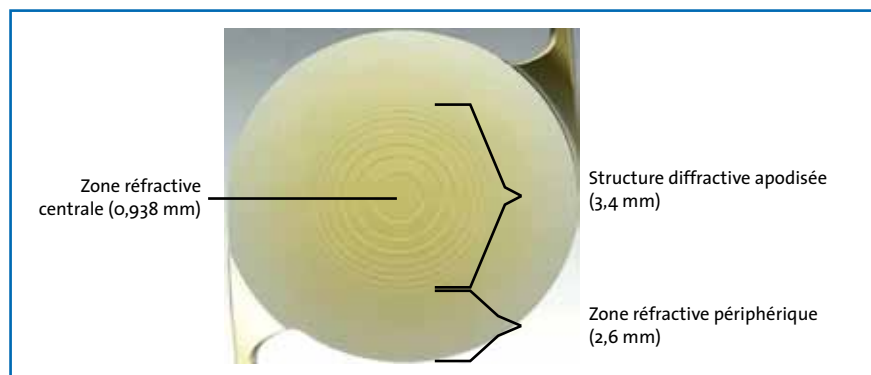


FIG. 10 : Implant multifocal vision intermédiaire Restor + 2,5 (Alcon).

Genium, LCA. Ils ont en général un chargement à plat, un poussoir rigide, et sont bien adaptés aux implants avec des anses en C. Ils sont toutefois limités à des incisions au minimum de l'ordre de 2,2 mm.

>>> **Les seconds nécessitent une étape de pliage préalable à l'action de pousser :** Isert, Hoya ; Bluemixs, Zeiss ; Accuject PRO, Mediceal ; Artis PL, Cristalens. Le chargement est en général latéral (sauf Isert), le poussoir a une extrémité souple et ils sont bien adaptés aux implants quatre anses. Ils autorisent des tailles d'incisions légèrement inférieures.

4. La capacité de glissement des cartouches constitue un enjeu majeur de l'injection et plus particulièrement en ce qui concerne le préchargement et la micro-incision. Il existe trois principales possibilités :

>>> La première et la plus répandue consiste à inclure dans le polypropylène de la cartouche **un agent glissant** (*blooming agent*), fréquemment l'acide pationique, qui apparaîtra à la surface de la cartouche après stérilisation. Ces cartouches sont habituellement stérilisées à l'oxyde d'éthylène, mais si elles sont associées à des LIO faites de matériaux acryliques hydrophiles, elles doivent l'être à la vapeur comme la LIO. Il existe alors un risque de relargage de monomères glycérides ou d'agent glissant dans le liquide de conservation susceptibles d'être captés (et conservés) par le matériau hydrophile. Leur responsabilité a été évoquée dans la survenue de TASS syndromes après utilisation de certains injecteurs préchargés destinés à des LIO faites d'acryliques hydrophiles.

>>> La seconde possibilité de plus en plus utilisée consiste en **un traitement de surface** (*coating*) tel le polyvinyle pyrrolidone (PVP) qui peut être hydrophile ou hydrophobe.

>>> La troisième possibilité est l'emploi d'**une technologie plasma** modifiant

les propriétés de surface du matériau. L'amélioration des capacités de glissement permet de limiter les contraintes mécaniques sur les pistons, d'améliorer la sécurité et la facilité d'injection pour le chirurgien, et enfin de réduire la taille d'incision.

5. La sécurité microbiologique doit être assurée lors de l'utilisation des injecteurs préchargés comme pour toute procédure. Des TASS syndromes ont été rapportés principalement avec des LIO faites de matériaux acryliques hydrophiles, mais également (plus rarement) acryliques hydrophobes. La plupart des produits n'ont jamais été associés à des TASS syndromes. La difficulté vient de la complexité des mécanismes en cause.

6. Réduire la taille d'incision constituait jusque récemment un des facteurs limitants majeurs à la généralisation des injecteurs préchargés dans la mesure où la taille d'incision de référence en chirurgie de la cataracte est aujourd'hui comprise entre 1,8 et 2,2 mm, plus proche de 2,2 mm. Or, jusqu'il y a peu, les injecteurs préchargés n'étaient pas compatibles avec de telles valeurs, mais plus proches de 3 mm. Cela a beaucoup évolué, d'abord pour les LIO faites de matériaux acryliques hydrophiles (structurellement plus déformables), puis pour celles faites d'acryliques hydrophobes [17-18]. Pour appréhender cette problématique, il faut considérer que le diamètre interne du tunnel d'injection doit être de 1,6 mm pour une incision de 2,2 mm, de 1,25 mm pour une incision de 1,8 mm et de moins de 1 mm pour une incision de 1,4 mm, alors que le diamètre optique de la plupart des LIO est de 6 mm [19]. Cela laisse imaginer les contraintes mécaniques s'exerçant sur les parois du tunnel d'injection lors du passage de l'implant. Les valeurs au niveau du biseau peuvent atteindre 15 newtons. La cornée est un tissu peu élastique et on considère que la déformation qui lui est imposée ne doit pas dépasser 15 % si l'on souhaite éviter un étirement

irréversible générateur d'instabilité (étanchéité, astigmatisme induit). Il est toujours préférable d'agrandir une incision que de la traumatiser. En cas de rupture du tunnel d'injection, un stress est immédiatement transmis à l'incision et à la LIO.

De nombreuses améliorations ont récemment été apportées aux injecteurs préchargés afin d'accroître la sécurité microbiologique, la fiabilité mécanique et la performance en termes de taille d'incision, ce qui explique le phénomène d'accélération auquel nous assistons en 2013. Le nombre de produits commercialisés s'accompagne d'un accroissement significatif du nombre d'injections préchargées en France, pays européen en pointe dans ce domaine.

Les injecteurs destinés à des LIO faites d'acryliques hydrophobes (**fig. 12**) posant moins de problèmes de sécurité microbiologique du fait (entre autres) de la stérilisation concomitante de l'injecteur et de la LIO par l'oxyde d'éthylène, le principal challenge a consisté à réduire la taille de l'incision alors que le matériau d'implant est beaucoup moins déformable que l'acrylique hydrophile, tout en conservant une bonne fiabilité. Pour certains, on a fait plier la LIO



FIG. 12 : Injecteurs préchargés acryliques hydrophobes (AMO, Alcon, Hoya).

CATARACTE

par le chirurgien et non par le piston (Isert 250, Hoya ; Artis PL, Cristalens), contournant ainsi un important problème mécanique. Pour d'autres, on est intervenu sur plusieurs points simultanément pour améliorer la performance et la reproductibilité (Acrysert C, Alcon). Certains injecteurs préchargés (Accuject, Medice) ont été conçus pour injecter aussi bien des LIO faites d'acryliques hydrophiles qu'hydrophobes. Ce produit utilise le principe de la visco-injection et comprend un embout de piston déformable en silicone. La chambre de chargement munie d'ailettes de fermeture est suffisamment volumineuse pour accueillir différents dessins d'implant. Son tunnel d'injection est suffisamment résistant pour la plupart des implants, bien que parfois limité pour les acryliques hydrophobes. Dans sa version hydrophile, la chambre de chargement contenant l'implant est conservée dans un conteneur humide séparé, le tunnel d'injection et le corps sont secs. Dans sa version acrylique hydrophobe, l'ensemble est en milieu sec. L'injecteur préchargé MDJ quant à lui comprend un appendice destiné à plier les LIO hydrophobes ou hydrophiles dans la chambre de chargement grâce à la force du chirurgien, puis est retiré avant l'injection.

Concernant les injecteurs préchargés destinés à des LIO faites d'acryliques hydrophiles (**fig. 13**), les améliorations sont de nature diverse :

- Changement des matériaux de cartouches avec introduction de nouveaux matériaux comme le polyimide.
- Limitation des éléments en milieu humide, en particulier le tunnel d'injection et pour certains modèles le corps de l'injecteur.
- Optimisation des liquides de conservation et modification des conteneurs.
- Modification des agents glissants en privilégiant les traitements de surface ou les plasmas par rapport au *blooming agents*.
- Enfin, modification des modes de stérilisation.

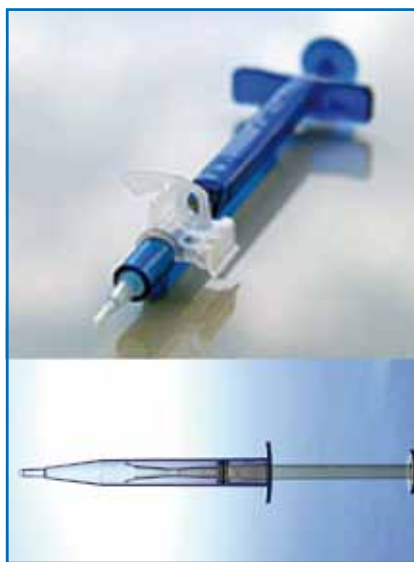


Fig. 13 : Injecteurs préchargés acryliques hydrophiles (LCA, Zeiss).

La plupart des modèles sont devenus compatibles avec la micro-incision du fait d'innovations réelles.

Les injecteurs préchargés constituent une avancée importante pour une injection sûre et rapide des lentilles intra-oculaires. Les tailles d'incisions possibles rejoignent celles des injecteurs non préchargés. Même s'il demeure quelques écueils à leur généralisation, l'année 2013 constitue indéniablement un virage dans l'évolution de l'injection préchargée par l'accroissement brutal du nombre et de la qualité des produits proposés.

Motorisation des injections : l'avènement

Les injecteurs préchargés permettent une automatisation partielle de l'injection, accroissant la fiabilité et la reproductibilité. Reste à prendre en charge le contrôle de l'injection, c'est-à-dire la vitesse d'avancée du piston. En effet, le chirurgien accumule une quantité importante d'énergie dans l'injecteur lors du pliage, puis du passage de la chambre de

chargement dans le tunnel d'injection, puis dans la chambre antérieure. Cela d'autant qu'il utilise une technique à la berge générant des contre-pressions supplémentaires ou un injecteur à piston monomanuel dont le contrôle est beaucoup plus aléatoire que pour les pistons à vis. Enfin, les LIO en matériaux acryliques hydrophobes, d'autant qu'ils sont de forte puissance, moins déformables et générant plus de friction sur les parois des injecteurs, contribuent également à augmenter le stress mécanique. Dans certains cas, la pression au niveau du biseau peut s'élever à 15 newtons avant de s'effondrer lors de la libération de la LIO. Quelles peuvent être les conséquences de cette absence de contrôle ? Dans certains cas, la LIO peut être injectée à l'extérieur de l'œil, car la vitesse est inadéquate. Dans d'autre cas, l'implant peut partir comme une fléchette dans la chambre antérieure, créant des dommages plus ou moins sévères.

La solution INTREPID Autosert, Alcon (**fig. 14**), consiste en une motorisation de l'injection permettant une vitesse constante (et pré-réglée) de l'avancée du piston quelle que soit la contre-pression. L'énergie électrique alimente une vis sans fin qui fait avancer le piston de manière constante. De cette manière, le contrôle de l'avancée de la LIO est total



Fig. 14 : Injecteur motorisé Autosert (Alcon).

jusqu'à la libération de la LIO dans la chambre antérieure. La cartouche contenant la LIO est mise en place dans le logement prévu à cet effet. Il s'agit du même injecteur que celui du Monarch III, mais il est motorisé et monomanuel. La prise en main est donc très rapide.

L'écran de contrôle est celui du phacoémulsificateur Infiniti (Alcon). L'application Autosert est mise en place et sélectionnée. Trois paramètres simples sont choisis :

- la vitesse initiale du piston qui va avancer la LIO en position de préinjection exprimée en mm/sec ;
- le temps de pause destiné à laisser au matériau de la LIO le temps de se déformer avant l'injection (d'autant que la température du bloc opératoire est souvent proche de la température de transition du matériau Acrysof) ;
- la vitesse finale d'injection, quelle que soit la technique.

Les points positifs de ce système sont :

- Sa facilité d'utilisation pour le chirurgien et son équipe. Même si les premières procédures peuvent être réalisées à vitesse lente (2-3 mm/sec), la prise en main est très rapide (3-5 cas).
- La même cartouche D que pour le Monarch III.
- La mise en position automatique de préinjection (vitesse réglable et fixe).
- La pause avant injection de durée réglable.
- Le contrôle complet de la vitesse : l'injection se fait à la pédale (**linéaire et réglable**). Dès que l'on quitte la pédale, le système s'arrête.
- La seconde main libre pour stabiliser le globe et positionner la LIO dans le même temps. Cela est particulièrement utile pour les injections bimanuelles à la berge, surtout pour les fortes puissances. La technique est manifestement facilitée et sécurisée par rapport à une injection mécanique à l'aide d'un injecteur à vis.

La vitesse constante d'injection évite le blocage de la LIO dans l'incision.

En 2012, Allen [20] et Ouchi [21] démontrent une meilleure préservation des incisions par rapport à un injecteur mécanique. Il retrouve également un stretch significativement moindre lors de l'utilisation d'une vitesse finale rapide.

Comme chaque année, je souhaite remercier les professionnels qui ont apporté (consciemment ou pas) leur expertise à mes réflexions : J. Pynson, P. Crozafon, M. Dereydele, A. Vétillard, S. Corsia, J.M. Heussner, E. Moreau, D. Nogier, B. Champeix, P. Vincent.

Bibliographie

1. FILKORN T, KOVACS I, TAKACS 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.
2. 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.
3. ROBERTS TV, LAWLESS M, BALI SJ *et al.* Surgical outcomes and safety of femtosecond laser cataract surgery: a prospective study of 1500 consecutive cases. *Ophthalmology*, 2013 ; 120 : 227-233.
4. DEDES V. Y a-t-il des différences entre les lasers femtosecondes ? DU de microchirurgie du cristallin, Cochin, Paris, 2013.
5. COSTANTINI F. L'expérience de Cochin : étude rétrospective DU de microchirurgie du cristallin, Cochin, Paris, 2013.
6. CROZAFON P. Laser Assisted Cataract Surgery with the LensX: the results Club Gonin, Lausanne, Suisse, Février 2013.
7. SCHWEITZER C, COLIN J. Laser femtoseconde pour la chirurgie de la cataracte : STIC "FEMCAT". DU de microchirurgie du cristallin, Cochin, Paris, 2013.
8. OLSEN T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand*, 2007 ; 85 : 84-87.
9. 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.
10. NORRBY S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*, 2008 ; 34 : 368-376.
11. OLSEN T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg*, 2006 ; 32 : 419-424.
12. PREUSSNER PR, OLSEN T, HOFFMANN P *et al.* Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2008 ; 34 : 802-808.
13. OLSEN T, OLSEN M. Funding, Ray-tracing analysis of intraocular lens power in situ. *J Cataract Refract Surg*, 2012 ; 38 : 641-647.
14. NAGY ZZ, KRANITZ K, TAKACS AI *et al.* Comparison of intraocular lens decentration parameters after femtosecond and manual capsulotomies. *J Refract Surg*, 2011 ; 27 : 564-569.
15. GUAN Z, YUAN F, YUAN YZ *et al.* Analysis of corneal astigmatism in cataract surgery candidates at a teaching hospital in Shanghai, China. *J Cataract Refract Surg*, 2012 ; 38 : 1970-1977.
16. POPP N, HIRNSCHALL N, MAEDEL S *et al.* Evaluation of 4 corneal astigmatic marking methods. *J Cataract Refract Surg*, 2012 ; 38 : 2094-2099.
17. AMZALLAG T. IOL implantation techniques, in Minimizing Incisions and Maximizing Outcomes in Cataract Surgery. Alio J, Fine H, Editor. 2010 ; Springer Berlin Heidelberg, 220-234.
18. AMZALLAG T, PYNSON J. Lens biomaterials for cataract surgery. *J Fr Ophthalmol*, 2007 ; 30 : 757-767.
19. AMZALLAG T. Implantation intraoculaire, in : Chirurgie de la cataracte. Arné JL, Turut P, Amzallag T, Editor. 2005 ; Masson, Paris. 167-198.
20. ALLEN D, HABIB B, STEEL D. Final incision size after implantation of a hydrophobic acrylic aspheric intraocular lens: new motorized injector versus standard manual injector. *J Cataract Refract Surg*, 2012 ; 38 : 249-255.
21. OUCHI M. Effect of intraocular lens insertion speed on surgical wound structure. *J Cataract Refract Surg*, 2012 ; 38 : 1771-1776.

L'auteur a déclaré être consultant pour Alcon et Zeiss, et investigateur pour Zeiss.