



MESURE DES PARAMÈTRES OPTIQUES DE L'OEIL

AUTEUR

Prof. Earl L. Smith III: Université de Houston

RÉVISEUR

Prof. Emeritus Barry L. Cole: University of Melbourne

INTRODUCTION ET APERÇU

Ce chapitre contient une révision de :

- Images de Purkinje-Sanson
- Axes et angles de l'oeil
- Courbure cornéenne : kératométrie et topographie cornéenne
 - Mesures du contour de la cornée
 - Topographie cornéenne
- Courbure des surfaces du cristallin : ophtalmophakométrie
 - Calculs du rayon de courbure réel
- Mesure de l'épaisseur cornéenne - pachymétrie
- Longueur axiale : rayons x et ultrason
- Indices de réfraction des milieux optiques de l'œil

1. IMAGES DE PURKINJE-SANSON

Il y a quatre principales images de Purkinje formées par l'œil. Les positions réelles et apparentes des images de Purkinje pour un objet au loin sont illustrées dans les Figures 2.1a et 2.1b. La position, la taille et la nature (c.-à-d. droite ou renversée) d'une image dépend de la courbure de la surface réfléchissante.

Image de Purkinje I

La première image de Purkinje (désignée par « I ») est formée par la lumière réfléchi par la surface antérieure de la cornée (ou plutôt le film lacrymal) et elle est généralement appelée « reflet cornéen ». Puisque la surface antérieure de la cornée est essentiellement un miroir convexe, l'image formée par un objet à l'infini sera virtuelle, droite et semblera localisée dans la partie antérieure du cristallin.

Image de Purkinje II

La deuxième image de Purkinje (II) est formée par la lumière réfléchi par la surface postérieure de la cornée. L'image est virtuelle et droite mais elle est légèrement plus petite que l'image I. Elle semble aussi être située légèrement devant l'image I. En réalité, l'image II est formée légèrement en arrière de l'image I, mais puisque la lumière de l'image II subit une réfraction à la surface antérieure de la cornée, elle apparaît un peu plus près du devant de l'œil. L'image apparente est aussi légèrement plus grande que la vraie image catoptrique.

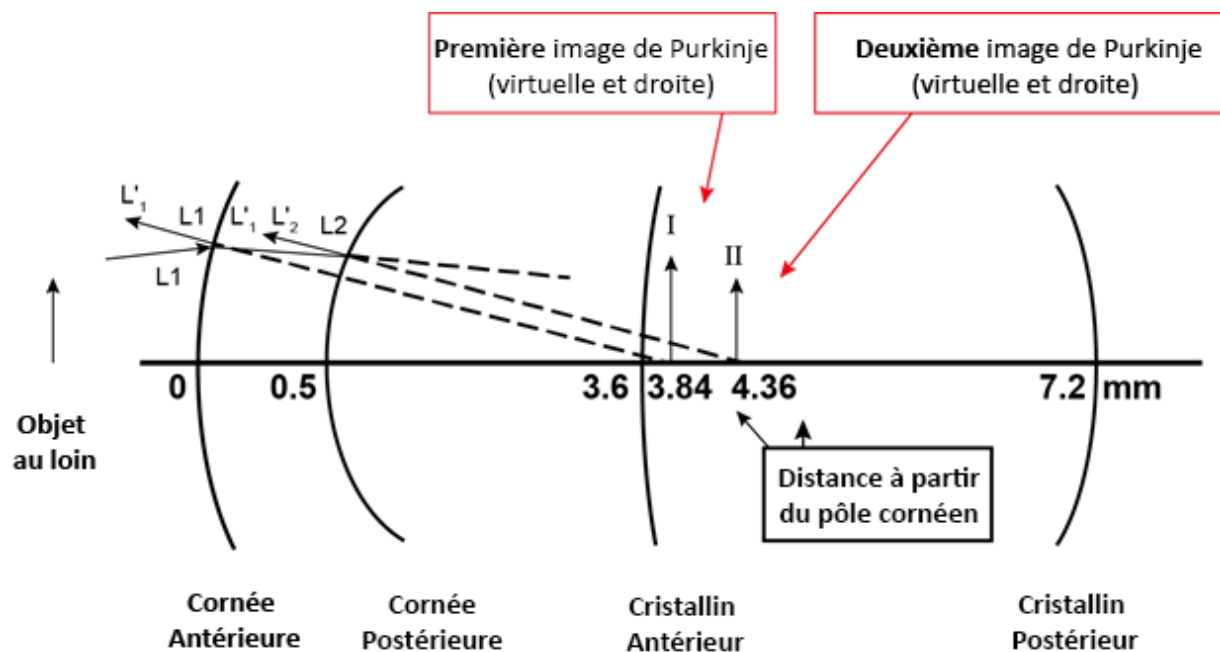


Figure 2.1a: Images de Purkinje-Sanson (I et II)

Note : Pour un objet au loin, la taille de l'image formée par un miroir sphérique est directement proportionnelle au rayon de courbure de la surface réfléchissante. Le fait que l'image II soit plus petite que l'image I démontre que le rayon de courbure de la surface postérieure de la cornée est plus court que celui de la surface antérieure.

Image de Purkinje III

La troisième image de Purkinje est formée par une réflexion sur la surface antérieure du cristallin. L'image est virtuelle et droite. Dans un œil non-accommodé, elle est deux fois plus grande que l'image I et elle semble être dans le vitré. Avec une augmentation de l'accommodation positive, la taille de l'image diminue et l'image semble s'avancer. Les changements qui se produisent pour l'image III reflètent des changements dans la forme du cristallin.

qui ont lieu lors de l'accommodation; particulièrement, le fait que le rayon de la surface antérieure raccourcit durant l'accommodation positive.

Image de Purkinje IV

La quatrième image de Purkinje est formée à la surface postérieure du cristallin. La surface postérieure agit comme un miroir concave donc par conséquent, l'image **IV** est réelle et renversée. Dans un état de non-accommodation, l'image **IV** est la plus petite image de Purkinje et elle semble être approximativement dans le même plan que l'image **I**. Lorsque l'œil accommode, l'image **IV** devient légèrement plus petite et s'approche légèrement de la surface postérieure du cristallin. Par contre, les changements observés pour l'image **IV** lors de l'accommodation sont moindres par rapport à ceux associés à l'image **III**, c.-à-d. le rayon de la surface postérieure change moins que celui de la surface antérieure.

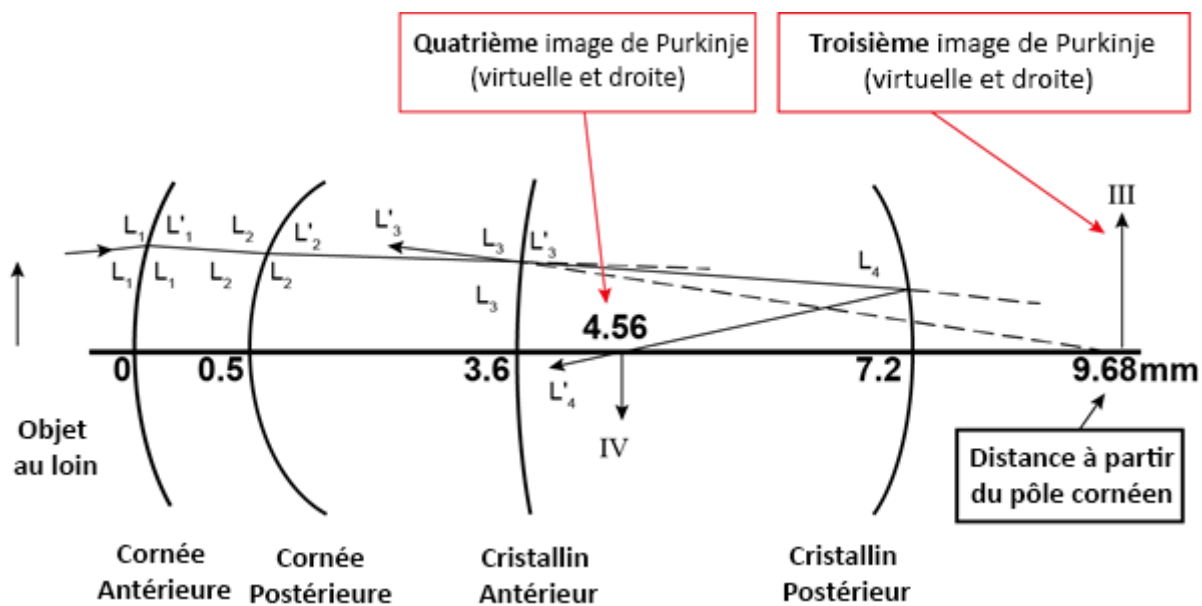


Figure 2.1b: Images de Purkinje-Sanson (III et IV)

COMPARAISON DES IMAGES DE PURKINJE

Tailles Relatives

Œil qui n'accommode pas	$\text{III} > \text{I} > \text{II} > \text{IV}$
Œil qui accommode (environ 10 D)	$\text{I} > \text{II} > \text{III} > \text{IV}$

Le changement de position vient du fait que III se rapproche de la cornée et IV se rapproche de la rétine.

Luminosité

Il y a des différences importantes quant à la luminosité apparente de ces images. La première image de Purkinje est approximativement 100X plus lumineuse que la deuxième. La deuxième image de Purkinje est seulement légèrement plus lumineuse (environ 20%) que les troisième et quatrième images qui sont d'une luminosité à peu près égale. Ces différences résultent de trois facteurs :

1. La raison principale pour ces différences de luminosité repose sur le fait que la proportion de lumière réfléchi sur une interface dépend de la différence d'indice de réfraction entre les deux milieux formant l'interface; plus la différence d'indice est grande, plus la proportion de lumière réfléchi est grande. Les formules de Fresnel

peuvent être utilisées pour calculer la proportion de lumière réfléchie à une interface pour la lumière qui frappe l'interface de façon perpendiculaire.

Formules de Fresnel :

$$\text{Réflectance (R)} = \frac{(n' - n)^2}{(n' + n)^2}$$

Où n et n' représentent respectivement les indices de réfraction du premier et du deuxième milieu.

Exemple : Pour un faisceau lumineux avec une incidence normale à la cornée, quelle proportion de lumière est réfléchi par le film lacrymal?

$$n_{\text{(larmes)}} = 1.336 ; \quad n_{\text{(air)}} = 1.0$$

$$\text{Réflectance (R)} = \frac{(1.336 - 1.0)^2}{(1.336 + 1.0)^2} = 0.0207 \approx 2.1\%$$

Exemple : Considérez quel pourcentage de la lumière incidente serait réfléchi pour former la deuxième image de Purkinje.

$$n_{\text{(humeur aqueuse)}} = 1.336 ; \quad n_{\text{(cornée)}} = 1.376$$

$$\text{Réflectance (R)} = \frac{(1.336 - 1.376)^2}{(1.336 + 1.376)^2} = 0,000217 \approx 0.02\%$$

2. Les variabilités dans la qualité réfléchissante des différentes interfaces contribuent aux différences de luminosité. Par exemple, le film lacrymal fournit une surface relativement lisse sur laquelle la lumière est réfléchi principalement de façon spéculaire. En comparaison, les surfaces du cristallin ne sont pas aussi lisses optiquement et la lumière est réfléchi de façon diffuse (c.-à-d. dispersée) et spéculaire.
3. Seulement la première image de Purkinje est formée uniquement par réflexion. La lumière associée aux autres images subit de la réfraction (et réflexion et absorption) autant avant qu'après la réflexion par leurs interfaces respectives (c.-à-d. les images apparentes sont en fait des images catoptriques).

Mouvement des Images de Purkinje

Si la source lumineuse qui produit les images de Purkinje est déplacée perpendiculairement à l'axe optique de l'œil, les images de Purkinje vont se déplacer. Les première, deuxième et troisième images de Purkinje sont droites et vont donc bouger dans la même direction que la lumière (« avec »). Par contre, puisque la quatrième image de Purkinje est renversée, elle démontre un mouvement « contre ».

AUTRES IMAGES CATOPTRIQUES

Depuis le temps de Purkinje (environ 1823), d'autres images catoptriques ont été décrites. Par exemple, même si on supposait que l'indice de réfraction du cristallin était uniforme, on sait aujourd'hui que ce n'est pas le cas. En réalité, l'indice de réfraction augmente de la surface du cristallin (le cortex) vers le centre du cristallin (le noyau). Dans plusieurs cas (surtout chez des patients plus âgés), il y a des changements d'indice relativement importants qui ont lieu sur une distance relativement petite. En substance, le cristallin peut être représenté comme étant une lentille biconvexe dans une lentille biconvexe. Par conséquent, deux images catoptriques formées par une réflexion sur les

surfaces antérieure et postérieure du noyau du cristallin ont été décrites. En général, celles-ci sont relativement indistinctes et ne peuvent pas être observées de façon consistante.

Il existe une autre classe d'images catoptriques appelées images de deuxième ordre. Toutes les images de Purkinje-Sanson qui ont été abordées jusqu'ici sont des images de premier ordre et elles ne sont formées que par une seule réflexion. Les images de second ordre sont formées par une réflexion à deux interfaces dans l'œil. Il existe deux principales images catoptriques de deuxième ordre qui ont été décrites. Une de ces images est formée par la lumière réfléchie au niveau de la surface antérieure du cristallin et ensuite réfléchie au niveau de la surface antérieure de la cornée. Cette image, parfois appelée la cinquième image de Purkinje (V), est réelle et elle est formée près de la surface postérieure du cristallin. L'autre image de deuxième ordre importante est formée par réflexion au niveau de la surface postérieure du cristallin et ensuite par réflexion au niveau de la surface antérieure de la cornée. On l'appelle souvent la sixième image de Purkinje (VI). Elle est aussi réelle mais elle se forme plus près de la rétine que la cinquième image. Contrairement aux images catoptriques de premier ordre qui sont formées par la lumière réfléchie à l'extérieur de l'œil, les images de deuxième ordre, particulièrement l'image VI, peuvent être vues par le sujet dans certaines conditions (ex. lors de l'ophtalmoscopie directe).

En général, les images catoptriques oculaires, même celles de deuxième ordre, ne causent pas de dérangements visuels. Par contre, quelques porteurs de lunettes voient des images catoptriques de deuxième ordre formées par la réflexion respective des surfaces postérieure et antérieure de leurs lunettes.

Les utilisations les plus courantes des images de Purkinje :

1. Localiser les axes et leurs angles associés dans l'œil
2. Mesurer la courbure de la cornée (kératométrie, image I)
3. Mesurer les changements du cristallin lors de l'accommodation
4. Mesurer la position et la courbure du cristallin
5. Mesurer la position de l'œil et les mouvements oculaires.

2. AXES ET ANGLES DE L'OEIL

AXES

1. **Axe optique** : La droite qui connecte les centres de courbure des toutes les surfaces réfractives. Elle est perpendiculaire à toutes les surfaces réfractives.
2. **Axe visuel** : La droite qui connecte le point de fixation et la fovéa qui passe par les points nodaux (en fait, l'axe visuel est composé de deux segments de droite; la droite allant du point de fixation au premier point nodal et la droite qui part du deuxième point nodal vers la fovéa).
3. **Axe pupillaire** : La droite qui part du centre de la pupille d'entrée (l'image de la pupille réelle formée par réfraction au niveau de la cornée) qui croise la cornée de façon perpendiculaire.
4. **Ligne de visée** : La droite allant du centre de la pupille d'entrée à l'objet du regard (c.-à-d. le point de fixation).
5. **Axe de fixation** : La droite allant du point de fixation au centre de rotation de l'œil (un point imaginaire environ 14mm derrière la cornée; c'est un point de référence important pour les mouvements oculaires).

ANGLES

1. **Angle Alpha**: L'angle entre l'axe optique et l'axe visuel formé au point nodal.
2. **Angle Kappa**: L'angle entre l'axe pupillaire et l'axe visuel.
3. **Angle Lambda**: L'angle entre la ligne de visée et l'axe pupillaire formé au centre de la pupille d'entrée.
4. **Angle Gamma**: L'angle entre l'axe de fixation et l'axe optique.

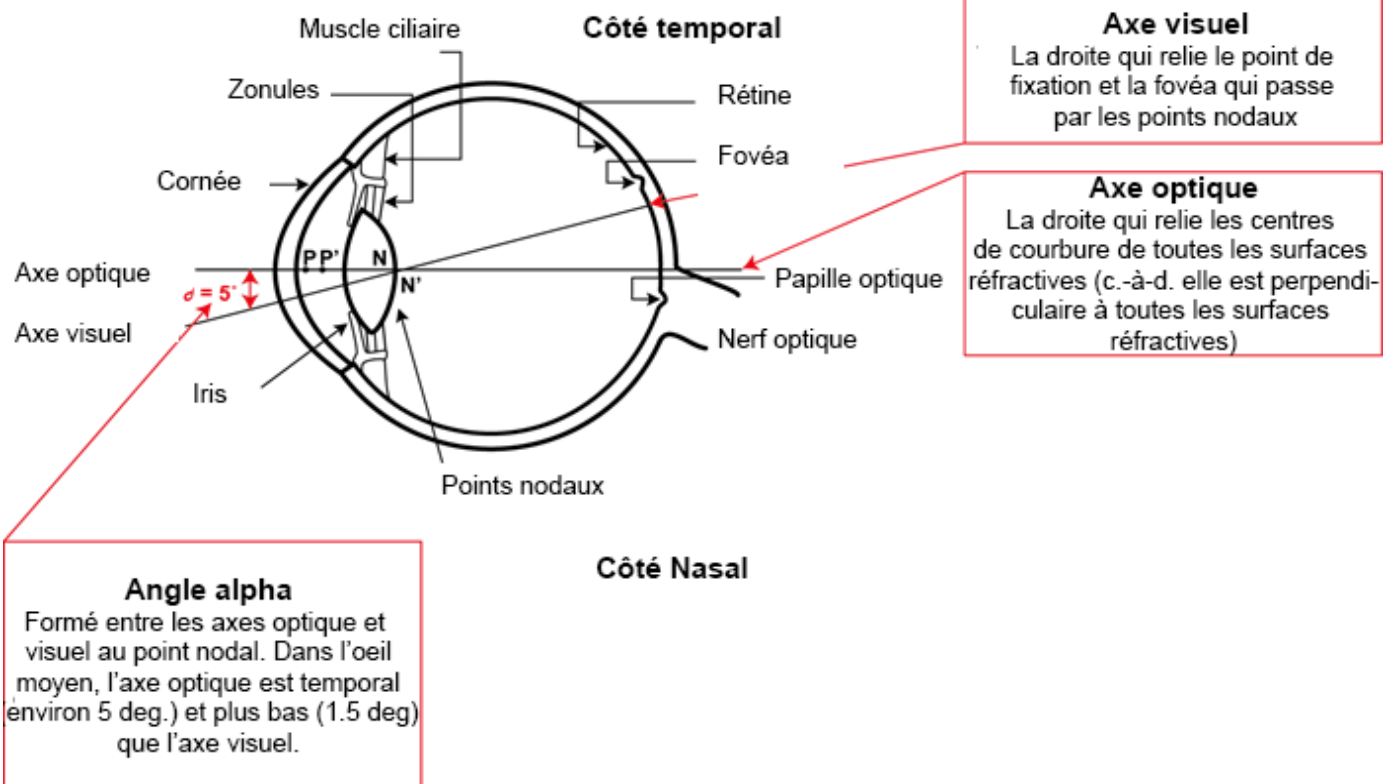


Figure 2.2: Axe visuel, Axe Optique, Angle Alpha

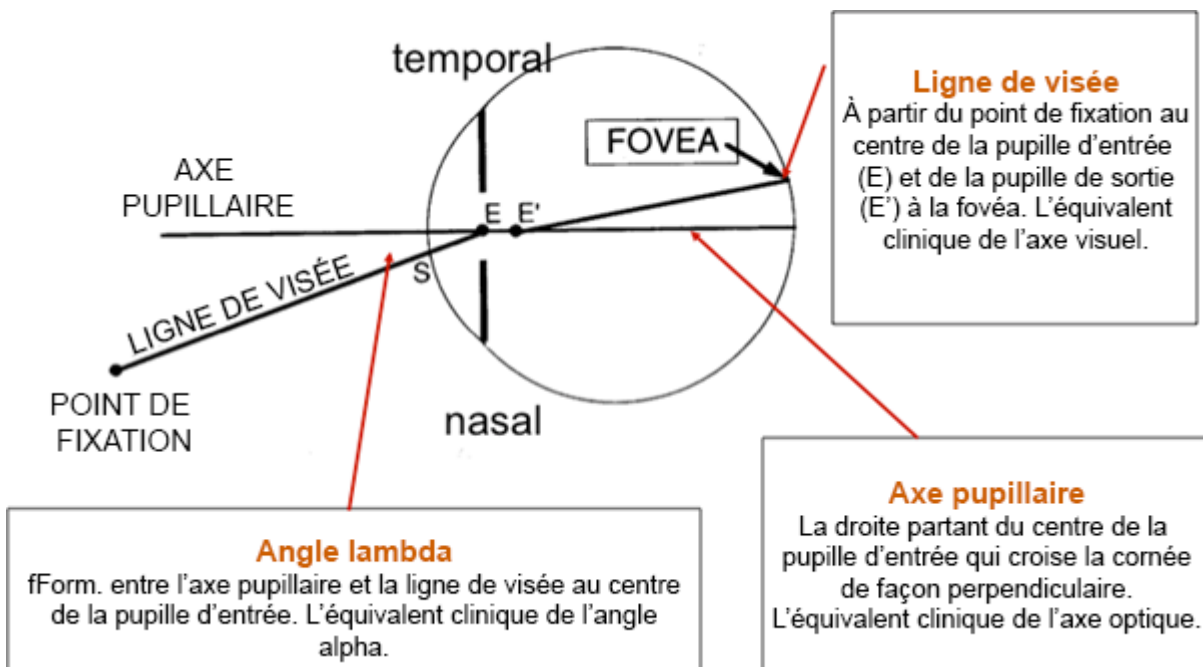
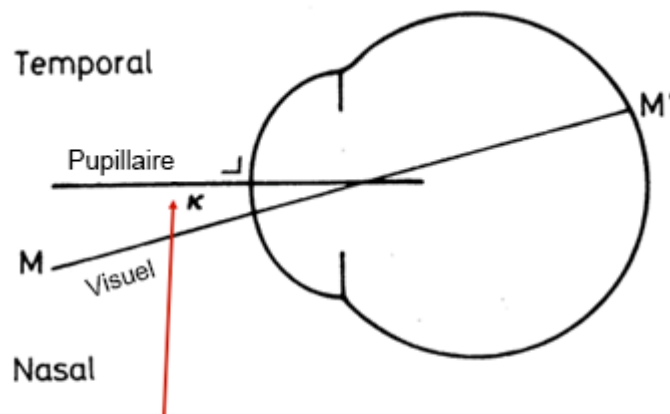


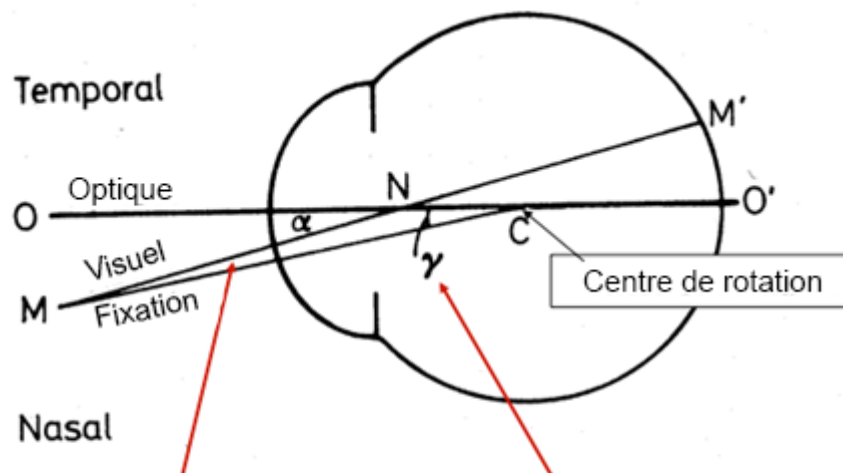
Figure 2.3: Ligne de visée, Axe Pupillaire, Angle Lambda



Angle kappa

Formé entre l'axe pupille et l'axe visuel. L'angle kappa et l'angle lambda sont souvent utilisés de façon interchangeable. L'angle lambda est théoriquement le meilleur terme et correspond à l'angle qui est estimé lors du test de Hirshberg.

Figure 2.4: Angle Kappa



Axe de fixation

À partir du point de fixation du centre de rotation (un point de référence imaginaire qui est environ 14 mm derrière la cornée).

Angle gamma

Formé entre l'axe de fixation et l'axe optique au centre de rotation de l'oeil (C).

Figure 2.5: Axe de Fixation, Angle Gamma

L'acronyme suivant peut vous aider à vous souvenir des différents axes et des angles inclus (Figure 2.6).

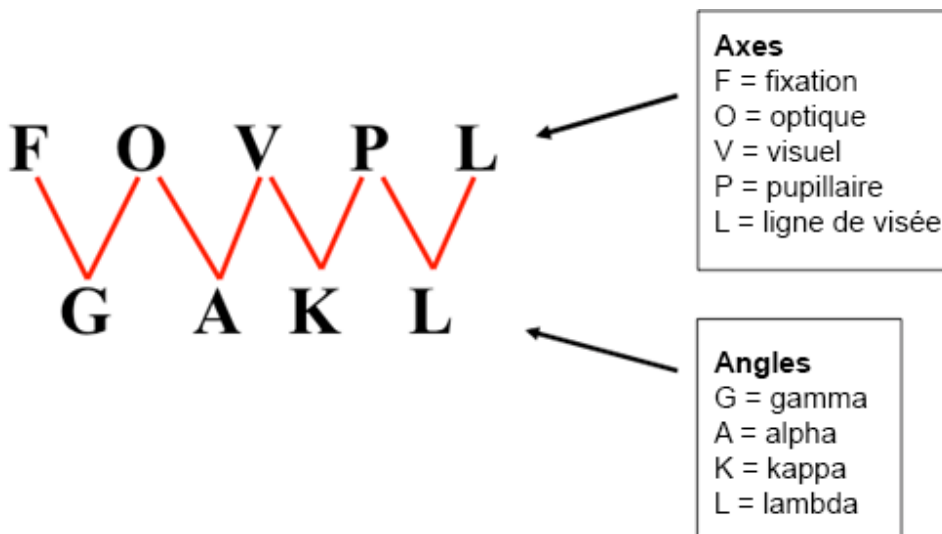


Figure 2.6: Acronyme des axes visuels et leurs angles correspondants

Si l'œil avait vraiment un axe optique, une source lumineuse pourrait être positionnée de façon à ce que toutes les images de Purkinje soient superposées lorsqu'on regarde l'œil par-dessus la source lumineuse. Cette position devrait se retrouver sur l'axe optique, car uniquement un faisceau lumineux voyageant le long de l'axe optique pourrait croiser chaque surface réfringente de l'œil de façon perpendiculaire et donc, serait réfléchi le long de l'axe optique à chaque interface (c.-à-d. par conséquent les images réfléchies auraient l'air superposées). Par contre, c'est impossible de positionner une source lumineuse pour superposer toutes les images catoptriques, ce qui montre que l'œil n'a pas un vrai axe optique.

Il est possible de positionner une source lumineuse pour que les quatre images de Purkinje soient presque superposées mais la source ne correspond pas au point de fixation du sujet et la droite partant de la source et qui passe à travers les images ne croise pas la rétine à la fovéa, c.-à-d. l'axe visuel de l'œil ne coïncide pas avec l'axe optique de l'œil. En général, l'axe optique est décalé en temporal (environ 5 degrés) et vers le bas (environ 1.5 degrés) par rapport à l'axe visuel. Puisque les axes optique et visuel passent par le point nodal, l'angle alpha est formé entre ces deux droites au point nodal. Par convention, l'angle alpha est positif lorsque l'axe visuel est nasal par rapport à l'axe optique. Si l'axe visuel croise la cornée en temporal par rapport à l'axe optique, alors l'angle alpha est négatif. L'angle alpha doit être considéré pour interpréter correctement les résultats du **test de Hirshberg** pour l'alignement interoculaire (une illustration de l'utilisation de ce test pour diagnostiquer un strabisme est incluse plus bas dans la Figure 2.7).

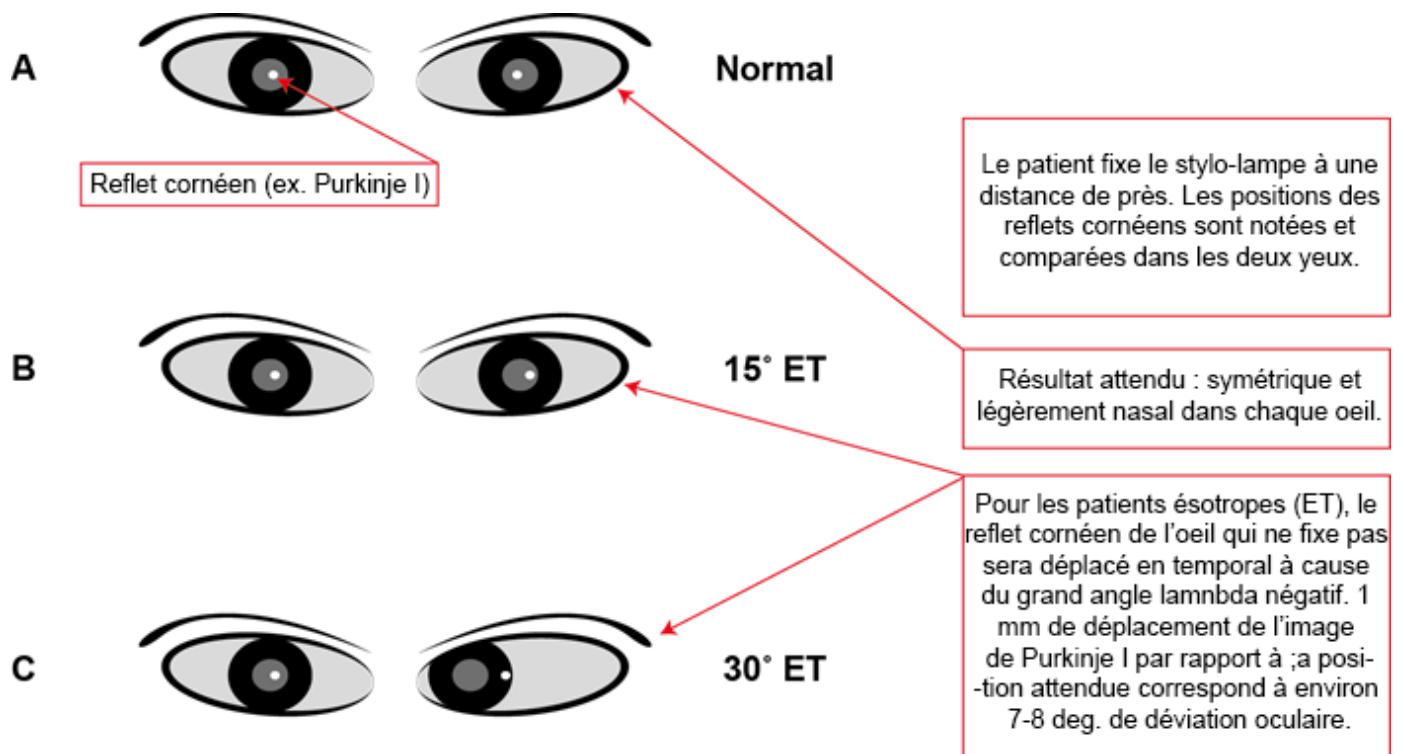


Figure 2.7: Test de Hirschberg pour l'alignement interoculaire

L'angle alpha est important cliniquement, car il donne de l'information sur les caractéristiques de fixation de vos patients. Par contre, on ne peut pas mesurer l'angle alpha en clinique, car le point nodal ne peut pas être localisé. Pour contrer ce problème, deux axes supplémentaires ont été définis pour représenter les équivalents cliniques des axes optique et visuel. L'homologue clinique de l'axe optique est l'axe pupillaire. On peut facilement l'identifier en clinique en utilisant les images catoptriques. Une source lumineuse doit simplement être placée pour que la première image de Purkinje soit centrée dans la pupille d'entrée (c.-à-d. la droite partant de la source lumineuse vers le centre de la pupille d'entrée doit être perpendiculaire à la cornée). La ligne de visée est l'équivalent clinique de l'axe visuel. Donc, l'angle lambda, qui est formé au centre de la pupille d'entrée, est l'équivalent clinique de l'angle alpha et correspond à l'angle qui est estimé durant le test d'Hirshberg. L'Angle lambda est positif lorsque la ligne de visée est nasale par rapport à l'axe pupillaire.

Note: Dans plusieurs textes, on dit que le test de Hirshberg donne un estimé de l'angle kappa. En réalité, ce n'est pas le cas. En fait, les axes visuel et pupillaire pourraient ne pas se croiser pour former un angle, puisque l'axe visuel ne passe pas par le centre de la pupille d'entrée chez la plupart des individus. Néanmoins, les termes d'angle kappa et lambda sont souvent (mais faussement) utilisés de façon interchangeable.

La Figure 2.7 (ci-dessus) montre où la première image de Purkinje apparaît lorsqu'un patient ayant une fixation normale regarde une petite source lumineuse. Essentiellement, ce diagramme illustre les notions optiques derrière le test de Hirshberg. La source lumineuse, étant le point de fixation, tombe sur la ligne de visée du patient qui, comme c'est illustré, croise normalement la cornée nasale par rapport à l'axe pupillaire (c.-à-d. le patient a un angle lambda positif). Pour localiser la position approximative du reflet cornéen, considérez un rayon à partir de la source lumineuse qui croise la cornée de façon perpendiculaire et traverse le centre de courbure de la cornée. Puisque le rayon est perpendiculaire à la cornée, la lumière de ce rayon qui est réfléchi à la surface antérieure de la cornée sera réfléchi de façon perpendiculaire (c.-à-d. directement vers la source lumineuse) pour former la première image de Purkinje. Donc, si vous êtes derrière la source lumineuse et que vous regardez l'œil du patient, le reflet cornéen coïncidera avec ce rayon. Sa position exacte dépend du rayon de courbure de la cornée (et donc, du point focal de la surface antérieure de la cornée) et de la distance de la source lumineuse par rapport au patient. Mais pour la plupart des distances de fixation de près, elle sera localisée légèrement devant le point focal de la cornée (c.-à-d. $\frac{1}{2}$ du rayon de courbure). Il est important de noter que le centre de courbure de la cornée est derrière le centre de la pupille d'entrée de l'œil. En conséquence, la première image de Purkinje est normalement formée du côté nasale du centre de la pupille d'entrée (comme sur la Fig. 2.8). Chez la plupart des gens, le reflet cornéen donnera

l'impression d'être environ 0.5mm du côté nasal par rapport au centre de la pupille.

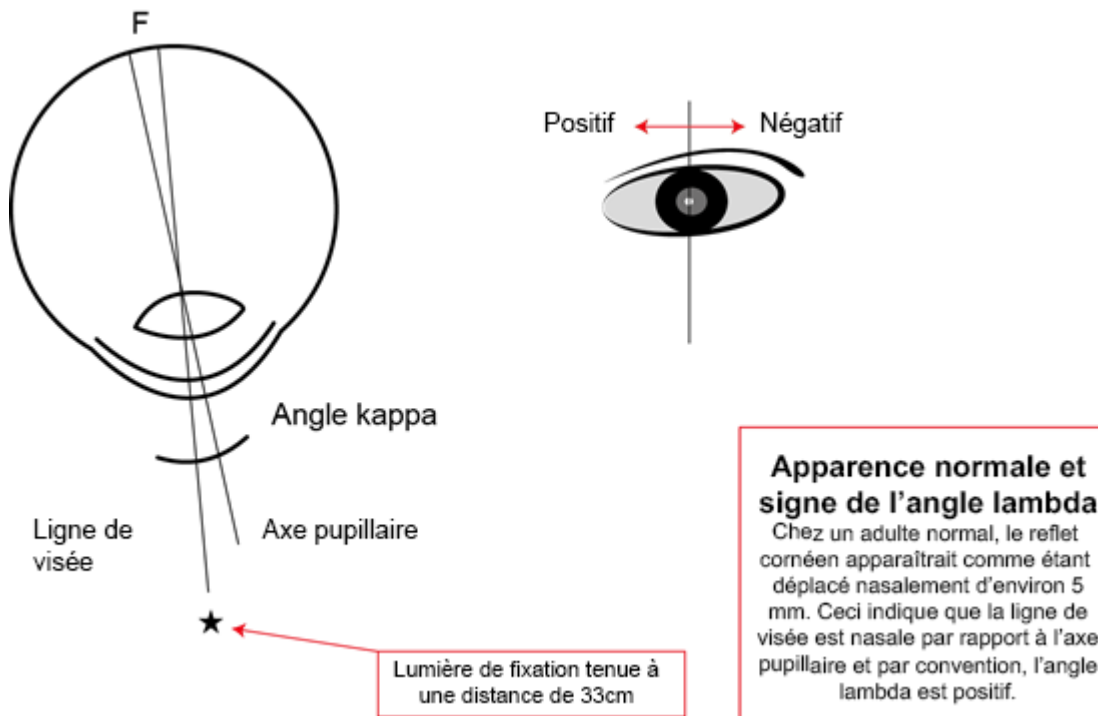


Figure 2.8: Apparence normale et signe de l'angle lambda

Dans l'exemple ci-dessus, il y a plusieurs facteurs qui peuvent influencer la position relative du reflet cornéen par rapport au centre de la pupille d'entrée (Figure 2.9). L'angle lambda est le plus intéressant. La distance du reflet cornéen par rapport au centre de la pupille d'entrée augmente au fur et à mesure que l'angle lambda augmente. Sa position exacte est aussi influencée par :

1. Le rayon de courbure de la cornée.
2. La distance de fixation et dans certains cas,
3. La taille de la pupille

(Puisque la pupille peut se contracter/dilater de façon asymétrique, la position absolue du centre de la pupille d'entrée peut changer avec la taille de la pupille).

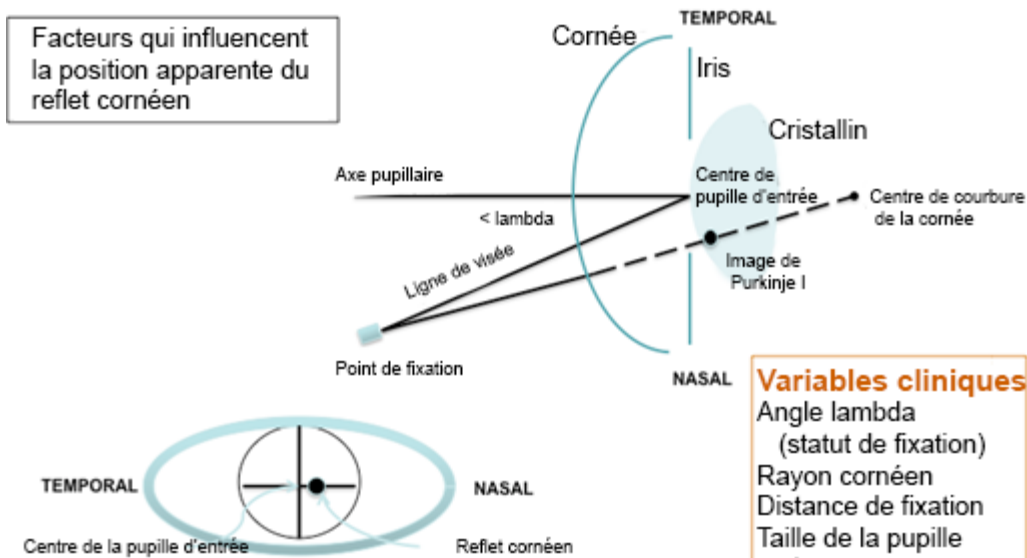


Figure 2.9: Facteurs qui ont une influence sur la position apparente du reflet cornéen



-=

3. COURBURE CORNÉENNE : KÉRATOMÉTRIE ET TOPOGRAPHIE CORNÉENNE

KÉRATOMÉTRIE

La kératométrie (kérato = relatif à la cornée; métrie = mesurer) est la mesure du rayon de courbure de la surface antérieure de la cornée. Le terme « ophtalmométrie » (qui est le terme plus historiquement correct) est souvent utilisé comme synonyme pour kératométrie.

Puisque ce n'est pas possible de mesurer physiquement la cornée de façon pratique et non-invasive (du moins sur un œil vivant), les cliniciens déterminent le rayon de courbure de la surface antérieure de la cornée indirectement. La cornée est considérée comme étant un miroir convexe et ses caractéristiques physiques sont calculées en utilisant l'information obtenue des images catoptriques formées par la surface antérieure de la cornée (Figure 2.10).

Note : Les images catoptriques sont formées par réflexion; les images dioptriques sont formées par réfraction.

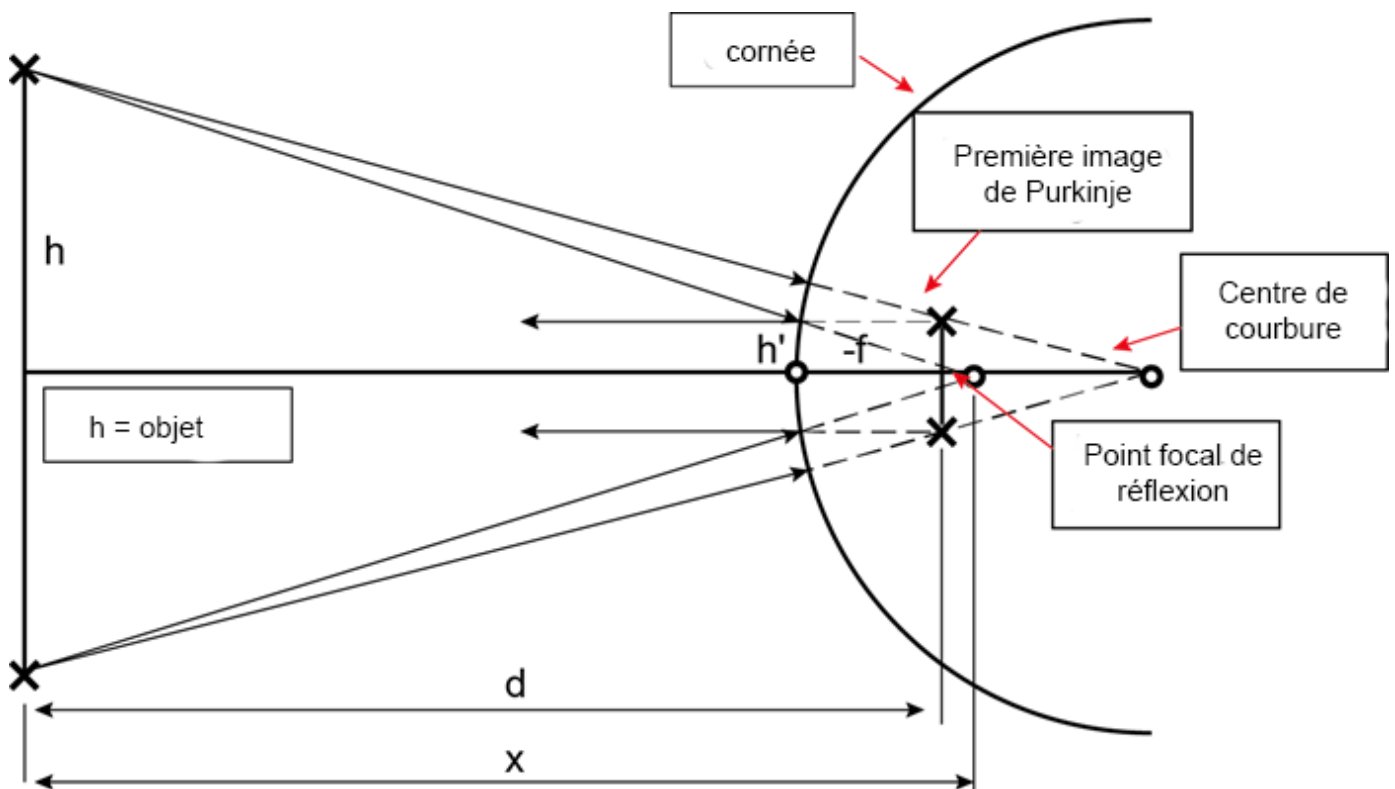


Figure 2.10: Les principes de la kératométrie en utilisant la première image de Purkinje

L'image catoptrique formée par réflexion sur la surface antérieure de la cornée est appelée le « reflet cornéen » ou la « Première Image de Purkinje ». Pour mesurer la courbure, les investigateurs ont profité de la relation suivante : pour un objet donné avec sa distance objet, la taille de l'image formée par un miroir **sphérique** varie selon la courbure de la surface réfléchissante. Puisque la cornée peut être considérée comme étant un miroir convexe, son rayon de courbure peut être calculé en mesurant la taille de l'image réfléchie d'un objet de taille connue. La relation entre l'objet et l'image utilisée dans les kératomètres pour déterminer le rayon de courbure était obtenue comme suit (Fig. 2.11).

Prenons un objet AB. La position de l'image peut être déterminée par construction. Un rayon AC passant par l'objet au centre de courbure (C) frappe la cornée de façon perpendiculaire et est réfléchi sur lui-même. Un rayon AF dirigé vers le point focal (F; note : le foyer représente les caractéristiques **réfléchissantes** de la surface, et non les caractéristiques **réfractives**), frappe la cornée au point M et est réfléchi parallèlement à l'axe optique (BC). L'intersection des projections de ces rayons représente l'image de A qui est représentée par « D ». En fait, l'image d'AB sera courbée (légèrement concave vers C) mais on peut ignorer ceci et considérer l'image comme étant perpendiculaire à l'axe. L'image de B est représentée par « E ».

Les points E et F sont très rapprochés l'un de l'autre et on peut considérer E et F comme étant le même point sans induire d'erreur significative (évidemment, cette supposition devient encore plus valide lorsque la distance objet est plus grande). Avec cette supposition, DEM peut être considéré comme un triangle semblable au triangle ABF. Donc :

$$\frac{DE}{AB} = \frac{DM}{BF}$$

Puisque E et F sont considérés comme étant le même point, DM peut être considéré comme égal à la distance focale du miroir (rappelez-vous $f = r/2$).

$$\frac{DE}{AB} = \frac{f}{BF} = \frac{r}{2(BF)}$$

En isolant r :

$$r = \frac{2 (BF) (DE)}{AB}$$

En d'autres mots :

$$r = \frac{2(\text{distance de l'objet à l'image})(\text{taille de l'image})}{(\text{taille de l'objet})}$$

Cette équation est parfois appelée la « **formule du kératomètre** ».

Dans les instruments cliniques (ex. le kératomètre de B & L), un objet de taille connue (les mires illuminées) est rattaché à un système de télescope à focale courte qui a une petite profondeur de champs. En regardant l'image à travers le télescope, la distance BF (c.-à-d. la distance de l'objet à l'image) et la taille de l'objet (AB) sont constantes. Le kératomètre est ensuite utilisé pour mesurer la taille de l'image (DE) et pour calculer le rayon de courbure. L'erreur induite par la supposition que $DM = f$ et que E et F sont un même point est inférieure à 0.1D. Par contre, une erreur de 1.0% dans la distance objet-image va induire une erreur de mesure d'environ 0.8 à 0.9D. (Que se passe-t-il si le kératomètre n'est pas focalisé adéquatement?)

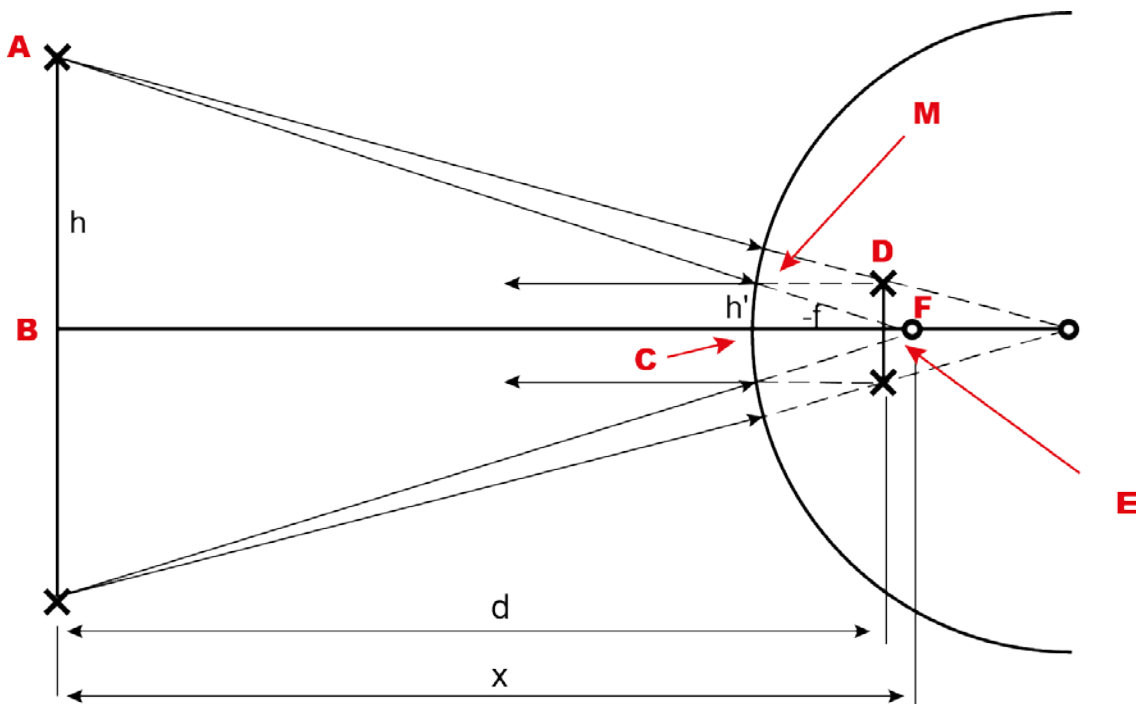


Figure 2.11: La formule du kératomètre

MESURE DE LA TAILLE DE L'IMAGE

Des mesures directes et précises de la taille du reflet cornéen sont difficiles à prendre, car il est impossible d'immobiliser volontairement l'œil. Même lors d'une fixation soutenue, l'œil n'est jamais parfaitement immobile [il produit plutôt de petites dérives, des micro-saccades (des petits mouvements de glissement) et des tremblements]. Puisque l'image produite par un miroir est tournée à un angle qui est le double de l'angle de rotation du miroir, même ces petits mouvements empêchent une prise de mesure directe et précise. Pour surmonter cette difficulté, les chercheurs du domaine de la vision ont emprunté l'idée des anciens astronomes et ont introduit un dispositif pour doubler l'image dans le système télescopique du kératomètre. À travers le dispositif, l'observateur voit deux images des reflets cornéens à une certaine distance l'une de l'autre. Avec ce système dédoubleur, les images réfléchies sont encore en mouvement, mais la séparation relative des images « doubles » ne varie pas avec les mouvements des yeux. En conséquence, si le déplacement produit par le dispositif est bien calibré, il est possible d'ajuster le déplacement de l'image jusqu'à ce que ce déplacement soit équivalent au diamètre de l'image. Évidemment, si on connaît le déplacement optique nécessaire pour bouger une image d'une distance équivalente à son diamètre, en fait, on a mesuré son diamètre.

Il existe deux types de système dédoubleur utilisé dans les instruments cliniques

1. Système à dédoublement variable

Helmholtz a perfectionné le système à dédoublement variable. La majorité des kératomètres commerciaux et des ophtalmomètres (ex. kératomètre de B&L) utilisent un système de dédoublement variable (les différents fabricants utilisent des techniques différentes pour doubler). Un schéma simplifié du système de doublage du kératomètre de B&L est illustré à la Figure 2.12. La lumière de la cornée est divisée en plusieurs paquets à l'aide des ouvertures dans l'objectif du télescope. Derrière une ouverture, il y a un prisme mobile base interne (ou base en bas). Sans le prisme, la lumière passant par les différentes ouvertures focaliserait dans un même plan pour former une simple image. Le prisme dévie une portion de la lumière pour former une deuxième image dans le même plan image. En bougeant le prisme, on change la puissance effective du prisme, ce qui augmente ou diminue le dédoublement dans le plan image. Lorsque le prisme est positionné de telle sorte que la distance entre les images soit égale à la taille de la mire, les croix (ou les signes moins) se retrouvant aux bords de l'image, coïncident.

De votre expérience avec le kératomètre de B&L, vous savez que lorsque l'image cornéenne est à foyer, il y a trois images. La raison en est que le kératomètre dédouble les images dans deux méridiens à la fois. Ce dédoublement

dans deux méridiens permet une mesure de la courbure dans les deux méridiens simultanément. Les instruments tels que le kératomètre de B&L qui sont conçus pour mesurer simultanément les deux méridiens principaux sont appelés des instruments « à une position ». Beaucoup d'ophtalmomètres (ex. l'ancien ophtalmomètre d'A.O. et le nouveau de Haig-Strait) possèdent un simple système dédoubleur qui doit être tourné pour mesurer le deuxième méridien. Ces ophtalmomètres sont appelés des instruments « à deux positions ».

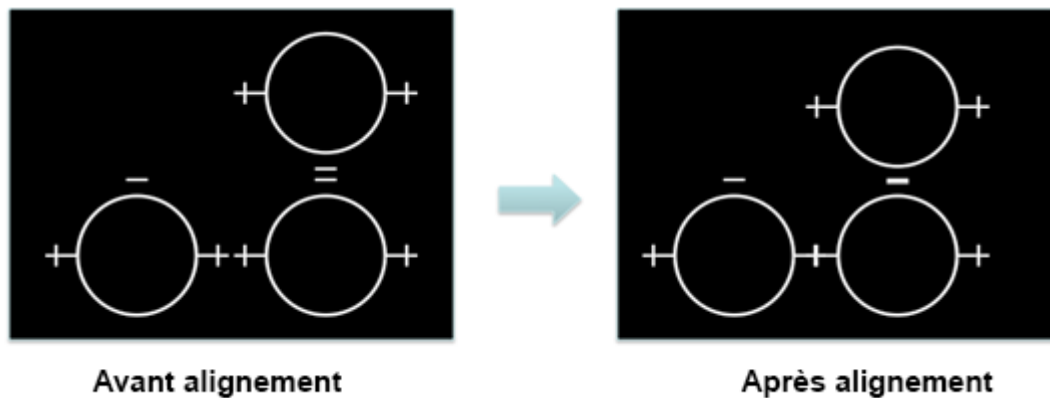


Figure 2.12: Schéma des mires d'un kératomètre dans un système de dédoublement variable

2. Système à dédoublement fixe

Javal et Shiotz ont développé le système à dédoublement fixe. Dans la plupart des ophtalmomètres (ex. l'Ophtalmomètre Universel) qui utilisent ce système, l'image est dédoublee avec un prisme de Wollaston. Un prisme de Wollaston consiste en deux prismes en quartz collés ensemble (apex à base) pour former une plaque épaisse. Puisque les prismes sont coupés selon des directions différentes par rapport aux axes du cristal de quartz, la combinaison des deux est doublement réfractive. Par conséquent, deux images sont formées et sont séparées par une valeur fixe. Afin d'aligner les images correctement avec ce type de système, il faut varier la taille de l'objet, c.-à-d. avec ce système, la taille de l'image et la distance objet sont constantes et la **taille** nécessaire de l'objet pour produire une image donnée est mesurée (voir Fig. 2.13). L'ophtalmomètre de Haig-Strait, un des meilleurs instruments disponible de nos jours, utilise ce type de dédoublement. Les instruments avec des systèmes de dédoublement fixe sont habituellement à deux positions.

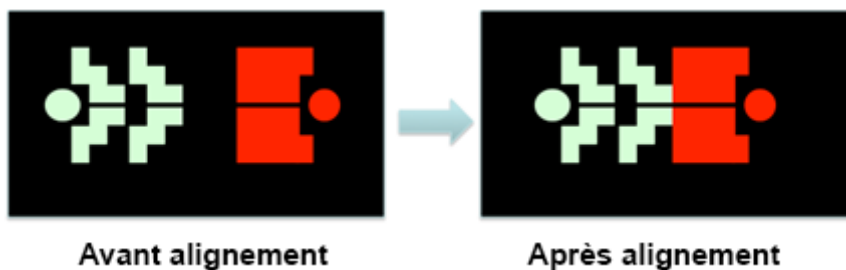


Figure 2.13: Schéma des mires d'un ophtalmomètre à dédoublement fixe

SYSTÈME DE FOCALISATION DE SCHEINER

Puisque c'est important de maintenir une distance objet-image spécifique et constante pour des prises de mesure précises au kératomètre, les concepteurs d'instrument ont employé le système de focalisation de Scheiner (un système de focalisation à « coïncidence ») pour faciliter le positionnement précis de l'instrument. Le facteur clé d'un système de focalisation de Scheiner repose sur le fait que subjectivement, la cible est simple ou double. Avec des systèmes de focalisation plus traditionnels, l'observateur ajuste l'instrument jusqu'à ce que l'objet devienne clair. Par contre, votre capacité de détecter de dédoublement est meilleure que votre capacité de détecter du flou. Par conséquent, il est possible de focaliser plus précisément avec un système de Scheiner.

Un système de focalisation de Scheiner incut un disque opaque qui possède deux ouvertures (un disque de Scheiner). Dans cet exemple, l'objet consiste en un point source (on peut considérer qu'il représente un point unique du reflet cornéen produit par les mires du kératomètre). La lumière qui part de ce point est divisée en deux par les deux ouvertures du disque de Scheiner. Après avoir traversé ces ouvertures, la lumière du point source frappe une lentille qui fait converger la lumière dans le plan « focalisé » (Fig. 2.14).

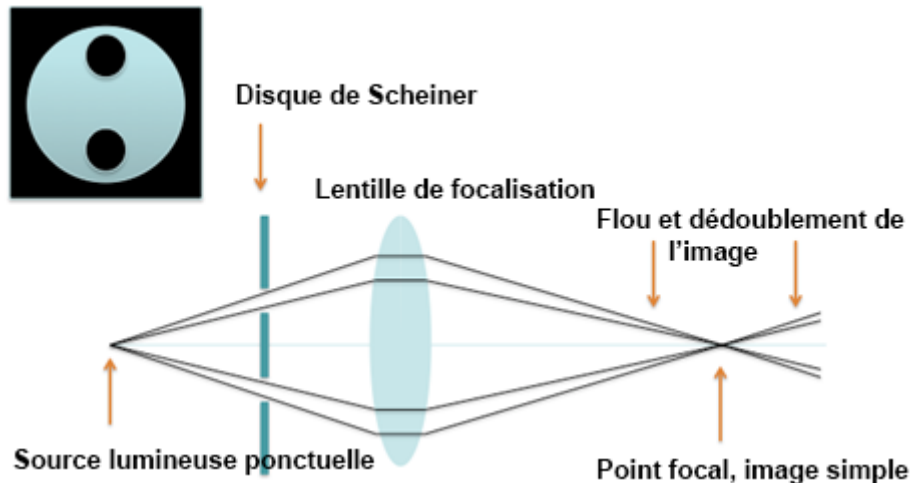


Figure 2.14: Le système focalisation avec le disque de Scheiner crée une image dédoublée à l'extérieur du plan focal

Note: La présence du disque de Scheiner n'affecte pas la vergence de la lumière ni la puissance effective de la lentille.

Considérez de quoi aurait l'air l'image du point si on plaçait un écran image dans le plan focal. On verrait un simple point image. Par contre, si l'écran se retrouve trop près ou trop loin de la lentille de focalisation (dans les positions « hors foyer »), l'image du point source comprendrait deux images qui seraient légèrement hors foyer. Plus l'écran image est près du plan focal, plus les deux images se rapprochent jusqu'à ne former qu'une simple image dans le plan focal. Il est important de réaliser que la même chose se produit si l'écran image était fixe dans le plan foyer et que la lentille de focalisation et le disque de Scheiner se rapprochaient du point objet (source). En supposant que la distance de l'écran image et de la lentille de focalisation étaient fixes, on verrait l'image se dédoubler. Ceci est comparable à la focalisation du kératomètre. Avec le kératomètre de B & L, l'observateur focalise l'oculaire pour que les mires soient claires.

Note: Les mires correspondent au « plan focal » recherché dans le kératomètre.

Ensuite, le patient est bien aligné et le kératomètre au complet est rapproché ou éloigné du patient alors que l'observateur regarde la paire de cercles en bas à droite. En bougeant l'instrument d'avant en arrière, il se produit un changement dans la séparation des cercles. Lorsque l'instrument est correctement focalisé, l'image des mires sera formée dans le « plan focal » de l'oculaire et sera donc simple. C'est une étape critique, car elle permet d'établir la bonne distance objet-image. Le système de focalisation de Scheiner fait en sorte qu'on est très sensible à des petits degrés de flou.

BUT DES MESURES DU KÉRATOMÈTRE

Même si on aimerait avoir un instrument qui peut déterminer la vraie forme de la cornée, le kératomètre ne mesure clairement pas cela. Le kératomètre mesure la taille de la première image de Purkinje. Cette mesure permet de calculer la courbure de la cornée. Par contre, il est important de considérer que les formules utilisées pour calculer la courbure sont dérivées pour des miroirs **sphériques**. Donc pour un méridien donné de la cornée, peu importe l'apparence de l'image, le kératomètre donne la courbure pour une surface sphérique qui produit la même image que la surface antérieure de la cornée.

Considérez aussi que les images mesurées avec un kératomètre sont produites par réflexion à partir de deux points sur la cornée qui sont séparés d'environ 2.5 à 3mm; la séparation exacte dépend du rayon de courbure de la cornée. La forme de la cornée peut être modifiée entre ces deux points sans affecter la mesure.

Ces deux derniers paragraphes montrent les deux lacunes du kératomètre :

1. Les lectures obtenues avec un kératomètre reflètent uniquement la courbure pour des portions isolées de la cornée.
2. Les instruments sont calibrés pour des surfaces sphériques et supposent que dans un méridien donné, la cornée est, elle aussi, sphérique.

LECTURES DE PUISSANCE CORNÉENNE

Les kératomètres offrent habituellement deux mesures de courbure cornéenne : le rayon de courbure et la puissance de réfraction dioptrique. Le rayon de courbure est en fait un estimé de la courbure de la surface antérieure de la cornée, mais curieusement, la puissance lue est censée représenter la puissance dioptrique nette de la cornée au complet (c.-à-d. les surfaces avant et arrière ensemble).

Comment est-ce qu'on obtient la puissance totale? Supposons que vous avez lu 7.67mm pour le rayon de courbure de l'œil d'un patient. La puissance de réfraction de la surface avant de la cornée peut être calculée simplement en utilisant les formules pour des surfaces réfractives sphériques simples.

$$F = \frac{n' - n}{r}$$

F = puissance de réfraction

n' = indice de la cornée (1.376)

n = indice de l'air (1.0)

r = rayon de la cornée (en mètres)

$$F = \frac{1.376 - 1.0}{0.00767 \text{ m}} = +49.0 \text{ D}$$

Par contre, la puissance lue par un kératomètre B & L pour un rayon de courbure de 7.67mm est de +44.00 D, c.-à-d. 5.00 D de puissance totale de **moins** que celle calculée uniquement pour la face avant. Les puissances lues sont plus basses, car les fabricants ont volontairement choisi un indice de réfraction plus bas pour calculer la puissance pour compenser le fait que la surface postérieure de la cornée a une faible puissance de réfraction négative. L'indice de réfraction utilisé pour ces calculs pour un kératomètre B & L est de 1.3375 (d'autres instruments commerciaux supposent un indice de 1.336).

PUISSANCE DE RÉFRACTION DE LA CORNÉE

Essentiellement, puisque le plus grand changement d'indices de réfraction a lieu à l'interface cornée-air, la cornée contribue davantage à la puissance de réfraction totale de l'œil que n'importe quelle autre surface réfractive (Figure 2.15).

Calculer de la Puissance Totale pour une cornée « moyenne »

Supposez :

Rayon antérieur de la cornée = $R_a = 7.8 \text{ mm}$
 Rayon postérieur de la cornée = $R_p = 6.8 \text{ mm}$
 Indice de réfraction de la cornée = $N_c = 1.376$
 Indice de réfraction de l'eau = $N_a = 1.336$
 Épaisseur cornéenne = 0.5 mm

Note: Le rayon de courbure de la cornée postérieure est plus court que celui de la surface avant.

Puissance de la surface avant :

$$F_A = \frac{1.376 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +48.2 \text{ D}$$

Puissance de la surface arrière :

$$F_P = \frac{1.336 - 1.376}{0.0068 \text{ m}} = -5.88 \text{ D}$$

Puissance équivalente de la cornée au complet :

$$\begin{aligned} F_{eq} &= F_A + F_P - \frac{t}{n}(F_A)(F_P) \\ &= 48.2 \text{ D} - 5.88 \text{ D} - \frac{0.005 \text{ m}}{1.376} (48.2 \text{ D})(-5.88 \text{ D}) \\ &= +42.42 \text{ D} \end{aligned}$$

La puissance totale d'un œil qui n'accommode pas est d'environ +60 D. Puisque la cornée contribue à environ 60-70% de la puissance totale, on peut facilement comprendre pourquoi certaines pathologies ou certains défauts cornéens peuvent avoir des effets dévastateurs sur l'état de réfraction de l'œil et sur la vision en général.

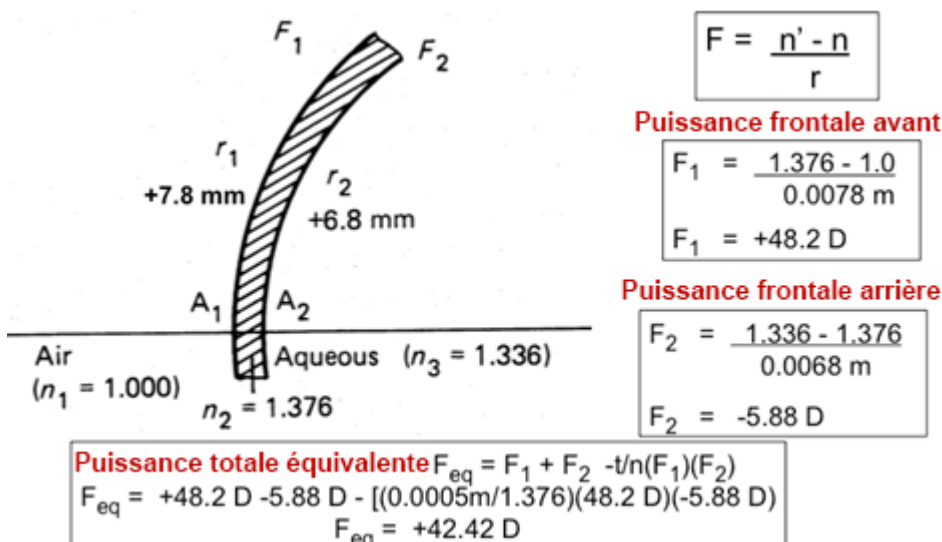


Figure 2.15: Calcul de la puissance totale de la cornée

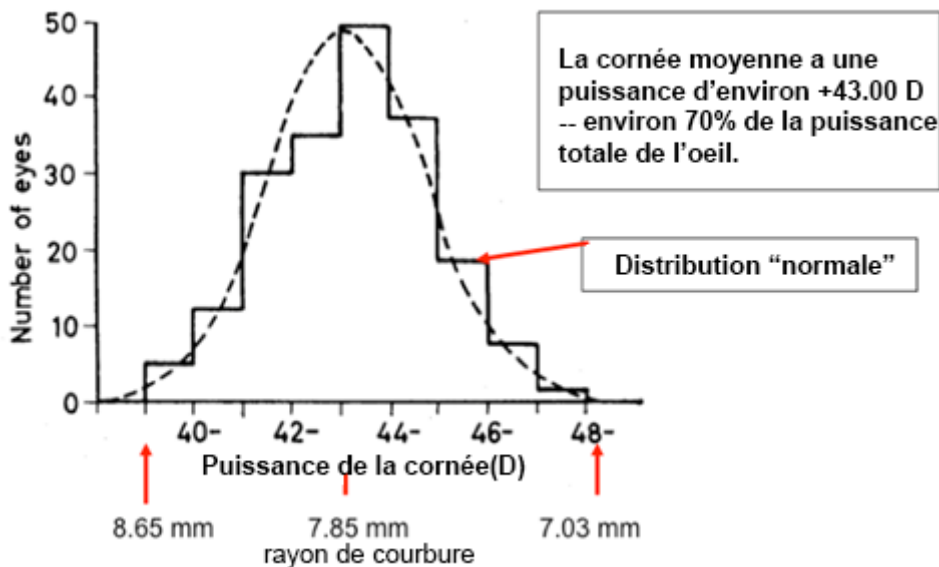


Figure 2.16: Distribution de la puissance cornéenne chez de jeunes adultes

Note: Il devrait être évident que la lumière est en fait réfractée au niveau du film lacrymal avant qu'elle n'arrive à la cornée. Lorsqu'on considère ce fait, est-ce qu'on ne devrait pas utiliser l'indice de réfraction du film lacrymal au lieu de celui de la cornée pour calculer la puissance de réfraction de la surface avant de la cornée? On prend généralement 1.336 pour l'indice de réfraction du film lacrymal, ce qui est très similaire aux indices de réfraction choisis par plusieurs fabricants pour calculer la puissance cornéenne. Certains textes estiment que c'est la raison pour laquelle les fabricants ont choisi un indice de réfraction artificiel qui est plus faible pour calculer la puissance cornéenne. Par contre, la correspondance entre l'indice de référence utilisé pour calculer la puissance de réfraction et l'indice de réfraction des larmes est simplement due au hasard. Il faut considérer que le film lacrymal n'a pas une épaisseur uniforme. Donc, comme entité distincte, elle ne contribue pas à la puissance de réfraction nette de la cornée. Le film lacrymal peut être enlevé de la cornée sans affecter la puissance totale de la cornée (voir ci-dessous).

En même temps, il faut garder en tête que lorsque le film lacrymal se retrouve sur la cornée, la réfraction a lieu, en grande partie, à la surface des larmes. Par contre, puisque la cornée se retrouve derrière les larmes, l'interface entre la surface postérieure du film lacrymal et la cornée aura un effet de réfraction positive.

Note: Dans l'air, la surface postérieure du film lacrymal aurait une puissance négative équivalente à la puissance positive de la surface avant du film lacrymal. En d'autres mots, dans l'air, le film lacrymal n'aurait essentiellement aucune puissance de réfraction, mais sur l'œil, les surfaces avant et arrière du film lacrymal ont un effet de réfraction positive.

Par conséquent, si on utilisait l'indice de réfraction du film lacrymal (et le rayon de courbure du film lacrymal mesuré au kératomètre) pour calculer la puissance de réfraction de la surface avant de la cornée, la puissance de réfraction de la combinaison film lacrymal-surface antérieure de la cornée sera sous-estimée.

Quelle est la contribution du film lacrymal, *en soi*, à la puissance dioptrique totale de l'œil?

Supposons ce qui suit :

Rayon de la cornée antérieure	= 7.8 mm
Indice de réfraction (cornée)	$\bar{n} = 1.376$
Indice de réfraction (larmes)	= 1.336
Épaisseur du film lacrymal	= 10 microns (0.00001 m)

Afin de répondre à la question, il faut déterminer la position de l'image d'un point source éloigné formée par réfraction à la surface antérieure de la cornée **avec** et **sans** le film lacrymal.

Avec les larmes :

Puissance du film lacrymal antérieur :

$$F_{(\text{larmes})} = \frac{1.336 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +43.0769 \text{ D}$$

Image formée par le film lacrymal antérieur :

$$I'_{(\text{larmes})} = n'/L' = \frac{1.336}{+43.0769 \text{ D}} = 0.0310143$$

Vergence de la lumière à l'interface larmes-cornée :

$$L = n/I = \frac{1.336}{0.0310043 \text{ m}} = +43.090797 \text{ D}$$

Puissance de l'interface larmes-cornée :

$$F_{(\text{cornée ant})} = \frac{1.376 - 1.336}{0.0078 \text{ m}} = +5.1282051 \text{ D}$$

Vergence de la lumière qui part de l'interface larmes-cornée :

$$L' = L + F = 43.090797 + 5.1282051 = +48.219002 \text{ D}$$

Position finale de l'image après avoir quitté l'interface larmes-cornée :

$$I' = \frac{1.376}{48.219} = 0.0285365 \text{ m}$$

c.-à-d. l'image est formée **2.85465 cm** après avoir frappé les larmes.

Sans les larmes :

Puissance de l'interface air-cornée :

$$F = \frac{1.376 - 1.0}{0.0078 \text{ m}} = +48.205128 \text{ D}$$

Position finale de l'image après avoir quitté l'interface air-cornée :

$$I' = \frac{1.376}{48.205128 \text{ D}} = 0.0285447 \text{ m}$$

c.-à-d. l'image est formée 2.85447 cm après avoir frappé la cornée. Donc, la différence entre les deux plans image avec et sans les larmes est un 0.000182 cm ce qui est insignifiant.

Conclusions

1. Le film lacrymal, puisqu'il n'a pas une épaisseur uniforme, ne contribue pas à la puissance dioptrique totale de l'œil.
2. La réfraction dans un œil normal se fait au niveau du film lacrymal en premier. Par contre, si on enlève le film lacrymal, l'état de réfraction de l'œil ne change pas (du moins d'un point de vue dioptrique).

La discussion ci-dessus a été incluse pour illustrer la contribution des larmes à la puissance de réfraction et pour insister sur le fait que les mesures de puissance obtenues des kératomètres sont censées représenter la puissance de réfraction **totale** de la cornée, les deux surfaces ensemble. Comme nous en discuterons plus tard, la surface postérieure de la cornée possède, en réalité, un effet de réfraction négatif.

PRÉCISION DES MESURES DU KÉRATOMÈTRE

La précision du kératomètre est limitée par plusieurs facteurs potentiellement confondants, incluant plusieurs variables liées au sujet ou à l'observateur (ex. variations de la position de la tête ou de la direction du regard, fluctuations de l'accommodation de l'observateur). Mais, comme tout autre appareil optique, la précision du kératomètre, même dans des conditions idéales, est limitée par la diffraction. Théoriquement, le kératomètre ne peut pas donner des mesures, même sur des billes en acier, avec une précision supérieure à environ ± 0.2 D. Lorsque les facteurs humains sont rajoutés, le degré de répétabilité est encore pire.

Par exemple, dans une étude où l'observateur prend des mesures sur des billes en acier, la variabilité pour les mesures horizontales était de 0.37 D (c.-à-d. ± 0.19 D par rapport à la moyenne) et de 0.75 D pour les mesures verticales (± 0.37 D). Il est fort probable que ces mesures de la courbure de la cornée dans un milieu clinique seraient encore plus variables.

UTILISATION CLINIQUE D'UN KÉRATOMÈTRE

Lorsque le kératomètre venait d'être développé, il avait un plus grand impact que maintenant au niveau des situations cliniques, principalement parce que son utilisation a attiré l'attention sur la grande prévalence d'astigmatisme dans la population en général. Malheureusement, l'instrument ne mesure que l'astigmatisme causé par la surface avant de la cornée. Une quantité importante de données cliniques ont démontré de façon concluante que l'astigmatisme mesuré au kératomètre diffère souvent en termes de quantité et d'axe par rapport à l'astigmatisme déterminé de façon subjective. Les corrections d'astigmatisme déterminées subjectivement et avec le kératomètre ne concordent que dans 40% des cas. Par contre, en général, plus la cornée est torique, plus les deux mesures concordent. Les différences entre le cylindre du kératomètre et le cylindre subjectif sont attribuées principalement à :

1. L'astigmatisme du cristallin et
2. La courbure de la face arrière de la cornée

Même lorsque les observations au kératomètre sont modifiées pour compenser l'astigmatisme interne « moyen » et l'efficacité du cristallin (c.-à-d. la règle de Javal), les kératomètres donnent uniquement une approximation de la correction cylindrique finale.

À cause des différences entre l'astigmatisme subjectif et celui du kératomètre, l'instrument n'est pas aussi utile lors d'une réfraction clinique que lors des cas spéciaux. Le kératomètre est particulièrement pratique pour :

1. Déterminer la bonne courbure de base pour des lentilles cornéennes (par contre, avec les nouvelles lentilles cornéennes souples à port prolongé, son rôle dans l'ajustement de lentilles cornéennes et dans l'évaluation est en train de changer)

2. Détecter et suivre des pathologies cornéennes (ex. kératocône)
3. Essayer d'expliquer les basses acuités visuelles (ex. des mires déformées peuvent indiquer un astigmatisme anormal ou irrégulier)
4. Déterminer la nature de l'erreur de réfraction (c.-à-d. est-ce que l'erreur de réfraction est axiale ou réfractive?)
5. Examiner des patients difficiles lors d'une réfraction subjective (c.-à-d. c'est une technique objective qui peut être utilisée sur presque n'importe quel patient).

Il faut aussi garder en tête que même si les mesures au kératomètre ne sont pas toujours essentielles pour déterminer la bonne prescription, elles font partie des données essentielles de base pour tous les patients.

MESURES DU CONTOUR DE LA CORNÉE

Les kératomètres utilisés de manière conventionnelle ne font qu'estimer la courbure pour la partie centrale de la cornée. Par contre, il est souhaitable de connaître la forme de la cornée dans son ensemble (c.-à-d. la **topographie** de la cornée) pour plusieurs raisons. Premièrement, les caractéristiques d'ajustement des lentilles cornéennes dépendent de la relation entre la périphérie de la lentille et le contour périphérique de la cornée. Deuxièmement, des connaissances précises concernant la forme de la cornée sont nécessaires pour comprendre et effectuer des chirurgies cornéennes. Par conséquent, plusieurs techniques ont été développées pour évaluer la courbure sur de plus grandes portions de la cornée (Fig. 2.17).

KÉRATOMÉTRIE PÉRIPHÉRIQUE

Il y a eu plusieurs tentatives pour utiliser le kératomètre afin de mesurer le contour de la cornée, mais ces mesures peuvent être considérées au mieux comme étant des approximations. Pour déterminer le contour de la cornée avec un kératomètre, un appareil est attaché à l'instrument pour fournir au sujet une cible de fixation mobile. Une série de mesures sont ensuite prises alors que le patient fixe des points qui sont décentrés d'un montant connu par rapport à l'axe optique du kératomètre. La précision de cette méthode est fortement limitée par deux failles majeures du kératomètre mentionné plus tôt. La cornée périphérique n'est décidément pas sphérique et la courbure change tellement rapidement en périphérie que la séparation relativement grande entre les zones de la cornée qui réfléchissent la lumière des mires cause des erreurs de mesure particulièrement grandes. Heureusement, pour des mesures de la cornée centrale, cette valeur correspond assez bien à la courbure de l'apex cornéen. Par contre, pour la cornée périphérique, cette erreur fait que la périphérie rapprochée semble plus plate qu'elle ne l'est en réalité et que le changement de courbure en périphérie est anormalement grand.

KÉRATOMÉTRIE À PETITES MIRES

Afin de réduire l'erreur produite par des mesures obtenues avec des points cornéens très séparés, les chercheurs ont réduit la taille des mires du kératomètre. Par exemple, Mandell a changé le kératomètre pour que les zones mesurées de la cornée ne soient séparées que de 1.0 mm. Cette modification augmente la validité de la kératométrie périphérique. Par contre, pour obtenir une quantité suffisante de mesures afin d'obtenir l'information nécessaire pour la forme de la cornée, il faut beaucoup de temps et ce n'est généralement pas faisable cliniquement.

DISQUE DE PLACIDO

Le **disque de Placido** ou le **disque kératoscopique** peut être utilisé pour évaluer qualitativement la forme de la cornée. Le disque de Placido est simplement une série de cercles concentriques illuminés qui sont reflétés sur la cornée. Le reflet cornéen produit par la cible est habituellement observé à travers une forte lentille positive devant

une ouverture au centre du disque. La lentille positive établit une distance d'observation relativement standard en plus de fournir un grossissement positif. Le disque de Placido standard projette sur environ 7 mm de la cornée et est généralement utilisé pour évaluer qualitativement les irrégularités cornéennes causées par une kératoplastie manquée, un kératocône ou une cicatrice cornéenne. Chez les individus ayant une cornée en bonne santé et une faible toricité cornéenne (<3.0 à 4.0 D), l'image reflétée sera concentrique, lisse et essentiellement circulaire. Chez des individus ayant des cylindres cornéens élevés, les anneaux réfléchis seront elliptiques, allongés dans le méridien moins courbé.

Utilisé tout seul, le disque de Placido, n'est au mieux, qu'un appareil de dépistage. Mais depuis qu'il a été introduit, le motif de base d'un disque de Placido a été utilisé conjointement avec plusieurs autres techniques de mesure. Parmi celles-ci, la technique la plus importante est la **photokératoscopie**.

PHOTOKÉRATOSCOPIE (OU VIDÉOKÉRATOSCOPIE)

La photokératoscopie est une méthode relativement vieille (initialement utilisée par Gullstrand en 1896) pour mesurer le contour de la cornée et, comme son nom l'implique, elle consiste à photographier la première image de Purkinje. Le principe utilisé en photokératoscopie est le même qu'en kératoscopie. Il implique la mesure de la taille de l'image réfléchie produite par un objet de taille connue pour obtenir mathématiquement la courbure de la cornée en utilisant les formules pour les miroirs. Un grand disque de Placido est habituellement utilisé comme objet. Donc, un des avantages de la photokératoscopie par rapport à la kératoscopie proprement dite est qu'elle peut estimer la courbure cornéenne sur plusieurs points différents sur la cornée. La zone totale mesurée dépend de la taille et de la forme de l'objet. Même si des chercheurs ont rapporté que la photokératoscopie possède une meilleure précision que la kératométrie, il y a quand même plusieurs sources d'erreurs. Premièrement, il est difficile d'obtenir un patron mathématique pour avoir la vraie forme de la cornée. Donc, comme en kératométrie, les fabricants doivent supposer que la cornée est sphérique ou qu'elle est conforme à une autre section conique (ex. une ellipse). Initialement, un des plus grands problèmes en photokératométrie était la stabilité du film utilisé pour produire la photokératographie. À cause des différences de rétrécissement du film lors du développement, les mesures sur des billes d'acier de rayon connu démontrent une variabilité considérable. Des rapports montrent que les mesures du rayon de courbure sont seulement précises à 0.2 mm près. Par contre, la plupart des vidéokératographes commerciaux utilisent des caméras vidéo CCD pour numériser l'image des mires réfléchies sur la cornée. Avec cette technologie, les données des images ne sont pas déformées par un processus photographique et sont immédiatement disponibles pour des manipulations mathématiques et l'affichage graphique informatisée avancée.

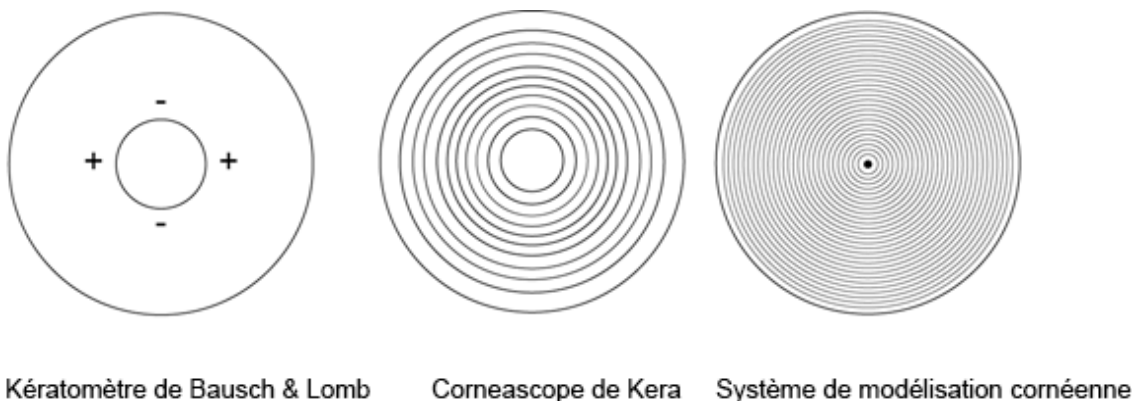


Figure 2.17: Exemples des mires utilisées comme objets dans les kératomètres et des vidéokératoscopes. Le disque de Placido ou kératoscopique est une série de cercles concentriques illuminés qui sont réfléchis sur la cornée.

AUTRES TECHNIQUES DE MESURE

Mesures de gabarits

Cette procédure implique la pose d'un gabarit d'une courbure connue soit sur une photographie élargie de la cornée prise à partir d'une position latérale, soit sur une empreinte solide ou un moule de la cornée. La précision de cette méthode est très mauvaise, car en général, il est difficile d'ajuster des gabarits pour de petits arcs. Il est nécessaire d'ajuster des petits arcs car la courbure de la cornée change constamment. En général, les gabarits peuvent estimer la courbure avec une précision de 2.0 D.

Stéréophotogrammétrie

Avec cette procédure, la cornée est anesthésiée, recouverte de talc et photographiée simultanément à partir de deux directions avec une caméra stéréoscopique (comme celles utilisées dans la photographie aérienne). Des mesures très précises de hauteur sont possibles, mais la précision des estimés de la courbure est beaucoup moins bonne.

TOPOGRAPHIE CORNÉENNE

DESCRIPTION QUALITATIVE

La cornée dans son ensemble n'est pas sphérique. Elle a une forme irrégulière complexe qui ne peut pas être décrite en termes de géométrie simple (c.-à-d. qu'elle ne peut pas être représentée par une section conique). La figure 2.18 résume la terminologie souvent utilisée pour décrire la forme de la cornée. Il a constamment été démontré que la cornée normale devient progressivement plus plate en périphérie (c.-à-d. forme prolate; facteur de forme « positive ») (Figure 2.19). Par conséquent, la cornée a traditionnellement été considérée comme étant faite de 3 zones séparées, une zone centrale, optique ou apicale (parfois appelée le cap cornéen), la zone périphérique et la zone limbique. Par contre, il n'y a aucun schéma descriptif qui est reconnu universellement. La terminologie souvent utilisée par des les chirurgiens de la cornée pour décrire les régions topographiques anatomiques de la cornée comporte 4 zones, une zone centrale optique et trois zones annulaires concentriques (les zones paracentrale, périphérique et limbique (Fig. 2.20 et 2.21)).

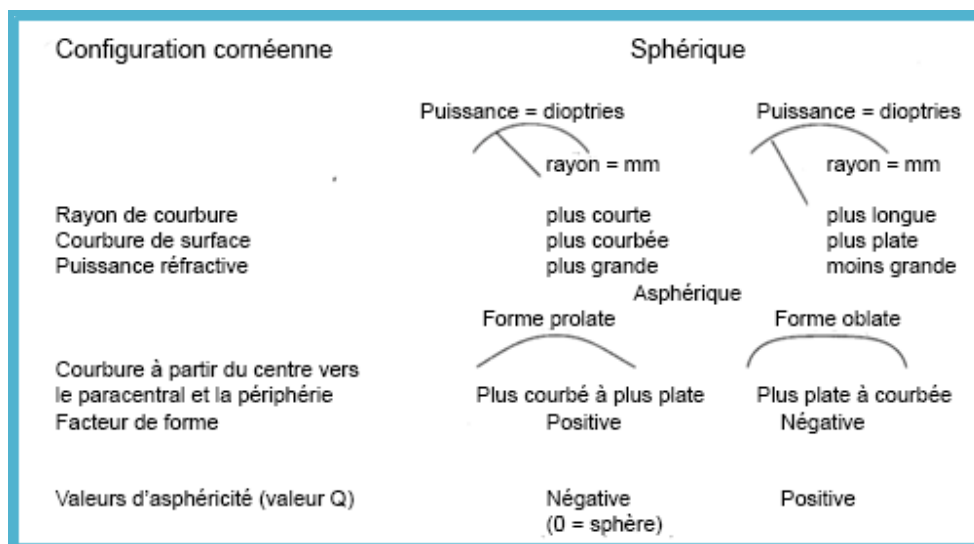


Figure 2.18: Terminologie utilisée pour décrire la forme de la cornée

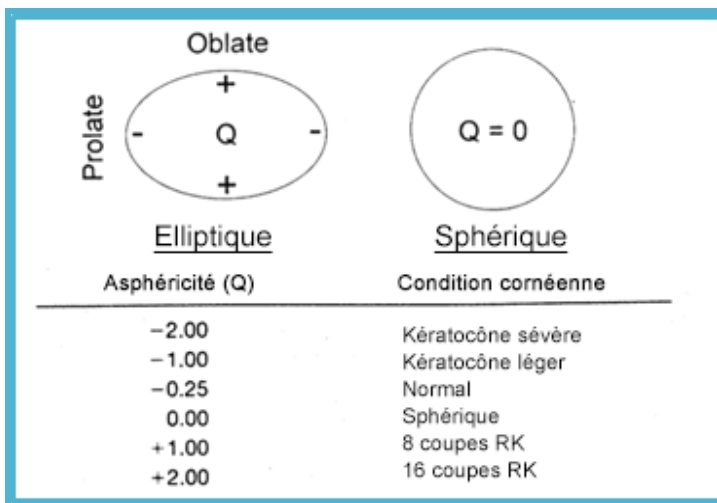


Figure 2.19: Des valeurs d'asphéricité peuvent être utilisés pour décrire la forme de la cornée qui est typiquement prolate, plus plate en périphérie.

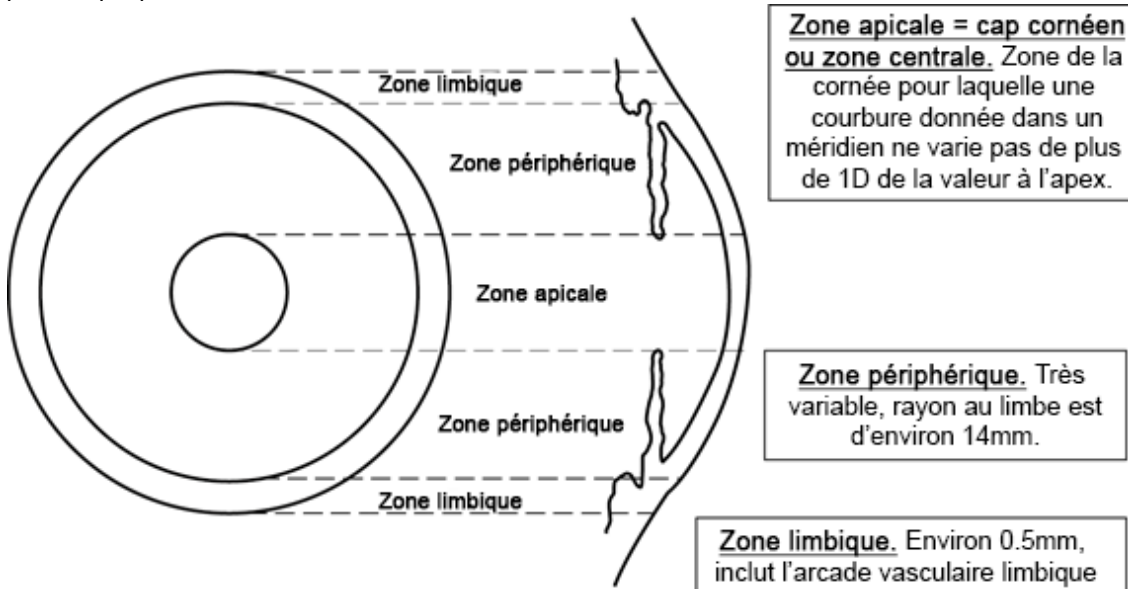


Figure 2.20: Zones de la cornée

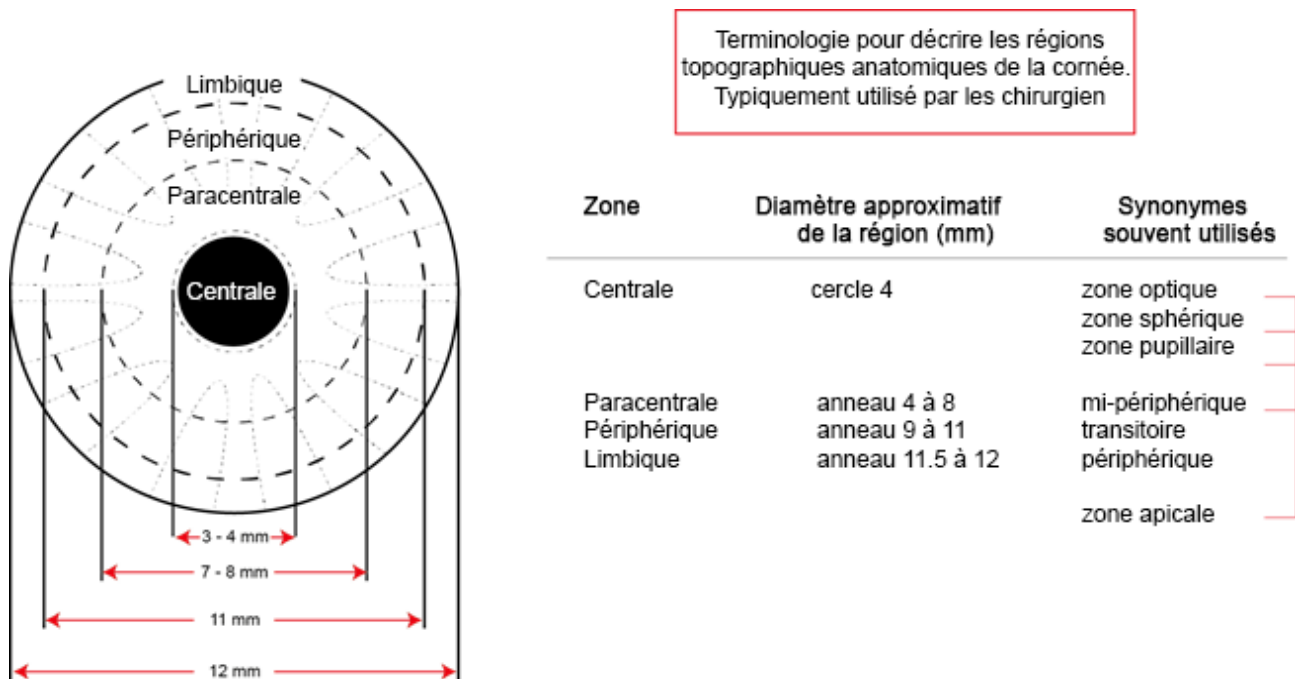


Figure 2.21: Terminologie pour une forme de cornée plus typiquement utilisée par les ophtalmologistes chirurgiens

ZONE APICALE

Traditionnellement, la zone optique a été définie comme étant la zone de la cornée sur laquelle la courbure dans un méridien donné ne varie pas de plus de 1.0 D de la valeur de l'apex (c.-à-d. le point avec la plus grande courbure). Le cap cornéen est généralement considéré comme étant 4 mm de diamètre (avec une portée de 3-6 mm). Traditionnellement, la courbure dans n'importe quel méridien donné de la cornée est considérée comme étant approximativement sphérique dans la zone optique, par contre, la plupart des textes récents décrivent la zone optique comme étant de forme elliptique. Le cap cornéen, ou la zone de rayon de courbure constante, possède en fait un rayon variable qui change à un rythme plus lent que la cornée périphérique (Figure 2.22).

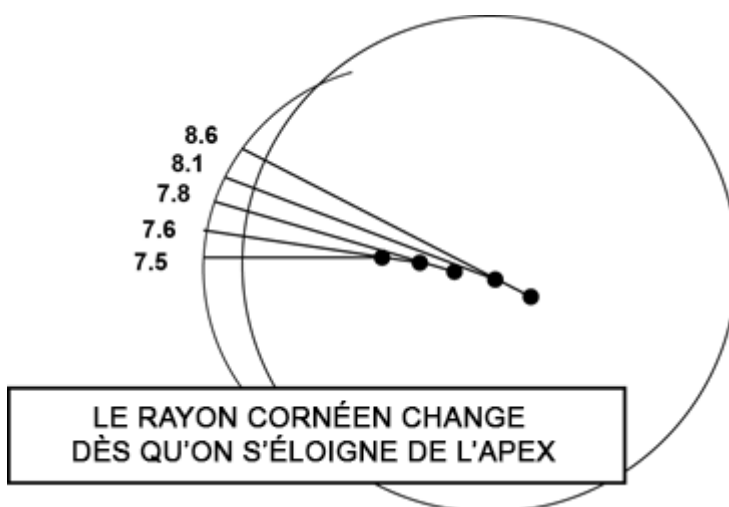


Figure 2.22: Le rayon de courbure au niveau du cap cornéen change en fait alors qu'on s'éloigne de l'apex de la cornée

La position exacte du cap cornéen (ou de l'apex) par rapport au centre géométrique de la cornée varie considérablement entre les individus. La majorité des textes affirment que l'apex de la cornée est déplacé vers le

bas et en temporal par rapport au centre géométrique de la cornée. Qui plus est, l'apex de la cornée ne coïncide pas habituellement avec le pôle ophtalmométrique (le point de la cornée qui croise l'axe optique du kératomètre lors des procédures d'alignements normaux). Lors de l'évaluation de l'astigmatisme réfractif de l'œil, on veut idéalement aligner le kératomètre avec la ligne de visée du patient. (L'intersection de la ligne de visée et de la cornée est parfois appelée le « centre visuel » de la cornée). Par contre, avec des instruments traditionnels, il y a une petite différence entre le centre visuel et le pôle ophtalmométrique. Mais même si on alignait vraiment l'instrument avec la ligne de visée, la position de l'apex ne correspondrait pas typiquement avec l'axe optique du kératomètre. Une étude récente sur la position de l'apex par rapport à la ligne de visée rapporte que, pour 1000 yeux étudiés, l'apex était en temporal chez 63% des sujets, en nasal chez 16% des sujets et approximativement sur le méridien vertical chez 21% des sujets. Par rapport au méridien horizontal, l'apex était distribué de façon symétrique. En général, l'amplitude de ces déplacements est tellement petite que la zone optique est toujours positionnée devant la pupille. Dans environ 50-60% de la population normale, l'apex de la cornée est en-dedans de 0.5 mm du centre visuel. Néanmoins, le déplacement de l'apex du pôle ophtalmométrique chez la majorité des sujets comporte des implications importantes pour la kératométrie. Puisque l'apex cornéen est déplacé, les mires du kératomètre ne seront pas positionnées symétriquement autour de l'apex de la cornée.

Le cap cornéen est typiquement torique, c.-à-d. la courbure varie systématiquement d'un méridien à l'autre. Chez la majorité des jeunes adultes, le méridien horizontal de la cornée est le plus plat et le méridien vertical est le plus courbé. C'est une condition qu'on appelle de l'astigmatisme cornéen « avec la règle ». L'astigmatisme cornéen peut être irrégulier, lorsque les méridiens avec la plus grande et la plus petite puissance ne sont pas à 90 degrés l'un de l'autre. En fait, dans la majorité des yeux, une meilleure description de la forme de la cornée est obtenue avec 4 « semi-méridiens » au lieu de 2 méridiens principaux. Les semi-méridiens partent du limbe et se rejoignent à l'apex cornéen, mais pas de façon perpendiculaire. Les Figures 2.23A et 2.23B comparent le concept des semi-méridiens avec celui des méridiens cylindriques traditionnel (il est à noter que les méridiens couvrent le diamètre de la cornée du limbe au limbe tandis que les semi-méridiens couvrent la distance entre l'apex et le limbe). Heureusement, pour la plupart des yeux, les méridiens principaux ou les 4 semi-méridiens sont essentiellement perpendiculaires ou du moins peuvent être considérés comme étant perpendiculaires. On pense que le méridien horizontal relativement plus plat présent chez la majorité des jeunes adultes serait dû à la pression exercée par les paupières sur la cornée. Si les paupières sont rétractées, on a observé un transfert vers l'astigmatisme contre la règle qui est le résultat d'une courbure plus prononcée au niveau du méridien horizontal. Cette observation suggère que la pression des paupières contribue à la grande prévalence de l'astigmatisme cornéen avec la règle.

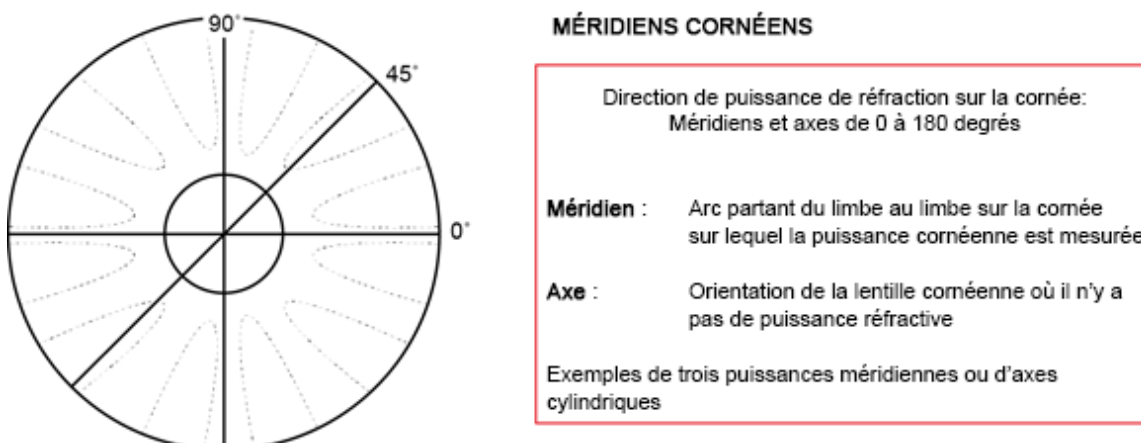
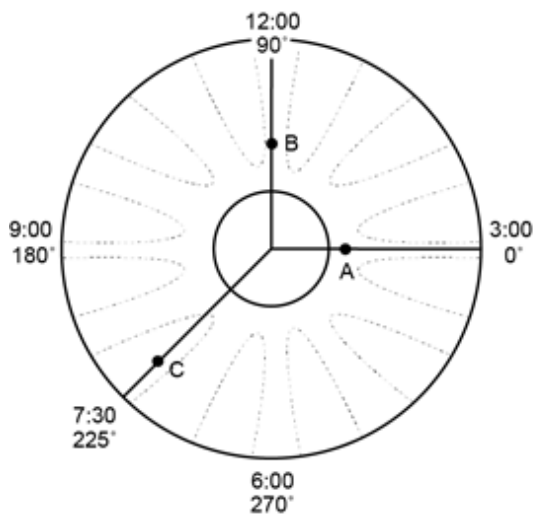


Figure 2.23a: Méridiens et semi-méridiens cornéens



SEMI-MÉRIDIENS CORNÉENS

Positions sur la cornée : semi-méridiens de 0 à 360 degrés ou de 1 heure à 12 heure plus la distance à partir du centre de la cornée

Exemples de positions ponctuelles sur trois semi-méridiens:

Semi-méridien = centre de la cornée au limbe

Figure 2.23b: Méridiens et semi-méridiens cornéens

Le rayon de courbure de l'apex cornéen chez un individu « moyen » est de 7.8 mm et l'étendu des valeurs dans la population normale est entre 7.0 et 8.7 mm (environ 39.00 à 48.00 D).

ZONE PÉRIPHÉRIQUE (INTERMÉDIAIRE)

La zone périphérique se retrouve entre le cap cornéen et la zone limbique. La forme de la zone périphérique est très variable. En général, on estime que la cornée tend à être plus plate du côté nasal de l'apex que du côté temporal. Le rayon de courbure de la cornée au niveau du limbe est d'environ 14 mm. La zone périphérique est particulièrement importante lors de l'ajustement de lentilles cornéennes, car c'est la zone de la cornée qui supporte la plus grande zone de contact avec la lentille.

ZONE LIMBIQUE

La jonction entre la cornée et la sclère s'appelle la zone limbique. Puisque la cornée possède une plus grande courbure que la sclère, il y a un sillon apparent qui se forme à l'intersection de la cornée et de la sclère. La zone limbique est environ 0.5 mm de large et inclut habituellement l'arcade vasculaire limbique. Pour l'individu moyen, le diamètre de la cornée est environ 12 mm dans le méridien vertical et 13.6 mm dans le méridien horizontal. La zone limbique est importante, car des procédures chirurgicales et/ou des pathologies impliquant cette région peuvent avoir un effet dramatique sur la forme de la cornée.

DESCRIPTION MATHÉMATIQUE

Il est important de souligner que la division de la cornée en zones optique et périphérique est très artificielle. Par exemple, dans une étude, Mandell a rapporté que seulement 5 sujets sur 26 possédaient une région de la cornée qui ressemblait un tant soi peu au cap cornéen (voir la Fig. 2.24). Chez la plupart des individus, la courbure diminue de façon relativement régulière à partir de l'apex au limbe. Et si on essayait de décrire la forme de la cornée en une expression mathématique simple, l'approximation se rapprocherait le plus d'une ellipse. Selon Mandell, la partie centrale optique de la cornée correspond le mieux à une courbe elliptique le long d'un méridien donné. Par contre, des différences significatives se produisent en périphérie où la cornée s'aplatit à un rythme plus rapide qu'une ellipse.

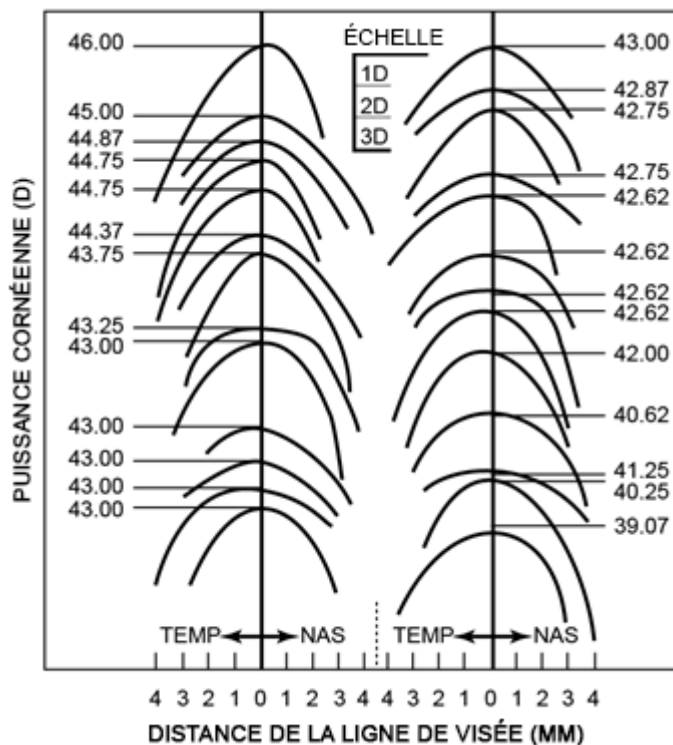


Figure 2.24: Profils de puissance cornéenne de 26 individus (Mandell)

Puissances pour le méridien horizontal mesurées avec la kératométrie à petites mires

C'est très superficiel de diviser la cornée en zones optique et périphérique. Peu d'individus ont des régions de la cornée qui ressemblent au cap cornéen.

Chaque cornée a un profil unique

DESCRIPTIONS POINT-PAR-POINT

Les descriptions les plus instructives et précises du contour de la cornée sont données par des représentations point-par-point, qui consistent en une multitude de valeurs de puissance cornéenne ou de rayon mesurées à plusieurs positions sur la cornée (voir la Fig. 2.25). Les vidéokératoscopes peuvent fournir des mesures instantanées de rayons sur des milliers de positions à travers la surface de la cornée. Par contre, avec cette technique, il est difficile de considérer toute l'information en même temps, c.-à-d. il est difficile d'avoir une idée du contour de la cornée simplement avec une multitude de chiffres. La stratégie d'affichage qui est utilisée dans la plupart des instruments commerciaux pour surmonter cette difficulté est similaire à une carte de répartition géographique. Les zones adjacentes de la cornée qui ont des puissances similaires sont représentées par les mêmes couleurs pour former une carte de puissance iso-réfractive, c.-à-d. des cartes de répartition de puissance cornéenne qui donne une impression globale de la forme de la cornée.

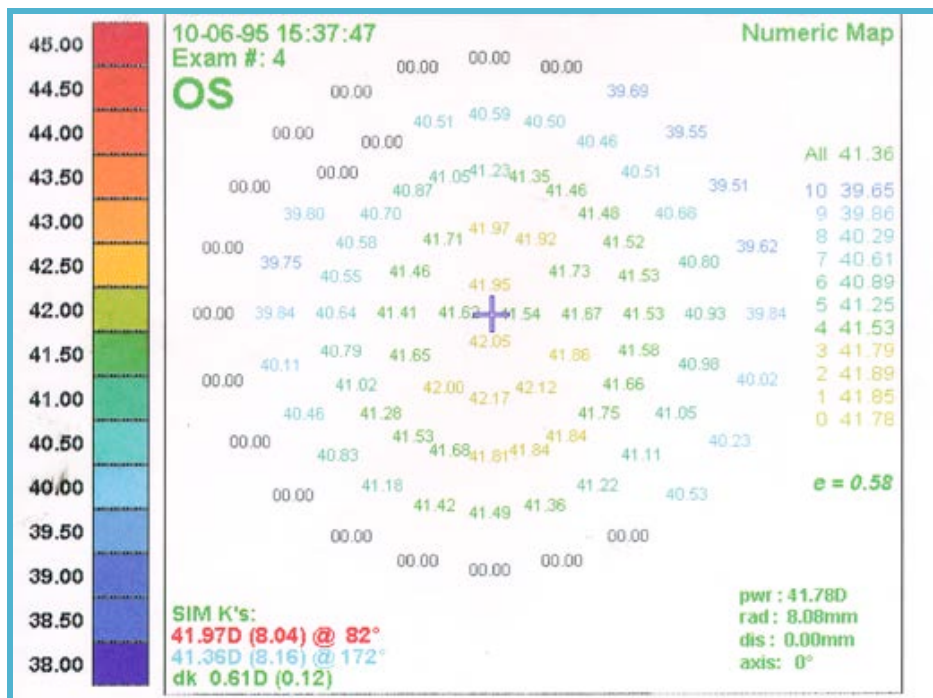


Figure 2.25: Représentation point par point : une multitude de mesures de puissance cornéenne affichée sur une carte de la cornée

Puisque la forme de la surface est le déterminant principal dans l'optique de la cornée, une façon logique de cartographier la cornée est de montrer l'élévation relative à chaque point de référence sur la surface. Des références par rapport à un plan sont mauvaises, car les changements de forme minimes qui sont significatifs au niveau optique sont perdus dans la profondeur sagittale de la cornée qui est globalement plus grande. Donc, ils sont souvent cartographiés par rapport à une référence sphérique ou ellipsoïde (fig. 2.26).

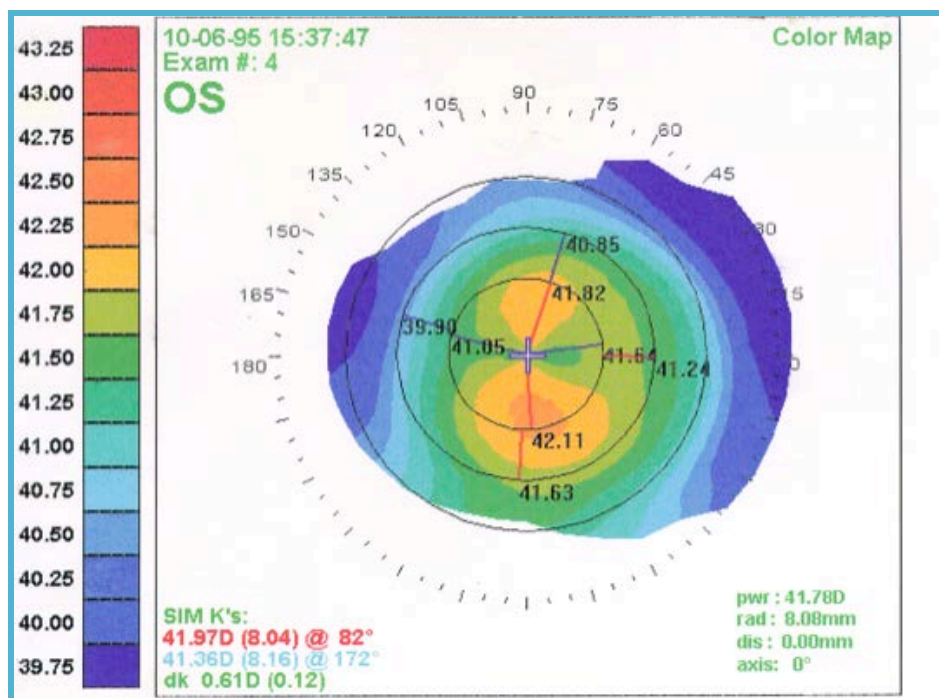


Figure 2.26a: Carte en couleurs montrant les contours de la cornée

Pour apprécier les cartes de puissance en couleur, il est important de comprendre les différentes manières d'exprimer la géométrie d'une surface en dioptries. Dans des cartes topographiques, le rayon mesuré par le kératomètre suppose un centre de courbure sur l'axe optique. Ceci est parfois appelé le rayon sagittal. Supposer que le centre de courbure se trouve sur l'axe optique pour des surfaces sphériques fonctionne bien pour les points qui sont près de l'apex cornéen, mais des erreurs importantes se produisent en périphérie pour des surfaces non-sphériques. Malheureusement, le rayon axial était la première façon standard de représenter la puissance de la cornée. En comparaison, le rayon instantané reflète la vraie forme de la surface cornéenne. On appelle parfois cela le rayon tangentiel ou le rayon méridional (voir la Figure 2.27).

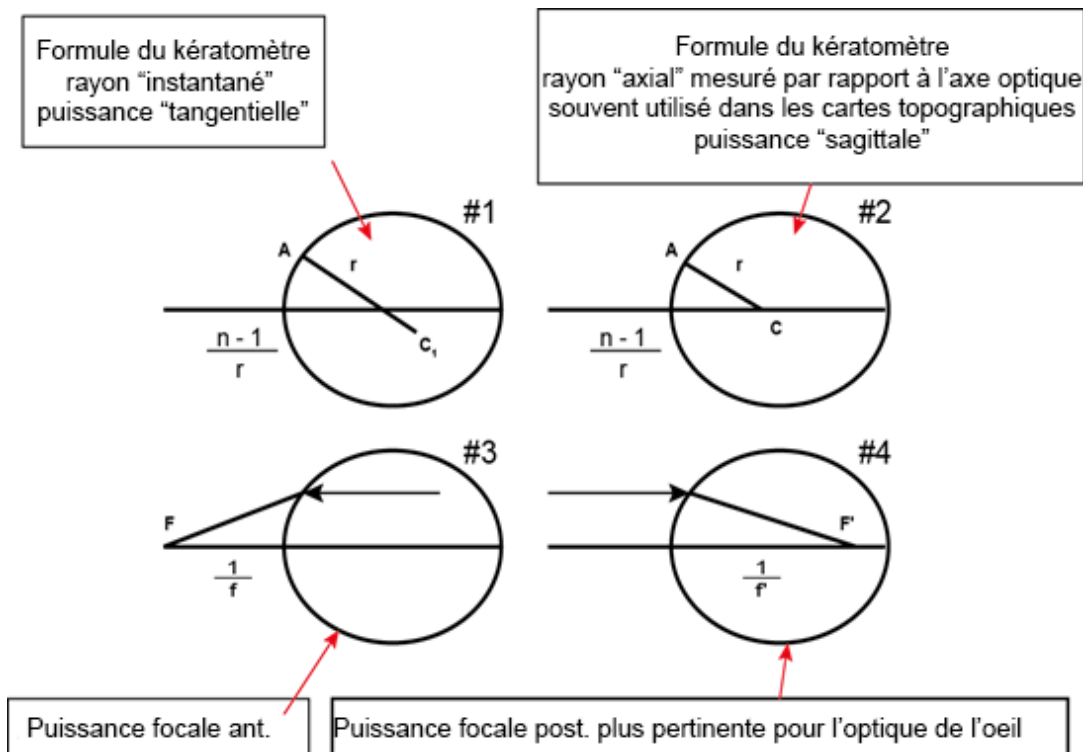


Figure 2.27: Quatre définitions différentes pour la puissance cornéenne et ce qu'elles représentent

Les cartes de puissances réfractives par traçage des rayons donnent une meilleure façon de calculer la puissance réfractive des points sur toute de la cornée. On utilise essentiellement la loi de Snell pour calculer l'angle de réfraction et le point focal local est déterminé par l'endroit où les rayons croisent l'axe optique (voir la Fig. 2.28).

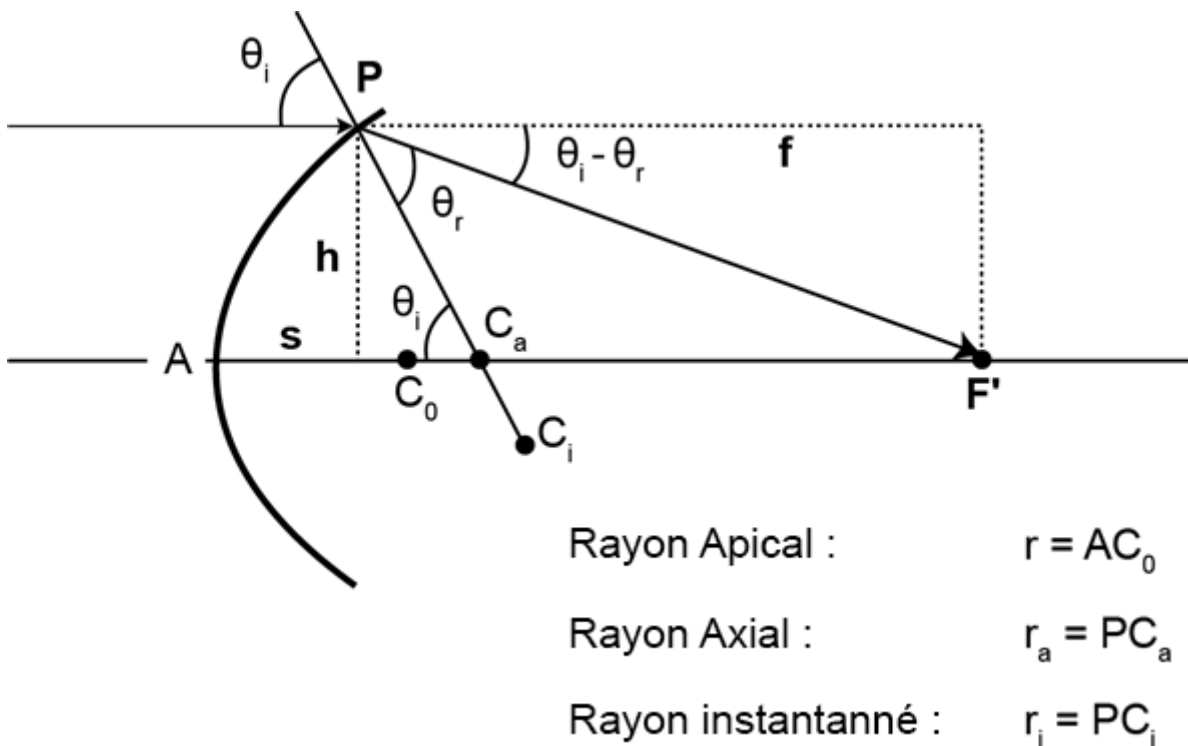


Figure 2.28: Les cartes de puissances réfractives par traçage des rayons donnent une meilleure façon de calculer la puissance réfractive des points sur toute de la cornée

La Figure 2.29 compare les cartes de puissance axiale et tangentielle pour la même cornée. Les deux cartes ont les mêmes valeurs apicales et montrent une diminution en dioptries du centre vers la périphérie, montrant un contour qui s'aplatit. Une des différences importantes entre les deux cartes est que la carte instantanée montre une diminution plus grande en valeurs dioptriques du centre vers la périphérie. Les deux cartes sont basées sur l'optique paraxiale, où les rayons de lumière incidents sont presque perpendiculaires à la cornée et donc la puissance cornéenne est directement proportionnelle à l'inverse du rayon. Dans la cornée périphérique, l'angle d'incidence d'un rayon parallèle éloigné peut être assez oblique, c.-à-d. ces cartes dioptriques n'estiment pas correctement la puissance réfractive de la surface en-dehors de la zone près de l'apex.

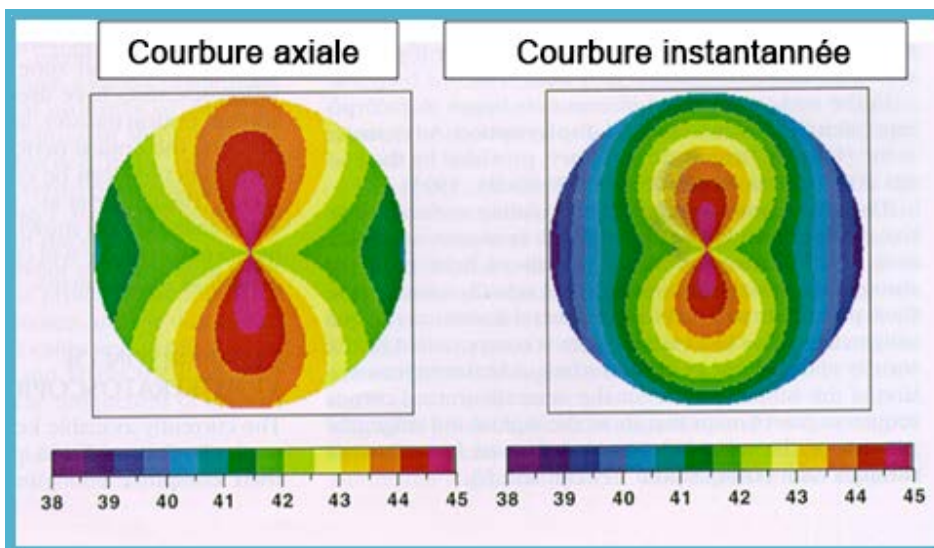


Figure 2.29a: Comparaison de cartes de puissance axiale et instantanée pour la même cornée

Il est à noter qu'en comparaison des cartes de courbure dioptrique de la même cornée, les cartes de traçage des rayons sont très différentes (voir la Fig. 2.31). Le patron en haltère est maintenant horizontal et même si les valeurs apicales sont les mêmes, la carte de traçage des rayons montre une augmentation des valeurs dioptriques du centre vers la périphérie. Ceci représente les aberrations sphériques de la cornée, un phénomène périphérique qui n'est pas associé à l'optique paraxiale. Les cartes de traçage des rayons ignorent l'astigmatisme oblique.

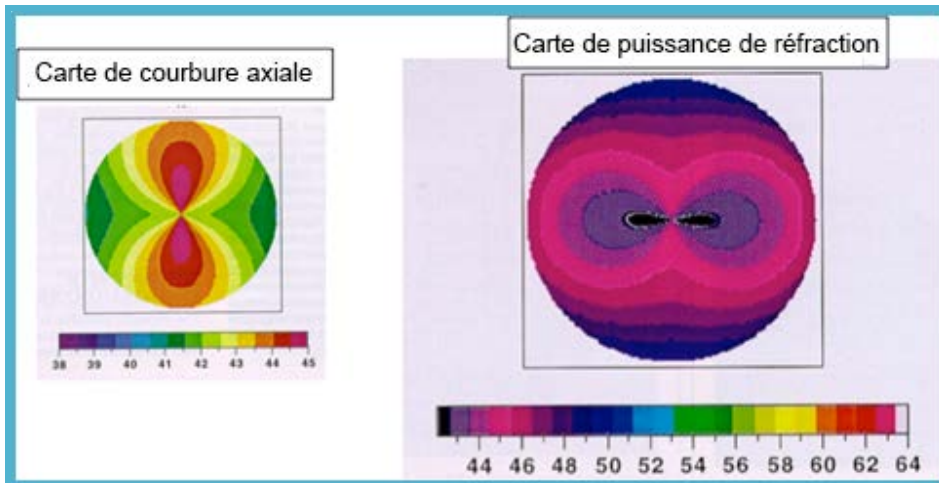


Figure 2.30: Comparaison d'une carte de courbure axiale et une carte de puissance réfractive par traçage des rayons pour la même cornée

Résumé des cartes topographiques :

- Les cartes d'élévation de surface peuvent être particulièrement utiles pour surveiller les anomalies de surface, la chirurgie réfractive et l'ajustement en lentilles de contact sur mesure
- Les cartes de courbure dioptriques sont plus familières et affichent de façon efficace les différences dans le contour local...donc c'est utile pour surveiller la forme de la cornée
- Les cartes instantanées sont plus sensibles aux changements subtils que les cartes de courbure axiales, mais elles sont aussi plus affectées par des données bruitées
- Les cartes de courbure dioptriques ne sont pas des cartes de puissance réfractive. Elles montrent la courbure locale et non la vraie puissance réfractive
- Les cartes par traçage de rayons montrent certains effets optiques qui ne paraissent pas dans les autres cartes, ex. l'aberration sphérique.

Même avec les cartes de répartition, il est difficile de résumer la forme de la cornée de façon brève et simple. Récemment, des chercheurs ont introduit des schémas de catégorisation qualitative pour aider à identifier et à caractériser la variabilité d'une topographie de cornée normale. Dans une étude avec 399 cornées normales, Waring et ses collègues ont développé un schéma de classification de 5 catégories pour la topographie cornéenne obtenue de cartes topographiques avec des codes de couleur. Ces 5 patrons, qui représentent probablement des points sur un continuum, sont illustrés dans la Figure 2.31. Toutes les cornées dans l'échantillon de Waring étaient plus courbées en zone centrale et plus plates en périphérie. Les proportions suivantes ont été classifiées dans chaque patron : *rond*, 22.6%; *ovale*, 20.8%; *nœud papillon symétrique*, 17.5%; *nœud papillon asymétrique*, 32.1%; et *irrégulier*, 7.1%. Comme on pouvait s'y attendre par une inspection simple des patrons, les cornées rondes et ovales présentent moins d'astigmatisme kératométrique que les cornées ayant un patron en nœud papillon. Par contre, il n'y avait pas de différence importante entre les groupes du point de vue de l'équivalent sphérique des erreurs réfractives, des puissances kératométriques ou de l'âge des sujets.

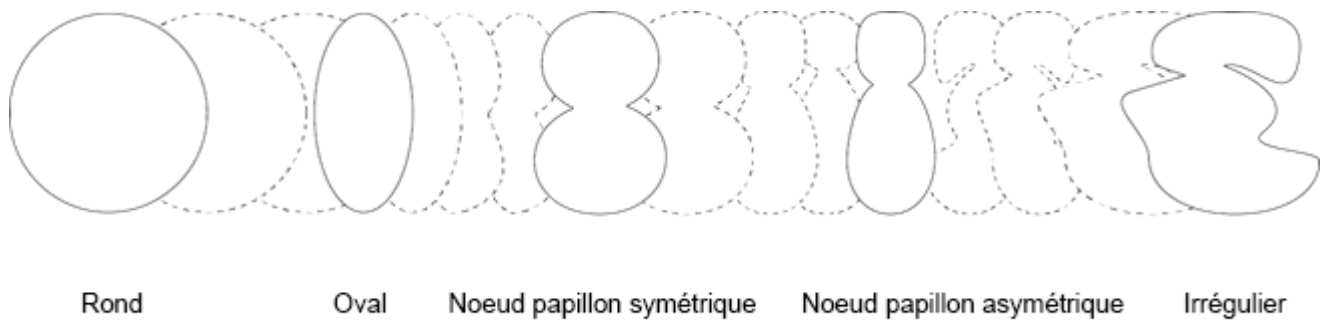


Figure 2.31: Waring et al ont décrit les cinq patrons de base pour la topographie cornéenne, faisant probablement partie d'un continuum et les ont nommé « rond, ovale, noeud papillon symétrique, noeud papillon asymétrique et irrégulier ».

Patron vidéokératographi- que**	Astigmatisme kératométrique (D)		Astigmatisme réfractif (D)	
	(moyenne ± ET)	% ≥ 1.00D	(moyenne ± ET)	% ≥ 1.00D
Rond	0.47 ± 0.34	10%	0.28 ± 0.39	8%
Ovale	0.57 ± 0.30	20%	0.26 ± 0.41	7%
Noeud papillon symétrique	1.40 ± 0.98	73%	1.00 ± 1.20	43%
Noeud papillon asymétrique	0.89 ± 0.70	41%	0.47 ± 0.78	19%
Irrégulier	0.64 ± 0.53	27%	0.53 ± 0.51	27%

Astigmatisme symétrique :

La kératométrie conventionnelle décrit précisément la forme. Note : l'orientation image-miroir des méridiens astigmatiques est une occurrence commune qui peut clairement être démontrée avec des photokératoscopes (voir Figure 2.32 et 2.33).

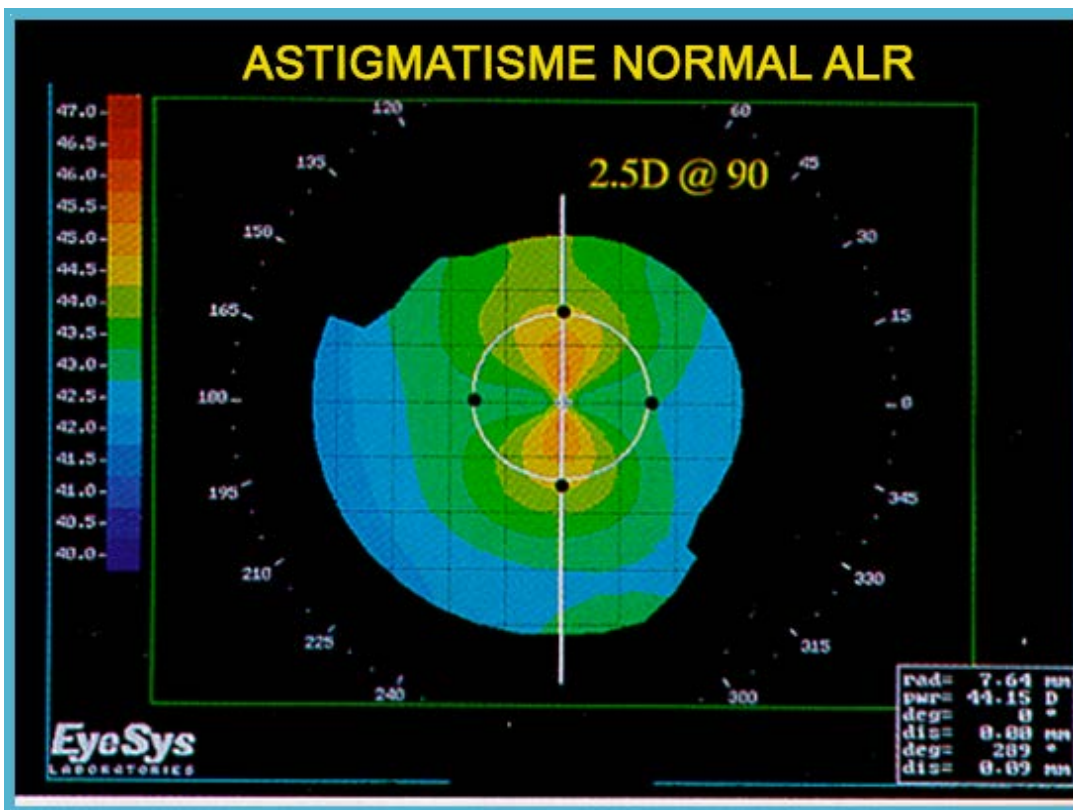


Figure 2.32: Astigmatismes avec la règle symétrique

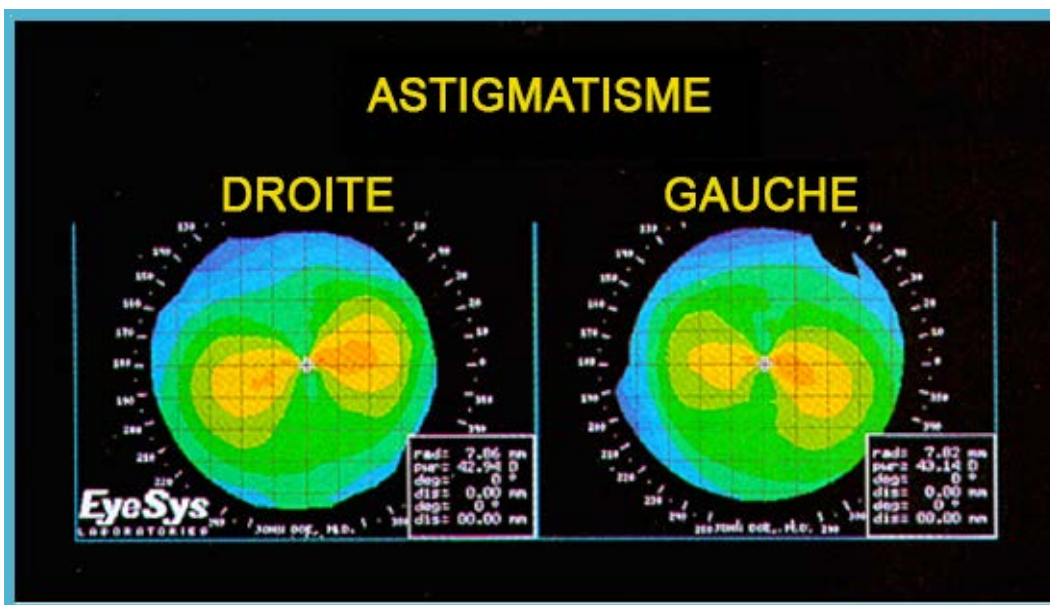


Figure 2.33: Astigmatisme symétrique montrant des axes miroir dans les deux yeux

Astigmatisme asymétrique :

La topographie cornéenne fournit souvent de l'information qui ne paraît pas dans la kératométrie, même lorsque les lectures de K donnent un bon estimé de l'ampleur du cylindre. Par exemple, on peut avoir différents degrés d'accentuation de la cambrure dans le semi-méridien supérieur par rapport à l'inférieur (Figure 2.34). Cette information sur les changements de puissance asymétriques peut être cruciale dans le développement d'un plan chirurgical pour corriger l'erreur réfractive du patient. Cette information peut aussi être cruciale dans les tentatives de corriger les individus optiquement après une chirurgie cornéenne. La topographie cornéenne peut être utilisée

pour expliquer des différences apparentes entre les mesures kératométriques d'astigmatisme modifié chirurgicalement et l'acuité visuelle postopératoire.

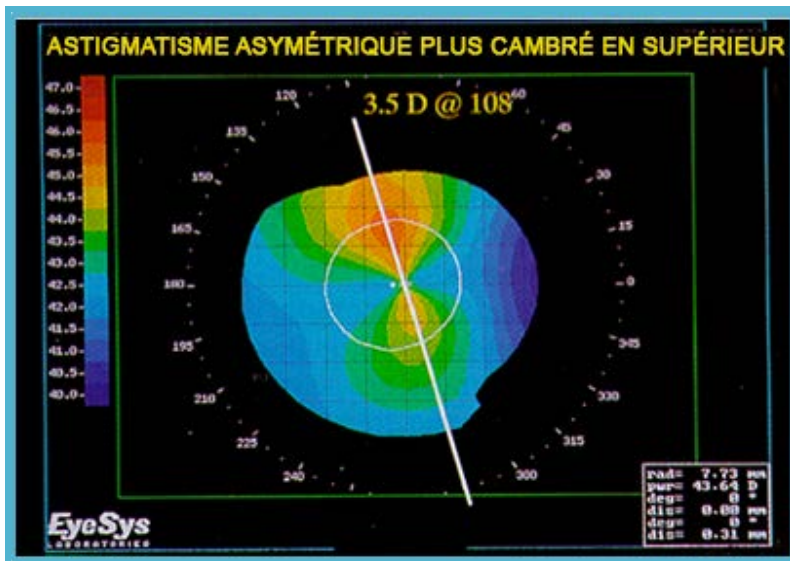


Figure 2.34: Astigmatisme asymétrique, ayant une plus grande cambrure en cornée supérieure

Alors que la kératométrie conventionnelle donne souvent une description précise de l'astigmatisme présent dans une cornée, elle ne décrit pas l'asymétrie qui peut être détectée avec un vidéotopographe. Avec le kératomètre, la quantité et l'axe de l'astigmatisme sont basés sur la supposition que la cornée est symétrique. Par contre, pour certaines cornées, ceci est trompeur lorsque la vraie topographie ne montre aucun vrai astigmatisme comme dans les Figures 2.35 et 2.36.

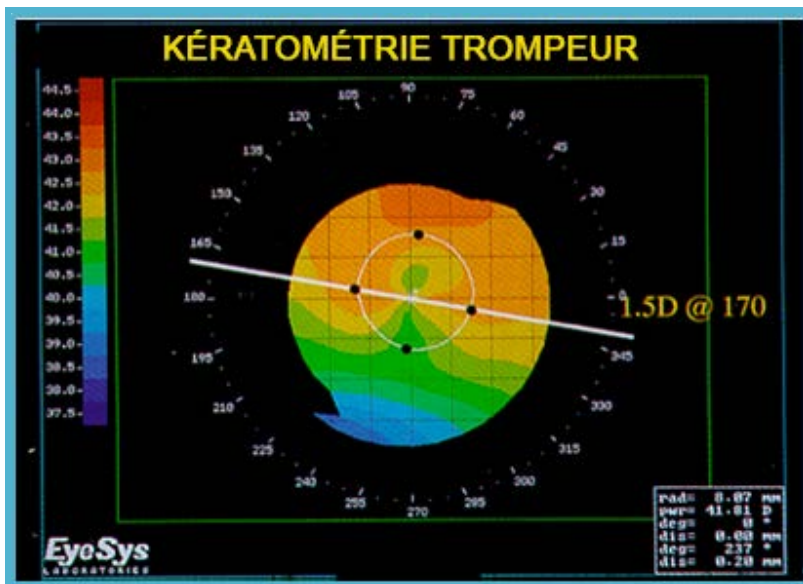


Figure 2.35: Astigmatisme asymétrique

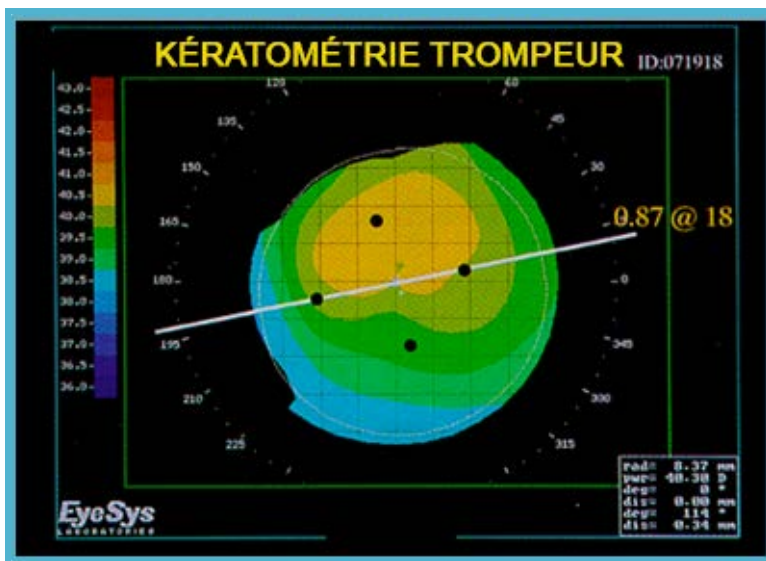


Figure 2.36: Vidéotopographie montrant que l'astigmatisme kératométrique (indiqué par la ligne blanche) n'est pas un vrai astigmatisme

3. COURBURES DES SURFACES DU CRISTALLIN : OPHTHALMOPHAKOMÉTRIE

DÉTERMINER LES COURBURES ET LES POSITIONS DES SURFACES INTERNES

Afin de déterminer le rayon de courbure réel d'une surface réfractive interne, sa **position apparente** et son **rayon de courbure apparent** doivent être mesurés (c.-à-d. il faut déterminer l'équivalent sphérique). Alors, le rayon réel peut être calculé.

RAYON APPARENT

Un principe utilisé pour déterminer le rayon de courbure apparent d'une surface réfractive donnée nécessite une mesure de la première image de Purkinje pour la comparer à la taille de l'image de Purkinje produite par la surface en question. Par exemple, pour déterminer le rayon de courbure de la surface antérieure du cristallin, la taille de la première image de Purkinje produite par l'objet donné serait comparée à la taille de la troisième image de Purkinje produite par le même objet. Cette comparaison permet de calculer le **rayon apparent** de la surface antérieure du cristallin, car pour un objet lointain, la taille de l'image formée par réflexion sur la surface sphérique est directement proportionnelle au rayon de courbure. Donc, les tailles relatives des première et troisième images de Purkinje sont directement proportionnelles aux rayons de courbures apparents de la cornée antérieure et le **rayon de courbure réel** de la surface antérieure de la cornée peut être mesurée (le rayon apparent de la cornée antérieure est le rayon réel, car la lumière réfléchi sur la surface antérieure ne subit pas de réfraction subséquente) et le rayon apparent de la surface antérieure du cristallin peut être calculé à l'aide de la relation suivante:

$$\frac{\text{rayon apparent (cristallin ant.)}}{\text{rayon réel (cornée ant.)}} = \frac{\text{taille apparente de la 3}^{\text{e}} \text{ image de Purkinje}}{\text{taille de la 1}^{\text{e}} \text{ image de Purkinje}}$$

Le ratio pour la taille de n'importe quelle image de Purkinje par rapport à la première image de Purkinje est proportionnel au ratio du rayon de courbure apparent de la surface en question sur le rayon de courbure de la surface antérieure de la cornée.

POSITIONS APPARENTES

La méthode d'ophtalmophakométrie de Tscherning est souvent utilisée pour déterminer le rayon apparent et la position apparente des surfaces réfractives internes. La description qui suit explique comment l'ophtalmophakomètre de Tscherning peut être utilisé pour déterminer la position apparente de la surface antérieure du cristallin. Cette description est incluse pour illustrer les difficultés à surmonter lors de ces mesures indirectes.

L'ophtalmophakomètre de Tscherning consiste en un télescope d'observation et 2 paires de sources lumineuses mobiles montées sur un périmètre à arc gradué. Afin de mesurer la position apparente de la surface antérieure du cristallin (c.-à-d. la profondeur de la chambre antérieure), une source lumineuse est positionnée d'un côté de l'axe optique de l'œil du sujet et le télescope se trouve du côté opposé. Les deux sont positionnés pour que l'axe optique de l'œil coupe l'angle entre la lampe et le télescope. (**Note** : on suppose que la cornée est infiniment mince, c.-à-d. une simple surface sphérique avec son centre de courbure C. Ceci est une supposition raisonnable, car les positions calculées des plans principaux de la cornée sont très proches de la surface antérieure de la cornée.) Le télescope est focalisé sur la troisième image de Purkinje produite par la source lumineuse #1. Une paire de sources lumineuses orientées à la verticale (#2) est ensuite déplacée autour de l'arc jusqu'à ce que les premières images de Purkinje produites par ces sources s'alignent avec la troisième image de Purkinje produite par la source lumineuse #1. B' est la position apparente de la surface antérieure du cristallin et la distance AB' (la profondeur apparente de la chambre antérieure) est la distance à calculer.

Considérons le triangle XB'C.

$$\frac{B'C}{CX} = \frac{\sin(\theta)}{\sin(\gamma)}$$

Puisque CX = le rayon de la cornée :

$$B'C = \frac{r \sin(\theta)}{\sin(\gamma)}$$

La position apparente de la surface antérieure du cristallin AB' = r - B'C.

Donc,

$$AB' = r - \frac{r \sin(\theta)}{\sin(\gamma)} = r \left[1 - \frac{\sin(\theta)}{\sin(\gamma)} \right]$$

La valeur de r peut être déterminée avec un kératomètre et les angles θ et γ peuvent être calculés avec la formule ci-dessus.

LA TECHNIQUE DE FINCHAM

Fincham a décrit une des techniques les plus directes pour déterminer la position apparente des surfaces réfractives internes. Il a combiné une lampe à fente à un microscope cornéen. Le microscope était fixé au système d'illumination pour qu'il soit toujours focalisé sur une partie spécifique du faisceau de la lampe à fente. Même si les positions du microscope et de la lampe à fente étaient fixées l'une par rapport à l'autre, les deux étaient montés sur une échelle graduée qui permettait à la combinaison lampe-microscope de bouger dans la direction du faisceau de la lampe à fente.

Afin de mesurer la position apparente d'une surface interne donnée, le sujet est positionné pour que l'axe optique de son œil coïncide avec le faisceau de la lampe à fente. L'instrument est ensuite ajusté pour que la surface antérieure

de la cornée soit à foyer et qu'une mesure soit obtenue sur l'échelle graduée. L'instrument est ensuite avancé vers l'œil jusqu'à ce que la surface en question (c.-à-d. la surface antérieure du cristallin) soit à foyer et qu'une autre mesure soit prise sur l'échelle graduée. En autant qu'il n'y a pas de mouvements oculaires pendant l'ajustement de l'instrument, la différence entre les deux mesures correspond à la profondeur apparente de la surface en question.

CALCULS DU RAYON DE COURBURE RÉEL

Ce qui suit est un exemple de la manière de calculer le rayon réel de la surface antérieure du cristallin. Afin de calculer le rayon réel du cristallin antérieur, le rayon apparent et la position apparente du cristallin doivent d'abord être déterminés. De plus, pour faciliter les calculs, on suppose généralement que la cornée est une surface réfractive simplement sphérique qui sépare l'air de l'humeur aqueuse. Supposez que les valeurs suivantes sont déjà mesurées :

Position apparente du cristallin = 3.2 mm de la cornée

Rayon apparent du cristallin = 15 mm

Rayon de la cornée = 7.7 mm

n (humeur aqueuse) = 1.336

Imaginez que A, B et C représentent les positions réelles de la cornée, la surface antérieure du cristallin et le centre de courbure du cristallin antérieur, respectivement. Le point B' représente la position apparente du cristallin et B'C' représente le rayon apparent de la surface antérieure du cristallin (c.-à-d. AB' et B'C' sont des valeurs mesurées de la position apparente et du rayon apparent). BC est le **rayon de courbure réel** qui sera déterminé en calculant la position réelle du cristallin (AB) et la position réelle du centre de courbure (AC).

Les points B et B' sont conjugués. B' est l'image virtuelle de B qui est formée par réfraction au niveau de la cornée. Les points C et C' peuvent aussi être considérés comme des points conjugués. En substance, les positions de B' et C' (c.-à-d. les positions images) ont été mesurées; donc, les positions de leurs objets respectifs, B et C, peuvent être calculées avec des simples formules de vergence pour des surfaces réfractives sphériques simples.

Premièrement : calculez la puissance réfractive de la cornée

$$F = \frac{n' - n}{r}$$

$$F = \frac{1.0 - 1.336}{-0.0077} = +43.6D$$

Note: L'espace objet est l'humeur aqueuse avec un indice de 1.336 et l'espace image est l'air. En suivant les conventions de signes standards, le rayon de courbure de la cornée est négatif car il est mesuré à partir des surfaces réfractives dans la direction opposée à la lumière à partir de l'objet.

Deuxièmement : Calculez AB, la distance objet pour l'image B'

$$L' = L + F \quad L = \frac{n}{l} \quad \text{et} \quad L' = \frac{n'}{l'}$$

Vergence de l'image :

$$L' = \frac{1.0}{-0.0032} = -312.5D$$

Vergence de l'objet :

$$L = L' - F = -312.5D - 43.6D = -356.1D$$

Distance objet :

$$l = \frac{n}{L} = \frac{1.336}{-356.1D} = -0.00375m$$

c.-à-d. la position réelle de la surface antérieure du cristallin (AB) est derrière la cornée.

Note: Puisque la surface antérieure du cristallin est la limite postérieure de la chambre antérieure, AB représente la profondeur réelle de la chambre antérieure. Cet exemple illustre que la chambre antérieure semble être moins profonde qu'elle ne l'est vraiment (c.-à-d. profondeur réelle > profondeur apparente). La profondeur moyenne de la chambre antérieure, mesurée à partir de la cornée antérieure est d'environ 3.47 mm.

Troisièmement : Calculez AC, la distance objet pour l'image C'

Vergence de l'image :

$$L' = \frac{1}{(-0.0032m - 0.015m)} = -54.9D$$

Vergence de l'objet :

$$L = L' - F = -54.9D - 43.6D = -98.5D$$

Distance objet :

$$l = \frac{(1.336)}{-98.5D} = -0.01356m$$

c.-à-d. AC = -13.56 mm

Quatrièmement : Calculez le rayon réel (BC)

$$BC = AC - AB$$

$$BC = -13.56mm - (-3.75mm)$$

$$BC = -9.8mm$$

Le rayon réel de la surface antérieure du cristallin = 9.8 mm.

Note: De façon empirique, les techniques utilisées pour mesurer indirectement les positions et les courbures des surfaces réfractives internes semblent adéquates, mais il y a plusieurs erreurs évidentes.

1. Toutes ces mesures sont affectées par les erreurs encourues lors de la détermination du rayon de courbure de la cornée.
2. On suppose que la cornée est sphérique et infiniment mince.
3. On suppose que les surfaces internes sont sphériques.

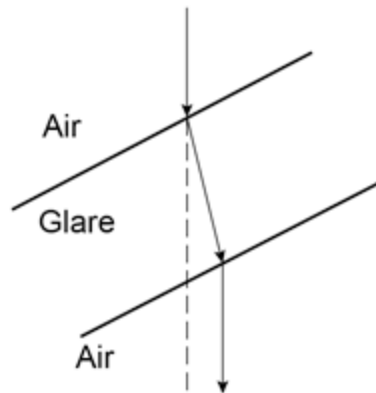
4. Il y a plusieurs imprécisions qui peuvent s'infiltrer lors des mesures de positions et de tailles des images de Purkinje.

5. MESURER L'ÉPAISSEUR CORNÉENNE : PACHYMÉTRIE

Traditionnellement, le rayon de courbure de la surface antérieure de la cornée était la seule constante optique des surfaces réfractives de l'œil mesurée de façon routinière dans un milieu clinique. Par contre, pour plusieurs procédures chirurgicales cornéennes (ex. kératotomie radiaire, kératectomie photoréfractive ou LASIK), l'épaisseur cornéenne est un paramètre critique qui devrait être considéré. De plus, certains praticiens en lentilles cornéennes ont été intéressés par des mesures d'épaisseur cornéenne. Quant au port de lentilles cornéennes, l'intérêt envers l'épaisseur cornéenne découle du fait que le degré d'hydratation cornéenne (le pourcentage de teneur en eau) et l'épaisseur cornéenne semblent être directement reliés. Alors que la teneur en eau de la cornée augmente, la cornée devient plus épaisse et moins transparente. Dans des circonstances normales, la cornée est maintenue dans un état relativement déshydraté grâce à une pompe dépendant de l'énergie métabolique. L'efficacité de ce système à maintenir un état relativement déshydraté dépend de plusieurs facteurs, particulièrement de la quantité d'oxygène disponible pour la cornée. Un mauvais ajustement de lentilles amène la cornée à devenir oedémateuse et moins transparente. Typiquement, on évalue quantitativement l'œdème par la quantité d'opacification (diminution de la transparence de la cornée) observée à la lampe à fente. À cet égard, l'épaisseur de la cornée doit augmenter d'environ 7% avant que l'opacification puisse être détectée à la lampe à fente. Certains chercheurs ont tenté d'évaluer quantitativement l'œdème en termes de changements associés à l'épaisseur de la cornée. Même s'il y a plusieurs questions non résolues concernant cette procédure, les mesures d'épaisseur cornéenne peuvent aussi être un indice important pour évaluer l'ajustement physiologique des lentilles cornéennes.

Un **pachymètre** est un instrument qui peut être utilisé pour mesurer l'épaisseur **apparente** de la cornée. Les pachymètres sont essentiellement des dispositifs doubleurs qui sont calibrés et attachés à l'oculaire de la lampe à fente. Dans le pachymètre de Haag-Streit, le dédoublement est produit par deux plaques de verre plano (Figure 2.37). Les plaques de verre sont placées une par-dessus l'autre devant un des objectifs du biomicroscope. Les deux plaques sont perpendiculaires à l'axe optique du microscope. La plaque inférieure est fixée tandis que la plaque supérieure peut être tournée selon l'axe vertical. Lorsque la plaque supérieure tourne, la demi-image vue à travers la plaque est déplacée latéralement par rapport à la demi-image vue à travers la plaque inférieure. Une échelle liée à la plaque mobile permet de déterminer la quantité de déplacement relatif de l'image. Le diagramme dans la Figure 2.38 illustre comment le microscope et le système d'illumination sont positionnés afin de mesurer l'épaisseur cornéenne (ou la profondeur apparente de la chambre antérieure). Le biomicroscope est positionné à environ 40° par rapport au système d'illumination. Le système d'illumination est ajusté pour qu'un faisceau très mince soit dirigé perpendiculairement à la cornée. Habituellement, la partie illuminée de la cornée qui est observée de cette manière ressemble à une section transversale de la cornée (appelée coupe optique). Par contre, lorsqu'on regarde à travers le pachymètre, la coupe optique sera dédoublée comme illustré plus bas. Afin de mesurer l'épaisseur apparente de la cornée, la quantité de dédoublement est modifiée pour obtenir un alignement parfait des deux demi-images. Ensuite, de façon similaire au dédoublement utilisé dans un kératomètre, la quantité de dédoublement est changée jusqu'à ce que le côté épithélial d'une des images soit aligné avec le côté endothélial de l'autre image. La quantité de dédoublement nécessaire indique l'épaisseur apparente de la cornée et l'épaisseur réelle peut ensuite être calculée. La moyenne pour l'épaisseur cornéenne mesurée avec cette technique est de 0.52 mm (épaisseur réelle). Cette technique peut aussi être utilisée pour mesurer l'épaisseur apparente ou la profondeur de caractéristiques cornéennes (Figure 2.39).

Déplacement optique produit par la rotation d'une plaque de verre



D

Figure 2.37: Déplacement optique produit par la rotation de la plaque de verre

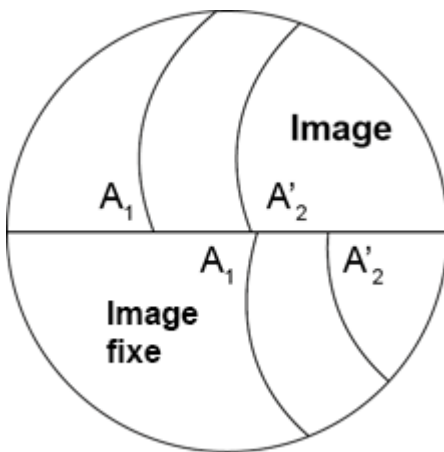


Figure 2.38: Représentation du dédoublement de la coupe de la cornée observée

5. LONGUEUR AXIALE : RAYON X ET ULTRASON

INTRODUCTION

Un des facteurs les plus importants pour déterminer l'état de réfraction de l'œil est la position de la rétine, c.-à-d. la longueur axiale de l'œil. Principalement, il y a deux techniques qui ont été utilisées pour mesurer la longueur axiale de l'œil in vivo.

TECHNIQUE D'EXAMEN AUX RAYONS RÖNTGEN

LONGUEUR AXIALE

La première technique utilisée pour mesurer la longueur axiale a été développée par Rhuston. La procédure consiste à déterminer la position de la rétine avec des **rayons X** et on l'appelle parfois la technique d'examen à rayons Röntgen. La technique est basée sur le fait que lorsque les rayons X frappent la rétine adaptée à la noirceur, ils produisent des **phosphènes**.

Note : Les phosphènes sont des sensations visuelles subjectives produites par des stimuli non-lumineux. Par exemple, une sensation visuelle lumineuse peut être produite en stimulant la rétine mécaniquement (phosphène à pression) ou avec un courant électrique (phosphènes électriques). Les phosphènes produits par rayons X sont d'un bleu pâle.

Le système consiste en un télescope qui est ajusté pour suivre la position du pôle antérieur de la cornée et d'une source de rayons X qui génère un faisceau très mince de rayons X. Ce faisceau est parallèle à l'axe optique du télescope et les deux instruments peuvent se déplacer sur une échelle calibrée perpendiculaire au faisceau de rayons X. Le sujet est positionné pour que le faisceau soit perpendiculaire à l'axe visuel de l'œil. Puisque les rayons X ne sont pas réfractés par les tissus autour de l'œil, le faisceau n'est pas dévié de son parcours perpendiculaire à l'axe visuel du sujet. Donc, si les rayons X sont projetés approximativement à l'équateur de l'œil, le faisceau produira un phosphène circulaire. Si on avance le faisceau vers le pôle postérieur de l'œil, la taille du phosphène sera de plus en plus petite. Lorsque le faisceau est tangent au pôle postérieur de la rétine, le sujet percevra un petit point au lieu d'un cercle.

Des mouvements subséquents du faisceau vers l'arrière feront disparaître le phosphène. L'objectif de la procédure est de déterminer le plan du vertex cornéen avec le télescope et le plan du pôle postérieur de la rétine avec le faisceau de rayons X. La longueur axiale est simplement la distance entre le télescope et le faisceau de rayons X.

Cette technique mesurerait la longueur axiale à 0.2 mm près. Toutefois, la technique n'est pas utilisée dans un contexte clinique, car il y a des techniques plus simples et plus sécuritaires. Notamment, l'opérateur doit faire très attention pour que le cristallin ne soit pas exposé aux rayons X, car une irradiation involontaire du cristallin peut mener à la formation de cataractes.

POSITION DU POINT NODAL

Les rayons X et les phosphènes qu'ils produisent peuvent aussi être utilisés pour mesurer la distance entre le point nodal et la rétine. Pour déterminer la position du point nodal, le grand faisceau de rayons X est remplacé par deux petits faisceaux positionnés l'un par-dessus l'autre. Encore une fois, les deux faisceaux sont dirigés perpendiculairement à l'axe visuel de l'œil et leur position est ajustée pour croiser tous les deux la rétine postérieure. Les deux faisceaux produisent donc deux phosphènes l'un par-dessus l'autre. Puisque les rayons X ne sont pas réfractés par les tissus oculaires, la séparation physique des deux phosphènes correspond à la séparation physique des deux faisceaux. Essentiellement, les deux faisceaux produisent deux images rétinienne séparées par une distance physique connue. La direction perçue des deux « images » sera projetée dans l'espace à travers les points nodaux du sujet. Par exemple, si le sujet regarde un écran à une distance donnée, il verra deux taches bleues.

Note: En fait, il y a deux points nodaux, mais ils sont séparés d'environ 0.25 mm seulement. Alors sans induire une erreur significative, on peut supposer que l'œil a seulement un point nodal.

En mesurant la distance entre les deux projections (essentiellement ceci correspond à la taille nécessaire de l'objet pour produire une image rétinienne équivalente à la séparation des phosphènes rétinien) et la distance entre l'écran et la rétine, la distance entre le point nodal et la rétine peut être calculée avec la hauteur de deux triangles semblables. Pour des triangles semblables, le ratio des hauteurs est proportionnel au ratio des bases des triangles (c.-à-d. le ratio de la taille de l'objet sur la taille de l'image est égal à la distance entre le point nodal et l'objet divisée par la distance entre le point nodal et la rétine).

PUISSANCE DE RÉFRACTION TOTALE

Dans la procédure élaborée ci-dessus pour localiser la position du point nodal, si l'écran utilisé pour mesurer la distance entre les phosphènes projetés se retrouve au punctum remotum de l'œil et si l'œil est dans un état non-accommodé, la puissance de réfraction totale de l'œil peut aussi être déterminée. Lorsque l'écran est à foyer, le foyer secondaire de l'œil va coïncider avec la rétine. Donc, la distance entre le point nodal et la rétine sera égale à la distance entre le point nodal et le foyer secondaire.

Puisque, $N'F' = -f$

Et puisque $\frac{1}{-f} = F$ (la puissance de réfraction de l'œil)

$$F = \frac{1}{(N'F')}$$

ULTRASONOGRAPHIE

La technique la plus couramment utilisée pour mesurer les distances intraoculaires dans des situations cliniques (incluant la longueur axiale) est l'ultrasonographie. En plus de mesurer les distances intraoculaires, l'ultrason est devenu un outil important, car il peut être utilisé pour détecter, décrire et caractériser les tissus mous de l'œil et de l'orbite, même en présence d'opacités.

L'ultrason est une énergie de haute fréquence acoustique (vibrations soniques) qui est supérieure aux fréquences audibles (environ 18 000 à 20 000 Hz et plus). Les fréquences ultrasoniques utilisées pour mesurer les distances oculaires varient entre 1 à 25 mégahertz (MHz = un million de cycles/sec). Les fréquences plus élevées ont des longueurs d'onde plus courtes et donc, donnent une meilleure résolution spatiale que les fréquences plus basses. Toutefois, les fréquences plus basses (et les plus grandes longueurs d'onde) pénètrent les tissus en profondeur avant que l'énergie soit absorbée. La fréquence exacte utilisée dans le milieu ophtalmique dépend des mesures recherchées. En général, l'ultrason à haute fréquence est utilisé pour mesurer le segment antérieur alors que les fréquences plus basses sont utilisées pour déterminer la longueur axiale et pour évaluer les structures rétrobulbaires.

Même si l'ultrason est une énergie mécanique, il peut être réfléchi et réfracté de façon similaire à la lumière. Par exemple, lorsque l'ultrason est dirigé vers une interface entre deux tissus avec différentes impédances acoustiques (l'impédance acoustique est liée à la densité d'un milieu donné et à la vitesse de transmission du son dans ce milieu), la limite entre les deux tissus agit comme un miroir acoustique (et une surface de réfraction acoustique). Par conséquent, une partie de l'ultrason sera réfléchi selon la loi de la réflexion, c.-à-d. l'angle de réflexion sera égal à l'angle d'incidence.

Pour mesurer la position d'une interface donnée dans l'œil, l'ultrason est transmis à l'œil à partir d'un transducteur qui contient un **cristal piézoélectrique**. Ces cristaux piézoélectriques possèdent deux propriétés importantes. Premièrement, les surfaces de ces cristaux sont déformées (produisant ainsi des vibrations acoustiques) lorsqu'un courant électrique passe à travers le matériau. Deuxièmement, lorsque des ondes acoustiques frappent le cristal, elles produisent une charge électrique qui peut être enregistrée. Donc, si le transducteur est positionné de telle sorte que les ondes acoustiques croisent les interfaces tissulaires dans l'œil de façon perpendiculaire, le son est réfléchi (c.-à-d. un écho) vers le transducteur proportionnellement aux différences d'impédance acoustique des différents tissus. Les instruments ultrasoniques n'émettent pas continuellement des ultrasons. Habituellement, ils utilisent plutôt une procédure qui s'appelle la technique « d'écho impulsion ». Avec cette technique, une brève impulsion (typiquement d'une durée de 1 microseconde) est émise périodiquement. Entre les impulsions, l'instrument enregistre le temps écoulé entre l'émission de l'impulsion et la charge produite sur le cristal par le ou les échos de retour. Les temps écoulés peuvent être convertis en distances entre les multiples interfaces et la sonde en multipliant le temps mesuré par la vitesse du son dans les milieux respectifs.

L'ultrason ne voyage pas à une vitesse constante dans l'œil. Il voyage plus rapidement dans des structures plus denses (ex. le cristallin; 1650 m/sec) que dans les structures moins denses (ex. le vitré; 1530 m/sec). Toutefois, lorsqu'un instrument à ultrasons est utilisé pour mesurer la longueur axiale de l'œil, on suppose généralement que le son voyage à vitesse constante dans l'œil. Afin de prendre en considération les variations de vitesse acoustique intraoculaire, une moyenne pondérée pour la vitesse du son dans l'œil est typiquement utilisée (ex. 1540 m/sec). Il est important de noter que chez les patients aphakes, (c.-à-d. patients sans cristallin), il est nécessaire de supposer une vitesse légèrement plus basse pour le son que chez les patients normaux. La plupart des instruments commerciaux à ultrason ont maintenant une option de paramètres alternatifs pour les individus aphakes.

MODES D'ULTRASON

Pour l'usage ophtalmique, le temps entre les échos et la puissance des échos de retour sont affichés d'une de trois manières.

Mode A (A-scan, mode d'amplitude)

Le mode A est la technique d'ultrason la plus simple et la plus couramment utilisée. Avec cette technique, la force de l'écho produit par une interface donnée est affichée comme étant une déflexion verticale (axe des Y) par rapport à sa position (temps, axe des X) le long du faisceau d'ultrasons. La force de l'écho qui est en relation avec l'angle du faisceau incident et les différences d'impédance acoustique à l'interface, correspond à la hauteur de la déflexion affichée. Une échographie normale d'A-scan obtenue lorsque le transducteur est aligné avec l'axe optique est illustrée dans la Figure 2.39. Les déflexions associées aux surfaces antérieure et postérieure de la cornée, au cristallin ainsi qu'à l'interface vitréorétinienne, permettent de mesurer l'épaisseur cornéenne, la profondeur de la chambre antérieure, l'épaisseur du cristallin, la profondeur de la chambre postérieure et la longueur axiale. L'humeur aqueuse et le vitré devraient être acoustiquement clairs car ce sont des structures qui sont normalement homogènes.

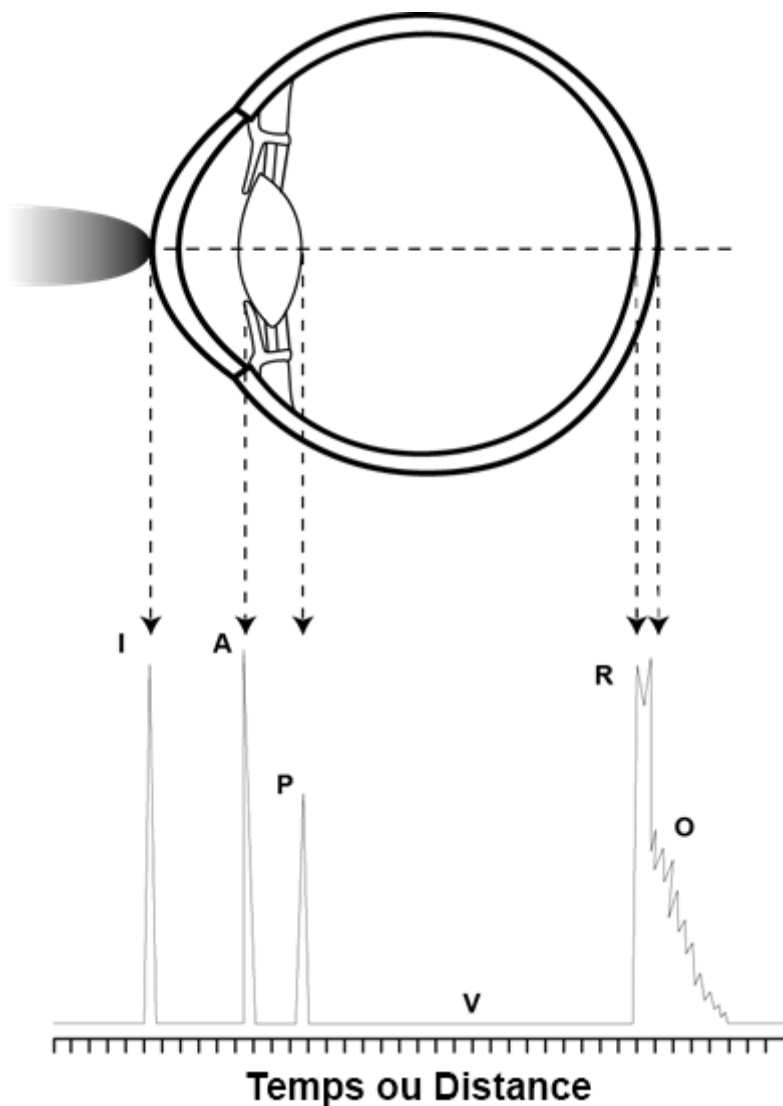


Figure 2.39: Une sonde à ultrasons sur la cornée et l'échographie A-scan résultante

Mode B (B-scan, mode luminosité)

Dans le mode B-scan, la force de l'écho de retour est représentée par une augmentation de la luminosité affichée en fonction du temps ou de la distance. Dans le mode B, l'orientation spatiale du transducteur est systématiquement changée. L'orientation du transducteur et l'orientation de l'affichage sont coordonnées pour que l'échographie B-scan ressemble à une coupe du globe. La Figure 2.40 montre un B-scan obtenu selon le méridien vertical d'un œil normal. Dans des systèmes de B-scan plus sophistiqués, la sonde oscille en 2 dimensions, ce qui permet de construire une échographie en 3 dimensions de l'œil.

Même si le B-scan est une procédure plus complexe, il fournit la représentation la plus visuelle des positions relatives des structures oculaires et par conséquent, il est rapidement en train de dépasser le A-scan comme étant la technique d'affichage la plus utilisée. Mais historiquement, le B-scan a été une procédure beaucoup plus compliquée en comparaison avec le A-scan. Par exemple, au lieu de simplement maintenir le transducteur en contact avec l'œil ou les paupières (comme c'est typiquement le cas pour un A-scan), une technique d'immersion était parfois nécessaire. Habituellement, le patient se couchait sur le dos et mettait des lunettes qui ressemblent à un masque de plongeur sans la visière. Ces lunettes étaient remplies avec une solution saline et la sonde était placée dans la solution. L'interface liquide entre la sonde et l'œil permettait de bouger la sonde (habituellement par le biais d'un dispositif mécanique programmable) sans perdre le contact acoustique avec l'œil. Plus récemment, des sondes de B-scan ont été fabriquées pour que le transducteur soit complètement scellé dans la sonde (environ 1.5 cm de diamètre) et qu'il tourne autour d'un point dans la sonde pour que de grands balayages du globe postérieur soient possibles simplement en plaçant la sonde directement sur la paupière des patients.

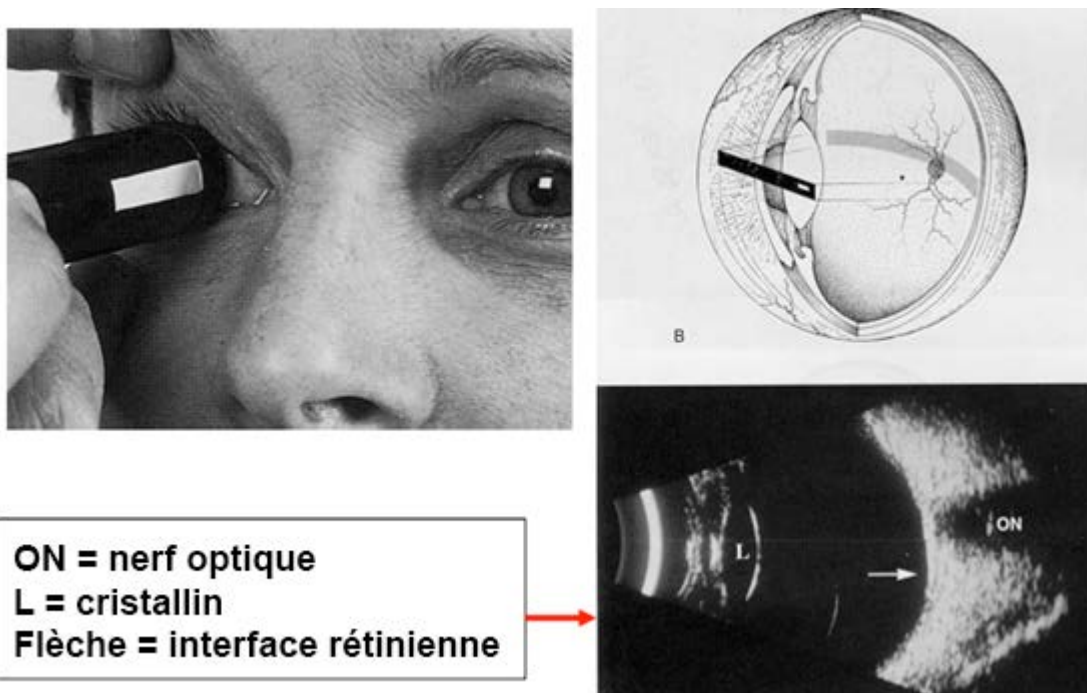


Figure 2.40: A B-scan selon le méridien horizontal

Mode M (M-scan, mode mouvement)

Dans le mode M, la position et la force des échos sont affichées comme étant des points lumineux sur l'écran. Mais contrairement au B-scan, le transducteur est maintenu stationnaire et c'est l'écran de l'oscilloscope (ou le film ou le papier quadrillé sensible à la lumière) qui est déplacé en « temps réel ». Un M-scan typique est illustré dans la Figure 2.41. Avec cette technique d'affichage, le mouvement des tissus associé à l'accommodation ou à des changements de pression vasculaire, etc. peut être observé dans le temps. Il est souvent utilisé pour déterminer les propriétés magnétiques des corps étrangers intraoculaires.

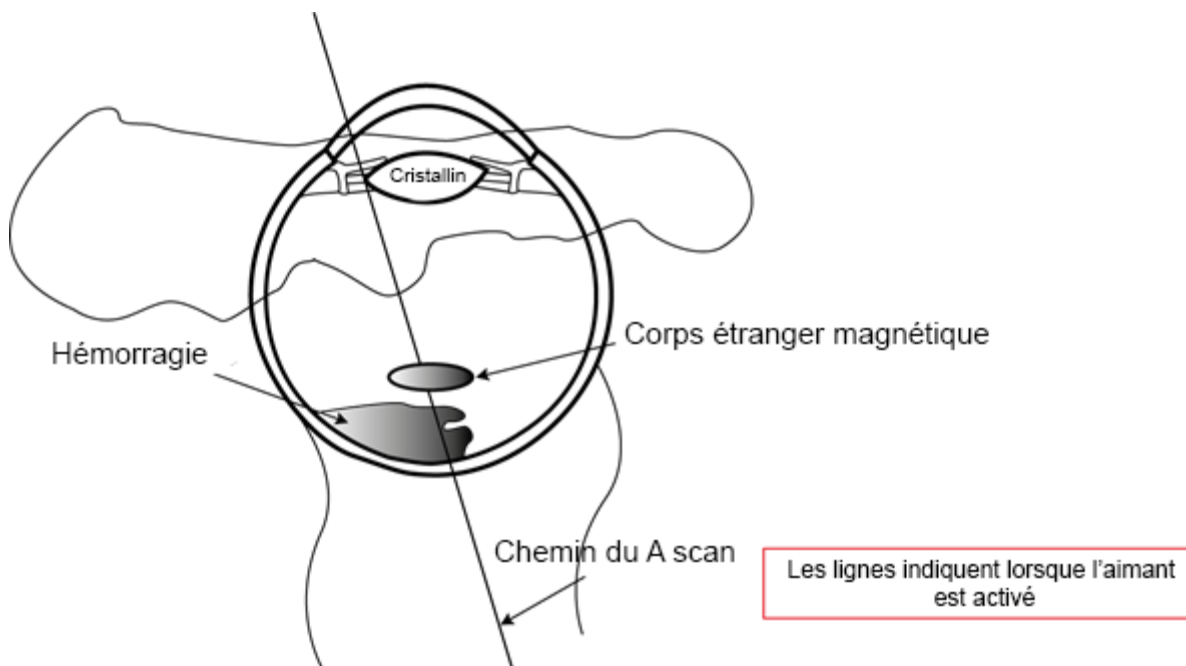


Figure 2.41: Un M-Scan peut être utilisé pour suivre le mouvement d'un corps étranger magnétique dans l'œil dans le temps

UTILISATIONS CLINIQUES DE L'ULTRASON

L'ultrason fournit une description précise des structures normales et anormales, même lorsque la structure en question ne peut pas être évaluée d'un point de vue optique. Les modes A et B, lorsqu'utilisés conjointement, semblent donner l'évaluation ultrasonique la plus complète. Le mode A donne la meilleure évaluation des différences d'impédance acoustique entre les différents tissus alors que le mode B donne une vue de l'œil en deux dimensions.

L'ultrason est couramment utilisé pour :

1. Localiser des corps étrangers intraoculaires,
2. Mesurer la longueur axiale (ces mesures sont particulièrement importantes pour déterminer la puissance appropriée pour les implants de lentilles intraoculaires) et l'épaisseur de la cornée,
3. Détecter et différencier les tumeurs (par exemple, des tumeurs choroïdales solides peuvent être différenciées des lésions remplies de liquide qui peuvent leur ressembler à l'ophtalmoscopie),
4. Caractériser les décollements rétiens et
5. Gérer des traumatismes oculaires (la position d'hémorragies peut être définie, la présence de synéchies postérieures et l'iris bombé peuvent être observés).

BIBLIOGRAPHIE

- Krueger SRR, Applegate RA, MacRae M. Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision. 2nd Edition. Slack, Inc., 2004.
- Duane TD, Tasman W and Jaeger EA. Duane's Clinical Ophthalmology. JB Lippincott Co. Chicago. 2011.
- Tunncliffe AH. Introduction to Visual Optics. Association of British Dispensing Opticians, 1993.
- Grosvenor TP and Flom MC. Refractive Anomalies: research and clinical applications. Butterworth-Heinemann, 1991.

- Atchison DA and Smith G. Optics of the Human Eye, Butterworth/Heinemann, 2000.
- Bennett AG and Rabbetts RB. Clinical Visual Optics, 3rd Edition. Elsevier Health Sciences, 1998.