



# LES ABERRATIONS OPTIQUES

## AUTEUR

**Prof. Earl L. Smith III:** University of Houston

## RÉVISION PAR LES PAIRS

**Prof. Emeritus Barry L. Cole:** University of Melbourne

## INTRODUCTION ET SURVOL

Ce chapitre inclura:

- Les aberration monochromatiques
- L'aberration chromatique

Les aberrations optiques sont des défauts dans un système optique qui dégradent la qualité de l'image dioptrique, même lorsque l'image est au point. Elles empêchent la formation d'un point image à partir d'un point objet. L'oeil subit toutes les aberrations optiques qui sont caractéristiques de la plupart des systèmes de lentilles. D'un point de vue théorique, il est important de comprendre les aberrations d'un oeil car elles affectent la qualité de l'image rétinienne et elles jouent un rôle important dans les fonctions oculaires normales; par exemple, on a avancé l'hypothèse que les aberrations sphérique et chromatique peuvent aider à contrôler le niveau d'accommodation. D'un point de vue clinique, il est aussi important de comprendre les aberrations de l'oeil parce que plusieurs parties d'un examen visuel profitent des aberrations optiques de l'oeil pour mesurer ses caractéristiques optiques (ex: le test bi chromatique rouge-vert) et parce qu'un grand nombre de plaintes peuvent être causées par ces aberrations.

Il y a deux catégories générales d'aberrations optiques. Les aberrations qui ont lieu lorsqu'une seule longueur d'onde de lumière est employée sont appelées: **aberrations monochromatiques**. Les aberrations monochromatiques sont une caractéristique de la forme ou de la configuration d'un système optique et sont parfois appelées aberrations de Von Seidel, le mathématicien qui a décrit quantitativement pour la première fois ces aberrations de 'troisième ordre'. Les aberrations résultant de l'utilisation de longueurs d'ondes mixtes (ex: lumière blanche) sont appelées **aberrations chromatiques**. Celles-ci sont une caractéristique du matériel qui forme le système optique car l'indice de réfraction d'un milieu donné varie directement comme une fonction de la fréquence de la lumière employée (donc l'inverse de la longueur d'onde de la lumière).

## ABERRATIONS MONOCHROMATIQUES

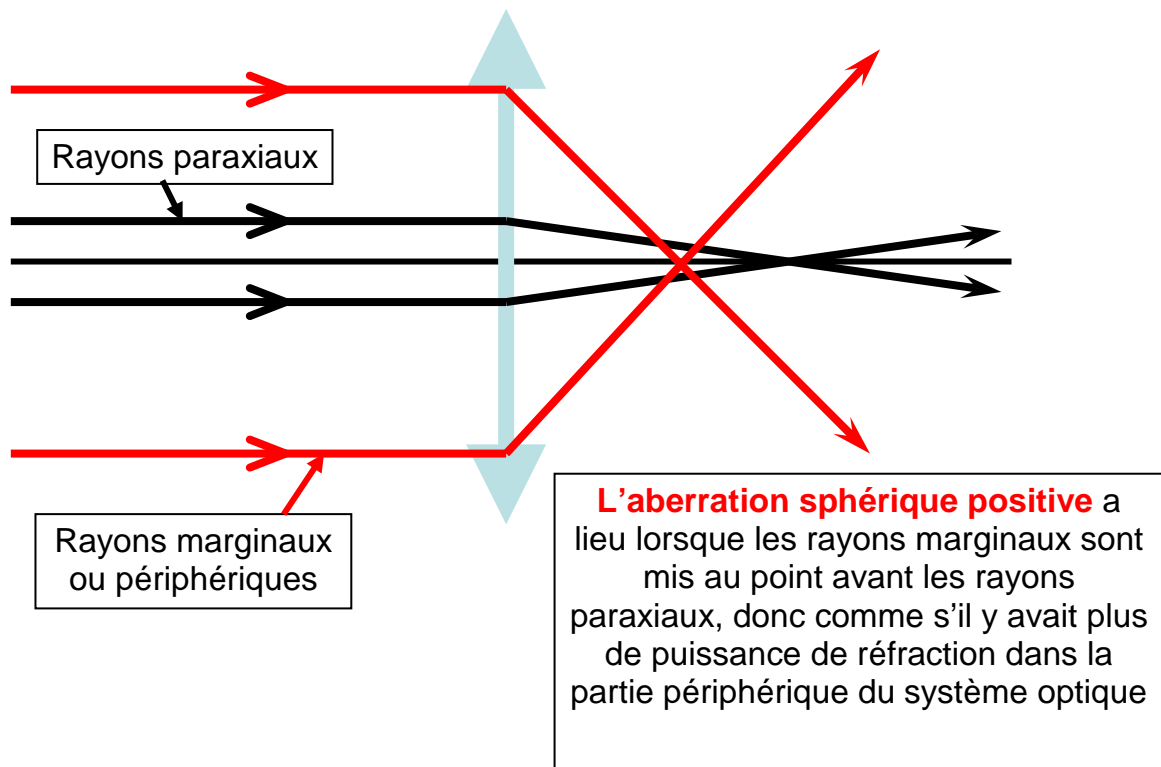
Il y a cinq aberrations monochromatiques qui peuvent affecter la qualité de l'image rétinienne.

1. L'aberration sphérique
2. Le coma
3. L'astigmatisme oblique ou radial
4. La courbure de champ
5. La distorsion

L'aberration sphérique affecte la netteté des images aussi bien sur l'axe que hors de l'axe. Le coma et l'astigmatisme oblique affectent seulement la netteté des images hors de l'axe. La distorsion et la courbure de champ affectent la forme des images hors de l'axe.

### L'ABERRATION SPHÉRIQUE

L'aberration sphérique est l'aberration monochromatique la plus importante. Elle existe lorsque les rayons marginaux (donc les rayons réfractés par les parties périphériques du système optique) et les rayons paraxiaux ne sont pas mis au point sur le même plan. Si les éléments réfractifs d'un système optique ont des surfaces vraiment sphériques, les rayons marginaux vont être mis au point devant les rayons paraxiaux. Dans l'optique géométrique, seules les surfaces sphériques sont considérées, donc le terme 'aberration sphérique' est utilisé afin de décrire l'augmentation effective de puissance qui a lieu. Par contre, en optique visuelle, les surfaces optiques sont rarement sphériques, donc le terme 'aberration sphérique' est employé afin de décrire des changements au niveau de la puissance réfractive. Avec les systèmes optiques asphériques, il est possible d'avoir une puissance réfractive plus élevée dans la région paraxiale du système optique que dans les zones marginales et en conséquence, les rayons paraxiaux seront mis au point avant les rayons marginaux. Afin de différencier ces deux situations, lorsque les rayons marginaux sont mis au point devant les rayons paraxiaux, on parlera d'aberration sphérique **sous-correcte ou positive** (Figure 8.1). Lorsque les rayons paraxiaux sont mis au point devant les rayons marginaux, on dit aberration sphérique **sur-correcte ou négative** (Figure 8.2).



**Figure 8.1:** L'aberration sphérique - positive ou sous-corrigée

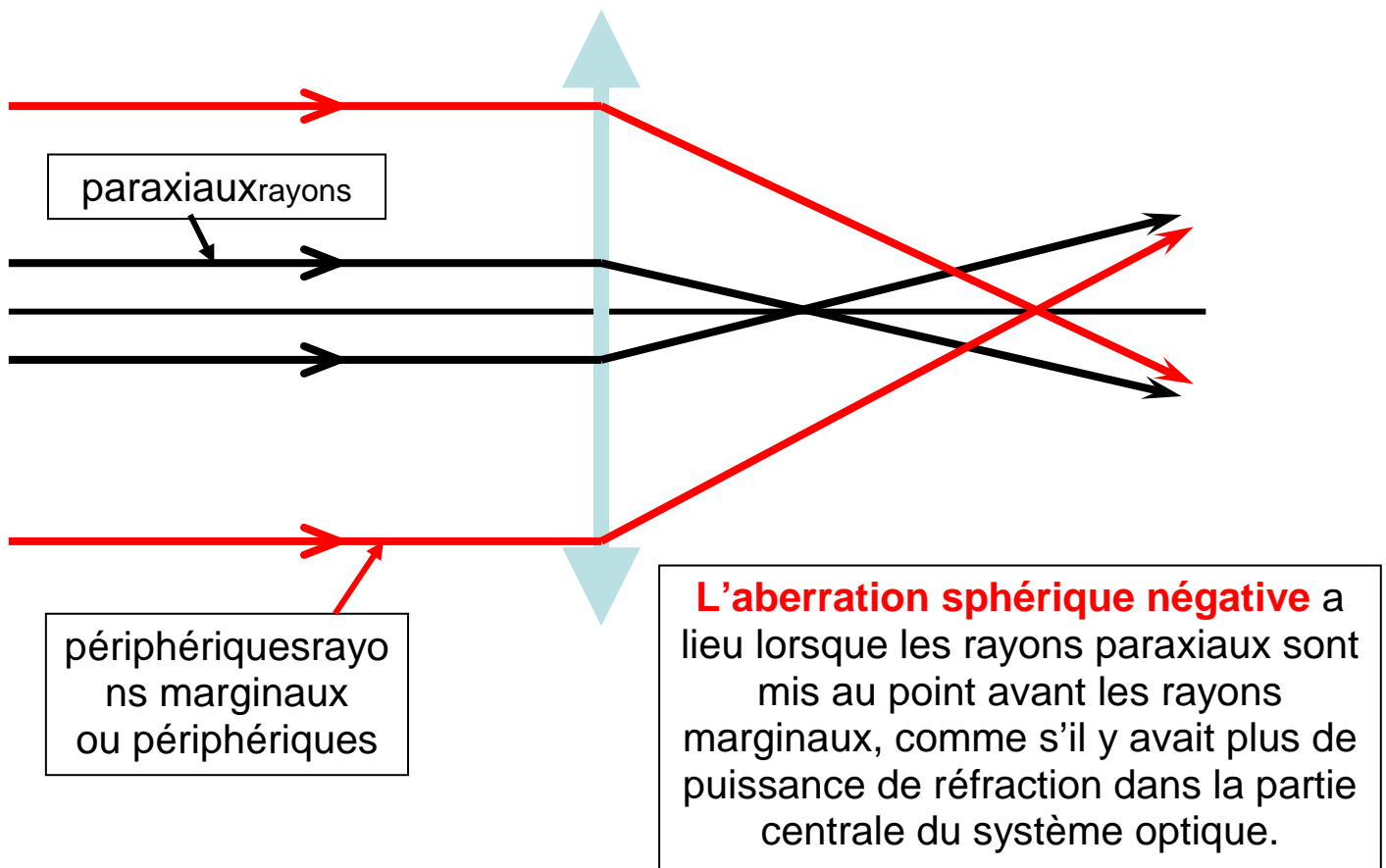


Figure 8.2 Aberration Sphérique - négative ou sur corrigée

L'intensité de l'aberration sphérique peut être exprimée de 2 façons (Figure 8.3). L'aberration sphérique **longitudinale** est la distance dioptrique entre les points où les rayons marginaux et paraxiaux sont mis au point (donc la différence de puissance réfractive entre les régions marginale et paraxiale du système optique). Pour un point objet, l'aberration sphérique **latérale** dénote le rayon de la tache de lumière produite par les rayons marginaux dans le plan où les rayons paraxiaux sont à foyer. L'aberration sphérique latérale dépend de la taille de l'ouverture et de la différence de puissance réfractive entre les portions marginale et paraxiale du système optique. En général, il est plus parlant de spécifier la quantité d'aberration sphérique d'un système optique donné en termes d'aberration sphérique longitudinale.

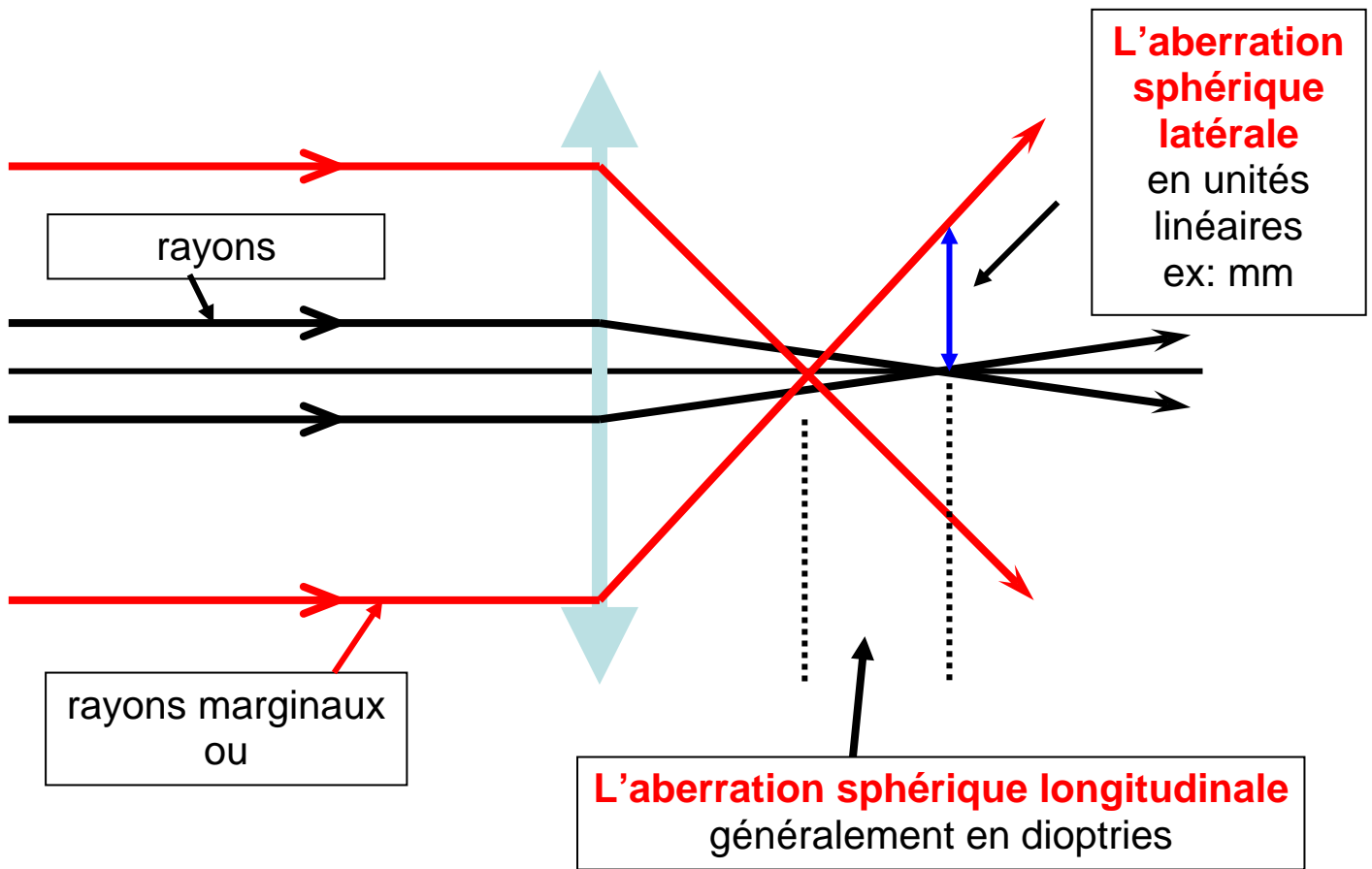
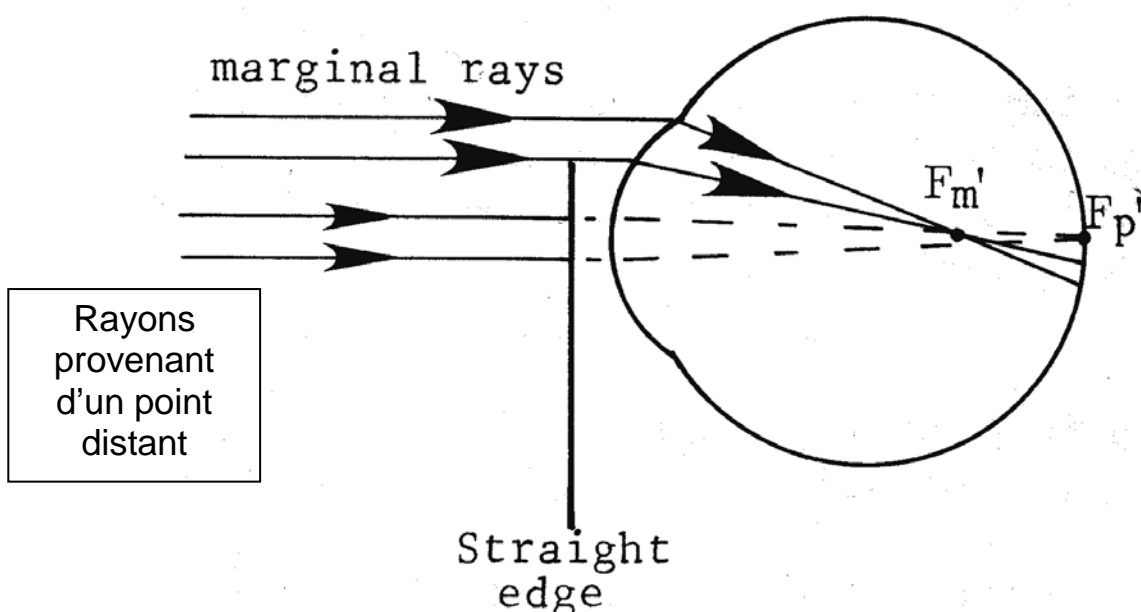


Figure 8.3: L'aberration sphérique longitudinale et latérale

L'oeil, dans son état non accommodé, produit habituellement une aberration sphérique positive. La nature de l'aberration sphérique de l'oeil peut être démontrée en déplaçant une cache devant l'oeil tout en observant un objet lointain. Lorsque la cache s'approche du bord de la pupille, on aura l'impression que l'objet lointain se déplace légèrement dans la même direction qu'elle. La Figure 8.4 illustre pourquoi on a l'impression que l'objet se déplace lorsque la cache agit comme une occlusion de la pupille. Puisque les rayons paraxiaux sont habituellement mis au point sur la fovéa (les rayons paraxiaux sont généralement plus nets et l'oeil les préfère pour faire sa mise au point), les rayons marginaux (donc les rayons qui entrent dans l'oeil près des bords de la pupille) sont mis au point dans le vitré, à un point plus rapproché de la cornée. Alors, comme illustré à la Figure 8.4, les rayons qui entrent dans l'oeil près du haut de la pupille vont atteindre la rétine en bas de la fovéa. Lorsque la cache est déplacée d'un bord à l'autre de la pupille, elle bloquera d'abord les rayons marginaux de la partie inférieure de la pupille. Étant donné que les rayons paraxiaux sont utilisés pour fixer l'objet, sa position apparente ne sera pas affectée. Par contre, à mesure que la cache occulte la pupille, les rayons paraxiaux, sembleront se déplacer vers le haut, car l'image de l'objet formée par ces rayons marginaux est sous la fovéa.



Si on déplace une cache vers le haut d'un bord à l'autre de la pupille, l'objet aussi semblera se déplacer vers le haut.

Tiré de Tunncliffe, 1984

**Figure 8.4:** L'aberration sphérique cause le mouvement apparent d'objets lorsqu'une cache se déplace d'un bord à l'autre de la pupille.

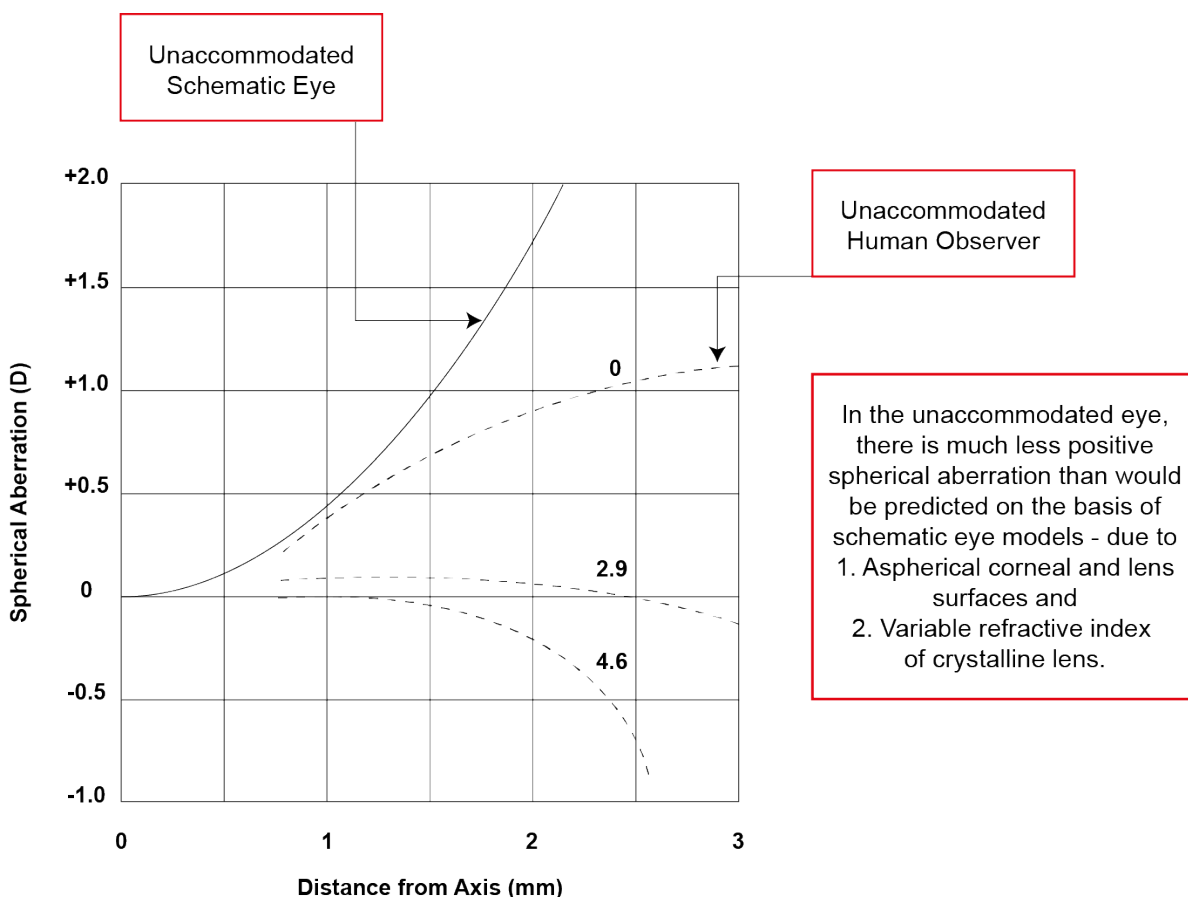
Étonnement, si on fixe un objet rapproché (donc un objet à environ 15 cm), et qu'on passe une cache d'un bord à l'autre de la pupille, l'objet fixé aura un mouvement apparent dans la direction opposée à celle de la cache (donc si on déplace la cache de bas en haut de la pupille, le point de fixation paraîtra bouger vers le bas - afin d'apprécier ce phénomène, parfois, il peut être utile de faire osciller la cache vers le haut, près des bords de la pupille). L'inversion de la direction du mouvement perçue démontre que la nature de l'aberration sphérique de l'oeil est différente dans l'oeil accommodé et dans l'oeil non accommodé. Si le niveau d'accommodation de l'oeil excède environ 2.0 D, l'oeil démontre généralement une aberration sphérique sur-corrigée.

Il est difficile de spécifier en terme simple l'importance de l'aberration sphérique dans l'oeil. Comme mentionné ci-haut, la nature de l'aberration sphérique est influencée par le niveau d'accommodation. De plus, la quantité d'aberration de l'oeil varie beaucoup, non seulement d'un individu à un autre, mais pour un individu donné, la quantité d'aberration sphérique varie d'un méridien à l'autre. Et pour un méridien donné, la quantité exacte d'aberration sphérique va changer comme une fonction de la distance à l'axe optique. En général, on dit que l'oeil moyen a environ 0.5 à 1.0 D d'aberration sphérique positive.

On attribue à Ivanoff la description la plus complète de la quantité d'aberration sphérique d'un oeil 'moyen'. Il a fait une expérience très directe; il a mesuré la puissance réfractive de l'oeil en fonction de la position sur le méridien horizontal de la pupille. Ses résultats pour un oeil moyen sont résumés sur la Figure 8.5. La quantité d'aberration sphérique longitudinale est tracée en fonction de la position à travers la pupille (donc la quantité d'aberration sphérique est exprimée comme la différence de puissance réfractive retrouvée à l'axe pupillaire et mesurée à différents points en s'éloignant du centre de la pupille). Les résultats sont démontrés pour 3 différents niveaux d'accommodation.

On doit souligner plusieurs aspects afin de comprendre la Figure 8.5. Premièrement dans l'oeil non accommodé, la quantité d'aberration sphérique positive augmente rapidement pour les premiers 1-2 mm à partir du centre de la pupille et ensuite, demeure à une valeur légèrement inférieure à 1.0 D. On croit que la plupart de l'aberration sphérique totale en dedans de la partie centrale de la pupille (1-2 mm) est surtout causée par le cristallin. Par contre, en comparaison de la quantité d'aberration sphérique à laquelle on s'attendrait pour un système avec des surfaces de réfraction sphériques (la ligne à la Figure 8.5 indique la quantité d'aberration sphérique calculée pour un oeil schématisé typique), les niveaux absolus d'aberration sphérique trouvés dans l'oeil humain sont relativement faibles. Il y a plusieurs caractéristiques physiologiques de l'oeil qui aident à réduire la quantité d'aberration sphérique dans l'état non accommodé. Premièrement, la cornée et le cristallin ont des surfaces asphériques. La cornée et le cristallin deviennent progressivement plus plats en périphérie, ce qui amène une diminution de la puissance dans la périphérie de ces structures réfractives. Deuxièmement, il y a une augmentation progressive de l'indice de réfraction du cristallin de sa surface vers son centre; donc le noyau du cristallin a un indice de réfraction plus élevé que celui du cortex. Par conséquent, les rayons passant par le centre du cristallin vont rencontrer un indice de réfraction effectif et une puissance plus élevée que celle des rayons passant par la périphérie. Ces deux facteurs tendent à contrer l'aberration sphérique positive à laquelle on s'attendrait pour un système optique équivalent.

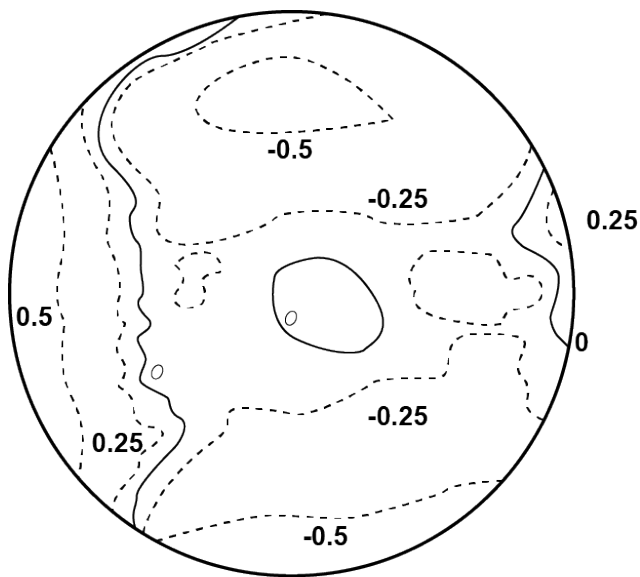
Une deuxième idée qui devrait être tirée de la Figure 8.5 est que lorsque l'oeil accommode entre 1.0 et 2.0 D, il y a très peu d'aberration sphérique. À des niveaux plus élevés d'accommodation, l'oeil démontre approximativement 1.0 D d'aberration sphérique négative à environ 2-3 mm (en s'éloignant du centre de la pupille). Ces changements dans la nature et dans l'importance de l'aberration sphérique peuvent être attribués aux changements asymétriques dans les surfaces du cristallin qui ont lieu lors de l'accommodation positive. Rappelons que les différences dans l'épaisseur de la capsule du cristallin créent des changements dans la surface du cristallin lors de l'accommodation qui ne sont pas symétriques. Au contraire, la portion centrale du cristallin subit une augmentation plus grande de la courbure que celle créée dans la portion périphérique. Ces changements de courbure créent une augmentation de puissance réfractive plus élevée dans la portion centrale du cristallin que dans la périphérie. La différence est assez élevée pour pouvoir déplacer le point focal antérieur des rayons paraxiaux devant celui des rayons marginaux (donc le type d'aberration sphérique passe de positif à négatif).





**Figure 8.5:** L'aberration sphérique de l'oeil moyen varie avec la distance de l'axe et avec l'accommodation (inspiré par Bennett and Rabbetts, *Clinical Visual Optics*, Butterworths, London and Boston, 1989).

Comme mentionné ci-haut, il peut y avoir pas mal de variation dans l'aberration sphérique sur toute la pupille. Les données d'Ivanoff (1953) nous donnent une description de la quantité et du type d'aberration sphérique selon le méridien horizontal de l'oeil moyen. La Figure 8.6 montre des zones d'erreurs de réfraction-iso dans le plan de la pupille pour un sujet. Elle illustre la nature de la variabilité de l'aberration sphérique dans l'oeil. Dans ce cas, le méridien vertical montre de l'aberration sphérique négative, alors que le méridien horizontal montre plutôt de l'aberration sphérique positive.



Pupil diameter 7mm

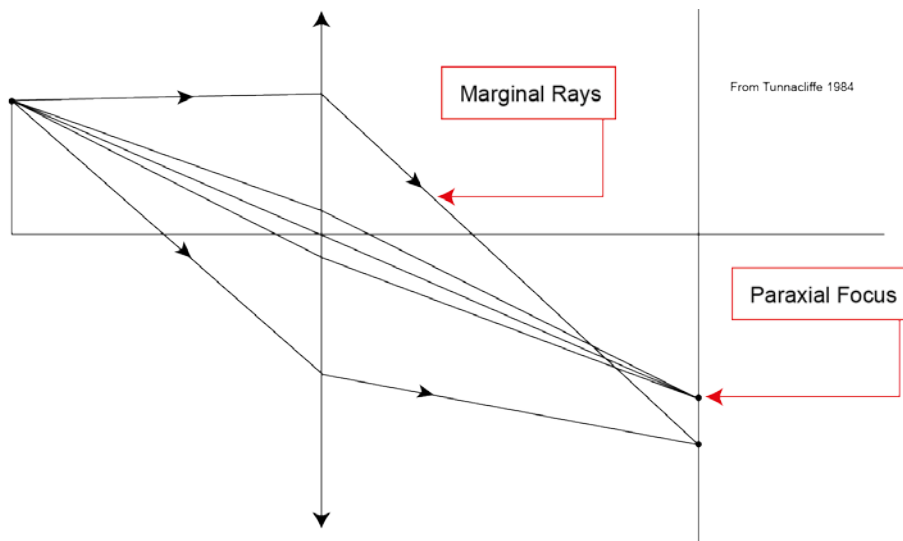
**Figure 8.6:** Carte de l'erreur de réfraction et de l'aberration sphérique dans l'oeil d'un individu.

Iso-refractive error zones for an individual with a relatively small amount of spherical aberration.

The degree and sign of spherical aberration can vary from one meridian to the next.

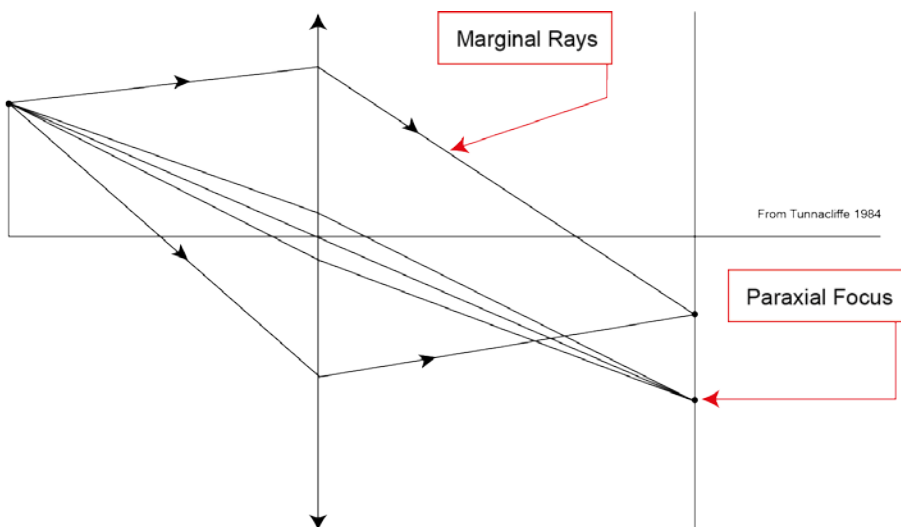
## COMA

Le coma affecte la netteté des images formées pour les objets hors de l'axe. Le coma a lieu lorsque les rayons provenant d'un point donné sont mis au point dans le même plan que l'image, mais qu'ils ne sont pas mis au point au même endroit dans ce plan. Les variations de grossissement linéaire du plan d'une lentille causent du coma. Puisque le coma provoque une asymétrie au niveau de l'image d'un point, le coma peut, dans certains cas, avoir un impact plus élevé sur une image optique que toutes les autres aberrations monochromatiques. Les deux formes de coma sont illustrées à la Figure 8.7 et à la Figure 8.8. Lorsque les rayons paraxiale du système optique (ex : les rayons principaux) sont mis au point plus près de l'axe optique dans le plan image, la condition est appelée coma **positif**. Lorsque les rayons marginaux sont focalisés plus près de l'axe optique que les rayons paraxiaux, on réfère à un coma **négatif**.



**Positive Coma** - Paraxial rays come to a focus closer to the optical axis than the marginal rays through the periphery of the lens. The head of the 'comet' is directed toward the optical axis.

**Figure 8.7:** Coma positif

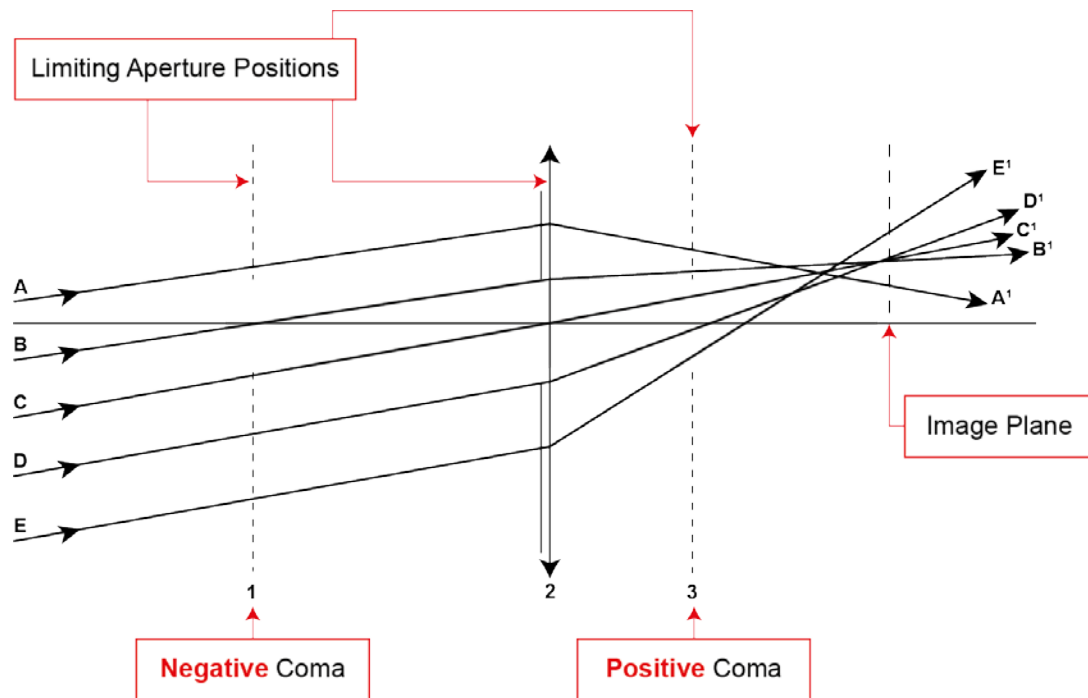


**Negative Coma** - Marginal rays come to a focus closer to the optical axis than the paraxial rays. The head of the 'comet' is directed away from the optical axis.

**Figure 8.8:** Coma négatif

Lorsqu'un système optique a de l'aberration sphérique (donc comme l'oeil non accommodé), le type de coma qui existe dépend de la position de l'ouverture. La Figure 8.9 démontre comment la nature du coma est affectée par la position de l'ouverture. Lorsque l'ouverture est à la position 1, B sera le rayon principal et les rayons marginaux (ex: le rayon A) seront mis au point plus près de l'axe optique, ce qui donnera un coma négatif. Lorsque l'ouverture est à la position 2, les rayons périphériques seront bloqués par l'ouverture et ce système de lentille positive subira une aberration sphérique, mais pas de coma. Finalement, lorsque l'ouverture est à la position 3, le rayon principal (dans ce cas, D) sera mis au point plus près de l'axe optique que les rayons plus périphériques (ex: le rayon E), créant du coma positif.

Dans l'oeil, il y a deux lentilles positives (la cornée et le cristallin) avec une ouverture entre elles. Dans ce cas, la combinaison cornée-pupille donne un coma positif, mais la combinaison cristallin-pupille donne un coma négatif. Les formes opposées de coma produites par ces deux structures tendent à s'annuler entre elles, limitant l'impact du coma sur la qualité de l'image rétinienne. Même lorsque l'image rétinienne subit un coma, cela n'affecte pas significativement la capacité fonctionnelle de l'oeil. Gardons en tête que le coma affecte seulement la netteté des images rétinienne hors de l'axe. Par contre, l'acuité visuelle de l'oeil diminue rapidement lorsqu'on considère les rayons excentriques. Étant donné que la rétine périphérique a une acuité visuelle faible, la quantité résiduelle de coma qui existe n'interfère pas beaucoup avec la vision.

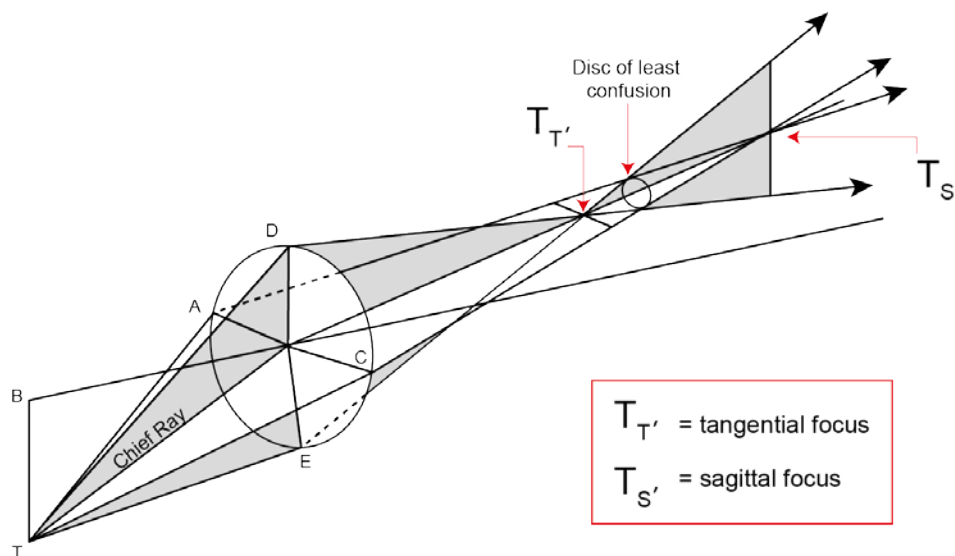


**Figure 8.9:** Le type d'aberration (coma) dépend de la position de l'ouverture

## ASTIGMATISME OBLIQUE OU RADIALE

L'astigmatisme oblique ou radial est de nature semblable à l'astigmatisme produit par une surface de réfraction torique. L'astigmatisme oblique est produit par une lentille sphérique inclinée selon l'objet en question (quand l'objet n'est pas situé sur l'axe optique - un objet hors de l'axe).

L'astigmatisme oblique est illustré à la Figure 8.10. Pour un point objet situé sous l'axe optique (point T à la Figure 8.10), les rayons réfractés par le plan tangentiel de la lentille (DE) sont focalisés au point  $T_{T'}$  ce qui forme un foyer image horizontal. Les rayons provenant du point T réfractés dans le plan sagittal de la lentille (AC) forment un foyer image vertical au point  $T_{S'}$ . Les images astigmatiques formées pour une série d'objets ponctuels qui seraient positionnés de plus en plus loin de l'axe optique forment deux surface-images courbées (donc les coquilles-images tangentielles et sagittales) qui deviennent de plus en plus séparées lorsque l'excentricité des objets ponctuels augmente.



From Tunncliffe 1984

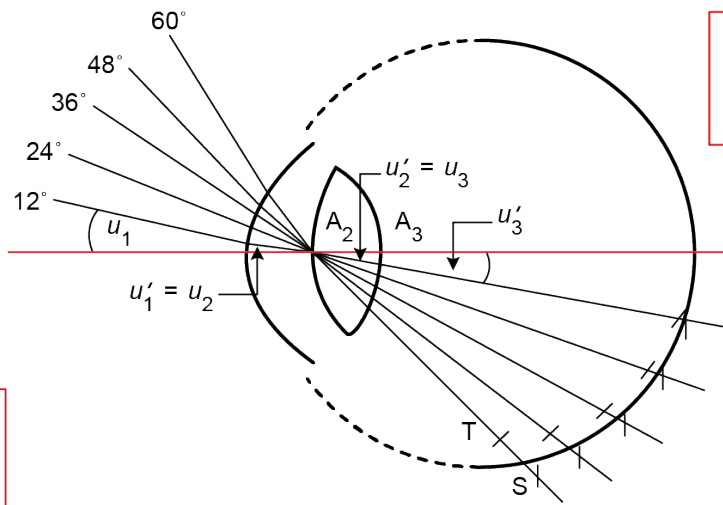
**Oblique Astigmatism** - is produced by a spherical surface that is tilted with respect to an object, i.e. when an object is not on the optical axis.

**Figure 8.10:** L'astigmatisme oblique

L'astigmatisme oblique – est produite par les surfaces sphériques qui sont inclinées par rapport à un objet, donc quand un objet n'est pas sur l'axe optique.

Bien que l'oeil subisse de l'astigmatisme oblique, l'impact de cette aberration sur la qualité de l'image rétinienne est diminué par la courbure de la rétine. Si on calculait les courbures des coquille-images tangentielle et sagittale pour l'oeil exact schématique de Gullstrand, on pourrait démontrer que la coquille-image tangentielle a un rayon de courbure plus petit que celle de la rétine, mais que la coquille-image sagittale a un rayon plus long que celle de la rétine (voir Figure 8.11). En conséquence, le cercle de moindre confusion associé avec l'intervalle astigmatique produit par l'astigmatisme oblique (donc la position image qui contient la meilleure représentation du point objet) serait entre les deux images, tout près de la rétine. Étant donné la courbure de la rétine et la réduction de l'acuité visuelle liée à l'excentricité, l'oeil est raisonnablement bien corrigé pour l'astigmatisme oblique. En fait, la qualité de l'image rétinienne est meilleure pour un oeil non corrigé pour l'astigmatisme oblique que pour un oeil corrigé. Lorsqu'un système optique est corrigé pour l'astigmatisme oblique, un seul point image est formé pour chaque point objet. Ces points images sont formés dans une coquille-image concave appelée **surface de Petzval** (voir Figure 8.12). Le rayon de courbure calculé pour la surface de Petzval de l'oeil schématique de Gullstrand est sensiblement plus long que le rayon de courbure de la rétine (17.4 mm vs 12 mm). De plus, étant donné que la surface de Petzval est plus plate que la rétine, la taille des cercles flous produits sur la rétine si l'oeil était corrigé pour l'astigmatisme oblique serait plus grande que celle des cercles de moindre confusion qui sont habituellement près de la rétine en raison de l'astigmatisme oblique non corrigé.

Chief rays from eccentric point objects.

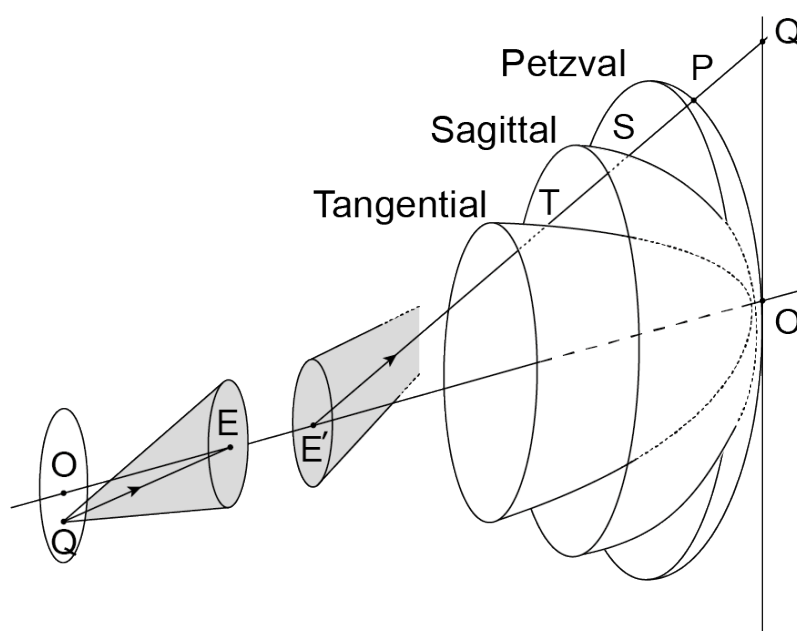


T = tangential focus  
S = sagittal focus

Calculated positions of the tangential and sagittal image shells for Gullstrand's schematic eye.

From Bennet & Rabbetts, 1989

**Figure 8.11:** Les moules d'astigmatisme oblique des images tangentielles et sagittales



E = Entrance Pupil  
E' = Exit Pupil

From Smith & Atchison, 1997

The calculated Petzval's surface for Gullstrand's schematic eye is flatter than either the sagittal or tangential image shells (and the retina).

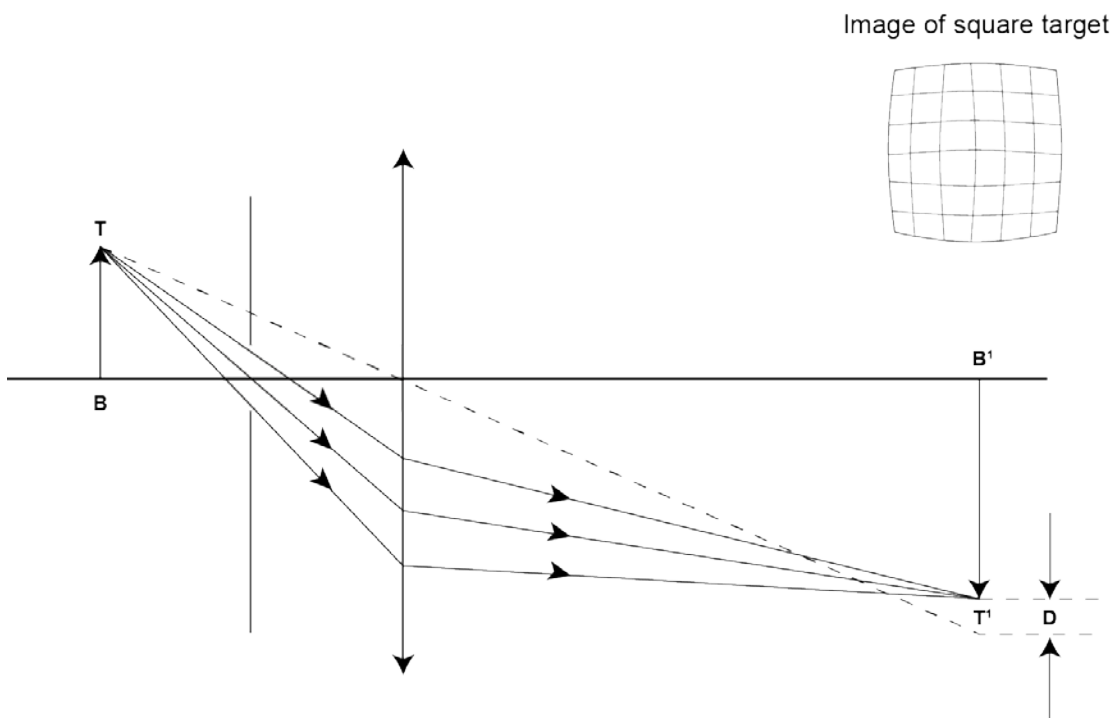
**Figure 8.12:** La surface de Petzval lorsqu'un système optique est corrigé pour l'astigmatisme oblique

## COURBURE DE CHAMP

La courbure de champ affecte la forme de l'image produite par un objet étendu (un objet qui inclut des points hors de l'axe). La courbure de champ est liée à l'astigmatisme oblique. Dans un système de réfraction positif, la courbure de champ donnera une image concave par rapport à l'espace objet. Dans un système corrigé pour l'astigmatisme oblique, la courbure de l'image correspondra à la surface de Petzval. Dans un système qui n'est pas corrigé pour l'astigmatisme oblique, on peut considérer que le plan image courbé associé à la courbure de champ correspond à la coquille-image qui contiendrait les cercles de moindre confusion de l'astigmatisme oblique. Comme noté ci-haut, la rétine est également concave par rapport à l'espace objet et en conséquence, la courbure de champ n'est pas une aberration dérangeante pour l'oeil.

## LA DISTORSION

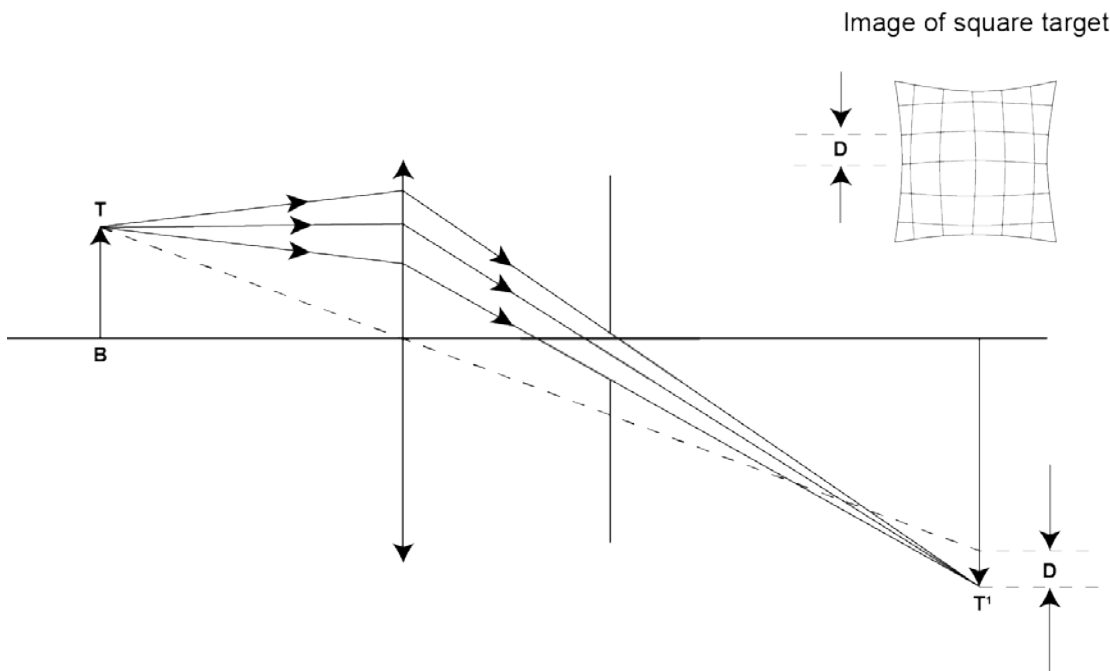
La distorsion est produite par un grossissement linéaire inégal dans le plan de l'image. Elle est produite lorsqu'il y a une ouverture près d'une lentille de correction. Mais comme avec le coma, le type de distorsion qui est produit dépend de la nature réfractive de la lentille (positive ou négative) et de la position de l'ouverture. Lorsque l'ouverture limitante est devant une lentille positive, l'image subira une distorsion en '**barillet**' (voir Figure 8.13; le grossissement sera plus élevé dans la région paraxiale de l'image que dans les zones périphériques). D'un autre côté, si l'ouverture limitante est derrière la lentille positive (donc dans l'espace image), l'image souffrira d'une distorsion en '**coussinet**' (voir Figure 8.14, plus de grossissement dans les régions marginales que dans les régions paraxiales).



When the limiting aperture is in front of a positive lens, the combination produces barrel distortion.

From Tunncliffe, 1984

**Figure 8.13:** Distorsion en barillet



When the limiting aperture is behind a positive lens, the combination produces pincushion distortion.

From Tunncliffe, 1984

**Figure 8.14:** Distorsion en coussinet

Comme avec le coma, la position de la pupille est optimale pour minimiser l'impact de cette aberration sur la qualité de l'image rétinienne. La combinaison cornée-pupille donne une distorsion en coussinet, alors que la combinaison cristallin-pupille donne une distorsion en barillet. Par conséquent, les patrons de distorsion produits par la cornée et par le cristallin tendent à s'annuler entre eux pour que, dans la plupart des cas, l'oeil ne souffre pas d'un degré significatif de distorsion.

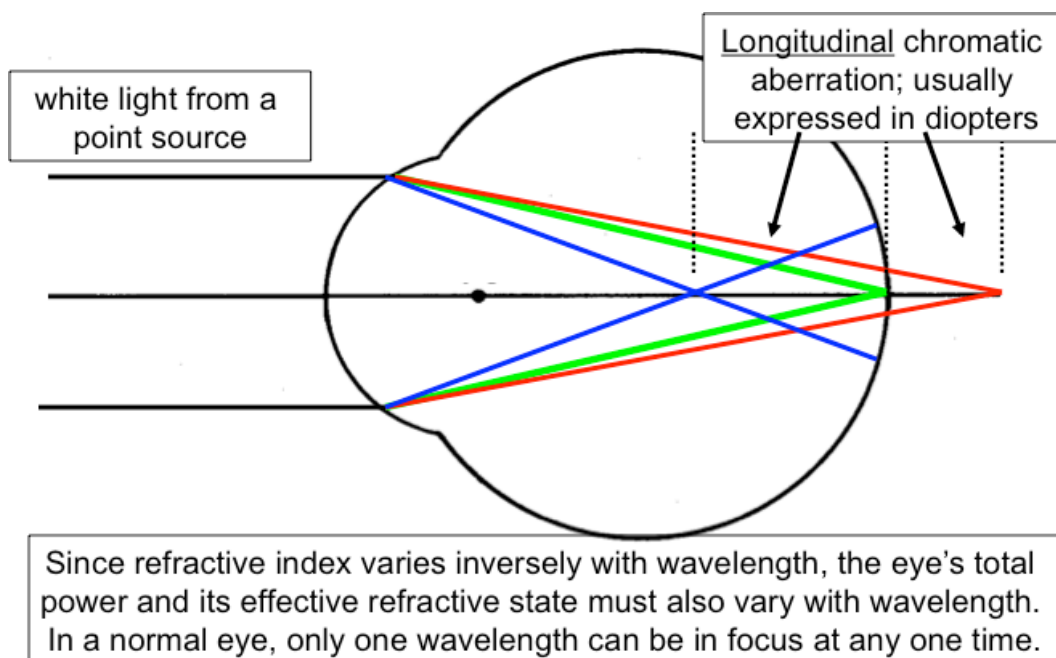
Le seul cas où la distorsion a un effet sur la qualité de l'image rétinienne est celui de l'aphakie. Dans l'oeil aphake, l'équilibre normal entre les distorsion produites par la cornée et par le cristallin est changé, car le cristallin est enlevé, produisant une distorsion en coussinet pour l'image rétinienne. L'importance de la distorsion en coussinet est grande si l'erreur de réfraction de cet aphake est corrigée par des lunettes. Dans ce cas, les lentilles de correction et la cornée vont produire la distorsion en coussinet.

## L'ABERRATION CHROMATIQUE

L'aberration chromatique existe parce que l'indice de réfraction pour un milieu donné varie en fonction de la longueur d'onde de la lumière. L'indice de réfraction pour un milieu donné est le rapport de la vitesse de la lumière dans le vide et celle de la lumière dans ce milieu. Dans le vide, la lumière de toute longueur d'onde voyage à la même vitesse. Mais dans un milieu plus dense, (la lunette ou les milieux de l'oeil) la vitesse de la lumière est inversement proportionnelle à la fréquence de la lumière ou, étant donné que la longueur d'onde est liée à la fréquence, directement proportionnelle à la longueur d'onde. Donc les courtes longueurs d'onde voyagent plus lentement dans un milieu donné que les longues, donc l'indice de réfraction d'un milieu donné est relativement plus élevé pour les longueurs d'onde plus courtes (ex: lumière bleue: 450 nm) que pour les longueurs d'onde plus longues (ex: lumière rouge: 650 nm). En conséquence, la puissance de réfraction totale d'un système optique ou d'un oeil dépendra de la longueur d'onde de la lumière employée pour mesurer la puissance du système. Plus la longueur d'onde de la lumière est courte, plus la puissance de réfraction totale est grande.



L'effet de l'aberration chromatique sur la formation de l'image rétinienne est illustré schématiquement à la Figure 8.15. Supposons que l'oeil soit emmétrope pour la lumière jaune (ex: les longueurs d'onde d'environ 575 nm) et qu'il observe une source ponctuelle blanche. Étant donné que l'oeil a un indice de réfraction plus élevé, et donc une puissance de réfraction plus élevée pour les courtes longueurs d'onde, l'oeil sera myope pour la lumière bleue. Inversement, la puissance réfractive de l'oeil sera plus faible pour les longueurs d'onde plus longues et l'oeil sera hypermétrope pour le rouge.



**Figure 8.15:** Les effets de l'aberration chromatique sur la formation de l'image rétinienne

## L'IMPORTANCE DE L'ABERRATION CHROMATIQUE OCULAIRE

La quantité d'aberration chromatique **longitudinale**, comme l'aberration sphérique longitudinale, est spécifiée en termes de dioptries de réfraction. En général, la quantité d'aberration chromatique longitudinale pour un système optique donné est exprimée comme la différence dans la puissance réfractive du système pour deux longueurs d'onde spécifiques dans le spectre visible, les lignes de Fraunhofer C et F. Ces deux lignes de Fraunhofer correspondent aux longueurs d'onde de 656 nm et de 486 nm, respectivement. Ivanoff (1953) a déterminé la quantité d'aberration chromatique pour l'oeil moyen. Il a trouvé une différence d'environ 0.9 D entre les points focaux pour la lumière rouge de la ligne-C et pour la lumière bleue de la ligne-F.

**Note:** Les lignes de Fraunhofer sont des lignes foncées sur le spectre continu de la lumière du Soleil. Les lignes foncées sont créées par l'absorption sélective de ces longueurs d'onde par des gaz entourant le Soleil.

Il est important de se rappeler que malgré la quantité d'aberration chromatique qui est habituellement définie selon les lignes C et F de Fraunhofer, le spectre visible inclut des longueurs d'onde plus courtes que la ligne-F et des longueurs d'onde plus longues que la ligne-C. On considère que le spectre visible (donc la portion du spectre électromagnétique pouvant stimuler la rétine et pouvant produire une sensation visuelle sous des conditions normales d'observation) s'étend de 380 nm à 760 nm environ. L'aberration chromatique longitudinale du spectre visible entier est plus grande que celle entre les lignes C et F. Il y a une différence d'environ 2.6-2.8 D entre la puissance de réfraction de l'oeil aux deux extrémités du spectre (donc l'état de réfraction de l'oeil non accommodé mesuré avec la lumière des deux extrêmes du spectre visible varie d'environ 3.0 D). La dispersion moyenne de l'oeil humain est à peine un peu plus élevée que celle pour l'eau distillée (donc l'oeil a une aberration chromatique sensiblement égale à celle de l'eau distillée).



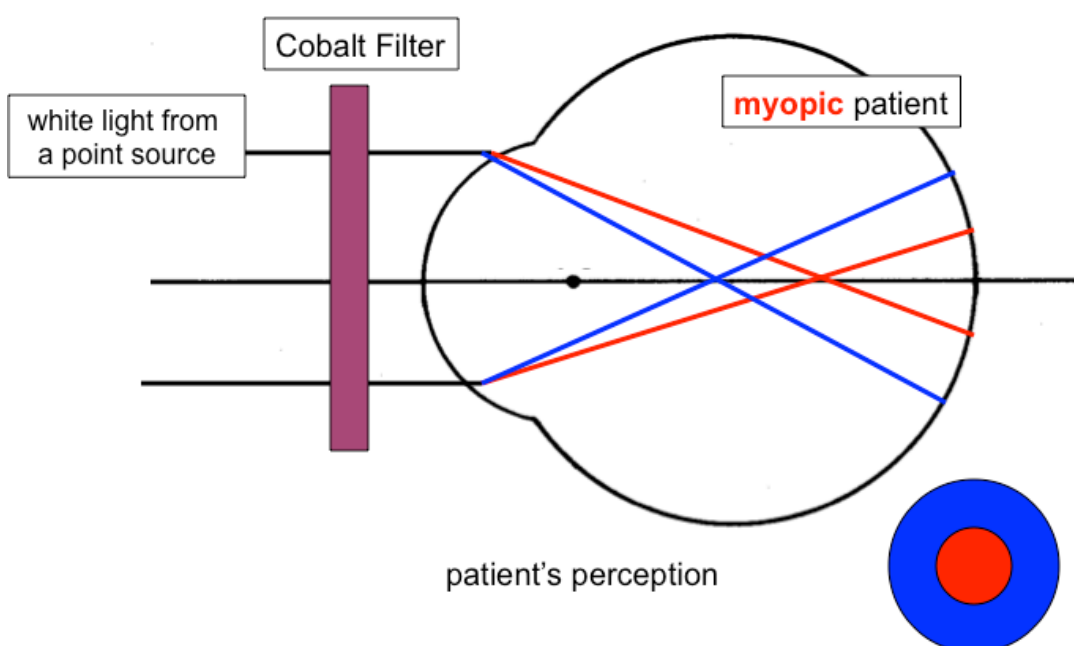
## L'ABERRATION CHROMATIQUE ET LES PROCÉDURES CLINIQUES

Contrairement aux aberrations monochromatiques, la quantité d'aberration chromatique ne varie pas beaucoup d'un individu à l'autre. Cela est logique car les aberrations monochromatiques dépendent de la forme du système optique et il est évident que la forme exacte d'un oeil (courbure cornéenne, profondeur de la chambre antérieure, courbure du cristallin, etc.) varie beaucoup entre les individus. L'aberration chromatique, quant à elle, dépend des indices de réfraction du milieu optique et il y a très peu de variabilité dans les indices de réfraction pour des yeux en santé (rappelons que certaines maladies systémiques, ex: la diabète, peuvent produire un changement d'indice de réfraction du milieu oculaire). Puisque l'aberration chromatique est un effet systématique et que les différentes longueurs d'onde de la lumière produisent différentes sensations de couleur sous des conditions d'observations normales, les cliniciens ont employé depuis longtemps des procédures pour mesurer l'état réfractif de l'oeil basées sur l'aberration chromatique de l'oeil.

## LE FILTRE COBALT

Un des premiers essais d'utiliser l'aberration chromatique afin de déterminer l'état réfractif de l'oeil impliquait l'utilisation des **filtres Cobalt**. Ces filtres transmettent la lumière, surtout des extrémités rouge et bleue du spectre, mais absorbent la lumière dans le centre (les verts et les jaunes). Donc, les sources de lumière blanches étendues paraissent violettes lorsqu'observées avec un filtre cobalt.

La Figure 8.16 montre comment les filtres cobalt peuvent être utilisés pour permettre au clinicien de déterminer la position des points focaux secondaires pour le bleu et pour le rouge, par rapport à la rétine. Considérons qu'un myope de 5.0 D non corrigé, non accommodé observe un point de lumière blanche (au loin) à travers un filtre cobalt. Les lumières bleue et rouge transmises par le filtre sont réfractées par l'oeil et focalisées dans le vitré. Étant donné que la puissance de l'oeil est plus élevée pour la lumière bleue que pour la lumière rouge, la lumière bleue sera focalisée plus près de la cornée. L'oeil n'est pas corrigé, donc les lumières bleue et rouge formeront des cercles flous sur la rétine. Par contre, le point focal pour la lumière rouge est plus près de la rétine, donc la taille du cercle flou rouge sera beaucoup plus petite que celle de la lumière bleue. En conséquence, si on demandait au patient de décrire l'apparence de la lumière lointaine, le myope dirait habituellement qu'elle semble être un point rouge entouré de bleu.



**Figure 8.16:** Les filtres de cobalt peuvent être utilisés afin d'aider le clinicien à déterminer l'endroit des points focaux secondaires pour la lumière rouge et bleue par rapport à la rétine

Si le patient dans l'exemple ci-haut était hypermétrope, ou si le myope regardait un point blanc situé plus près de l'oeil que son PP, l'apparence de la lumière serait différente. Dans ces deux cas, les points focaux rouge et bleu seraient situés derrière la rétine. Mais étant donné que le point focal bleu serait plus près de la rétine que le point focal rouge, la source de lumière paraîtrait plutôt comme un point bleu entouré de rouge.

Comment un filtre cobalt peut-il être utilisé pour déterminer l'état réfractif d'un patient? Afin de déterminer la puissance de réfraction d'un patient, on ajuste la puissance de la lentille dans le visiomètre pour que le patient voit le point blanc uniformément violet à travers le filtre cobalt. Pour que la lumière de la source paraisse uniformément violette, le foyer rouge doit être derrière la rétine alors que le foyer bleu doit être à une distance équivalente devant la rétine. Dans ce cas, les cercles flous sur la rétine pour le rouge et pour le bleu seront de tailles égales et seront superposées, ce qui donnera une image violette uniforme. La puissance de la lentille qui produit cet effet est considérée comme la puissance de correction appropriée.

Malheureusement, les corrections obtenues avec cette procédure ne concordent pas toujours avec les résultats subjectifs trouvés avec des procédures plus traditionnelles. On croit que ceci est causé par la préférence de l'oeil d'une longueur d'onde spécifique de lumière, lorsqu'il observe un objet lointain. Dans la procédure du filtre cobalt, on suppose que l'oeil cherche une longueur d'onde entre le bleu et le rouge, mise au point sur la rétine et dans l'état non accommodé. Le pic de la fonction de la luminosité photopique est d'environ 550 nm et son point focal est situé entre les points focaux du rouge et du bleu. Étant donné que l'oeil est le plus sensible à la lumière verte ayant une longueur d'onde d'environ 550 nm, il semble raisonnable d'assumer que l'oeil sélectionnerait une lumière de 550 nm et que le résultat de la procédure du filtre cobalt serait adéquate. Cependant, des mesures directes de la longueur d'onde focalisée sur la rétine dans l'état non accommodé indiquent que l'oeil préfère habituellement une longueur d'onde de lumière plus longue (rouge) lorsque l'oeil fixe un objet lointain.

**Note: L'efficacité lumineuse spectrale** est une fonction qui décrit la capacité de différentes longueurs d'onde de produire une sensation de brillance dans des conditions d'adaptation normées. En conséquence, la fonction de l'efficacité lumineuse spectrale spécifie la sensibilité relative de l'oeil pour différentes longueurs d'onde. Le pic de la fonction est environ 550 nm donc l'oeil est surtout sensible à la lumière ayant une longueur d'onde de 550 nm.

## LA MISE AU POINT D'UNE LONGUEUR D'ONDE DU SYSTÈME OPTIQUE

Comme indiqué ci-haut, quand l'oeil fixe un objet lointain, le système visuel de la plupart des individus va sélectionner une lumière rouge, ayant une longueur d'onde d'environ 680 nm mise au point sur la rétine. Lorsque l'oeil focalise sur des objets plus proches, donc lorsque la demande accommodative est augmentée, la longueur d'onde que l'oeil préfère pour faire la mise au point sur sa rétine change de façon systématique. Cette longueur d'onde peut être représentée comme une fonction de la demande accommodative. Il est important de noter que, malgré une diminution de la longueur focale lorsque la demande accommodative augmente, la fonction s'équilibre vers 550 nm. Même pour des demandes accommodatives élevées, l'oeil ne fait habituellement pas sa mise au point pour des longueurs focales plus courtes que 500 nm.

Le système visuel n'utilise pas tout l'intervalle chromatique, probablement à cause de la mauvaise capacité des neurones du système visuel à traiter les informations (spatiales, temporelles, de luminance) sur les courtes longueurs d'ondes. En comparaison avec les éléments neuronaux qui traitent l'information pour les longueurs d'onde rouges, vertes et jaune, les éléments qui traitent l'information pour la lumière bleue (courtes longueurs d'onde) ont une moins bonne capacité de traiter l'information spatiale et temporelle (dans un sens, une acuité visuelle plus faible et une sensibilité pour les lumières clignotantes) et ils ne semblent pas contribuer de façon importante à la perception de la luminance.

La raison pour laquelle les longueurs d'onde courtes sont utilisées pour la focalisation au près devrait être évidente. Plus les longueurs d'ondes sont courtes, plus la puissance dioptrique de l'oeil est grande. Donc si la focalisation utilise les grandes longueurs d'onde pour la vision au loin, mais les plus courtes pour la vision rapprochée, l'oeil n'a pas besoin d'accommoder autant. Le système visuel sauve de l'énergie accommodative en utilisant l'intervalle chromatique. Par exemple, supposons que la longueur d'onde de 600 nm est utilisée pour la focalisation quand il fixe un objet lointain. Si la fixation est déplacée à 40 cm devant le plan principal, l'oeil doit augmenter sa puissance de +2.5 D pour être en mesure d'avoir la lumière rouge (600 nm) de l'objet mise au point sur la rétine. Lors de la mise au point d'une longueur d'onde plus courte au près (ex: 550 nm), l'oeil devra seulement accommoder de 2.00-2.25 D pour voir de façon nette. Le surplus de puissance de 0.25-0.50 D provient de l'aberration chromatique (ex: l'oeil a une puissance dioptrique plus élevée pour 550 nm que pour 680 nm).

**Note:** Des études récentes ont suggéré que la longueur d'onde conjuguée avec la rétine dans l'état non accommodé est plus courte que celle habituellement notée dans les manuels (600 nm ou moins au lieu de 680 nm) et qu'il y a une grande quantité de variation d'une personne à l'autre. Ces études ont confirmé la tendance de l'oeil à sélectionner des longueurs d'onde un peu plus courtes pour observer les objets au près.

Lorsqu'on veut déterminer l'état réfractif de l'oeil, on doit connaître la longueur d'onde utilisée pour évaluer l'optique de l'oeil et celle que le système visuel préfère. Le 'lag d'accommodation' observé lors de la rétinoscopie au près est un bon exemple de la conséquence d'une mauvaise combinaison entre la longueur d'onde de la lumière mise au point sur la rétine et celle employée pour étudier le système optique de l'oeil. Lors de la rétinoscopie au près, le patient regarde à travers le visiomètre avec sa **correction en lunettes pour la distance**, et doit fixer le rétinoscope à une distance de 50 cm (en général, une lettre attachée au rétinoscope est employée comme cible de fixation). Si le patient accommode d'une quantité équivalente à 2.0 D (la demande associée avec la distance de 50 cm) on s'attendrait à ce que le reflet observé soit neutralisé (donc le trou du rétinoscope serait conjugué avec la rétine du patient). Par contre, habituellement, on observe un mouvement 'avec' et on aurait environ 0.75 D de puissance positive de plus pour atteindre un reflet neutralisé.

Au départ, on pourrait penser que le patient n'a pas accommodé pour notre distance de travail (la quantité de puissance positive requise afin de produire un reflet neutralisé est appelé le 'lag accommodatif'). et qu'avant que le positif ne soit ajouté au Rx de loin, la cible de fixation sur notre rétinoscope aurait dû être floue pour le patient. Mais, si on demande au patient, il dira que la cible était nette. Pourquoi donc devait-on ajouter une puissance positive pour avoir un reflet neutralisé? Cela provient du fait que la longueur d'onde dominante observée dans un reflet de rétinoscope est d'environ 600 nm (ex: avec le rétinoscope on réfracte l'oeil avec une lumière rouge). Par contre, à la distance de fixation de 50 cm, la plupart des patients vont préférer avoir une longueur d'onde plus courte focalisée sur la rétine. En conséquence, l'oeil du patient va paraître sous-accommoder pour la lumière rouge. On peut neutraliser l'hypermétropie apparente lors de la rétinoscopie au près en ajoutant des lentilles positives par-dessus les lentilles du MAV. En conséquence, on réduit la demande accommodative jusqu'à ce que le patient choisisse de mettre au point la lumière rouge sur la rétine.

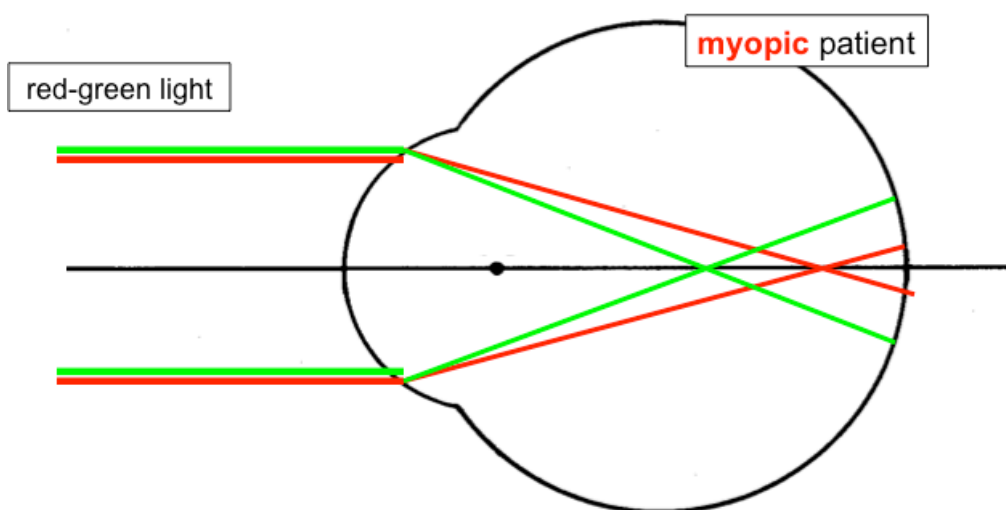
**Note:** Si la longueur d'onde dominante du reflet du rétinoscope n'était pas rouge, notre résultat à la rétinoscopie ne concorderait pas avec le MAV subjectif. Dans ce cas, c'est avantageux que l'oeil préfère le rouge à l'infini. On peut altérer la longueur d'onde dominante du reflet du rétinoscope en plaçant un filtre de couleur devant la lumière du rétinoscope (ex: rétinoscopie chromatique). Si, par exemple, on plaçait un filtre vert, on trouverait que la rétinoscopie serait 'plus négative ou moins positive' que notre meilleure acuité visuelle (MAV subjectif).

L'aptitude à utiliser l'intervalle chromatique pour réduire l'effort accommodatif requis pour la fixation d'une cible au près semble être un phénomène 'appris'. Contrairement aux sujets adultes, les enfants sous l'âge de 3.5 ans ne démontrent pas une préférence de longueurs d'onde. Chez les enfants de cet âge, il n'est pas possible, peu importe la demande accommodative, de prédire quelle longueur d'onde sera mise au point sur la rétine. Entre 3.5 et 5.0 ans, les enfants commencent à préférer la mise au point de grandes longueurs d'ondes pour des cibles au loin. Par contre, les enfants de cet âge ne choisissent pas habituellement la mise au point de courtes longueurs d'onde au près (ils ne profitent pas de leur intervalle chromatique). Après l'âge de 6 ans, la plupart des enfants démontrent le patron typique (adulte) de préférence pour les longueurs d'onde (ex: longueurs d'ondes rouges pour le lointain et courtes pour la vision rapprochée). Il semblerait aussi que, certains individus n'apprennent jamais à profiter de leur intervalle chromatique. Ces patients peuvent démontrer un 'lead d'accommodation' inhabituel lors de la rétinoscopie au près.

## LES TEST ROUGE-VERT

Le test le plus commun qui repose sur l'aberration chromatique est celui du rouge-vert (test bi chrome ou duo chrome). Dans ce test, il y a environ 0.5 D de puissance positive ajoutée au MAV et on demande au patient de porter attention, à l'infini optique dans une salle sombre, à une exposition égale de rouge et de vert. Le patient doit indiquer la couleur de l'arrière plan qui semble avoir les lettres les plus foncées. En général, quand les points images rouge et vert sont localisés dans le vitré avec le point focal rouge plus près de la rétine, le patient indiquera que les lettres du côté rouge sont 'plus foncées' (voir Figure 8.17). La puissance positive dans le visiomètre est diminuée (déplaçant l'intervalle chromatique vers la rétine) jusqu'à ce que le patient rapporte que les lettres dans le rouge et dans le vert sont également foncées (le foyer image rouge est derrière la rétine, et le foyer image vert est à une distance égale, devant la rétine) ou les lettres du côté vert sont légèrement plus foncées (donc le foyer image vert est plus près de la rétine). Étant donné que l'intervalle chromatique entre le vert et le rouge employé dans la plupart des cartes de projection est d'environ 0.36 D, il faut environ 0.5 D pour passer d'un côté rouge plus foncé à un côté vert plus foncé.

**Note:** Le test rouge-vert profite de l'aberration chromatique de l'oeil afin de localiser la position du point focal secondaire par rapport à la rétine. Il dépend surtout des caractéristique de dispersion de l'oeil du patient. Le test ne dépend pas de la capacité du patient à différencier les couleurs. Même si notre patient était daltonien, le r-v peut être utilisé. Dans ce cas, on changerait les instructions et on demanderait au patient quel côté (et non quelle couleur), droit ou gauche, contient les cibles les plus foncées.



patient's perception = red is blacker and darker

**Figure 8.17:** Le test rouge-vert 'duo chrome' dépend de l'aberration chromatique

Certains individus ne répondent pas bien lors du test rouge-vert. Ils disent que les lettres du côté rouge paraissent toujours plus foncées et ce, même si on augmente le négatif/diminue le positif de beaucoup dans le visiomètre. On pense que ces individus ont une grande tendance à avoir des grandes longueurs d'onde focalisées sur leurs rétines lorsqu'ils observent des cibles au loin. Chez ces individus, le test R-V ne fonctionne pas car, en réduisant la puissance positive, ces patients accommodent afin de maintenir le rouge à foyer sur la rétine. Le test r-v est utilisé dans une salle sombre, afin de réduire les indices de distance de la cible rouge/verte pour que la plupart des patients permettent aux longueurs d'onde non-rouge de se focaliser sur leur rétine. Une des raisons pour lesquelles ce test est effectué dans une salle sombre est de masquer la vraie position de l'écran et de minimiser la tendance de la plupart des adultes à focaliser sur le rouge pour les cibles lointaines.

## LES EFFETS DE L'ABERRATION CHROMATIQUE SUR LA FONCTION VISUELLE

Pour une distance d'observation donnée, seulement une longueur d'onde provenant d'un objet sera focalisée sur la rétine; toutes les autres longueurs d'onde provenant de l'objet seront hors foyer et produiront une série de cercles flous sur la rétine. Étant donné que la qualité de l'image rétinienne serait améliorée en éliminant ces cercles flous, il semble logique que l'acuité visuelle s'améliorerait aussi si seulement une longueur d'onde était employée afin d'illuminer la carte d'acuité visuelle. Si on employait une lumière monochromatique pour illuminer la carte (tout en s'assurant que la carte est aussi éclairée par la lumière monochromatique que par la lumière blanche), l'acuité visuelle mesurée ne serait pas beaucoup affectée. La sensibilité au contraste et aux hautes fréquences spatiales seraient augmentée, mais l'habilité à détecter des hautes fréquences spatiales (l'acuité Snellen est un estimé de la résolution de l'oeil en haute fréquence spatiale) ne serait pas beaucoup affectée. En fait, même si la quantité d'aberration chromatique de l'oeil était artificiellement doublée, la capacité de l'oeil de résoudre les fréquences spatiales élevées n'est pas beaucoup affectée.

On croit que les effets délétères de l'aberration chromatique sur la capacité fonctionnelle de l'oeil sont minimisés par les facteurs suivants.

1. **La taille de la pupille:** La pupille diminue l'effet de l'aberration chromatique en limitant la taille des cercles flous pour les longueurs d'onde qui ne sont pas focalisées sur la rétine.
2. **L'absorption sélective par le milieu oculaire:** Certains effets de l'aberration chromatique sont réduits par l'absorption sélective de certaines longueurs d'onde. Spécifiquement, le pigment maculaire et, chez les individus plus âgés, le cristallin absorbent préférentiellement les longueurs d'ondes courtes et réduisent donc l'impact des cercles flous associés à la lumière bleue.
3. **Les mécanismes rétinien neuronaux:** La majorité des neurones dans la rétine du singe répondent à une gamme limitée de stimuli (longueurs d'onde). En conséquence, un neurone qui est sélectif pour la lumière rouge ne sera pas affectée significativement par une lumière bleue hors foyer.
4. **L'optique de la fovéa:** Il y a un changement important dans l'indice de réfraction à l'intersection de la rétine et du vitré (la rétine a un indice plus élevé). Alors, l'intersection vitré-rétine peut fonctionner comme une surface de réfraction négative – particulièrement à la fovéa. Il a été calculé que l'aberration chromatique associée avec l'intersection vitré-rétine peut annuler une partie de l'aberration chromatique associée aux éléments de réfraction positifs de l'oeil.

## BIBLIOGRAPHIE

- AH Tunnaclyffe Introduction to Visual Optics. ABDO College of Education. Kent. 1984.
- Bennett and Rabbetts. Clinical Visual Optics. Butterworths, London and Boston. 1989.
- Freeman MH. Optics. Butterworth Heinemann, Oxford. 1990.
- Ivanoff, I, Les Aberrations de 'Oeil, Editions de la Revue d'Optique Theorique et Instrumentale, Paris, 1953.
- Smith & Atchison. The eye and visual optical instruments. Cambridge University Press, Cambridge, UK. 1997.