

II- L'ŒIL ET LA VISION

Jean-François Le Gargasson

Pour citer ce document

Jean-François Le Gargasson, «II- L'ŒIL ET LA VISION», *Oeil et physiologie de la vision* [En ligne], II-L'oeil et la vision, mis à jour le : 18/06/2012, URL : <http://lodel.irevues.inist.fr/oeiletphysiologiedelavision/index.php?id=210>

Plan

L'œil assimilé à un instrument d'optique

L'œil : un globe et deux espaces intérieurs
Optique de l'œil
Conséquences optiques de l'anatomie oculaire

L'œil n'est pas un instrument d'optique

L'œil : un mobile
L'image : dispersée par les aberrations chromatiques
La rétine : un capteur inhomogène et anisotrope

La vision : résultat de processus complexes et multiples

Message de l'œil au cerveau pour des réactions adaptées
L'image nette de l'environnement : une intégration multiple
Considération sur la répartition des photorécepteurs

Conséquences sur l'exploration visuelle

Les relations entre l'espace et le temps
Compression de l'information : transformation analogique-digitale
Conséquence sur le signal électrophysiologique

Conclusion

Texte intégral

Voir est un acte complexe dont l'œil est la porte d'entrée incontournable. L'image qui se forme sur la rétine est la première étape avant l'intégration de multiples éléments qui aboutiront à la perception.

L'œil est constitué sur le plan fonctionnel, d'un système optique assurant la transmission optique de la lumière et d'un système photosensible qui assure la transduction, c'est-à-dire la transformation en un message neurologique, des photons lumineux d'une image rétinienne d'une qualité optique *relativement médiocre*, alors que l'acte final perceptif est une *vision précise*.

L'œil assimilé à un instrument d'optique

L'image qui se constitue sur la rétine est conditionnée par l'optique de l'œil. Elle n'a cependant qu'un lointain rapport géométrique et énergétique avec la scène observée.

En effet, le système optique de l'œil est imparfait. Il est constitué d'un grand nombre d'éléments transparents de formes complexes qui induisent des distorsions qu'il faut prendre en compte lorsqu'on conçoit ou réalise un test visuel.

Quelques éléments composant ce système optique sont rappelés ci-dessous.

L'œil : un globe et deux espaces intérieurs

La sclère

L'œil est contenu dans une coque grossièrement sphérique : la sclère. Elle est formée par du tissu conjonctif composé de fibres dont l'orientation est telle que le milieu formé est optiquement opalescent.

La cornée

La cornée, partie antérieure de l'œil, est constituée d'un tissu conjonctif à organisation régulière lui conférant des propriétés de transparence. Le limbe cornéen correspond à la jonction entre la sclère et la cornée.

Deux espaces intérieurs

L'œil est séparé en deux espaces intérieurs par une lentille biconvexe : le cristallin. En avant, entre la face postérieure de la cornée et la face antérieure du cristallin, se trouve la chambre antérieure contenant l'humeur aqueuse.

En arrière de la face postérieure du cristallin se trouve la chambre postérieure ; elle contient l'humeur vitrée qui remplit la cavité sclérale.

L'iris est un véritable diaphragme situé en avant du cristallin. Il limite une entrée de taille variable : la pupille.

Optique de l'œil

L'optique oculaire permet la transmission des rayons lumineux de la cornée vers la rétine. L'œil n'est pas parfaitement régulier sur le plan géométrique, aussi selon l'usage du modèle et la précision recherchée, des approximations peuvent-elles être faites.

Une sphère ?

L'œil peut être considéré comme équivalent à une sphère de 12 mm de rayon. La partie antérieure ou cornée comme équivalente à une portion de sphère transparente de 4 mm de rayon.

Ces deux sphères sont sur un même axe optique et leurs centres sont distants de 5 mm. Le plan équatorial est perpendiculaire à l'axe précédemment défini (figure II-1).

En réalité, la grande sphère est aplatie en arrière et la cornée est conique en avant. Le raccordement de ces deux sphères se fait selon un dioptré non sphérique.

Les diverses pressions exercées sur le globe peuvent aussi transformer sa géométrie qui est en partie réglée par la différence de pressions entre les différents éléments liquides et vitreux internes et l'extérieur.

Les différents axes de l'œil

Différents axes sont définis pour l'œil.

L'*axe optique* : c'est l'axe théorique d'alignement du système optique ; il n'a pas d'existence mais représente une fiction commode.

En réalité, on est en présence d'une *ligne de direction* constituée par deux demi droites liant respectivement l'objet et le point nodal objet N, l'image et le point nodal image N'.

Les points nodaux N et N' d'un système optique sont définis comme deux points conjugués placés sur l'axe optique de telle sorte que à tout rayon incident passant par le point N, correspond un rayon émergent passant par le point N' et parallèle au rayon incident (figure II-2).

Un système optique complexe peut être substitué à un dioptré d'entrée équivalent et un dioptré de sortie équivalent séparé par une distance fictive, permettant de retrouver les propriétés d'un dioptré simple. La puissance de ce dispositif est équivalente à la puissance globale du montage.

Dans ces conditions HA est la distance entre le point objet et le sommet du dioptré équivalent d'entrée de la lumière, H'A' est la distance entre l'image et le sommet du dioptré équivalent de sortie de la lumière, HF est la distance focale objet du dispositif global, H'F' distance focale image du dispositif global. AF est la distance entre l'objet et la focale objet, A'F' est la distance entre l'image et la focale image.

Si l'objet est le point sur lequel se fait la fixation –*point de fixation*–, la ligne de direction est l'*axe visuel*. L'axe optique et l'axe visuel diffèrent d'un angle alpha de $5^\circ \pm 2^\circ$ (figure II-1).

La *ligne de visée* passe par le point objet et le centre de la pupille ; la *ligne principale de visée* passe par le point de fixation et le centre de la pupille.

L'*axe pupillaire* est normal à la cornée et passe par le centre de la pupille d'entrée.

Système optique non centré

Le système optique est constitué de huit surfaces dioptriques séparant des milieux d'indice différents : deux pour la cornée et six pour le cristallin -face antérieure de la capsule antérieure, face postérieure de la capsule antérieure, face antérieure du noyau, face postérieure du noyau, face antérieure de la capsule postérieure et face postérieure de la capsule postérieure.

Trois d'entre elles ont une puissance importante : la face antérieure de la cornée et les faces antérieures et postérieures du cristallin. Ce n'est pas un système centré.

En effet d'après l'étude des images de Purkinje -reflets d'un objet sur les dioptrés oculaires- par Helmholtz et Tscherning [Le Grand Y, 1965a], la cornée est un système astigmaté dont le sommet est décalé du côté temporal par rapport à l'axe du cristallin.

Ces données ont été confirmées par les études échographiques récentes et de topographie cornéenne [Malet F, 2009].

Ces éléments ne peuvent être considérés comme des surfaces de révolution alignées sur un même axe, qu'en faisant une approximation grossière.

Système optique centré par approximation

Si l'on considère uniquement les 5° centraux du pôle postérieur de la rétine, il est possible d'appliquer les formules de l'approximation paraxiale (figure II-3) [Le Grand Y, 1965b].

Pour un dioptré sphérique, on est dans le cadre de l'« approximation paraxiale » si on considère un ensemble de rayons lumineux arrivant sur la rétine avec une faible inclinaison par rapport à l'axe optique.

Utilité de l'approximation paraxiale

Elle fournit des ordres de grandeur $^\circ$ sur la taille de l'image rétinienne en se basant sur des données statistiques moyennes des indices des différents milieux et des rayons de courbure des dioptrés et $^\circ$ sur les différents dioptrés en utilisant les formules des dioptrés sphériques avec, comme origine des repères, le sommet de la cornée et des faisceaux lumineux limités à ceux qui traversent une pupille de taille moyenne (2-3 mm).

Rayons incidents inclinés

Or les rayons issus de l'infini et passant par le bord d'une pupille de diamètre 8 mm font un angle incident d'environ $14,5^\circ$ avec la cornée (figure II-4). Cette inclinaison est trop importante pour qu'on se situe dans le cadre de l'approximation paraxiale ; les formules de conjugaison sont plus complexes. Il n'est en effet plus possible de remplacer la valeur du sinus d'un angle incident ou réfracté par celle de l'angle en radians.

L'image rétinienne d'un point n'est plus ponctuelle ; elle est entachée d'aberrations et doit être calculée en considérant la marche réelle des rayons.

La cornée

Elle peut être assimilée à un double dioptré sphérique, si on la considère sur un diamètre de 4 mm (figure II-5).

Dioptré cornéen antérieur

Le dioptré cornéen antérieur est constitué d'une portion de sphère de rayon $7,8 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ séparant deux milieux, l'air et le film lacrymal cornéen, d'indices respectifs 1 et 1,3771. La puissance calculée est de 48,35 dioptries.

Dioptré cornéen postérieur

Le dioptré cornéen postérieur a un rayon de 6,5 mm séparant deux milieux d'indices respectifs de 1,3771 pour la cornée et de 1,3374 pour l'humeur aqueuse. La puissance du dioptré cornéen postérieur est de -6,11 dioptries.

Dioptré cornéen équivalent

La cornée peut être considérée comme un système centré, constitué de deux dioptries sphériques, alignés au sommet et séparés de 0,5 mm.

Cependant, il est possible de réduire ces deux dioptries à un dioptré équivalent sphérique unique, de rayon de courbure 7,95 mm séparant deux milieux d'indice 1 et 1,3374 et dont le sommet est à -0,6 mm de l'origine des repères. La puissance équivalente de ce dioptré cornéen sphérique unique est égale à 43,26 dioptries en l'absence du ménisque formé par le film lacrymal [Le Grand Y, 1965c].

Remarque. La puissance du ménisque lacrymal est évaluée à -1,02 dioptrie à l'aide de la formule d'approximation paraxiale appliquée aux lentilles minces.

La puissance réelle de la cornée est sensiblement 42,24 dt [Le Grand Y, 1965d].

Régulation de l'entrée du flux lumineux dans l'œil

L'iris et la pupille

L'extension uvéale et musculaire située en avant du cristallin, forme le diaphragme irien qui comporte une pupille centrée sur le cristallin. La pupille a pour fonction de limiter l'entrée du flux lumineux dans l'œil. Par voie réflexe, le diamètre pupillaire diminue ou au contraire augmente selon que le flux lumineux incident est important ou faible.

Intérêt de la variation de taille pupillaire

Cette régulation commandée par la rétine, le cerveau et la musculature intrinsèque située dans l'iris, permet d'améliorer la plage de meilleure résolution de l'image.

En effet, un objet source dont l'image n'est pas située dans le plan de la rétine, forme sur la rétine un disque de défocalisation. Le diamètre de ce disque est d'autant plus petit que le diamètre de la pupille est faible. Si la pupille est en myosis maximum, il est possible d'assimiler ces petites taches de défocalisation à un point : l'image semble alors nette au sujet.

Cette propriété est largement utilisée en optique photographique sous le nom de profondeur de champ (figure II-6) ou dans le cadre de l'examen clinique avec le trou sténopéique.

Le cristallin

Les modèles

L'assimilation du cristallin à un ensemble de dioptries sphériques simples est encore plus délicate à faire que pour la cornée. En effet, il existe des variations continues d'indices à l'intérieur de cette structure complexe.

Les modèles les plus simples ne considèrent que deux dioptries, l'un antérieur et l'autre postérieur. D'autres modèles en considèrent 6, alors que des modèles informatiques mettent en jeu plus de 200 dioptries ou des milieux à variation d'indice de réfraction non linéaire.

Approches historiques

° *Helmholtz* [Le Grand Y, 1965d]. Une première approche historique a consisté à mesurer la puissance de cristallins énucléés. Grâce à cette technique, Helmholtz trouve respectivement des puissances de 29,6 et 28,2 dioptries pour deux cristallins plongés dans de l'humeur aqueuse. Il en déduit que l'indice de réfraction total est équivalent à 1,45 et 1,44, valeurs supérieures à celle du noyau (1,41).

Mais ces mesures ont été faites sur des cristallins en situation artificielle et dont la géométrie avait sans doute notablement varié.

° *Bjerke* [Le Grand Y, 1965e]. Une autre méthode de mesure consiste à évaluer la perte de puissance d'un œil aphaque (c'est-à-dire privé de cristallin). Elle a été réalisée par Bjerke en 1903, sur un œil de myope fort. La puissance du cristallin calculée est alors de 19,1 dioptries avec un indice de 1,41.

Cependant l'ablation du cristallin a entraîné un aplatissement cornéen, ce qui enlève toute fiabilité à la méthode.

° *Tscherning* [Le Grand Y, 1965e]. La meilleure technique d'évaluation de l'indice équivalent du cristallin est sans doute celle utilisée par Tscherning. Il calcule l'indice en considérant que le cristallin est un double dioptre de 10,2 mm \pm 1,4 et -6 mm \pm 0,7 de rayon de courbure et dont les abscisses des sommets sont respectivement situées à 3,6 mm et 7,6 mm par rapport à l'origine. La valeur de l'indice trouvée est de 1,42, donc légèrement supérieure à celle du noyau embryonnaire.

Ces différentes méthodes permettent d'approcher les puissances des deux principaux dioptries cristalliniens.

Comparaison des différents calculs de la puissance du cristallin

L'application de la formule de l'approximation paraxiale pour le calcul de la puissance des dioptries cristalliniens donne une valeur de 8,10 dioptries pour la face avant et de 14 dioptries pour la face arrière du cristallin, soit une somme totale des puissances de 22,10 dioptries.

En considérant que les points principaux des dioptries antérieur et postérieur sont à 6,02 mm et 6,2 mm de l'origine, la puissance totale calculée du cristallin est de 21,78 dioptries.

La puissance donnée par la somme totale des puissances des dioptries (22,10 dioptries) est supérieure à la puissance totale calculée (21,78 dioptries). Cette différence vient de ce que dans le premier cas on fait une véritable approximation. En effet, il n'est pas possible d'additionner aussi simplement la puissance de plusieurs dioptries séparés de quelques mm.

Conséquences optiques de l'anatomie oculaire

Les différents milieux traversés par la lumière avant d'atteindre la rétine, sont inhomogènes et mobiles. Leurs interfaces constituent une suite de dioptries de géométrie complexe, variable dans le temps, en particulier lors de l'accommodation.

Ces variations optiques sont à l'origine de déformations de l'image ou aberrations. Elles sont essentielles car elles conditionnent la limitation de la résolution.

De plus, l'image formée par l'ensemble des dioptries ne se projette pas sur une surface plane, mais sur une surface proche d'une calotte sphérique. Il existe donc aussi des distorsions notables de l'image formée sur la rétine. Ces déformations sont d'autant plus importantes que la surface de rétine considérée est éloignée de l'axe visuel.

Les aberrations géométriques

Les aberrations géométriques correspondent aux déformations de l'image d'un point objet situé à l'infini, projeté sur la rétine d'un œil emmétrope. C'est en général une tache de forme complexe.

Les opticiens ont coutume d'isoler les différentes composantes de cette déformation globale selon qu'il s'agit d'une image située sur l'axe optique ou en dehors de celui-ci. Ainsi, les aberrations géométriques augmentent-elles, en général, lorsque le point objet et les rayons considérés sont distants de l'axe optique (figure II-7). Les dioptries asphériques ont des surfaces complexes qui peuvent diminuer ces défauts.

Dans les aberrations géométriques, on distingue entre autre, l'aberration sphérique, la coma, l'astigmatisme et la courbure de champ.

Aberrations sphériques

Les aberrations sphériques sont les aberrations géométriques les plus simples. Elles correspondent à la position du point d'impact dans le plan passant par le point image stigmatique lorsque le rayon incident fait un angle important avec l'axe optique. C'est une erreur de *stigmatisme* (figure II-8).

La coma, l'astigmatisme, la courbure de champ

Ce sont des notions plus complexes. Pour la coma, voir figure II-9.

La caustique et le cercle de diffusion

La courbe enveloppe de tous les rayons réfractés issus d'un point objet est appelée caustique (figure II-10) et la section de la caustique la plus faible est appelée cercle de moindre diffusion.

La position de ce cercle n'est généralement pas située dans le plan du point image stigmatique, mais c'est la zone donnant la meilleure image d'un point source.

Compromis...

L'ensemble de ces aberrations géométriques va varier en fonction de la surface des milieux transparents utilisée. C'est ainsi que les aberrations géométriques augmentent avec le diamètre pupillaire : ce qui est gagné en flux est perdu en résolution et le meilleur compromis semble être obtenu pour un diamètre pupillaire d'environ 3 mm.

Figure II-11. En bas sont représentées les images d'un même point source pour différentes tailles de pupille. Au dessus, représentation de la PSF (*point spread fonction*) associée à cette image. En haut à droite, on voit que les aberrations augmentent avec le diamètre pupillaire (en pointillés verts), alors que la limite de diffraction diminue (en pointillés rouges). L'optimisation des performances est obtenue au croisement de ces deux courbes.

Les aberrations chromatiques

Les aberrations chromatiques sont liées aux différences de vitesse de propagation de la lumière en fonction de sa longueur d'onde. Ainsi, la position du point image d'un même objet est-elle différente lorsque la lumière est composée de courtes ou de grandes longueurs d'onde.

Pour les dioptries de l'œil, la différence de position des plans images entre les grandes et les courtes longueurs d'onde est d'environ 500 μm , soit beaucoup plus que l'épaisseur de la rétine et *a fortiori*, que celle des photorécepteurs (figure II-12).

L'œil n'est pas un instrument d'optique

L'image de l'espace objet sur la rétine est loin d'être figée : elle se projette sur un œil mobile, est décomposée en plusieurs taches colorées par les aberrations chromatiques et subit de constantes modifications de mises au point par les microfluctuations de l'accommodation.

La rétine est un capteur essentiellement inhomogène, assurant la transduction ou codage de la stimulation lumineuse en signaux corticaux interprétables.

L'œil : un mobile

Par construction et par nécessité, l'œil n'est pas un instrument statique. Il bouge dans l'orbite, alors que la tête tourne par rapport au corps qui, lui-même, évolue dans l'espace.

Si on pense à la pièce dans laquelle ces lignes sont lues, elle semble nette dans tout le champ de vision or, ceci n'est qu'une construction mentale. Seuls les détails d'une infime partie de l'écran de l'ordinateur qui est en train d'être regardé, ont un plan focal image confondu avec celui de la rétine.

L'image qui émerge de la conscience est une image inventée, reconstituée de toutes pièces à partir de nos explorations visuelles antérieures, de nos multiples fixations de l'axe du regard dans l'espace, de notre expérience modélisée ainsi que des éléments proprioceptifs et vestibulaires. Elle est loin de l'image projetée sur la rétine...

L'image : dispersée par les aberrations chromatiques

Impossible mise au point...

Les aberrations chromatiques de l'œil sont très importantes puisque pour une lumière blanche, la dispersion de la bande chromatique allant de 400 nm à 700 nm est de 500 μm ce qui représente environ dix fois la hauteur de l'article externe d'un photorécepteur (figure II-12).

Ainsi, l'image d'une source blanche ou polychromatique -c'est-à-dire contenant un ensemble discontinu de longueurs d'onde- est-elle décomposée sur la rétine en une succession de taches colorées, de tailles et de localisations variables par rapport aux photorécepteurs en fonction de la longueur d'onde.

Cette caractéristique optique ne permet en principe de ne voir net *que* les images d'une série restreinte de longueurs d'ondes : celles projetées sur les articles externes des photorécepteurs, les autres étant théoriquement floues...

Le fait de voir *net* une image composée de plusieurs éléments colorés est un véritable mystère.

Possible grâce aux microfluctuations de l'accommodation ?

Une explication possible à cette vision nette serait liée à l'existence des microfluctuations de l'accommodation [Millodot M, 1968]. Ce sont des fluctuations rapides, constantes de l'accommodation qui permettraient d'explorer différents plans chromatiques par mises au point successives.

Ces microfluctuations pourraient générer des images nettes d'un même objet dans des domaines chromatiques contigus. Les figurations successives d'un même objet seraient ensuite intégrées par un dispositif de mémoire corticale rapide ...

La rétine : un capteur inhomogène et anisotrope

Image du fond d'oeil

L'image du fond d'oeil est celle d'une surface courbe, de structure non homogène, vue à travers une optique non centrée, astigmatique...

C'est la raison pour laquelle les études métrologiques *in vivo* sont très délicates à effectuer et la grande majorité des applications cliniques se borne à des observations qualitatives et à des mesures comparatives par rapport à des sujets normaux, sans aspects quantitatifs.

Image sur la rétine

L'image de l'objet regardé se forme sur la rétine, tunique vasculo-nerveuse d'épaisseur variable et dont les capteurs unitaires sont répartis de façon inhomogène et anisotrope.

La surface rétinienne : sphère aplatie

La surface rétinienne sur laquelle se projettent les images, est une sphère aplatie ; elle est sensiblement ellipsoïde et donc éloignée d'une surface de type *écran plat*.

La surface rétinienne et son réseau vasculaire

La surface rétinienne est parcourue par un réseau vasculaire artério-veineux dont les qualités optiques sont différentes du reste du tissu rétinien.

La surface rétinienne et l'absorption des longueurs d'onde

Les différentes couches de la rétine absorbent de façon variable les rayons lumineux de différentes longueurs d'onde. Les proches infrarouges pénètrent jusqu'à la couche de l'épithélium pigmentaire. Les longueurs d'onde comprises entre 400 et 700 nm sont, elles, absorbées par les photorécepteurs.

La surface rétinienne et ses capteurs

La rétine est constituée d'une plaque de capteurs inhomogènes en nombre et en répartition. Ce sont les photorécepteurs qui permettent la conversion de la lumière en un signal biologique. Ils se répartissent en deux catégories, les bâtonnets et les cônes dont le nombre et la répartition sont inhomogènes sur la surface rétinienne courbe.

Les bâtonnets sont sensibles aux très faibles niveaux lumineux ; ils sont beaucoup plus nombreux que les cônes.

Les cônes sont sensibles aux plus forts niveaux lumineux. Ils se répartissent en trois catégories, respectivement sensibles aux courtes (S), moyennes (M) et grandes (L) longueurs d'ondes. La densité des cônes est beaucoup plus importante sur les quelques degrés rétiens centraux situés autour de l'axe visuel, qu'à la périphérie.

La surface rétinienne diffère d'un capteur photonumérique

Ces caractéristiques rétiniennes sont très éloignées des caractéristiques optiques et chromatiques d'un capteur numérique d'appareil photo.

Dans un appareil photo, on cherche à éviter les aberrations géométriques et chromatiques pour que l'image projetée sur les capteurs numériques le soit sur des éléments de base répartis régulièrement.

D'un point de vue optique, l'œil semble un instrument *médiocre*, alors que la perception de l'espace objet apparaît nette, stable et continue. Comment peut-on *bien voir* avec une telle entrée visuelle [Artal et al., 2004]?

La vision : résultat de processus complexes et multiples

On peut énoncer quelques hypothèses sur les processus d'intégration qui permettent une vision précise et des réactions adaptées à partir de telles images envoyées par l'œil au cerveau.

Ces hypothèses résultent en grande partie de la réflexion de l'auteur mais leur vérification scientifique reste encore à établir.

Message de l'œil au cerveau pour des réactions adaptées

La discordance entre la réalité optique et la perception est une marque d'adaptation aux tâches que l'homme doit effectuer dans son environnement. La vision a pour objectif d'assurer sa survie depuis des temps immémoriaux. La pérennité de l'espèce est assurée par deux actions primordiales, donner l'alerte en surveillant l'espace et analyser le danger ou la proie, pour fuir, attaquer ou cueillir.

Message d'alerte et fixation

Tous les aspects très sophistiqués de notre vie contemporaine peuvent se réduire à *un message d'alerte* qui est assuré par les portions les plus périphériques de notre champ visuel.

Il fait appel à deux étapes : ° *la rapidité* de la détection d'un intrus dans le champ périphérique avec évaluation de la direction et de la vitesse de sa trajectoire et ° *l'analyse et la reconnaissance* des composants de la scène visuelle pour en permettre l'identification de leurs formes, de leurs couleurs et de leurs textures après fixation.

Dans certains cas, un objet peut être identifié à partir d'éléments réduits ; c'est ainsi qu'il est possible de reconnaître à partir d'un simple trait, un visage, une pomme, un arbre ou une maison (figure II-13).

Confrontation aux autres modalités sensorielles

Les informations visuelles sont intégrées et confrontées aux autres modalités sensorielles. Les informations cognitives données par les deux étapes précédentes prennent leur pleine valeur après ces confrontations sensorielles [Nassi, Callaway, 2009].

C'est ainsi que les aires cérébrales associées aux aires visuelles qui comptent plus de vingt régions [Wandell et al., 2005] (figure II-14), vont intégrer au message visuel des informations vestibulaires, proprioceptives et auditives. Ce n'est qu'à l'issue de ce processus complexe que la décision d'agir, d'attendre ou d'exprimer un sentiment sera prise.

L'image nette de l'environnement : une intégration multiple

L'image nette de l'environnement résulte de l'intégration de plusieurs images ou encore « nous vivons de nos souvenirs »... l'intégration temporelle des images étant répartie tout le long du système visuel.

Intégration temporelle rétinienne

Notre vision de l'espace extérieur ne peut être comprise que si l'on considère l'œil et le système visuel comme un système dynamique analytique et intégratif dont le but est très éloigné de celui des supports médiatiques visuels que nous connaissons, même si les systèmes de visualisation utilisent partiellement les caractéristiques du système visuel pour obtenir l'effet désiré.

Ainsi la télévision ou le cinéma sont-ils constitués d'une série d'images successives, exploitant les dispositifs intégratifs temporels de notre système visuel pour donner un effet continu des mouvements ; ils s'appuient sur la limite de résolution temporelle rétinienne d'une stimulation de type flash qui, au-delà d'une certaine fréquence temporelle, n'est plus vue papillotant, mais fusionnée...

Ou bien encore, certains traitements d'images favorisent des zones de la scène visuelle où la définition est la meilleure, en copiant ainsi la zone maculaire et son augmentation de densité des cônes. On parle alors de *réalité augmentée*...

Intégration temporelle corticale

Il existe un second niveau d'intégration situé à l'étage cortical. La succession des images analysables par le cerveau correspond, par exemple, à une suite de représentation d'une scène visuelle obtenue lors des différentes fixations spatiales du regard sur l'image que l'on observe.

Les temps d'analyse prennent place entre les différentes saccades alors que l'œil est immobile, les mouvements rapides de saccade ne générant pas d'information visuelle. Quant aux mouvements de poursuites, ils permettent d'immobiliser un élément mobile sur le dispositif d'analyse visuelle, ce qui revient à lui donner le même statut que l'image immobile de l'inter saccade.

Intégration du tout

Un niveau d'intégration supérieur permet de reconstituer notre environnement comme un tout homogène où chaque élément paraît parfaitement net alors qu'en réalité, il s'agit d'une reconstitution d'un grand nombre d'éléments divers, pris à des instants successifs et qui ne présentent que quelques éléments nets, le reste étant flou. La mémoire immédiate intègre ce puzzle pour lui donner une continuité et un sens...

C'est aussi grâce à ce dispositif cognitif que nous pouvons intégrer la notion de constance des couleurs alors que dans la réalité un arbre ou un monument est de tonalité différente selon que nous le contemplons aux aurores ou sous soleil de midi...

Figure II-15. Claude Monet : « La cathédrale de Rouen par temps gris ou sous le soleil de midi ». Dans ces deux tableaux, le peintre a bien restitué les véritables couleurs de la cathédrale reflétées selon l'éclairage incident. Dans la réalité, l'observateur ne perçoit pas ces changements, la cathédrale lui paraît inchangée.

Considération sur la répartition des photorécepteurs

L'image rétinienne vue nette est celle qui se projette sur les quelques degrés centraux de la rétine, là où les cônes sont les plus fins et les plus denses. Ils changent d'état de polarisation et codent ainsi le signal photonique en courants ioniques qui sont les premiers trains en partance vers le cerveau... Mais cette zone est spécifique et fort éloignée d'un tapis régulier et homogène de capteurs.

Répartition irrégulière des différents types de cônes...

En effet, la zone maculaire comprend essentiellement des cônes sensibles aux moyennes et grandes longueurs d'onde –les cônes M et L- qui sont regroupés en paquets et non pas disposés de façon régulière [Roorda et al., 2001] (figure II-16).

Leur proportion respective et leur densité sont variables selon les sujets considérés [Brainard et al., 2000], [Deeb, 2006] alors que les cônes sensibles aux courtes longueurs d'onde –les cônes S- sont répartis de façon beaucoup plus régulière et sont beaucoup moins denses [Roorda, et al., 2001].

La logique aurait voulu que chaque catégorie de cônes soit répartie régulièrement sur la rétine comme c'est le cas pour un capteur CCD. Il est actuellement assez difficile d'en comprendre la raison.

... en relation avec l'aberration chromatique ?

Une explication possible de cette disposition apparemment inadéquate, pourrait être liée à l'aberration chromatique.

On peut en effet supposer que le système visuel d'un sujet règle la position moyenne de son accommodation pour que l'image d'une plage chromatique correspondant aux moyennes et grandes longueurs d'ondes, soit projetée nette dans le plan des articles externes des cônes M ou L. Les autres plans chromatiques sont alors projetés dans un plan rétinien différent et sont donc vus flous. Il est alors inutile de disposer d'un grand nombre de capteurs compétents pour percevoir des images de plages chromatiques vues floues...

Ainsi, un sujet possédant un grand nombre de cônes L et moins de cônes M, privilégierait-il la bonne focalisation des grandes longueurs d'onde, pour voir net ces composantes de l'image.

Les courtes longueurs d'onde résultant de l'aberration chromatique de l'image sont vues floues. Il suffit alors pour en avoir une perception élémentaire que les cônes qui analysent ces courtes longueurs d'onde soient présents en nombre restreint, comme c'est le cas dans la rétine pour les cônes S...

Ou d'autres arrangements ?

Il semble que des réarrangements fonctionnels s'opèrent au niveau des couches internes de la rétine, pour retrouver une équivalence entre les influx issus des cônes L ou M permettant alors de faire abstraction de leur inégalité en nombre ...[Diller et al., 2004].

Analyse en fréquences spatiales et densité des cônes

On imagine aisément que la notion de résolution spatiale d'un tel système implique un mélange entre les informations des diverses catégories de capteurs chromatiques qui agiraient ainsi plus comme un analyseur de Fourier, que comme un discriminateur spatial simple.

La densité des cônes d'une catégorie serait alors liée à la fréquence spatiale la plus élevée de l'image analysée présente au niveau des articles externes pour chaque catégorie de cônes.

Variabilité interindividuelle du pourcentage des cônes L et M

Cette hypothèse permet aussi d'expliquer la grande variabilité des pourcentages des cônes M et L observées entre les différents individus [Brainard, et al., 2000] et la nécessité, pour les cônes L et M, d'avoir chacun une courbe de sensibilité spectrale présentant une large plage de recouvrement (figure II-17) permettant ainsi un continuum de résolution spatiale.

Analyse par champs récepteurs à antagonisme spatial et chromatique ?

Cette disposition en paquet des cônes L et M pose aussi le problème du traitement de l'information rétinienne par champs récepteurs concentriques à antagonisme spatial et chromatique entre le centre et la périphérie comme cela a été montré, en particulier pour les cellules ganglionnaires, à la suite d'expérimentations électrophysiologiques intracellulaires qui utilisaient un dispositif expérimental particulier, ne correspondant pas au cas général du traitement du signal rétinien *in situ*.

Ce type de traitement par antagonisme est un cas particulier. Il ne serait applicable que pour les cônes situés en bordure des agglomérats et encore... Selon les images obtenues par optique adaptative, l'opposition centre-périphérie ne s'exercerait au mieux que tous les 5 à 10 cônes pour les cônes L et M [Chui et al., 2008].

L'essentiel du signal rétinien est donc constitué par des cônes de *même* type interférant l'un sur l'autre. La ligne droite de séparation entre deux plages colorées va donc se faire sur une mosaïque de traitement où les cônes sont de type L ou de type M, loin de la notion d'antagonisme cellulaire centre-périphérie... Des travaux récents laissent supposer que l'unité simplificatrice se ferait au niveau cortical [Solomon, Lennie, 2007].

Acuité visuelle et structure rétinienne

On conçoit que la mesure de l'acuité visuelle telle qu'elle est pratiquée quotidiennement lors des explorations cliniques est un acte très complexe.

En plus de l'aspect cognitif, elle fait également appel à toutes les considérations sur l'aspect dynamique de la vision, le traitement neurophysiologique des couches de la neurorétine et l'intégration dans la boucle d'analyse visuelle des aberrations géométriques et chromatiques.

Les calculs de l'acuité visuelle théorique en fonction de la quantité de cônes sont donc une approximation grossière, sans rapport direct avec la réalité d'un processus complexe de discrimination spatiale mis en œuvre dans la vision.

Conséquences sur l'exploration visuelle

Les relations entre l'espace et le temps

L'acte visuel doit être considéré comme un phénomène dynamique avec une liaison étroite entre l'espace et le temps.

L'exploration fonctionnelle visuelle va avoir pour but de différencier chaque élément de l'acte visuel pour en évaluer l'état et les limites.

Réponse cognitive ou électrophysiologique

C'est pourquoi le signal cognitif (réponse du sujet à un test donnée) ou électrophysiologique (recueil d'une variation de potentiel sans intervention du sujet) que l'on décide de considérer comme un marqueur de la réponse *fonctionnelle*, n'a de sens que si la nature et les conditions de la stimulation sont bien définies.

Dans ces conditions, on comprend que les paramètres de la stimulation constituent le moyen fondamental pour isoler spécifiquement telle ou telle fonction : vision des couleurs, sensibilité aux contrastes (réponse cognitive) ou bien tel ou tel groupe cellulaire : photorécepteurs, bipolaires, ganglionnaires (réponses électrophysiologiques).

Paramètres et localisation précise de la stimulation

L'existence des aberrations (géométrique ou chromatique) et la répartition non uniforme des cellules dans la rétine implique pour les examens visuels, une parfaite connaissance et maîtrise de la stabilité et de la localisation de la fixation du sujet, ce qui n'est que théorique.

Pour contourner ces contraintes, il est possible d'utiliser des stimulations uniformes, délivrées sur une large portion du champ visuel. De cette façon, la stimulation est sensiblement constante, même si le regard du sujet est instable.

Il est cependant des examens où la stabilité et la connaissance de la localisation de la stimulation sont essentielles. C'est le cas, par exemple, pour les stimulations utilisées pour tester les différentes zones du pôle postérieur par l'enregistrement de l'électrorétinogramme multifocal ou pour tester le fonctionnement des différentes zones maculaires par l'enregistrement des potentiels évoqués visuels par damiers alternants.

Pour les sujets qui présentent une fixation excentrée, les éléments de petites tailles sont projetés sur une portion de rétine qui n'a pas les capacités d'analyse fréquentielle spatiale nécessaire à l'élaboration d'un signal utile, ce qui fausse ainsi artificiellement le résultat.

Cette participation non linéaire de la surface rétinienne explique que des altérations importantes du champ visuel puisse ne pas se refléter dans la réponse évoquée visuelle corticale.

Compression de l'information : transformation analogique-digitale

Entre le nombre de photorécepteurs à l'origine de la transduction et celui des fibres du nerf optique, il y a une contraction considérable entre la voie d'analyse et les voies de conduction qui assurent l'acheminement de l'information vers le cortex.

Il y a donc une transformation radicale entre le traitement élaboré de l'image et sa propagation dans le temps.

La richesse de l'information visuelle de départ est réduite, déstructurée et codée le long des voies visuelles. Cette transformation consiste principalement en un passage d'une information traitée localement, de façon proportionnelle, continue et décroissante, par rapport au point d'impact photonique (information de type analogique), en une information temporelle, fréquentielle, impulsive (de type digitale), véhiculée le long des voies visuelles.

Cette transformation analogique-digitale implique une perte d'information temporelle et une transformation complète de l'image qui est alors encodée en fonction du contraste, du niveau énergétique et du contenu spectral.

Conséquence sur le signal électrophysiologique

Cette transformation a des conséquences sur la forme et la constitution des signaux électrophysiologiques.

L'électrorétinogramme est constitué d'une somme de signaux élémentaires de type analogiques, d'aspects identiques, formant grossièrement un signal qui est fonction du nombre et du niveau d'implication de chaque catégorie de cellules rétiniennes, alors que les potentiels évoqués visuels résultent de la variation des champs de potentiels corticaux sous l'impact de potentiels d'actions, tous identiques, mais répartis de façon variable dans le temps.

Ainsi, lors d'atteintes de la rétine *interne* et du nerf optique, cette conversion espace-temps entraîne-t-elle une désynchronisation et un aspect polyphasique des réponses, qui n'apparaît pas sur l'électrorétinogramme qui, lui, correspond à la réponse globale des couches analogiques de la rétine *externe*...

Conclusion

L'œil, un monde, un globe, un instrument d'optique complexe pour aboutir à la vision ? Assurément... Porte d'entrée du système visuel, il n'a pas fini d'interroger le physiologiste sur les mécanismes et modalités aboutissant à une vision précise où les processus d'analyses chromatiques, fréquentielles, temporelles ne sont que des hypothèses en attente de contradiction par des techniques *in vivo* en approche, dont l'une est à l'aube de son utilisation : l'optique adaptative couplée à l'OCT [Zhang, Roorda, 2007]. Associée à des explorations fonctionnelles focales, elle soulèvera peut être un voile sur les modalités à l'origine de la genèse de la vision précise.

Figures

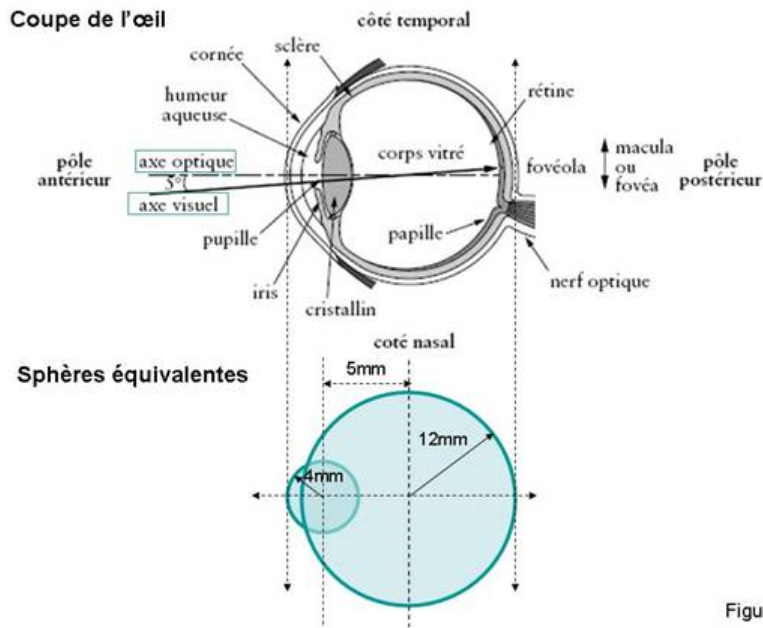
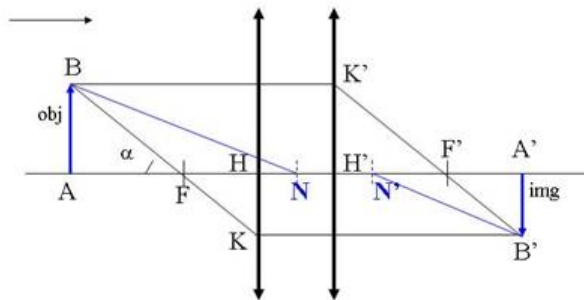


Figure II-1

Figure II-1. Coupe de l'œil et ses deux sphères équivalentes, distantes de 5 mm.

Points nodaux N et N' d'un système optique



$HA = p$	$H'A' = p'$	$HF = f$	$H'F' = f'$	$AF = j$	$A'F' = j'$
----------	-------------	----------	-------------	----------	-------------

Figure II-2

Figure II-2. Position des points nodaux N et N' d'un système optique. AB : objet, A'B' : image formée par le système. HA, H'A', HF, H'F', AF, A'F' : voir texte.

Rayons incidents peu inclinés par rapport à l'axe optique :
« Approximation paraxiale »

Formule de conjugaison simplifiée de Gauss

$$\frac{n_2}{S_{\text{img}}} = \frac{n_1}{S_{\text{obj}}} + \frac{(n_2 - n_1)}{S_c} \quad D = \frac{(n_2 - n_1)}{S_c}$$

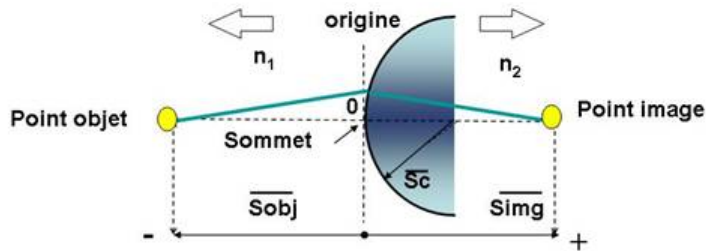


Figure II-3

Figure II-3. Approximation paraxiale : Formule simplifiée de Gauss, conjugaison entre la distance objet (S_{obj}), la distance image (S_{img}) et la puissance D du dioptre.

Inclinaison des rayons incidents transmis par une pupille large

Impossibilité d'appliquer la formule de conjugaison simplifiée de Gauss

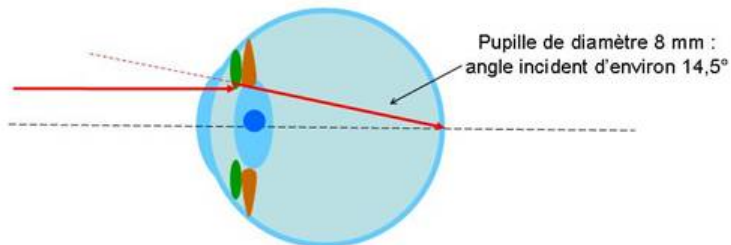


Figure II-4

Figure II-4. Pupille large. On sort du cadre de l'approximation paraxiale : la formule de conjugaison simplifiée de Gauss n'est plus applicable.

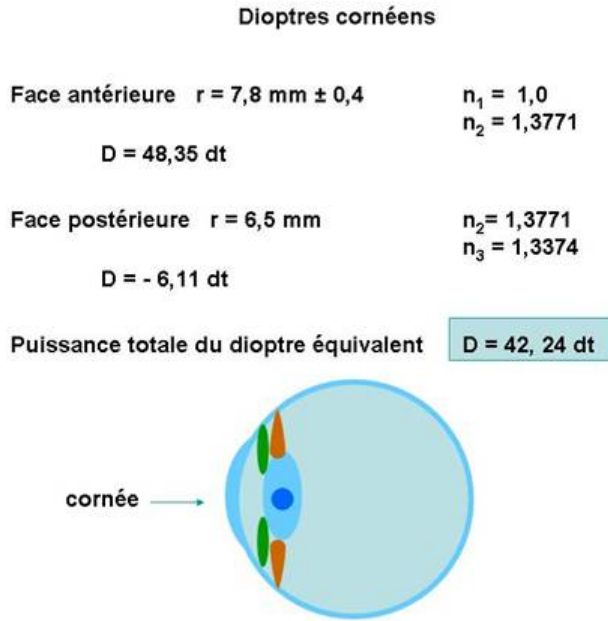


Figure II-5

Figure II-5. Caractéristiques des dioptries cornéens.

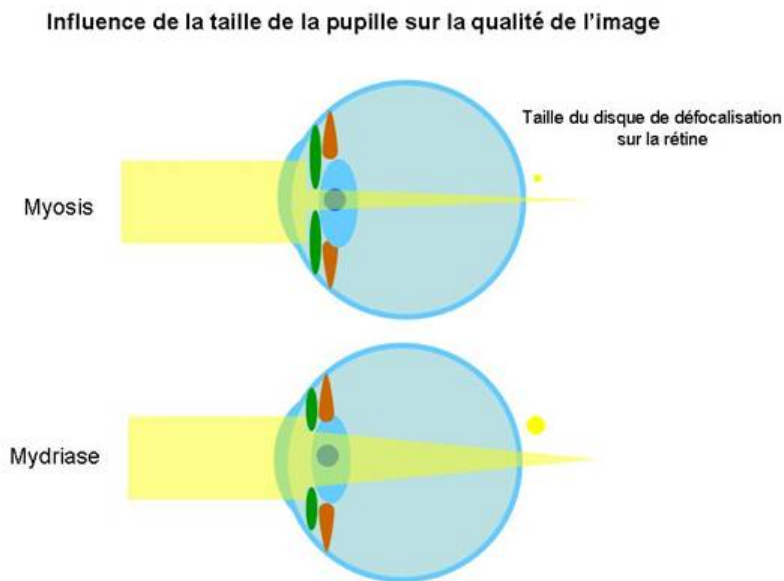


Figure II-6

Figure II-6. Image focalisée en dehors de la rétine. La taille du disque de défocalisation sur la rétine est moindre lorsque la pupille est en myosis qu'en mydriase.

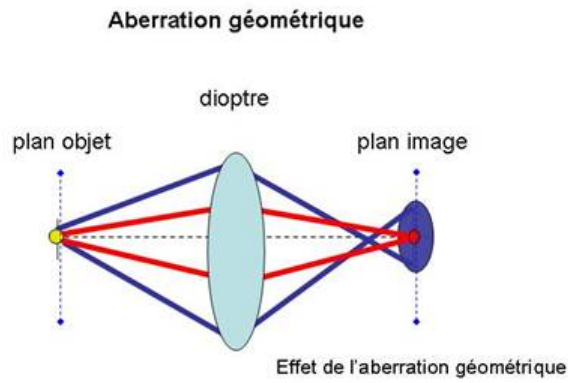
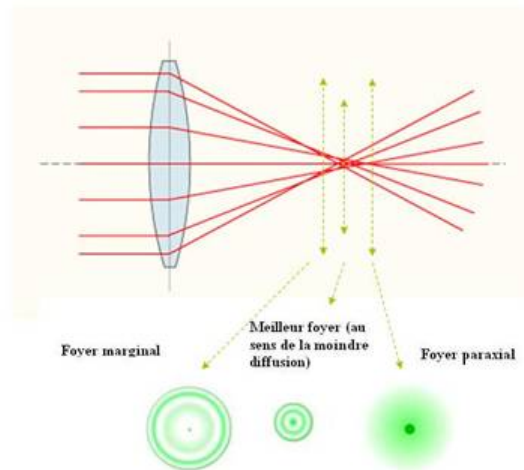


Figure II-7

Figure II-7. Aberration géométrique : rayons peu inclinés (rouges), l'image est ponctuelle ; rayons inclinés par rapport à l'axe optique (bleus), l'image d'un point est une tache.

Aberrations sphériques pour les rayons éloignés du centre du système optique

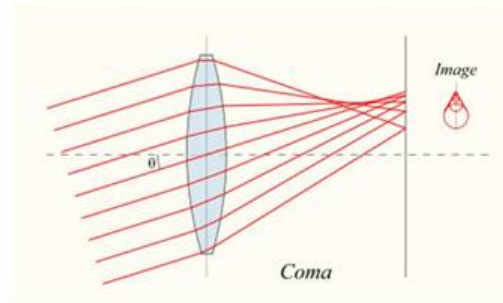


D'après Wikipédia : Aberrations sphériques

Figure II-8

Figure II-8. Exemples d'aberrations sphériques (d'après Wikipédia).

Aberration géométrique : la coma

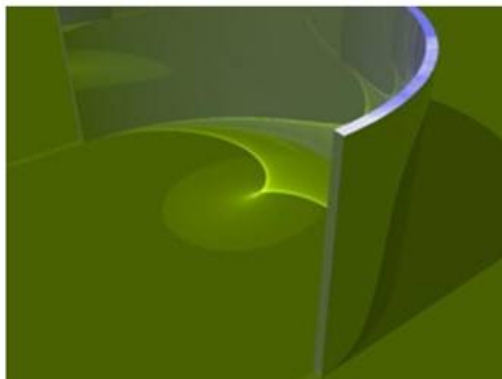


D'après Wikipédia : Aberration géométrique : la coma

Figure II-9

Figure II-9. La coma : exemple d'aberration géométrique (d'après Wikipédia).

La caustique : image d'une onde plane par un miroir circulaire



D'après Wikipédia : Aberration géométrique : la caustique

Figure II-10

Figure II-10. La caustique est l'image d'une onde plane réfléchiée par un miroir circulaire. Tous les rayons convergents ne convergent pas en un seul point mais forment une « caustique ».

Diminution des aberrations géométriques par réduction du flux lumineux avec un diamètre pupillaire de 3 mm

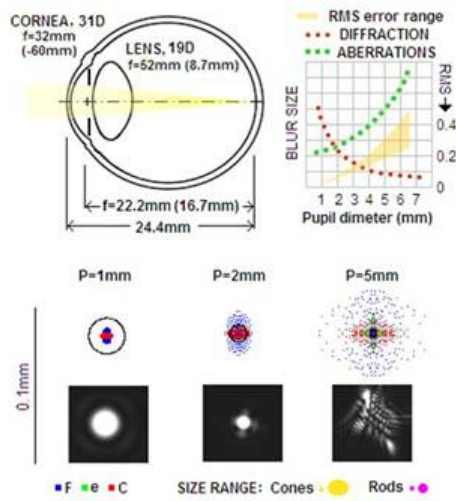
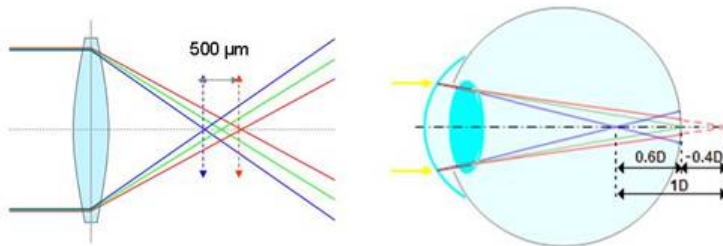


Figure II-11

Figure II-11. L'œil présente des aberrations variables en fonction de la taille de la pupille (voir texte).

Aberration chromatique liée à la dispersion d'une lumière blanche dans les milieux oculaires



D'après Wikipédia : Aberration chromatique

Figure II-12

Figure II-12. Les aberrations chromatiques correspondent à une variation de puissance de 1 dt entre la focalisation des courtes et grandes longueurs d'onde.

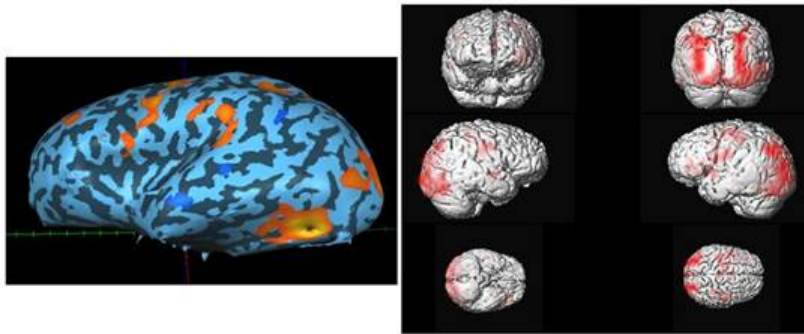
Une pomme ? Esquisse ou vue par Paul Cézanne (1839-1906)



Figure II-13

Figure II-13. Une pomme reconnaissable même réduite à un trait ou *a fortiori* peinte par l'artiste.

Nombreuses aires visuelles : mise en évidence par IRM fonctionnelle



Clichés Dr R-Th Nguyen – Hôpital des XV-XX

Figure II-14

Figure II-14. Plus de vingt aires visuelles mises en évidence par IRM fonctionnelle (Clichés Dr R-Th Nguyen- Hôpital des XV-XX).

Claude Monet « La cathédrale de Rouen... » 1894

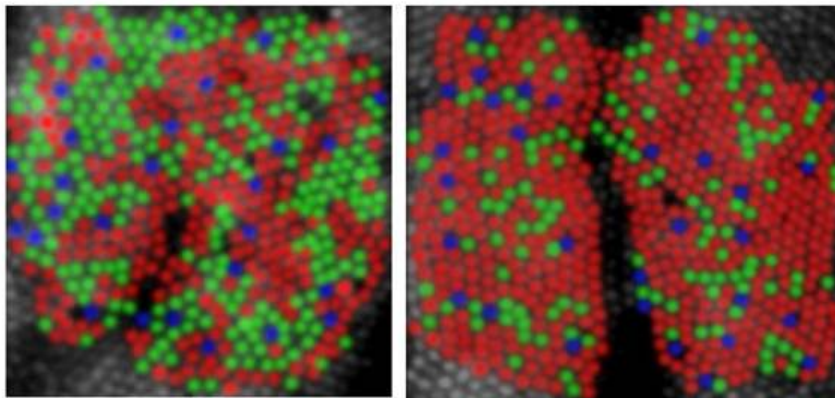


Par temps gris ... Sous le soleil de midi

Figure II-15

Figure II-15. Reflets des véritables couleurs selon le moment. Grâce aux mécanismes de constance des couleurs, l'observateur n'est guère sensible à ces variations.

Répartition rétinienne des cônes L (en rouge) M (en vert) et S (en bleu)



Chez deux sujets : AN à gauche

JN à droite

D'après Roorda Lab. <http://vision.berkeley.edu/roordalab>

Figure II-16

Figure II-16. Variabilité de proportion des cônes L, M et S chez deux sujets sur une image de rétine prise à 1° d'excentricité dans le champ nasal (D'après Roorda Lab <http://vision.berkeley.edu/roordalab/> § Research).

Courbes d'absorption spectrales des photopigments des cônes L, M, S

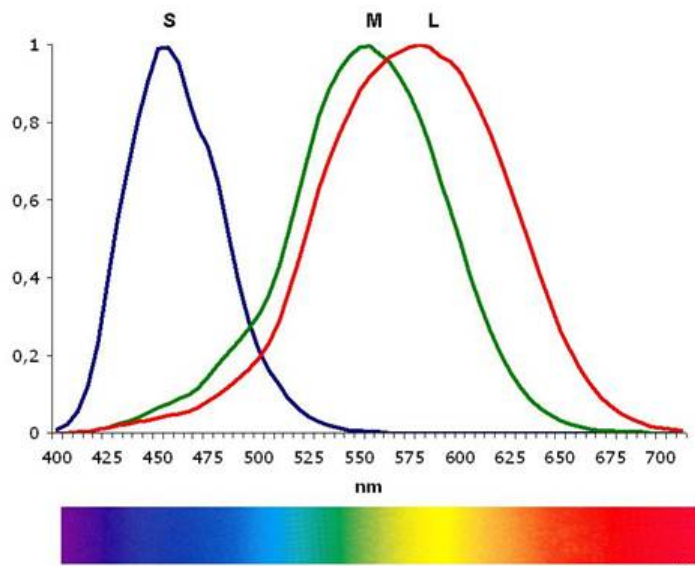


Figure II-17

Figure II-17. Courbes d'absorption spectrales des photopigments des cônes L, M, S et leurs recouvrements en fonction de la longueur d'onde des photons incidents.

Bibliographie

- Artal, P., Chen, L., Fernandez, E.J., Singer, B., Manzanera, S., & Williams, D.R. (2004). Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J Vis*, 4 (4), 281-287. [Abstract]
- Brainard, D.H., Roorda, A., Yamauchi, Y., Calderone, J.B., Metha, A., Neitz, M., Neitz, J., Williams, D.R., & Jacobs, G.H. (2000). Functional consequences of the relative numbers of L and M cones. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 17 (3), 607-614. [Abstract]
- Chui, T.Y., Song, H., & Burns, S.A. (2008). Adaptive-optics imaging of human cone photoreceptor distribution. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 25 (12), 3021-3029. [Abstract]
- Deeb, S.S. (2006). Genetics of variation in human color vision and the retinal cone mosaic. *Curr Opin Genet Dev*, 16 (3), 301-307. [Abstract]
- Diller, L., Packer, O.S., Verweij, J., McMahon, M.J., Williams, D.R., & Dacey, D.M. (2004). L and M cone contributions to the midget and parasol ganglion cell receptive fields of macaque monkey retina. *J Neurosci*, 24 (5), 1079-1088. [Abstract]
- Le Grand Y (1965a) *Optique physiologique. La dioptrique de l'oeil et sa correction. Tome I* (pp. 58-59). Paris: Ed Revue d'Optique.
- Le Grand Y (1965b) *Optique physiologique. La dioptrique de l'oeil et sa correction. Tome I* (pp. 18-19). Paris: Ed Revue d'Optique.
- Le Grand Y (1965c). *Optique physiologique. La dioptrique de l'oeil et sa correction. Tome I* (p. 66). Paris: Ed Revue d'Optique.
- Le Grand Y (1965d). *Optique physiologique. La dioptrique de l'oeil et sa correction. Tome I* (p. 68). Paris: Ed Revue d'Optique.
- Le Grand Y (1965e). *Optique physiologique. La dioptrique de l'oeil et sa correction. Tome I* (p. 69). Paris: Ed Revue d'Optique.
- Malet F (2009). *Contactologie. Topographie cornéenne. Masson. Paris. Rapport de la Société Française d'Ophtalmologie.* (pp. 161-185).
- Millodot M (1968). Effet des microfluctuations de l'accommodation sur l'acuité visuelle. *Vision Research*, 8 (1), 73-80.
- Nassi, J.J., & Callaway, E.M. (2009). Parallel processing strategies of the primate visual system. *Nat Rev Neurosci*, 10 (5), 360-372. [Abstract]
- Roorda, A., Metha, A.B., Lennie, P., & Williams, D.R. (2001). Packing arrangement of the three cone classes in primate retina. *Vision Res*, 41 (10-11), 1291-1306. [Abstract]
- Solomon, S.G., & Lennie, P. (2007). The machinery of colour vision. *Nat Rev Neurosci*, 8 (4), 276-286. [Abstract]
- Wandell, B.A., Brewer, A.A., & Dougherty, R.F. (2005). Visual field map clusters in human cortex. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 360 (1456), 693-707. [Abstract]
- Zhang, Y., & Roorda, A. (2007). Photon signal detection and evaluation in the adaptive optics scanning laser ophthalmoscope. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 24 (5), 1276-1283. [Abstract]