Calcul d'implant

Théorie et conséquences pratiques du calcul biométrique prédictif de la puissance optique des lentilles intraoculaires en chirurgie de la cataracte

D. GATINEL
Hôpital Fondation Rothschild, PARIS.

En guise d'introduction, ce premier chapitre expose les enjeux du calcul de puissance d'implant pour la chirurgie de la cataracte dont les principaux fondamentaux seront développés dans de prochains numéros de *Réalités Ophtalmologiques*.

Rappels élémentaires

La chirurgie de la cataracte consiste à remplacer le cristallin opacifié par un implant de cristallin artificiel de chambre postérieure. Celui-ci possède un diamètre total proche de 11 mm. Il est constitué d'une optique (diamètre proche de 6 mm) raccordée à des haptiques qui servent à le stabiliser après insertion dans le sac capsulaire, après retrait du cortex et noyau cristallinien. L'implant est introduit replié dans l'œil au moyen d'un système d'injection dédié et se déploie ensuite dans le sac capsulaire. L'épaisseur antéro-postérieure du cristallin naturel est proche de 5 mm, alors que celle d'une lentille intraoculaire est de l'ordre du millimètre. Cette disparité est à l'origine d'une certaine variabilité interindividuelle concernant le placement définitif de la lentille au sein des milieux oculaires. Il en découle une nécessaire incertitude quant à l'effet réfractif du couple cornée-implant, la distance entre ces deux éléments réfractifs ne pouvant qu'être anticipée avant l'intervention.

La puissance de l'implant (vergence au sein des milieux oculaires) est exprimée en dioptries et calculée de manière à induire la réfraction oculaire souhaitée, c'est-à-dire la correction lunette déterminée avant l'opération en fonction des souhaits du patient (vision nette de loin : on vise une correction nulle ; vision nette de près : on vise une légère myopie). Pour un œil "moyen", la puissance de l'implant induisant l'emmétropie est généralement proche de 22 dioptries. La distance entre la cornée et l'implant ainsi que la longueur axiale de l'œil considéré sont les principaux déterminants de la puissance optique de l'implant. Si la première est mesurable avec la précision conférée par les techniques interférométriques utilisées par les biomètres optiques, la seconde ne peut qu'être prédite avant la réalisation effective de l'acte chirurgical.

Principes généraux pour le calcul de la puissance de l'implant

Avant de réaliser une chirurgie de la cataracte, il est indispensable de réaliser une mesure biométrique de l'œil à opérer afin d'estimer la puissance de la cornée et les distances séparant les différentes interfaces de l'œil. Elle fait appel à un interféromètre dont un bras mobile permet de faire interférer de la lumière infrarouge à cohérence partielle ayant traversé l'œil à l'aller et au retour. L'étude exhaustive

Calcul d'implant

des signaux recueillis permet de calculer la position des principales interfaces : cornée-face avant, arrière ; cristallin – face avant, arrière, rétine. Cette technique, dont la précision est de l'ordre du micron, permet le recueil de paramètres qui vont aider au calcul de la puissance de l'implant destinée à atteindre la réfraction postopératoire souhaitée.

La distance entre le sommet de la cornée et la couche des photorécepteurs de la rétine (longueur axiale) est un des paramètres fondamentaux. Les rayons incidents issus de sources éloignées doivent être focalisés dans le plan rétinien (quand on vise l'emmétropie) ou légèrement en avant de celui-ci (quand on vise une myopie légère pour permettre une vision de près nette sans correction). La longueur moyenne des yeux humains est proche de 23,5 mm. Les premières mesures de la longueur axiale ont été réalisées par échographie ultrasonore. Les mesures optiques qui leur ont succédé ont toutefois été recalibrées pour fournir des résultats comparables afin de ne pas prendre en défaut les formules de calcul déjà optimisées pour des mesures ultrasoniques.

Il convient de distinguer la longueur axiale anatomique de la longueur axiale optique, la première étant déduite de la seconde en vertu des principes de mesure interférométrique et de la nature du modèle utilisé (en lentilles minces ou épaisses). La puissance de la cornée est généralement mesurée par le biomètre selon des techniques de kératométrie classique, fondées sur l'étude du reflet cornéen. Elle varie entre 38 D et 49 D pour les yeux normaux, et la relation entre cette puissance et la longueur axiale détermine grandement le statut réfractif de l'œil dans la population générale.

L'appréciation de la puissance de la cornée est en partie fondée sur des assomptions statistiques concernant l'effet de sa surface postérieure, car la plupart des formules de calcul biométrique ont été établies à une époque où il n'était pas possible d'obtenir des données suffisamment précises sur sa puissance optique. L'utilisation d'un indice de réfraction fictif dit "kératométrique" et l'optimisation des formules de calcul ont permis de pallier cette inconnue, sans pour autant annuler l'impact de cette variabilité sur la précision des formules [1].

La ***figure 1*** représente un recueil de variables obtenu par biométrie optique couplée à une kératométrie spéculaire. La ***figure 2*** est le rendu d'une formule de calcul de puissance d'implant effectué à partir des valeurs biométriques mesurées (seuls sont montrés les résultats du calcul et les constantes utilisées).

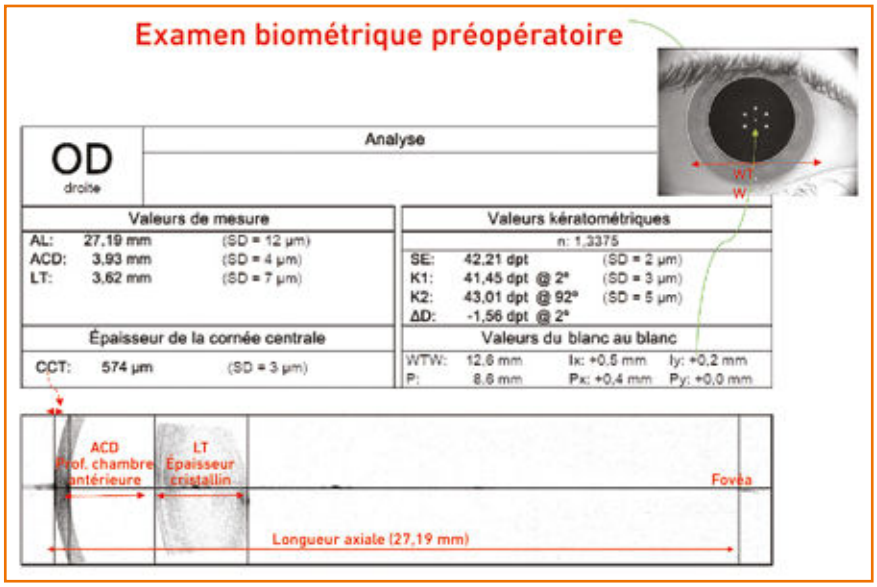

Fig. 1 : Rendu d'examen biométrique préopératoire (biomètre : IOLmaster 700, Zeiss). Il combine des mesures interférométriques (AL : longueur axiale ; LT : épaisseur du cristallin…), kératométriques (SE : puissance moyenne kératométrique ; ΔD : astigmatisme kératométrique) et photographiques (WTW pour "*white to white*", soit le diamètre du limbe de "blanc à blanc").

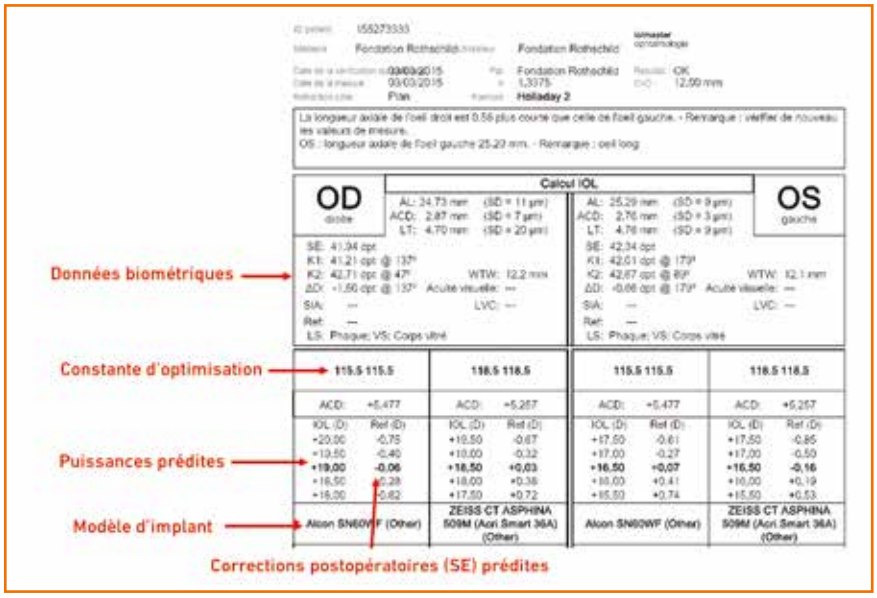

Fig. 2 : Exemple de calcul de puissance d'implant pour l'emmétropie avec la formule Holladay 2. La puissance destinée à atteindre l'emmétropie varie en fonction du modèle d'implant choisi.

Importance de la position effective de l'implant

La puissance optique de l'œil opéré n'est pas égale à la somme des puissances respectives de la cornée et de l'implant car la distance qui les sépare ne peut être négligée : elle varie entre 3 et 7 mm environ selon yeux. Cette distance n'est évidemment pas connue avant la chirurgie **et doit être prédite au cas par cas**. Comme souligné précédemment, elle est en grande partie le fruit du différentiel géométrique entre le cristallin retiré et l'implant inséré, de facteurs anatomiques propres à l'œil opéré (tels que le diamètre blanc à blanc, qui est corrélé aux dimensions du segment antérieur) ainsi que de la géométrie et de propriétés physiques de l'implant.

La justesse de la prédiction de la distance entre la cornée et l'implant joue un rôle déterminant dans la précision du calcul biométrique. Si la plupart des formules de calcul utilisent un même "noyau optique", la manière dont elles prédisent et caractérisent la position de l'implant diffère sensiblement. La notion même de distance entre cornée et implant varie selon que l'on considère la distance anatomique ou la distance optique dans les formules qui considèrent l'implant comme une lentille épaisse. Le calcul optique de la puissance de l'implant combine ainsi des données mesurées, extrapolées et prédites (***fig. 3 et 4***).

Prédiction de la position de l'implant

L'incertitude sur la position de l'implant, ou plutôt l'enjeu que soulève sa minimisation, constitue une part importante de l'intérêt du processus de calcul biométrique. Les premières formules optiques (années 1970) imposaient une position "fixe" de l'implant (ex. : 5 mm), quel que soit l'œil opéré. Puis des formules empiriques et/ou fondées sur des prédicteurs biométriques intégrés dans des modèles géométriques simplifiés (ex. : flèche de la cornée) se sont succédées.

La distance cornée-implant est communément désignée comme la "position effective de l'implant" (*effective lens position*, qui fournit l'acronyme ELP, fréquemment utilisé même en français) : ce terme englobe les différentes variantes utilisées pour la quantifier, et expose de fait au risque de confusion entre position anatomique et position optique. Ce point particulier dérive de la différence entre un modèle en lentille mince et un modèle en lentille épaisse et fera l'objet d'un approfondissement ultérieur. Quel que soit le segment désigné par l'acronyme ELP, la prédiction de sa valeur attendue après l'intervention découle de modèles prédictifs plus ou moins empiriques et du recueil de données rétros-

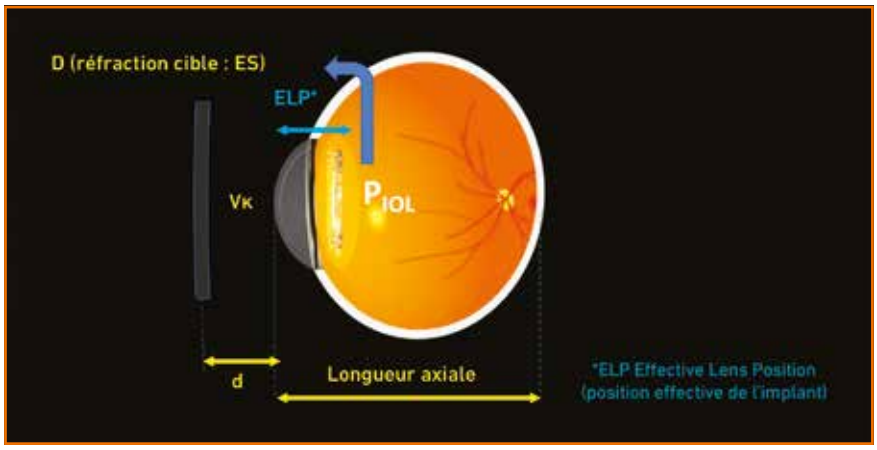

Fig. 3 : Représentation schématique des principales variables utilisées pour le calcul de puissance d'implant : Vk est la vergence de la cornée (en dioptries), P_{IOL} la puissance de l'implant prédite pour atteindre la réfraction cible D, formulée dans le plan lunettes (à la distance d de la cornée).

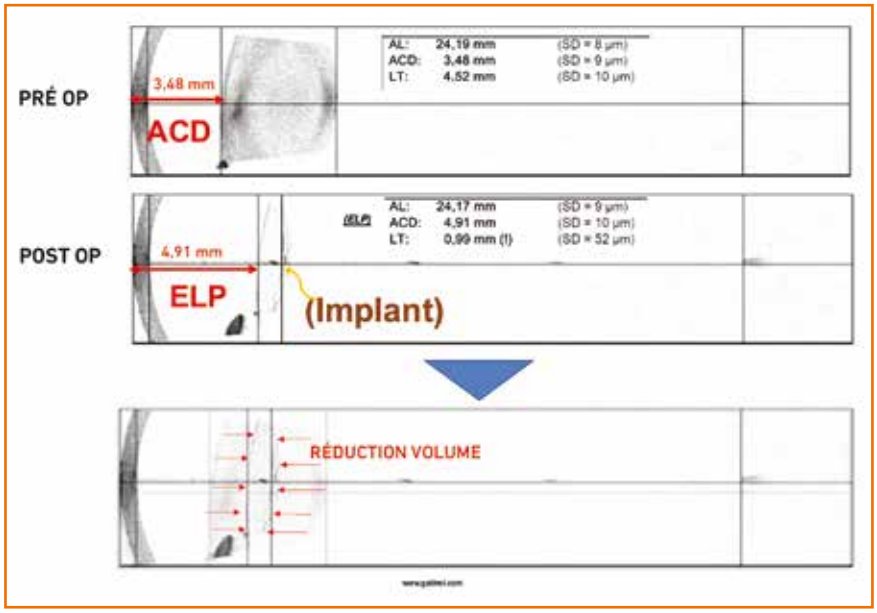

Fig. 4 : Variations de profondeur de la chambre antérieure après extraction du cristallin et remplacement par un implant. En raison de l'épaisseur non nulle de l'implant, sa position anatomique et sa puissance optique ne suffisent pas à prédire la réfraction de l'œil opéré. Il est également nécessaire de connaître la distribution de la puissance entre la face avant et la face arrière de la lentille considérée.

Calcul d'implant

pectives où figurent nécessairement les résultats réfractifs observés.

Ces modèles sont constitués comme suit : à partir de l'étude d'yeux opérés dont on connaît l'implant posé et sa puissance, ainsi que la correction optique résiduelle postopératoire, on peut rétro-calculer la position occupée par l'implant [2]. En fonction du modèle et des paramètres utilisés, on n'obtient pas forcément la même valeur pour un œil donné [3]. On pourrait bien entendu mesurer la position "physique" de l'implant, mais les patients ne subissent généralement pas d'examen d'imagerie en postopératoire et, pour une même distance anatomique, deux implants de même puissance mais de *design* différent peuvent induire une réfraction postopératoire différente.

Une fois constituée la base de données, qui fait correspondre à chaque œil opéré une position effective de son implant, on peut appliquer des procédures d'apprentissage automatisé (*machine learning*), ou une régression multiple, pour concevoir un algorithme ou une formule de prédiction de la position de l'implant [4]. Cette formule peut être établie à partir de dimensions anatomiques de l'œil comme la courbure cornéenne, le diamètre limbique (WTW), la longueur axiale, l'épaisseur et la position du cristallin avant la chirurgie, etc. On peut également y ajouter d'autres variables prédictives (âge du patient, sexe, etc.).

Chaque formule de calcul de puissance utilise sa propre "recette" pour prédire la position effective de l'implant, et de la précision de cette prédiction découle grandement celle de la formule. La position prédite pour l'implant n'est jamais explicitement mentionnée dans le calcul prédictif de la puissance de l'implant (les formules prédisent quelle puissance doit être posée pour obtenir la correction souhaitée mais ne stipulent pas où elles anticipent le positionnement de l'implant !).

Ainsi, le calcul de la puissance repose généralement sur une formule de calcul optique paraxiale classique qui combine des mesures "exactes", mesurées en préopératoire (distance cornée-rétine = longueur axiale, puissance cornéenne), et une valeur prédite : la position effective de l'implant. Une formule (Hill-RBF) repose toutefois exclusivement sur un algorithme d'apprentissage dépourvu de modèle optique [5]. Pour un œil mesuré en préopératoire, l'algorithme propose directement une puissance d'implant à poser pour atteindre la réfraction visée: dans cette configuration, un réseau de neurones a été préalablement entraîné sur une vaste série documentée d'yeux implantés permettant d'établir des correspondances entre caractéristiques biométriques, réfraction obtenue et puissance d'implant posée. À partir de nouvelles données biométriques et d'un objectif réfractif reçus comme entrées, le réseau propose une puissance d'implant en sortie (***fig. 5***).

Les autres formules de dernière génération utilisent un modèle optique paraxial ou un moteur permettant de calculer le trajet de rayons réfractés (*ray-tracing*). Les formules optiques paraxiales sont les seules à permettre d'évaluer directement l'impact des variables impliquées dans le calcul de la puissance optique et leur structure est accessible à l'étude.

En pratique, une formule paraxiale réfractive de calcul de puissance d'implant consiste en une équation qui permet d'établir la puissance théorique P d'un implant qui, dans un œil donné et positionné à une distance prédite (ELP) de la cornée de puissance K, devra induire la correction cible (puissance du verre de lunettes situé à une distance d, généralement 12 mm de l'œil). Les variables désignées par na et nv sont les indices de réfraction (humeur aqueuse *versus* vitré) (***fig. 6***).

Quantification de l'erreur de prédiction réfractive

Une fois l'intervention effectuée, on exprime l'erreur éventuelle de prédiction de l'œil opéré comme la différence entre la correction en lunettes obtenue et celle qui était visée (différence d'équivalent sphérique) : on obtient alors une valeur exprimée en dioptrie. Elle peut être nulle (la formule "tombe juste"), ou bien de signe négatif (biais myopisant) ou positif (biais hypermétropisant). La précision des mesures anatomiques préopératoires des yeux "normaux" (non opérés, dont la kératométrie et la longueur axiale sont non extrêmes) est aujourd'hui suffisante pour imputer l'essentiel des écarts de réfraction post-

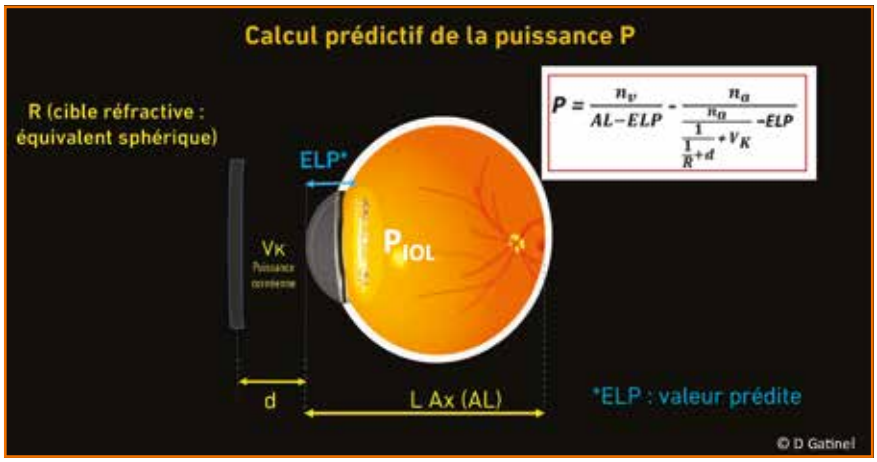

Fig. 5 : Formule prédictive exprimée en lentille mince. Elle peut être résolue pour l'ELP quand on connaît la puissance posée et la réfraction postopératoire dans le plan lunettes. Cette valeur d'ELP n'est pas égale à la distance anatomique entre la cornée et l'implant : elle correspond à la position fictive d'une lentille mince de même puissance induisant la réfraction mesurée (© D. Gatinel).

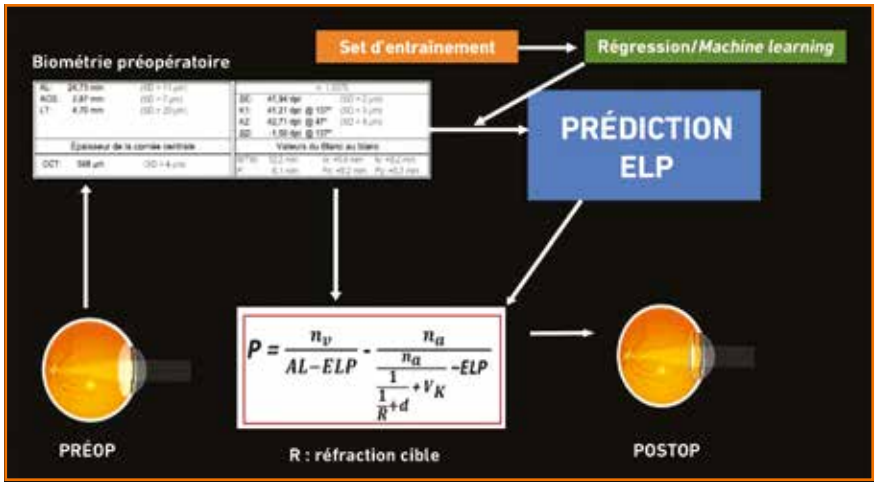

Fig. 6 : L'intelligence artificielle succède aux techniques de régression pour prédire la position théorique d'un implant. Le set d'entraînement est constitué d'yeux opérés dont on connaît la réfraction postopératoire, la puissance d'implant posée, ce qui permet d'inférer la position de l'implant (en lentille mince, ou épaisse, selon le degré de sophistication de la formule utilisée). À partir des données biométriques préopératoires, la formule prédit pour un nouvel œil à opérer la position de l'implant. Cette valeur est nécessaire pour le calcul optique de la puissance de l'implant nécessaire à l'induction de la réfraction postopératoire souhaitée. Une approche alternative fondée sur une pure utilisation des réseaux de neurones dans une technique d'apprentissage supervisé consiste à prédire la puissance de l'implant directement à partir des données biométriques, sans recours à l'utilisation d'une formule optique.

opératoire à une prédiction imparfaite de la position de l'implant. Pour les yeux "non extrêmes", non opérés de chirurgie réfractive, sans antécédents ophtalmologiques particuliers, la distribution de ces erreurs de réfraction ne suit toutefois pas systématiquement une loi normale [6] et cela impose certaines précautions quant aux choix des tests statistiques destinés à fournir des comparaisons pertinentes entre formules.

Puisque les formules prédisent dans la vie réelle du chirurgien de la cataracte une puissance P pour l'implant à poser, on pourrait également quantifier l'erreur d'une formule comme la différence entre la puissance de l'implant posé et celle qu'il *aurait fallu* poser pour atteindre la cible correctrice visée. La plupart des formules modernes optiques diffèrent principalement en termes de prédiction de la position effective d'un implant, et l'on pourrait alors mesurer la différence séparant la position prédite de l'implant de celle qui pourrait être mesurée après l'intervention (en attribuant à cette imprécision toute l'origine de l'erreur réfractive engendrée).

En pratique, ces alternatives sont plus difficiles à mettre en œuvre, que ce soit la comparaison entre position prédite et achevée de l'implant ou même le recalcul de la puissance qu'il aurait fallu poser. Il n'est pas si simple de calculer la valeur rectificative précise de la puissance d'un implant devant un résultat postopératoire erroné. C'est encore plus ardu si l'on prend en considération la puissance sphéro-cylindrique après la pose d'un implant torique.

Si l'on insère un implant dont la puissance prédite doit induire une certaine réfraction postopératoire mais qu'on observe un écart une fois posé avec la correction prédite, il est possible d'estimer l'écart de puissance qui aurait effectivement induit la réfraction initialement souhaitée. Cette conversion repose généralement sur un rapport 2/3 (il faut ajouter 3 dioptries à l'implant pour corriger 2 dioptries d'erreur réfractive dans les lunettes), mais il s'agit d'une estimation moyenne et des variations sont possibles.

Il existe également un risque de biais subjectif avec la méthode consistant à faire deviner la puissance posée plutôt que la correction optique postopératoire. En cas de réfraction postopératoire hypermétropique, il est logique de suspecter que l'œil concerné présente un risque accru pour une erreur de prédiction de formule.

En revanche, la différence entre correction obtenue après chirurgie et correction visée est une donnée clinique simple à mesurer et recueillie sur de larges échantillons. Une bonne formule minimise cette erreur sur un échantillon d'yeux large et représentatif. En pratique, les formules actuellement utilisées sont performantes sur les yeux "moyens" mais demeurent perfectibles sur les yeux "déviants" (très courts ou très longs, munis de cornées très plates ou très cambrées, ou d'une combinaison originale de ces traits anatomiques). Une fois les valeurs de réfraction prédites recueillies pour la ou les formules testées, on calcule l'erreur de prédiction (PE) commise pour chacun des yeux du "set de test" : PE = Ro – Rp (réfraction obtenue, réfraction prédite).

Le calcul de l'erreur commise par une formule sur une série d'yeux est utile à plus d'un titre. Il permet d'estimer la précision de la formule, grâce au calcul de paramètres statistiques. On distingue l'exactitude, qui est la capacité à induire une erreur moyenne nulle, et la précision, qui correspond au degré de contrôle de la dispersion autour de la moyenne. Une formule doit être dépourvue de bais systématique et limiter au maximum la dispersion des erreurs. Il est possible d'agir sur le biais systématique grâce à une méthode fondée sur un ajustement de "constantes".

Optimisation d'une formule de puissance

L'optimisation d'une formule permet d'en tirer les meilleurs résultats. Elle intervient dans un contexte où l'on dispose d'un certain volume de données bien documentées (biométrie préopératoire, puissance et

Calcul d'implant

type d'implant posé, réfraction postopératoire), comme dans le cas d'un test comparatif entre formules. Dans ce type de test, les formules sont optimisées pour le ou chacun des modèles d'implants utilisés. On obtient, après recueil des réfractions prédites et comparaison avec les corrections postopératoires réelles, l'erreur de prédiction pour chaque œil. On peut calculer la moyenne arithmétique de ces erreurs : il est probable que cette moyenne soit non nulle. Cela est bien entendu fâcheux mais quelle que soit la dispersion de ces erreurs, que l'on espère la plus faible possible, il est possible de remédier à ce biais systématique en ajustant la formule pour que la moyenne arithmétique des erreurs commise sur l'échantillon d'yeux testés soit effectivement nulle. On annule alors le biais systématique, la formule devient "exacte" en moyenne.

En pratique clinique courante, cette optimisation répond à une nécessité : celle d'ajuster une formule aux variations de *design* entre les différents modèles d'implants pour une même puissance. Certains sont plus épais que d'autres, certains possèdent une optique dont le plan est décalé vis-à-vis des haptiques. La répartition de puissance paraxiale entre la face avant et arrière peut varier, et ce au sein d'une même gamme, en fonction de la puissance de l'optique. Ces différences résultent en une variation de la position effective entre deux modèles d'implants dont les optiques sont pourtant situées à la même distance anatomique de la cornée. Une formule excellente sur un modèle d'implant particulier pourra alors présenter un biais systématique pour un autre modèle, selon leurs différences en termes de *design* optique ou géométrique comme la structure des haptiques. Il existe en pratique une constante d'ajustement pour chaque type d'implant donné : ainsi, la puissance prédite par une formule optimisée sur un modèle A peut être ajustée à un modèle d'implant B par le biais d'une variation de la valeur de la constante.

Cela est généralement accompli en ajustant l'algorithme utilisé par la formule considérée pour prédire la position de l'implant (ELP). Plusieurs approches sont théoriquement possibles mais, dans la plupart des situations et formules courantes fondées sur l'utilisation d'une constante unique, on ajoute ou retranche un incrément constant à la formule ou l'algorithme qui prédit la position effective de l'implant. La valeur de la constante ajustée permettant d'induire une moyenne arithmétique nulle pour les erreurs de prédiction est sélectionnée après un calcul itératif : tout se passe comme si on ajoutait à toutes les positions prédites d'implant avant l'optimisation un petit déplacement, de manière à ce que celui-ci induise des prédictions dont l'erreur moyenne sera nulle.

On conçoit aisément que si l'erreur moyenne est négative (ex. : m = –0,2 D), la formule tend à prédire une position des implants trop éloignée (plus que la position réelle observée après chirurgie) de la cornée : il convient alors de réduire la distance avec la cornée de tous les implants d'un certain incrément pour que l'erreur moyenne devienne nulle (les puissances d'implant calculées seront plus faibles). Il est important de concevoir que l'impact réfractif d'une variation pourtant constante de la position de chaque implant induit une modification de la réfraction qui varie avec la puissance des implants présents dans le set considéré pour l'optimisation [7].

C'est généralement au terme de cette procédure d'optimisation (erreur de moyenne arithmétique nulle) que seront alors calculés pour une formule donnée la moyenne de l'erreur en valeur absolue, la déviation standard, le pourcentage d'yeux dont l'erreur est inférieure à un seuil donné (±0,25 D, ±0,50 D, etc.). D'un point de vue clinique, il peut être intéressant de comparer les résultats de diverses formules sur des sous-groupes d'yeux particuliers : yeux courts, yeux longs, etc. Si l'on sélectionne un sous-groupe d'yeux au sein d'un set global après optimisation, l'erreur moyenne de la formule peut ne plus être nulle… Se pose alors la question d'une nouvelle "optimisation" de cette formule sur le sous-groupe concerné, en fonction du contexte.

Conclusion

Le survol des principales étapes du calcul prédictif de la puissance d'un implant permet d'aborder certains points qui méritent d'être approfondis. Le prochain article sera consacré aux fondamentaux nécessaires à l'établissement d'une formule de calcul paraxial permettant de calculer la puissance d'un implant de cristallin artificiel à partir des mesures biométriques préopératoires.

BIBLIOGRAPHIE

1. Camps VJ, Piñero DP, de Fez D *et al.* Minimizing the IOL power error induced by keratometric power. *Optom Vis Sci*, 2013;90:639-649.
2. Haigis W. Intraocular lens calculation in extreme myopia. *J Cataract Refract Surg*, 2009;35:906-911.
3. Gatinel D, Debellemanière G, Saad A *et al.* Determining the Theoretical Effective Lens Position of Thick Intraocular Lenses for Machine Learning-Based IOL Power Calculation and Simulation. *Transl Vis Sci Technol*, 2021;10:27.
4. Debellemanière G, Dubois M, Gauvin M *et al.* The PEARL-DGS Formula: The Development of an Open-source Machine Learning-based Thick IOL Calculation Formula. *Am J Ophthalmol*, 2021;232:58-69.
5. Kane JX, Van Heerden A, Atik A *et al.* Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg*, 2017;43:333-339.
6. Holladay JT, Wilcox RR, Koch DD, Wang L. Review and recommendations for univariate statistical analysis of spherical equivalent prediction error for IOL power calculations. *J Cataract Refract Surg*, 2021;47:65-77.
7. Gatinel D, Debellemanière G, Saad A *et al.* Theoretical Relationship Among Effective Lens Position, Predicted Refraction, and Corneal and Intraocular Lens Power in a Pseudophakic Eye Model. *Transl Vis Sci Technol*, 2022;11:5.

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