

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

Choix pertinent et limites des formules de calcul : présent et futur

RÉSUMÉ : Cet article expose les principales formules utilisées pour prédire le calcul de la puissance de l'implant de cristallin artificiel en chirurgie de la cataracte. L'amélioration des techniques de mesures biométriques (biométrie optique, interférométrie) a permis d'obtenir une précision comprise entre $\pm 0,50D$ pour la majorité des yeux "normaux". Le calcul biométrique demeure perfectible pour les yeux opérés de chirurgie réfractive, ou aux caractéristiques biométriques "extrêmes" (yeux très courts, yeux très longs). L'utilisation de formules de 4^e génération, le recours au *ray tracing* pourraient être combinés à des techniques d'imagerie de mesure optique peropératoire pour accroître la précision réfractive en chirurgie de la cataracte.



→ D. GATINEL

Fondation Ophtalmologique
Adolphe de Rothschild, CÉROC,
PARIS.

La chirurgie de la cataracte consiste en routine à extraire et remplacer un cristallin opacifié par un cristallin artificiel optiquement assimilable à une lentille synthétique transparente, et munie d'une puissance optique principale (vergence) exprimée en dioptrie. La biométrie oculaire permet le recueil des paramètres nécessaires au calcul de la puissance de l'implant à même d'induire la réfraction désirée après l'opération de la cataracte. Pour les implants monofocaux et/ou toriques, cette puissance est destinée à induire l'emmétropie, ou une myopie légère dans la quasi-totalité des situations. Pour les implants multifocaux, cette puissance correspond à celle du foyer de loin (emmétropie).

Une fois les paramètres biométriques recueillis, il demeure nécessaire de les intégrer au sein d'une formule de calcul pour prédire la puissance d'implant destinée à induire la réfraction désirée. Les formules utilisées actuellement sont conçues à partir d'un modèle d'œil théorique dont les variables anatomiques peuvent être ajustées sur celles de l'œil à opérer. Les calculs reposent sur l'utilisa-

tion de formules optiques paraxiales (optique gaussienne) et la résolution d'un jeu d'équations où la puissance de l'implant fait figure d'inconnue. Quel que soit le degré de précision et de fidélité du modèle d'œil utilisé pour le calcul biométrique, toute part d'incertitude ne peut être dissipée car il n'est pas possible de prédire avec certitude la position effective de l'implant dans l'œil vis-à-vis de la cornée. Pour chaque millimètre d'écart entre la position attendue et la position obtenue de l'implant vis-à-vis de la cornée, on peut estimer l'écart de vergence (erreur réfractive) totale à environ 1D (l'effet réfractif causé par les variations de la position axiale de l'implant est d'autant plus prononcé que sa puissance est élevée).

Les relations et associations statistiques entre la courbure cornéenne (qui contrôle la puissance kératométrique), la géométrie générale du segment antérieur, la longueur axiale, etc., d'une part, et la position effective de l'implant d'autre part, peuvent être étudiées de manière rétrospective, et ce pour chaque type d'implant, cela afin d'établir des modèles prédictifs. La chirurgie réfrac-

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

tive cornéenne, en modifiant la puissance kératométrique chez des yeux anciennement amétropes, alimente un contingent croissant d'yeux où les relations statistiques établies pour les yeux non opérés sont invalides.

L'enjeu principal des formules de dernière génération est ainsi d'accroître la précision du calcul biométrique pour les yeux "atypiques". Si les caractéristiques anatomiques de l'œil sont évidemment requises pour le calcul biométrique, l'appréciation de certains éléments en peropératoire, comme la position du sac capsulaire après retrait du cortex et noyau cristallin, ou le statut réfractif de l'œil aphaque apparaissent *a priori* comme des informations utiles. Enfin, l'émergence de techniques de mesures optiques peropératoires laisse augurer de nouvelles perspectives pour la détermination de la puissance de l'implant.

Il faut donc avoir à l'esprit que le calcul biométrique fait appel à certaines assumptions et, à ce titre, il serait préférable de remplacer le mot "calcul" avec celui de "**prédiction**" afin de signifier que ce calcul est, par essence, prédictif et **comporte une part d'incertitude**. Par ailleurs, certaines erreurs instrumentales sont également susceptibles d'en réduire la précision. En supplantant l'échographie ultrasonore, la généralisation de la biométrie optique par interférométrie à cohérence partielle a permis de réduire à un facteur quasi négligeable les erreurs de mesure de la longueur axiale de l'œil. Il est estimé qu'avec les techniques biométriques optiques actuelles, on peut atteindre une précision de $\pm 0.50D$ dans plus de 70 % des cas, et de $\pm 1.00D$ dans plus de 90 % des cas [1]. Les écarts résiduels entre réfraction souhaitée et obtenue dépendent essentiellement de la qualité de la prédiction de la position effective de l'implant et de la mesure de la puissance kératométrique du dioptré cornéen.

Cet article sera consacré à la description des caractéristiques générales des prin-

cipales formules de calcul biométriques d'utilisation clinique courante.

Évolution des formules de calcul

Au fil des années, plusieurs formules de calcul biométrique ont été proposées, et les plus utilisées sont actuellement implémentées dans le logiciel de calcul des biomètres optiques. Les formules dites "de régression" (empiriques) se sont effacées au profit des formules dites "théoriques" (fondées sur un œil modèle). Cependant, les formules théoriques font appel au principe de régression pour le choix des valeurs à assigner à certains paramètres. Elles reposent également sur certaines simplifications. La cornée est assimilée à un dioptré unique dont le choix d'une valeur d'indice de réfraction est ajusté pour pallier à l'absence de mesure de la face postérieure de la cornée (indice kératométrique et non physique). La valeur précise de la position axiale occupée par l'implant vis-à-vis de la cornée en postopératoire, ou "position effective de l'implant" (désignée par l'acronyme ELP pour l'expression anglaise consacrée : *effective lens position*), est une variable prédictive et non mesurable.

La différenciation principale des formules modernes peut être accomplie selon le type d'assumption effectué pour prédire une position effective de l'implant. Pour le clinicien, le choix pertinent d'une formule de calcul repose essentiellement sur la compréhension de ces différences, qui peut orienter vers le choix d'une formule particulière face à un œil ou contexte clinique particulier. Certaines formules sont plutôt recommandées en fonction de la longueur axiale (yeux courts < 22 mm vs yeux longs > 24 mm), car le modèle prédictif qu'elles utilisent pour la position effective de l'implant à partir de données mesurables en préopératoire est plus exact pour ces caractéristiques anatomiques [2].

Formules et modèles de régression

La régression est une technique de calcul où l'on essaye *a posteriori* de déterminer une formule explicative entre plusieurs variables : puissance de l'implant, réfraction obtenue, longueur axiale, kératométrie, etc. Elle nécessite le recueil d'un nombre de données suffisant pour alimenter le modèle et y plaquer une formule explicative.

Les premières formules établies à la fin des années soixante et au cours des années soixante-dix par Fyodorov, Binkhorst, ou encore Colenbrander étaient des formules dites "théoriques" fondées sur un modèle optique paraxial de l'œil où était appliqué un calcul de vergence destiné à déterminer *a priori* la puissance de l'implant destiné à induire la réfraction souhaitée. Dans un calcul paraxial, ne sont pris en compte que les rayons incidents qui sont proches de l'axe optique (optique paraxiale), et qui traversent la région centrale de la pupille irienne. S'ils ne permettent pas d'appréhender de manière exhaustive les propriétés optiques de l'œil opérés, ces rayons conditionnent grandement son statut réfractif : emmétropie, myopie, hypermétropie (et astigmatisme dans un modèle tridimensionnel). Les déboires rencontrés avec les premiers résultats des formules théoriques, qui n'étaient pas que liés à la formule mais aux techniques de mesures, n'ont pas rendu cette approche universelle.

Une formule appelée "SRK" fut développée au début des années quatre-vingt en tant que formule de régression par Sanders, Retzlaff et Kraft. Elle possédait l'avantage d'être simple, à une époque où le calcul électronique et les ressources informatiques étaient encore peu accessibles pour les cliniciens.

Puissance = constante A - 2.5 Longueur axiale - 0.9 Kératométrie

La constante A, qui dépend de divers paramètres utilisés dans la formule théorique – kératométrie, longueur axiale, position occupée par l'implant – a une valeur proche de 118 pour la plupart des implants de chambre postérieure. Sa valeur peut être modulée pour s'ajuster au mieux aux résultats réfractifs escomptés, grâce au recueil précoce de données cliniques. Cette constante est ajustée pour limiter au mieux l'effet des variations de la position effective d'un type d'implant particulier.

La formule SRK est aujourd'hui désuète, car elle s'est avérée relativement imprécise pour les yeux "atypiques" (les principes même de conception des formules de régression en réduisent la précision pour les yeux "particuliers"). La relation entre les paramètres mis en jeu dans la formule SRK n'est pas aussi linéaire et, parallèlement, le développement des techniques de mesures biométriques a fourni le gain de précision nécessaire aux formules théoriques qui ont supplanté les formules de régression.

Il est néanmoins intéressant de comprendre les principes qui régissent formules de régression, car une approche de ce type est nécessaire pour prédire la valeur de la position effective de l'implant. Cette variable n'est en effet pas mesurable en préopératoire, et doit faire l'objet d'une assumption; une approche prédictive de type "statistique" peut alors être utilisée, à partir de l'analyse rétrospective de l'influence qu'exercent certaines valeurs comme la kératométrie, la longueur axiale, sur la position finale de l'implant.

Les formules théoriques (ou exactes) de calcul d'implant

Les premières formules théoriques permettant de calculer la puissance de l'implant à partir d'un modèle d'œil simplifié furent baptisées en l'honneur de leur développeur (cette tradition

perdue). On distingue habituellement plusieurs générations de formules théoriques, mais cette classification est sujette à certaines variations en fonction des auteurs. La classification la plus simple est globalement chronologique. Elle distingue les formules théoriques dites de première génération, les formules empiriques dites seconde génération (voir plus haut) et les formules théoriques modernes dites de troisième génération.

1. Formules théoriques de première et seconde génération

La formule de Fyodorov fut pionnière et suivie par les formules de Colenbrander (1973), Hoffer (1974) et Binkhorst (1975) (C.D. Binkhorst fut un ophtalmologiste hollandais qui développa un modèle d'implant clippé à l'iris). D'autres auteurs ont proposé leur formule: formule de Thijssen, formule de Van der Heijde... Ces formules sont quasiment (voire parfaitement) identiques et peuvent être indifféremment converties en une expression analytique unique.

Les formules théoriques reposent sur l'utilisation d'un modèle d'œil simplifié et de formules de vergence (fig. 1). La valeur utilisée pour la position effective de l'implant (généralement désignée par la variable C, ou ACD [*anterior chamber depth*]) est forcément arbitraire. La formule de Colenbrander est légèrement modifiée vis-à-vis de la formule théorique obtenue par calcul de vergence: la position effective de l'implant est accrue de 0,05 mm, cette distance correspondant à la position du plan principal objet de la cornée.

Les formules théoriques modernes en découlent **mais diffèrent dans la manière dont elles prédisent la position effective de l'implant en postopératoire**. Les formules de première génération connurent un succès mitigé car les techniques de mesure de la longueur axiale n'étaient pas aussi précises qu'aujourd'hui. On utilisait à l'époque une méthode contact où une sonde émettait des ultrasons au contact de la cornée: la vitesse de propagation des ultrasons pouvait fluctuer selon le degré de cataracte et l'examineur, en exerçant une

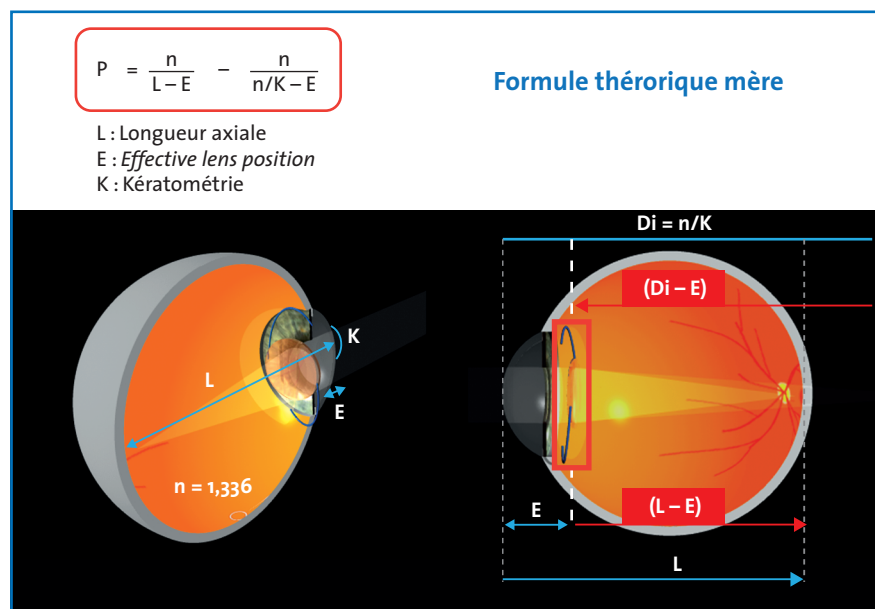


FIG. 1: Toutes les formules théoriques découlent d'une formule paraxiale théorique "mère", utilisant les vergences de la cornée seule, du couple "cornée + implant", pour obtenir la valeur de la puissance de l'implant destinée à fournir à l'œil pseudophaque la réfraction souhaitée.

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

pression involontaire sur la cornée lors de la mesure, pouvait réduire artificiellement la valeur de la longueur axiale.

L'introduction de la mesure interférométrique en 1999 (IOLMaster, Zeiss) ainsi que les formules théoriques de seconde génération, où la valeur de la position effective de l'implant est fonction de divers paramètres, ont généralisé l'utilisation des formules théoriques.

Hoffer fut en 1982 un des premiers à tenter de corréliser la position effective de l'implant à la longueur axiale : les yeux plus longs possèdent généralement une chambre antérieure plus profonde que les yeux plus courts. Le présupposé d'une relation entre longueur axiale et la profondeur de la chambre antérieure pour mieux prédire la position de l'implant est le propre des formules de seconde génération. La relation utilisée par Hoffer pour relier la position de l'implant (ELP) avec la longueur axiale était :

$$\text{ELP} = 2.93 \times \text{Longueur axiale} - 2.92$$

2. Formules théoriques dites de troisième génération

Elles se caractérisent par l'utilisation de la kératométrie pour parfaire la prédiction de la position effective de l'implant.

Les formules de 3^e génération sont basées sur l'utilisation d'algorithmes particuliers, destinés à améliorer la prédiction de la position effective de l'implant à partir de la valeur de la kératométrie ; une cornée plus cambrée suggère une flèche (donc une profondeur de chambre) accrue et, de fait, "l'éloignement" de l'implant vis-à-vis de la cornée et inversement.

● Formule de Holladay

Holladay a proposé d'utiliser la courbure cornéenne comme prédicateur de la position finale de l'implant, en insistant sur la différence entre la valeur de profondeur de la chambre antérieure (distance du

sommet cornéen à l'iris, appelée "aACD" [*anatomic anterior chamber depth*]) et la distance entre sommet cornéen et implant. La différence (distance iris/implant) fut désignée par le terme *surgeon factor* (SF). Le calcul de la valeur de SF pouvait alors faire l'objet d'une régression faisant intervenir la constante A de l'implant. Dans cette formule, la profondeur de chambre antérieure est prédite à partir d'une régression portant sur la longueur axiale et la kératométrie.

● Formule SRK T

C'est en s'inspirant de cette approche que Retzlaff (le "R" du trio d'auteurs à l'origine de l'acronyme SRK) proposa la formule SRK T (T pour Théorique), mais en conservant le concept de constante A (probablement pour ne pas contrarier les utilisateurs encore nombreux de la formule de régression SRK). Cette constante A était convertie en position effective de l'implant à partir d'une formule linéaire.

$$\text{ELP} = \text{Flèche cornéenne} + 0.62467 \times A - 68.747 - 3.336$$

La flèche cornéenne est un paramètre qui permet de relier la courbure cornéenne à la distance cornée/iris. De cette estimation naît un problème chez les patients opérés de chirurgie réfractive : la courbure cornéenne est modifiée chirurgicalement, et n'est plus un aussi bon prédicteur de la profondeur de la chambre antérieure que dans une population d'yeux indemnes de toute chirurgie.

● Formule de Hoffer Q

Hoffer proposa en 1992 la formule de Hoffer Q, basée sur un calcul quadratique pour prédire une profondeur de chambre antérieure théorique personnalisée à partir de la kératométrie. Une fois cette valeur calculée, elle était alors utilisée comme base pour un réajustement du calcul de la puissance de l'implant fonction de la kératométrie et de la longueur axiale.

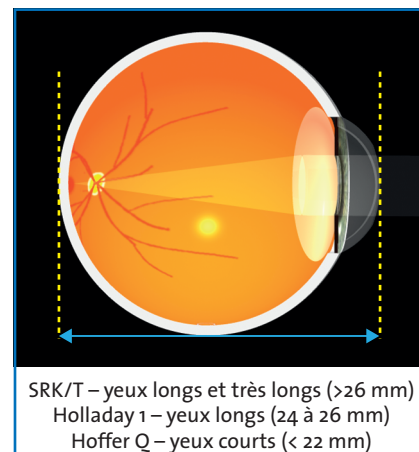


FIG. 2 : Indication des formules de 3^e génération en fonction de la longueur axiale.

Les formules de 3^e génération sont employées en routine pour la chirurgie de la cataracte. Elles excellent chacune plus particulièrement dans certaines conformations oculaires (yeux plus courts, yeux plus longs, etc.). La figure 2 ci-dessus résume les indications préférentielles de ces formules, en fonction de la longueur axiale du globe oculaire concerné. Ainsi, la longueur axiale détermine généralement le choix de la formule de 3^e génération utilisée pour le calcul biométrique.

3. Formules de 4^e génération

Les formules les plus récentes de 4^e génération accordent **moins (voire pas) d'importance à la kératométrie pour le calcul de la position prédite de l'implant (ELP)**. En revanche, d'autres mesures y sont incorporées : la profondeur anatomique de la chambre antérieure en préopératoire, le diamètre blanc à blanc, l'épaisseur du cristallin... (fig. 3) Elles éliminent le recours à la prise en compte deux kératométries ("double-K") dans une formule de 3^e génération, soit la préopératoire (pour prédire la position effective de l'implant) et la postopératoire (comme valeur de puissance du dioptré cornéen) [3]. Ceci les rend **particulièrement intéressantes dans les situations où la kératométrie a**

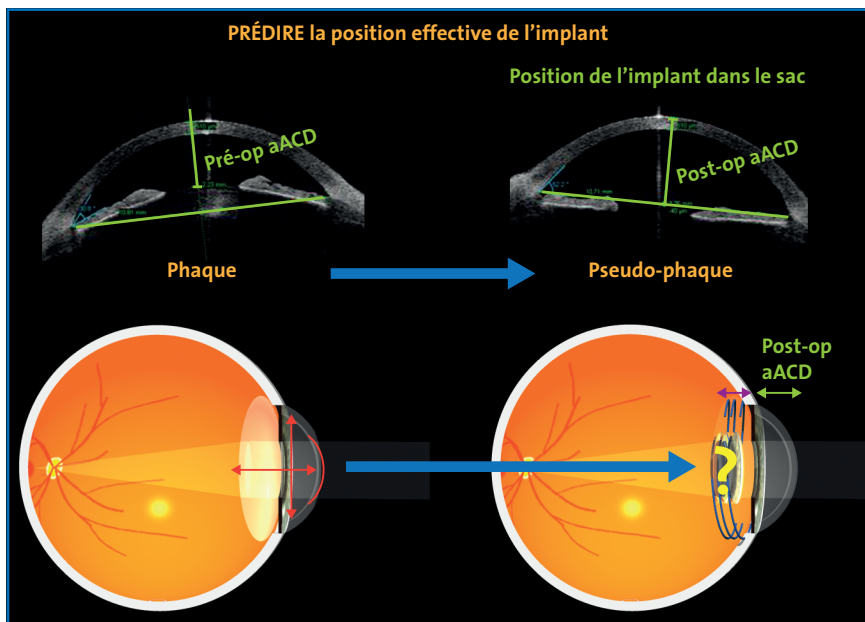


FIG. 3 : L'incertitude sur la position effective de l'implant peut être complètement levée, mais elle peut être réduite par l'acquisition de mesures préopératoires relatives à la géométrie du segment antérieur, combinées à des données réfractives postopératoires, et leur utilisation pour bâtir des modèles prédictifs. De manière intuitive, il est logique de postuler que ces paramètres puissent chacun influencer sur la position finale de l'implant. La courbure du dôme cornéen, la profondeur anatomique de la chambre antérieure (aACD : *anatomic anterior chamber depth*), l'épaisseur du cristallin, le diamètre "blanc à blanc" peuvent être inclus. Cette liste n'est pas exhaustive, car les caractéristiques géométriques et mécaniques de l'implant, son comportement dans le sac capsulaire, lui-même soumis à des contraintes variables comme le diamètre et le centrage du capsulorhexis, pourront influencer sur la position effective de l'implant.

été modifiée chirurgicalement, préalablement à la survenue de la cataracte, comme pour les yeux ayant bénéficié de chirurgie réfractive (Lasik, PKR, kératotomie radiaire, etc.). Dans ces circonstances, il est important de ne pas utiliser la kératométrie (puisque elle a été modifiée par la chirurgie) pour la prédiction de l'ELP, mais il est également important de bien mesurer celle-ci. Il existe pour cela plusieurs méthodes particulièrement adaptées pour les yeux opérés de chirurgie réfractive : la topographie cornéenne, l'estimation de la puissance gaussienne antérieure et postérieure de la cornée (formule BESSt) [4], la méthode de l'histoire clinique, les techniques de réfraction après pose de lentilles de contact rigides.

Ces formules possèdent également un intérêt potentiel dans le cas de globes oculaires vierges de tout passé chirurgical mais atypiques : les yeux myopes

dont la cornée présente une faible kératométrie, les yeux hypermétropes dont la cornée est particulièrement cambrée. Dans ces situations, la valeur de la kératométrie préjuge d'une position effective de l'implant probablement plus éloignée de la position réelle adoptée par l'implant, dans un œil dont les segments antérieurs et postérieurs sont relativement "dysharmonieux". Les yeux très "courts", en particulier, présentent une variabilité accrue en matière de proportion qu'occupe le segment antérieur vis-à-vis du segment postérieur. L'implant pour un œil court étant muni d'une puissance élevée, toute imprécision quant à sa position effective est source d'une variabilité réfractive accrue, et ce d'autant plus que la kératométrie est également prononcée.

Enfin, la mesure précise de l'astigmatisme cornéen est un prérequis dès qu'une implantation torique est envisagée. La correction de l'astigmatisme cornéen fait

appel à des techniques de mesures kératométriques plus abouties, visant notamment à mesurer l'effet de toricité de la face postérieure de la cornée. L'estimation de l'astigmatisme cornéen en chirurgie de la cataracte dépasse le cadre de cet article, mais le recours à certains calculateurs en ligne peut amener le chirurgien à recourir à des formules propriétaires, ou fondées sur l'utilisation de la kératométrie moyenne au sein d'une formule de 3^e ou 4^e génération.

● Formule de Olsen

Elle est fondée sur l'utilisation de paramètres du segment antérieur, et inclut la profondeur de la chambre antérieure (anatomique) préopératoire et l'épaisseur du cristallin pour améliorer la prédictibilité du calcul de la position effective de l'implant. Dans cette formule, l'influence de la kératométrie sur la position effective de l'implant est nulle. Selon Olsen, l'épaisseur du cristallin combinée à la profondeur anatomique de la chambre antérieure détermine statistiquement la manière dont l'implant sera positionné dans le sac capsulaire et sa distance avec le sommet cornéen. Cette formule est intégrée au logiciel du biomètre LENSTAR LS900 (Haag-Streit).

● Formule de Haigis

En 1999, Haigis a proposé d'utiliser trois constantes pour prédire la position effective de l'implant fondées sur les caractéristiques anatomiques de l'œil et de l'implant utilisé. Comme la formule de Olsen, la kératométrie n'est pas utilisée pour prédire la position effective de l'implant. En revanche, le type d'implant, la profondeur de la chambre antérieure (préopératoire) et la longueur axiale sont inclus dans le calcul de la position effective de l'implant (ELP). Cette formule est disponible sur le biomètre IOLMaster (Zeiss) ainsi que sur le biomètre AL-Scan (Nidek). Une variante de la formule de Haigis, particulièrement adaptée au calcul des yeux myopes

LE DOSSIER

Précision réfractive postopératoire

opérés de chirurgie réfractive par Lasik a été développée. Appelée formule de Haigis-L, elle repose principalement sur un ajustement de la valeur de la kératométrie mesurée par l'IOLMaster, de manière à éviter de sous-estimer la puissance optique de la cornée.

Certaines formules ne sont pas publiées *in extenso* (Holladay II) ou font l'objet de travaux plus théoriques que d'applications pratiques (*ray tracing*). Certains auteurs considèrent ces formules comme de 5^e génération.

● Formule de Holladay II

Holladay a développé une formule où divers paramètres anatomiques du segment antérieur de l'œil comme le diamètre blanc à blanc (diamètre de la cornée) ainsi que l'âge du patient, le sexe, la réfraction préopératoire sont utilisés pour prédire une valeur appelée ESF (*estimated scaling factor*). Cette valeur est alors multipliée par celle de la position effective de l'implant prédite par le fabricant. Cette formule, proposée en 1996, n'a jamais été publiée. Elle est disponible sur Internet moyennant un abonnement payant. Elle semble particulièrement adaptée au calcul de la puissance de l'implant pour des yeux opérés de chirurgie réfractive ou présentant des longueurs axiales extrêmes.

● Ray tracing

L'utilisation d'un logiciel capable d'effectuer la simulation du tracé de rayons à travers un œil modèle (*ray tracing*) dont les surfaces cornéennes peuvent être données par des mesures topographiques effectuées avant l'opération (face antérieure, face postérieure, épaisseur de la cornée). Le *ray tracing* n'est pas contraint aux conditions paraxiales : la puissance obtenue prend en compte l'asphéricité des deux surfaces cornéennes, mesurée par imagerie Scheimpflug [5]. En revanche, comme pour les autres formules optiques, la

position effective de l'implant ne peut être connue à l'avance, et certaines assumptions doivent être accomplies. Ce type de calcul n'est pas fréquemment utilisé car il nécessite l'utilisation d'un logiciel spécifique (p. ex. Okulix), et la supériorité de cette approche sur les formules de quatrième génération n'est pas véritablement démontrée, même si des résultats encourageants ont été obtenus pour le calcul d'implant après chirurgie réfractive [6].

Perspectives futures

La précision biométrique atteinte aujourd'hui en chirurgie de la cataracte permet d'atteindre l'objectif réfractif dans une vaste majorité de situations cliniques, mais il demeure un objectif : celui d'améliorer la précision réfractive pour les yeux atypiques et/ou opérés de chirurgie réfractive.

Puisque les mesures préopératoires ont un intérêt prédictif, il est licite de postuler que le recueil de certains paramètres

anatomiques ou réfractifs en peropératoire, après le retrait du cristallin, pourrait permettre d'accroître la précision du résultat grâce à l'obtention de mesures du statut réfractif de l'œil aphaque.

1. Mesures OCT du segment antérieur

L'essor de techniques d'imagerie peropératoire (OCT) pourrait permettre d'affiner le calcul biométrique conventionnel [7]. L'appréciation de la position de l'équateur du sac capsulaire après retrait du cortex et du noyau cristallinien pourrait renseigner sur la position finale de l'implant : l'importance de cette donnée est *a priori* comparable à la mesure de la profondeur de la chambre antérieure en préopératoire, à ceci près qu'elle s'affranchit des effets du processus cataractogène sur l'épaississement du cristallin.

2. Aberrométrie et mesures réfractives intraopératoire

La possibilité d'accomplir des mesures biométriques réalisées au cours de l'opé-



FIG. 4 : Utilisation de l'aberrométrie peropératoire (ORA). Cette technologie permet de calculer la puissance d'un implant de cristallin artificiel, à partir du recueil de données mesurées sur un œil aphaque (en bas) et l'utilisation des données biométriques préopératoires (kératométrie, longueur axiale, formule de calcul).



FIG. 5 : Après implantation torique, les mesures optiques (système ORA) permettent d'apprécier la présence d'un astigmatisme résiduel et suggérer une éventuelle rotation horaire ou antihoraire de l'implant (crédit image : Dr W. Culbertson, Miami, États-Unis).

ration dessine les contours d'un avenir où le calcul de la puissance de l'implant pourrait être affiné, voire effectué juste avant son implantation dans le sac capsulaire (technologie ORA système [Optiwave Refractive Analysis]) (fig. 4 et 5). L'intérêt majeur de cette technologie, qui nécessite de fixer un dispositif optique (interférométrie de type Talbot Moiré) sur le microscope opératoire, réside dans la possibilité de valider ou modifier les données d'un calcul biométrique reposant sur les seules données préopératoires dans des situations cliniques difficiles, comme pour les yeux présentant une histoire clinique et/ou chirurgicale particulière (chirurgie réfractive, chirurgie du segment antérieur, etc.). Les mesures aberrométriques peuvent être réalisées après l'implanta-

tion pour vérifier le statut réfractif de l'œil implanté : équivalent sphérique et astigmatisme. La validité des mesures intraopératoire est sujette à certaines conditions de mesures, relatives à la pression intraoculaire et la géométrie du dôme cornéen. Les données publiées à ce jour rapportent des résultats encourageants, bien qu'il ne semble pas possible d'atteindre une précision réfractive de $\pm 0.50D$ dans plus de 50 % des cas pour des yeux ayant un passé de chirurgie réfractive cornéenne [8].

Conclusion

Des progrès significatifs ont été accomplis en matière de calcul biométrique au cours des deux dernières décennies.

La précision réfractive atteinte pour les yeux "particuliers" (opérés de chirurgie réfractive) n'est pas encore du niveau de celle procurée pour les yeux "normaux". L'utilisation de formules de calcul moderne, combinée à l'utilisation de nouvelles technologies de mesure peropératoire, devrait permettre de réduire cet écart dans le futur.

Bibliographie

- BRÄNDLE J in Haigis W: IOL calculation in long and short eyes. In *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*. Hoyos GA, Dementiev JE (eds), Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd., New Delhi, 2005.
- LEE AC, QAZI MA, PEPOSE JS. Biometry and intraocular lens power calculation. *Curr Opin Ophthalmol*, 2008;19:13-17.
- ARAMBERRI J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double K method. *J Cataract Refract Surg*, 2003;29: 2063-2068.
- BORRASIO E, STEVENS J, SMITH GT. Estimation of true corneal power after keratorefractive surgery in eyes requiring cataract surgery: BESSt formula. *J Cataract Refract Surg*, 2006;32:2004-2014.
- MINAMI K, KATAOKA Y, MATSUNAGA J *et al*. Ray-tracing intraocular lens power calculation using anterior segment optical coherence tomography measurements. *J Cataract Refract Surg*, 2012;38:1758-1763.
- SAIKI M, NEGISHI K, KATO N *et al*. Ray tracing software for intraocular lens power calculation after corneal excimer laser surgery. *Jpn J Ophthalmol*, 2014;58: 276-281.
- HIRNSCHALL N, NORRBY S, WEBER M *et al*. Using continuous intraoperative optical coherence tomography measurements of the aphakic eye for intraocular lens power calculation. *Br J Ophthalmol*, 2014 Feb 11.
- CANTO AP, CHHADVA P, CABOT F *et al*. Comparison of IOL power calculation methods and intraoperative wavefront aberrometer in eyes after refractive surgery. *J Refract Surg*, 2013;29:484-489.

L'auteur a déclaré ne pas avoir de conflits d'intérêts concernant les données publiées dans cet article.