

O. SHUKRON<sup>1</sup>, É. PRÉVOT<sup>2</sup>, M. ASSOULINE<sup>1, 3, 4</sup>

<sup>1</sup> MIKAJAKI SA, PLAN-LES-OUATES, Suisse.

<sup>2</sup> Centre d'ophtalmologie de PROVINS.

<sup>3</sup> Centre Léna Vision, PARIS.

<sup>4</sup> Clinique de la Vision/OneClinic – Groupe Visya, PARIS.  
dr.assouline@gmail.com

## Prédiction de la réfraction subjective par un nouveau modèle d'IA de type machine learning

La détermination de la meilleure acuité visuelle corrigée (MAVC) par la réfraction subjective (RS) sert à la prescription optique des lunettes et des lentilles correctrices, ainsi qu'au suivi médical de la fonction visuelle. C'est un processus exigeant pratiqué quotidiennement par plus de 500 000 professionnels de la santé oculaire (ophtalmologistes, orthoptistes) ou de l'optique (optométristes, opticiens) et qui s'applique de façon quasi annuelle à l'ensemble de la population mondiale.

Cette mesure, qui nécessite une formation spécialisée, peut être significativement biaisée par le défaut de concentration ou d'expérience de l'examineur, ou des capacités cognitives ou d'attention du sujet examiné. Sa répétabilité est assez médiocre compte tenu des enjeux (erreur médicale sur l'évaluation de la vision, coût des équipements optiques).

La réfraction subjective est le plus souvent déterminée à partir d'une mesure préalable de la réfraction objective à l'autoréfractomètre (AR) en essayant des combinaisons successives de verres correcteurs sphériques et cylindriques qui permettent d'optimiser la vision du patient, auquel sont présentés des optotypes (échelle de Monoyer par exemple) ou des tests visuels (duochrome, cadran de Parent par exemple) aussi discriminants et indépendant du contexte culturel (acuité non morphoscopique) que possible.

La différence entre réfraction objective et subjective s'explique par différents facteurs dont les fluctuations accommodatives pendant l'examen, la taille de la pupille et surtout les imperfections optiques de l'œil, dont seule la région centrale proche de l'axe visuel est testée par le réfractomètre automatique alors que l'ensemble des rayons lumineux passant par la pupille d'entrée (projection optique de la pupille anatomique) contribue à la formation de l'image fovéolaire (effet de Stiles-Crawford). Cette limitation est analogue à celle de la kératométrie, mesurée seulement en 4 points paracentraux, qui

ne permet pas toujours d'extrapoler la topographie cornéenne lorsque celle-ci est irrégulière.

La prescription finale des lunettes présente donc une grande variabilité intra- et interopérateur, liée à des stratégies de réfraction variées, qui peut atteindre une moyenne de  $\pm 0,29$  D [1, 2]. La qualité de l'AR utilisé et de sa calibration explique également une différence habituelle de l'ordre de 0,5 D entre la RS objective et la RS finale [3, 4], avec une différence plus prononcée en cas de grande amétropie et d'astigmatisme [5]. Des pathologies sous-jacentes telles que le kératocône ou d'autres affections cornéennes et cristalliniennes peuvent entraver la répétabilité de la RS, avec une différence 4 à 6 fois supérieure à celle observée chez les myopes normaux [6].

Des modèles de prédiction de la meilleure acuité visuelle personnalisée ont été élaborés par le passé, sur la base de données d'aberrométrie du front d'onde [7], d'analyse du vecteur de puissance [8], d'images du fond d'œil [9] et, plus récemment, de modèles d'intelligence artificielle et d'apprentissage machine (*machine learning*, ML) [10-13]. Malgré les bons résultats obtenus par ces modèles, la complexité de la préparation des données et la quantité de données nécessaires pour un apprentissage fiable ont constitué un obstacle à leur utilisation à grande échelle.

Nous présentons ici un nouveau prédicteur par intelligence artificielle type ML capable de prédire objectivement la réfraction subjective sphéro-cylindrique afin de réduire ou d'éliminer à terme la nécessité de mesurer individuellement la réfraction subjective.

### ■ Patients et méthodes

Cette étude rétrospective multicentrique a été approuvée par le comité d'éthique national en 2019. Nous avons utilisé un

ensemble de 9763 mesures anonymes (*training set*) obtenues avec l'analyseur de segment antérieur VX 130 (Dr É. Prévot, Provins) pour entraîner deux prédicteurs indépendants pour les composantes sphère *S* et cylindre *C* de la réfraction subjective. Nous avons utilisé 5150 enregistrements d'une cohorte distincte (Dr M. Assouline Centre Iéna Vision, Paris) comme ensemble de validation (*validation set*). Toutes les données ont été recueillies entre janvier 2019 et février 2022.

Les critères d'inclusion étaient intentionnellement larges pour démontrer la portée générale de notre méthodologie :

- âge 15 à 85 ans ;
- profondeur de la chambre antérieure 2 à 5 mm ;
- sphère objective  $-5$  à  $+6$  D ;
- cylindre objectif  $-6$  à  $0$  D,
- diamètre cornéen blanc à blanc 8 à 16 mm ;
- pachymétrie 430 à 650  $\mu\text{m}$  ;
- angle  $\kappa$  0 à  $25^\circ$  ;
- indice de probabilité du kératocône (KPI) 0 à 30 %.

Nous avons construit nos modèles en effectuant d'abord un réglage des hyper-paramètres par une *grid search*, suivie d'une recherche bayésienne affinée. Nous avons effectué ensuite une sélection automatique des paramètres ou caractéristiques (*features*) et une validation croisée du modèle sur l'ensemble des données d'entraînement, en utilisant une fonction de notation de validation croisée adaptée avec des préférences pour les prédictions à moins de 0,25 D de la RS enregistré. Nous obtenons finalement deux prédicteurs ML entraînés pour *S* et *C*. Nos prédicteurs utilisent 37 paramètres optiques et anatomiques de l'œil pour *S* et 34 caractéristiques pour *C*.

Les trois paramètres les plus contributifs pour la composante *S* sont :

- l'âge ;
- le coefficient de Zernike  $Z_4^0$  ;
- la composante du vecteur de puissance  $J_0 = -0.5\cos(2A)$  où *A* est l'axe (radian).

Pour la composante *C*, les trois caractéristiques les plus significatives sont :

- le cylindre de la réfraction objective ;
- l'âge ;
- le terme  $J_0$ .

Nous avons appliqué nos prédicteurs à l'ensemble de données de test et évalué leur précision en termes des différences  $\Delta S = S_{obj} - S_{subj}$  et  $\Delta C = C_{obj} - C_{subj}$ , entre les valeurs objectives (*obj*) et subjectives prédites (*subj*).

## ■ Résultats

Nous avons calculé la précision de nos prédicteurs pour prédire simultanément la paire sphéro-cylindrique *exacte* (*S*, *C*) pour chaque patient. Les résultats sont résumés dans le **tableau I**. Notre prédicteur a atteint une précision supérieure à celle de l'AR, avec 75 contre 64 % pour l'erreur à  $\pm 0,25$  D et 95 (modèle) contre 92 % (AR) à  $\pm 0,50$  D de la réfraction subjective prescrite. Dans les **tableaux II et III**, nous présentons les résultats de la prédiction séparée des composantes *C* et *S*, respectivement, où nos prédicteurs ont montré une précision supérieure à l'AR dans toutes les plages d'erreur, avec une erreur absolue moyenne (EAM) de 0,22 D pour *C* et 0,2 D pour *S*.

$ \Delta S ,  \Delta C  \leq \delta$ (D)	Réfractomètre (%)	Modèle (%)
0	14	<b>19</b>
0,25	64	<b>75</b>
0,50	92	<b>95</b>

**Tableau I :** Résultats (pourcentage de précision) de la prédiction simultanée de la paire (*S*, *C*) par rapport aux mesures objectives (réfractomètre) à moins de  $\delta \in [0; 0,25; 0,50]$  D des valeurs de RS enregistrées par rapport aux valeurs objectives (réfractomètre).

$ \Delta C  \leq \delta$ (D)	Réfractomètre (%)	Modèle (%)
0	35	<b>46</b>
0,25	80	<b>92</b>
0,5	95	<b>98</b>
EAM	0,25	<b>0,22</b>

**Tableau II :** Résultats (pourcentage de précision) de la prédiction de la composante *C* (modèle) à moins de  $\Delta C$  de  $\delta \in [0; 0,25; 0,5]$  D de la RS enregistrée, par rapport aux mesures objectives (réfractomètre), et l'erreur absolue moyenne (EAM).

$ \Delta S  \leq \delta$ (D)	Réfractomètre (%)	Modèle (%)
0	36	<b>42</b>
0,25	76	<b>84</b>
0,5	92	<b>96</b>
EAM	0,25	<b>0,2</b>

**Tableau III :** Résultats (pourcentage de précision) de la prédiction de la composante *S* (modèle) à moins de  $\Delta S$  de  $\delta \in [0; 0,25; 0,5]$  D de la RS enregistrée, par rapport aux mesures objectives (réfractomètre), et l'erreur absolue moyenne (EAM).

## ■ Discussion

Nous avons présenté un modèle d'intelligence artificielle par *machine learning* prometteur pour prédire la sphère et le cylindre de la meilleure réfraction subjective sur la base de mesures optoélectroniques objectives de l'œil. Nous montrons qu'en utilisant nos prédicteurs, aucun ajustement supplémentaire n'est nécessaire chez trois patients sur quatre pour prescrire la correction optique. Pour les 25 % de prédictions restantes, il suffit d'une moyenne de 2 clics du réfracteur pour arriver à la RS finale avec une erreur de 0,25 D. Une différence de 0,25 D est imperceptible pour les patients et est considérée comme une RS précise, bien que des valeurs inférieures aient également été signalées comme étant perceptibles [14].

Notre prédiction fournit un point de départ pour la réfraction subjective qui est plus proche de la valeur finale (effectivement prescrite) que celle proposée par la réfractométrie automatique, ce qui permet de réduire le temps consacré à la réfraction subjective manuelle. Notre méthodologie peut être adaptée quasiment en temps réel pour répondre aux stratégies de réfraction, aux préférences individuelles des praticiens et aux spécificités des populations examinées, et améliorer sa propre performance au fil du temps de façon automatisée. Cette modélisation peut être facilement installée dans les cabinets médicaux ou les centres d'optique.

La prédiction de la réfraction subjective par notre modèle est sans doute encore plus intéressante dans les cas pour lesquels l'autoréfractomètre ne donne pas de bons résultats, en cas de trouble des milieux ou de l'étage sensoriel, ou encore en cas d'aberrations optiques d'ordre supérieur élevées (aberration sphérique, coma) comme dans le kératocône, en post-chirurgie réfractive cornéenne, dans les greffes de la cornée ou dans le cas d'implants réfractifs sphériques.

En continuant à collecter davantage de données d'origines et de démographies diverses, nous élargissons la gamme d'inclusion de notre modèle et augmentons la précision de la prédiction existante, même pour les cas pathologiques. Une amélioration progressive significative de la prédiction est attendue au fil du temps en fonction du volume des données futures utilisées par le modèle, nécessaires à la modélisation

des amétropies plus rares, extrêmes ou irrégulières, et de l'ajout des données objectives de l'OCT spectral biomètre Revo (Optopol) et subjectives collectées en ligne par l'agent virtuel Ariane-InSight, intégrés dans la solution robotique EyeLib-2 de Mikajaki.

## Bibliographie

1. BULLIMORE MA, FUSARO RE, ADAMS CW. The repeatability of automated and clinician refraction. *Optom Vis Sci*, 1998;75:617-622.
2. RAASCH TW, BAILEY IL, BULLIMORE MA. Repeatability of visual acuity measurement. *Optom Vis Sci*, 1998;75:342-348.
3. CHOONG Y-F, CHEN A-H, GOH P-P. A comparison of autorefractometry and subjective refraction with and without cycloplegia in primary school children. *Am J Ophthalmology*, 2006;142:68-74.
4. KUMAR RS, MOE CA, KUMAR D *et al*. Accuracy of autorefractometry in an adult Indian population. *PLoS One*, 2021;16:e0251583.
5. THOMPSON AM, LI T, PECK LB *et al*. Accuracy and precision of the Tomey ViVA infrared photorefractor. *Optom Vis Sci*, 1996;73:644-652.
6. RAASCH TW, SCHECHTMAN KB, DAVIS LJ *et al*. Repeatability of subjective refraction in myopic and keratoconic subjects: results of vector analysis. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2001;21:376-383.
7. GUIRAO A, WILLIAMS DR. A method to predict refractive errors from wave aberration data. *Optom Vis Sci*, 2003;80:36-42.
8. LEUBE A, LEIBIG C, OHLENDORF A *et al*. Machine learning based predictions of subjective refractive errors of the human eye. *HEALTHINF*, 2019:199-205.
9. CHUN J, KIM Y, SHIN KY *et al*. Deep learning-based prediction of refractive error using photorefractometry images captured by a smartphone: model development and validation study. *JMIR Medical Inform*, 2020;8:e16225.
10. LUTZ DE ARAUJO A, DIAS PEREIRA SANTOS H, SGANZERLA D *et al*. Development of a multivariable prediction model to predict subjective refraction in patients with refractive errors. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2020;61:5172-5172.
11. HERNÁNDEZ CS, GIL A, CASARES I *et al*. Prediction of manifest refraction using machine learning ensemble models on wavefront aberrometry data. *J Optom*, 2022 [online ahead of print].
12. RAMPAT R, DEBELLEMANNIÈRE G, MALET J *et al*. Using artificial intelligence and novel polynomials to predict subjective refraction. *Sci Rep*, 2020;10:8565.
13. VARADARAJAN AV, POPLIN R, BLUMER K *et al*. Deep learning for predicting refractive error from retinal fundus images. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2018;59:2861-2868.
14. MARIN G, MESLIN D. Refraction: Patients are sensitive to increments smaller than a quarter diopter. *Int Rev Ophthalmic Opt*, 2020.
15. ELLIOTT M, SIMPSON T, RICHTER D *et al*. Repeatability and accuracy of automated refraction: a comparison of the Nikon NRK-8000, the Nidek AR-1000, and subjective refraction. *Optom Vis Sci*, 1997;74:434-438.

O. Shukron et M. Assouline sont respectivement chief artificial intelligence data science and computer vision et cofondateur de Mikajaki. É Prévot a déclaré ne pas avoir de conflits d'intérêts concernant les données publiées dans cet article.