

O. SHUKRON¹, M. ASSOULINE^{1,2,3}

¹ MIKAJAKI SA, PLAN-LES-OUATES, Suisse.

² Centre Iéna Vision, PARIS.

³ Clinique de la Vision/OneClinic – Groupe Visya, PARIS.

dr.assouline@gmail.com

Nouveau modèle d'IA de type machine learning : prédiction de la puissance d'une lentille intraoculaire pour la chirurgie de la cataracte

La puissance de la lentille intraoculaire (LIO) implantée pour une chirurgie de la cataracte peut être prédite par un calcul empirique ou théorique à l'aide de diverses formules classiques (Haigis, Hoffer Q, Holladay 1 et 2, et SRK/T). Il n'existe cependant à ce jour aucune formule universelle adaptée à tous les variants anatomiques et les chirurgiens s'appuient sur leur expérience personnelle subjective pour choisir ou ajuster la formule la plus appropriée, en fonction des caractéristiques spécifiques du patient.

Malgré ces ajustements, une erreur réfractive significative (supérieure à 0,50 D) subsiste en postopératoire avec les formules classiques dans environ 22 à 33 % des cas, ce qui est bien moins précis que la chirurgie réfractive au laser (1 à 9 % d'erreur résiduelle supérieure à 0,50 D).

L'erreur réfractive résiduelle constatée peut provenir de diverses sources :

- erreurs de mesure préopératoire de la kératométrie ou de la longueur axiale ;
- variations chirurgicales dans le placement de la lentille ;
- imperfections du modèle dans la prédiction des valeurs postopératoires critiques déterminant la puissance apparente de l'implant, liées par exemple à la position effective de la lentille (*effective lens position*, ELP) ;
- limitations d'une formule donnée pour prédire la puissance de la LIO chez tous les variants anatomiques oculaires (par exemple yeux courts par rapport aux yeux longs).

Des formules plus récentes (Barrett Universal II-BUII, Emmetropia Verifying Optical-EVO, Kane, Næser 2, Olsen, Panacea, Pearl-DGS, Radial Basis Function-RBF, T2 et VRF) ont été développées pour améliorer la précision de ce calcul prédictif. La formule de Barrett Universal II est basée sur l'intégration par *ray tracing* de plusieurs paramètres anatomiques. D'autres formules développées notamment par Hill puis par

Debellemanière et Gatinel utilisent une approche basée sur l'intelligence artificielle [1-7].

Trois études comparatives récentes ont analysé entre 11 et 13 formules :

>>> Pour Pereira *et al.*, les formules ayant le pourcentage le plus élevé d'yeux à $\pm 0,50$ D d'erreur de réfraction, par ordre décroissant, étaient les suivantes : Kane (77,7 %), BUII (77,4 %), EVO (76,6 %), T2 (76,4 %), Super (75,9 %), Holladay 1 (75,4 %), Hill-RBF 2.0 (74,7 %), SRK/T (72,6 %), Hoffer Q (72,5 %), Haigis (71,7 %), Olsen (67,4 %) et Holladay 2 (67,3 %). La formule la plus précise était, pour les yeux courts, la formule Holladay 1 (n = 69, 78,3 % à $\pm 0,50$ D) et, pour les yeux longs, la formule Barrett Universal II (n = 116, 76,7 % à $\pm 0,50$ D). Les formules Kane, Barrett, EVO, T2 et LadarSuper ont conduit à une erreur absolue moyenne significativement inférieure par rapport aux calculs *open source* avec des constantes de lentilles optimisées (p < 0,001-0,042) [8].

>>> Pour Carmona *et al.*, les formules BUII et Haigis ont donné les erreurs moyennes les plus faibles dans toute la gamme des longueurs axiales (p < 0,01, sauf EVO), ainsi que dans les yeux longs (p < 0,01, toutes les formules) et normaux (p < 0,01, sauf Haigis, Holladay II, Olsen et LSF). Dans les yeux courts, les erreurs moyennes les plus faibles ont été fournies par Haigis et EVO (p < 0,01, sauf Hoffer Q, SRK/T et Holladay I) [9].

>>> Pour Savini *et al.*, la formule BUII sans ACD (*anterior chamber depth*) présentait l'écart type le plus faible ($\pm 0,343$ D), suivie des formules T2 (0,347 D), Kane (0,348 D), EVO 2.0 sans ACD (0,348 D) et BUII avec ACD (0,353 D). Les valeurs les plus basses ont été obtenues avec les formules Kane (0,214 D), RBF 2.0 (0,215 D), BUII avec et sans ACD

(0,218 D) et SRK/T (0,223 D). Un pourcentage allant de 80 à 88,5 % des yeux a montré un PE à $\pm 0,50$ D [10].

Nous présentons un cadre unifié de modélisation d'intelligence artificielle par apprentissage machine ou *machine learning* (ML) pour prédire la puissance d'une LIO dans la gamme complète des paramètres biophysiques. Notre cadre corrige d'abord la puissance calculée à partir des formules usuelles, puis sélectionne automatiquement la formule corrigée optimale en fonction des mesures objectives spécifiques du patient, afin d'obtenir la réfraction résiduelle postopératoire minimale la plus conforme à la réfraction cible.

■ Patients et méthodes

Les données de cette étude rétrospective, approuvée par le comité d'éthique national en 2019, sont extraites de façon anonyme de 4980 dossiers de chirurgies de la cataracte réalisées par un seul opérateur (Dr Assouline, Centre Iéna Vision, Paris). Un total de 1387 cas complètement documentés en postopératoire a été retenu pour la modélisation. Les mesures objectives avant la chirurgie ont été acquises par un IOL Master 500 (Zeiss) et une échographie en mode B systématique.

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- âge de 40 à 85 ans ;
- kératométrie moyenne \bar{K} 35 à 47 D ;
- longueur axiale 20 à 40 mm ;
- profondeur de la chambre antérieure 2 à 5 mm ;
- blanc à blanc (*white-to-white*, WTW) 10 à 13 mm ;
- réfraction cible R_t -10 à 10 D ;
- suivi postopératoire entre 10 et 90 jours.

La kératométrie moyenne, déterminée par l'IOL Master 500 et par 3 mesures concordantes au kératomètre Nidek (Tonoref II), a été recalculée à partir du rayon moyen de la cornée (mm) en utilisant un indice de réfraction de 1,336.

Les formules suivantes, basées sur l'optique gaussienne, ont été utilisées pour le calcul de la puissance des LIO et la modélisation :

- SRK/T ;
- Shammas ;
- Haigis ;
- Binkhorst-2 ;
- Holladay1 ;
- Hoffer Q ;
- Olsen.

Pour toutes les formules, les équations pour la puissance P de la LIO et la réfraction attendue R (sphère uniquement) sont données par :

$$P = \frac{n_v}{L-e} - \frac{n_c}{K+R_t} - e \quad (1)$$

$$R = \frac{\frac{n_c}{\frac{n_v}{L-e} - P_i} - K}{\frac{n_v}{L-e} - P_i} \quad (2)$$

où :

- n_c est l'indice de réfraction de la cornée,
- n_v est l'indice de réfraction des milieux aqueux,
- L est la longueur axiale, en mm,
- K est la kératométrie moyenne (D),
- e est la position effective de la lentille, en mm,
- P_i est la puissance de la LIO implantée (D),
- R_t est la réfraction cible (D).

En théorie, la réfraction prédite R devrait être égale à la réfraction cible R_t , ce qui signifie que toutes les formules de LIO devraient avoir une erreur absolue moyenne (EAM) similaire : $|\Delta R| = |R_f - R|$, où R_f est la réfraction subjective finale (acuité visuelle postopératoire).

Cependant, P dans l'équation 1 est d'abord arrondi au 0,5 D le plus proche (intervalles disponibles des lentilles commerciales) et le résultat est ensuite substitué dans l'équation 2 pour obtenir la réfraction attendue R , ce qui donne généralement $R \neq R_t$. La sensibilité de R à l'arrondi de P constitue toute la différence entre les capacités prédictives des différentes formules de calcul de la puissance des LIO. Lorsque les fabricants de LIO fourniront des lentilles avec des intervalles dioptriques plus petits, les différences entre les formules de calcul des LIO deviendront plus négligeables.

Pour prédire la puissance des LIO, nous formons d'abord un prédicteur en ML sur l'erreur de réfraction subjective $\Delta R = R_f - R$, en se basant sur les paramètres démographiques et biophysiques préopératoires spécifiques du patient. Nous utilisons ensuite le ΔR prédit pour obtenir un ajustement ΔP de la puissance de la LIO en dérivant la relation suivante :

$$\Delta P = \frac{-n_c^2 \Delta R}{\alpha^2 - e \alpha \Delta R} \quad (3)$$

où : $\alpha = n_c - e(K + R_t)$ avec e l'ELP (en mm).

Nous calculons ensuite la puissance de l'implant corrigé P_{corr} comme suit :

$$P_{corr} = P + \Delta P \quad (4)$$

Nous appliquons cette procédure pour obtenir une puissance de LIO corrigée pour chaque formule et pour chaque ensemble de données de patients.

Les caractéristiques utilisées pour l'entraînement du prédicteur de ΔR étaient les suivantes :

- âge (année);
- K (D);
- ACD (en mm);
- L (en mm);
- R_i (D), où nous avons utilisé des valeurs spécifiques à la formule pour n_c et n_v ;
- L ajusté et ELP e prédit, qui sont indépendants de R_i .

Nous utilisons 85 % de notre base de données pour l'entraînement et le reste pour la validation.

Chaque prédicteur formé pour corriger la formule LIO produira un ΔR et un ΔP différents et aura une précision différente, même en utilisant les mêmes données patients. Nous formons donc un classificateur pour sélectionner automatiquement la formule LIO corrigée qui produit le ΔR le plus bas pour chaque ensemble de données de patients. Nous ajustons les hyper-paramètres du modèle par une *grid search* exhaustive avec une fonction de validation croisée adaptée, favorisant les modèles dont les prédictions se situent dans la plage de $|\Delta R| \leq 0,2$ D. Nous commençons par estimer la précision conditionnelle des formules de LIO dans la prédiction de la réfraction finale R_f selon P_i . Nous avons d'abord calculé R (équation 2) pour chaque formule, et utilisé comme paramètre le P_i enregistré, la longueur axiale et l'ELP prédite spécifique à la formule. Nous avons ensuite calculé l'EAM pour R par rapport à R_f (arrondi à 0,25 D près). Puis nous avons calculé l'erreur absolue $|R - R_f|$ pour les entrées de notre ensemble de données, où nous avons arrondi R calculé à partir de chaque formule à la 0,25 D la plus proche. L'EAM de toutes les formules était de 0,55 D.

Nous avons ensuite entraîné un prédicteur pour la réfraction résiduelle $R = R - R_f$ postopératoire. L'ensemble d'entraînement (*training set*) comprenait 1 179 échantillons choisis uniformément au hasard et nous avons examiné la précision des prédicteurs en utilisant les 208 échantillons restants. Enfin, nous avons entrepris de construire un classificateur pour les formules de LIO corrigées, en fonction des caractéristiques spécifiques au patient. À cette fin, nous avons entraîné un classificateur en ML, puis ajusté les réglages des hyper-paramètres en utilisant une *grid search* avec une fonction de validation croisée adaptée sur 85 % de notre base de données. Nous avons

ensuite substitué la prédiction ΔR dans l'équation 3 pour obtenir la correction ΔP de la puissance de la LIO, puis nous avons calculé la puissance corrigée de la LIO P_{corr} (équation 4).

■ Résultats

Les résultats de notre modèle sont présentés dans la **figure 1**. La différence moyenne entre la puissance implantée P_i et la puissance prédite P était de $-0,51$ D (différence absolue de 0,81 D), ce qui indique que la puissance prédite à partir des formules n'est pas toujours utilisée par les chirurgiens dans la pratique, mais qu'elle est ajustée manuellement. L'EAM entre la réfraction cible R_i et la réfraction subjective finale R_f (VA) était de 0,55 D, ce qui indique qu'une erreur de réfraction résiduelle subsiste malgré l'ajustement de la LIO calculée par le chirurgien.

Dans cette cohorte, nous constatons que les EAM des formules étaient initialement les suivantes :

- SRK/T : 0,82 D ;
- Shammas : 0,73 D ;
- Haigis : 0,63 D ;
- Hoffer Q : 1,40 D ;
- Holladay 1 : 0,70 D.

Pour les formules Olsen et Binkhorst-2, l'ELP prédite était de 3 mm, soit près de la moitié de celle prédite par les autres formules (moyenne de 5,5 mm), ce qui donne une EAM de 3 D, que nous traitons comme des valeurs aberrantes.

L'erreur de réfraction cumulée par rapport à la réfraction finale enregistrée était similaire pour toutes les formules : 26 % ne présentent aucune erreur, 47 % une erreur inférieure à 0,25 D, 68 % inférieure à 0,5 D, 85 % inférieure à 0,75 D et 91 %

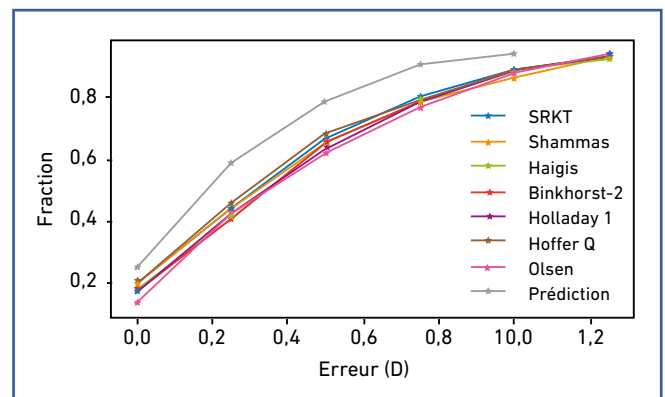


Fig. 1 : Fraction cumulée des observations avec la prédiction $|\Delta R - \Delta R_o|$ (engrais) par rapport à l'erreur de réfraction absolue $|\Delta R| = |R - R_f|$ des formules individuelles, où ΔR_o est l'erreur de réfraction observée (D).

inférieure à 1 D, indiquant qu'aucune distinction *a priori* entre les formules ne peut être faite en utilisant l'EAM. Après avoir appliqué notre correction des formules (équation 4 dans méthodes), les 7 formules de LIO présentaient une erreur cumulée résiduelle similaire, avec : 20 % des observations n'ayant aucune erreur, 60 % une erreur égale ou inférieure à 0,25 D, 81 % égale ou inférieure à 0,5 D et 90 % égale ou inférieure à 0,75 D, suggérant que les prédictions des erreurs de réfraction ΔR peuvent être faites avec la même précision pour n'importe quelle formule.

Notre classificateur a atteint une précision de 85 % dans l'attribution correcte de la meilleure formule de calcul de la LIO ajustée, ce qui produit la différence de réfraction absolue résiduelle minimale $|\Delta R - \Delta R_o|$, où ΔR_o est l'erreur de réfraction observée.

Dans la **figure 1**, nous rapportons la différence absolue cumulée $|\Delta R - \Delta R_o|$ après classification par rapport à l'erreur de réfraction des formules de LIO. Après classification par notre modèle, nous obtenons une erreur de réfraction prédite plus faible que toutes les formules IOL utilisées dans cette étude pour toutes les longueurs axiales représentées dans la cohorte. Le minimum théorique $|\Delta R - \Delta R_o|$ était de 0,33 D, ce qui aurait résulté d'une classification parfaite en utilisant les formules disponibles dans cette étude. Nous obtenons $|\Delta R - \Delta R_o| = 0,35$ D après classification. Le ΔP prédit moyen était de -0,47 D, ce qui correspond à la correction de la puissance de la LIO nécessaire pour obtenir la réfraction cible.

■ Discussion

Dans ce travail, nous avons présenté un modèle de ML pour prédire la puissance corrigée de la LIO à partir de n'importe quelle formule basée sur l'optique gaussienne. Nous fournissons également une sélection automatique de la formule de LIO la plus appropriée en fonction des paramètres biométriques spécifiques au patient.

Notre classificateur a atteint une précision de 85 % dans la sélection de la formule qui produit la réfraction résiduelle la plus faible en postopératoire et atteint une précision de prédiction de 81 % à 0,5 OD près de la réfraction subjective finale (**figure 1** courbe grise). Notre modèle est facile à mettre en œuvre dans la pratique, peut inclure n'importe quelle formule de LIO et devrait pouvoir servir d'outil précieux dans la planification rationnelle de la chirurgie de la cataracte.

Bibliographie

1. WAN KH, LAM TCH, YU MCY *et al.* Accuracy and precision of intraocular lens calculations using the new Hill-RBF version 2.0 in eyes with high axial myopia. *Am J Ophthalmol*, 2019;205:66-73.
2. LI T, STEIN J, NALLASAMY N. AI-powered effective lens position prediction improves the accuracy of existing lens formulas. *Br J Ophthalmol*, 2021 [online ahead of print].
3. CLARKE GP, KAPELNER A. The bayesian additive regression trees formula for safe machine learning-based intraocular lens predictions. *Front Big Data*, 2020;3:572134.
4. MORI Y, YAMAUCHI T, TOKUDA S *et al.* Machine learning adaptation of intraocular lens power calculation for a patient group. *Eye Vis*, 2021;8:42.
5. CARMONA GONZÁLEZ D, PALOMINO BAUTISTA C. Accuracy of a new intraocular lens power calculation method based on artificial intelligence. *Eye*, 2021;35:517-522.
6. 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.
7. 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.
8. PEREIRA A, POPOVIC MM, AHMED Y *et al.* A comparative analysis of 12 intraocular lens power formulas. *Int Ophthalmol*, 2021;41:4137-4150.
9. CARMONA-GONZÁLEZ D, CASTILLO-GÓMEZ A, PALOMINO-BAUTISTA C *et al.* Comparison of the accuracy of 11 intraocular lens power calculation formulas. *Eur J Ophthalmol*, 2021;31:2370-2376.
10. SAVINI G, DI MAITA M, HOFFER KJ *et al.* Comparison of 13 formulas for IOL power calculation with measurements from partial coherence interferometry. *Br J Ophthalmol*, 2021;105:484-489.
11. GUTIERREZ L, LIM JS, FOO LL *et al.* Application of artificial intelligence in cataract management: current and future directions. *Eye Vis*, 2022;9:3.
12. WEI L, SONG Y, HE W *et al.* Accuracy improvement of iol power prediction for highly myopic eyes with an XGBoost machine learning-based calculator. *Front Med*, 2020;7:592663

O. Shukron et M. Assouline sont respectivement chief artificial intelligence data science and computer vision et cofondateur de Mikajaki.