

Loïc Dambricourt

Marseille

Simulateurs pour les implants Premium : le point en 2026 et perspectives



Figure 1 : *Simulation numérique : Virtualens VR IOL simulator et Vision AR-IOL.*

Introduction

La chirurgie du cristallin, à l'heure de la cataracte ou non, est devenue une véritable chirurgie réfractive, avec une montée de la demande d'indépendance aux lunettes.
Les implants à vision simultanée (SV-IOLs) permettent de diminuer le port de lunettes en utilisant des optiques avancées, comme des réseaux diffractifs (implants multifocaux), des modulations de l'aberration sphérique ou d'autres éléments modulant le front d'onde (implants à profondeur de champ), voire des optiques mixtes permettant de créer plusieurs focales ou des focales étendues, afin de favoriser la vision intermédiaire et de près, tout en conservant une bonne vision de loin.

Ils nécessitent cependant une sélection rigoureuse des patients car ils dépendent de la neuro-adaptation en raison des phénomènes photiques et de la perte de contraste associés. De plus, les performances optiques de l'implant varient selon les paramètres optiques de l'œil (aberration sphérique cornéenne, diamètre pupillaire, etc.) et les résultats peuvent donc différer d'un sujet à l'autre.
Dans ce contexte, simuler les résultats de plusieurs implants constitue une aide à la décision et à l'éducation thérapeutique. L'objectif étant de confronter les attentes du patient aux performances attendues de chaque optique pour trouver le bon implant correspondant au patient.

La simulation numérique

Bien qu'elle ne permette pas une projection rétinienne d'un implant, elle reste un bon outil pédagogique, car montre les résultats de différents implants dans certaines situations de la vie quotidienne (conduite, restaurant, supermarché). On peut utiliser :

- les sites constructeurs : certains fabricants d'implants proposent des mises en situation de leurs différents implants premium sur leurs sites internet ;
- des applications ou logiciels disponibles sur ordinateurs et tablettes : Ex Vision-Ar-IOL (SBM Sistemi, Italie) ;
- des casques de réalité virtuelle : Ex : VirtuaLens VR IOL Simulator (VirtuaLens, États-Unis).

La simulation *in vitro*

La simulation *in vitro* permet de caractériser les propriétés d'un implant donné dans des conditions expérimentales contrôlées. Elle permet d'analyser les performances d'une optique donnée, avant son utilisation *in vivo*.

Les bancs optiques

Les mesures sur banc optique classique permettent d'évaluer plusieurs paramètres sous conditions lumineuses calibrées, selon une fréquence spatiale donnée (en lp/mm), à travers

une cornée artificielle ou un œil modèle et pour un diamètre pupillaire donné. Ceci permet de mesurer :

- La fonction de transfert de modulation (MTF) : la capacité d'un système optique à restituer correctement un contraste donné.
- La Through-Focus MTF (TF-MTF) : reflet *in vitro* de la courbe de défocalisation clinique pour évaluer les différentes zones de performance de l'implant.
- L'aire sous la courbe MTF (MTFa) : un indicateur de la qualité optique d'un implant sur une plage de défocalisation donnée.
- La fonction d'étalement du point (PSF) qui permet d'étudier la dispersion lumineuse à travers un implant, particulièrement intéressante pour l'étude des phénomènes photiques et la qualité visuelle.
- Le ratio de Strehl comparant le pic de PSF mesuré à un système optique idéal, constituant également un indice de qualité optique.

Les données issues des bancs optiques « traditionnels » sont généralement fournies par les fabricants. Ces mesures sont toutefois réalisées dans des conditions expérimentales standardisées et ne prennent pas en compte la variabilité interindividuelle des caractéristiques oculaires, notamment la kératométrie, les aberrations sphériques cornéennes ou le diamètre pupillaire. Ceux-ci pouvant modifier significativement les performances optiques d'un implant.

La métrologie optique

Des dispositifs plus « avancés » tels que le NIMO TEMPO (Lambda-X, Belgique) permettent d'aller plus loin dans la caractérisation des IOL[1]. Plutôt que d'analyser l'image projetée au travers d'un IOL, il mesure son front d'onde par interférométrie. Puis le software TEMPO-MENTOR permet de simuler numériquement la propagation lumineuse à travers différents modèles d'yeux et de calculer les différents paramètres optiques précédemment décrits, en faisant notamment varier le diamètre pupillaire et les caractéristiques cornéennes.

Les travaux réalisés par l'équipe du Pr Gatinel et du Dr Stern[2] à partir de ces mesures ont notamment conduit au développement d'AIOLsci (AIOLSCI, Paris, France), un outil numérique permettant de simuler et de comparer les performances optiques des implants en faisant varier les paramètres cornéens et pupillaires, afin de se rapprocher des caractéristiques propres à chaque patient.

La simulation *in vivo*

La simulation *in vivo* vise à reproduire, avant la chirurgie, la qualité de vision qui pourrait être obtenue avec différentes optiques d'IOL directement chez le patient. Elle repose sur la reproduction du profil optique de l'IOL au niveau du plan pupillaire, permettant au patient d'expérimenter la vision résultante à travers son propre système optique[3].

Les « projecteurs d'IOL »

Il s'agit de dispositifs de visualisation au travers d'un IOL réel. Un système de relais optique permet de conjuguer le plan de l'IOL avec le plan pupillaire de l'œil, afin d'en reproduire les propriétés optiques. Ces dispositifs permettent ainsi de simuler, parfois de manière binoculaire (ex. : RALV, DEZIMAL GmbH, Vienna, Austria), la vision à travers différents implants et d'appréhender certains compromis visuels associés, notamment la perte de contraste et les phénomènes photiques.

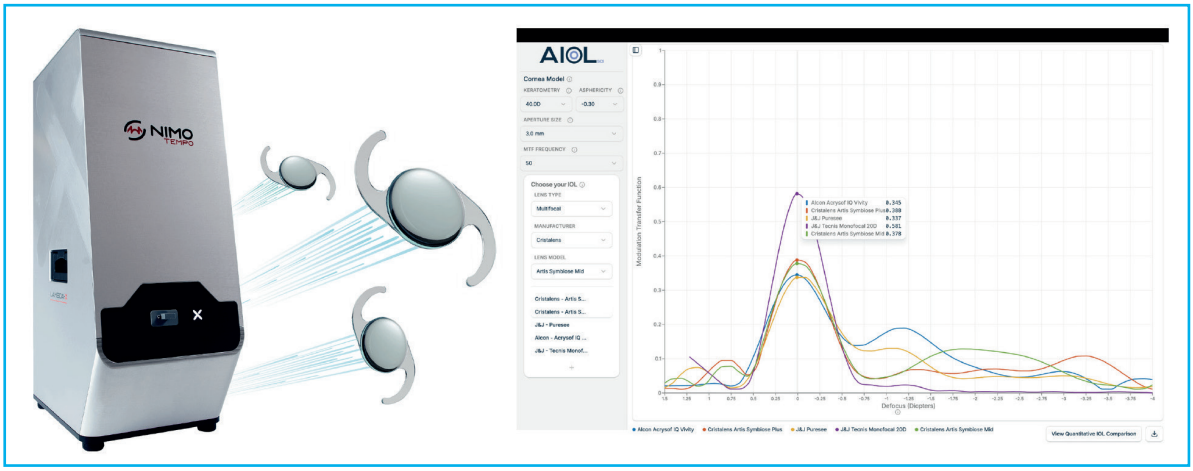


Figure 2 : *Simulation in vitro : NIMO TEMPO et interface de AIOLSCI avec courbes de MTF pour plusieurs implants.*

L'optique adaptative (OA)

L'OA permet, à l'aide de dispositifs tels que des miroirs déformables (*Deformable Mirrors* [DM]) ou, plus fréquemment, des modulateurs spatiaux de lumière (*Spatial Light Modulators* [SLM]), de modifier le front d'onde au niveau du plan pupillaire. Contrairement à ses applications en astronomie ou en imagerie rétinienne haute résolution, où l'OA vise à compenser les aberrations du front d'onde afin d'améliorer respectivement la résolution des objets astronomiques ou la visualisation des photorécepteurs, elle est ici utilisée pour induire volontairement une déformation du front d'onde, correspondant à celui de l'optique que l'on souhaite simuler.
Le principe repose généralement sur une première mesure des aberrations du système optique du patient, le plus souvent à l'aide d'un aberromètre de Shack-Hartmann. Le SLM permet ensuite de moduler spatialement la phase du front d'onde afin de reproduire le profil optique de l'IOL étudié, tout en pouvant tenir compte des aberrations propres à l'œil du patient.

Des dispositifs commerciaux d'optique adaptative, tels que le VAO (*Visual Adaptive Optics*, Voptica SL, Murcia, Espagne) [4], permettent aujourd'hui ce type de simulation, mais restent principalement monoculaires. Des systèmes binoculaires ont également été développés, mais restent majoritairement cantonnés aux laboratoires d'optique.

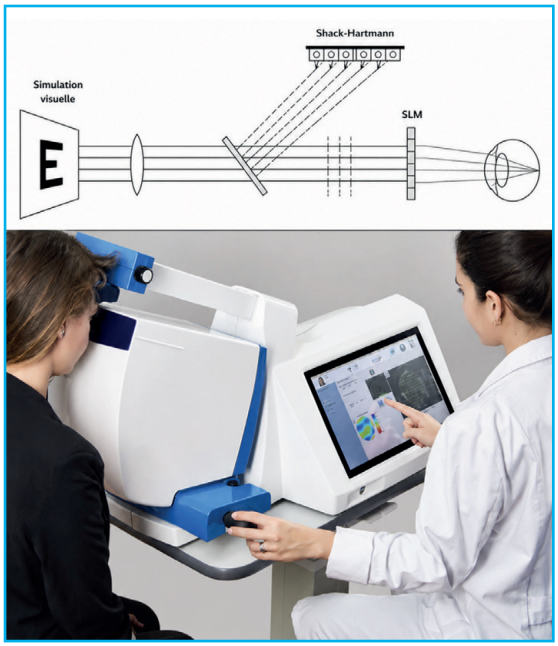


Figure 3 : *Principe de fonctionnement du VAO-Voptica.*

La simulation binoculaire par multiplexage temporel

Ce principe permet de visualiser plusieurs foyers (loin, intermédiaire et près) de façon quasi simultanée. Il repose sur l'utilisation d'une lentille optotunable, c'est-à-dire une lentille liquide capable de modifier très rapidement sa puissance optique sous l'action d'un signal électrique. Sa fréquence de fonctionnement, de l'ordre de 50 Hz (soit un cycle toutes les 20 ms), permet de dépasser le seuil critique de fusion du papillotement. Ainsi, l'alternance entre les différents foyers n'est plus perçue comme une succession d'images distinctes, mais comme plusieurs foyers vus simultanément.
Ce principe est utilisé par le SimVis Gekko Visual Simulator (2EyesVision SL, Espagne), permettant de simuler la vision procurée par différents types de corrections de la presbytie, des implants premiums aux profils de chirurgie réfractive cornéenne.
La simulation d'un implant s'effectue en plusieurs étapes[5,6] :
1 : Caractérisation optique de l'IOL : Le Through-Focus Visual Strehl Ratio (TF-VS) est déterminé sur banc optique. Des données publiées dans la littérature par d'autres équipes peuvent également être utilisées comme la TF-MTF.

2 : Fitting et attribution de coefficients temporels : Le profil de l'IOL à simuler est décomposé en lentilles de puissances différentes selon les foyers à simuler. Puis, grâce à un algorithme propriétaire, un temps d'exposition relatif est attribué à chacune de ces puissances. Par exemple, la simulation d'un implant trifocal nécessitera une pondération temporelle plus importante du foyer de près qu'un implant EDOF, dont la distribution temporelle sera davantage étalée sur les vergences intermédiaires afin de reproduire sa profondeur de champ étendue. Cela permet de créer un profil temporel SimVis qui sera ensuite validé expérimentalement.

3 : Validation *in vitro* : la correspondance entre le profil TF-VS généré par la lentille optotunable et celui de l'IOL est vérifiée sur banc optique. Puis les coefficients temporels sont vérifiés de façon expérimentale avec un frontofocomètre à haute vitesse pour vérifier le respect des plages temporelles attribuées. Les temps de transition et l'effet thermique nécessaires à la lentille optotunable pour passer d'une puissance à une autre sont ensuite compensés grâce à un algorithme afin de reproduire fidèlement le profil optique recherché.

4 : Validation *in vivo* : La courbe de défocalisation obtenue chez des patients pseudophaques implantés avec l'IOL étudié est comparée à celle obtenue lors de sa simulation avec le SimVis Gekko.

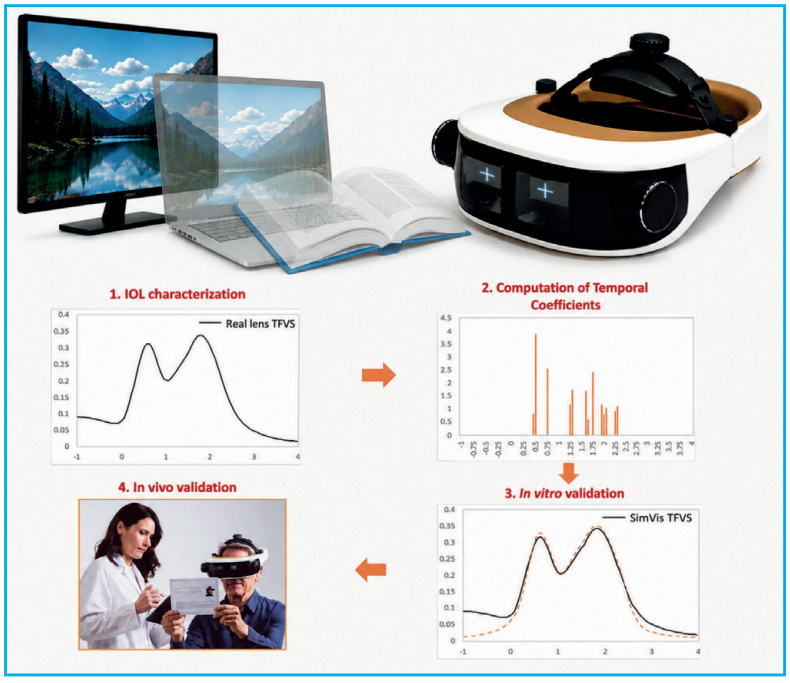


Figure 4 : *SimVis Gekko : Aspect et principe de simulation.*

Le principal avantage de ce dispositif est de permettre une simulation binoculaire en conditions réelles, tout en autorisant les mouvements de la tête permettant d'observer son environnement. Les études disponibles montrent une bonne correspondance entre les profils simulés par le SimVis Gekko et ceux de lentilles multifocales[7], ainsi qu'une bonne corrélation avec les performances de plusieurs IOL disponibles sur le marché[8]. Le dispositif permet également de reproduire certains phénomènes photiques, tels que les halos[9]. De plus en plus de travaux sont publiés sur la corrélation entre les performances visuelles simulées en préopératoire et les résultats réels obtenus après implantation de nombreux implants disponibles sur le marché.

Il présente ainsi un intérêt particulier avant une chirurgie du cristallin clair ou d'une cataracte modérée, situations dans lesquelles le patient pourra expérimenter différents profils optiques avant l'intervention, et donc aider au choix de l'implant afin de maximiser le taux de satisfaction.

Conclusion

Les simulateurs devraient progressivement s'intégrer au parcours de consultation d'une chirurgie du cristallin clair ou d'une chirurgie de cataracte peu avancée. Cela permettra de personnaliser davantage le choix des implants, d'améliorer l'éducation thérapeutique du patient et de développer des approches basées sur les PROM. Ils ne remplacent cependant pas la discussion et l'information des patients, primordiales à la réussite et à la satisfaction après implantation d'optiques premium.

Que retenir ?

- Les simulateurs améliorent la compréhension du compromis optique par le patient.
- Ils constituent une aide à la décision mais ne remplacent pas le jugement clinique.
- Les approches *in vivo*, notamment le SimVis, représentent aujourd'hui les technologies les plus prometteuses.
- Les futures évolutions devraient renforcer la personnalisation du choix des implants.

intérêts : aucun

Références

1. Villemagne N, Joannes L, Stern B, Gatinel D. On bench evaluation of intraocular lenses: performance of a commercial interferometer. Biomed Opt Express. 2024;15:6588-605. doi:10.1364/BOE.540514 PubMed PMID: 39553881; PubMed Central PMCID: PMC11563332.

2. Stern B, Saad A, Gatinel D. In Vitro Comparison of an Aspherical Monofocal Lens Inducing Positive Spherical Aberrations With a Spherical Lens. J Refract Surg. 2025;41:e481-91. doi:10.3928/1081597X-20250403-02

3. Marcos S, Artal P, Lundström L, Yoon G. Visual simulation of intraocular lenses: technologies and applications [Invited]. Biomed Opt Express. 2025;16:1025-42. doi:10.1364/BOE.546971 PubMed PMID: 40109531; PubMed Central PMCID: PMC11919339.

4. Tabernero J, Otero C, Pardhan S. A Comparison Between Refraction From an Adaptive Optics Visual Simulator and Clinical Refractions. Transl Vis Sci Technol. 2020;9:23-23. doi:10.1167/tvst.9.7.23 PubMed PMID: 32832229.

5. Sawides L, de Castro A, Lago CM, Barcala X, Zaytouny A, Marcos S, et al. SimVis simulations of multifocal IOL designs based on public-literature data. In: Vol. 11871. 2021 [cité 14 août 2026]. p. 118710O. Disponible sur: https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/2021SPIE11871E..0OS doi:10.1117/12.2595035

6. Papadogiannis P, Gambra E, Łabuz G, Yan W, Martín-Becerra D, Sisó-Fuertes I, et al. Visual simulation of intraocular lenses: from on-bench performance to computational and experimental validations. Biomed Opt Express. 2024;15:6521-30. doi:10.1364/BOE.538878

7. Esteban-Ibañez E, Molina-Martín A, Martínez-Plaza E, Dorronsoro C, Gambra E, Piñero DP. Improving multifocal contact lens fitting by replicating their fitting guides using the SimVis Gekko visual simulator. Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc. 2025;48:102468. doi:10.1016/j.clae.2025.102468 PubMed PMID: 40527654.

8. Papadogiannis P, Barcala X, Siso-Fuertes I, Zaytouny A, Sawides L, Dorronsoro C, et al. Predictions of Through-Focus Performance of Presbyopia-Correcting Intraocular Lenses in Presbyopic Subjects Using a Visual Simulator. Ophthalmol Sci. 2026;6:101140. doi:10.1016/j.xops.2026.101140 PubMed PMID: 41993891; PubMed Central PMCID: PMC13081673.

9. Papadogiannis P, Rodriguez-Lopez V, Varea A, Chorrero D, Sawides L, Dorronsoro C, et al. Halo Measurements in Simulated Multifocal Intraocular Lenses. Transl Vis Sci Technol. 2026;15:21. doi:10.1167/tvst.15.5.21 PubMed PMID: 42171423; PubMed Central PMCID: PMC13221734.