

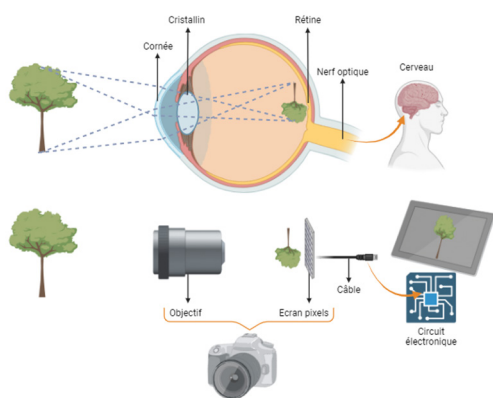
COMPRENDRE LE SYSTÈME OPTIQUE DE L'ŒIL

Pedro MECÉ^{1,*}, Elena GOFAS-SALAS²

¹ Institut Langevin, CNRS, ESPCI Paris, Université PSL, 1 rue Jussieu 75005 Paris, France

² Sorbonne Université, INSERM, CNRS, Institut de la Vision, 17 rue Moreau, F-75012 Paris, France

*pedro.mece@espci.fr



Bien qu'apparemment plus simple que les caméras, l'œil humain est un instrument optique remarquablement robuste, qui projette des images haute résolution sur la rétine grâce à son système optique unique. Depuis le XVII^e siècle, la compréhension des subtilités optiques de l'œil humain suscite un intérêt croissant. Nous présentons ici quelques notions de base pour comprendre le système optique de l'œil, sa complexité due à sa nature biologique, et comment le modéliser optiquement.

<https://doi.org/10.1051/photon/202312757>

Article publié en accès libre sous les conditions définies par la licence Creative Commons Attribution License CC-BY (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0>), qui autorise sans restrictions l'utilisation, la diffusion, et la reproduction sur quelque support que ce soit, sous réserve de citation correcte de la publication originale.

Lœil humain, malgré sa simplicité apparente, est un instrument optique extrêmement robuste. Composé de deux lentilles positives, la cornée et le cristallin, il projette des images du monde sur la rétine, déclenchant ainsi le processus visuel. Bien que sa structure puisse sembler rudimentaire comparée aux caméras modernes, souvent constituées de nombreuses lentilles pour améliorer la qualité de l'image lorsque l'on travaille sous une variété d'angles et de longueurs d'ondes, l'œil humain est bien adapté aux exigences du système visuel. Il réussit la lourde tâche de créer des images d'une grande résolution et un large champ de vision, couvrant des objets à diverses distances, en utilisant des tissus vivants transparents plutôt que du verre. Bien que la formation d'images dans l'œil soit similaire à celle des caméras et doive respecter les principes optiques établis, il existe quelques différences intéressantes dues à la nature biologique de l'œil. La différence la plus significative réside peut-être dans le caractère vivant de l'œil, qui réagit à son environnement afin d'obtenir la meilleure image dans diverses circonstances. En outre, il grandit, vieillit et peut être affecté par des maladies.

Comprendre le système optique de l'œil et être capable de le modéliser est un sujet de recherche depuis le XVII^e siècle, avec les travaux pionniers de Christian Huygens, Isaac Newton et René Descartes. La conception d'un modèle optique de l'œil va au-delà de la simple compréhension de sa structure, et englobe tous les aspects liés à l'étude de cet organe. Cela inclut le développement d'instruments de mesure et d'imagerie spécialisés, ainsi que l'interprétation des données, et influence même directement la pratique clinique. Ainsi, les modèles font émerger des idées et évoluent en parallèle avec les nouvelles connaissances expérimentales. Ce domaine de recherche reste très dynamique, comme en témoignent les récentes publications qui ont inspiré cet article [1,2,3].

STRUCTURE ET OPTIQUE DE L'ŒIL

Comme les caméras, l'œil est composé d'optiques réfractives (cornée et cristallin), d'une ouverture pupillaire (définie par l'iris) et d'un photodétecteur (la rétine). La lumière qui atteint l'œil est d'abord réfractée par la cornée, un mince tissu transparent et avasculaire qui permet à la lumière de pénétrer dans l'œil. Étant donné que la plus grande différence d'indice ●●●

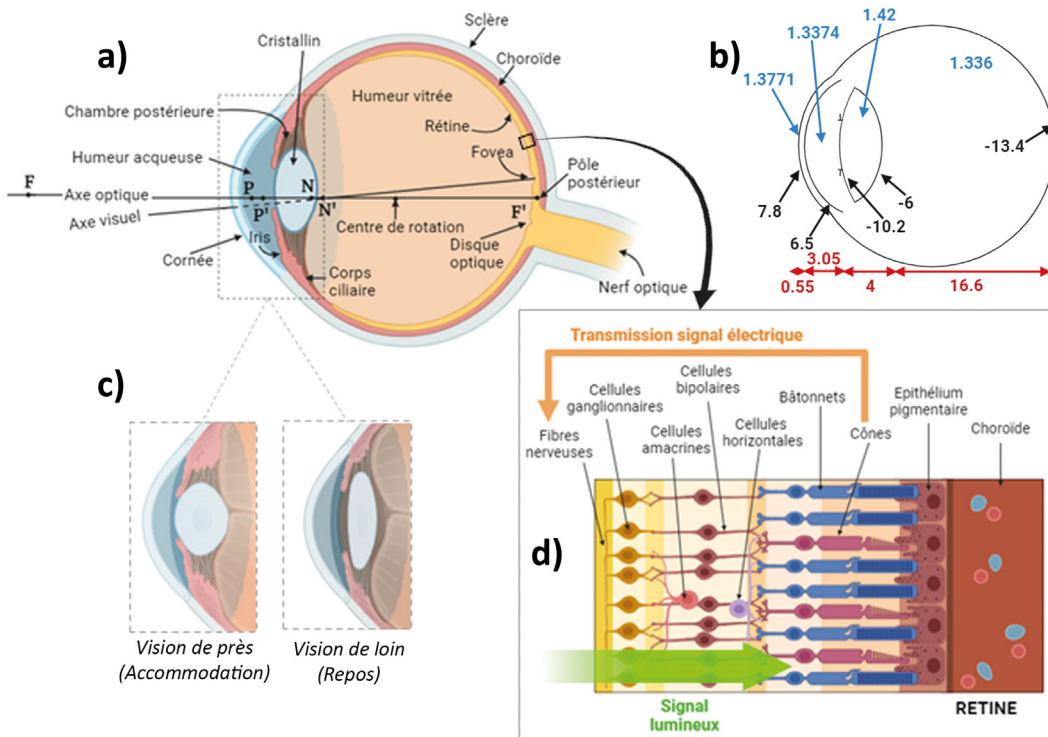


Figure 1. Représentation schématique de la structure, de la géométrie et des informations optiques de l'œil. **a)** Coupe horizontale de l'œil droit en vue de dessus. **b)** Indices de réfraction (bleu), rayons de courbure (noir) et distances en millimètres (rouge) [3]. **c)** Effet de l'accommodation du cristallin. **d)** Structure de la rétine avec son organisation stratifiée. Images créées avec BioRender.com

de réfraction se produit entre l'air et la cornée (en fait le film lacrymal), celle-ci représente la majeure partie du pouvoir de réfraction de l'œil - environ 43 dioptries, soit environ 70% du pouvoir optique total de l'œil. Un film lacrymal aqueux sur la cornée garantit que la première surface optique soit régulière, pour optimiser la qualité de l'image. Après avoir traversé la cornée et la chambre antérieure, remplie d'humeur aqueuse transparente (une substance semblable à l'eau), la lumière atteint l'iris. L'iris contient deux types de muscles lisses qui agissent comme un diaphragme, régulant la quantité de lumière entrant dans l'œil, et influençant ainsi la qualité de l'image rétinienne. En particulier, la taille de l'ouverture varie en fonction de la lumière ambiante, allant de moins de 2 mm de diamètre en cas de forte luminosité à plus de 7 mm dans l'obscurité.

À la suite de l'iris, la lumière atteint le cristallin, deuxième optique réfractive de l'œil. Ce dernier est une lentille élastique biconvexe dont le pouvoir de réfraction est d'environ 18 dioptries dans son environnement naturel. Contrairement à la cornée, dont le pouvoir optique est fixe, le cristallin est un élément optique actif, dont la forme est contrôlée par les muscles ciliaires, permettant de modifier la puissance de l'ensemble de l'œil (jusqu'à 15 dioptries). C'est la base du mécanisme d'accommodation qui permet à l'œil de faire la mise au point sur des objets placés à des distances différentes. La capacité à faire la mise au point sur des objets proches diminue continuellement avec l'âge jusqu'à la presbytie, où le sujet perd sa capacité d'accommodation. Une fois réfractée par le cristallin, la lumière pénètre dans la chambre postérieure remplie d'humeur vitrée transparente et atteint finalement la rétine.

La rétine est une fine couche de tissu neuronal qui recouvre l'arrière du globe oculaire, agissant comme un écran où se

forment les images et où la lumière est convertie en signaux électrochimiques par les photorécepteurs. Elle présente une organisation stratifiée composée de différentes couches de neurones interconnectés. Les couches neuronales superficielles et intermédiaires jouent un rôle spécifique dans le traitement visuel et la transmission du signal visuel au cerveau (par le nerf optique). Les photorécepteurs, situés à l'arrière de la rétine, sont de deux types : les bâtonnets, pour la vision à faible luminosité, et les cônes, pour la vision des couleurs en forte luminosité. La rétine humaine comporte une zone centrale, la fovéa, où les cônes sont densément regroupés pour offrir la meilleure résolution. Les yeux bougent continuellement pour fixer les détails souhaités dans la fovéa. Les régions périphériques de la rétine, où les bâtonnets sont densément concentrés, offrent une résolution plus faible, mais sont spécialisées dans la détection des mouvements et des objets dans le champ visuel. Le champ typique couvert par l'œil est assez large par rapport à la plupart des caméras (au moins $160^\circ \times 130^\circ$).

La Figure 1 montre une représentation schématique de l'œil avec les principales structures, géométries et informations optiques. Bien que chaque œil soit intrinsèquement unique, ces données doivent être considérées comme des valeurs moyennes et sont utiles à des fins de généralisation.

Un œil adulte moyen a une longueur axiale de 24 mm et restitue sur la rétine des objets éloignés avec une mise au point précise. Cette situation idéale est appelée emmétropie. Cependant, la plupart des yeux n'ont pas les propriétés optiques et les dimensions adéquates pour une mise au point parfaite ; ils sont affectés par des erreurs de réfraction optique. Dans ce cas, les images formées sur la rétine sont floues, imposant généralement une limite inférieure à la perception visuelle. Les erreurs de réfraction

sont classées en myopie, lorsque les images d'objets éloignés sont focalisées en avant de la rétine, et en hypermétropie, lorsque les objets éloignés sont focalisés en arrière de la rétine. En outre, chez chaque personne, l'œil ne présente pas la symétrie de rotation. Une manifestation courante de ces faits est la présence d'astigmatisme : l'image rétinienne d'une source ponctuelle est composée de deux lignes perpendiculaires à des distances focales différentes. Même les yeux exempts d'erreur de réfraction (sans défocus et sans astigmatisme) ne produisent pas des images parfaites, en raison des aberrations optiques d'ordres supérieurs.

L'ŒIL : UN SYSTÈME OPTIQUE LOIN DU PARFAIT

Du point de vue de l'optique géométrique, l'œil n'est pas un système rigoureusement stigmatique : l'image d'un point n'est pas un point. Le tracé des rayons à travers un œil réel révèle des aberrations transversales et longitudinales au plan focal de l'image. Ces aberrations peuvent être décrites en termes de front d'onde dans le plan de la pupille. La pupille de l'œil pouvant être considérée comme approximativement circulaire, l'une des façons les plus courantes de décrire les aberrations oculaires consiste à les décomposer comme une combinaison linéaire de polynômes de Zernike orthonormés. Les aberrations oculaires corrigées par les lunettes et les lentilles de contact peuvent être décrites par les modes de Zernike d'ordre 2 (aberrations de bas ordre), qui sont les plus importants en termes d'amplitude. Pour modéliser en détail les défauts oculaires, il faut aller au-delà de l'ordre 2 (aberrations d'ordre supérieur). Par ailleurs, l'impact des aberrations oculaires sur la qualité de l'image est d'autant plus important que le diamètre de la pupille est grand (voir Fig. 2).

Pour illustrer la qualité du système optique de l'œil, la quantité d'aberrations d'ordre supérieur pour un œil normal et une pupille de 6mm de diamètre est d'environ $0,33 \mu\text{m rms}$ à 550 nm, ce qui équivaut approximativement à une défocalisation

de 0,25 D. Cette erreur est minimale et n'est généralement pas corrigée lors du traitement clinique des erreurs de réfraction. Cependant, si l'on applique les critères de qualité utilisés pour évaluer les performances des caméras, l'œil présente des performances médiocres. Selon le critère de Maréchal, un système est effectivement corrigé si l'erreur de front d'onde est inférieure à $\lambda/14$. Pour une longueur d'onde centrale visible, c'est environ 8 fois moins que ce que l'on trouve dans un œil typique. Conscient de la mauvaise qualité de l'optique de l'œil, Helmholtz déclara un jour [3] : « Si on me proposait un instrument d'optique avec toutes ces défauts (celles de l'œil humain), je le refuserais catégoriquement ». Pourtant, Helmholtz savait parfaitement que l'optique de l'œil était en fait bien adaptée pour servir le système visuel [3]. Bien que les aberrations soient en moyenne similaires, chaque œil possède ses propres caractéristiques spatiales. Enfin, les aberrations oculaires peuvent être classées en trois catégories : statiques (principalement dues aux imperfections de l'optique réfractive de l'œil), dynamiques (composante variable dans le temps principalement due à la dynamique du film lacrymal et à l'accommodation) et chromatiques (dues à la nature dispersive de l'œil).

LES MODÈLES OPTIQUE DE L'ŒIL ET LEUR COMPLEXITÉ

Une modélisation complète du système optique de l'œil peut s'avérer très difficile, étant donnée sa complexité unique, qui nécessite la création de modèles distincts pour chaque composant (cornée, cristallin, iris, etc.). Voici quelques-unes des principales complexités du système optique de l'œil : 1) le cristallin a une structure à gradient d'indice ; 2) contrairement aux caméras, l'œil n'est pas un système optique centré, puisque l'axe optique ne coïncide pas avec l'axe visuel, où se trouve la fovéa, qui est légèrement décentrée d'environ 5° ; 3) les cônes peuvent être modélisés comme des guides d'ondes orientés vers le ●●●

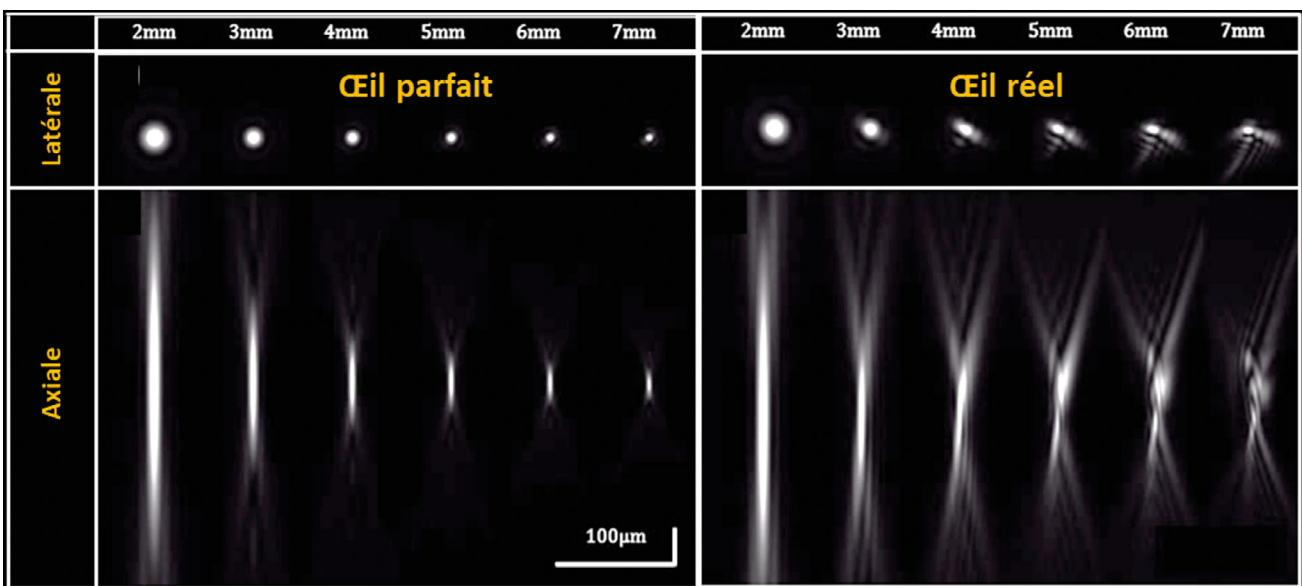


Figure 2. Image 3D d'un point pour un œil parfait et réel pour différentes tailles de pupille (de 2mm à 7mm).

a) Modèle d'œil réduit de Emsley

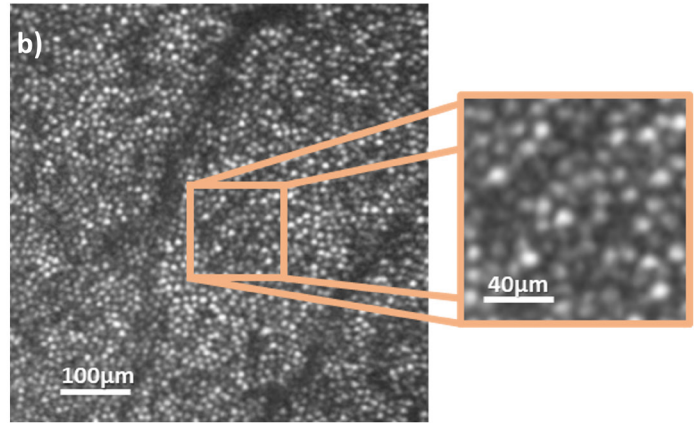
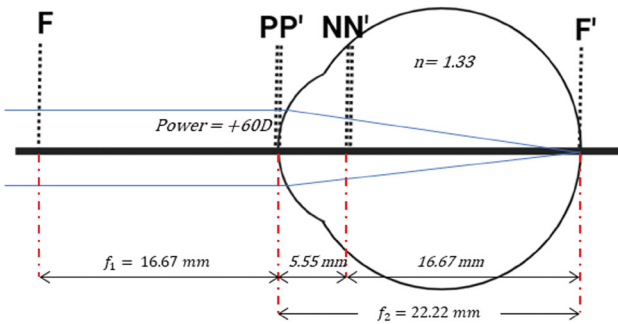


Figure 3. a) Modèle réduit d'œil d'Emsley composé d'un système centré avec une surface réfractive d'une puissance de 60 D séparant l'air du milieu oculaire d'indice 1,333 et d'une pupille située au sommet de la surface réfractive. **b)** Image de la mosaïque de photorécepteurs de la rétine humaine in-vivo prise avec un système d'OCT plein-champ assisté par Optique Adaptative [5].

centre de la pupille, de sorte que l'efficacité avec laquelle les rayons lumineux sont guidés vers les photorécepteurs varie en fonction de leur angle d'incidence par rapport à l'axe des photorécepteurs; 4) la description optique de l'œil évolue avec l'âge (la forme et le profil d'indice du cristallin changent) et en fonction de paramètres physiologiques oculaires, notamment le niveau d'accommodation du cristallin et l'épaisseur du film lacrymal sur la cornée. Une description plus exhaustive des différentes complexités optiques de l'œil peut être trouvée dans [1,2].

C'est pourquoi la littérature présente une grande variété de modèles, principalement basés sur les caractéristiques suivantes : 1) modèle réduit (une seule surface réfractive) ou anatomique (cornée et lentille) ; 2) monochromatique ou polychromatique (compte tenu de la dispersion de l'indice de réfraction) ; 3) performance optique paraxiale ou finie (qualité optique et d'image) ; 4) cristallin homogène ou à gradient d'indice (GRIN) ; 5) Sur l'axe ou grand angle ; 6) Non accommodé ou accommodé ; 7) Indépendant de l'âge ou vieillissant. Une telle variété de modèles reflète le fait que tous les modèles sont incomplets. Alors, quel modèle choisir pour une application donnée ?

QUEL MODÈLE OPTIQUE D'ŒIL UTILISER ?

Pour la conception optique, on pourrait penser que le modèle le plus anatomiquement correct disponible est le meilleur à utiliser. Cependant, ce modèle peut être trop complexe et difficile à manipuler pour certaines applications [1]. Par conséquent, Il est préférable de choisir le modèle le plus simple adapté à l'application, même s'il manque de précision anatomique, à condition qu'il reste fonctionnellement exact.

À titre d'exemple, pour les applications d'imagerie rétinienne (e.g. fond d'œil ou OCT), un modèle très simple tel que l'œil réduit d'Emsley (Fig. 3a) est déjà suffisamment précis pour certaines estimations de calcul telles que le champ de vision,

la résolution spatiale et les choix des optiques pour atteindre un tel grandissement. En outre, l'utilisation de ce simple modèle en conjonction avec des informations sur la distribution statistique des aberrations oculaires de l'œil sur l'axe en termes de coefficients de Zernike, permet la conception de systèmes d'imagerie très sophistiqués, tel qu'un système d'optique adaptative pour corriger les aberrations oculaires en temps réel, permettant d'imager la rétine humaine à l'échelle cellulaire [4,5] (Fig. 3b). En général, ce modèle est largement utilisé pour calculer facilement la puissance des lunettes, mesurer les erreurs de réfraction et calibrer les dispositifs optiques. Toutefois, il ne convient pas pour une analyse détaillée de la vision, ni pour l'étude de l'accommodation en raison de l'absence de cristallin. Dans de tels cas et d'autres encore, des modèles oculaires plus complexes sont nécessaires.

CONCLUSION

L'avenir réside dans des modèles oculaires personnalisés et plus sophistiqués. De tels modèles seront développés pour prédire individuellement les réfractions, les aberrations ou la qualité optique. Ils pourront être utilisés pour concevoir la lentille intraoculaire la mieux adaptée à une personne donnée (pour remplacer le cristallin naturel lors d'une opération de la cataracte), ou pour l'ablation de la cornée au laser afin de réduire les erreurs de réfraction dans des procédures telles que le LASIK. De nouveaux systèmes optiques pour les jeux vidéo ou la réalité augmentée seront, à un moment ou à un autre, couplés aux yeux [3]. En ce sens, tout ingénieur en optique bénéficierait d'une compréhension de base de l'œil, de la vision et des modèles optiques. ●

RÉFÉRENCES

[1] D. Atchison. *Optics of the human eye*. CRC Press, 2023.
 [2] R. Navarro, *J. Optom.* **2**, 3 (2009)
 [3] P. Artal, *Adv. Opt. Photonics* **6**, 340 (2014)
 [4] E. Gofas-Salas *et al.*, *Appl. Opt.* **57**, 5635 (2018)
 [5] J. Scholler *et al.*, *Opt. Lett.* **45**, 5901 (2020)