



**Conception, évaluation et caractérisation de composants optiques multifocaux réfractifs et diffractifs .
Caractérisation, optimisation et réalisation de composants optiques multifocaux diffractifs et réfractifs.**

Dominique Baude

► **To cite this version:**

Dominique Baude. Conception, évaluation et caractérisation de composants optiques multifocaux réfractifs et diffractifs . Caractérisation, optimisation et réalisation de composants optiques multifocaux diffractifs et réfractifs.. Optique [physics.optics]. Université Paris Sud - Paris XI, 1990. Français. NNT : . pastel-00715856

HAL Id: pastel-00715856

<https://pastel.hal.science/pastel-00715856>

Submitted on 9 Jul 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ORSAY
N° d'ordre

THESE DE DOCTORAT
UNIVERSITE DE PARIS-SUD
CENTRE D'ORSAY

SPECIALITE :
OPTIQUE ET PHOTONIQUE

présentée

pour obtenir

Le titre de DOCTEUR EN SCIENCES

Par

BAUDE Dominique

SUJET : Caractérisation, optimisation et réalisation de composants optiques multifocaux diffractifs et réfractifs.

Soutenue le 5 Novembre 1990 devant la Commission d'examen.

MM. LOWENTHAL	<i>Président</i>
BOZEC	
JOYEUX	
CHAVEL	
LOUGNOT	
GUILLON	
OBRECHT	

1. The first part of the document is a list of the names of the members of the committee.

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été réalisés au sein du laboratoire de Physique des Images de l'Institut d'Optique (unité associée au CNRS URA14) dans le cadre d'un contrat CIFRE (convention CNRS - Société ESSILOR) et en collaboration avec le laboratoire de Photochimie Générale de l'Ecole Nationale Supérieure de Chimie de Mulhouse.

Le support financier de ces travaux a été assuré par la société ESSILOR et le CNRS.

Je remercie Monsieur le Professeur C. IMBERT pour m'avoir accueillie dans son laboratoire.

J'exprime également toute ma reconnaissance à Monsieur le Professeur S. LOWENTHAL, responsable du laboratoire de Physique des Images de l'Institut d'Optique, pour l'accueil qu'il m'a réservé et je le remercie d'avoir accepté d'assurer la présidence du jury de cette thèse.

Je tiens à remercier chaleureusement Messieurs P. CHAVEL, D. JOYEUX et J. TABOURY qui ont codirigé ces travaux avec disponibilité, efficacité et patience. Je suis également très reconnaissante à Monsieur D.J. LOUGNOT qui m'a fait profiter de ses conseils et de sa compétence en photochimie et qui a accepté de juger cette étude.

Je tiens également à remercier Monsieur G. OBRECHT, responsable du Service d'Optique Physiologique de la société ESSILOR d'avoir permis la réalisation de ce travail et pour les nombreux conseils qu'il m'a prodigués ainsi que Messieurs P. MONTEIL et C. MIEGE. Je suis reconnaissante à Messieurs P. BOZEC et GUILLON qui m'ont fait l'honneur d'être membre du jury de cette thèse.

Je remercie d'autre part tous les collègues du laboratoire de Physique des Images pour leurs conseils, et l'aide amicale qu'ils m'ont apportée pendant ces trois ans, en particulier Madame M. CALVIGNAC, et Messieurs D. PHALIPPOU et J.C. SAGET, ainsi que le personnel de l'Institut d'Optique qui a participé à la réalisation de cette étude, en particulier les membres de l'atelier de mécanique et d'optique.

Enfin je n'oublierai pas Madame DELMOTTE qui a patiemment reproduit cette thèse et Madame Martine DUPONT qui a soigneusement revu la frappe de ce manuscrit.

SOMMAIRE

INTRODUCTION

FORMATION DE L'IMAGE RETINIENNE
DANS LE SYSTEME VISUEL

LE SYSTEME OPTIQUE	14
Schéma anatomique simplifié de l'oeil	
Eléments dioptriques de l'oeil	
LA DETECTION	16
L'iris	
La rétine	
MODELISATION DU SYSTEME OPTIQUE	22
Oeil théorique de Le Grand	
Oeil théorique asphérique	
DEFAUTS AFFECTANT L'IMAGE RETINIENNE	27
Position des dioptries	
Aberrations	
Défauts irréguliers	
Défauts d'accommodation	
CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	37

CORRECTION DE LA PRESBYTIE EN OPTIQUE DE CONTACT
--

MONOVISION	42
VISION ALTERNEE	43
VISION SIMULTANEE	45
Dispositifs concentriques	45
Dispositifs diffractifs	48
Dispositifs asphériques	64
CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	67

METHODES ET OUTILS DE CALCUL

LE SYSTEME OPTIQUE	72
PRINCIPE DE HUYGENS FRESNEL	74
APPROXIMATION DE FRESNEL	75
Termes d'obliquité et de distance	
Terme de phase	
CALCUL DE LA REPONSE PERCUSSIONNELLE	77
ENERGIE ENCERCLEE	81
FONCTION DE TRANSFERT INCOHERENTE	82
IMAGE FORMEE PAR LA LENTILLE ET INFLUENCE DU CENTRAGE	84
CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	85

PERFORMANCES OPTIQUES DES LENTILLES DE CONTACT POUR LA CORRECTION DE LA PRESBYTIE
--

ECLAIREMENT SUR L'AXE ET ADDITION	89
Lentille sphérique	90
Lentille concentrique bifocale	91
Lentille diffractive bifocale	92
Lentille asphérique	98
Conclusion	107
 REPONSE PERCUSSIONNELLE ET ENERGIE ENERCLEE	 109
Réponse percussionnelle	110
Image rétinienne d'un point objet	115
Energies encerclées	123
Conclusion	124
 FONCTION DE TRANSFERT ET RESTITUTION DES CONTRASTES	 126
Diagrammes d'isocontraste à diamètre pupillaire donné	127
Diagrammes d'isocontraste à fréquence spatiale fixée	130
Diagrammes d'isocontraste à proximité constante	134
 PERTURBATION DES IMAGES RETINIENNES	 137
Image d'un test d'acuité classique	137
Effet d'un décentrement du composant	139
Modifications perceptives attendues chez les porteurs	144
 CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	 145

L E N T I L L E D E C O N T A C T
D E C O R R E C T I O N D E L A P R E S B Y T I E
T E C H N O L O G I E E T F A B R I C A T I O N

FABRICATION DIRECTE	148
Systèmes non diffractifs	150
Systèmes diffractifs	152
PHOTOMODIFICATION D'UN HYDROGEL	155
Introduction	155
Matériaux d'enregistrement en holographie	155
Application aux matériaux compatibles avec l'optique Ophtalmique	172
CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	184

M E T R O L O G I E E T P H O T O I N S C R I P T I O N
D E S L E N T I L L E S D E C O N T A C T

MESURE DE PUISSANCE	191
Frontofocomètre	191
Interféromètre à décalage de phase latéral	193
QUALITE D'USINAGE	197
Contrôle de la profondeur de gravure	198
Contrôle de l'état de surface	200

CONTROLE DE LA MODULATION D'INDICE PHOTOINSCRITE	201
Modulation d'indice maximale	201
Homogénéité du réseau formé dans l'épaisseur	202
Mesure interférométrique de l'indice photoinscrit	203
 BANC DE PHOTOINSCRIPTION	 208
Objectif de projection	208
Source	209
Masque tournant	210
Résultats	212
 CONCLUSION - BIBLIOGRAPHIE	 217

C O N C L U S I O N E T P E R S P E C T I V E S
--

A N N E X E S

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Comme tous les organes des sens, mais plus que tout autre, la vision est une liaison entre l'homme et son environnement.

Le message issu de l'objet qui arrive à l'oeil est optique; la rétine reçoit des photons qui constituent la première forme de l'information visuelle. De la rétine au cerveau, il est physiologique; à partir de la rétine, il n'y a plus d'image mais des informations détaillées sur cette image. Ces informations sont adressées à plusieurs centres du cerveau: au cortex pour le processus d'identification et à des centres d'association pour l'auto-réglage du système visuel assurant en permanence la mise au point de l'optique oculaire. Cette dernière fonction est appelée accommodation, elle permet l'acquisition de l'information visuelle selon une dimension supplémentaire de l'espace, la profondeur. L'accommodation évolue constamment au cours de la vie pour devenir inopérante avec l'âge aux alentours de 45 ans. Cette limitation de fonctionnement est appelée presbytie.

L'acquisition des informations visuelles peut être perturbée par des défauts du système oculaire. Ces défauts sont de deux ordres, soit optiques (mauvaise focalisation due à une erreur de position des dioptries du système oculaire), soit fonctionnels (impossibilité d'ajuster la mise au point, du fait de la presbytie). Les premiers peuvent aisément être corrigés par l'adjonction d'une lentille au système oculaire (paire de lunettes ou lentilles de contact). La presbytie ne peut quant à elle, à l'heure actuelle, être totalement corrigée. En effet, ceci supposerait le remplacement du cristallin par un composant optique dynamique à focale variable. On peut uniquement la pallier par des lunettes ou lentilles de contact multifocales. Les premières sont connues de longue date (verres double foyer ou progressif). Nous nous attacherons dans cette étude à la conception, l'évaluation et la réalisation des secondes.

La correction de la presbytie par lentilles de contact est beaucoup plus délicate à mettre en oeuvre et fait appel à un compromis (entre le caractère multifocal et la qualité d'image). Pour réaliser ce compromis, on doit tenir compte de tous les paramètres du système oculaire et plus généralement visuel qui sont en liaison avec l'accommodation et la presbytie. C'est pourquoi, il nous est apparu indispensable de commencer par un chapitre de rappels d'optique physiologique qui permettra de mettre en place tous les paramètres du système visuel nécessaires à l'étude.

Les moyens de correction de la presbytie par lentilles de contact multifocales sont décrits dans le second chapitre. Ces composants multifocaux présentent des focales discrètes ou un continuum de mise au point. Nous les classerons en trois familles: les lentilles diffractives, les lentilles bifocales et les lentilles asphériques.

L'étude portera ensuite sur l'évaluation de leurs performances optiques et les conséquences attendues sur le système visuel. Nous mettrons d'abord en place des méthodes et outils de calcul, puis les performances de ce type de corrections, en fonction des conditions d'utilisation rencontrées par le sujet presbyte, sont présentées sous plusieurs formes: diagrammes de mise au point, nappes de réponse percussionnelle, taches images, énergie encerclée et diagrammes d'isocontraste.

Nous aborderons ensuite les principes de fabrication envisageables pour réaliser ces composants. L'intérêt d'une nouvelle technique de gradient d'indice photoinscrit, nous est apparu à la suite d'études récentes menées sur les photopolymères applicables à l'holographie. Cette technique permet de dissocier la correction dioptrique de la compensation de la presbytie donc une plus grande souplesse de fabrication. Enfin nous concluerons en présentant les moyens de fabrication et de contrôle de ces composants ainsi que les résultats obtenus.

CHAPITRE I

**FORMATION DE L'IMAGE RETINIENNE
DANS LE SYSTEME VISUEL**

FORMATION DE L'IMAGE RETINIENNE DANS LE SYSTEME VISUEL

Avant de parler de la presbytie et de sa correction, il est nécessaire d'effectuer des rappels d'optique physiologique qui permettront de dégager tous les paramètres importants que nous utiliserons par la suite dans la conception et la caractérisation des moyens de correction.

Le traitement de l'information visuelle chez l'homme relève d'un mécanisme très complexe qui comprend la formation de l'image par un système optique, la détection par une matrice de photorécepteurs (la rétine) et le prétraitement de l'information par des cellules spécialisées et enfin le traitement de l'information par le système neuronal.

Le système optique est le premier étage de la chaîne visuelle. Un défaut ou une altération de celui-ci va provoquer une perturbation de l'analyse des informations visuelles par le cortex et entraînera des troubles visuels voir perceptifs. Les défauts visuels ou fonctionnels peuvent être corrigés ou compensés par des systèmes optiques correcteurs. Nous étudierons leur influence sur l'image rétinienne dans les chapitres qui vont suivre et ne considérerons dans un premier temps, que le premier élément de la chaîne visuelle, c'est-à-dire le système optique et ses caractéristiques.

LE SYSTEME OPTIQUE

Le système optique de l'oeil est constitué d'une association de dioptries qui assurent la focalisation des images sur la rétine. Il est, de plus, capable de modifier ses caractéristiques dioptriques, afin d'ajuster sa distance focale en fonction de l'éloignement de l'objet observé. Cet ajustement est un mécanisme réflexe appelé accommodation. Nous allons décrire maintenant les différents éléments dioptriques de l'oeil et leur rôle au niveau de la formation de l'image rétinienne et de sa qualité.

1. SCHEMA ANATOMIQUE SIMPLIFIE DE L'OEIL :

Le système optique regroupe les éléments suivants : la cornée (1), l'humeur aqueuse (2), le cristallin (3) qui est l'élément dioptrique responsable de l'accommodation, le corps vitré (4), la rétine (5), la pupille de l'oeil (6). Nous présentons dans la figure 1 une coupe anatomique de l'oeil d'après Le Grand où l'on distingue tous ces éléments (ref. 1).

L'oeil parfait ou emmétrope forme sur la rétine, une image nette d'un objet à l'infini sans avoir besoin d'accommoder. Sa puissance totale définie comme l'inverse de sa distance focale vaut dans ce cas environ 60 dioptries.

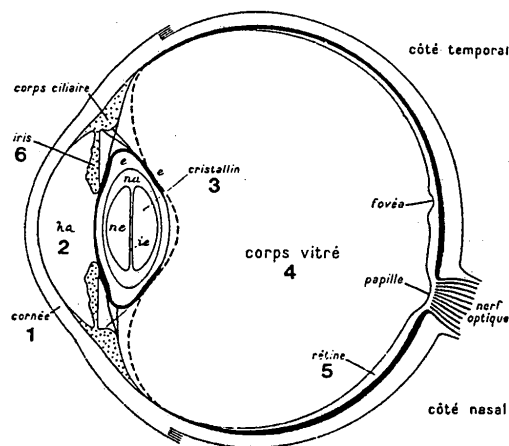


figure 1 : schéma anatomique simplifié de l'oeil d'après Le Grand (réf. 1).

2. ELEMENTS DIOPTRIQUES DE L'OEIL :

Toutes les valeurs citées dans ce qui va suivre ne sont que des valeurs moyennes qui peuvent varier selon les individus.

La cornée :

La cornée constitue le premier dioptre du système visuel. Dans la réalité, ce dioptre est loin d'être un dioptre sphérique et ses inégalités de courbure le rendent responsable de la plupart des défauts d'astigmatisme (distance focale différente selon deux directions perpendiculaires). Du point de vue de l'accommodation, la cornée est un composant inerte.

Le rayon de courbure de sa face antérieure est en moyenne de 7.8 mm au centre. Cependant la valeur de ce rayon peut présenter une forte dispersion selon les individus, entre 7 et 8.5 mm. Ce rayon de courbure joue un rôle important dans l'adaptation des lentilles de contact destinées à la correction des défauts visuels rencontrés chez des sujets dont l'oeil s'écarte de l'oeil emmétrope. En effet, le rayon de courbure interne de la lentille doit être choisi en fonction du rayon de courbure de la cornée du porteur afin d'assurer un bon confort au porté.

De plus, même si on élimine les défauts qui ne sont pas à symétrie de révolution, la face antérieure de la cornée n'est pas sphérique même pour un oeil emmétrope.

La face postérieure de la cornée présente une surface sphérique de rayon de courbure 6.5 mm. L'épaisseur totale de la cornée atteint 0.55 mm au sommet et son indice vaut 1.367. Ceci donne une contribution de 48 dioptries pour la cornée à la puissance totale de l'oeil.

L'humeur aqueuse :

L'humeur aqueuse est un liquide qui remplit l'espace qui sépare la cornée de l'iris sur 3 mm. Son indice est celui du sérum : 1.336.

Le cristallin :

Le cristallin est l'élément dioptrique responsable de l'accommodation: c'est une lentille biconvexe déformable sous l'action des muscles ciliaires, ce qui assure le changement de mise au point ou accommodation. Il permet donc de voir net à une distance quelconque dans la mesure de ses capacités c'est à dire, pour l'oeil emmétrope d'un jeune adulte, de l'infini à 30 cm.

En liaison avec l'âge de l'individu, il existe un phénomène de vieillissement du cristallin. Celui-ci perd de son élasticité graduellement, diminuant ainsi l'amplitude d'accommodation disponible jusqu'à l'annuler complètement. Dans un état désaccommodé, le cristallin présente une épaisseur au centre de 4 mm et un diamètre de 10 mm. Ses faces antérieure et postérieure ont des rayons de courbure au centre qui valent respectivement 10.2 mm et -6 mm et des coefficients d'asphéricité de -3.13 et -1. Ces valeurs varient en fonction de l'état d'accommodation, en particulier pour la face antérieure qui est la plus déformée pendant l'accommodation (cf paragraphe modélisation du système optique).

Le corps vitré :

Le corps vitré est un gel transparent remplissant l'espace entre le cristallin et la rétine, il est formé de 99 % d'eau.

LA DETECTION

Deux éléments du système visuel jouent un rôle au niveau de la détection : la rétine qui contient les photorécepteurs responsables de l'acquisition du signal visuel et l'iris qui règle le niveau du signal par l'ouverture ou la fermeture réflexe de la pupille d'entrée de l'oeil.

1. L'IRIS

L'iris est une membrane souple qui possède un diamètre extérieur de l'ordre de 12 mm. Elle s'appuie sur la face antérieure du cristallin et limite une ouverture circulaire centrée appelée pupille. La pupille règle la pénétration de la lumière dans l'oeil.

La taille de la pupille qui correspond au diamètre intérieur de l'iris est contrôlée par une innervation qui se superpose à celle du cristallin. De nombreux paramètres peuvent modifier son diamètre, en particulier le niveau d'éclairement rétinien et l'état d'accommodation du cristallin. En pratique le diamètre de la pupille peut varier de 2 à 8 mm pour un sujet jeune dans des conditions extrêmes d'éclairage. Cependant dans des conditions correspondant à la vision diurne, ce diamètre reste compris entre 2 et 4 mm. Les courbes de la figure 2 représentent la variation du diamètre pupillaire en fonction du logarithme de la luminance de la scène observée d'après Le Grand (réf. 3, 5, 6, 7).

Les variations du diamètre pupillaire en fonction de l'accommodation ont été mesurées entre autre par R. Schäffer et R. Weale (réf. 4) à deux niveaux de luminance de la scène, à savoir 1 et 3000 cd/m^2 , sur des sujets presbytes et non-presbytes (cf figure 3). Ces niveaux correspondent à une vision diurne et à une vision nocturne. Ces résultats montrent une contraction de la pupille en fonction de l'état d'accommodation du cristallin, qui peut s'expliquer par l'innervation superposée du cristallin et de la pupille que nous avons déjà mentionnée (cf figure 4).

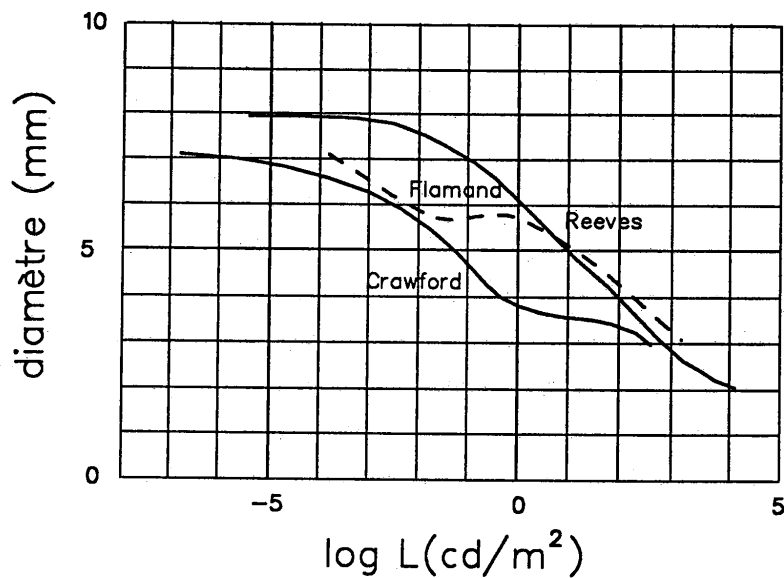


figure 2 : variation du diamètre pupillaire en fonction de la luminance de la scène observée selon différents auteurs (réf. 3, 5, 6, 7).

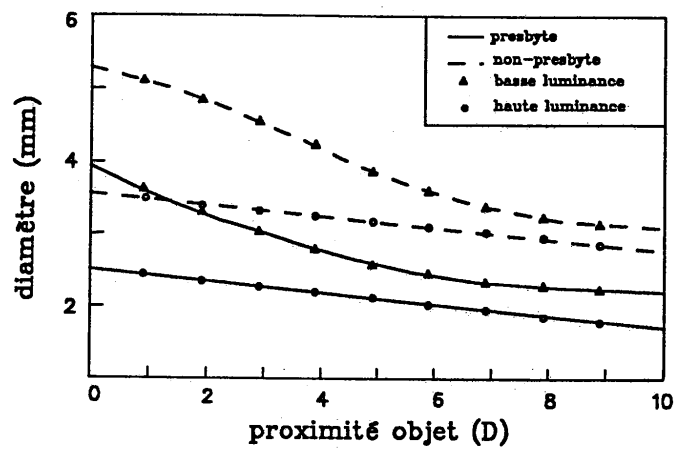


figure 3 : diamètre pupillaire en mm en fonction de la proximité de la cible en dioptries d'après Schäffer et Weale : influence de la presbytie et de la luminance (réf. 4).

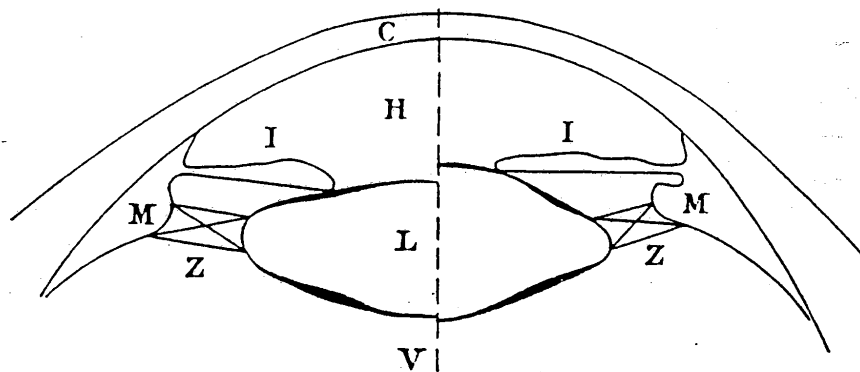


figure 4 : déformation du cristallin et contraction de la pupille pendant l'accommodation. A gauche oeil non accommodé, à droite oeil accommodé: C cornée, H humeur aqueuse, I iris, L cristallin, M muscle ciliaire, V corps vitré, Z zonule.

En conclusion, on peut dire que pour des conditions usuelles d'éclairage en vision diurne, le diamètre pupillaire d'un sujet presbyte varie entre 2 et 4 mm. Ce diamètre pupillaire est également corrélé à la proximité de la scène, la pupille ayant une contraction réflexe en vision de près, pour atteindre une valeur située entre 2 et 2.5mm.

2. LA RETINE :

La rétine est une membrane constituée en structure lamellaire, dont une des couches contient les photorécepteurs. Elle transforme l'image projetée par le système optique en un message nerveux véhiculé vers le système neuronal par le nerf optique. La rétine est une surface qui peut être en première approximation assimilée à une sphère de rayon de courbure 12 mm (cf figure 5). Le sommet de celle-ci est situé à environ 16 mm de la face postérieure du cristallin.

L'information est échantillonnée par les récepteurs visuels : les cônes et les bâtonnets dont la répartition sur la rétine n'est pas uniforme (cf figure 6). Les cônes au nombre de 5 à 6 millions se répartissent sur toute la rétine avec une densité maximale dans la fovéa en particulier au centre de celle-ci sur une zone appelée la fovéola. L'image du point de fixation se forme sur le centre de la fovéola. La fovéa ne contient que des cônes. Les bâtonnets au nombre de 130 millions se répartissent sur le reste de la rétine.

La fovéola est une zone de 300 μm de diamètre au centre de la fovéa dont le diamètre total est de 1.5 mm. Elle sous-tend un angle visuel de 20' qui représente deux fois le diamètre apparent de la lune contre un angle de 3° au total pour la fovéa, angle qui correspond à une zone de diamètre égal à 10 cm à 1 m de l'oeil (cf figure 5). La vision dite fovéale ou centrale correspond à la détection d'objets peu étendus et est beaucoup plus "précise" que sur le reste de la rétine où la vision est dite périphérique. En effet sur la fovéa chaque cône envoie de façon individuelle l'information au cortex. La résolution est donc maximale et supérieure à 2.5 μm , écartement moyen entre 2 cônes, ce qui correspond angulairement à 0.5'. Au contraire en périphérie de la fovéa les photorécepteurs sont connectés en groupe de 5, 10, 50 voir 100 sur un seul conducteur afin d'accroître la sensibilité ce qui se fait au détriment du pouvoir de résolution (réf. 9).

Il existe aussi une sensibilité directionnelle de la rétine qui a été décrite puis modélisée par Stiles et Crawford en 1933. Pour une position donnée d'un point image sur la rétine, les rayons lumineux passant par la pupille à diverses hauteurs par rapport à son centre n'auront pas la même efficacité dans la perception du niveau d'éclairement. Cette efficacité $\times$ peut être

décrite simplement en première approximation par la loi suivante : $\log_{10} x = -ar^2$ avec $a \sim 0.05$ et r position d'incidence du rayon considéré dans la pupille exprimée en mm (réf. 10). Du fait de l'effet Stiles Crawford, on peut remplacer l'aire réelle de la pupille $S = \pi d^2/4$ par une aire réduite plus petite, qui, en supposant le point d'efficacité maximale au centre de la pupille, serait $S_r = 2\pi \int_0^{d/2} x \, r \, dr$. Finalement on aboutit à l'expression :

$$S_r = \frac{\pi}{2.3 \times a} (1 - \exp(-2.3 \times a \times d^2/4)).$$

On peut faire deux remarques au sujet de cet effet directionnel (cf figure 7) : la première est que, dans des conditions de vision diurne, l'ouverture de la pupille est telle qu'il aura peu d'influence, la seconde fait référence aux défauts de sphéricité des dioptries du système optique que nous avons déjà décrits, l'effet Stiles Crawford diminuant l'efficacité des rayons passant à la périphérie de la pupille, il limitera l'influence de ces défauts au niveau de la perception de l'image rétinienne.

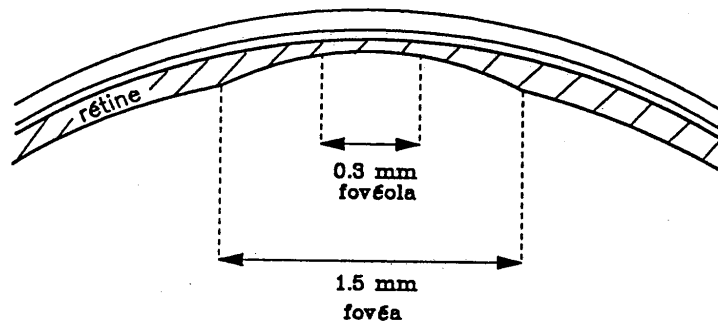


figure 5 : aspect schématique d'une coupe de la rétine montrant l'étendue de la fovéa (réf 9).

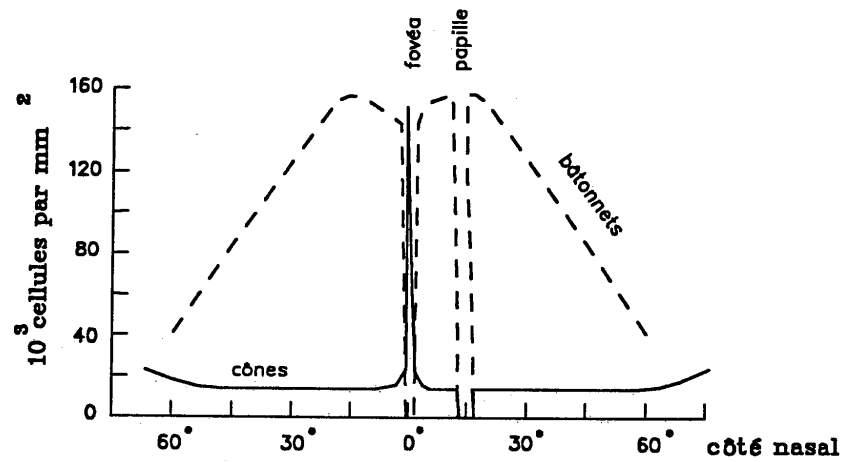


figure 6 : répartition des récepteurs, cônes et bâtonnets, sur la rétine d'après Darras (réf. 9).

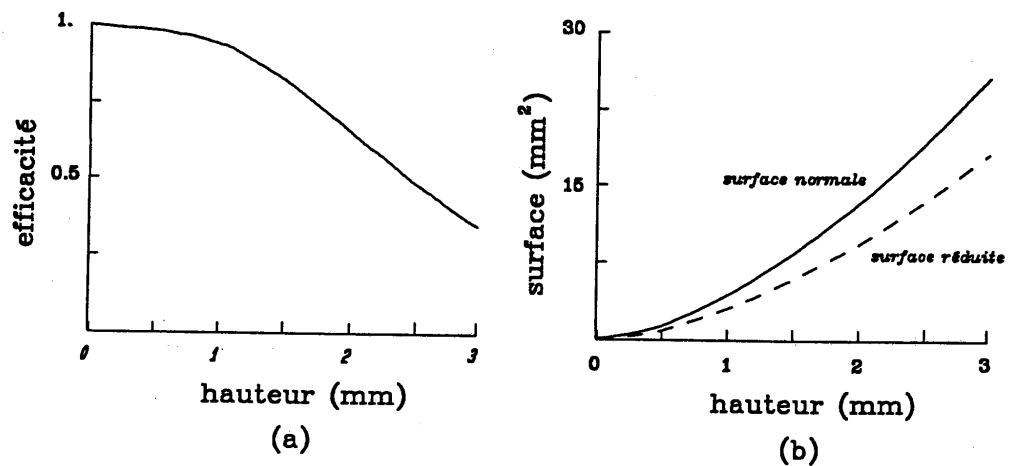


figure 7 : Effet Stiles Crawford : (a) efficacité des rayons selon leur incidence dans la pupille, (b) surface de pupille réelle et surface de pupille réduite (réf 10).

MODELISATION DU SYSTEME OPTIQUE

Comme nous venons de le voir, l'oeil est constitué de plusieurs dioptries donc de plusieurs surfaces de discontinuité d'indice. Trois de ces surfaces ont des puissances nettement plus élevées que les autres: la face antérieure de la cornée, les faces antérieures et postérieures du cristallin. Si ces trois surfaces essentielles pouvaient être considérées comme de révolution autour d'un axe commun, on pourrait admettre que l'oeil est un système centré. Il n'en est rien (astigmatisme cornéen et cristallinien). Pour le moment nous négligerons cette difficulté que nous aborderons dans le paragraphe sur les aberrations. D'autre part l'axe du cristallin défini par la normale commune à ses deux faces ne passe pas exactement par le centre de courbure de la cornée, celui-ci étant habituellement décalé du côté temporal avec un écart pouvant dépasser 0.1 mm. Ceci nous amène à une imprécision sur la définition de l'axe optique de l'ordre de 1 à 2°. En première approximation cet écart peut être négligé et l'oeil peut tout de même être modélisé par un système centré.

Il existe bon nombre de modélisation de l'oeil, nous avons choisi d'en présenter deux qui ont l'avantage d'être assez simples et de fournir de bonnes informations sur l'optique de l'oeil. L'une connue de longue date est celle de Y. Le Grand, l'autre plus récente est celle de R. Navarro et al. qui tient compte de l'aberration sphérique et de l'accommodation.

1. OEIL THEORIQUE DE LE GRAND :

Avant de décrire ce modèle d'oeil théorique développé par Le Grand dans son traité d'Optique Physiologique, nous rappellerons que ce modèle suppose l'approximation paraxiale applicable à l'oeil. Pour une pupille de 4 mm de diamètre, ce qui correspond à la vision diurne, l'erreur commise sur le calcul de la puissance totale de l'oeil, en effectuant cette approximation, est de l'ordre de 1 dioptrie, valeur inadmissible dans l'étude de la vision. En toute rigueur on ne devrait donc étudier la formation des images qu'en considérant la marche réelle des rayons. Cependant nous avons vu que la cornée s'aplatissait latéralement ce qui limite

l'aberration sphérique de l'oeil (cf figure 2). D'autre part l'approximation paraxiale étant valable si l'on considère uniquement les systèmes de correction dioptriques des défauts visuels et les aberrations n'intervenant pas dans cette correction, nous considérerons ces dernières comme une donnée constante du problème qui sera traitée à part.

Ces réserves faites, Le Grand a calculé dans l'approximation de l'optique paraxiale les constantes de l'oeil théorique, considéré comme un système centré constitué de quatre dioptries sphériques : la face antérieure de la cornée (air, cornée), la face postérieure de la cornée (cornée, humeur aqueuse) la face antérieure du cristallin (humeur aqueuse, cristallin) et la face postérieure du cristallin (cristallin, corps vitré) (réf. 1).

Les données du tableau de la page suivante décrivent entièrement cet oeil théorique, l'origine des positions pour les dioptries et les points principaux étant le sommet de la face antérieure de la cornée. Ce modèle conduit à un dioptre équivalent représenté dans la figure 8 de puissance totale égale à 60 D environ.

Remarque : l'indice indiqué pour le cristallin n'est qu'un indice moyen, celui-ci variant localement et selon l'état d'accommodation (le milieu de référence pour les puissances est toujours l'air).

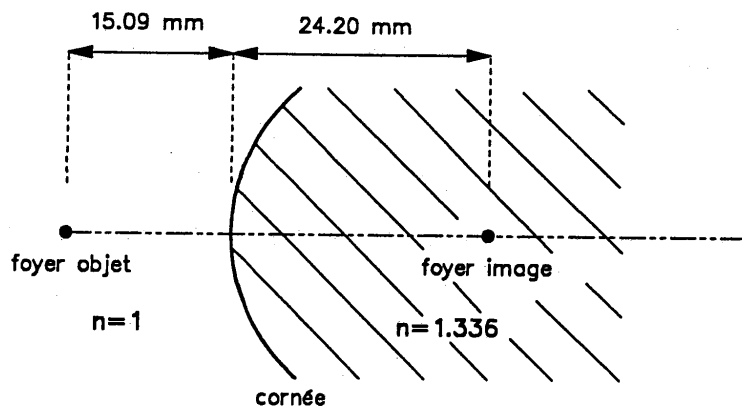


figure 8 : Dioptre équivalent de l'oeil théorique désaccommodé

Indices de réfraction	
cornée	1.377
humeur aqueuse	1.337
cristallin	1.42
corps vitré	1.336
Position des dioptries (mm)	
surface postérieure de la cornée	0.55
surface antérieure du cristallin	3.6
surface postérieure du cristallin	7.6
Rayons de courbure (mm)	
surface antérieure de la cornée	7.8
surface postérieure de la cornée	6.5
surface antérieure du cristallin	10.2
surface postérieure du cristallin	-6
Puissances (dioptries)	
surface antérieure de la cornée	48.35
surface postérieure de la cornée	-6.11
surface antérieure du cristallin	8.10
surface postérieure du cristallin	14
Cornée	
puissance (D)	42.36
position du point principal objet (mm)	-0.06
position du point principal image (mm)	-0.06
longueur focale objet (mm)	-23.61
longueur focale image (mm)	31.57
Cristallin	
puissance (D)	21.78
position du point principal objet (mm)	6.02
position du point principal image (mm)	6.2
longueur focale objet (mm)	-61.41
longueur focale image (mm)	61.84
Oeil complet	
puissance (D)	59.94
position du point principal objet (mm)	1.59
position du point principal image (mm)	1.91
position du foyer objet (mm)	-15.09
position du foyer image (mm)	24.2
longueur focale objet (mm)	-16.68
longueur focale image (mm)	22.29
position du point nodal objet (mm)	7.2
position du point nodal image (mm)	7.51

2. OEIL THEORIQUE ASPHERIQUE :

Les dioptries constitutifs du système optique de l'oeil présentent des défauts de sphéricité. De plus, l'oeil n'étant pas un système stigmatique, il présenterait donc, même si tous les dioptries qui le constituaient étaient sphériques et centrés, une aberration sphérique. Cette aberration sphérique n'est pas prise en compte dans le modèle d'oeil théorique de Le Grand. Un modèle assez récent a été mis en place par R. Navarro (réf. 2) pour modéliser ces aberrations sphériques de l'oeil en remplaçant les surfaces sphériques de l'oeil théorique de Le Grand par des surfaces asphériques d'équation :

$r^2 + (1+Q) z^2 - 2Rz = 0$ avec r position radiale, R rayon de courbure au centre et Q coefficient d'asphéricité sans dimension.

Le tableau des paramètres décrivant le modèle d'oeil asphérique non accommodé développé par R. Navarro est présenté ci-dessous:

rayon de courbure des dioptries face antérieure cornée 7.72 mm face postérieure cornée 6.5 mm face ant. cristallin 10.2 mm face post. cristallin -6 mm	asphéricité Q face antérieure cornée -0.26 face postérieure cornée 0 face ant. cristallin -3.13 face post. cristallin -1.
épaisseur des dioptries cornée 0.55 mm humeur aqueuse 3.05 mm cristallin 4 mm corps vitré 16.4 mm puissance totale 60.4 D	indice cornée 1.367 humeur aqueuse 1.337 cristallin 1.42 corps vitré 1.336

Pour une pupille de diamètre inférieur à 6 mm, les résultats du modèle d'oeil non-accommodé sont assez voisins des résultats expérimentaux. Il faut noter que ces paramètres ne sont valables que dans un état désaccommodé de l'oeil. R. Navarro a étendu le modèle en faisant varier ces paramètres en fonction de l'état d'accommodation du cristallin, nous présentons figure 9, la puissance du modèle d'oeil asphérique en fonction de l'accommodation et de la hauteur dans la pupille.

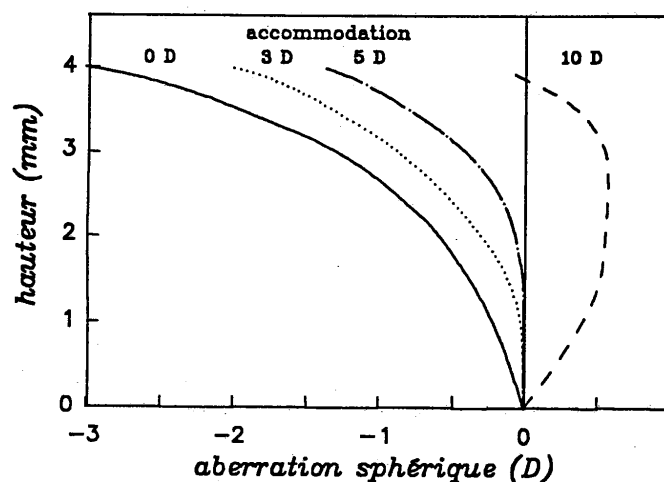


figure 9 : écart de puissance du modèle d'oeil asphérique en fonction de l'état d'accommodation du cristallin et de la position radiale d'après R. Navarro (réf. 2).

On remarquera que pour des diamètres pupillaires inférieurs à 4 mm, correspondant à des conditions de vision diurne, l'aberrationsphérique totale de l'oeil ne dépasse pas en moyenne 0.5 dioptries. En réalité cette aberration présente des variations selon les individus allant de 0.1 à 0.5 dioptries. De plus, il ne faut pas oublier que l'influence de cette aberration sphérique est limitée par l'effet Stiles-Crawford. Dans un premier temps nous ferons donc abstraction de ces aberrations dans les calculs des corrections des amétropies sphériques et de la presbytie puisqu'elles constituent une donnée constante pour l'oeil corrigé comme pour l'oeil non corrigé.

DEFAUTS AFFECTANT L'IMAGE RETINIENNE

L'image formée sur la rétine est plus ou moins parfaite selon les individus. Les défauts qui peuvent l'affecter résultent soit d'un mauvais positionnement des dioptries (amétropie), soit des aberrations (sphérique ou chromatique), soit d'irrégularités des milieux oculaires (défauts d'indice ou opacification), soit enfin d'un écart à la mise au point (défaut d'accommodation).

1. POSITION DES DIOPTRES

Quand l'image d'un objet éloigné se forme sur la rétine sans que l'oeil ait besoin d'accommoder, celui-ci est considéré comme normal ou emmétrope. Son foyer image est alors situé sur la rétine. L'oeil peut s'écarter de la normale, c'est-à-dire devenir amétrope quand l'image d'un point éloigné ne se forme pas sur la rétine mais soit en avant, alors le sujet est dit myope, soit en arrière, le sujet est dit hypermétrope (cf figure 10). Ces amétropies sont dites sphériques par opposition à l'astigmatisme. Ce type d'amétropie résultant de l'absence de symétrie de révolution de certains dioptries du système visuel, nous avons choisi de la classer dans les aberrations. On peut considérer que les amétropies sphériques sont des défauts de mise au point de l'oeil à "accommodation nulle".

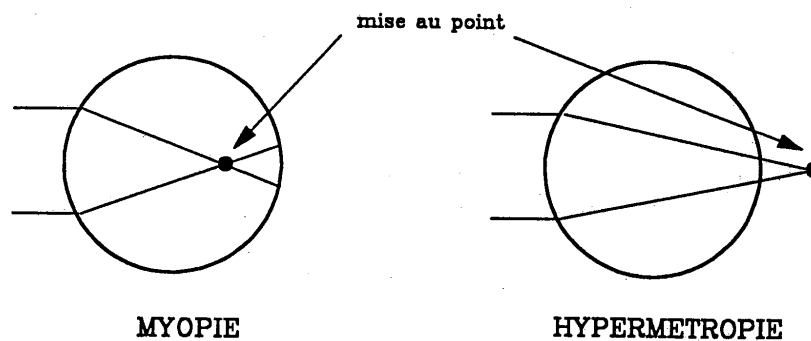


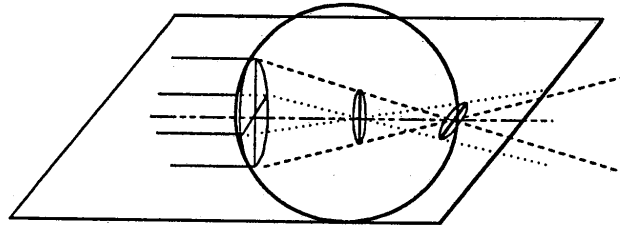
figure 10: myopie et hypermétropie.

2. ABERRATIONS

Nous avons regroupé sous le terme aberrations tout ce qui rend le système optique non stigmatique à savoir l'astigmatisme, l'aberration sphérique totale de l'oeil ainsi que l'aberration chromatique.

Astigmatisme :

L'astigmatisme est un défaut de symétrie de révolution des dioptries du système optique de l'oeil. Celui-ci affecte le plus souvent la cornée mais peut également toucher le cristallin. L'oeil possède alors deux focales distinctes dans deux directions perpendiculaires (cf figure 11).



ASTIGMATISME

figure 11 : astigmatisme

Aberration sphérique :

Nous rappelons qu'elle est à l'origine, selon les individus, d'un écart de puissance en vision diurne variant entre 0.1 à 0.5 dioptrie du centre à la périphérie de la pupille et qu'elle est dépendante de l'état d'accommodation.

Aberration chromatique :

L'aberration chromatique est due à la dispersion d'indice des milieux oculaires en fonction de la longueur d'onde. Elle est approximativement indépendante de l'état d'accommodation et elle est de l'ordre de 2 dioptries d'un bout à l'autre du spectre visible.

Considérons un oeil n'accommodant pas, il voit nette l'image d'un point particulier de son axe optique. Compte tenu de l'aber-

ration chromatique la position de ce point dépend de la longueur d'onde (cf figure 12). Soit $V(\lambda)$ la convergence de l'oeil à la longueur d'onde λ , celle-ci présente une décroissance dans le spectre visible du bleu au rouge. La loi de décroissance peut être approchée par une estimation au sens des moindres carrées de résultats expérimentaux tels que ceux présentés par M. Alpern (réf. 14). On obtient alors :

$$V(\lambda) = a_0 + a_1 \lambda + a_2 \lambda^2 \text{ avec } a_1 = -3.08 \cdot 10^{-2} \text{ D/nm et } a_2 = +2.17 \cdot 10^{-5} \text{ D/nm}^2.$$

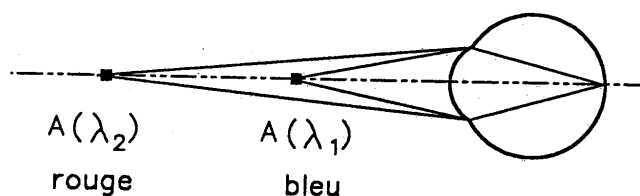
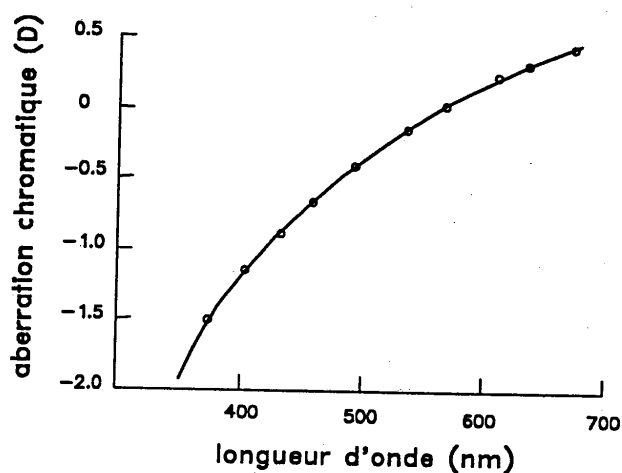


figure 12 : (a) vergence oculaire en fonction de la longueur d'onde sur le spectre visible d'après Alpern, (b) focalisation dans le bleu et dans le rouge.

Du fait de l'aberration chromatique, la vision nette de deux objets, l'un bleu, l'autre rouge, situés dans un même plan ne demandera pas le même effort accommodatif. La vergence oculaire étant plus importante dans le bleu, la mise au point sera plus facilement réalisée à cette longueur d'onde. Cependant l'influence de cette aberration chromatique de l'oeil est limitée par les courbes d'efficacité des récepteurs rétiniens. En effet ceux-ci répondent différemment selon la longueur d'onde du signal détecté (cf figure 13). Le maximum de sensibilité pour la vision diurne (vision photopique) correspond à 550 nm, longueur d'onde milieu du spectre visible.

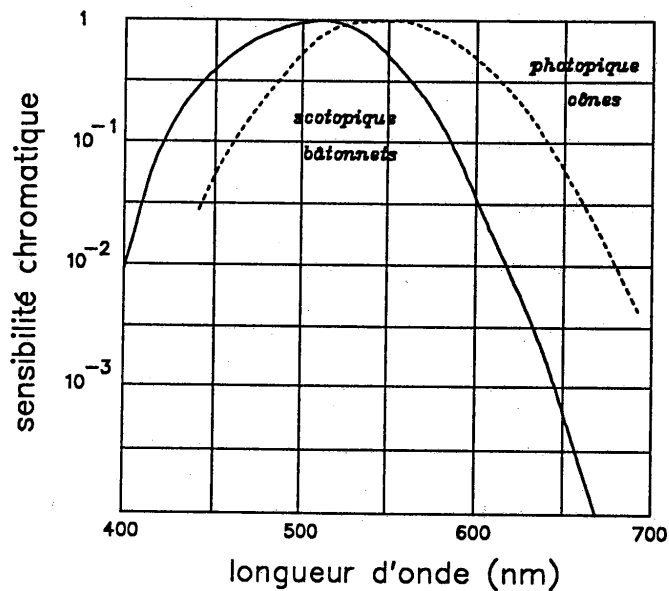


figure 13 : courbes de sensibilité à l'éclairage scotopique et photopique d'après Le Grand (réf. 3).

3. DEFAUTS IRREGULIERS

Le faisceau formant l'image rétinienne est également affecté par les hétérogénéités de transmission et d'indice des milieux oculaires qui produisent diffusion et déformation aléatoire des surfaces d'onde. Malheureusement, il est impossible de connaître la contribution de ces défauts propres à chaque individu dans l'image formée par le système optique de l'oeil. De plus ces défauts évoluent au cours du temps avec une tendance à l'augmentation due au vieillissement des tissus oculaires. Ce phénomène de vieillissement des milieux oculaires est à l'origine d'une baisse d'acuité visuelle qui commence vers 45 ans environ.

Cette baisse d'acuité peut être mesurée en utilisant des tests classiques de mesure de l'acuité appelés optotypes de Snellen. Ces optotypes sont des tableaux de chiffres ou de lettres présentés à 5 mètres du sujet. La taille de ces caractères est variable, le rapport épaisseur de trait/hauteur du caractère restant égal à 5. Un caractère juste déchiffré par le sujet correspond à une acuité de Snellen de $10/a$ dixièmes si les traits qui le constituent sous-tendent un angle de a minutes.

Nous présentons figure 14 une courbe moyenne de résultats obtenus pour la mesure de la baisse d'acuité en fonction de l'âge par Donders (1864), Burg (1966), Milne (1972), Owsley (1983) (réf. 16).

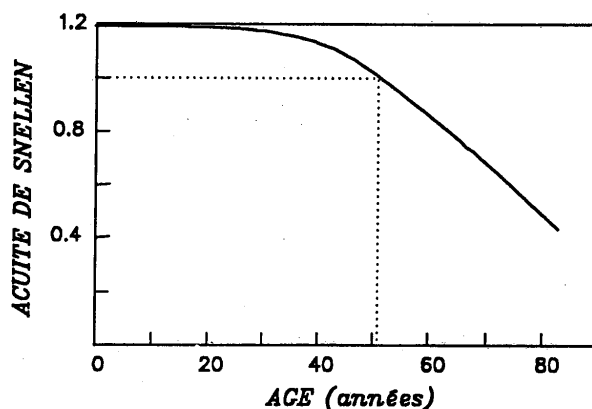


figure 14 : baisse de l'acuité de Snellen en fonction de l'âge du sujet, courbe moyenne obtenue d'après divers auteurs (réf. 16).

4. DEFAULT D'ACCOMMODATION

L'accommodation est un mécanisme qui permet la mise au point des images sur la rétine par une augmentation de la puissance du cristallin sous l'action du muscle ciliaire. Les réserves d'accommodation supérieures à 16 dioptries à la naissance diminuent constamment avec l'âge pour devenir inférieures à 4 dioptries vers 40 ans et s'annuler complètement vers 50 ans.

L'amplitude d'accommodation peut soit être évaluée par des tests d'acuité présentés à diverses proximités, soit mesurée par des méthodes objectives telles que la mesure par un optomètre infrarouge. La première méthode prend en compte non seulement la valeur réelle de l'accommodation mais également la profondeur de champ. D'autre part, dans cette méthode, les mesures peuvent être affectées par une connaissance préalable de la forme du test et des critères subjectifs de reconnaissance tels que l'orientation et l'aspect des caractères. Pratiquement, on constate en général un écart systématique de l'ordre de 2 dioptries entre la méthode dite "objective" et la méthode dite "subjective".

La réponse accommodative est mesurée en fonction de la proximité de la cible. En schématisant, celle-ci présente une variation quasi linéaire dans un domaine de proximités s'étendant de la vision de loin à la vision de près avec deux paliers aux bornes de ce domaine (cf figure 15) : l'un correspondant à une suraccommodation en vision de loin de l'ordre de 0.5 dioptries, l'autre à une saturation de l'accommodation en vision proche (limite de déformation du cristallin).

On appelle amplitude accommodative la dynamique de variation de la réponse accommodative entre ces deux paliers. Nous présentons figure 15 des courbes typiques de réponse accommodative pour des sujets emmétropes d'âges différents. On peut vérifier que l'amplitude accommodative décroît avec l'âge puis s'annule autour de 45 ans, âge qui correspond à l'apparition de la presbytie.

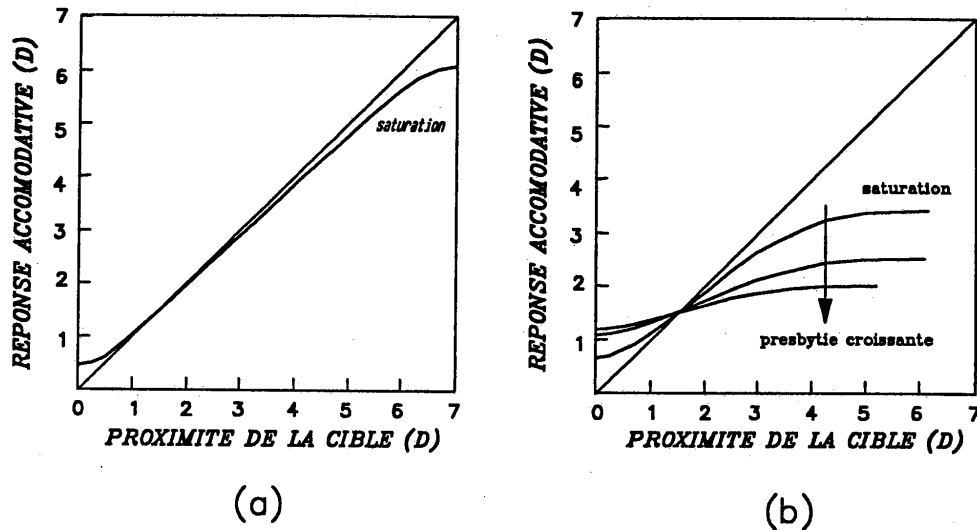


figure 15 : (a) aspect schématique de la réponse accommodative en fonction de la proximité de la cible (réf. 21), (b) évolution de la réponse accommodative en fonction de l'âge.

Par le passé, de nombreuses études de l'évolution de l'amplitude accommodative en fonction de l'âge ont été menées, notamment par Duane (1922), Hamasaki (1956). Ces résultats montrent une décroissance de l'amplitude d'accommodation quasi linéaire jusqu'à 40 ans environ puis une évolution non-linéaire sans annulation jusqu'à 60 ans (cf figure 16). Une étude récente de Charman (réf. 16) à partir d'hypothèses émises par Hofstetter (réf. 19) semble montrer que ce second régime de décroissance ne serait qu'un artefact du moyennage des données expérimentales sur un grand nombre de sujets. En effet le seuil d'apparition de la presbytie défini comme l'annulation de l'amplitude d'accommodation présente de fortes variations selon les individus. En réalité l'amplitude accommodative mesurée sur un même sujet au cours du temps présenterait une décroissance quasi linéaire jusqu'à l'annulation (cf figure 16).

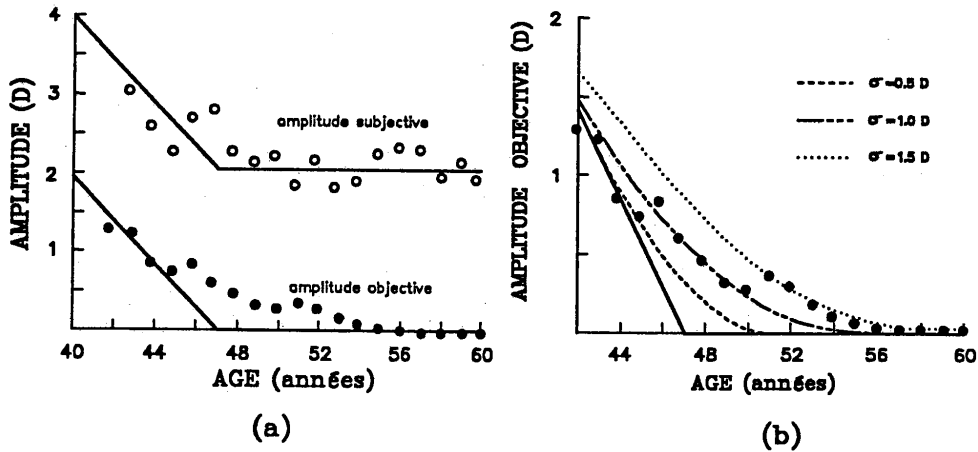


figure 16 : évolution de l'amplitude accommodative en fonction de l'âge : (a) amplitude accommodative "subjective" et "objective" d'après des résultats expérimentaux moyennés de Hamasaki (réf. 18), (b) simulation illustrant l'effet du moyennage en fonction de l'écart type de la distribution du seuil d'apparition de la presbytie (réf. 16).

Le sujet presbyte va nécessiter une correction dioptrique en vision de près dès que son proximum sera plus éloigné que sa distance usuelle de travail rapproché. Actuellement, on admet plutôt un proximum autour de 3 dioptries c'est-à-dire une distance de travail de 33 cm. Pour une tâche en vision de près prolongée telle que la lecture, on majore cette valeur de la moitié de la profondeur de champ, c'est-à-dire 1 dioptrie, afin d'assurer le confort visuel et de ne pas travailler en limite de mise au point. Finalement dès que l'amplitude d'accommodation, profondeur de champ comprise, sera inférieure à 4 dioptries la nécessité d'une correction de la vision de près se fera sentir. D'où l'apparition de la première correction de la presbytie vers 45 ans (cf figure 16).

Bien que l'amplitude d'accommodation subjective due à la profondeur de champ reste constante après 50 ans environ, les sujets presbytes nécessitent, l'âge croissant, une augmentation de leur correction. Ceci s'explique probablement par la diminution de l'acuité et de la perception des hautes fréquences spatiales avec l'âge, diminution due au vieillissement des milieux oculaires que nous avons mentionné dans la section 3. Une addition plus importante permet, moyennant une distance de travail plus faible, de compenser cette baisse d'acuité. Nous avons représenté figure 17, l'évolution de la distance de travail rapproché, qui maintient une acuité constante. Puis nous avons regroupé dans la figure 18 les variations en fonction de l'âge des paramètres suivants :

- la correction dioptrique corrigeant la presbytie et maintenant une acuité constante
- l'addition réellement prescrite
- l'amplitude d'accommodation "objective" et l'amplitude d'accommodation "subjective".

En conclusion, on peut dire que pour la correction de la vision de près d'un presbyte la gamme d'addition à considérer s'étend de 1.5 à 3 dioptries. La conception de moyens de correction de la presbytie par lentille de contact devra tenir compte de cette gamme de variation.

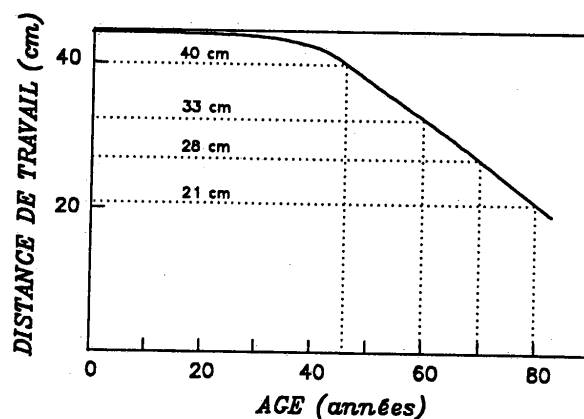


figure 17 : distance moyenne de travail rapproché maintenant une acuité constante avec l'âge d'après Charman (réf. 16).

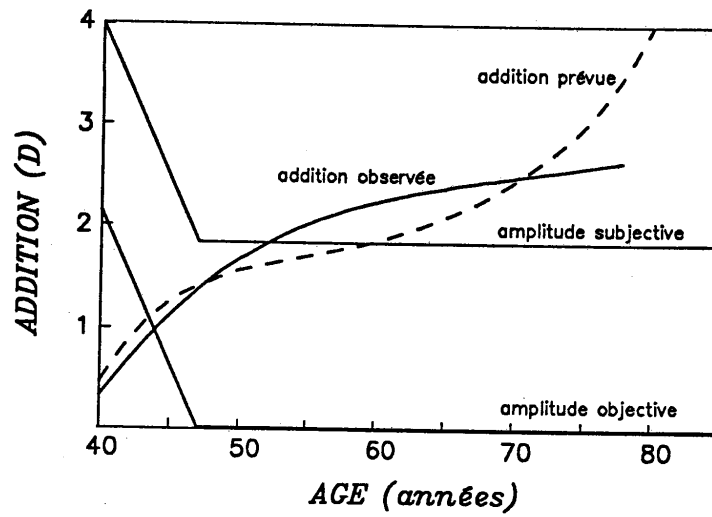


figure 18 : correction de la presbytie maintenant une acuité constante et addition réellement prescrite en fonction de l'âge d'après Charman (réf. 16).

CONCLUSION

Nous venons de faire des rappels d'optique physiologique qui auront peut-être semblés longs au lecteur averti mais qui nous ont permis de mettre en exergue tous les paramètres à prendre en compte dans la conception d'une correction du défaut fonctionnel qu'est la presbytie et plus généralement des défauts visuels.

Nous venons de décrire le système optique de l'oeil ainsi que les défauts qui peuvent l'affecter. Parmi ces défauts, les amétropies sont facilement corrigeables en associant à l'oeil une lentille sphérique ou torique qui permettra de former sur la rétine, l'image non distordue d'un objet lointain. L'association d'une lentille à l'oeil amétrope peut se faire de deux manières : soit en faisant porter au sujet une paire de lunettes soit en l'équipant de lentilles de contact. En revanche, les aberrations du type sphérique ou chromatique ne sont pas corrigées en optique visuelle. En effet, il ne semble pas utile de le faire puisqu'un sujet emmétrope présente de toute façon ces aberrations et se satisfait de l'image formée sur sa rétine. A cette étape du raisonnement, on peut se demander comment le traitement complet de l'image effectué par le système visuel tient compte de ces défauts. Afin de répondre à cette question, il serait peut-être intéressant de mettre en place des moyens de correction de ces aberrations qui sont réalisables en lentille de contact (réfractive ou diffractive). Connaître l'effet d'une correction des aberrations de l'oeil sur la perception des images permettrait peut-être de mieux comprendre le traitement complet effectué par la chaîne visuelle. Ceci n'étant pas l'objet de cet exposé, nous n'étudierons par la suite que les dispositifs de correction du défaut fonctionnel qu'est la presbytie, tout en gardant en mémoire que la presbytie peut être associée à tous les autres défauts visuels.

Pour ce qui est de la correction de la presbytie, elle s'effectue depuis le siècle dernier en utilisant des verres de lunettes bifocaux, le sujet sélectionnant la zone du verre nécessaire à une vision de près correcte ou à une bonne vision de loin. Plus récemment vers 1960, B. Maitenaz a été à l'origine de verres de lunettes à correction progressive commercialisés par Essilor sous la marque Varilux. Schématiquement, le verre présente de son centre à la position nasale basse, un gradient de puissance permet-

tant de corriger la vision de loin (plus de 5 mètres), la vision de près (autour de 30 cm) ainsi que la vision intermédiaire (autour de 1 mètre).

Depuis seulement quelques années, avec l'essor de l'optique dite de contact, on envisage de corriger la presbytie non plus par des lunettes mais par des lentilles de contact. Afin de calculer de tels dispositifs de correction de la presbytie, on doit tenir compte de tous les paramètres visuels affectés par le vieillissement de l'individu à savoir l'amplitude d'accommodation, l'acuité, la sensibilité au contraste et la dynamique de variation du diamètre pupillaire. De plus, pour certaines de ces corrections centrées sur la pupille de l'oeil, on utilise également, afin de les optimiser, les conditions usuelles d'éclairage. En effet, la correction se plaçant directement dans la pupille et n'étant pas supposée mobile, il faut assurer le meilleur compromis possible dans la conception des zones de corrections sur la lentille afin d'obtenir une vision de loin et une vision de près avec des acuités convenables pour tous les diamètres pupillaires.

En pratique, on considèrera d'après ce que nous avons vu dans ce chapitre que la dynamique de variation du diamètre pupillaire pour un presbyte se situe entre 2 et 4 mm dans des conditions de luminance usuelles et que la vision de près est corrélée à de bonnes conditions d'éclairage d'où un diamètre pupillaire moyen de l'ordre de 2.5 mm. Pour ce qui est de la vision de loin, on peut avoir des conditions d'éclairage beaucoup plus défavorables d'où un diamètre pupillaire pouvant atteindre 4 à 5 mm. Les valeurs d'addition à réaliser afin de corriger tous les degrés de presbytie doivent s'échelonner de 1.5 dioptries à 3 dioptries toutes les 0.5 dioptries.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) LE GRAND Y., Optique Physiologique, Tome I, "La dioptrique de l'oeil et sa correction", Paris, La Revue d'Optique, 3ème édition, 1965.
- (2) NAVARRO R., BESCOS J., SANTAMARIA J., "Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics", J. Opt. Soc. of Am. A, Vol. 2, n°8, 1985, p1273-1281
- (3) LE GRAND Y., Optique Physiologique, Tome II, "Lumière et couleurs", Paris, La revue d'Optique, 3ème édition, 1965.
- (4) SCHAEFFER R., WEALE R., Vision Research, vol. 10, 1970.
- (5) CRAWFORD B.H., The dependance of pupil size upon external light stimulus under static and variable conditions, Proc. Roy. Soc. B, vol. 121, 1935, p376-395.
- (6) REEVES, J. Frank. Inst., vol.184, 1917, p717.
- (7) FLAMANT, Revue d'Optique, vol. 27,1949, p751.
- (8) LE GRAND Y., "Les yeux et la vision", Paris, collection Science et Progrès, Dunod, 1960.
- (9) DARRAS, Cours d'optique Physiologique, Ecole Supérieure d'Optique, Orsay.
- (10) STILES W.S., CRAWFORD B.H., "The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points", Proc. Roy. Soc. B., Vol. 112, 1933, p376-395.
- (11) KOOMEN M., TOUSEY R., SCOLNICK R., "The spherical aberration of the eye", J. Opt. Soc. Am., vol. 39, 1949, p370-376.
- (12) FRANCON M., "Aberration sphérique chromatisme et pouvoir séparateur de l'oeil", Rev. Opt. Théo. Instrum., vol. 30, 1951, p71-86.

- (13) SCHÖBER H., NUNKER H., ZOLLEIS F., "Die Aberration des menschlichen Auges und ihre Messung", Opt. Acta, vol. 15, 1968, p47-55.
- (14) ALPERN M., Handbook of Optics, OSA, New-York, McGraw Hill, 1978 .
- (15) CHARMAN W.N., "The retinal image in human eye", Progress in retinal Research, vol. 2, 1983, chapitre 1, Ed. Osborne N. and Chader G., Oxford, p 2-41.
- (16) CHARMAN W.N., "The path to presbyopia", Ophtal. Physiol. Opt., vol. 9, October, 1989, p424-429.
- (17) DUANE A., "Normal values of accommodation at all ages", J. Am. Med. Assoc., vol. 59, 1912, p 1110-1113.
- (18) HAMASAKI D., ONG J., MARG E., "The amplitude of accommodation in presbyopia", Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad. Optom., vol. 33, 1956, p3-14.
- (19) HOFSTETTER W.N., "A longitudinal study of amplitude changes in presbyopia", Am. J. Optom. and Arch. Am. Acad. Optom., vol. 42, 1965, p3-8.
- (20) HOFSTETTER W.N., "A survey of practices in prescribing presbyopic add determination", A. J. Optom. AAAO, 1949, P144-159.
- (21) MIEGE C., Université Technologique de Compiègne, thèse, 1988.
- (22) VAN MEETEREN A., "Calculations on the optical modulation transfer function of the human eye for white light", Opt. Acta, vol. 21, 1974, 395,412.

CHAPITRE II

**CORRECTION DE LA PRESBYTIE
EN OPTIQUE DE CONTACT**

CORRECTION DE LA PRESBYTIE EN OPTIQUE DE CONTACT

Comme nous venons de le voir la presbytie est un défaut fonctionnel du système optique de l'oeil qui peut être pallié en utilisant des dispositifs de correction dioptriques multifocaux. La solution idéale de correction serait un composant à mise au point automatique (composant dynamique) constituant en quelque sorte un cristallin artificiel. Ceci n'étant pas encore à l'heure actuelle envisageable, que ce soit en optique de contact ou en lunetterie, nous nous contenterons d'examiner les solutions de compromis qui compensent partiellement la presbytie. Ces solutions sont connues dans le domaine de l'optique de contact sous les dénominations suivantes : monovision, vision alternée ou vision simultanée.

MONOVISION

Une des premières solutions envisagées pour corriger la presbytie en optique de contact a été l'équipement d'un des deux yeux du presbyte avec une lentille corrigeant sa vision de loin et l'équipement de l'autre oeil en correction de la vision de près. Le fonctionnement de cette correction suppose que le cerveau va sélectionner, parmi les deux images disparates qui lui sont fournies, celle qui est nette et "supprimera" l'image floue, d'où l'expression monovision. Cette méthode présente l'inconvénient d'affecter fortement la vision stéréoscopique dans le cas des fortes additions. Pour que l'équipement en monovision soit accepté par un sujet, il faut qu'il soit capable de s'adapter à l'anisométrie introduite par les deux corrections et à l'effet de flou monoculaire associé. La faculté d'adaptation dépend de la capacité du système neuronal du sujet de "supprimer" l'image non souhaitée apportée par l'un des deux yeux. Cette faculté est très variable d'un individu à l'autre. Cependant, actuellement, bon nombre de sujets presbytes porteurs de lentilles de contact, sont équipés de cette manière.

VISION ALTERNEE

Une autre technique de correction a été envisagée, qui constitue une adaptation du concept des doubles foyers en lunetterie. La lentille présente deux zones correspondant à la correction de la vision de près et de la vision de loin (cf figure 19). Le porteur doit déplacer la lentille sous l'action de ses paupières afin de placer en coïncidence avec sa pupille la correction souhaitée. La lentille doit donc être suffisamment mobile et son positionnement suffisamment bien contrôlé pour assurer des bonnes conditions de vision dans tous les cas d'utilisation. Le positionnement est en fait lié à la direction du regard, la vision de près correspondant à une direction de regard orientée vers le bas alors que la vision de loin correspond à une direction de regard presque horizontale (cf figure 19). La limite des segments vision de près et vision de loin est maintenue en position horizontale par un ballast ou une troncature. On dit alors que la lentille est stabilisée.

Pour une bonne acceptation de l'équipement par le presbyte, il faut réaliser un compromis entre la hauteur du segment corrigeant la vision de près, la tonicité des paupières du sujet et la mobilité de la lentille sur la cornée. Or cette dernière est très variable d'un individu à l'autre et pour un même individu d'un jour à l'autre pour des raisons physiologiques. Le positionnement peut donc être temporairement très perturbé. De plus la présence d'une stabilisation par un ballast ou une troncature présente l'inconvénient d'altérer le confort de port du fait des fortes variations de géométrie de la lentille. Ce genre d'équipement est très difficile à adapter et est rejeté par la plupart des patients qui ne parviennent pas à contrôler le mouvement de la lentille. Cependant il procure une correction stigmatique pour les deux domaines de vision recherchés : vision proche et vision éloignée.

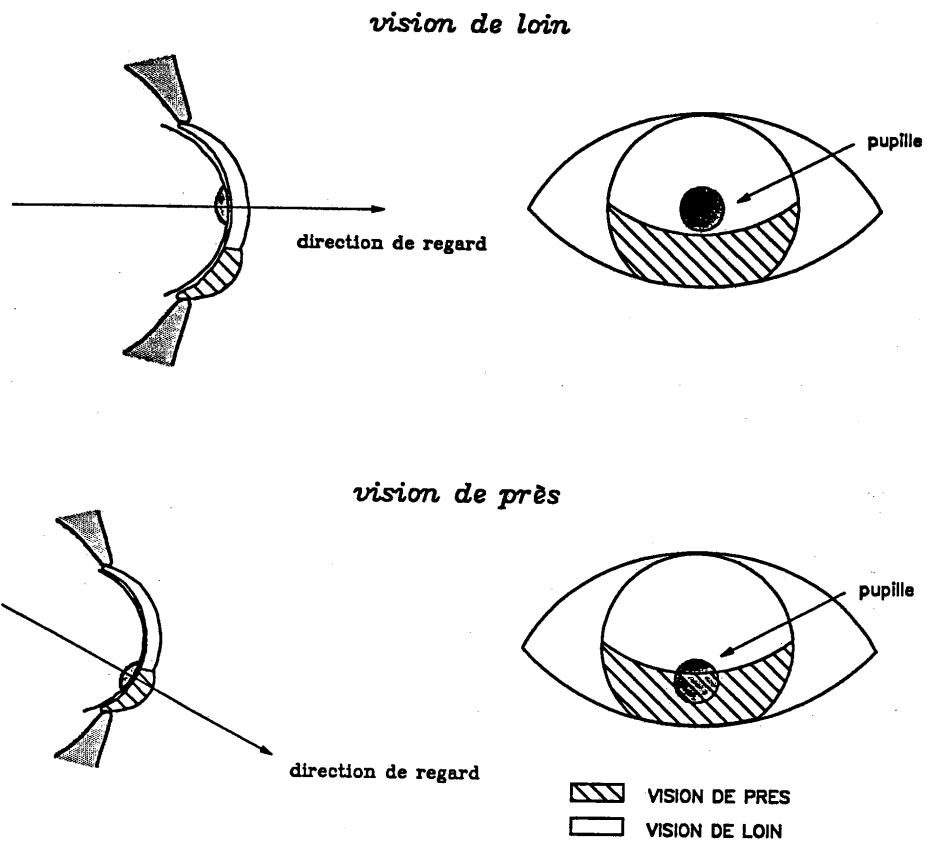


figure 19 : principe de la vision alternée.

VISION SIMULTANEE

Un concept différent est apparu plus récemment, appelé vision simultanée. Ce concept est ainsi dénommé car la lentille possède au moins deux puissances distinctes ou un continuum de valeurs de correction présentes en même temps dans la pupille. Ces puissances visent à corriger la vision de loin et la vision de près du sujet presbyte.

La géométrie de telles lentilles de contact est très voisine de celle des lentilles simples destinées à corriger les amétropies. Elles assurent donc un bon confort et une adaptation facile par le praticien. La vision est indépendante de la direction du regard puisque le composant est centré sur la pupille. Cependant il est clair d'après la description faite, que ces lentilles fournissent au moins deux images d'un même objet, ces images ne correspondant pas à la même mise au point. En présence de deux objets dans le champ visuel l'un proche, l'autre éloigné, la rétine reçoit en général quatre images (proche-nette, proche-floue, éloignée-nette, éloignée-floue) dont seulement deux sont nettes. Il est admis explicitement que la présence d'une image floue superposée à une image nette du même objet ne gêne pas trop la perception de l'image nette, pourvu que les luminances soient équilibrées. Nous verrons cependant dans le chapitre IV que cette condition peut être plus ou moins bien remplie selon le dispositif de correction choisi. En fait, il existe trois grandes familles de composants "à vision simultanée": dispositifs concentriques, diffractifs et asphériques.

1. DISPOSITIFS CONCENTRIQUES :

Dans le cas des dispositifs dits concentriques (réf. 6, 13, 14), la lentille de contact présente deux zones concentriques centrées sur la pupille, l'une assurant la correction de la vision de près, l'autre la vision de loin. Du fait de la contraction de la pupille en vision de près, ainsi que des bonnes conditions d'éclairage requises pour la lecture favorisant un faible diamètre pupillaire, la plupart des dispositifs présentent la vision de près au centre et la vision de loin en périphérie. Nous avons schématisé figure 20, la formation de l'image d'un objet rapproché ainsi que celle d'un autre objet éloigné.

Le rapport de répartition de l'énergie incidente dans les deux images formées sur la rétine d'un même objet est défini par le rapport des deux surfaces de vision proche et de vision de loin délimitées par la pupille du porteur (cf figure 21).

FOCALISATION PAR UNE LENTILLE CONCENTRIQUE BIFOCALE

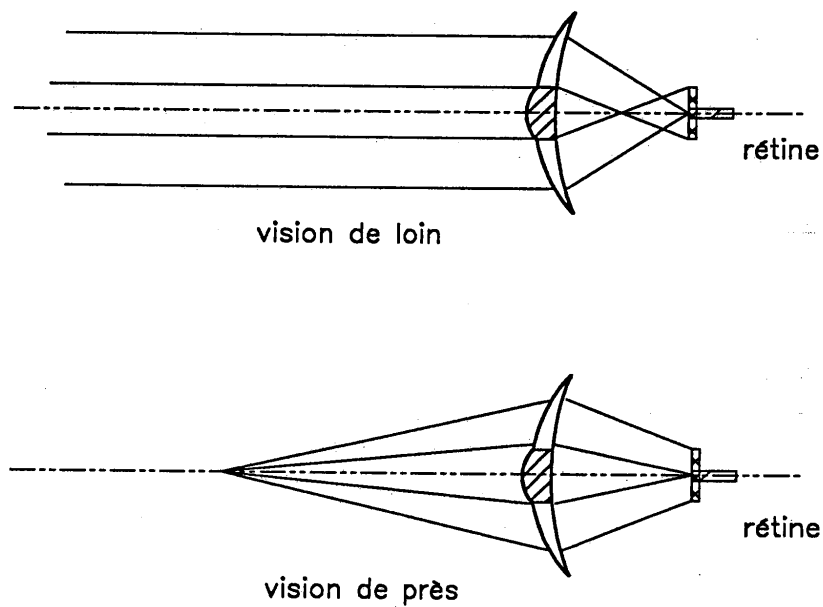


figure 20 : formation de l'image d'un objet proche ou d'un objet lointain à travers le dispositif concentrique.

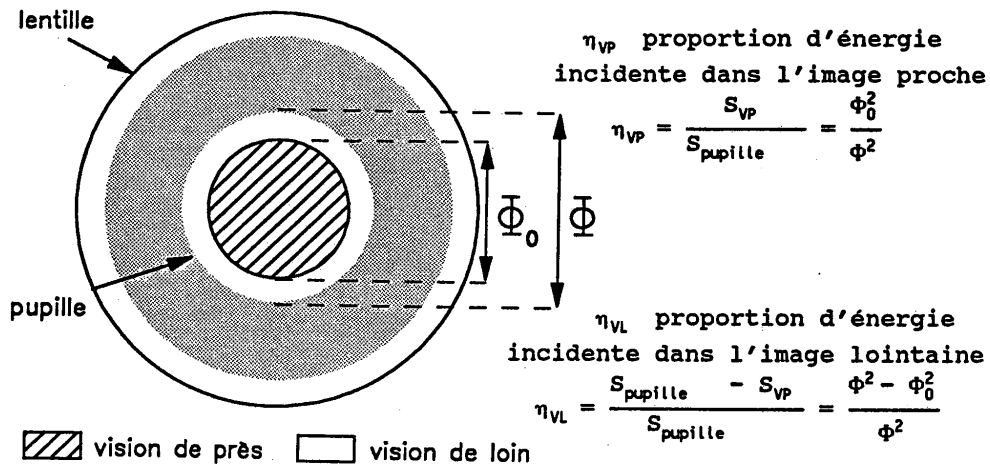


figure 21 : principe de fonctionnement du dispositif concentrique

Le choix du diamètre de la zone centrale est un compromis entre une bonne vision de près et une bonne acuité en vision de loin diurne. Le diamètre pupillaire en vision diurne étant en moyenne compris entre 3 et 3.5 mm, les constructeurs ont choisi d'équilibrer les surfaces des deux zones optiques pour ces valeurs, ce qui donne pour $\Phi = 3$ mm, $\Phi_0 = 2.12$ mm ou pour $\Phi = 3.5$ mm, $\Phi_0 = 2.47$ mm. Le choix entre ces deux valeurs s'effectuera selon le diamètre pupillaire moyen du sujet à équiper.

En vue des comparaisons entre les différents dispositifs à "vision simultanée", nous sélectionnerons le diamètre 2.12 mm, le sujet presbyte présentant généralement un petit diamètre pupillaire. Les performances de ce composant sont fortement dépendantes du diamètre pupillaire donc des conditions d'éclairement. En effet, la répartition d'énergie dans les différentes focales que nous avons représentées figure 22 est directement liée au diamètre pupillaire.

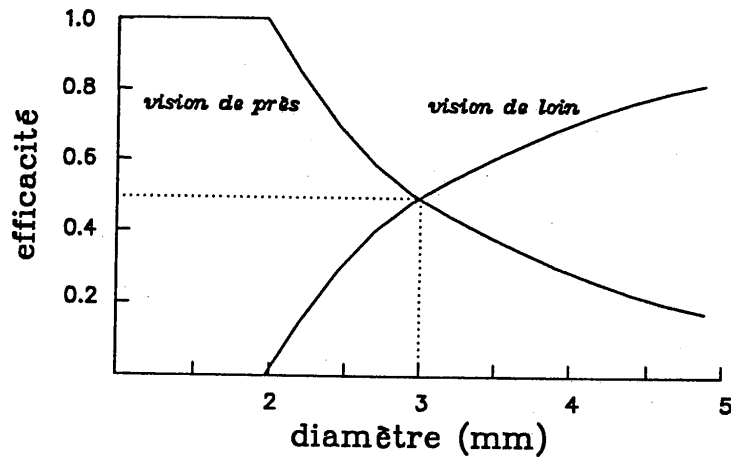


figure 22 : répartition de l'énergie entre les deux focales en fonction du diamètre pupillaire en mm.

Comme on peut le remarquer, les dispositifs concentriques pourront être à l'origine d'une forte altération de la vision de près pour de mauvaises conditions d'éclairage. En revanche en vision de loin dans le cas de forts éclairages, la profondeur de champ due au faible diamètre pupillaire limitera la dégradation (cf. chapitre V). On peut qualifier ce dispositif de correction bifocale dépendante du diamètre pupillaire. Une amélioration de ce dispositif semblerait être, au premier abord, une correction bifocale s'affranchissant des variations du diamètre pupillaire. Ceci peut être obtenu en utilisant des réseaux zonés de diffraction.

2. DISPOSITIFS DIFFRACTIFS :

Dans le cas des dispositifs diffractifs (réf. 3, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13), la lentille de contact contient un réseau de diffraction dénommé en optique réseau zonné. Ce réseau est un réseau de diffraction à symétrie de révolution présentant une périodicité radiale en r^2 . Nous allons d'abord effectuer un rappel rapide sur les réseaux zonés et leurs propriétés puis examiner les réseaux envisageables pour obtenir une correction bifocale. Enfin nous déterminerons si dans le contexte ophtalmique, ces réseaux qu'ils soient de relief ou d'indice peuvent être considérés comme des réseaux minces, c'est-à-dire ne présentant pas d'effet d'épaisseur.

2.1 réseaux zonés

Une lentille diffractive ou réfractive transforme une onde plane monochromatique incidente parallèle à son axe, d'amplitude A , en une ou plusieurs ondes sphériques. Dans le cas d'une seule onde sphérique, on peut calculer de façon simple la transmission du composant en terme de phase en considérant la marche des rayons optiques (cf figure 23).

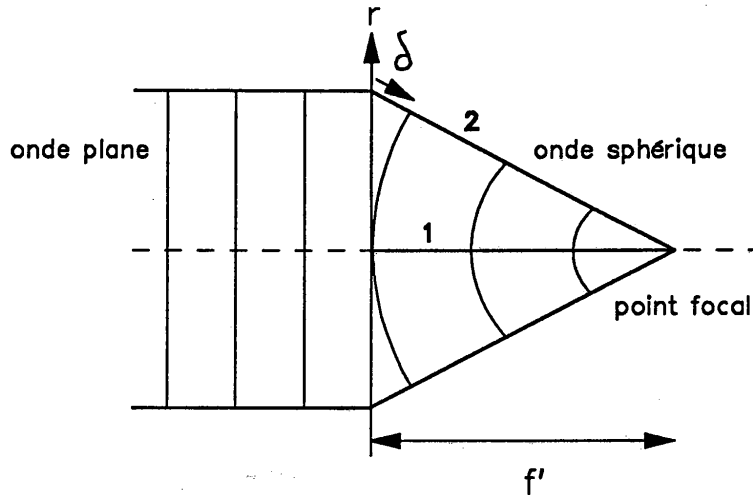


figure 23 : marche des rayons

Soit un rayon (1) passant par le centre de la pupille et un rayon (2) passant à une hauteur r dans la pupille, la différence de chemin optique définie par rapport au plan $z=0$, entre le rayon (1) et le rayon (2) est fonction de la focale image f' de la lentille et de la position radiale r :

$$\delta = [2] - [1] \text{ avec } [1] = f' \text{ et } [2]^2 + r^2 = f'^2.$$

Si le système optique considéré est très peu ouvert comme c'est le cas des lentilles de contact ($f' \gg r$), alors $\delta \approx \frac{r^2}{2f'}$ et $\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \delta$. Par conséquent une lentille peut être assimilée à une lame mince de transmission de phase à symétrie de révolution :

$\tau(r) = \exp(-i\varphi(r))$ et $\varphi(r) = \frac{2\pi}{\lambda} \frac{r^2}{2f'}$ terme d'onde sphérique, λ étant la longueur d'onde. Par convention de signe, les avances de phase sont négatives, c'est-à-dire qu'une onde convergente est décrite par un terme de phase négatif.

Nous appellerons réseau zoné tout composant fournissant à partir d'une onde plane incidente, une onde $a(x,y) = a(r)$ à symétrie de révolution et fonction périodique de la variable r^2 . Cette définition généralise le réseau zoné historique de Soret (cf figure 24) composé d'une alternance d'anneaux transparents et opaques dont les carrés des rayons forment une progression arithmétique. Mais elle a l'avantage de faire ressortir très aisément l'analogie avec la lentille de phase décrite précédemment.

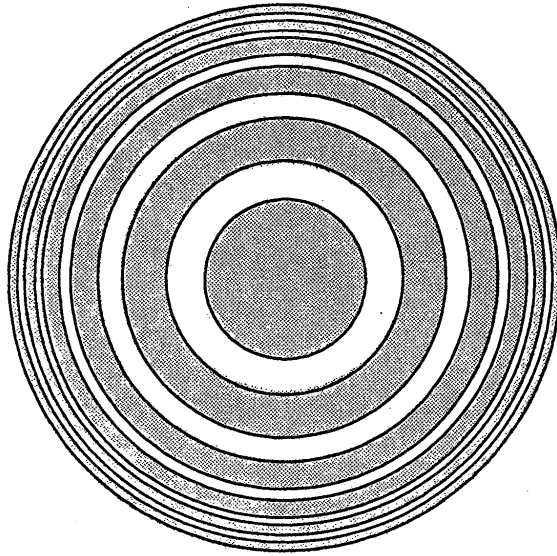


figure 24 : réseau de SORET

L'onde $a(r)$, puisqu'elle est périodique en r^2 , peut être décomposée en série de Fourier de la variable r^2 , selon:

$$a(r) = A \sum_{p \in \mathbb{Z}} \eta_p \exp \left(2i\pi p \frac{r^2}{r_1^2} \right)$$

η_p = coefficient de Fourier de l'ordre p
 r_1^2 = période en r^2

Ce développement fait apparaître l'onde sortant du réseau zoné comme la superposition cohérente d'ondes produites par toutes les lentilles de focales images : $OF'_p = f'_p = \frac{r_1^2}{2\lambda p}$ et donc de puissance $P_p = \frac{2\lambda p}{r_1^2}$. On notera que la valeur de ces focales dépend de la longueur d'onde, on dira par conséquent qu'elles sont chromatiques.

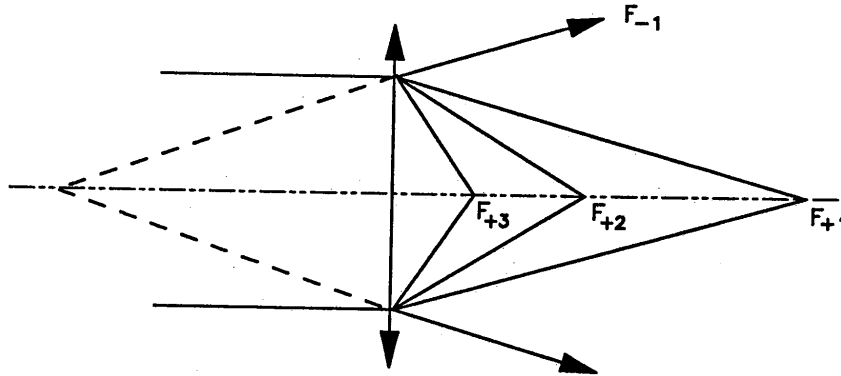


figure 25 : décomposition en série de Fourier

Chacune de ces lentilles apporte une contribution d'amplitude proportionnelle à $\eta_p = \frac{1}{r_1^2} \int_0^{r_1^2} \frac{a(\sqrt{u})}{A} \exp\left(-2i\pi p \frac{u}{r_1^2}\right) du$, coefficient de Fourier du développement.

Un réseau zoné possède donc en général une infinité de focales correspondant chacune à un de ses ordres. Nous choisissons de désigner par les valeurs positives de p , les ordres pour lesquels le réseau zoné est convergent. L'efficacité de diffraction de l'ordre p , définie comme le rapport entre l'énergie dans cet ordre et l'énergie incidente, est $|\eta_p|^2$. La transmission d'un réseau zoné peut s'écrire de manière générale sous la forme : $\tau(r) = T(r) \times \exp(i\phi(r))$ avec $T(r)$ transmission en amplitude et $\exp(i\phi(r))$ transmission en phase. On peut distinguer parmi tous les types de réseaux zonés des réseaux particuliers qui sont les réseaux d'amplitude pure tels que $\exp(i\phi(r))=1$ et les réseaux de phase pure tels que $T(r)=1$. Dans le cas des réseaux d'amplitude,

comme par exemple le réseau de Soret, une partie de l'énergie incidente est absorbée par le réseau. En revanche dans le cas des réseaux déphasants toute l'énergie est transmise par le réseau. Nous préférons donc les seconds aux premiers afin d'obtenir une lentille multifocale non absorbante.

D'autre part, il est possible dans le cas de réseaux de phase de répartir majoritairement l'énergie dans deux ordres utiles grâce à un choix de profil judicieux. Dans ce cas, l'augmentation de profondeur de champ visuel provient de la différence de focale de ces deux ordres, le plus élevé en valeur algébrique fournissant toujours le domaine de vision proche; l'énergie dans les autres ordres étant minimisée. Ceci n'est vrai que pour une longueur d'onde considérée, la répartition d'énergie dans les différents ordres dépendant de la longueur d'onde.

Trois types de profil de phase peuvent permettre d'atteindre cet objectif: le réseau zoné à demi-zones déphasantes, le réseau zoné à N fractions de zones déphasantes et le réseau à variation de phase continue quadratique en r^2 .

a) réseau zoné à demi-zones déphasantes

Le réseau est un réseau de Soret où l'on a remplacé les zones opaques et transparentes par des zones alternativement non déphasantes et déphasantes. Le déphasage vaut π , pour une longueur d'onde λ_0 dite longueur d'onde d'accord (cf figure 26).

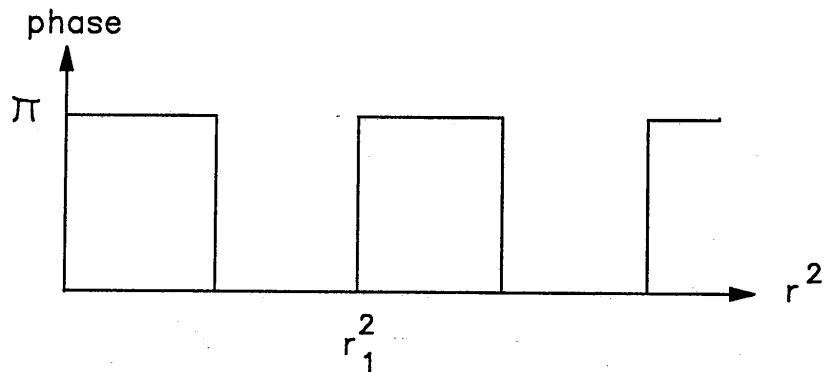


figure 26 : loi de phase d'un composant diffractif binaire

La transmittance du réseau vaut :

$$a(r) = \begin{cases} 1 & \text{si } (k-1/2)r_1^2 \leq r^2 \leq kr_1^2 \\ \exp\left(i\pi \frac{\lambda_0}{\lambda}\right) & \text{sinon} \end{cases}$$

Ceci conduit à des efficacités chromatiques qui sont les suivantes selon l'ordre de diffraction considéré :

$$\begin{aligned} \text{pour } p \text{ nul} \quad & |\eta_0|^2 = \cos^2\left(\frac{\pi \lambda_0}{2 \lambda}\right) \\ \text{pour } p \text{ non nul} \quad & |\eta_p|^2 = \begin{cases} 0 & p \text{ pair} \\ \frac{4}{\pi^2 p^2} \sin^2\left(\frac{\pi \lambda_0}{2 \lambda}\right) & p \text{ impair} \end{cases} \end{aligned}$$

En particulier, l'efficacité de diffraction pour la longueur d'onde d'accord λ_0 vaut :

$$|\eta_p|^2 = \begin{cases} 0 & \text{si } p \text{ pair} \\ \frac{4}{p^2 \pi^2} & \text{si } p \text{ impair} \end{cases}$$

Pour une longueur d'onde d'accord égale à 0.55 μm , l'évolution des efficacités dans les différentes focales en fonction de la longueur d'onde a l'allure suivante :

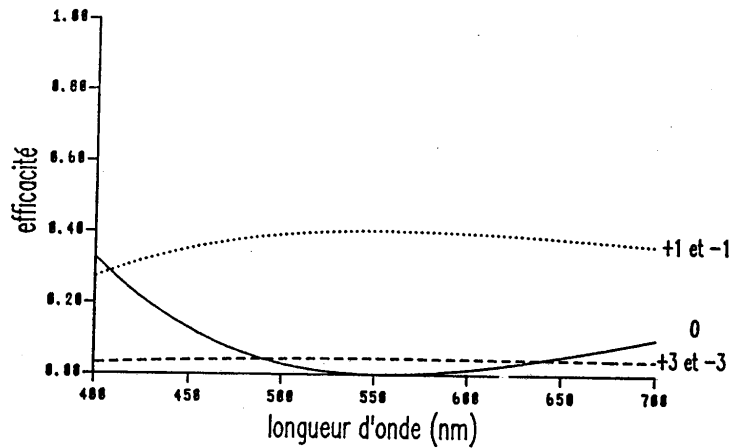


figure 27 : efficacité chromatique d'un composant diffractif binaire de saut de phase π à 550 nm.

Il est à noter qu'à la longueur d'onde d'accord, on a un maximum de l'énergie diffractée dans deux ordres utiles ± 1 , maximum qui s'élève à 81% de l'énergie incidente ; le restant de l'énergie se répartissant dans les ordres impairs de rang supérieur. La définition de la longueur d'onde d'accord que nous avons choisie est donc différente de la définition habituelle (maximum d'énergie diffractée dans un seul ordre). Pour ce qui est de l'ensemble du spectre visible, on remarquera que l'efficacité de diffraction dans les ordres ± 1 reste comprise entre 33 et 40%, alors que l'efficacité de l'ordre 0 croît rapidement dans le bleu jusqu'à atteindre environ 8% à 450 nm. Quant à l'efficacité des ordres ± 3 , elle reste égale à environ 5% sur tout le spectre visible.

Afin de réaliser une lentille bifocale fonctionnant dans le domaine visible, on pourra donc utiliser un composant diffractif binaire de saut de phase π à 550 nm, les deux focales étant constituées par les ordres ± 1 . Leur écart en puissance $P_{+1} - P_{-1}$ devra être égal à l'addition souhaitée, l'ordre +1 étant utilisé en vision de près et l'ordre -1 en vision de loin. Pour obtenir une addition de 2 dioptries, le composant diffractif doit présenter une série de zones diffractives concentriques dont le rayon de la première zone s'élève à $r_1 = \sqrt{\frac{4\lambda}{P_{\text{addition}}}} = 1.05 \text{ mm}$ (cf figure 28).

Dans ce cas, une pupille de 2 mm couvrira la première zone diffractive, contre deux zones pour une pupille de 3 mm et quatre zones pour une pupille de 4 mm. Le mot zone désigne ici la période du profil, c'est à dire l'ensemble de la zone de phase 0 et de la zone de phase π .

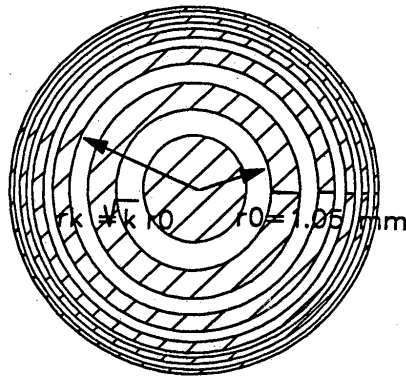


figure 28 : schéma des zones diffractives pour un composant diffractif binaire d'addition 2 dioptries.

b) réseau zoné à N fractions de zones déphasantes :

Dans ce cas le réseau zoné convergent présente une variation de phase échelonnée en fonction de r^2 qui a l'allure suivante :

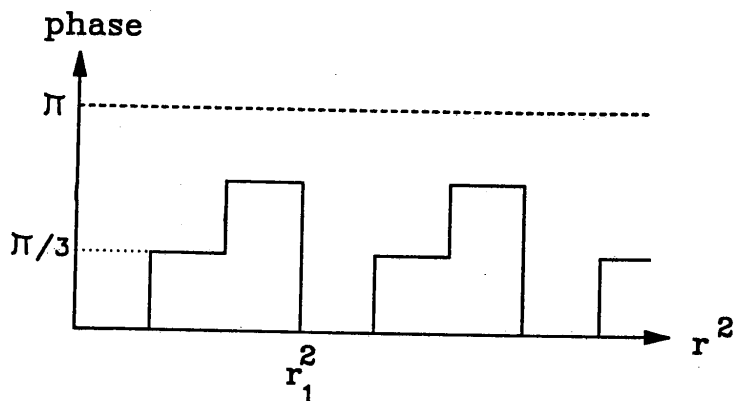


figure 29 : loi de phase d'un composant à N fractions de zones déphasantes pour N=3.

La transmission d'un tel composant pour une longueur d'onde d'accord λ_0 et pour une longueur d'onde d'utilisation λ s'écrit,

pour $r \leq r_1$: $a(r) = \exp \left(i \pi \frac{\lambda_0}{N \lambda} E \left(N \frac{r^2}{r_1^2} \right) \right)$ avec $E(x)$ = partie entière de x

et est périodique en r^2 de période r_1^2 .

L'efficacité de diffraction chromatique vaut alors :

$$|\eta_p|^2 = \text{sinc}^2 \left(\frac{p}{2N} \right) \frac{\sin^2 \frac{\pi}{2} (\lambda_0 / \lambda - 2p)}{N^2 \sin^2 \frac{\pi}{2N} (\lambda_0 / \lambda - 2p)}$$

$$\text{avec } \text{sinc}(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}.$$

La courbe de variation des efficacités des différentes focales en fonction de la longueur d'onde d'utilisation λ , pour $N=3$ et $\lambda_0 = 0.55 \mu\text{m}$, a l'allure suivante :

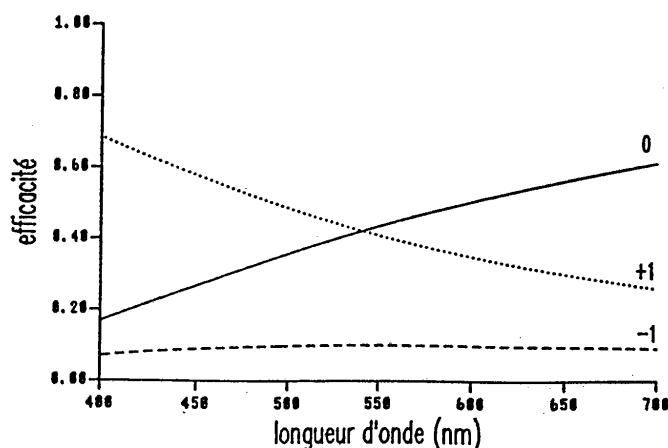


figure 30 : efficacités chromatiques de diffraction dans les différents ordres pour un composant à 3 zones déphasantes pour un déphasage total égal à $2\pi/3$ à 550 nm.

Les efficacités des ordres 0 et +1 valent environ 40 % autour de la longueur d'onde d'accord. L'ordre +1 peut être utilisé pour corriger la vision de près, alors que l'ordre 0 corrigera la vision de loin. L'écart de puissance entre les deux ordres sera égal à la valeur de l'addition souhaitée. Sur l'ensemble du spectre visible, l'efficacité de la vision de près augmentera dans le bleu et celle de la vision de loin dans le rouge. L'ordre parasite -1 restera inférieur à 10 % sur tout le spectre. On obtiendra par conséquent une correction bifocale de la presbytie dont seule la valeur d'une des corrections est chromatique (vision de près).

c) réseau zoné à variation de phase quadratique en r :

La loi de phase d'un réseau zoné convergent à variation de phase quadratique en r a l'allure suivante :

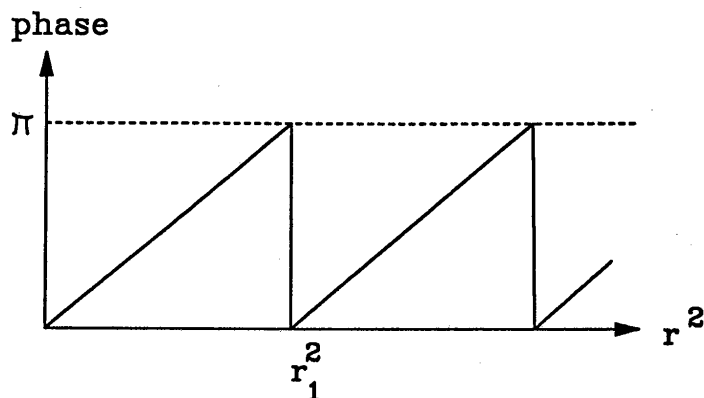


figure 31 : loi de phase d'un composant "kinoform" avec saut de phase π à la longueur d'onde d'accord.

On remarquera que ce réseau correspond au cas limite du réseau zoné à N fractions de zones déphasantes où N tend vers l'infini. Il est à noter également que ce réseau ne correspond pas au réseau appelé classiquement kinoform qui présente un saut de phase 2π à la longueur d'onde λ_0 , et une efficacité de diffraction égale à 100% à cette longueur d'onde dans l'ordre +1 ou -1 selon que le réseau zoné est convergent ou divergent. Le réseau que nous décrivons correspondrait à l'utilisation d'un vrai kinoform à une longueur d'onde double de la longueur d'onde d'accord de ce kinoform. Cependant afin de simplifier la dénomination de ce réseau nous l'appellerons tout de même réseau kinoform à saut de phase π à la longueur d'onde d'accord.

Il en résulte une efficacité chromatique dans les ordres de rang p qui vaut : $|\eta_p|^2 = \text{sinc}^2 \left(\frac{\lambda_0}{2\lambda} - p \right)$ avec $\text{sinc}(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$. A la longueur d'onde d'accord, l'efficacité dans l'ordre p devient $|\eta_p|^2 = \text{sinc}^2 \left(\frac{1}{2} - p \right)$. Les courbes de la figure 32 présentent la variation des efficacités de diffraction en fonction de la longueur d'onde λ pour une longueur d'onde $\lambda_0 = 0.55 \mu\text{m}$.

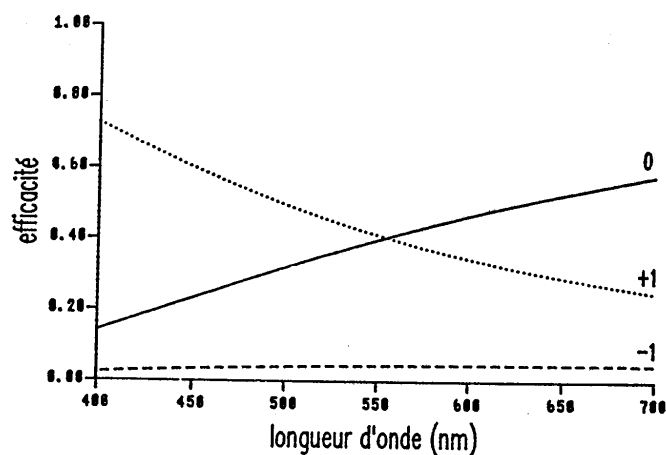
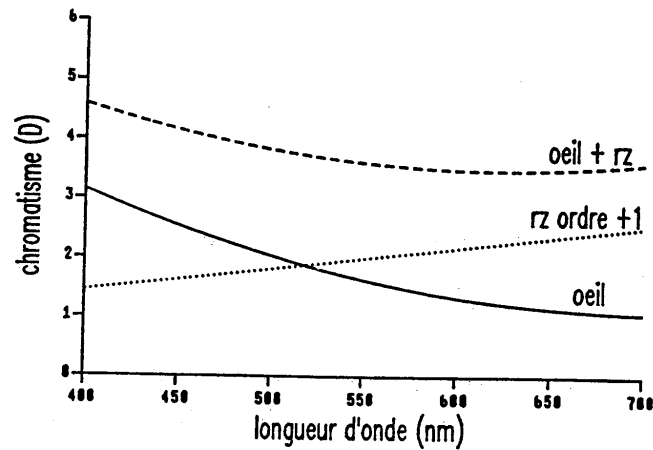


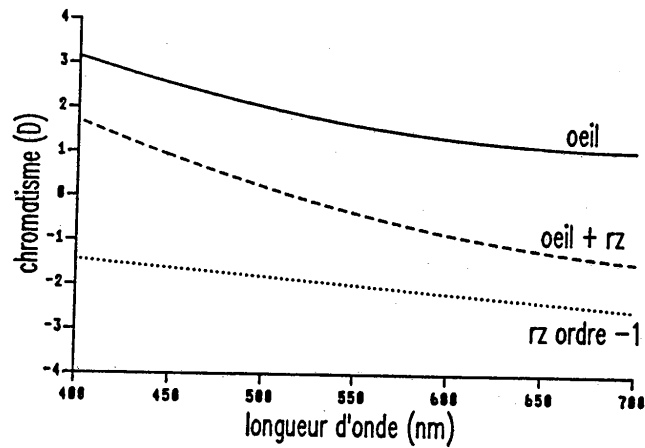
figure 32 : efficacité chromatique d'un composant diffractif kinoform de saut de phase π à 550 nm.

A la longueur d'onde d'accord, les efficacités de diffraction dans les ordres +1 et 0 sont égales et atteignent 81% de l'énergie incidente, le reste de l'énergie se répartissant dans les ordres impairs de rang supérieur, les ordres pairs étant toujours nuls. L'ordre parasite -1 reste inférieur à 5%. Sur le domaine visible, la répartition d'énergie bascule d'un ordre sur l'autre, l'ordre +1 devenant supérieur à l'ordre 0 dans le bleu et inversement dans le rouge. Afin d'obtenir une lentille bifocale, on pourra utiliser les ordres +1 et 0 de ce réseau, il est à noter qu'alors la valeur d'une des focales de la lentille sera chromatique (ordre +1) alors que l'autre (ordre 0) sera purement réfractive donc quasi indépendante de la longueur d'onde si on écarte la dispersion d'indice. L'ordre +1 corrigera la vision de près, son chromatisme compensant en partie celui de l'oeil ou l'inversant selon la puissance d'addition (cf figure 33a) et l'ordre 0 corrigera la vision de loin sans influence sur le chromatisme de l'oeil. L'écart de puissance entre les deux ordres sera égale à l'addition recherchée.

On pourrait envisager en utilisant un réseau zoné divergent d'obtenir un ordre -1 chromatique pour corriger la vision de loin, le chromatisme s'ajoutant alors en valeur absolue au chromatisme de l'oeil (cf figure 33b) et un ordre 0 non chromatique pour corriger la vision de près. Enfin il est possible en utilisant des ordres plus élevés d'obtenir une correction chromatique pour les deux domaines de vision (cf figure 33c) et d'inverser le chromatisme de l'oeil.



(a)



(b)

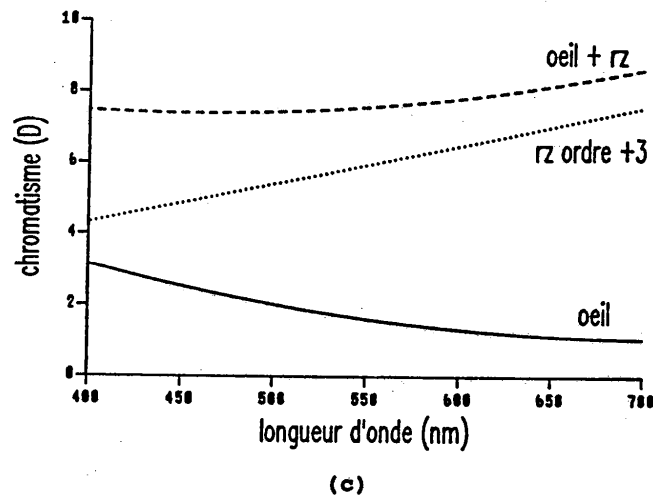


figure 33 : influence du chromatisme de la correction sur le chromatisme total de l'oeil corrigé pour une addition de 2 dioptries
 (a) réseau zoné avec ordre +1 corrigeant la vision de près et ordre 0 la vision de loin, (b) réseau zoné avec ordre 0 corrigeant la vision de près et ordre -1 la vision de loin et (c) réseau zoné avec ordre +3 corrigeant la vision de près et ordre +1 corrigeant la vision de loin.

d) choix du profil de phase :

Dans tous les cas, quel que soit le profil de phase choisi, la correction produite est chromatique mais c'est une correction pleine pupille, c'est-à-dire quasi indépendante du diamètre pupillaire au niveau de la répartition des énergies entre les deux focales. On peut donc espérer que les performances de ces composants seront presque indépendantes des conditions d'éclairage.

Afin de comparer les performances de ces dispositifs diffractifs à celles des autres dispositifs de correction de la presbytie en vision simultanée, nous devons choisir entre les trois types de profil de phase que nous venons de décrire quel sera le plus adapté à la correction de la presbytie. Nous laisserons de côté l'aspect chromatique de la valeur de la correction dans ce choix, en précisant simplement qu'il semble judicieux de ne pas introduire un chromatisme supplémentaire en vision de loin ce qui est le cas pour les réseaux zonés binaires et les réseaux zonés divergents de

type N fractions de zones déphasantes ou kinoform π . Nous nous intéresserons uniquement aux efficacités de diffraction. Du point de vue de la minimisation des ordres parasites sur tout le spectre visible, le composant diffractif kinoform convergent à saut de phase π à la longueur d'onde d'accord présente le meilleur compromis, on remarquera néanmoins que le composant à trois fractions de zones déphasantes constitue une bonne approximation du kinoform.

2.2 effet Bragg

Dans le système optique de l'oeil, il existe un angle entre l'axe optique et l'axe visuel (axe passant par le sommet de la cornée et joignant la fovéa) (cf figure 34). Cet angle est appelé angle fovéal et vaut 0.1 rad. Nous venons de décrire des réseaux qui peuvent être utilisés pour la correction de la presbytie. Le fait d'utiliser des réseaux doit nous amener à considérer l'effet d'épaisseur qui pourrait exclure le champ image de la fovéa. Nous allons examiner si dans le contexte des lentilles de contact, ces réseaux peuvent être considérés comme des réseaux minces.

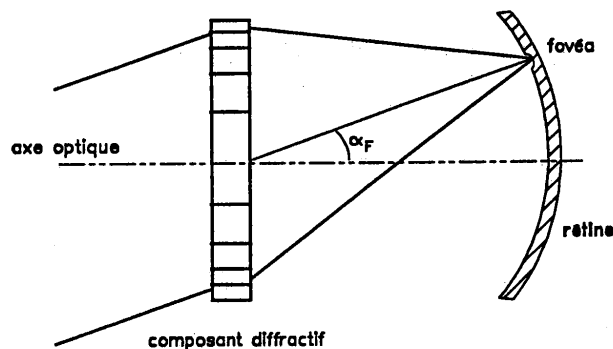


figure 34 : angle de Bragg et axe fovéal

En effet, il existe un effet appelé effet Bragg qui affecte fortement le fonctionnement et l'efficacité de diffraction des réseaux épais. Un réseau est dit épais dès que le pas du réseau est faible devant son épaisseur. Si le pas des franges est a , leur épaisseur e et l'incidence correspondante à l'efficacité maximale de diffraction θ , l'efficacité décroît en fonction de l'incidence

lorsque l'on s'éloigne de θ et s'annule pour $\theta + \delta\theta$ telle que :

$$\delta\theta = \text{Arctan}\left(\frac{a}{e}\right) \approx \frac{a}{e}$$

Dans le cas d'un réseau zoné, le pas n'étant pas constant, l'effet d'épaisseur dépend donc de la distance au centre $R = \sqrt{n} r_1$.

Le pas local vaut alors: $\delta r = (\sqrt{n+1} - \sqrt{n}) r_1 \approx \frac{r_1}{2\sqrt{n}} = \frac{r_1^2}{2R}$ avec r_1 rayon de la première zone diffractante. Ce rayon r_1 est lié à la puissance P de la lentille d'où finalement $\delta r = \frac{\lambda}{PR}$.

L'effet d'épaisseur dépend donc de la distance R à l'axe optique. Il pourra exclure la fovéa du champ pour une région d'incidence des rayons lumineux sur la lentille située à R du centre, si l'angle fovéal est supérieur à $\delta\theta$. Ceci donne deux conditions l'une pour les zones périphériques, $\alpha_f \geq \frac{\lambda/(PR)}{2e}$ et l'autre pour la zone centrale, $\alpha_f \geq \frac{\sqrt{2\lambda/P}}{2e}$.

En considérant alors le cas le plus contraignant, c'est-à-dire une pupille ouverte au maximum à un diamètre de 8 mm et en prenant une longueur d'onde de 0.55 μm , on délimite sur un diagramme (puissance-épaisseur du réseau) une zone où l'effet Bragg se fait sentir (cf figure 35).

Les lentilles de contact ayant une épaisseur en moyenne de 200 μm , on peut constater sur ce diagramme que même dans le cas d'un réseau d'indice inclus au sein de la lentille sur toute son épaisseur, l'effet Bragg est négligeable, les valeurs d'addition de la presbytie ne dépassant pas 3 dioptries.

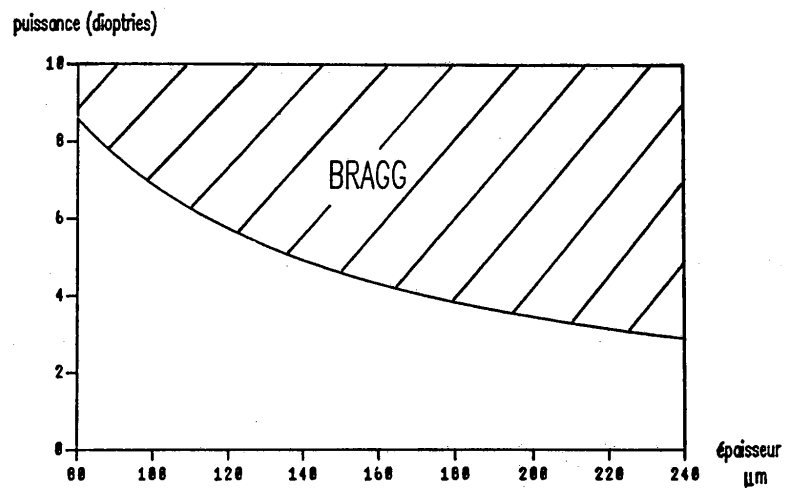


figure 35 : diagrammes puissance en dioptries en fonction de l'épaisseur du réseau en μm indiquant la zone d'influence de l'effet Bragg pour les valeurs de correction recherchées.

3. DISPOSITIFS ASPHERIQUES :

Les lentilles de contact dites asphériques présentent comme les lentilles de contact concentriques, une correction de la vision proche au centre et une correction de la vision de loin en périphérie (réf. 15). En revanche la transition entre ces deux zones n'est pas un saut de puissance mais un continuum de valeurs de la vision de loin à la vision de près. Ces dispositifs transmettent des surfaces d'onde asphériques.

D'une manière générale, la théorie des surfaces d'onde permet de définir pour un point M de la surface d'onde, par lequel passe le rayon optique, deux centres de courbure locale de la surface (cf figure 36), à savoir le centre de courbure tangentielle C_T et le centre de courbure sagittale C_S . On appelle alors courbure tangentielle l'inverse de la distance MC_T et la courbure sagittale l'inverse de la distance MC_S . Les propriétés mathématiques des surfaces de révolution autour d'un axe z (cf annexe I), nous conduisent aux expressions suivantes pour les courbures tangentielle et sagittale : $C_T = h'' (1+h'^2)^{-3/2}$ et $C_S = 1/h (1+h'^2)^{-1/2}$ avec $h(z)$ équation décrivant la surface d'onde dans un plan méridien, avec un système d'axe comprenant la coordonnée z sur l'axe optique (cf figure 36), h représentant la hauteur dans la pupille.

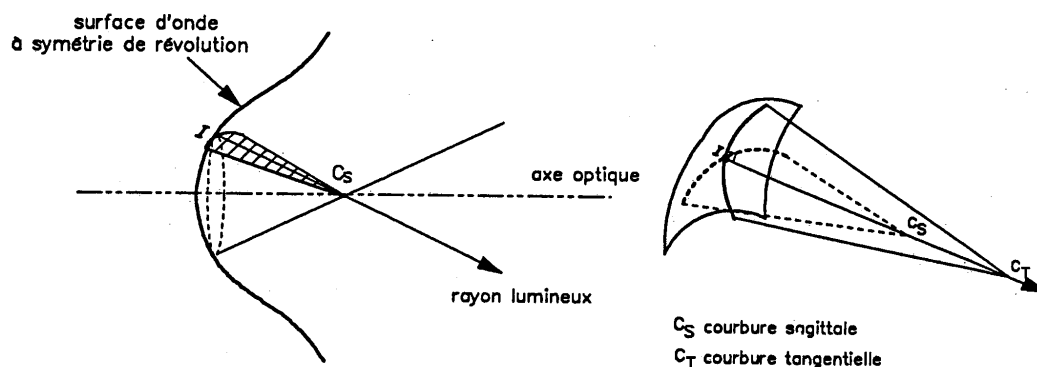


figure 36 : surface d'onde asphérique à symétrie de révolution : courbure sagittale et tangentielle.

Considérons la différence de chemin optique définie le long du rayon, entre la surface d'onde et le plan $z=0$ perpendiculaire à l'axe optique, elle est liée aux courbures de la surface d'onde (cf annexe II). Si on exprime cette différence de chemin optique en fonction de la hauteur h , on obtient les relations suivantes :

$$\delta'(h) = h \times C_s(h) \text{ et } \delta''(h) = C_t(h).$$

On peut remarquer que courbure tangentielle et courbure sagittale sont liées par une relation simple : $C_t = \frac{d}{dh}(h \times C_s)$. Il suffira donc si la surface d'onde est à symétrie de révolution, de la définir par l'une de ces deux courbures. Nous avons choisi la courbure sagittale car elle représente physiquement le point d'intersection avec l'axe optique des rayons passant par une couronne sur la lentille, la différence entre la puissance sagittale et la puissance tangentielle représentant l'astigmatisme. Par la suite, cette courbure sagittale sera également appelée puissance sagittale ou même puissance tout court quand nous ferons référence aux dispositifs asphériques.

On peut caractériser le composant asphérique par sa transmission de phase $\tau(h)$. D'après ce qui précède, cette loi de phase s'exprime en fonction de la différence de chemin optique $\delta(h)$ et finalement en fonction de la courbure sagittale :

$$\varphi(h) = \frac{2\pi}{\lambda} \delta(h)$$

$$\varphi(h) = \int_0^h \frac{2\pi}{\lambda} u C_s(u) du.$$

La correspondance entre la puissance tangentielle, la puissance sagittale et la loi de phase correspondante est illustrée figure 37 pour un cas typique : addition 1.5 dioptries pour la correction de la presbytie et pas de correction d'amétropie.

Afin de corriger au centre de la lentille la vision de loin et à la périphérie la vision de près, on recherche une variation de puissance sagittale dont l'allure est présentée figure 38. On peut définir pour caractériser cette loi de puissance quatre paramètres a_1 , a_2 , p et x_p : a_1 est appelé point de stabilisation de la vision proche, a_2 est appelé point de stabilisation de la vision de loin, p est le gradient de puissance qui joint les deux zones de vision et x_p l'excursion en puissance.

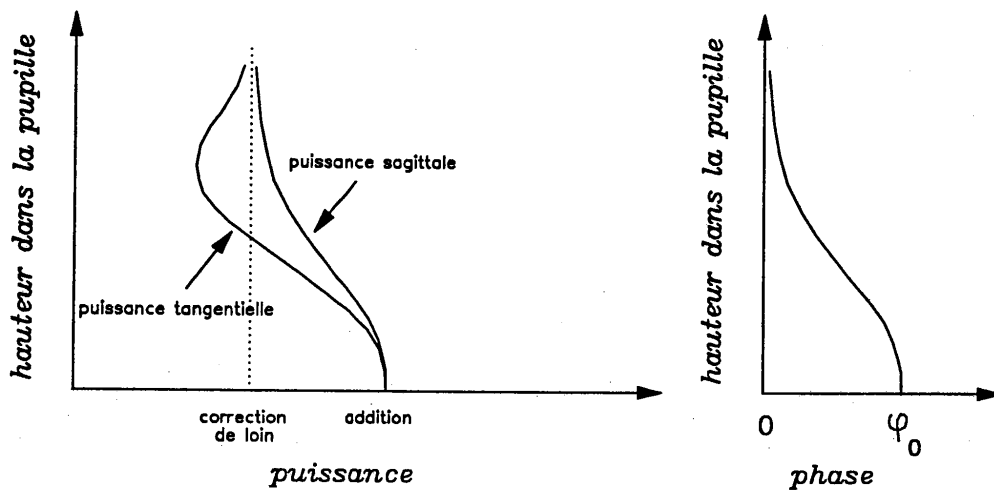


figure 37 : relation entre la puissance tangentielle, la puissance sagittale et la loi de phase pour un composant asphérique typique.

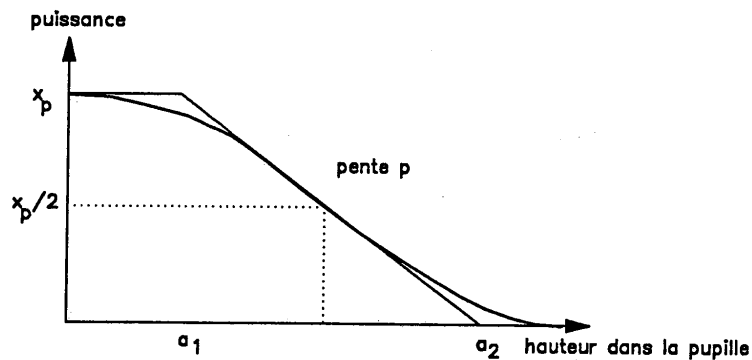


figure 38 : aspect schématique de la loi de puissance sagittale d'une lentille asphérique en fonction de la hauteur dans la pupille.

Schématiquement, le principe de fonctionnement des asphériques est de favoriser selon le diamètre pupillaire la vision de près, la vision intermédiaire ou la vision de loin, en utilisant la contraction des muscles ciliaires donc de la pupille en fonction de la proximité de l'objet. Moyennant des conditions d'éclairage adaptées, on peut obtenir de bonnes performances en vision de près et en vision de loin tout en maintenant des conditions de vision suffisantes dans les cas défavorables. L'ajustement des paramètres p , a_1 , a_2 et la forme du profil asphérique permettent d'obtenir un compromis satisfaisant pour les corrections recherchées: 1.5 à 3 dioptries. Nous développerons ce point dans le chapitre IV.

CONCLUSION

Afin de comparer les trois types de systèmes de correction de la presbytie par lentille de contact en vision simultanée, nous avons choisi un dispositif concentrique comportant la vision de près au centre sur un diamètre de 2.12 mm et la vision de loin à la périphérie, un dispositif diffractif comportant un réseau zoné convergent de type kinoform à saut de phase π à 550 nm et enfin un dispositif asphérique comportant au centre la vision de près, à la périphérie la vision de loin, un gradient de puissance joignant ces deux zones. Nous avons également établi que tous ces systèmes peuvent optiquement être caractérisés par une simple loi de transmission complexe appelée transmittance, fonction d'une coordonnée radiale sur la pupille (symétrie de révolution de la correction). Dans tous les calculs que nous ferons par la suite ces composants seront toujours représentés par leur transmittance.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) BURCHER J., Les combinaisons optiques, Editions de la Revue d'Optique, Paris, 1967.
- (2) CHRETIEN H., Calcul des combinaisons optiques, Editions de la Revue d'Optique.
- (3) GOODMAN J., "Introduction à l'optique de Fourier et à l'holographie", Masson, Paris, 1972.
- (4) MARECHAL A., FRANCON M. , "Diffraction et structure des images", Masson, Paris, 1970.
- (5) MARECHAL A., "Imagerie géométrique. Aberrations.", Paris, 1952, Editions de la revue d'Optique théorique et instrumentale.
- (6) BORISH I.M., Bifocal contact lenses, J. Am. Opt. Assoc., vol. 53, n°3, 1982, p219-229.
- (7) KLEIN S. A., ZHUO-YAN H., "Multizone Bifocal Contact Lens Design", Current Developments in Optical Engineering and Diffraction Phenomena, SPIE, 1986, vol.679, p25-35
- (8) COHEN A.L., U.S. Patent 4,340,283, "Phase shift multifocal zone plate", 1982.
- (9) COHEN A.L., U.S. Patents 4,162,122, "Zonal bifocal contact lens", 1979.
- (10) FREEMAN M.H., U.S. Patents 4,637,697, "Multifocal contact lenses utilizing diffraction and refraction", 1987.
- (11) FREEMAN M.H., U.S. Patents 4,655,565, "Ophtalmic lenses with diffractive power", 1987.
- (12) FREEMAN M.H., PILKINGTON, Patents 0064812 (1982), 0157476 (1985), 0104832 (1983), 0109753 (1983).

- (13) CHARMAN W.N., WALSH G., "Retinal quality with different designs of bifocal contact lens", Transactions BCLA Conference 1986, p13-19.

- (14) BORISH I.M., "Pupil dependency of bifocal contact lenses", Am. J. of Optom., 1988, vol. 5, p417-423.

- (15) Brevet ESSILOR E.P. 381567, "lentille optique à vision simultanée pour la correction de la presbytie".

- (16) Brevet ESSILOR 8806699, "lentille à profil mixte".

- (17) Brevet ESSILOR 8814634, "lentille ophtalmique diffractive gravée".

- (18) Brevet ESSILOR 8901472, "lentille optique pour la correction de l'astigmatisme".

CHAPITRE II

METHODES ET OUTILS DE CALCUL

METHODES ET OUTILS DE CALCUL

Afin de comparer les systèmes de correction de la presbytie que nous venons de décrire, nous allons nous intéresser à la manière dont ils affectent l'image rétinienne. Le système physique que nous devons considérer est un système optique constitué de l'association d'un composant ophtalmique correcteur et de l'oeil à corriger. La linéarité des équations d'onde qui décrivent la propagation de la lumière, nous conduit naturellement à considérer la formation des images optiques comme une transformation linéaire de la distribution lumineuse dite "objet" en la distribution lumineuse dite "image". Un outil mathématique extrêmement utile pour l'étude des phénomènes linéaires est l'analyse de Fourier. Elle permet en décomposant un signal d'entrée en un certain nombre de signaux plus simples de calculer la réponse du système à chacun des signaux "élémentaires" et de superposer ces différentes réponses pour trouver le signal de sortie. En optique, la réponse élémentaire à un point de l'objet est appelée réponse percussionnelle. Les systèmes optiques ont une autre particularité très importante, ils sont sensiblement invariants par translation pour de petits domaines du champ. La réponse à un champ objet complexe est alors décrite par la convolution de ce champ objet par la réponse percussionnelle. Ce produit de convolution peut être exprimé beaucoup plus simplement dans l'espace de Fourier puisqu'il est un simple produit de la transformée de Fourier de la réponse percussionnelle (appelée fonction de transfert) et du spectre en fréquence de l'objet.

Dans un premier temps nous déterminerons le système optique à considérer afin d'analyser l'influence des corrections de la presbytie envisagées sur l'image rétinienne. Puis nous établirons les méthodes de calcul à utiliser pour accéder à la réponse percussionnelle et la fonction de transfert de ce système optique.

LE SYSTEME OPTIQUE

Dorénavant, nous considérerons un oeil n'accommodant plus, un résidu d'accommodation ne faisant qu'augmenter la profondeur de champ fournie par le composant de correction de la presbytie. Cet oeil qui n'accommode plus voit nette sur sa rétine, une image d'un plan objet particulier appelé plan remotum (cf figure 39). Cette image est affectée par l'ensemble des défauts visuels de l'oeil considéré.

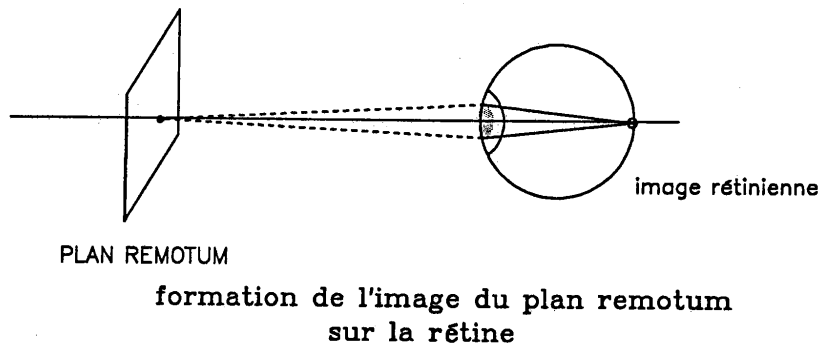
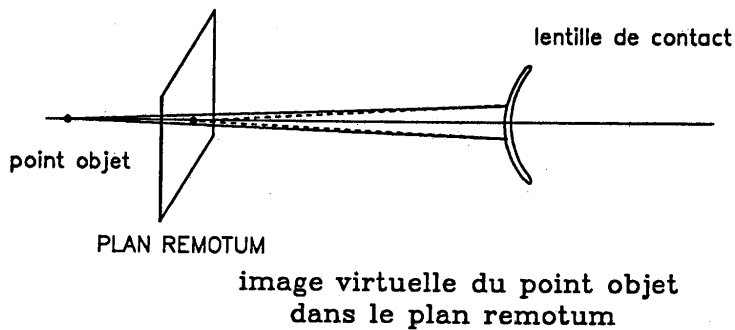
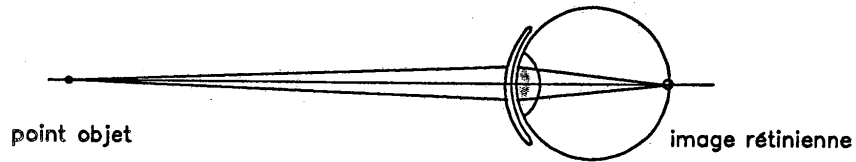
Quelle que soit la correction placée devant l'oeil, celle-ci formera l'image d'un objet au voisinage du plan remotum mais c'est l'image diffractée dans le plan remotum qui sera perçue par l'oeil. Dans le cas d'un oeil affecté d'une amétropie non sphérique, il serait bon de prédistordre cette image afin de restituer une image correcte de l'objet sur la rétine. Nous laisserons de côté le cas de l'astigmatisme, qui peut être corrigé par une lentille torique superposée à la correction de la presbytie recherchée.

La formation de l'image par le système associé lentille plus oeil se fera donc selon un schéma décrit dans la figure 39.

Afin de connaître la manière dont la lentille affectera l'image rétinienne, il suffit de s'intéresser à l'image formée dans le plan remotum par la lentille de contact et de la comparer à l'image que formerait un composant stigmatique avec la même pupille diffractante. La formation de l'image du plan remotum sur la rétine par l'oeil constitue une donnée constante quel que soit le système de correction considéré. L'oeil n'entrera donc pas directement en ligne de compte dans les méthodes de calcul. Cependant on tiendra compte des données connues du système visuel afin de juger par la suite de l'importance des défauts introduits par rapport à l'image réellement perçue par le porteur.

L'image diffractée dans le plan remotum par le composant optalmique peut être décrite par le principe de Huygens Fresnel.

**FORMATION DE L'IMAGE
PAR L'ASSOCIATION OEIL-LENTILLE**



— rayon réel
- - - - - rayon virtuel

figure 39 : principe de formation de l'image d'un objet par un oeil équipé d'un système optique correcteur, en trait pointillé rayon virtuel et en trait plein rayon réel.

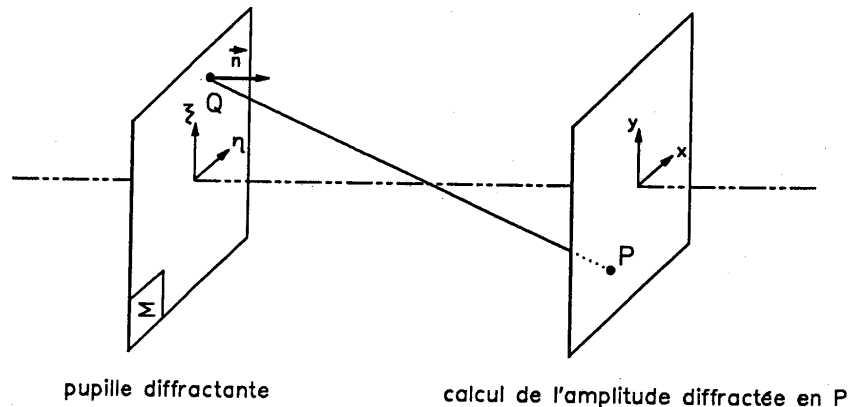
PRINCIPE DE HUYGENS-FRESNEL

Le principe de Huygens Fresnel relie l'amplitude lumineuse d'une onde définie dans un plan Σ à l'amplitude lumineuse diffractée dans un plan Π distant de z du plan Σ (cf figure 40). Il peut s'exprimer sous la forme d'une intégrale appelée intégrale de Rayleigh-Sommerfeld (réf. 1) :

$$A(P) = - \frac{i}{\lambda} \iint_{\Sigma} \frac{\exp(i \vec{k} \cdot \vec{QP})}{|\vec{QP}|} A(Q) \cos(\vec{n}, \vec{QP}) d^2 Q \quad (1)$$

Dans cette expression, $A(Q)$ désigne l'amplitude lumineuse complexe au point Q , Σ la surface d'intégration où l'amplitude A est connue c'est-à-dire la pupille diffractante, P le point où l'amplitude diffractée A est calculée, λ la longueur d'onde, $\vec{n}$ la normale à la pupille diffractante et $\vec{k}$ le vecteur d'onde.

Supposons que Σ soit la pupille d'entrée de l'oeil et Π le plan remotum de l'oeil à corriger, si on connaît l'amplitude lumineuse dans la pupille d'entrée de l'oeil, on peut calculer en utilisant l'intégrale (1), l'amplitude lumineuse diffractée dans le plan remotum donc l'image "réellement vue" par l'oeil. On peut remarquer ici que le principe de Huygens qui est utilisé le plus souvent pour calculer des amplitudes diffractées réelles, est utilisé dans ce cas pour calculer une amplitude diffractée virtuelle.



PRINCIPE DE HUYGENS-FRESNEL

figure 40 : Principe de Huygens-Fresnel.

APPROXIMATION DE FRESNEL

Un objet plan peut être décrit par l'amplitude lumineuse complexe A_0 qu'il émet. Cet objet va produire dans la pupille d'entrée de l'oeil une amplitude lumineuse A_Σ telle que :

$$A_\Sigma(Q) = -\frac{i}{\lambda} \iint_{\Pi_0} A_0(P) \frac{\exp(i \vec{k} \cdot \vec{PQ})}{\|\vec{PQ}\|} \cos(\vec{n}, \vec{PQ}) d^2P \quad (2)$$

Puis le composant ophtalmique qui possède une transmittance $\tau(Q)$ va diffracter une amplitude $A_\Pi(P)$ dans le plan remotum telle que :

$$A_\Pi(P) = -\frac{i}{\lambda} \iint_{\Sigma} \tau(Q) A_\Sigma(Q) \frac{\exp(i \vec{k} \cdot \vec{QP})}{\|\vec{QP}\|} \cos(\vec{n}, \vec{QP}) d^2Q \quad (3)$$

Dans ces deux intégrales on peut distinguer trois termes : un terme de phase égal à $\vec{k} \cdot \vec{QP}$, un terme de distance égal à $\frac{1}{QP}$ et un terme d'obliquité égal à $\cos(\vec{n}, \vec{QP})$.

Termes de distance et d'obliquité

Le terme d'obliquité $\cos(\vec{n}, \vec{QP})$ est égal à $z/\sqrt{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2 + z^2}$ et peut s'écrire $\left(1 + \frac{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2}{z^2}\right)^{-1/2}$. Le terme de distance $1/\|\vec{QP}\|$ est égal à $1/\sqrt{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2 + z^2}$ et peut s'écrire $\frac{1}{z} \left(1 + \frac{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2}{z^2}\right)^{-1/2}$, x et y étant les variables conjuguées de ξ et η . Nous allons examiner le domaine de variation de ces termes dans les intégrales (2) et (3). Dans ce but nous allons introduire un paramètre sans dimension $\epsilon = ((x-\xi)^2 + (y-\eta)^2)/z^2$. Alors les termes d'obliquité et de distance s'écrivent simplement en fonction de ϵ : $\cos(\vec{n}, \vec{QP}) = (1+\epsilon)^{-1/2}$ et $\frac{1}{\|\vec{QP}\|} = \frac{1}{z}(1+\epsilon)^{-1/2}$.

Nous nous limiterons au cas d'un objet s'imageant sur la fovéa, l'angle α sous-tendu par cet objet est alors de l'ordre de 5° et au cas de la vision diurne c'est-à-dire un diamètre pupillaire $2 r_{\max}$ ne dépassant pas 4 mm. La distance (objet-oeil) ou la distance (plan remotum-oeil) minimale est de l'ordre de 30 cm. Les

paramètres ϵ_2 et ϵ_3 relatifs aux intégrales (2) et (3) valent au maximum $\left(\tan \frac{\alpha}{2} + \frac{r_{\max}}{d_{\min}}\right)^2$ c'est-à-dire $2.5 \cdot 10^{-3}$. Les termes d'obliquité et de distance peuvent donc être réduits respectivement à 1 et $1/z$ avec une erreur inférieure à 0.2%.

Terme de phase

Le terme de phase $\vec{k} \cdot \vec{QP}$ est égal à $\frac{2\pi}{\lambda}((x-\xi)^2 + (y-\eta)^2 + z^2)^{1/2}$ et peut s'écrire $\frac{2\pi}{\lambda}z(1+\epsilon)^{1/2}$. Ce terme peut être développé en série en fonction du paramètre ϵ : $k_{QP} = \frac{2\pi}{\lambda}z(1 + \epsilon/2 - \epsilon^2/8 + \dots)$. Pour savoir si le terme du second ordre dans le développement binomial de la phase est négligeable, il faut le comparer à la longueur d'onde. Dans les conditions fixées pour les dimensions de l'ouverture de la pupille et du champ objet vis-à-vis de la distance z , $z\epsilon^2/8$ vaut au maximum $\lambda/2$ en bord de champ objet, si on réduit le champ objet à 3° cette valeur tombe à $\lambda/10$. On peut alors appliquer l'approximation de Fresnel et réduire les intégrales (2) et (3) à :

$$A_{\Sigma}(\xi, \eta) = - \frac{i \exp(ikz_0)}{\lambda z_0} \iint_{\Pi_0} A_0(x_0, y_0) \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{x_0^2 + y_0^2}{2z_0}\right) \exp\left(-i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{x_0 \xi + y_0 \eta}{z_0}\right) dx_0 dy_0 \quad (4)$$

$$A_{\Pi}(x, y) = - \frac{i \exp(ikz)}{\lambda z} \iint_{\Sigma} A_{\Sigma}(\xi, \eta) \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{\xi^2 + \eta^2}{2z}\right) \exp\left(-i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{x\xi + y\eta}{z}\right) d\xi d\eta \quad (5)$$

A_{Σ} amplitude diffractée par l'objet dans la pupille d'entrée Σ du composant

A_{Π} amplitude diffractée dans le plan remotum Π

x_0, y_0 coordonnées du point d'intégration dans le plan objet Π_0

x, y coordonnées du point image dans le plan remotum Π

ξ, η coordonnées du point d'intégration dans la pupille diffractante Σ

z_0 distance plan objet à la pupille d'entrée de l'oeil

z distance de la pupille diffractante au plan remotum.

CALCUL DE LA REPONSE PERCUSSIONNELLE

La réponse percussionnelle qui nous intéresse est la réponse percussionnelle en éclairage incohérent, car l'imagerie naturelle est elle-même incohérente. Pour effectuer ce calcul, il faut d'abord calculer la réponse percussionnelle cohérente c'est-à-dire l'amplitude diffractée dans l'image d'un point objet, le carré de cette réponse cohérente étant la réponse incohérente.

Dans le cas d'un point objet sur l'axe, l'expression de l'amplitude diffractée (4) entrant dans la pupille est grandement simplifiée :

$$A_{\Sigma}(\xi, \eta) = -\frac{i \exp(ikz_0)}{\lambda z_0} \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{\xi^2 + \eta^2}{2z_0}\right).$$

De plus tous les systèmes de correction de la presbytie en vision simultanée que nous avons envisagés sont des systèmes à symétrie de révolution, on peut donc réécrire de manière plus simple l'intégrale (5) en passant en coordonnées cylindriques (cf figure 44). On obtient alors :

$$A(r, \psi) = A_0 \iint_{\Sigma} \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda} \frac{a^2 \rho^2}{2 z_1}\right) \exp\left(-i \frac{2\pi}{\lambda d} a \rho r \cos(\theta - \psi)\right) \tau(\rho) \rho d\rho d\theta \quad (6)$$

a est le rayon de la pupille

ρ la coordonnée radiale normalisée dans la pupille

d la distance plan remotum pupille d'entrée de l'oeil

τ la transmittance du composant correcteur

(r, ψ) système de coordonnées dans le plan remotum

(ρ, θ) système de coordonnées dans le plan de la pupille

$1/z_1$ somme algébrique de la vergence du point objet et du plan remotum définie par rapport à la pupille qu'on appellera vergence réduite v .

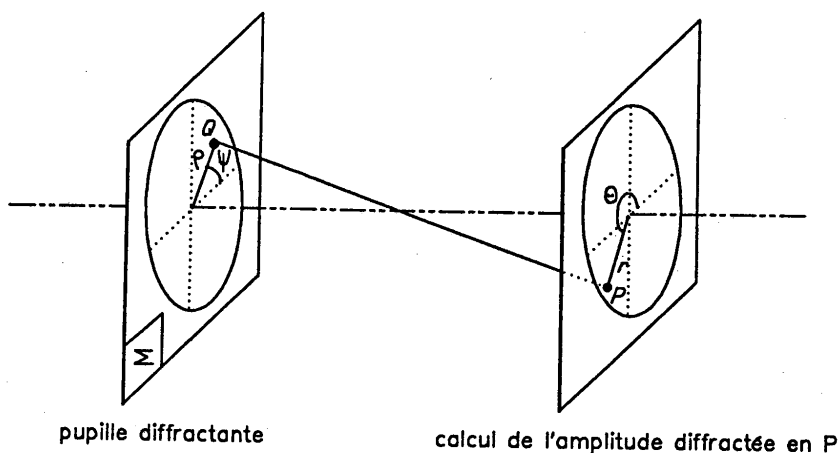


figure 41 : système de coordonnées cylindriques

Cette équation (6) peut être simplifiée en utilisant l'identité mathématique suivante :

$$\int_0^{2\pi} \exp(-i2\pi V\rho \cos(\theta-\psi)) d\theta = 2\pi J_0(2\pi V\rho) \text{ avec } V = a \frac{r}{\lambda d}$$

où J_0 est la fonction de Bessel de première espèce d'ordre 0.

Finalement l'amplitude complexe de l'image dans le plan remotum vaut :

$$A(U, V) = A_0 \int_0^1 \exp(+iU\rho^2/2) \exp(-i\varphi(\rho)) J_0(2\pi V\rho) \rho d\rho \quad (7)$$

avec $U = ka^2v$ et $V = a \frac{r}{\lambda d}$ où v est la vergence réduite de l'objet, a le rayon de la pupille et r/λ l'ouverture angulaire de la pupille vue du remotum. Ceci constitue la transformée de Hankel unidimensionnelle sur la coordonnée radiale ρ du produit fonction de pupille $\exp(-i\varphi(\rho))$ par un terme d'onde sphérique $\exp(+iU\rho^2/2)$:

$$A(U, V) = \mathcal{H}(\exp(+iU\rho^2) \exp(-i\varphi(\rho)))(V).$$

Nous allons calculer cette transformée de Hankel unidimensionnelle de façon analytique en utilisant le développement en série de fonction de Bessel établi par Dossier (réf. 2 et 3).

Si G et g sont des fonctions reliées par une transformée de Hankel : $G(f) = 2\pi \int_0^{+\infty} g(r) J_0(2\pi r f) r dr$ et si G est à support borné c'est-à-dire $G(f) = 0$ pour une valeur de f supérieure à f_c , alors on peut écrire:

$$G(f) = \sum_{p=0}^{\infty} g\left(\frac{\lambda_p}{2\pi f_c}\right) \frac{J_0(\lambda_p f/f_c)}{\pi f_c^2 J_0^2(\lambda_p)},$$

$\{\lambda_p\}$ étant l'ensemble des zéros de la fonction de Bessel J_1 .

On pose dans l'expression (7), $g(\alpha\rho) = \exp(-i\varphi(\rho)) \exp(+iU\rho^2/2)$ pour $\rho \leq 1$ et $g(\alpha\rho) = 0$ ailleurs, g est la fonction de pupille normalisée. La réponse percussionnelle cohérente s'écrit alors $A(U,V) = 2\pi A_0 \int_0^{\infty} g(\rho) J_0(V\rho) \rho d\rho$. Physiquement la réponse percussionnelle est à support borné, on peut donc déterminer une valeur V_c au-delà de laquelle elle s'annule (il suffit de la prendre assez grande) et on peut alors écrire :

$$A(U,V) = A_0 \sum_{p=0}^{\infty} g\left(\frac{\lambda_p}{2\pi V_c}\right) \frac{J_0\left(\lambda_p \frac{V}{V_c}\right)}{\pi V_c^2 J_0^2(\lambda_p)} \text{ pour } V \leq V_c \text{ et } A(U,V) = 0 \text{ ailleurs.}$$

En fait c'est la fonction de pupille g qui est réellement bornée, la somme sur p qui décrit la réponse percussionnelle est donc rigoureusement limitée à N termes, N représentant le nombre de points d'échantillonnage dans la pupille. Le choix du paramètre V_c dépendra de la précision recherchée et de la nature de la fonction de pupille donc du composant correcteur et conditionne le nombre de points d'échantillonnage, en général N est supérieur à 20.

Finalement l'intensité de l'image ou réponse percussionnelle incohérente qui est égale au carré du module de la réponse percussionnelle cohérente s'écrit :

$$I(U,V) = I_0 \left| \sum_{p=0}^{\infty} g\left(\frac{\lambda_p}{2\pi V_c}\right) \frac{J_0\left(\lambda_p \frac{V}{V_c}\right)}{V_c^2 J_0^2(\lambda_p)} \right|^2 \text{ pour } V \leq V_c \quad (8)$$

Dans le calcul numérique de cette somme (réf. 4), on stockera les valeurs des zéros de la fonction de Bessel J_1 , ainsi que les valeurs de $J_0(\lambda_p)$. Le nombre d'opérations nécessaires au calcul de la somme s'élèvera pour N points à $(n+3) \times N^2$, avec n le nombre d'opérations nécessaires au calcul de la fonction de Bessel (n est de l'ordre de 20 en prenant un développement en série de J_0). Dans le cas d'une transformée de Fourier bidimensionnelle de $N \times N$ points ce nombre s'élèverait à $N^2 \log_2(4N^2)$ en tenant compte du caractère réel pair de la somme à calculer. Du point de vue temps de calcul, la TF de Hankel est légèrement favorable par rapport à la FFT. Mais c'est du point de vue stockage, que le gain est le plus appréciable. En effet, la TF de Hankel nécessite le stockage de seulement N échantillons de la fonction de pupille, alors que la FFT en nécessite N^2 .

Finalement la réponse percussionnelle incohérente se calcule en effectuant une somme de 20 à 60 termes du développement en série selon le type de composants correcteurs considéré.

Dans l'expression de la réponse percussionnelle, le chromatisme intervient par l'intermédiaire des paramètres U et V : $U = \frac{2\pi}{\lambda} a^2 v$ et $V = a \frac{r}{\lambda d}$. Pour simuler un éclairage "blanc", nous avons intégré la réponse percussionnelle monochromatique sur le spectre visible par une méthode de Riemann en affectant les longueurs d'onde d'un coefficient d'efficacité dépendant de la sensibilité chromatique des récepteurs rétiniens, c'est-à-dire de la courbe de sensibilité photopique de la rétine.

ENERGIE ENCERCLEE

L'énergie encerclée est définie par l'intégrale de la réponse percussionnelle incohérente sur un disque. Elle s'exprime de la manière suivante en fonction du rayon du disque considéré :

$$\mathcal{E}(R) = \int_0^R RPI(r) dr$$

Quand R tend vers l'infini, l'énergie encerclée a une limite finie. Cependant selon les conventions de normalisation choisies pour le calcul de la réponse percussionnelle, cette limite peut dépendre ou non du diamètre de la pupille. En effet le calcul de la réponse percussionnelle peut être fait à énergie entrante dans la pupille constante ou à luminance de l'objet constante. Dans le premier cas, l'énergie encerclée ne dépend pas du diamètre pupillaire, alors que dans le second elle dépend directement de la surface de la pupille. Nous verrons dans le chapitre suivant qu'il peut être intéressant d'utiliser l'une ou l'autre des deux conventions selon le composant correcteur étudié. Pour des systèmes purement bifocaux, ces deux conventions donneront la même information alors que pour des systèmes correcteurs de type asphérique les résultats seront différents.

FONCTION DE TRANSFERT INCOHERENTE

La fonction de transfert incohérente d'un système optique est la transformée de Fourier bidimensionnelle de la réponse percussionnelle incohérente :

$$MTF(f_x, f_y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} RPI(x, y) \exp(2i\pi (x f_x + y f_y)) dx dy \quad (9)$$

(f_x, f_y) étant le plan des fréquences spatiales
 (x, y) étant le plan objet

Elle représente la réponse en fréquence d'un système optique éclairé de façon incohérente et permet de chiffrer la perte de contraste dans une image formée par ce système. Il faut remarquer que cette approche n'apporte pas plus d'informations que la réponse percussionnelle, mais qu'elle permet de les voir sous un jour différent.

Les composants étudiés étant à symétrie de révolution, il est avantageux de passer en coordonnées polaires, auquel cas :

$$MTF(f) = 2\pi \int_0^\infty RPI(r) J_0(2\pi r f) r dr$$

C'est l'expression de la transformée de Hankel de la réponse percussionnelle $\mathcal{H}\{RPI(r)\}(f)$ calculée en f valeur de la fréquence spatiale considérée. Cette intégrale peut donc être exprimée comme la somme en série de fonctions de Bessel :

$$\sum_{n=0}^{\infty} RPI\left(\frac{\lambda_n}{2\pi F_c}\right) \frac{J_0(\lambda_n f/F_c)}{\pi F_c^2 J_0^2(\lambda_n)} \quad (10)$$

où F_c est la fréquence de coupure incohérente du système optique :

$$F_c = \frac{2a}{\lambda d}$$

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que l'on peut tronquer la somme de la réponse percussionnelle à l'ordre N tel que $\lambda_N \leq 2\pi V_c \leq \lambda_{N+1}$. La réponse percussionnelle est donc quasi nulle au-delà d'une coordonnée radiale supérieure à $\frac{\lambda d}{a} V_c$. Cette coordonnée radiale est comprise entre $\frac{\lambda_N}{\pi F_c}$ et $\frac{\lambda_{N+1}}{\pi F_c}$. Il suffit donc de tronquer la somme (10) à l'ordre n tel que $2\lambda_N \leq \lambda_n \leq 2\lambda_{N+1}$, d'où n de l'ordre de $2N$.

La relation (10) étant indépendante de la longueur d'onde excepté par l'intermédiaire de la réponse percussionnelle incohérente, afin d'obtenir la fonction de transfert polychromatique, il suffit d'effectuer la somme sur la réponse percussionnelle incohérente calculée en éclairage polychromatique.

IMAGE FORMEE PAR LA LENTILLE DE CONTACT INFLUENCE DU CENTRAGE

Pour un objet faiblement étendu s'imageant sur la fovéa (étendue angulaire du champ objet inférieure à 5'), l'image formée dans le plan remotum par la lentille est le produit de convolution de l'intensité lumineuse émise par l'objet par la réponse percuSSIONNELLE incohérente de la lentille de contact. L'image réellement perçue par l'oeil sera affectée d'un facteur de grandissement et des défauts de l'oeil considéré.

Afin de calculer ce produit de convolution, on ne va pas utiliser une méthode numérique directe mais plutôt une technique de calcul indirecte passant par l'intermédiaire d'un produit de transformées de Fourier bidimensionnelles car l'algorithme de transformée de Fourier rapide est plus performant, du point de vue temps de calcul, que celui de la convolution directe:

$O \otimes RPI = TF^{-1}(\widehat{O} \widehat{RPI})$, O étant la répartition d'intensité dans la plan objet et RPI la réponse percuSSIONNELLE incohérente, $\widehat{O}$ et $\widehat{RPI}$ étant des transformées de Fourier et $\otimes$ représentant le produit de convolution.

Dans le cas d'un décentrement du composant optique par rapport à la pupille de l'oeil, on a une dégradation supplémentaire de la qualité de l'image rétinienne. Dans ce cas le calcul de la réponse percuSSIONNELLE ne peut plus être basé sur la transformée de Hankel puisque l'on perd la symétrie de révolution. On est alors obligé d'utiliser la transformée de Fourier bidimensionnelle de la fonction de pupille complexe:

$$RPI(x,y) = |TF(\text{fonction de pupille})|^2$$

Dans tous les cas où on a utilisé la transformée de Fourier bidimensionnelle, on a pris soin afin d'éviter les problèmes de repliement de spectre ou "aliasing" de prendre un domaine d'échantillonnage dix fois plus grand que la taille de la pupille.

CONCLUSION

Ce chapitre III nous a permis d'établir les méthodes de calcul nécessaires à l'évaluation des performances optiques des systèmes de correction de la presbytie en vision simultanée. Chaque composant étant caractérisé par sa transmittance de phase, on calcule sa réponse percussionnelle et sa fonction de transfert de modulation en effectuant des calculs de diffraction de Fresnel.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) BORN M., WOLF E., "Principles of Optics, Electromagnetic theory of propagation interference and diffraction of light", 6ème édition, 1980, New-York, Pergamon Press.
- (2) DOSSIER B., thèse, Paris, 1954.
- (3) CHAVEL P., BRUNOL J., Proceedings of the IEEE, juillet 1977, p1090.
- (4) ABRAMOVITZ M., STEGUN I., "Handbook of Mathematical Functions", New York, 1965.
- (5) BOIVIN A., "théorie et calcul des figures de diffraction de révolution", Paris, 1964, Gauthier-Villars.

CHAPITRE IV

**PERFORMANCES OPTIQUES DES LENTILLES DE CONTACT
POUR LA CORRECTION DE LA PRESBYTIE**

P E R F O R M A N C E S O P T I Q U E S
D E S L E N T I L L E S D E C O N T A C T
P O U R L A C O R R E C T I O N D E L A P R E S B Y T I E

Les dispositifs de correction de la presbytie basés sur la vision simultanée que nous venons de décrire sont des composants optiques non stigmatiques. Ils vont donc perturber l'image rétinienne du porteur et affecter ses performances visuelles. Nous allons dans ce qui va suivre tenter de chiffrer cette dégradation de performances, en prenant comme référence un composant sphérique parfait limité par la diffraction.

Cependant on doit remarquer qu'une lentille de contact sphérique corrigeant une amétropie est loin d'être un composant stigmatique. En effet du fait de sa géométrie très courbe, elle est fortement affectée par l'aberration sphérique pour les grands diamètres pupillaires et les fortes corrections. Par exemple pour une lentille de puissance -6 dioptries, cette aberration atteint -0.5 dioptrie pour un diamètre de 5 mm. Cette aberration sphérique étant en première approximation, pour une correction d'amétropie fixée, une donnée constante quelle que soit la correction de la presbytie ajoutée, nous n'en tiendrons pas compte dans la présentation qui va suivre.

Afin de calculer les performances optiques des différents composants, nous utiliserons les outils de calcul que nous avons mis en place dans le chapitre III.

Dans un premier temps, nous caractériserons l'addition fournie en vision de près par le système correcteur dans toutes les conditions d'utilisation possibles: diamètre de pupille et nature chromatique de l'objet observé. Plus précisément, on représentera l'éclairement produit par un point objet sur la rétine en fonction de sa proximité selon le diamètre pupillaire et on examinera l'influence du chromatisme sur cette répartition.

Puis nous nous intéresserons plus particulièrement à la qualité de l'image rétinienne fournie. Comme nous l'avons déjà expliqué, il existe deux approches différentes de cette caractérisation. On peut raisonner soit en terme de réponse percussionnelle, soit en terme de fonction de transfert. Dans les deux cas, on prendra toujours comme référence un composant sphérique, limité par la diffraction. Plus précisément, on calculera la réponse en fréquence spatiale des systèmes correcteurs à des fréquences caractéristiques de la sensibilité aux contrastes du système visuel. La première approche permettra de caractériser l'image d'un point objet affectée par la vision simultanée, la répartition du flou et son étendue sur la rétine et enfin la dégradation de l'image d'un test d'acuité. La seconde approche nous permettra de faire une analyse plus globale en terme de baisse de contraste dans l'image d'une scène quelconque en fonction de son contenu en fréquences spatiales, de sa luminance et de sa proximité. Ces calculs de fonction de transfert seront faits dans un espace à trois dimensions: diamètre de la pupille, proximité de la mire, fréquence spatiale.

Enfin nous considérerons des écarts à un fonctionnement normal de ces composants correcteurs en particulier au niveau du centrage et du diamètre pupillaire. Puis comparerons les performances optiques à quelques résultats d'essais cliniques de composants correcteurs en particulier pour tenter d'expliquer l'origine de troubles perceptifs reportés dans certaines études.

ADDITION ET ECLAIREMENT SUR L'AXE

Par la suite, dans tous les calculs effectués, nous considérerons une correction d'amétropie nulle, une amétropie du sujet ne conduisant qu'à un décalage dans l'échelle des puissances.

Pour chaque système correcteur, l'éclairement produit sur l'axe dans le plan remotum par un point objet de fixation sera représenté en fonction de la proximité ou vergence (inverse de la distance). Une proximité égale à zéro désignera un point objet dans le plan remotum, c'est-à-dire un point objet à l'infini, alors qu'une proximité négative désignera un objet réel, en particulier une proximité égale à la valeur de l'addition désignera un point objet proche. Il suffit pour connaître cet éclairement sur l'axe optique, de calculer la réponse percussionnelle incohérente à l'origine, c'est-à-dire en $V=0$ (cf chapitre III). Cette représentation de l'éclairement sur l'axe optique en fonction de la proximité du point objet selon le diamètre pupillaire, nous permettra de connaître la valeur de l'addition réellement fournie selon les conditions d'éclairage par l'intermédiaire du diamètre pupillaire (valeur pouvant être différente de l'addition nominale), mais aussi de caractériser la nature de cette correction: progressive ou bifocale. Les résultats seront présentés sous forme d'un réseau de six courbes: ϕ pupille = 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5 mm.

Dans l'exposé qui suit, nous nous restreindrons à une addition nominale de 1.5 dioptries pour tous les composants, sans que cela soit restrictif au niveau des conclusions que nous serons amenés à tirer, qui seraient semblables quelle que soit la valeur de l'addition nominale. Nous considérerons d'abord une lentille sphérique corrigeant la vision de près, puis une lentille bifocale concentrique, puis une lentille bifocale diffractive et enfin une lentille asphérique. Dans le cas des lentilles bifocales nous avons représenté l'éclairement sur l'axe en le normalisant à la surface pupillaire (c'est-à-dire à énergie entrante dans la pupille constante). Pour les lentilles asphériques qui ne fournissent pas comme nous le verrons, une correction uniquement bifocale, nous avons également représenté les résultats à luminance objet constante. Dans le cas d'une lentille asphérique, nous nous intéresserons également à l'influence des paramètres qui la définissent: excursion en puissance, gradient de puissance et position du point milieu sur la nature de la correction apportée.

a) lentille sphérique

Une lentille sphérique fournit une correction monofocale quel que soit le diamètre pupillaire (cf figure 42). Pour un diamètre de 2 mm, on atteint une profondeur de champ de 1 dioptrie. Dans le cas d'un composant purement réfractif, le chromatisme n'étant que de la dispersion d'indice, on peut négliger son influence pour les valeurs de correction envisagées.

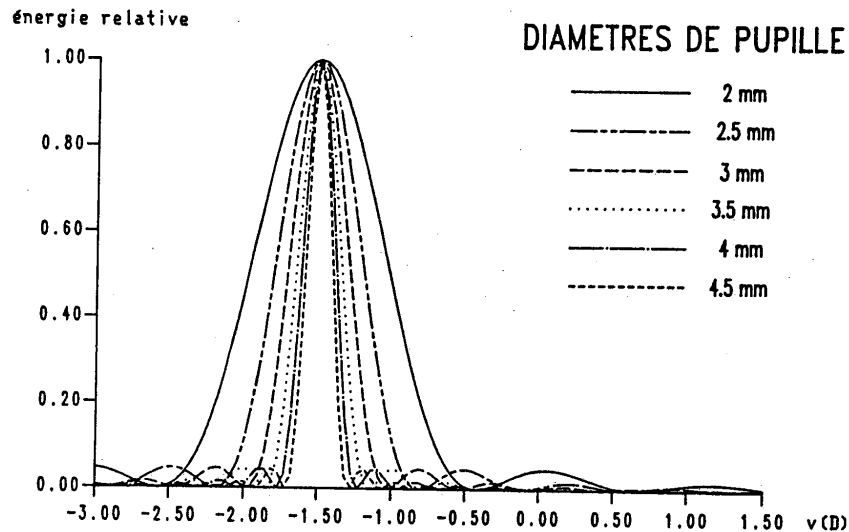


figure 42: éclairement sur l'axe optique normalisé à la surface de la pupille en fonction de la vergence du point objet pour un composant sphérique de puissance 1.5 D, le diamètre pupillaire variant de 2 à 4.5 mm, en éclairage monochromatique $\lambda = 550$ nm.

b) lentille concentrique bifocale

Soit une lentille concentrique de correction de la presbytie comportant au centre la correction de la vision de près sur un diamètre de 2.12 mm et à la périphérie la correction de la vision de loin. Ce composant est un "double foyer" avec des efficacités dans les deux focales qui dépendent directement du diamètre pupillaire (cf figure 43). Pour un diamètre de 2 mm, on ne corrige que la vision de près et pour un diamètre de 4 mm on corrige surtout la vision de loin, l'égalité entre les luminances des deux images proche et lointaine correspond à un diamètre de pupille de 3mm. On notera également la structure bimodale de ces courbes, avec absence de point de focalisation en vision intermédiaire, c'est-à-dire pour une distance objet comprise entre un et deux mètres, ce qui correspond pour une correction de la presbytie P_p à des proximités d'objet de l'ordre de $P_p/2$ c'est-à-dire ici à 0.75 dioptries. Le presbyte ne devra alors compter que sur sa profondeur de champ pour voir net en vision intermédiaire. Nous avons résumé dans le tableau ci-dessous en fonction du domaine de vision corrigé, vision de près (VP) ou vision de loin (VL) et du diamètre de la pupille, la valeur de l'éclairement sur l'axe qui peut en quelque sorte caractériser l'efficacité de la correction dans le domaine de vision considéré.

diamètre	2	2,5	3	3,5	4	4,5
efficacité	VP 100%	VP 60% VL 16%	VP 31% VL 31%	VP 17% VL 43%	VP 9% VL 53%	VP 5% VL 60%

tableau I: efficacité de la correction selon le diamètre pupillaire et le domaine de vision considéré pour une correction bifocale concentrique.

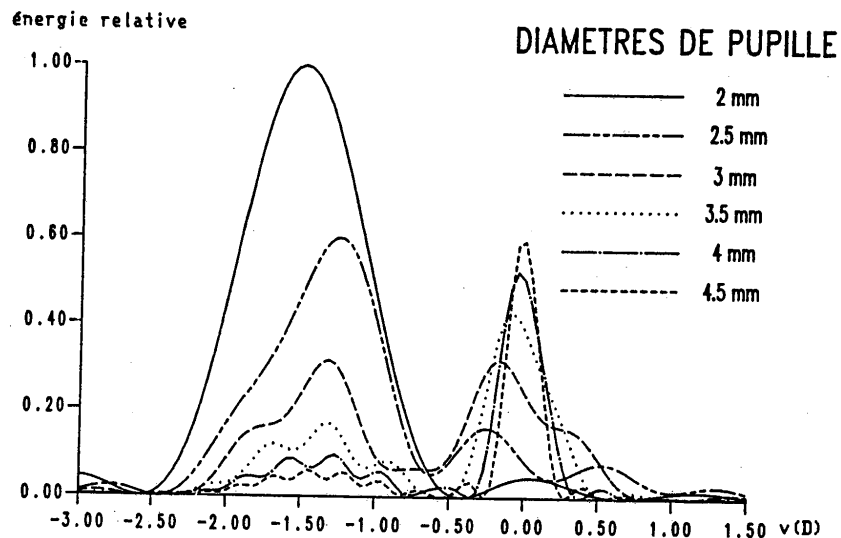


figure 43 : éclairement sur l'axe optique normalisé à la surface de la pupille en fonction de la proximité du point objet pour un composant concentrique d'addition 1.5 D pour des diamètres pupillaires variant entre 2 et 4.5 mm en éclairage monochromatique $\lambda = 550 \text{ nm}$.

c) lentille diffractive bifocale

Pour obtenir une lentille diffractive bifocale, telle que nous l'avons décrite dans le chapitre II, deux types de profil de transmission sont possibles : profil créneau ou profil kinoform. Nous allons examiner pour ces deux profils la valeur de l'addition fournie, sa nature ainsi que l'influence du chromatisme sur cette correction diffractive.

profil créneau

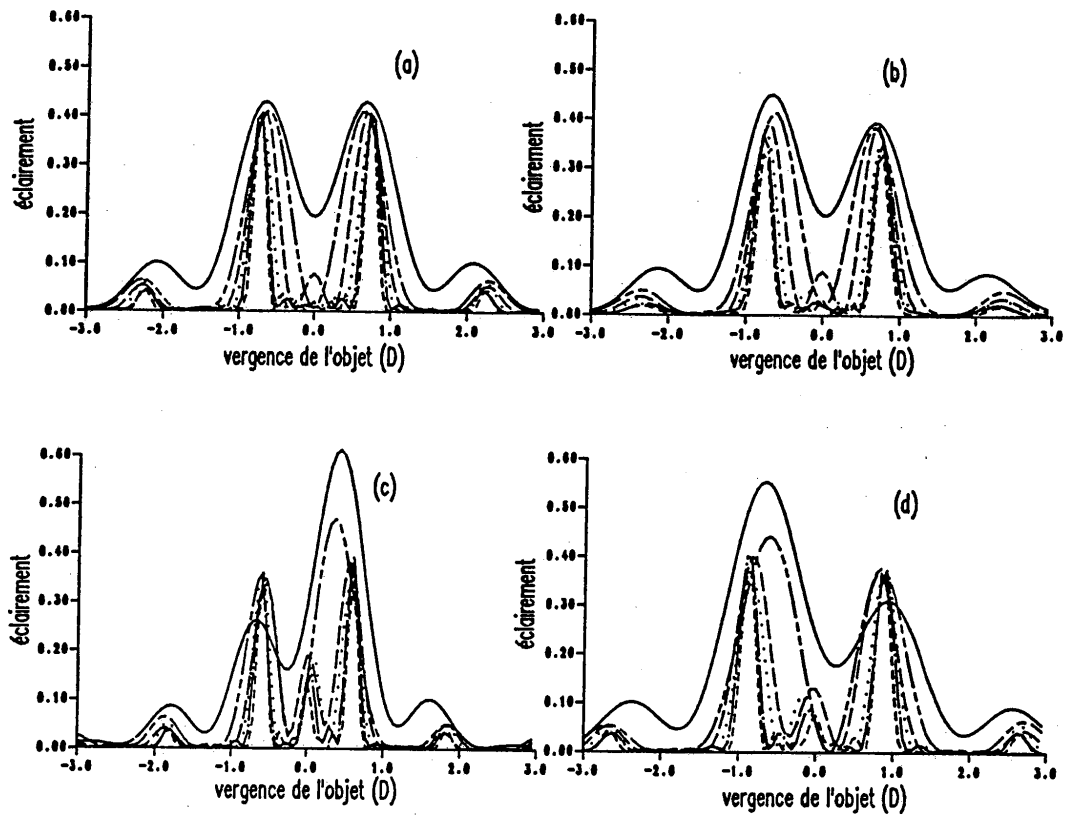
Dans le cas d'un profil créneau de saut de phase π , les ordres correspondant aux deux focales corrigeant la vision de loin et la vision de près sont les ordres ± 1 .

Ce composant présente, quel que soit le diamètre de la pupille, deux points de focalisation de même efficacité en éclairage monochromatique, c'est donc ce que l'on peut appeler un "double foyer plein champ" (cf figure 44). On retrouve comme on l'avait indiqué dans le chapitre II, que les ordres +1 et -1 présentent une efficacité de diffraction de 40 % à 540 nm alors que les ordres +3 et -3 atteignent environ 5 % d'efficacité pour un diamètre pupillaire supérieur à 2.5 mm. Dans le cas d'un éclairage rouge ou bleu, le fonctionnement bifocal est fortement affecté (chromaticité des deux corrections) en particulier pour les faibles diamètres pupillaires 2 et 2.5 mm, quand la pupille, pour une addition de 1.5 dioptries, couvre moins d'une zone de diffraction. Nous avons résumé dans le tableau II, l'influence du chromatisme sur la correction (vert $\lambda=540$ nm, bleu $\lambda=440$ nm, rouge $\lambda=640$ nm, longueur d'onde d'accord 550 nm) selon le domaine de vision considéré, la vision de près VP, la vision intermédiaire VI et la vision de loin VL:

diamètre (mm)	2	2.5	3	3.5	4	4.5
vert	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%
		VI 8%	VI 2%	VI 2%	VI 2%	VI 2%
	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%
rouge	VP 25%	VP 32%	VP 35%	VP 35%	VP 35%	VP 35%
			VI 17%	VI 16%	VI 15%	VI 12%
	VL 60%	VL 48%	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%
bleu	VP 55%	VP 43%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%
			VI 13%	VI 12%	VI 9%	VI 8%
	VL 32%	VL 37%	VL 37%	VL 37%	VL 37%	VL 37%

tableau II : efficacité de la correction selon le diamètre pupillaire et la longueur d'onde pour un composant diffractif à profil de phase binaire.

Ce composant tendra si on s'écarte de l'éclairage vert vers un composant trifocal. Nous considérerons donc qu'il n'est pas adapté à la correction de la presbytie, du fait de sa trop grande sensibilité au chromatisme. Il sera écarté des évaluations futures.



DIAMETRES DE PUPILLE

—————	2 mm
-----	2.5 mm
- . - . - .	3 mm
.....	3.5 mm
-----	4 mm
- - - - -	4.5 mm

figure 44 : éclairement sur l'axe optique normalisé sur la surface de la pupille en fonction de la position du point objet pour un composant diffractif binaire de saut de phase π à 550 nm pour des diamètres pupillaires de 2 à 4.5 mm.

(a) éclairage vert à 540 nm (b) éclairage polychromatique
(c) éclairage rouge à 440 nm (d) éclairage bleu à 640 nm .

profil kinoform

Dans le cas d'un profil kinoform de saut de phase π convergent et d'un éclairage monochromatique, les deux corrections sont fournies par les ordres +1 et 0 avec des efficacités respectives de 40%. La correction produite par ce composant est bifocale et vaut 1.5 dioptries. Elle est presque indépendante du diamètre pupillaire (cf figure 45) sauf pour des diamètres pupillaires inférieurs à 2.5 mm pour les mêmes raisons que celles décrites précédemment. On peut remarquer également que la valeur de la correction est légèrement fonction du diamètre pupillaire $\Delta P = 0.12 D$ pour un diamètre pupillaire variant de 2 à 4.5 mm, le nombre de zones diffractives utilisées variant de 1 à 7.

En ce qui concerne le chromatisme, il affecte la valeur de la correction de la vision de près qui variera de 0.5 dioptrie sur le spectre visible, le composant étant moins convergent dans le bleu. Il perturbe également l'efficacité relative des deux corrections en favorisant la correction de près dans le bleu et la vision de loin dans le rouge dans une proportion de 25 à 60%. Ce composant contribuera donc à compenser le chromatisme de l'oeil en vision de près et sera plus efficace dans le bleu pour la correction de la vision de près. Nous avons résumé dans le tableau III, l'influence du chromatisme sur la correction: vert $\lambda = 540$ nm, bleu $\lambda = 440$ nm, rouge $\lambda = 640$ nm selon le domaine de vision considéré VP, VI ou VL.

diamètre (mm)	2	2.5	3	3.5	4	4.5
vert	VP 42%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%
	VI 0%	VI 0%	VI 8%	VI 1%	VI 1%	VI 1%
	VL 42%	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%	VL 40%
bleu	VP 61%	VP 60%	VP 60%	VP 60%	VP 60%	VP 60%
	VI 0%	VI 0%	VI 6%	VI 1%	VI 1%	VI 1%
	VL 23%	VL 23%	VL 23%	VL 23%	VL 23%	VL 23%
rouge	VP 31%	VP 29%	VP 40%	VP 40%	VP 40%	VP 40%
	VI 0%	VI 0%	VI 6%	VI 1%	VI 1%	VI 1%
	VL 55%	VL 53%	VL 52%	VL 52%	VL 52%	VL 52%

tableau III : efficacité de la correction selon le diamètre pupillaire et la longueur d'onde, pour un composant diffractif à profil de phase kinoform.

Ce composant semble mieux adapté à l'obtention d'une correction bifocale quasi indépendante du diamètre pupillaire car il conserve une distribution d'éclairement bimodale avec des efficacités équilibrées quel que soit le diamètre, ce qui n'était pas le cas du composant binaire. D'autre part la valeur de la correction est elle aussi moins sensible au chromatisme que pour le composant binaire.

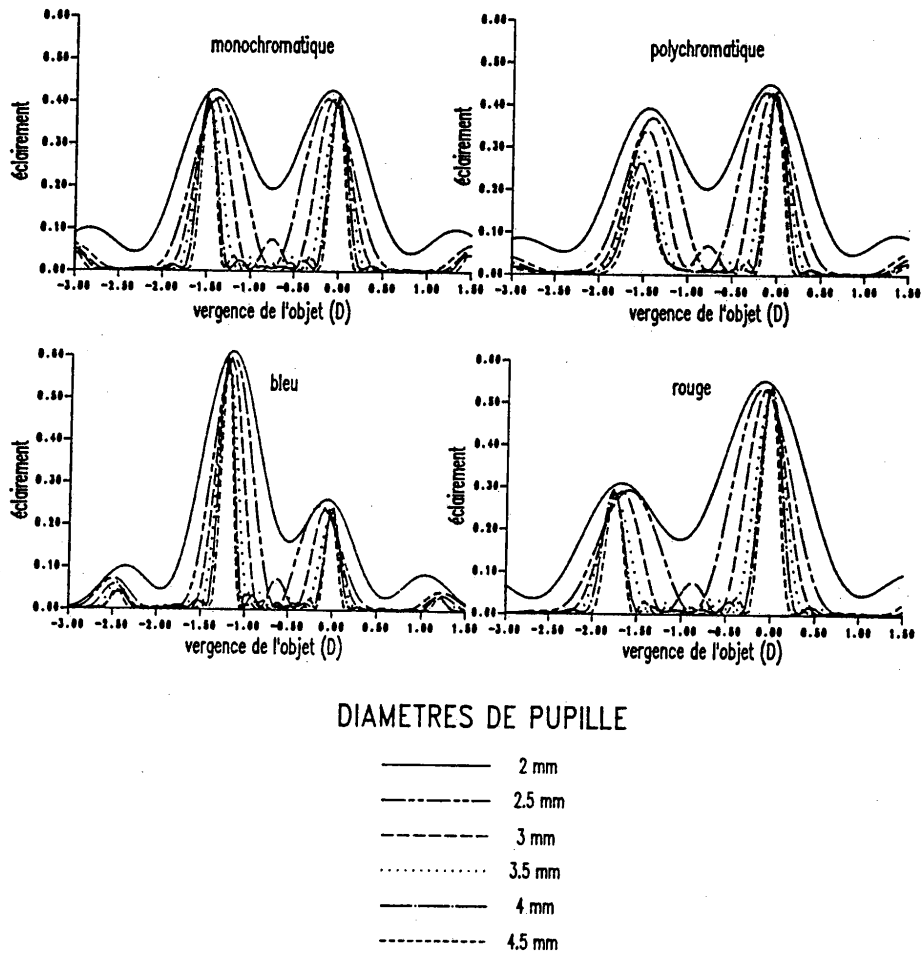


figure 45 : éclairement sur l'axe optique en fonction de la position du point objet pour un composant diffractif kinoform de saut de phase π à 550 nm pour des diamètres pupillaires variant de 2 à 4.5 mm

- (a) éclairage vert $\lambda = 550$ nm (b) éclairage polychromatique
(c) éclairage bleu $\lambda = 440$ nm (d) éclairage rouge $\lambda = 640$ nm.

Nous avons également évoqué dans le chapitre II, l'éventualité d'utiliser une lentille diffractive de saut de phase 3π où l'énergie se répartit entre les ordres +1 et +2. Ce composant est évidemment plus sensible au chromatisme, au point de devenir monofocal dans le bleu en vision de près ou dans le rouge en vision de loin (cf figure 46). De même la valeur des corrections est fortement dépendante de la longueur d'onde : ΔP vision de près = 0.5 D et ΔP vision de loin = 0.25 D.

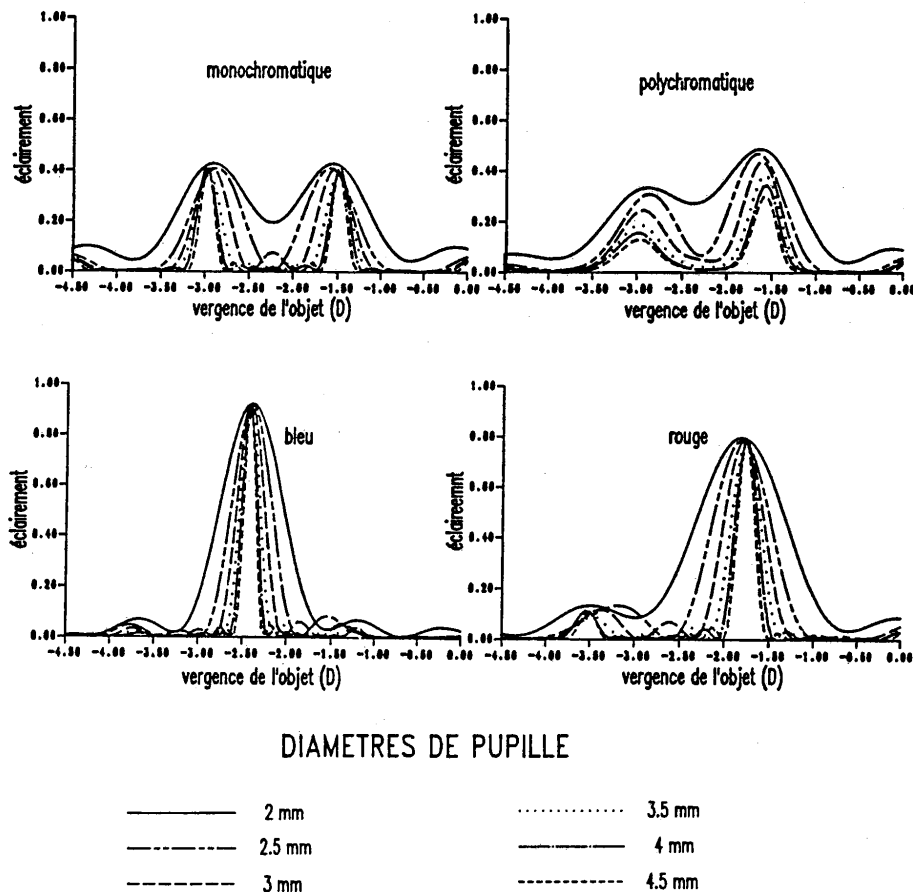


figure 46 : éclairage sur l'axe optique normalisé à la surface de la pupille en fonction de la position du point objet pour un composant diffractif kinoform de saut de phase 3π à 550 nm pour des diamètres pupillaires variant de 2 à 4.5 mm.

(a) éclairage vert $\lambda = 550$ nm (b) éclairage polychromatique
(c) éclairage bleu $\lambda = 440$ nm (d) éclairage rouge $\lambda = 640$ nm.

conclusion

Le composant kinoform convergent de saut de phase π semble le plus mieux adapté à l'obtention d'une correction bifocale pleine pupille. Il permet d'une part de compenser en partie le chromatisme en vision de près sans perturber la correction de la vision de loin. Il fournit par ailleurs une correction bifocale qui est beaucoup moins sensible du point de vue efficacité à un changement de longueur d'onde. C'est ce système diffractif de correction que nous avons choisi et que nous comparerons par la suite aux autres systèmes correcteurs.

e) lentille asphérique

Nous avons vu dans le chapitre II, que l'on peut définir quatre paramètres importants pour décrire le profil de correction d'un composant asphérique, ces paramètres étant la position du point d'inflexion ou point milieu défini par la moyenne des points de stabilisation de la vision de près a_1 et de la vision de loin a_2 , le gradient de puissance p qui relie la vision de près et la vision de loin, et l'excursion en puissance x_p . Nous allons maintenant examiner l'influence de ces paramètres sur la valeur d'addition fournie et sur la nature de la correction apportée: bifocale ou progressive.

influence du gradient de puissance

On considère un ensemble de composants qui possèdent un point milieu et une excursion en puissance identiques mais dont le gradient de puissance varie. Nous avons représenté figure 47 l'influence de ce gradient de puissance au niveau des courbes d'éclairement sur l'axe optique à énergie entrante dans la pupille constante. Nous avons fait varier, en maintenant le point milieu à 1.06 mm et l'excursion en puissance à 2 dioptries, les gradients de puissance selon le tableau suivant :

(a) 5 D/mm	(b) 2.5 D/mm	(c) 2 D/mm
(d) 1.43 D/mm	(e) 1.25 D/mm	(f) 1 D/mm

tableau IV: paramètres des courbes représentées figure 47.

Pour une addition de 1.5 D, les gradients de puissance supérieurs à 2.5 D/mm conduisent à une correction bifocale (courbes (a) et (b)), c'est-à-dire que le réseau de courbes d'éclairement présente deux points de focalisation dont les efficacités dépendent du diamètre pupillaire comme dans le cas d'une lentille bifocale concentrique. Au contraire pour des gradients de puissance inférieurs (courbes (c) à (e)), on obtient un réseau de courbes monomodales, dont la position du point de focalisation dépend du diamètre pupillaire. La correction est dite alors progressive. La vision de près est corrigée pour des diamètres pupillaires de l'ordre de 2.5 mm ($V \approx -1.5$ D), la vision intermédiaire pour des diamètres autour de 3.25 mm et la vision de loin pour des diamètres supérieurs à 3.5 mm. Pour un gradient de puissance trop faible, le comportement du composant est semblable mais l'addition fournie devient insuffisante (courbe (f)).

Nous avons regroupé dans le tableau V pour chaque composant la valeur de la correction en dioptries selon le diamètre pupillaire du sujet:

diamètre	2	2.5	3	3.5	4	4.5
(a)	2	1.6	1.5 / 0.5	0.2	0	0
(b)	1.75	1.5	1.5 / 0.5	0.3	0	0
(c)	1.75	1.4	1.6/1/0.5	0.4	0.1	0
(d)	1.5	1.3	1	0.5	0.25	0
(e)	1.4	1.25	1	0.75/0.5	0.4	0.1
(f)	1.35	1.2	1	0.8	0.4	0.2

tableau V: valeur de la correction en dioptrie en fonction du diamètre pupillaire selon la nature du composant asphérique : gradients (a) 5 D/mm, (b) 2.5 D/mm, (c) 2 D/mm, (d) 1.43 D/mm, (e) 1.25 D/mm, (f) 1 D/mm.

Finalement pour obtenir une addition de 1.5 dioptrie "progressive" avec une excursion en puissance de 2 D et une position de point milieu de 1.06 mm, il faut utiliser un gradient de puissance compris entre 1.25 D et 2D/mm (systèmes (c) à (e)). Nous analyserons par la suite les qualités d'images fournies par de tels systèmes progressifs quel que soit le diamètre pupillaire. Nous pourrions donc ainsi estimer la manière dont les conditions d'éclairage peuvent affecter le fonctionnement de ces dispositifs de correction.

Pour un système progressif, il est intéressant de représenter également, l'éclairement sur l'axe optique à luminance objet constante et non plus à énergie entrante dans la pupille constante. Nous avons représenté figure 48 ces deux réseaux de courbes. On notera que l'éclairement de la rétine quel que soit le diamètre de la pupille varie peu avec la proximité de l'objet. Nous verrons par la suite que cette remarque peut avoir son importance dans l'analyse du fonctionnement de telles corrections progressives de la presbytie.

INFLUENCE DU GRADIENT DE PUISSANCE

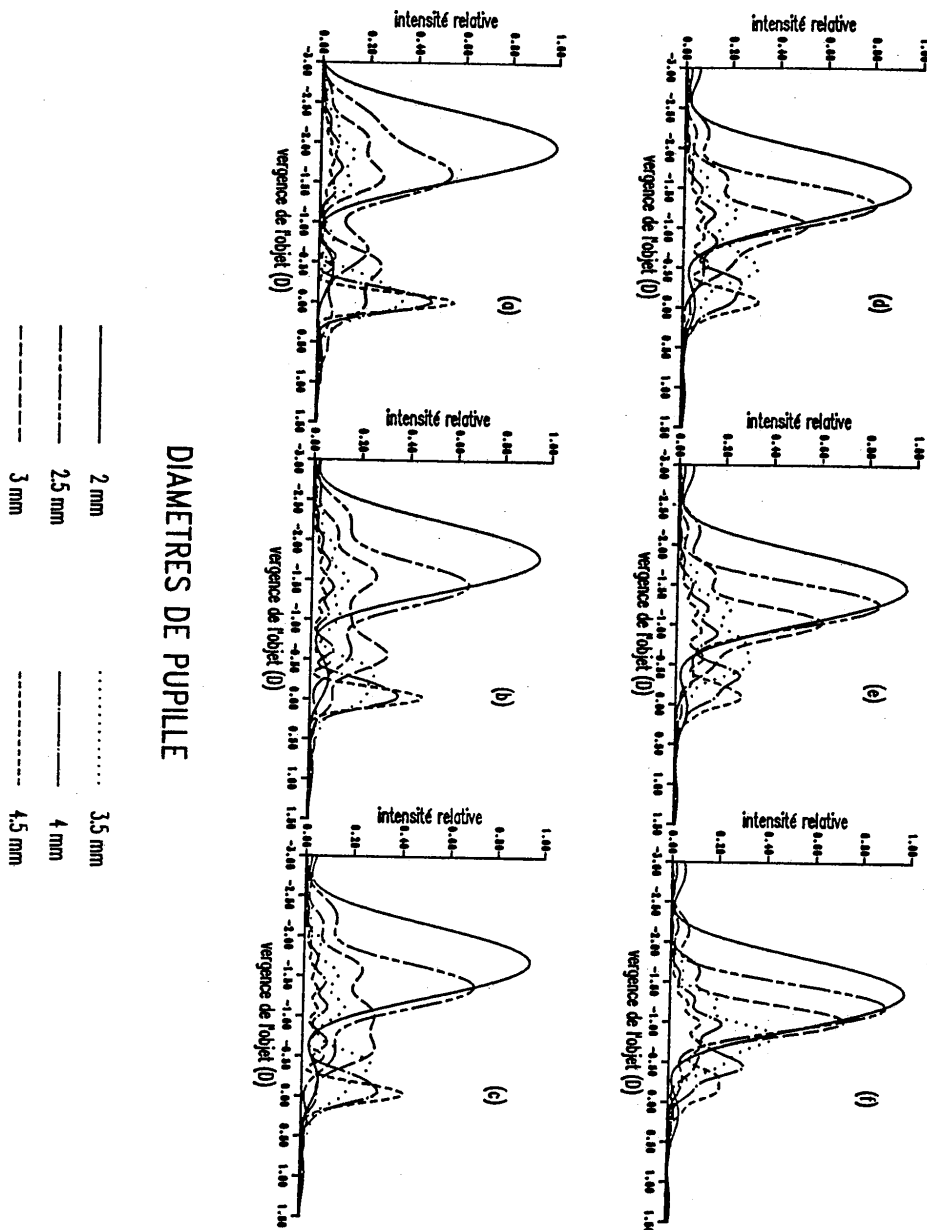


figure 47 : influence du gradient de puissance à position de point milieu (1.06 mm) et excursion en puissance (2 D) fixées, courbes d'éclairement sur l'axe optique à énergie entrante dans la pupille constante.

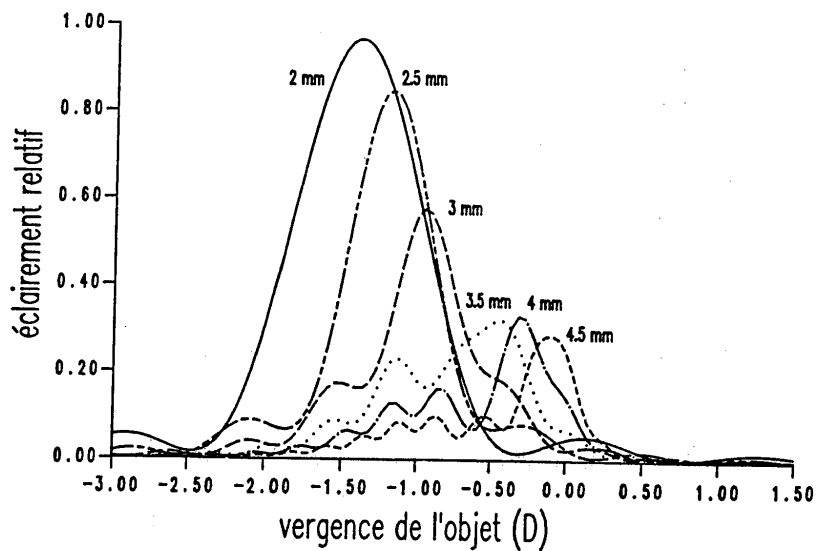
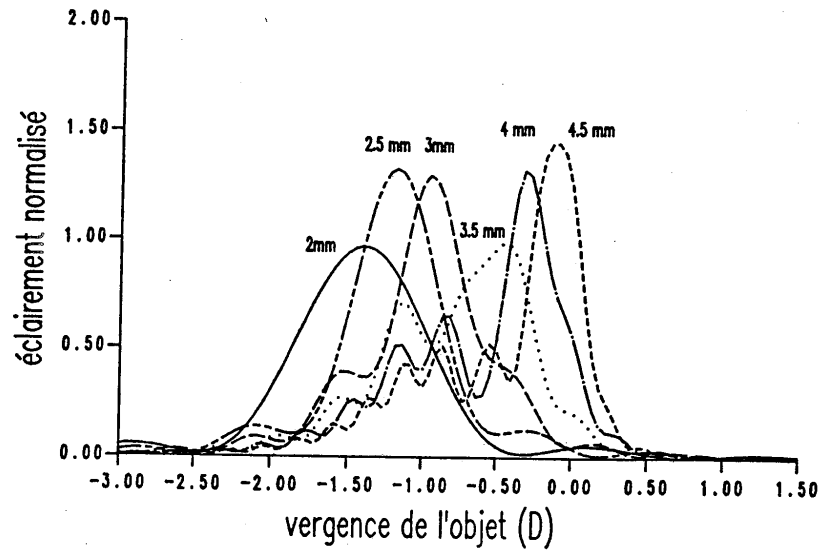


figure 48 : éclairage sur l'axe optique en fonction de la proximité du point objet de fixation pour une luminance objet constante en haut et pour une énergie entrante dans la pupille constante en bas.

influence de l'excursion de puissance

On considérera d'abord l'influence de l'excursion en puissance en étudiant trois composants dont le gradient de puissance et la position du point milieu sont identiques (composants (a) à (c)) mais dont l'excursion en puissance varie, puis trois composants (composants (d) à (f)) dont l'excursion en puissance et la position du point milieu varie. Les courbes d'éclairement sur l'axe optique correspondantes sont représentées figure 49 à énergie entrante dans la pupille constante. Le tableau VI contient les paramètres correspondant aux courbes :

$x_p = 1.75 \text{ D}$ (a) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $i = 1.06 \text{ mm}$	$x_p = 2 \text{ D}$ (b) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $i = 1.06 \text{ mm}$	$x_p = 2.5 \text{ D}$ (c) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $i = 1.06 \text{ mm}$
$x_p = 1.75 \text{ D}$ (d) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $a_2 = 1.76 \text{ mm}$	$x_p = 2 \text{ D}$ (e) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $a_2 = 1.76 \text{ mm}$	$x_p = 2.5 \text{ D}$ (f) $p = 1.43 \text{ D/mm}$ $a_2 = 1.76 \text{ mm}$

tableau VI : paramètres des courbes représentées figure 49

On peut noter que pour une excursion en puissance variant de 1.75 à 2.5 dioptries si on choisit un gradient de puissance et une position de point milieu appropriés ici 1.5 D/mm et 1.06 mm, la correction reste de type "progressive", c'est-à-dire que pour un diamètre pupillaire donné la courbe d'éclairement sur l'axe présente un seul maximum et non deux comme c'est le cas pour une correction bifocale. Dans le même temps la valeur de l'addition est corrélée à l'excursion en puissance (cf courbes (a) à (c)) : x_p variant de 1.75 D à 2.5 D donne une valeur d'addition variant de 1.4 D à 1.8 D. En revanche pour un gradient de puissance constant et une zone de stabilisation de la vision de loin constante, la variation de l'excursion en puissance a peu d'influence sur la valeur et la nature de l'addition (cf courbes (d) à (f)). Ceci est facilement explicable par la faible contribution, du point de vue énergétique, du centre de la lentille pour un diamètre de pupille de 2 mm (rapport 10 entre les surfaces).

En conclusion, on peut dire que tous paramètres égaux par ailleurs, l'influence de l'excursion en puissance sera négligeable. Ce qui fixera l'addition et en déterminera la nature, c'est le gradient de puissance et la position du point milieu.

INFLUENCE DE L'EXCURSION EN PUISSANCE

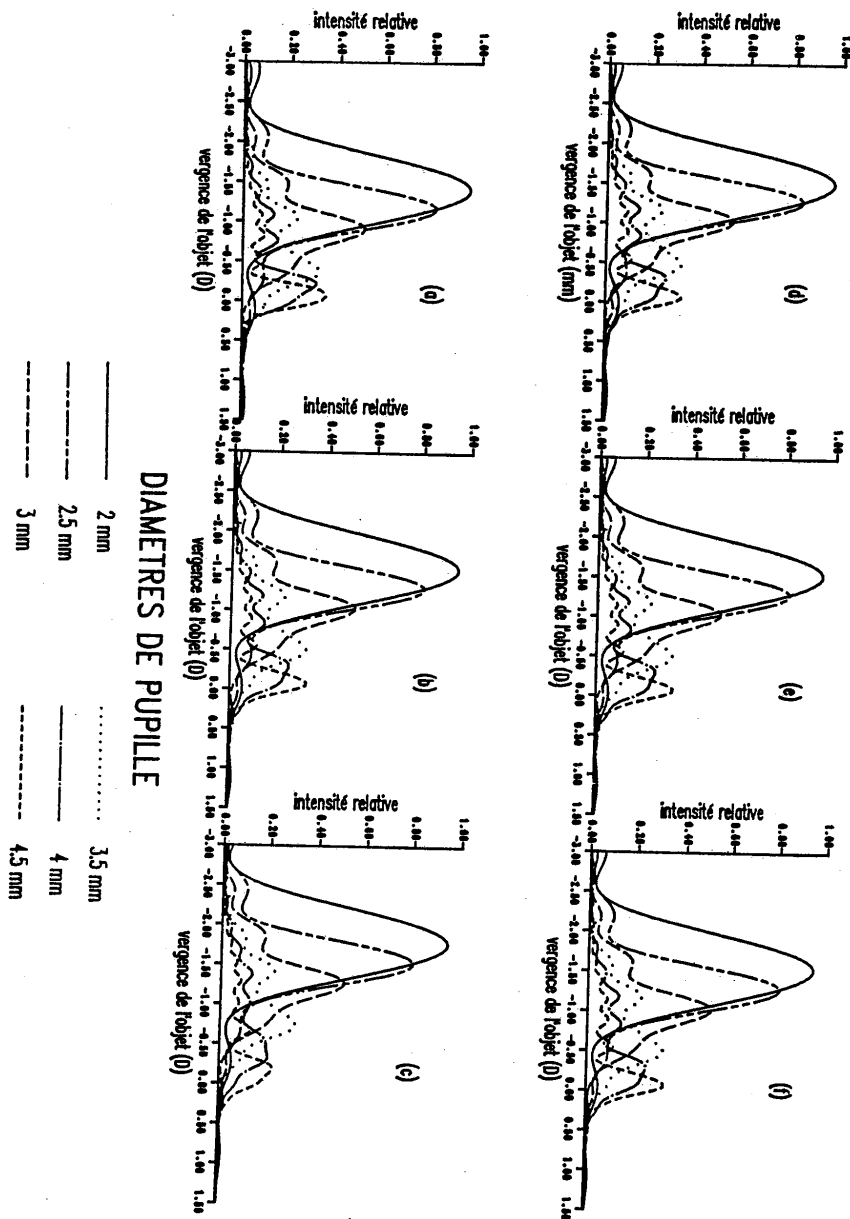


figure 49 : influence de l'excursion en puissance pour un gradient de puissance (1.5 D/mm) et une position de point milieu (1.06 mm) données, courbes d'éclairement sur l'axe optique à énergie entrante dans la pupille constante.

influence de la position du point milieu

On considère un ensemble de composants asphériques possédant la même excursion de puissance (2 dioptries) et le même gradient de puissance (1.5 D/mm) mais dont la position du point milieu varie entre 0.76 mm et 1.26 mm tous les 0.1 mm (courbes (a) à (f)). On peut remarquer sur ces réseaux de courbes (figure 50) que la position du point milieu influence principalement la valeur de l'addition et seulement légèrement sa nature. Plus la position du point milieu est proche du centre de la lentille, plus on favorise la vision de loin au détriment de l'addition en vision de près et inversement. Nous avons regroupé dans le tableau VII, pour chaque position de point milieu, la position du point de focalisation et son "efficacité" en fonction du diamètre pupillaire (efficacité de 100% pour un composant sphérique au point):

diamètre	2	2.5	3	3.5	4	4.5
(a)	1.1 D 94%	0.9 D 82%	0.6 D 50%	0.15 D 34%	0.1 D 44%	0 52%
(b)	1.25 D 94%	1 D 80%	0.75 D 50%	0.25 D 32%	0.1 D 38%	0 44%
(c)	1.4 D 94%	1.1 D 80%	0.9 D 51%	0.4 D 30%	0.25 D 30%	0.1 D 36%
(d)	1.5 D 94%	1.25 D 80%	1 D 52%	0.5 D 30%	0.25 D 24%	0.1 D 32%
(e)	1.6 D 96%	1.4 D 80%	1.1 D 52%	0.65 D 32%	0.4 D 20%	0.2 D 27%
(f)	1.8 D 96%	1.5 D 80%	1.3 D 52%	0.75 D 32%	0.5 D 19%	0.25 D 21%

tableau VII: valeur de la correction et "efficacité" en fonction du diamètre pupillaire et selon la nature du composant asphérique.

La position du point milieu est un paramètre très important qui permet d'assurer le compromis entre la vision de loin, la vision intermédiaire et la vision de près pour des conditions

INFLUENCE DE LA POSITION DU POINT MILIEU

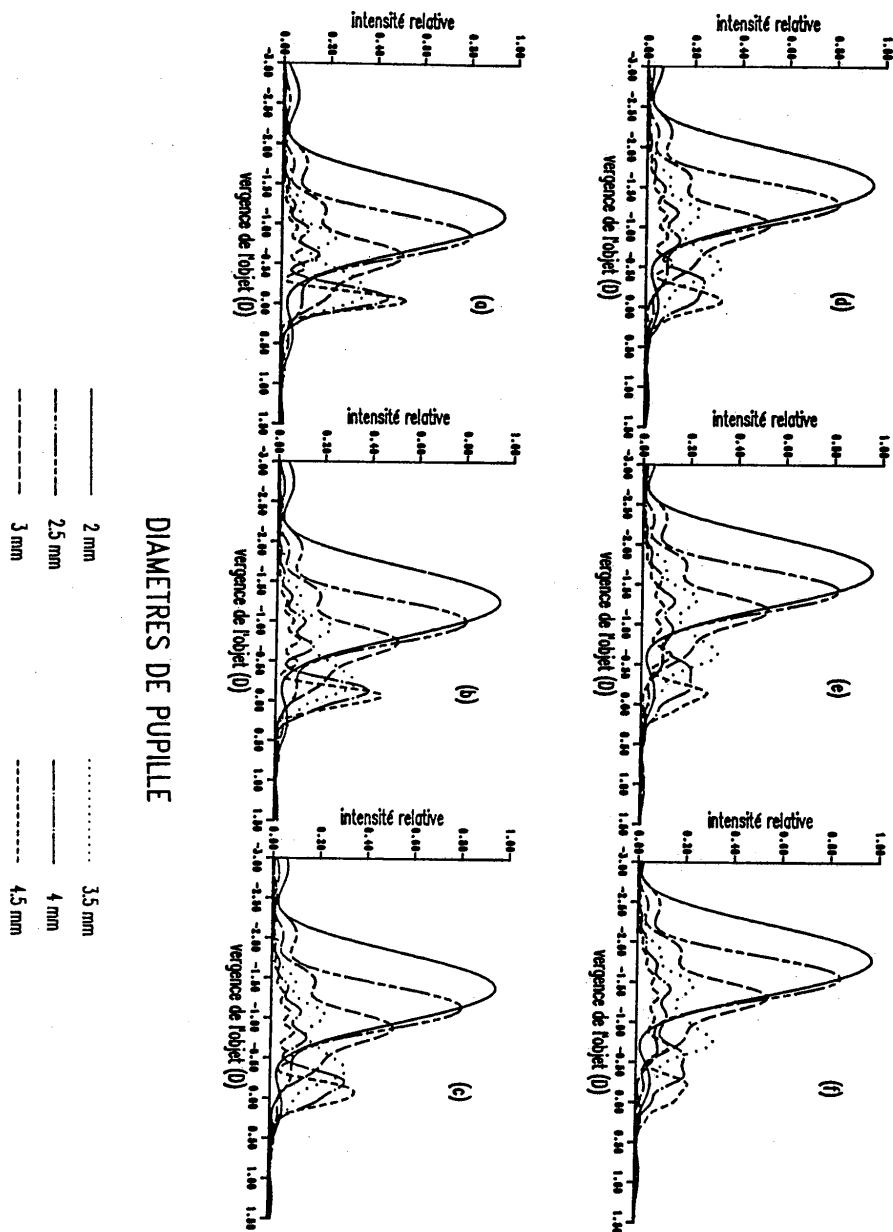


figure 50 : influence de la position du point milieu à excursion en puissance ($2 D$) et gradient de puissance ($1.5 D/mm$) donnés, courbes d'éclairement sur l'axe optique à énergie entrante dans la pupille constante.

d'éclairage usuelles, c'est-à-dire pour un diamètre pupillaire du presbyte qui varie entre 2.5 mm et 4 mm. Sur la gamme de diamètres pupillaires considérés, il doit être choisi afin d'assurer l'équilibre entre les "surfaces" des différentes corrections: vision de près autour de 2.5 mm, vision intermédiaire autour de 3.25 mm et vision de loin au-delà de 3.5 mm et ceci pour une addition de 1.5 dioptries (ces valeurs seraient différentes pour une autre addition). Ceci nous amène pour un gradient de puissance de 1.5 D/mm à une position du point milieu pouvant varier de 0.96 mm à 1.16 mm.

conclusion

Ces composants asphériques comme nous venons de le voir sont loins d'être stigmatiques, on doit afin de les optimiser faire un compromis entre les différentes zones de correction. Pour réaliser ce compromis et obtenir de bonnes performances, on doit émettre des hypothèses sur les conditions usuelles d'utilisation, à savoir les conditions d'éclairage et la gamme de variation du diamètre pupillaire accessible par le porteur moyen (ceci suppose que l'on élimine pour l'instant les porteurs ayant des diamètres pupillaires hors normes). Une bibliographie sur les mesures du diamètre pupillaire en fonction des conditions d'éclairage et de la proximité de la scène observée nous a donnée les valeurs regroupées dans le tableau VIII par valeurs de correction de la presbytie:

		FORTE LUMINANCE			FAIBLE LUMINANCE		
addition	age	VL	VI	VP	VL	VI	VP
1.25	45	3.70	3.20	2.70	5.75	5.25	4.75
1.50	50	3.50	3.00	2.50	5.50	5.00	4.50
1.75	55	3.30	2.80	2.30	5.00	4.50	4.00
2.00	60	3.10	2.60	2.20	4.65	4.15	3.65
2.25	65	2.90	2.40	2.20	4.20	3.70	3.20
2.50	70	2.70	2.30	2.10	3.90	3.50	3.00
2.75	75	2.50	2.30	2.10	3.70	3.30	2.90
3.00	80	2.30	2.20	2.00	3.30	3.00	2.80

tableau VIII: valeurs du diamètre pupillaire selon la luminance, la valeur de la correction en dioptries et le domaine de vision considéré.

On peut relever dans ce tableau que pour une correction de 1.5 dioptries, le diamètre pupillaire en vision de près pour de bonnes conditions d'éclairage se situe autour de 2.5 mm. Pour la vision intermédiaire, il se situe entre 3 à 3.5 mm pour des luminances fortes à moyennes et pour la vision de loin il se situe entre 3.5 mm et 5.5 mm pour des conditions de luminance extrêmes. Ces valeurs correspondent aux hypothèses que nous avons formulées pour effectuer l'optimisation.

Dans le cas d'une lentille sphérique, les maxima des courbes d'éclairement sur l'axe optique à luminance objet constante suivraient une variation quadratique en fonction du diamètre pupillaire, ce qui n'est pas le cas comme on peut le constater figure 51 pour une lentille asphérique "progressive". En effet dans ce cas les maxima n'évoluent quasiment pas, nous aurons donc "un déficit d'éclairement rétinien" pour les grands diamètres pupillaires par rapport à une lentille sphérique. La dilatation réflexe de la pupille en vision de loin sera donc d'autant plus accentuée afin de maintenir le niveau d'éclairement rétinien suffisant.

En résumé, on peut dire que les composants asphériques obtenus corrigent la presbytie de manière progressive en utilisant la corrélation entre le diamètre pupillaire et la proximité de l'objet observé, qui permet de sélectionner sur la lentille de contact "les zones de corrections" nécessaires au domaine de vision recherché. Cependant on doit remarquer que pour les très faibles luminances, les composants asphériques ne seront pas adaptés à la vision de près et à la vision intermédiaire, le diamètre pupillaire dépassant 4 mm. De plus, comme ces composants ont été calculés pour des porteurs moyens, il faudra lors de l'adaptation, contrôler le diamètre pupillaire du presbyte et vérifier que celui-ci entre bien dans les normes prévues; toute tentative d'équipement d'un sujet "hors normes" serait vouée à l'échec.

REPONSE PERCUSSIONNELLE ET ENERGIE ENCERCLEE

Pour chaque type de composant de correction de la presbytie, nous avons calculé l'ensemble des réponses percussionnelles correspondant à des proximités d'objet variant de la vision de loin à la vision de près et ceci pour quatre diamètres pupillaires possibles : 2.5, 3, 3.5 et 4 mm. Ces résultats sont représentés sous forme de nappes donnant la valeur de l'intensité lumineuse en échelle linéaire en fonction de la position transverse sur la rétine en μm et de la proximité en dioptries. La normalisation effectuée a été faite à énergie constante entrante dans la pupille.

La ligne crête des surfaces qui suivent dans le paragraphe a) correspond aux courbes de la section précédente. De plus chacune des courbes qui constituent ces nappes est la méridienne de la distribution d'éclairement dans le plan correspondant, cette dernière sera présentée dans le paragraphe b).

Pour chaque nappe, nous présentons également en niveaux de gris, la réponse percussionnelle à des proximités remarquables correspondant à un point de focalisation, c'est-à-dire un maximum de la nappe. Le codage de l'intensité lumineuse est logarithmique sur 256 niveaux. On rappellera à cette occasion que la détection du niveau rétinien est une détection logarithmique sur environ 40 dB. Nous avons donc choisi de représenter ces réponses percussionnelles sur la même dynamique. De même, afin d'examiner la manière dont l'énergie va se répartir sur la rétine pour une proximité de point objet donnée, nous allons calculer l'énergie encerclee en fonction de la position transverse sur la rétine. Cette énergie sera présentée sous forme de diagrammes d'isoénergie en fonction de la coordonnée sur la rétine et de la proximité de l'objet.

a) nappes de réponses percussionnelles

lentille concentrique bifocale

Nous avons représenté figure 51, la nappe de réponses percussionnelles correspondant à une lentille concentrique bifocale. Cette représentation permet de vérifier que le système correcteur est système bifocal dépendant du diamètre pupillaire. Pour un diamètre de 2.5 mm, on obtient une distribution monomodale et donc une bonne vision de près; pour un diamètre de 3 mm, la distribution est bimodale, les luminances des deux images sont égales; pour des diamètres de pupille plus élevés, la distribution redevient monomodale en vision de loin.

lentille diffractive kinoform bifocale

Nous avons représenté figure 52, la nappe de réponses percussionnelles correspondant à une lentille diffractive bifocale éclairée dans le vert. On peut constater que la distribution présente deux points de focalisation quel que soit le diamètre pupillaire. Ceci permet de vérifier que le composant fournit bien une correction bifocale quasi indépendante du diamètre pupillaire. Les deux images d'un même point objet formées par le composant seront toujours de luminance égale et se superposeront en permanence sur la rétine l'une étant au point, l'autre non. L'image floue sera à l'origine, comme nous allons le voir par la suite, d'une baisse de contraste globale au niveau de la perception des images étendues.

lentille asphérique

Nous avons représenté figure 53, la nappe de réponses percussionnelles correspondant à un composant de correction asphérique (addition 1.5 D). La distribution d'éclairement est presque toujours monomodale (sauf autour de 3.5 mm), mais la position du point de focalisation le long de l'axe de proximité des objets varie en fonction du diamètre pupillaire. On est en présence d'une correction "progressive" dont la mise au point dépend du diamètre pupillaire. Pour un diamètre de 2.5 mm, on corrige la vision de près, pour un diamètre de 4 mm, on corrige la vision de loin, les autres diamètres corrigeant la vision intermédiaire. A titre indicatif nous avons représenté également figure 54 la nappe des réponses percussionnelles calculées non plus à énergie entrante dans la pupille constante mais à luminance objet constante.

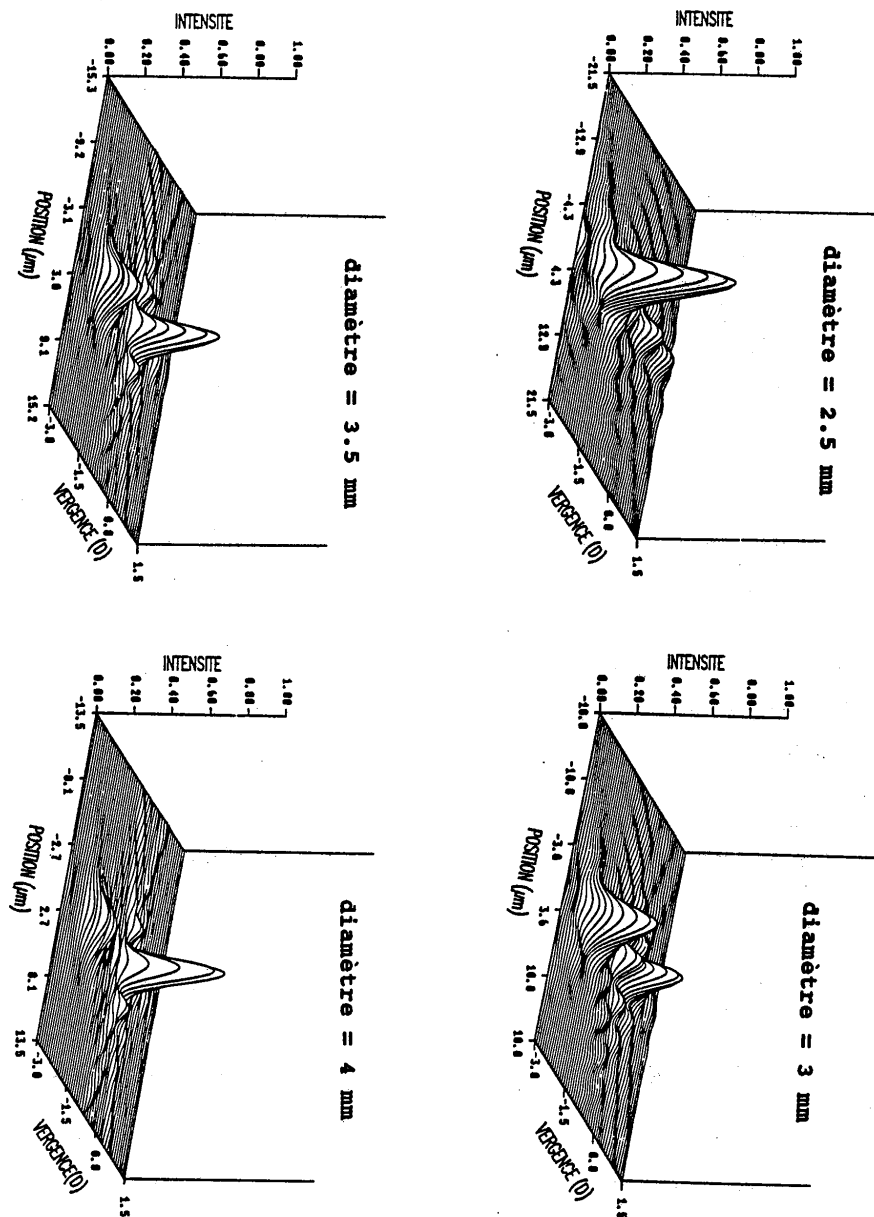


figure 51 : nappes de réponses percuSSIONNELLES pour une lentille de correction de la presbytie bifocale concentrique en fonction de la position spatiale sur la rétine en μm et la proximité du point objet en dioptries.

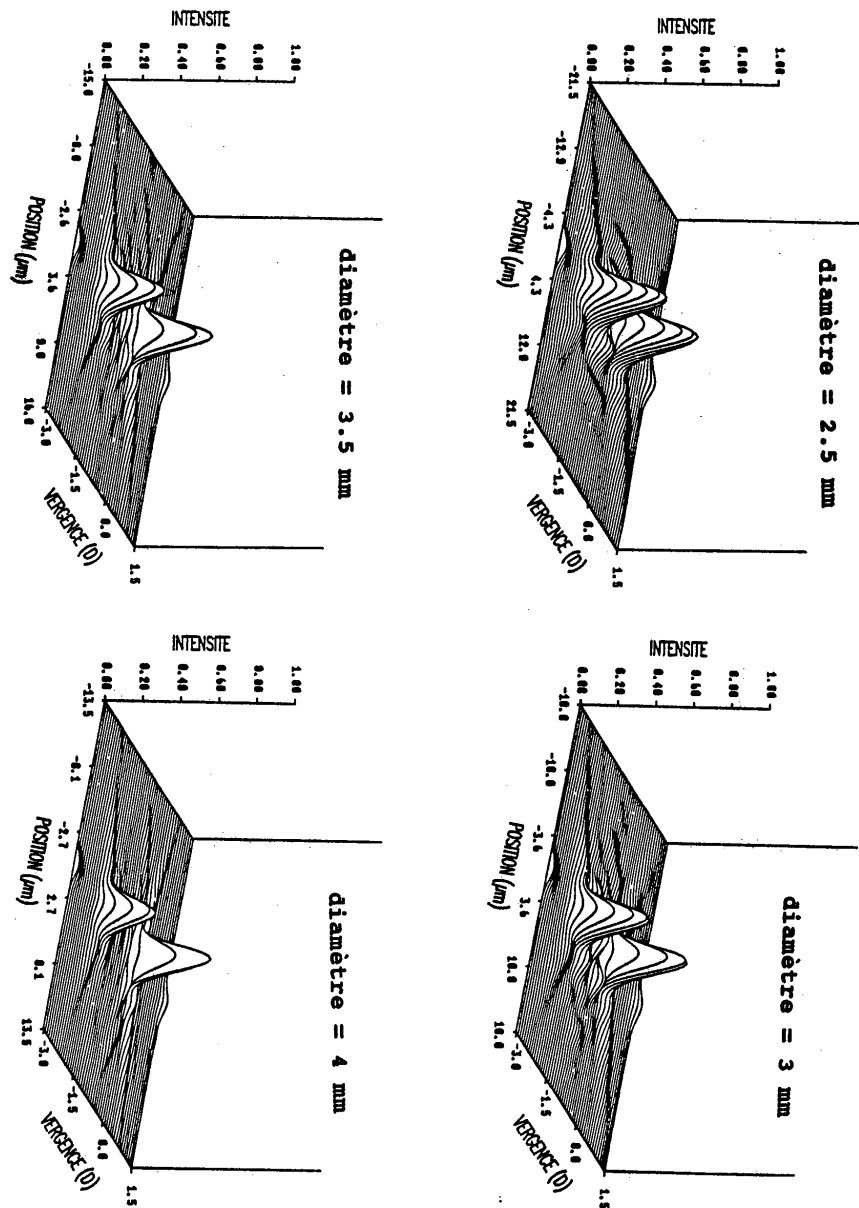


figure 52 : nappes de réponses percussionnelles pour une lentille de correction de la presbytie diffractive bifocale d'addition 1.5 D, en fonction de la position spatiale sur la rétine en μm et la proximité du point objet en dioptries.

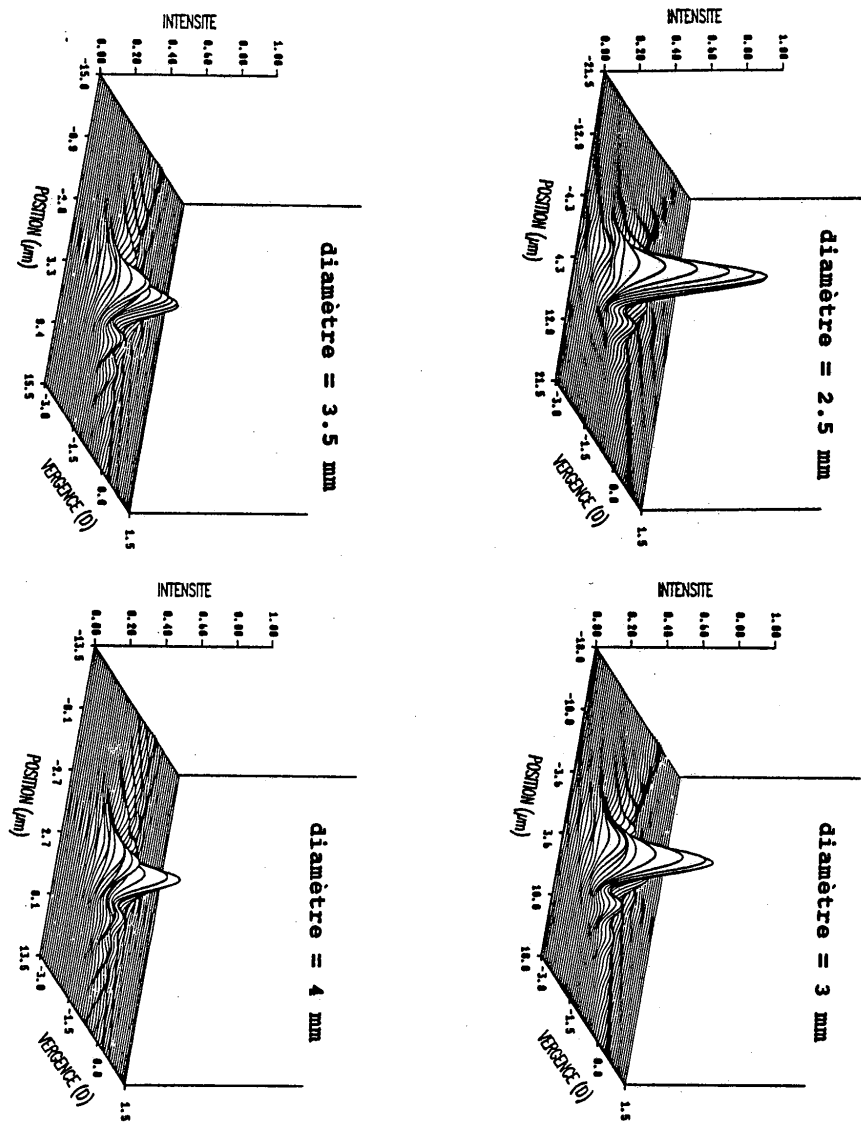


figure 53 : nappes de réponses percussionnelles pour une lentille de correction de la presbytie asphérique en fonction de la position spatiale sur la rétine en μm et la proximité du point objet en dioptries, à énergie entrante dans la pupille constante.

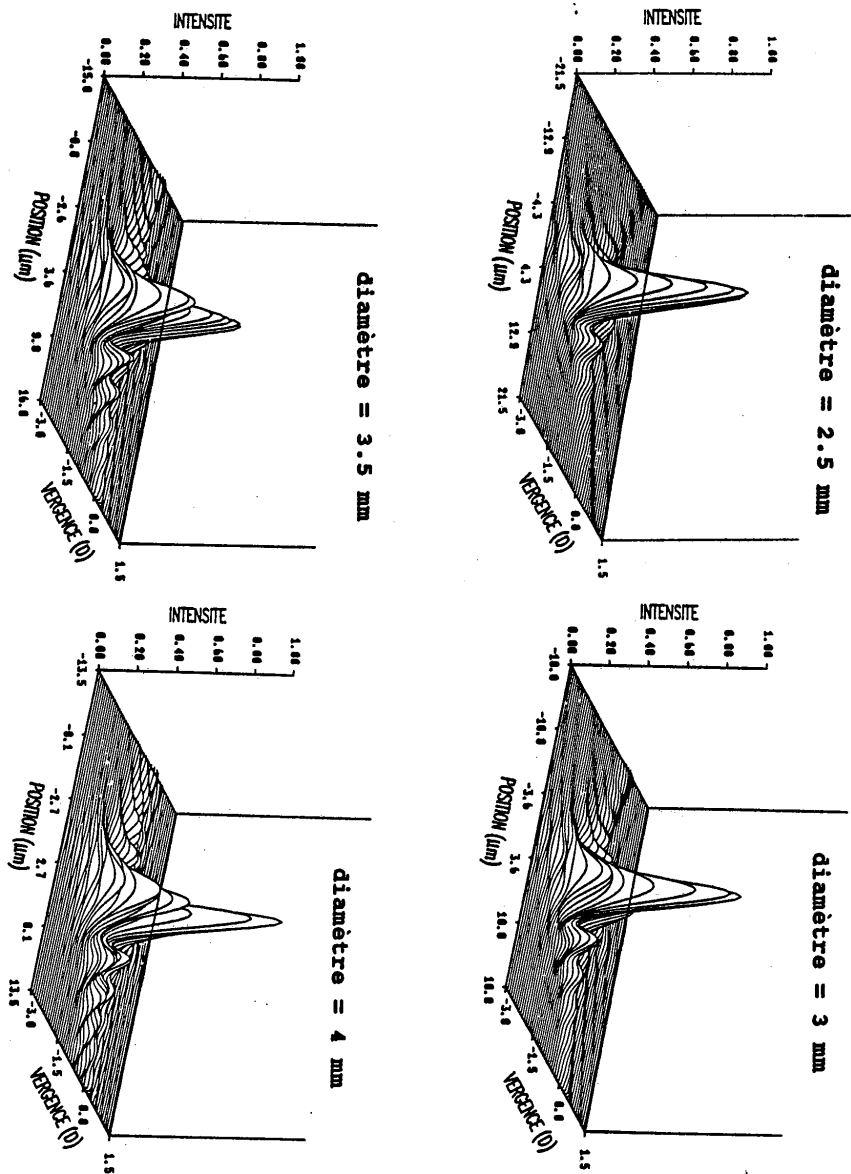


figure 54 : nappes de réponses percussionnelles pour une lentille de correction de la presbytie asphérique en fonction de la position spatiale sur la rétine en μm et la proximité du point objet en dioptries, à luminance objet constante.

b) image rétinienne d'un point objet

Afin d'examiner plus en détail la qualité de l'image d'un point objet, formée sur la rétine par le composant correcteur, nous allons représenter cette image (qui n'est autre que la réponse percussionnelle) en échelle d'intensité logarithmique sous forme de niveaux de gris (l'image étant inversée). Il ne faut pas oublier qu'en plus de la dégradation introduite par le composant, cette image sera affectée par les aberrations de l'oeil du porteur que nous ne considérerons pas ici.

Pour chaque diamètre pupillaire, cette image au point sera comparée à la fonction d'Airy qui représente la distribution d'intensité lumineuse fournie par un composant parfait limité par la diffraction. Les diamètres considérés varient de 2mm à 4 mm tous les 0.5 mm. Le tableau IX donne pour les trois composants, pour chaque diamètre, la nature de l'image au point de luminance maximale :

diamètre	2	2.5	3	3.5	4
concentrique	VP	VP	VP / VL	VL	VL
diffractive	VP / VL	VP / VL	VP / VL	VP / VL	VP/ VL
asphérique	VP	VP	VI ⁺	VI ⁻	VL

tableau IX: nature du domaine de vision corrigé selon le diamètre pupillaire et la nature du composant asphérique.

On constatera que pour des luminances très fortes ($\Phi = 2\text{mm}$), les images fournies par le système concentrique et le système asphérique en vision de près sont très voisines de la fonction d'Airy (cf figure 55). En revanche l'image formée par le système diffractif présente un système d'anneaux "parasites" qui témoigne de la présence de l'image non au point et qui superpose à la fonction d'Airy due à l'image au point un halo. Pour une luminance un peu inférieure, $\Phi = 2.5\text{ mm}$, l'image formée par le dispositif concentrique s'écarte de la fonction d'Airy du fait de l'apparition de l'image floue due à la correction de loin qui se superpose à l'image nette de la correction de près (cf figure 56).

Pour des diamètres compris entre 3 et 3.5 mm, les systèmes diffractif et concentrique forment deux images d'un même point objet avec des luminances voisines. L'image du point objet est alors affectée dans une même proportion pour les deux systèmes, par la présence de l'image floue qui est à l'origine d'une couronne d'anneaux parasites autour de l'image du point (cf figure 57,58). Pour ce domaine de diamètres pupillaires, le composant asphérique présente une focalisation en vision intermédiaire, l'image est légèrement affectée par rapport à la fonction d'Airy au niveau des 3 ou 4 premiers anneaux, qui sont plus intenses.

Pour un diamètre de 4 mm, les images d'un point objet formé par le système diffractif ou le système concentrique présentent un halo s'étendant environ sur une dizaine d'anneaux qui correspond à l'image non au point. Pour ce qui est du système asphérique il est lui aussi assez perturbé par rapport à la fonction d'Airy mais l'énergie diffractée reste confinée dans les cinq premiers anneaux (cf figure 59).

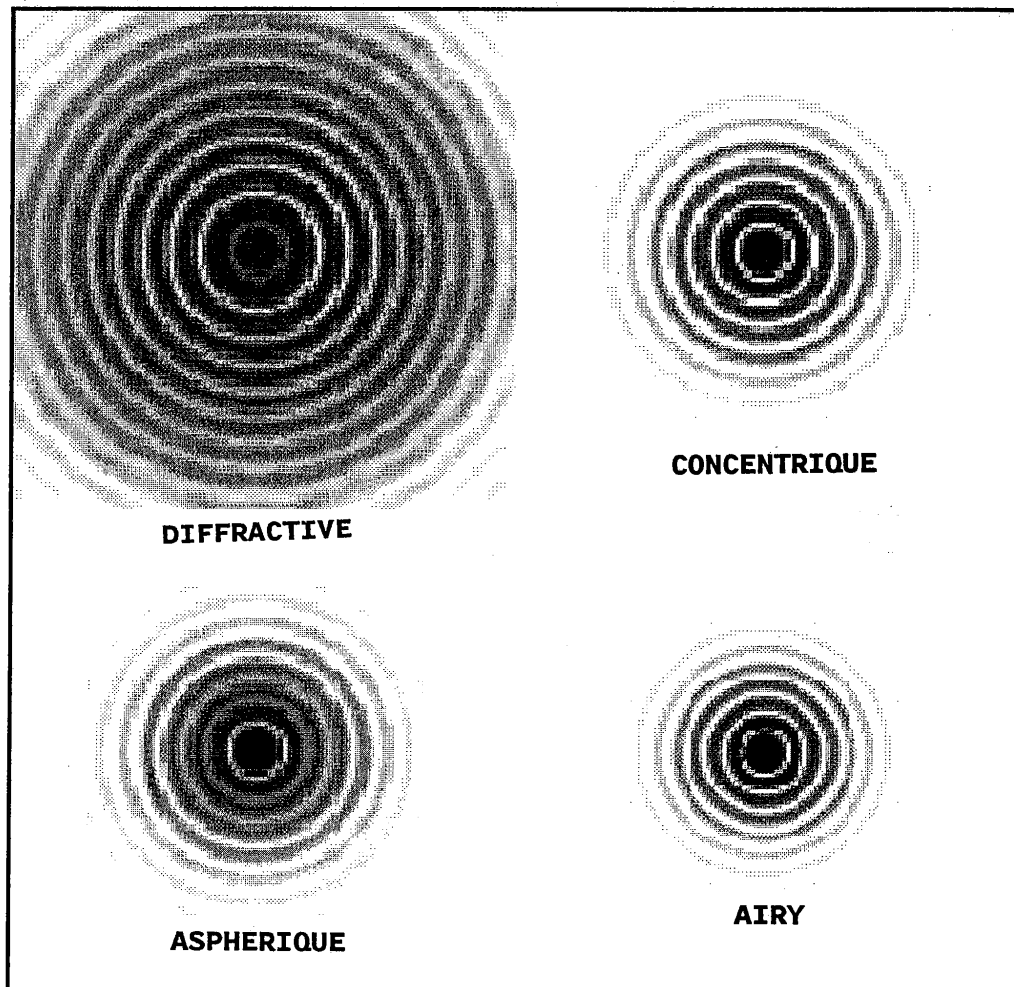


figure 55 : images d'un point objet en vision de près pour un diamètre pupillaire de 2 mm : (a) lentille diffractive, (b) lentille concentrique, (c) lentille asphérique, (d) lentille sphérique

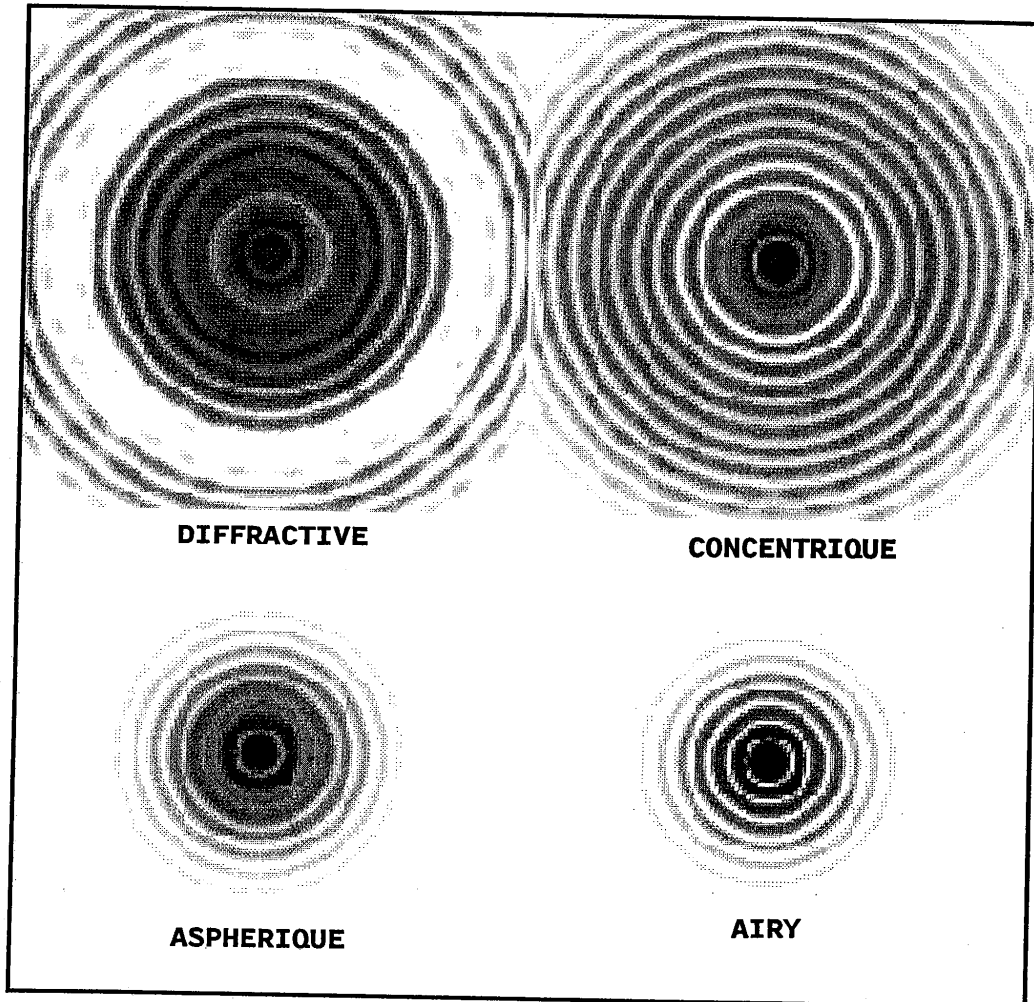


figure 56 : images d'un point objet en vision de près pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm : (a) lentille diffractive, (b) lentille concentrique, (c) lentille asphérique, (d) lentille sphérique

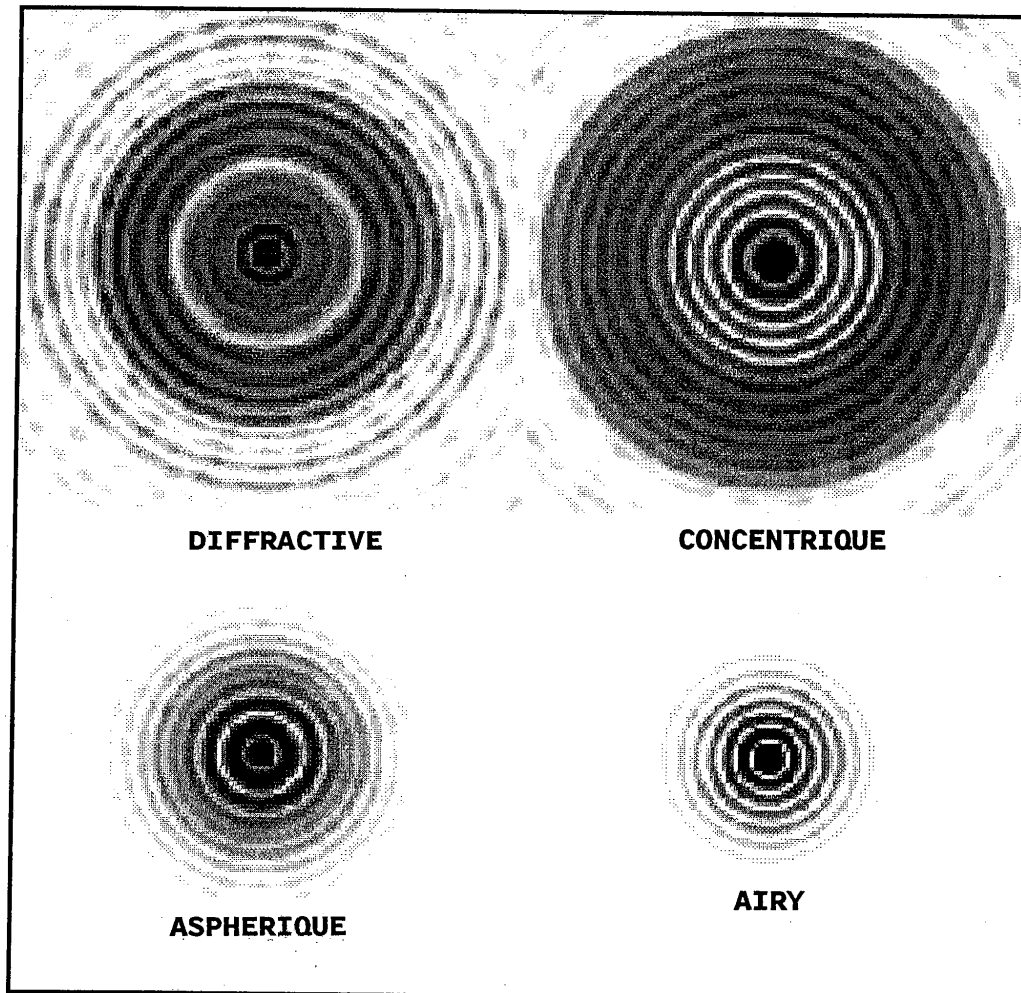


figure 57 : images d'un point objet en vision de loin ou de près (concentrique, diffractive) ou vision intermédiaire (asphérique) pour un diamètre pupillaire de 3 mm : (a) lentille diffractive, (b) lentille concentrique, (c) lentille asphérique, (d) lentille sphérique

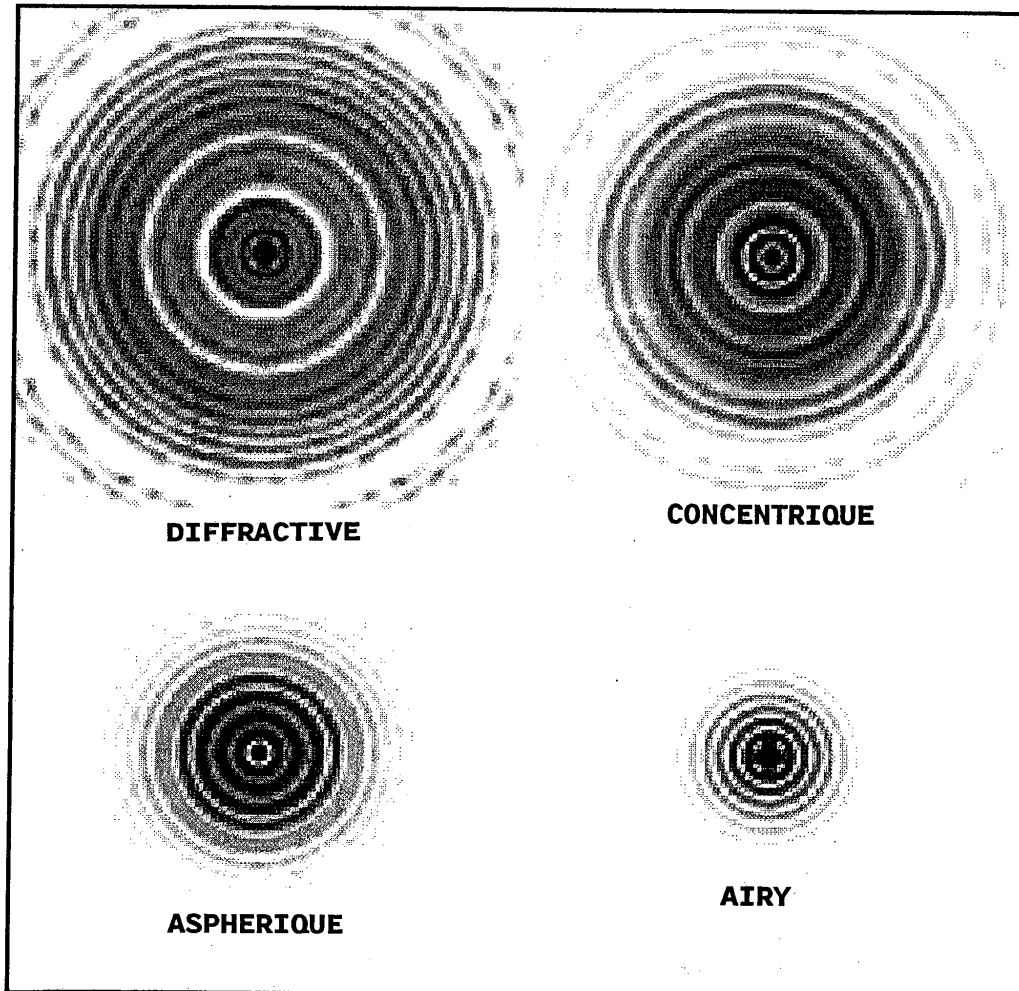


figure 58 : images d'un point objet en vision de loin (concentrique, diffractive) ou en vision intermédiaire (asphérique) pour un diamètre pupillaire de 3.5 mm : (a) lentille diffractive, (b) lentille concentrique, (c) lentille asphérique, (d) lentille sphérique

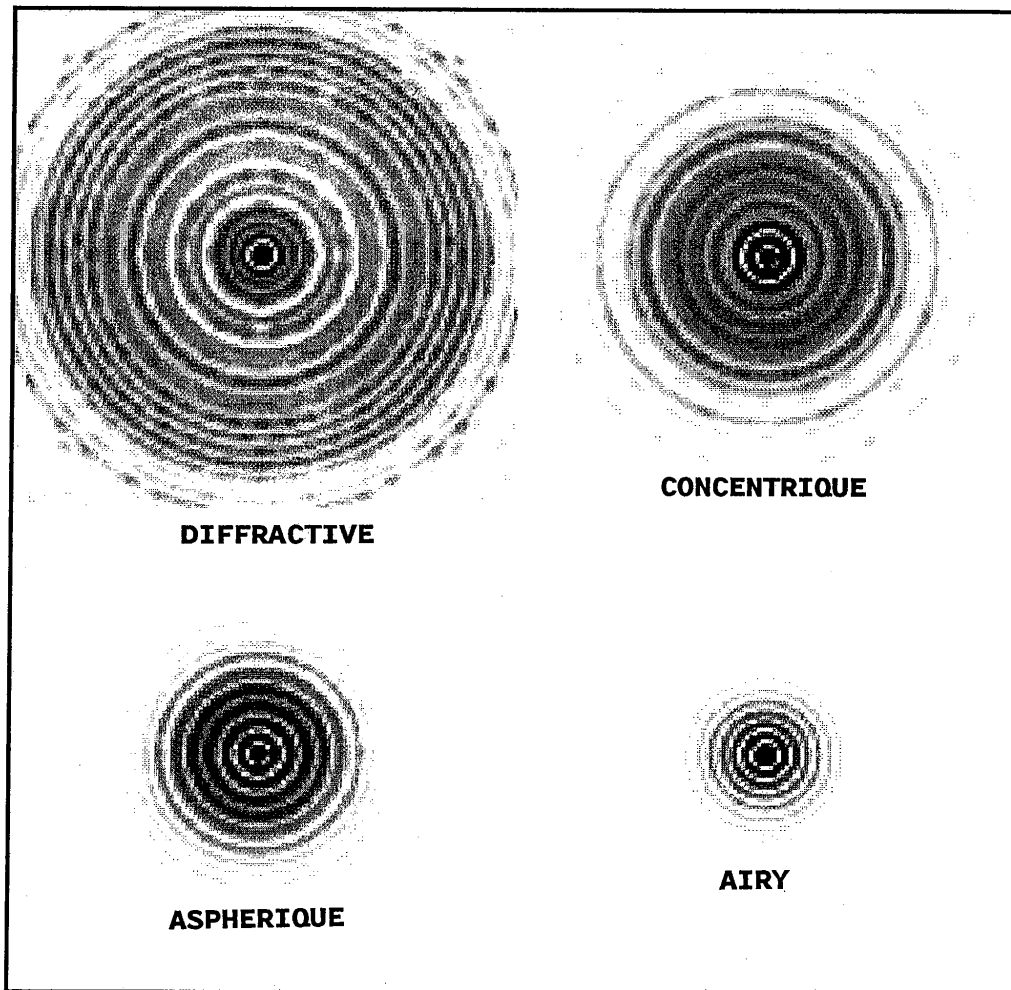


figure 59 : images d'un point objet en vision de loin pour un diamètre pupillaire de 4 mm : (a) lentille diffractive, (b) lentille concentrique, (c) lentille asphérique, (d) lentille sphérique

La présence de l'image floue dans les systèmes concentrique ou diffractif peut être à l'origine de troubles de perception dans certaines conditions, comme par exemple une impression de halo autour de sources lumineuses ponctuelles ou d'objets de faible dimension très contrastés (exemple: lettres sur un écran d'ordinateur) qui peut s'expliquer par les images que nous venons de présenter. De plus elle sera à l'origine d'une baisse de contraste globale au niveau de la perception des images, en particulier pour des diamètres pupillaires intermédiaires de l'ordre de 3 mm (cf paragraphe fonction de transfert). On pourra remarquer également que pour le composant diffractif, quand le diamètre pupillaire augmente, la taille de la tache image floue augmente à énergie dans cette image floue constante. L'acuité (lecture de lettre) devrait s'améliorer pour les grands diamètres pupillaires. Par conséquent, le système diffractif devrait donc présenter de meilleures performances en vision de loin du point de vue acuité qu'en vision de près.

En ce qui concerne les systèmes asphériques, la nature du flou est assez différente de celle qui existe dans les systèmes bifocaux et son étendue se limite aux 4 ou 5 premiers anneaux. La restitution des contrastes et l'acuité obtenues, à condition d'avoir des conditions d'éclairage appropriées permettant d'adapter le diamètre pupillaire à la tâche visuelle envisagée, seront bien meilleures en général que pour les systèmes bifocaux, sauf peut être en vision de loin. Un calcul de l'énergie encerclée dans la réponse percussionnelle va nous permettre de quantifier cette étendue du flou sur la rétine.

c) énergie encerclée

Pour chaque système correcteur, nous avons calculé l'énergie encerclée dans la réponse percussionnelle en fonction de la position radiale sur la rétine exprimée par une coordonnée relative (1 unité = largeur à mi-hauteur de la fonction d'Airy pour le diamètre pupillaire considéré) et de la proximité de l'objet. Les résultats sont présentés sous forme de diagrammes d'isoénergie dans la figure 60. Le codage s'effectue entre 0 et 1 sur une échelle de couleur allant du noir au rouge. Les calculs ont été effectués à énergie entrante dans la pupille constante quel que soit le diamètre pupillaire.

Afin de quantifier le niveau du flou ajouté par la vision simultanée dans ces systèmes correcteurs, nous allons déterminer le rayon du disque contenant 50 % de l'énergie totale entrant dans la pupille. On prendra ce rayon comme dimension de la tache floue. Cette dernière correspond dans les diagrammes d'isoénergie, représentés en couleur dans la figure 60, à la couleur jaune. Nous présentons dans le tableau X pour les quatre diamètres pupillaires considérés et une proximité correspondant à la meilleure mise au point la taille de la tache image d'un point objet.

diamètre				
nature	2.5	3	3.5	4
concentrique	VP 2	VP/VL 5	VL 4	VL 4
diffractive	VP/VL 3	VP/VL 5	VP/VL 6	VP/VL 8
asphérique	VL 2	VI 2	VI 3	VL 4

tableau X: dimension de la tache floue exprimée en unité relative (1 unité = largeur à mi-hauteur de la fonction d'Airy) en fonction de la nature du composant et du diamètre pupillaire selon le domaine de vision considéré (vision de près, vision intermédiaire ou vision de loin).

Ce tableau confirme que la dimension de la tache floue est corrélée à la nature de la correction (bifocale ou progressive). On retrouve les conclusions que l'on avait pu effectuer directement sur les réponses percussionnelles, c'est-à-dire que les systèmes bifocaux vont présenter un étalement de la réponse percussionnelle au niveau de la rétine assez important de l'ordre de 8 anneaux, étalement dû à l'image floue superposée à l'image nette, alors que pour le système asphérique, cet étalement tombe à 4 anneaux. On peut également vérifier sur la figure 60, l'absence de mise au point en vision intermédiaire pour les systèmes concentrique et diffractif, alors que le système asphérique est au point en vision intermédiaire pour un diamètre pupillaire entre 3 et 3.5 mm.

d) conclusion

Nous venons d'effectuer une analyse en termes de réponse percussionnelle c'est-à-dire d'image ponctuelle qui nous a conduit à quantifier la répartition spatiale de l'énergie dans l'image d'un point objet vu à travers un système de correction de la presbytie à vision simultanée. On a pu ainsi distinguer deux grandes tendances: les systèmes bifocaux et les systèmes progressifs. Ces derniers s'ils sont correctement optimisés fournissent une réponse assez voisine de la fonction d'Airy pour des conditions d'utilisation appropriées. On peut donc penser qu'ils entraîneront moins de perturbations dans la perception des images étendues. Pour confirmer cette intuition, nous allons développer dans ce qui suit, une analyse, en terme de fréquence spatiale et de contraste, mieux adaptée à l'évaluation de la qualité des images étendues.

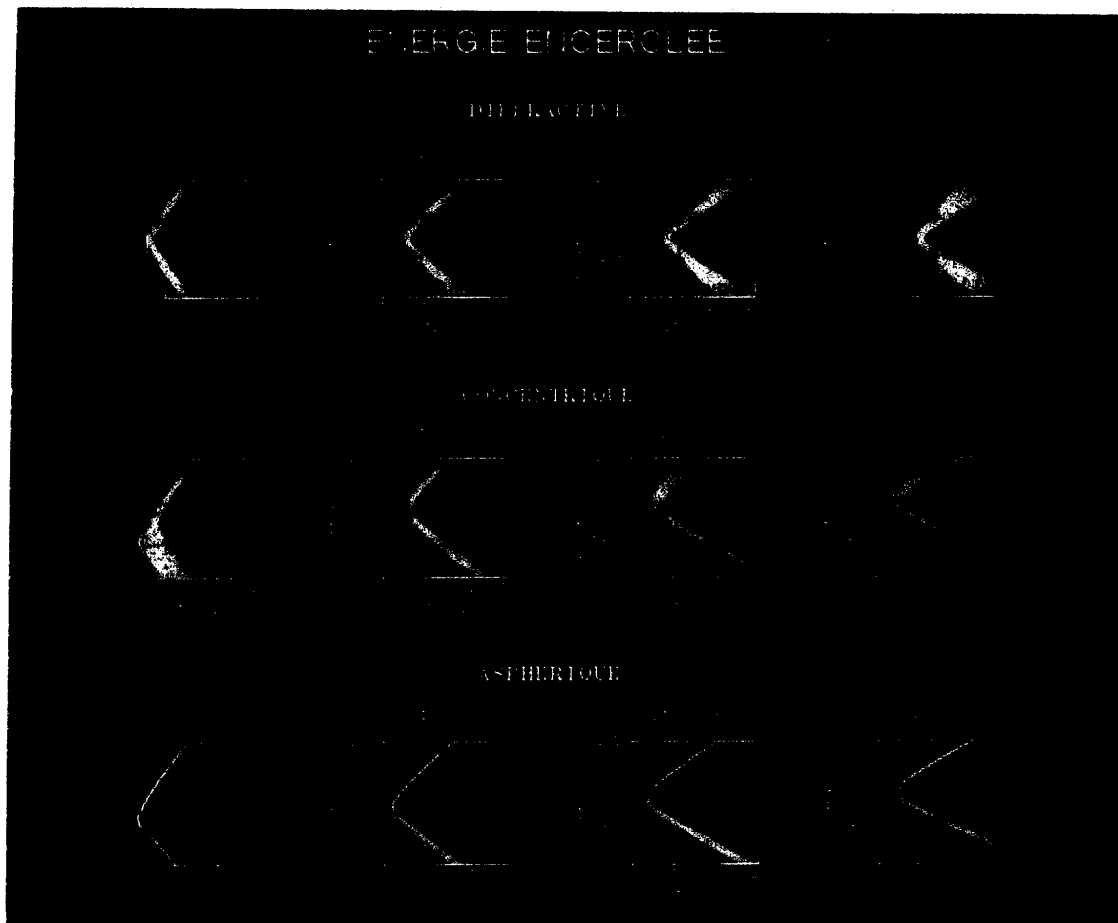


figure 60 : énergies encerclées pour des diamètres pupillaires variant de 2.5 et 4 mm tous les 0.5 mm, en fonction d'une coordonnée spatiale réduite sur la rétine (1 unité = largeur à mi-hauteur de la fonction d'Airy) et en fonction de la proximité du point objet en dioptries pour (a) une lentille sphérique, (b) une lentille concentrique, (c) une lentille diffractive et (d) une lentille asphérique.

FONCTION DE TRANSFERT

Nous avons pour chaque système correcteur, calculé sa fonction de transfert en fonction de la fréquence spatiale et selon la proximité de l'objet et ceci d'après les nappes de réponses percutationnelles calculées précédemment pour des diamètres variant de 2.5 à 5 mm. Cependant il est inutile, comme on le fait classiquement en optique, de calculer la fonction de transfert des lentilles jusqu'à la fréquence de coupure optique qui est supérieure à une centaine de cycles par degré pour les diamètres pupillaires qui nous intéressent. En effet la courbe de sensibilité aux contrastes du système visuel en fonction de la fréquence spatiale est une courbe en cloche qui possède un maximum autour de 6 c/deg et une décroissance rapide dans les hautes fréquences spatiales (cf figure 61) due à la coupure du système optique de l'oeil. Il existe également une décroissance en basse fréquence spatiale due à des effets neurobiologiques, mais cette partie de la courbe de sensibilité n'est quasiment pas affectée par les systèmes de correction de la presbytie. Nous avons donc choisi de nous intéresser uniquement à des fréquences spatiales perceptibles par le système visuel (0 à 24 c/deg) et en particulier à des fréquences caractéristiques de la qualité optique du système visuel qui sont 6, 12 et 18 c/deg.

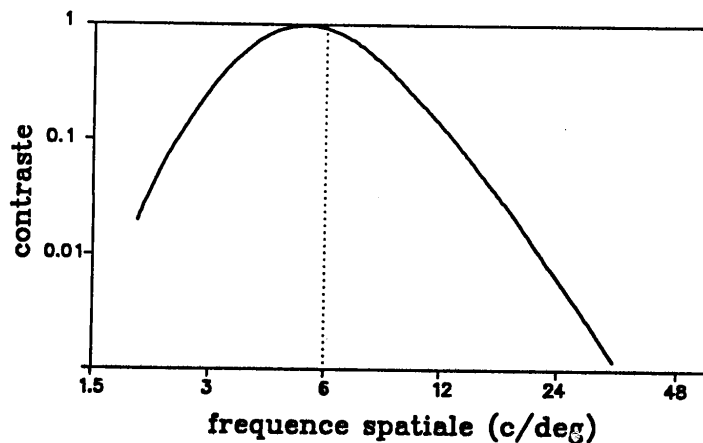


figure 61 : courbe de sensibilité aux contrastes du système visuel en fonction du logarithme de la fréquence spatiale.

Cette fonction de transfert doit être étudiée dans un espace à trois dimensions, qui sont : le diamètre de la pupille corrélé à la luminance de la scène observée, la proximité de cette scène et son contenu en fréquences spatiales. Nous présenterons des coupes bidimensionnelles de cet espace qui sont des diagrammes d'isocontraste à diamètre de pupille fixé en fonction de la fréquence et de la proximité; puis à fréquence fixée en fonction de la proximité et du diamètre de la pupille et enfin à proximité fixée en fonction de la fréquence et du diamètre.

a) diagrammes d'isocontraste à diamètre pupillaire constant

Dans un premier temps, les fonctions de transfert ont été représentées en diagrammes d'isocontraste en fonction de la fréquence spatiale entre 0 et 24 c/deg et en fonction de la proximité de la mire pour des diamètres pupillaires de 2.5 mm, 3.25 mm et 4 mm correspondant respectivement à des diamètres moyens en vision de près, vision intermédiaire et vision de loin (cf figure 62). La normalisation a été effectuée par rapport à la fréquence nulle et la mire objet est une mire sinusoïdale modulée à 100%. Nous avons représenté ces diagrammes dans la figure 67 pour une lentille sphérique, une lentille asphérique, une lentille concentrique et une lentille diffractive, le code des couleurs utilisé allant du blanc au violet présente le contraste 100 % en blanc, le contraste 50% en jaune-orangé et l'inversion de contraste en noir.

Afin de caractériser la baisse de contraste due au système de correction de la presbytie en vision simultanée, nous avons rassemblé dans le tableau XI, les fréquences pour lesquelles le contraste restitué tombe à 50 % pour la vision de près et pour la vision intermédiaire selon le diamètre pupillaire, en supposant un oeil n'accommodant pas et sans profondeur de champ.

diamètre			
nature	2.5	3.25	4
sphérique	20	≥ 24	≥ 24
concentrique	5.5	3.5	5
diffractive	3.5	3	3
asphérique	13	9	7

tableau XI : fréquence spatiale correspondant à une baisse de contraste de 50% par rapport au continu pour les différents systèmes correcteurs et la meilleure mise au point.

Ce tableau souligne l'avantage du système progressif par rapport aux systèmes bifocaux. Pour la vision de près avec de bonnes conditions d'éclairage le système asphérique présente des performances similaires à celle d'une correction stigmatique alors que le système concentrique est un peu moins bon. De plus, le système concentrique sera beaucoup plus affecté par une insuffisance d'éclairage (forte dégradation du contraste en vision de près au-delà de 2.5 mm de diamètre). Pour ce qui est du système diffractif il est relativement peu sensible aux conditions d'éclairage que ce soit en vision de près ou en vision de loin comme on pouvait s'y attendre. Mais il présente une chute de contraste plus importante dans les hautes fréquences que les autres systèmes quand ceux-ci sont utilisés dans des conditions appropriées. Pour un diamètre pupillaire de 4mm correspondant à une luminance moyenne en vision de loin, le composant concentrique est légèrement meilleur que le composant asphérique mais dès que la luminance augmente la tendance s'inverse.

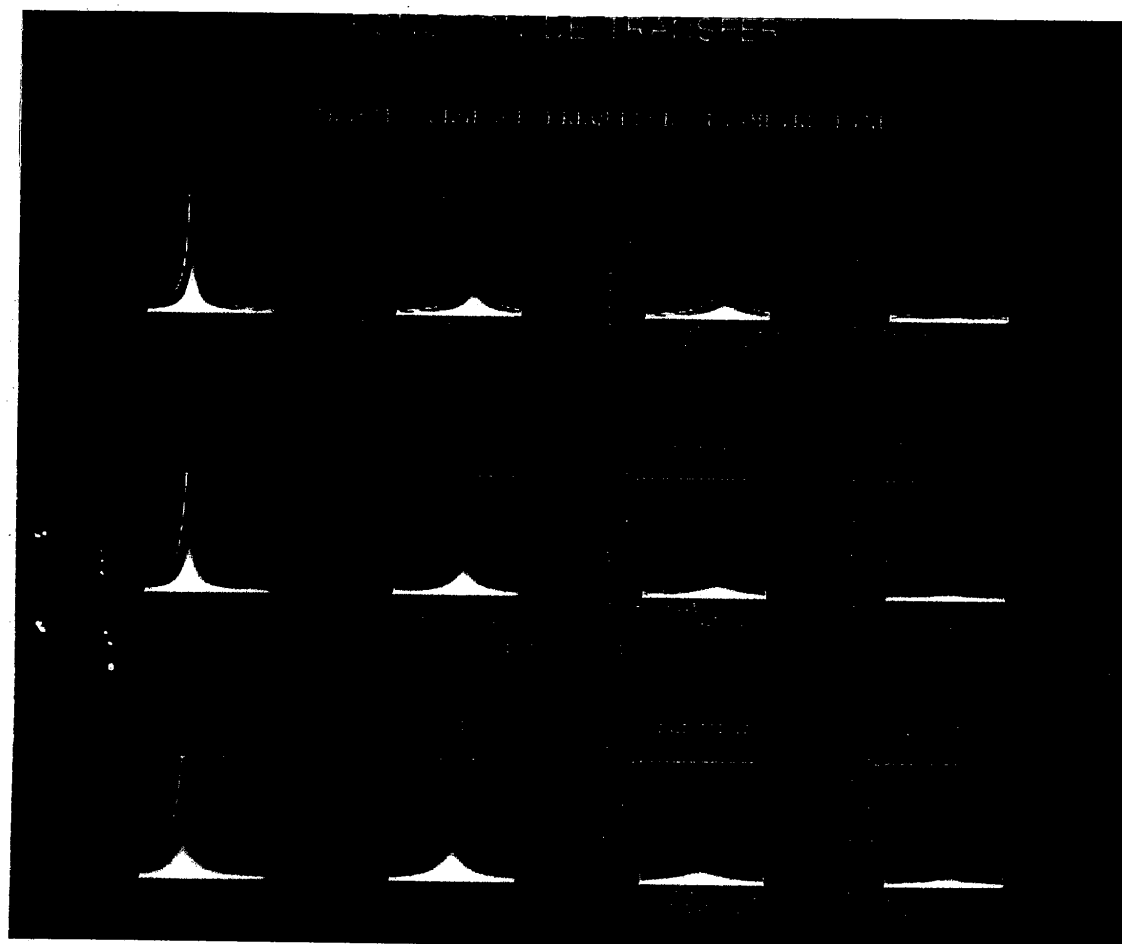


figure 62 : diagrammes d'isocontraste codés en niveaux de couleur à diamètre pupillaire fixé : 2.5, 3.25 et 4 mm en fonction de la fréquence spatiale en c/deg et de la proximité de l'objet en dioptries pour des composants sphériques, asphériques, concentriques et diffractifs de correction de la presbytie

b) diagrammes d'isocontraste à fréquence spatiale fixée

Afin de considérer la dégradation des contrastes provoquée par les systèmes correcteurs à des fréquences spatiales typiques de la sensibilité du système visuel, à savoir 6, 12 et 18 c/deg, nous avons calculé la fonction de transfert pour ces mêmes fréquences en fonction du diamètre pupillaire et en fonction de la proximité de la scène observée. Les contrastes ont été normalisés à la valeur de la fonction de transfert d'un composant sphérique pour le plus petit diamètre considéré, c'est-à-dire 2 mm. Les résultats sont présentés comme précédemment sous forme de diagrammes d'isocontraste codés en couleur avec la même échelle de codage : contraste 100% en blanc, contraste 50% en jaune orangé et inversion de contraste en noir (cf figure 63).

En résumé on peut dire que le composant diffractif présente une chute de contraste de l'ordre de 60 % en vision de près et en vision de loin quelles que soient les conditions d'éclairage de 6 à 18 c/deg, et ne permet pas la vision intermédiaire.

Le composant concentrique permet une bonne vision de près jusqu'à un diamètre de 3.5 mm de 6 à 18 c/deg, au-delà la baisse de contraste est supérieure à 50 %. Pour ce qui est de la vision intermédiaire, elle est quasi inexistante sauf pour des diamètres et des fréquences spatiales faibles (6 c/deg, diamètre $\leq$ 2.5 mm), elle est due alors uniquement à la profondeur de champ. Enfin pour la vision de loin, elle ne devient correcte qu'au-delà de 3.5 à 4 mm de diamètre environ (6 c/deg correspondant à une acuité de 5/10ème et 12 c/deg à une acuité de 10/10ème).

Enfin pour ce qui est du composant asphérique, il présente une vision de près avec une restitution des contrastes supérieures à 50 % pour des diamètres inférieurs à 3 mm. Pour la vision intermédiaire, la zone de contraste supérieur à 50 % se situe entre 2 et 3.75 mm. Pour la vision de loin, cette zone se situe au-delà d'un diamètre 3.5 mm. On peut constater qu'en vision de loin la dégradation des contrastes est légèrement supérieure à celle rencontrée dans le système concentrique comme nous l'avons déjà mentionné précédemment. Cependant globalement, comme on peut le constater sur les diagrammes, ce composant fournit une mise au point progressive de la vision de loin $V=0$ D à la vision de près $V=-1.5$ D avec une restitution des contrastes satisfaisante (dégradation inférieure à 50%) sur tout le domaine de vision, ce qui n'est pas le cas pour le composant concentrique et le composant diffractif.

Nous avons également considéré pour un composant asphérique quelle pouvait être l'influence du gradient de puissance sur ces diagrammes d'isocontraste à fréquence fixée (cf figure 64). Nous nous sommes limités à une fréquence spatiale de 6 c/deg significative du maximum de sensibilité du système visuel. Le gradient de puissance varie de 5 D/mm à 1.4 D/mm. On peut constater que pour de forts gradients de puissance le diagramme a la même structure que le diagramme d'une lentille bifocale concentrique et que ce gradient de puissance diminuant, on s'oriente vers une structure progressive avec amélioration des contrastes en vision intermédiaire. Un gradient de 1.5 D/mm permet d'atteindre un bon compromis entre les trois zones de vision pour une addition de 1.5 dioptries.

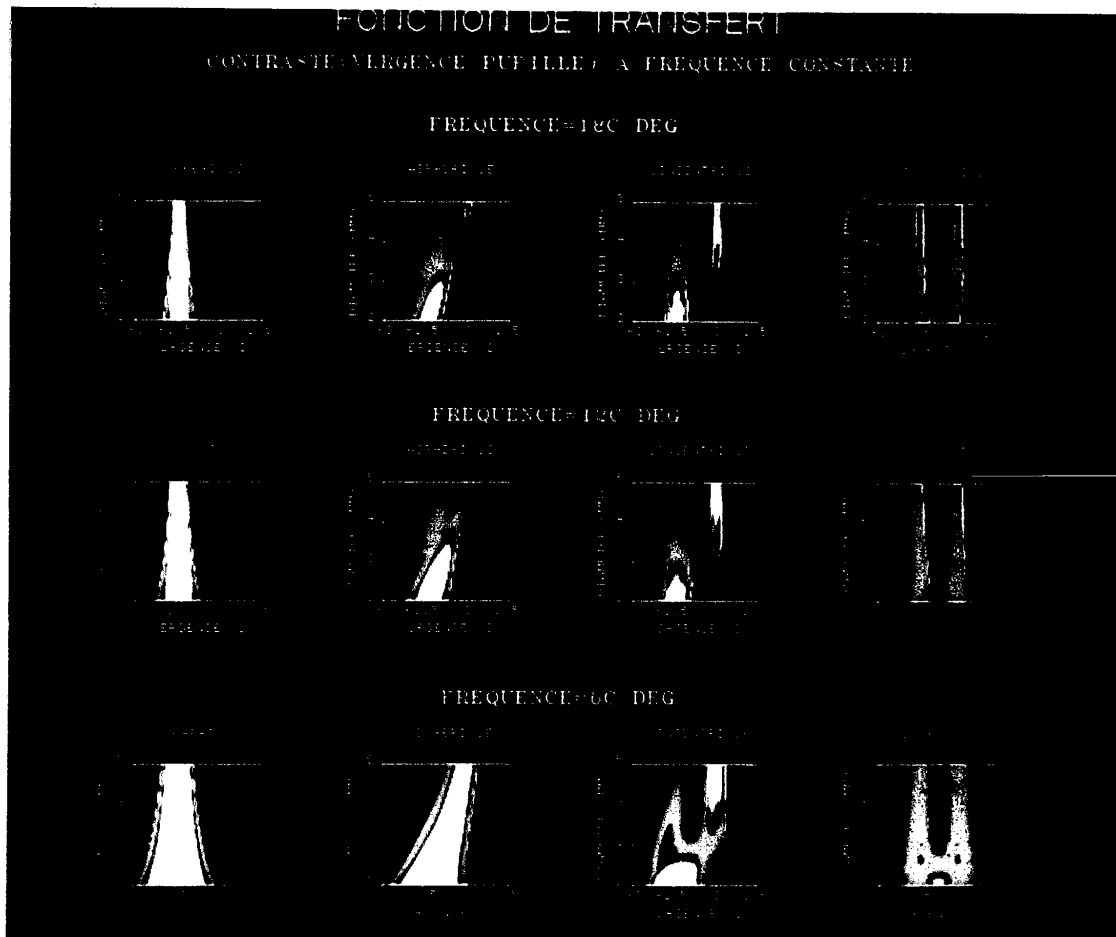


figure 63 : diagrammes d'isocontraste à 6, 12 et 18 c/deg codés en niveaux de couleur pour un contraste initial de 100 % en fonction du diamètre pupillaire en mm et de la proximité en dioptries pour une correction sphérique, asphérique, concentrique et diffractive.

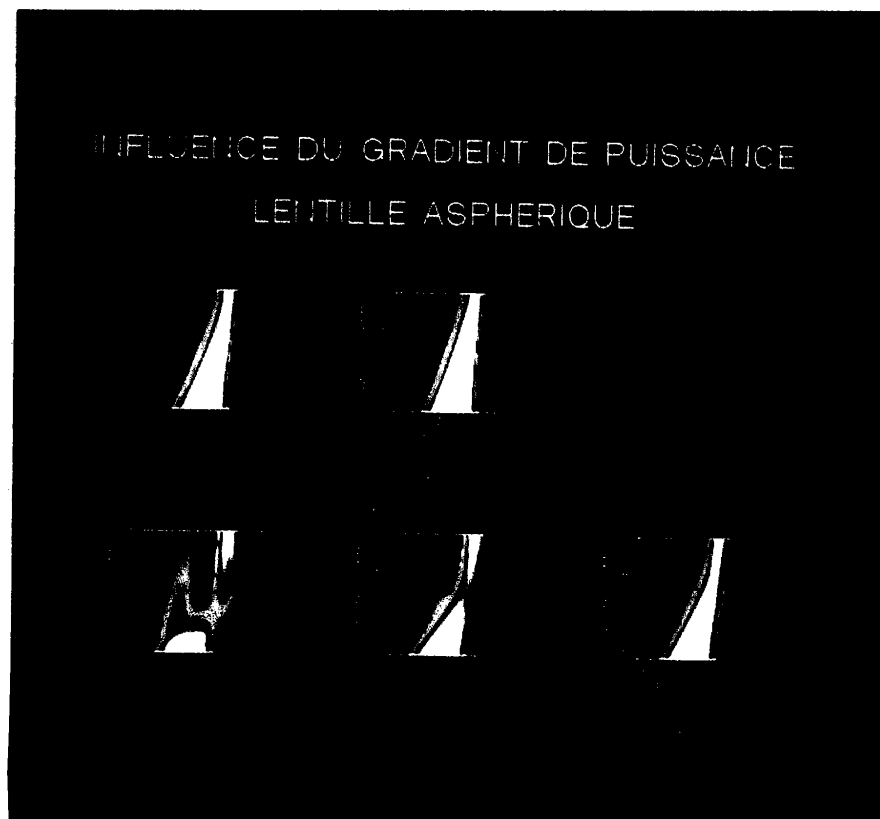


figure 64 : diagrammes d'isocontraste à 6 c/deg codés en niveaux de couleur pour un contraste initial de 100 % en fonction du diamètre pupillaire en mm et de la proximité en dioptries pour une correction asphérique, influence du gradient de puissance.

c) diagrammes d'isocontraste à proximité donnée

Enfin on peut également considérer les dégradations de contraste en vision de près, en vision intermédiaire et en vision de loin selon la nature du composant correcteur utilisé, en fonction du diamètre pupillaire et de la fréquence spatiale. Nous rappelons que la vision de près correspond au domaine de vision situé autour de 40 cm, la vision intermédiaire entre 0.8 et 1.2 m et la vision de loin au-delà. Ces résultats ont été représentés comme les précédents sous forme de diagrammes d'isocontraste en couleur (cf figure 65). La normalisation a été effectuée par rapport à la fréquence spatiale nulle et le code des couleurs utilisé est le même que précédemment.

Cette représentation nous permet de vérifier que globalement le composant diffractif présente une meilleure restitution des contrastes en vision de loin qu'en vision de près, mais que l'on a tout de même dans tous les cas une forte dégradation par rapport à une lentille sphérique. Elle montre, pour le composant concentrique, de bonnes performances (c'est-à-dire comparable à celle d'une lentille sphérique) en vision de près pour des diamètres inférieurs à 2.5 mm, et en vision de loin pour des diamètres de l'ordre de 4 mm. La vision intermédiaire que ce soit pour le composant concentrique ou le composant diffractif est quasi inexistante. Enfin elle démontre que le composant asphérique est le seul à fournir un compromis acceptable de la vision de près à la vision de loin. Mais ce continuum est lié à la réalisation de conditions d'éclairage ad hoc.

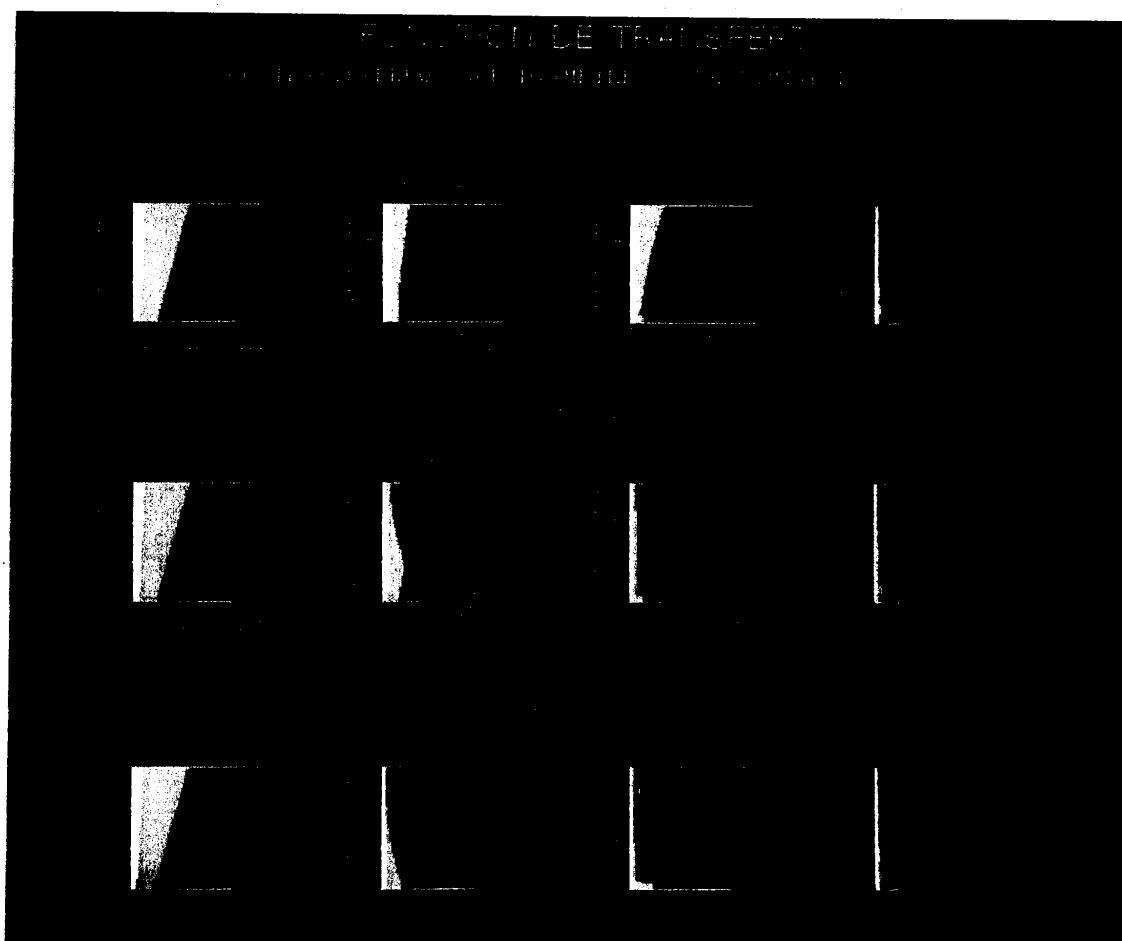


figure 65 : diagrammes des contrastes restitués par la lentille en vision de près, vision intermédiaire et vision de loin pour un contraste initial de 100 % en fonction du diamètre pupillaire en mm et de la fréquence spatiale.

d) conclusion

Cette analyse en termes de dégradation de contraste et de fréquence spatiale permet de caractériser parfaitement chaque système correcteur et de prévoir selon sa nature, quels seront ses performances et ses inconvénients. Elle apporte les mêmes informations que l'analyse en termes de réponse percussionnelle mais éclairées sous un jour différent qui est plus adapté à l'analyse de performance du système visuel, celui-ci fonctionnant un peu comme un analyseur de fréquence. Ces méthodes de représentation et de calcul mises en place ici pourront être appliquées à tous les systèmes de correction à vision simultanée qui pourront être envisagés dans l'avenir. D'après ce que nous venons de voir, les systèmes asphériques semblent à l'heure actuelle les mieux adaptés à la correction de la presbytie en vision simultanée à condition d'être convenablement optimisés et d'équiper des porteurs dont le diamètre pupillaire correspond aux valeurs moyennes que nous avons considérées et dont la réfraction a été convenablement effectuée. Dans le cas contraire l'équipement sera un échec. Pour les systèmes bifocaux, l'adaptation est beaucoup moins délicate et peut être effectuée plus rapidement, cependant elle présentera des performances bien moindres que celles obtenues pour un équipement asphérique adapté.

PERTURBATION DES IMAGES RETINIENNES

a) image d'un test d'acuité

Afin d'évaluer qualitativement l'acuité qui pourrait être obtenue en faisant lire au porteur de la lentille une échelle d'optotypes de Snellen en vision de loin ou une échelle Parinaud en vision de près, nous avons calculé l'image formée à travers la lentille en vision de près et en vision de loin pour des diamètres pupillaires de 2.5, 3 et 4 mm. Pour la vision de près nous avons pris un optotype (Snellen) correspondant à une résolution angulaire de 2' ce qui correspond environ à une échelle Parinaud 2, et pour la vision de loin un optotype correspondant à une résolution angulaire de 1' ce qui correspond à une acuité de 10/10ème.

Ces images sont présentées en niveaux de couleur afin de mettre en évidence le flou ajouté à l'image nette (cf figure 66). On a effectué une normalisation : niveau minimum à zéro. On peut remarquer que les performances en vision de près du composant sphérique et des composants asphériques et concentriques sont assez semblables, alors que celles du composant diffractif sont plus médiocres. En revanche pour la vision de loin, les performances du système diffractif s'améliorent, alors que celles du système asphérique sont plus dégradées que celles du composant concentrique. Pour des diamètres pupillaires intermédiaires, le composant asphérique présente une réponse assez voisine de celle du composant sphérique alors que les systèmes bifocaux (concentrique et diffractif) présentent une forte dégradation sous forme d'un fond flou dû à la seconde image qui se superpose à l'image nette. Ceci pourrait éventuellement expliquer des troubles perceptifs ressentis dans une tâche de lecture par certains porteurs corrigés par des systèmes de correction bifocaux (cf paragraphe modifications perceptives). D'autant plus, comme nous allons le voir dans le paragraphe suivant, que ce flou n'est pas fixe par rapport à l'image nette, du fait de la mobilité de la lentille sur l'oeil qui peut altérer le centrage de la correction.

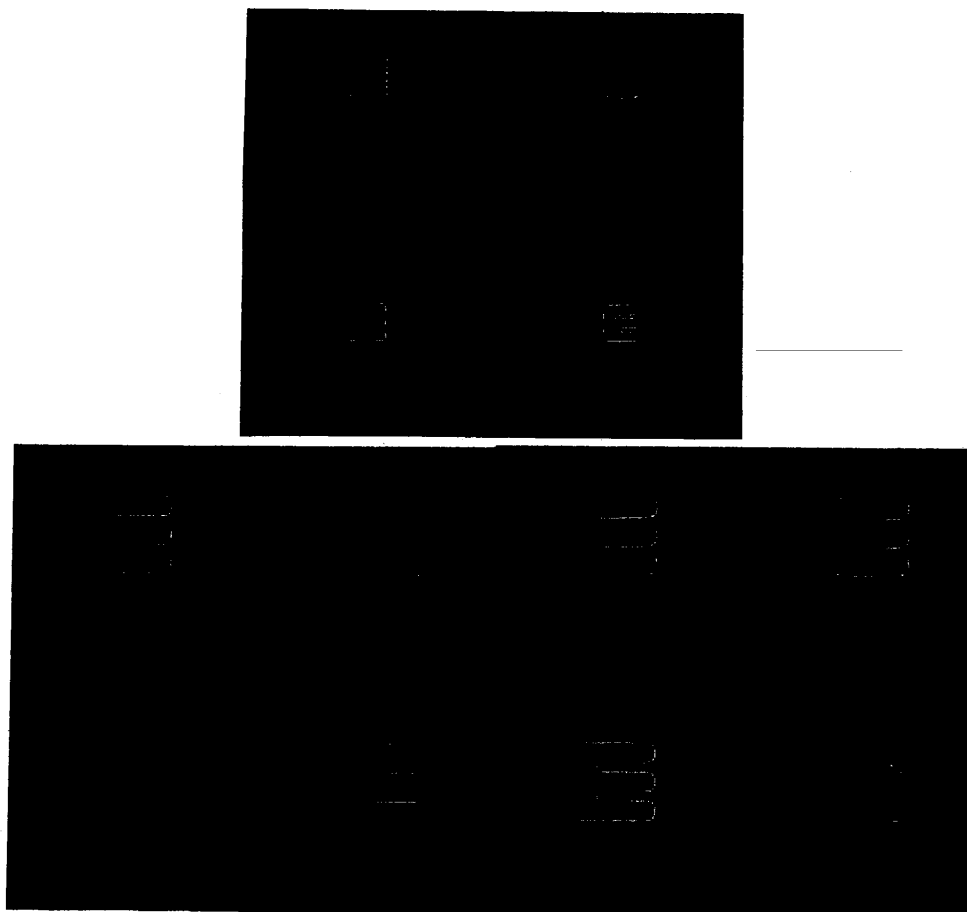


figure 66 : test d'acuité en vision de près pour des diamètres pupillaires de 2.5 et 3 mm et en vision de loin pour un diamètre pupillaire de 4 mm : (a) lentille sphérique, (b) lentille asphérique, (c) lentille diffractive, (d) lentille concentrique

b) effet d'un décentrement

Pour chaque système correcteur nous avons simulé l'effet d'un décentrement de la lentille sur la réponse percussionnelle en vision de près (diamètre = 2.5 mm) et en vision de loin (diamètre = 4mm). On a considéré deux valeurs de décentrement égales à 0.2 et 0.4 mm qui peuvent être atteintes après un battement de paupière ou lors de la pose de la lentille sur la cornée. On remarquera, du fait du diamètre pupillaire plus faible, que la vision de près sera plus affectée par un décentrement de la lentille que la vision de loin. Les résultats sont présentés figure 67 à 70 sous forme d'images rétiniennes représentées en intensité à l'échelle logarithmique et codées en niveaux de gris.

Les systèmes bifocaux seront beaucoup plus sensibles au décentrement que les systèmes asphériques. Pour la vision de près, un décentrement de 0.4 mm entraîne une forte altération des réponses percussionnelles et sera source d'une dégradation importante de l'acuité et sans doute de troubles perceptifs dans le cas des systèmes bifocaux et dans une proportion moindre pour les asphériques (apparition d'un phénomène "d'images fantômes" dû au fond flou dissocié spatialement de l'image nette). Au niveau de la mobilité de la lentille, on devra donc assurer un compromis entre le confort physiologique et le centrage du composant correcteur par rapport à la pupille (choix du matériau et de la géométrie interne de la lentille). De même les sujets presbytes dont la pupille est fortement décentrée par rapport au positionnement de la lentille sur l'oeil pour des raisons morphologiques seront plus difficilement équipables.

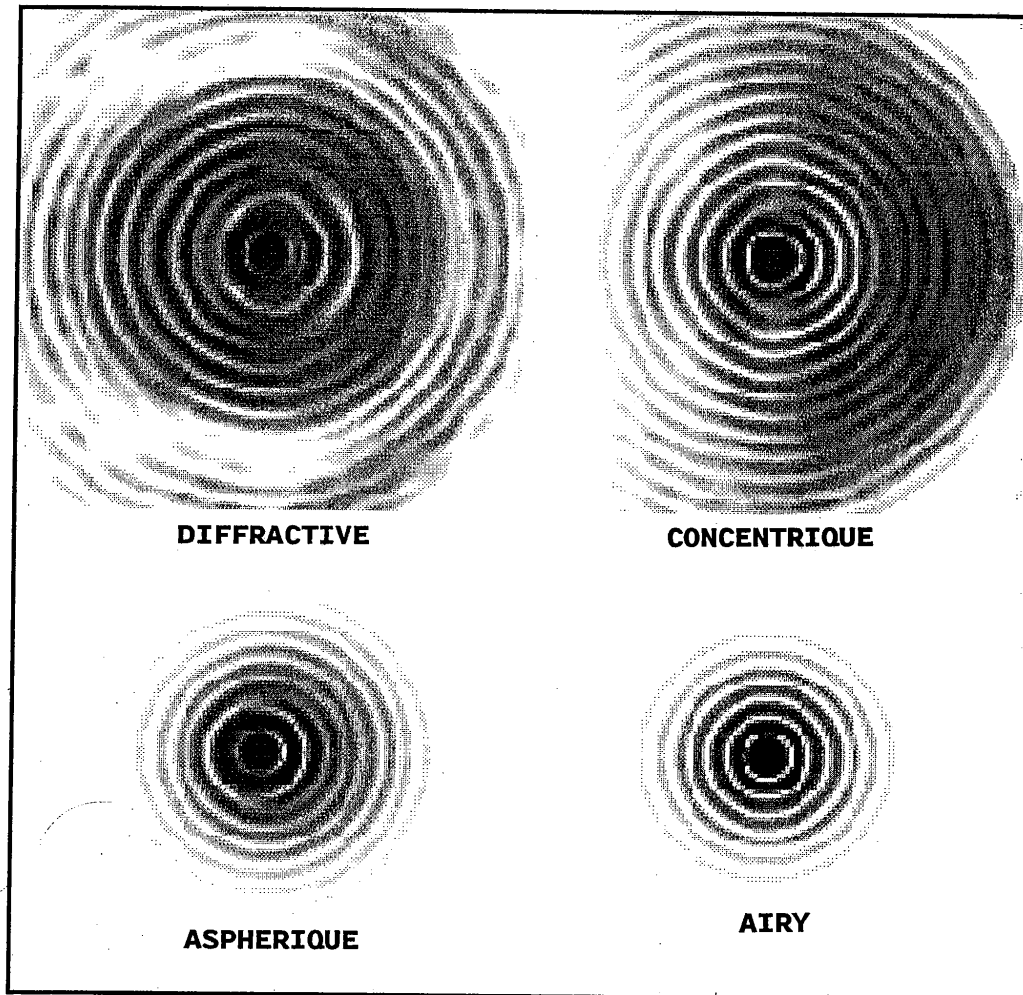


figure 67 : réponses percussionnelles en vision de près pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm et des décentrement de 0.2 mm : (a) lentille sphérique, (b) lentille asphérique, (c) lentille diffractive, (d) lentille concentrique

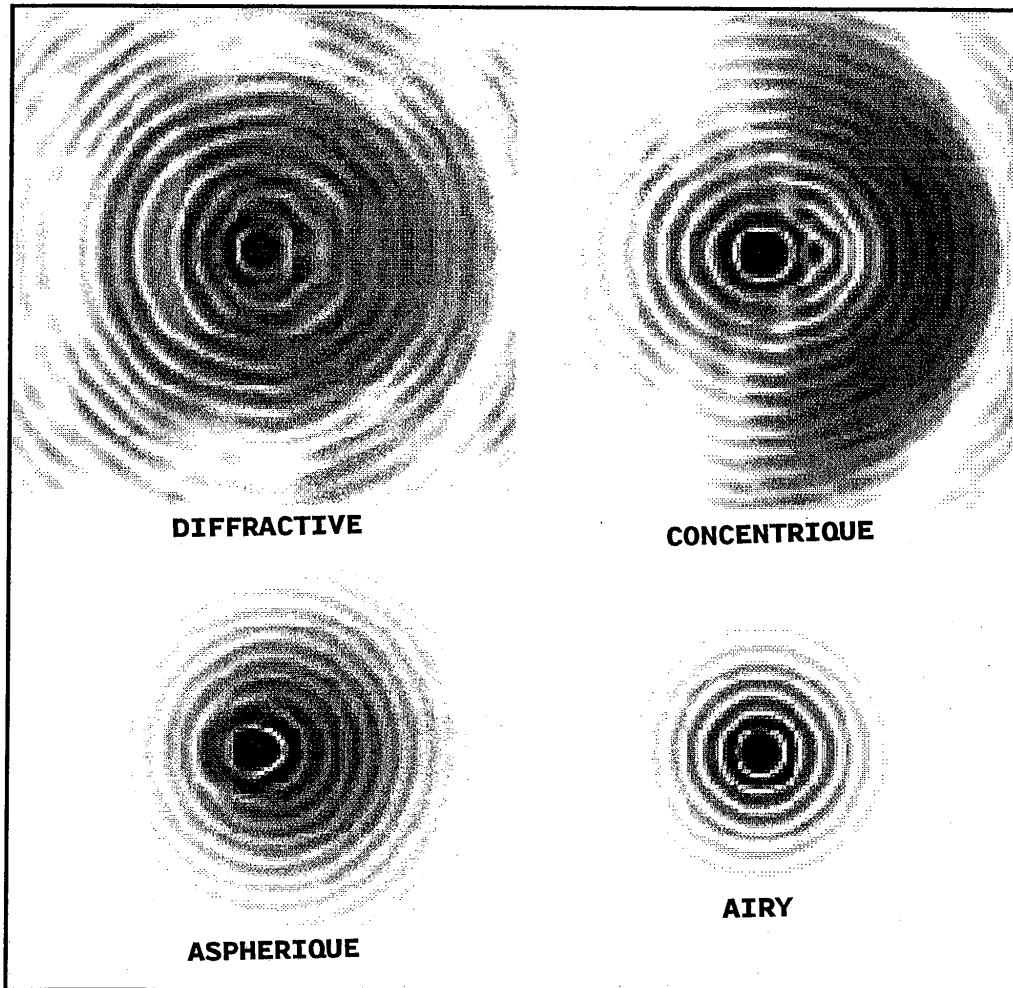


figure 68 : réponses percussionnelles en vision de près pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm et des décentrement de 0.4 mm : (a) lentille sphérique, (b) lentille asphérique, (c) lentille diffractive, (d) lentille concentrique

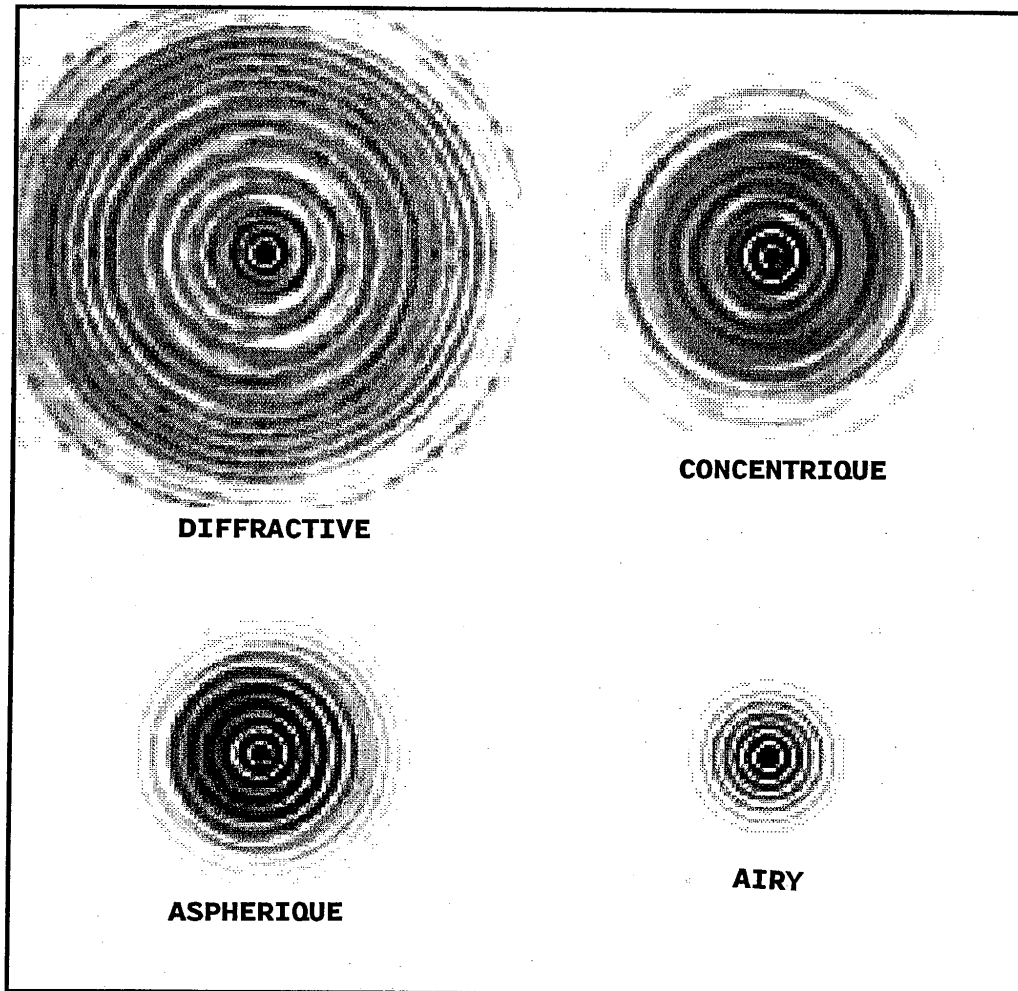


figure 69 : réponses percussionnelles en vision de loin pour un diamètre pupillaire de 4 mm et des décentrement de 0.2 mm : (a) lentille sphérique, (b) lentille asphérique, (c) lentille diffractive, (d) lentille concentrique

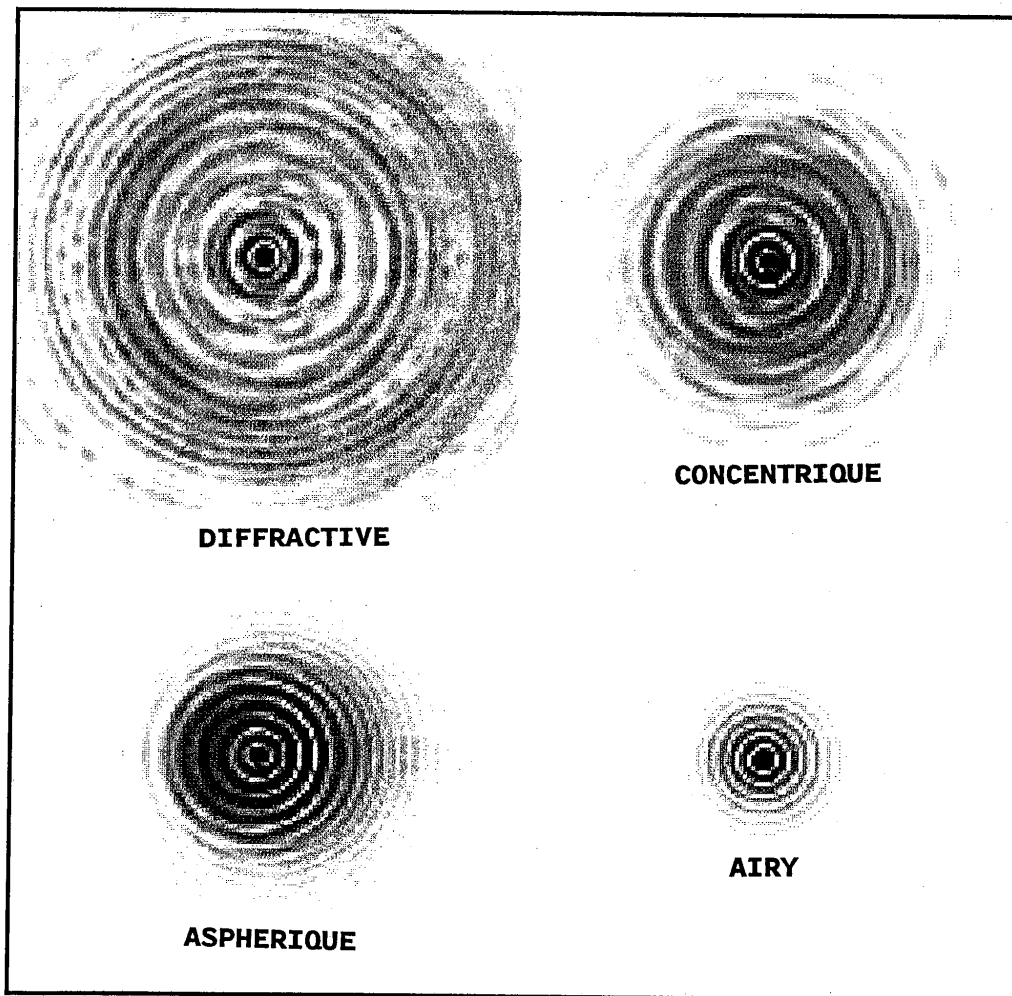


figure 70 : réponses percussionnelles en vision de loin pour un diamètre pupillaire de 4 mm et des décentrement de 0.4 mm : (a) lentille sphérique, (b) lentille asphérique, (c) lentille diffractive, (d) lentille concentrique

c) modifications perceptives attendues chez les porteurs

Afin de conclure ce chapitre d'évaluation des performances des composants de correction de la presbytie en vision simultanée, nous allons résumer les modifications perceptives qu'ils peuvent occasionner et les corrélérer avec certaines études cliniques menées sur les dispositifs à vision simultanée.

L'acuité est liée à la vision fovéale et à la restitution des hautes fréquences spatiales. La vision simultanée affectant comme nous l'avons vu dans ce chapitre la fonction de transfert de modulation de l'oeil corrigé, elle affectera directement l'acuité. Cependant la perturbation n'est pas la même selon le système envisagé.

Pour les systèmes diffractifs, on a une baisse d'acuité identique à diamètre pupillaire donné entre la vision de près et la vision de loin, avec une amélioration pour les forts diamètres pupillaires. Ceci en pratique se traduira par une meilleure acuité en vision de loin qu'en vision de près, le diamètre pupillaire étant en général corrélé au domaine de vision. Par ailleurs la vision intermédiaire n'étant pas corrigée, on obtiendra des performances médiocres pour ce domaine de vision.

Pour les systèmes bifocaux concentriques, on a une baisse d'acuité comparable à celle des systèmes diffractifs pour des diamètres pupillaires intermédiaires. En revanche pour les faibles diamètres pupillaires, l'acuité en vision de près est nettement meilleure et pour les diamètres pupillaires supérieurs à 4 mm l'acuité en vision de loin est légèrement meilleure que pour les systèmes diffractifs. De même que pour les systèmes diffractifs, la vision intermédiaire n'est pas corrigée.

Enfin pour ce qui est des systèmes asphériques, les trois domaines de vision sont corrigés avec des acuités en général supérieures aux systèmes bifocaux. Cependant en vision de loin pour des diamètres pupillaires importants, le système concentrique est légèrement meilleur.

Ces perturbations induites par la vision simultanée vont avoir plusieurs effets reportés dans un certain nombre d'études

cliniques : problèmes de vision nocturne (notamment au niveau de la conduite de nuit), problème de halos autour des sources lumineuses ponctuelles pour les composants bifocaux. Dans le cas de la vision de près, ces mêmes études cliniques reportent pour les systèmes bifocaux, des phénomènes de vision en pseudo-relief (lors de la lecture le texte apparaît "au-dessus" de la feuille). Ce phénomène peut avoir plusieurs origines qu'il est difficile de discriminer sans faire d'études cliniques plus poussées :

- sensibilité au centrage de la lentille et à l'image floue localisée (fond flou dissocié de l'image nette par décentrement; "ombre portée"),
- mobilité de la lentille (fond flou mobile par rapport à l'image nette),
- modification de la profondeur de champ perturbant l'interprétation des images (balayage de la profondeur de champ continu),
- perturbation de la vision stéréoscopique (présence de quatre images dissemblables au lieu de deux au niveau du cortex qui provoque une ambiguïté d'interprétation). Dans le cas des systèmes asphériques présentant une correction "progressive" (gradient de puissance adapté) ces phénomènes de pseudo-relief n'ont pas été constatés.

CONCLUSION

Actuellement, le système de correction asphérique présente les meilleures performances pour compenser la presbytie par lentille de contact pour une population moyenne (diamètre pupillaire dans les normes). En revanche, on n'obtiendra pas les mêmes performances pour des sujets présentant des diamètres pupillaires supérieurs à la norme.

CHAPITRE V

TECHNOLOGIE ET FABRICATION

LENTILLE DE CONTACT
DE CORRECTION DE LA PRESBYTIE
TECHNOLOGIE ET FABRICATION

Les lentilles de contact utilisées actuellement pour corriger les amétropies : myopie et hypermétropie, peuvent être classées en deux familles : les lentilles rigides ou rigides perméables et les lentilles souples hydrophiles. Ces dernières équipent actuellement la majorité des porteurs de lentilles. En effet les lentilles souples hydrophiles sont beaucoup mieux adaptées au contexte physiologique que les lentilles rigides et procurent de ce fait un confort de port bien supérieur. La fabrication des lentilles de contact de correction de la presbytie envisagées dans les chapitres précédents peut utiliser plusieurs techniques que l'on peut regrouper en deux grandes catégories : fabrication directe et modification d'une lentille déjà fabriquée. La fabrication directe suppose que l'on fabrique en même temps la correction de la vision de loin et la correction de la vision de près. Elle associe donc l'amétropie à la correction de la presbytie. On peut imaginer facilement le nombre de combinaisons possibles entre la correction de l'amétropie et la correction de la presbytie pour toutes les personnes à équiper. Ceci impose du point de vue industriel une lourde gestion de la fabrication et des stocks. La seconde technique permet d'utiliser une correction de l'amétropie déjà fabriquée par ailleurs et d'y ajouter la valeur d'addition souhaitée pour corriger la presbytie du sujet à équiper. Cette dernière technique présente du point de vue industriel un avantage certain qui est l'allègement de la gestion des stocks.

FABRICATION DIRECTE

Que ce soient les systèmes de correction diffractifs, concentriques ou asphériques, leur fabrication directe est effectuée en adaptant la géométrie des lentilles de contact en fonction du type de correction souhaitée.

La géométrie d'une lentille de contact est définie par le rayon de courbure de la surface en contact avec la cornée, appelé rayon de courbure interne R_i , et le rayon de courbure externe R_e .

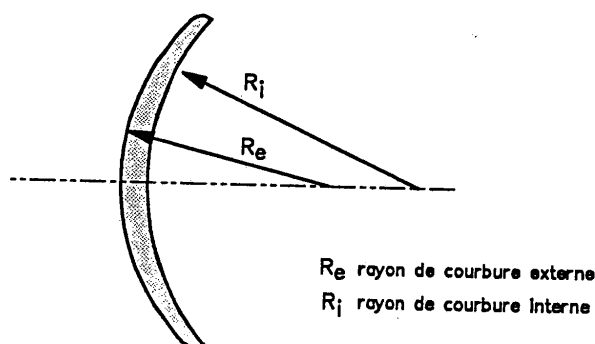
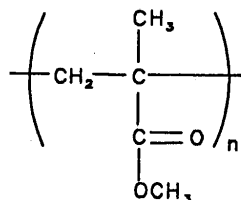


figure 71 : vue en coupe schématique d'une lentille sphérique pour la correction d'une amétropie.

Le rayon de courbure R_i est choisi en fonction du rayon de courbure de la cornée du sujet pour une bonne adaptation de la lentille. L'ensemble des rayons de courbure interne que l'on peut rencontrer, varie en général entre 7.8 et 8.6 mm. La puissance de la lentille est définie par la combinaison (R_i, R_e) et par l'indice n du matériau qui la constitue en négligeant en première approximation l'effet d'épaisseur :

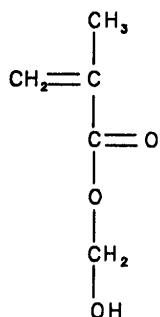
$$P = (n-1) \left(\frac{1}{R_e} - \frac{1}{R_i} \right)$$

Dans le cas d'une lentille rigide, le matériau de fabrication est dans la majorité des cas du polyméthyle-méthacrylate ou PMMA dont l'indice vaut 1.49 (réf. 13).

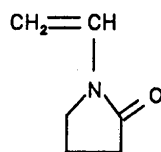


POLYMETHYLE METHACRYLATE

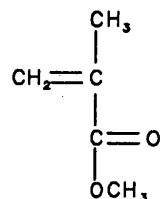
Dans le cas des lentilles souples hydrophiles, l'indice est dépendant du taux d'hydrophilie à l'état hydraté qui peut varier selon le matériau choisi de 30 % à 70 %. Les matériaux de ce type de lentilles (également appelés hydrogels du fait de leur structure) sont en majorité des polymères ou copolymères méthacrylates comme par exemple : l'hydroxyméthyle méthacrylate ou le copolymère vinyle pyrrolidone-méthyle méthacrylate (réf. 13).



HYDROXYETHYLE METHACRYLATE



N-VINYLPYRROLIDONE



METHYLE METHACRYLATE

L'indice de ces matériaux à l'état sec est voisin de celui du PMMA, c'est-à-dire 1.49. A l'état hydraté, l'indice de ces matériaux varie entre 1.38 et 1.44 en fonction du taux d'hydratation qui dépend en particulier du taux d'hydrophilie du matériau mais aussi de la température et de la composition des larmes.

Par exemple pour corriger une myopie de -2 dioptries avec une lentille de contact de rayon interne 8.2 mm, le rayon de courbure externe vaudra 8.48 mm pour du PMMA ou 8.56 mm pour un hydrogel à 70 % de taux d'hydrophilie ($n=1.38$).

1. Systèmes non diffractifs

Pour les systèmes de correction de la presbytie par lentilles de contact concentriques et asphériques, la variation de puissance locale peut être réalisée en modifiant le rayon de courbure externe de la lentille en fonction de la position radiale sur la lentille (cf figure 72), la valeur du rayon interne étant imposée par l'adaptation de la lentille sur la cornée.

Les techniques de fabrication directe envisageables sont alors l'usinage mécanique, le moulage ou l'usinage laser.

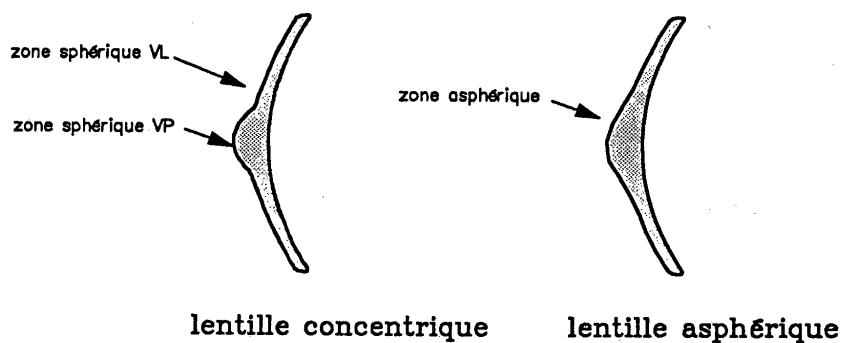


figure 72 : vue en coupe schématique d'une lentille concentrique et d'une lentille asphérique.

Usinage mécanique:

L'usinage mécanique de tels composants exige l'utilisation de machines à commande numérique et d'un outil diamant, matériel lourd en investissement et délicat d'utilisation pour une fabrication à grande échelle.

Prenons le cas d'une variation de puissance de 0.25 dioptries sur une lentille rigide en PMMA, elle représente au niveau du rayon de courbure de la face externe une variation de 30 μm . La fabrication de profil asphérique demandera donc au niveau du rayon de courbure une précision meilleure que 3 μm pour atteindre une précision en puissance de 0.02 dioptries.

Il est à noter qu'en fait cette fabrication exige des capacités de précision bien supérieures à ce que laissent penser les facteurs de forme sphérique. En effet au niveau de la qualité de surface des profils asphériques, on doit obtenir une rugosité RMS de

l'ordre de 0.1 à 0.2 μm ce qui correspond à une différence de marche optique de l'ordre de $\lambda/10$. Les précisions de cet ordre ne sont accessibles qu'à des machines d'usinage de très haute précision à outil diamanté telles que la machine PNEUMO ou la machine MOORE.

Moulage:

Les difficultés techniques de l'usinage mécanique direct orientent la fabrication vers une technique de duplication de matrices par moulage. En effet, les machines d'usinage mécanique décrites précédemment seront alors utilisées pour produire des moules en quelques exemplaires et non plus pour produire des composants en continu.

Cependant, cette technique présente tout de même des inconvénients inhérents au moulage des matériaux polymères : problème d'adhésion au moule, de retrait du matériau après polymérisation. Pour chaque type de matériau à mouler, on devra optimiser les paramètres suivants : choix du moule (dessin, matière), technique de polymérisation, composition de la base polymérisante, technique d'injection avec ou sans réservoir pour compenser le retrait.

De plus, pour chaque valeur d'amétropie à corriger, de -6 dioptries à +4 dioptries toutes les 0.25 dioptries, on doit disposer d'au moins une gamme de 4 moules correspondant à des valeurs de correction de la presbytie de 1.5, 2, 2.5, 3 dioptries. Ceci représente un parc de moules de plus de 160 unités. Une technique de fabrication dissociant la correction de l'amétropie de la correction de la presbytie permettrait d'assouplir les procédés de fabrication, d'où l'idée de modifier une lentille de correction sphérique existante pour y inclure la correction de la presbytie recherchée, nous développerons ce concept par la suite.

Usinage laser:

L'usinage laser permettrait d'obtenir, contrairement à l'usinage mécanique, une plus grande souplesse d'utilisation ainsi qu'une cadence de production beaucoup plus élevée.

Des essais de photoablation par laser à excimère à $\lambda = 193 \text{ nm}$, menés à notre demande par le laboratoire de Photophysique de l'Université Bordeaux I, ont montré que l'on pouvait obtenir sur des matériaux hydrogels une photoablation avec un bon état de surface final.

Afin d'appliquer cette technique à la fabrication de composants ophtalmiques, deux solutions peuvent être envisagées : soit l'utilisation directe du faisceau comme outil ou la mise en forme de ce faisceau puis une modulation de l'énergie reçue par le composant par une technique de masque tournant. L'avantage de ces deux techniques est de supprimer l'approche d'un outil mécanique source de défauts de la pièce usinée. La précision du point de vue centrage est identique dans les deux types d'usinage mécanique ou laser.

Cependant la nécessité d'effectuer l'usinage sur des sphères de rayon 8 mm et les contraintes importantes d'utilisation de l'UV profond font, qu'il n'est pas envisageable à l'heure actuelle de les utiliser dans le domaine de la fabrication des lentilles de contact (mise en forme du faisceau délicate et géométrie sphérique du produit final imposant un asservissement de la mise au point).

2. Systèmes diffractifs

Pour les systèmes de correction de la presbytie par lentille de contact diffractive, le réseau zoné est gravé soit directement durant l'usinage de la lentille (machine à commande numérique pilotée en x, y, θ), soit sur une matrice destinée à être dupliquée (réf. 1).

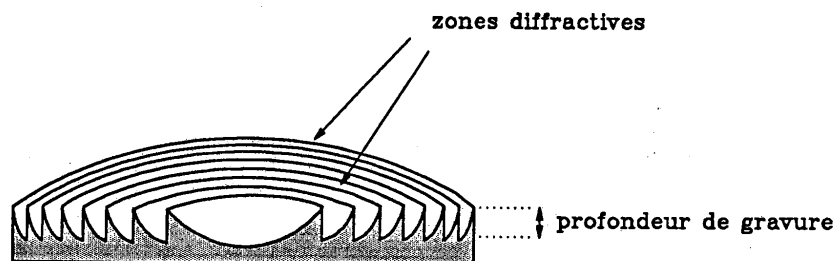


figure 73 : réseau diffractif gravé

La profondeur de gravure e du réseau va dépendre du matériau polymère utilisé et du milieu d'immersion considéré :

$$(n_{\text{lentille}} - n_{\text{immersion}}) \times e = \lambda/2$$

Deux solutions peuvent être envisagées pour le choix du milieu d'immersion : soit l'utilisation directe des larmes pour immerger la gravure soit l'immersion par un polymère biocompatible.

Dans le cas de l'immersion par les larmes, il est préférable de placer la gravure sur la face interne de la lentille afin d'assurer une immersion totale du réseau nécessaire à la qualité optique. En effet le film de larme recouvrant la face externe peut être instable entre deux battements de paupière. Au niveau de la fabrication d'une lentille diffractive bifocale, cela impose, si on considère une lentille rigide PMMA, de graver le réseau sur une profondeur de $1.78 \mu\text{m}$ pour une longueur d'onde d'accord de $0.55 \mu\text{m}$ d'où l'utilisation d'un matériel d'usinage voisin de celui décrit pour les lentilles asphériques, les précisions exigées étant voisines.

Nous avons fait réaliser par la société SOPELEM un prototype gravé par la machine MOORE pilotée en x, y, θ sur une matrice en PMMA. Ce prototype est un réseau kinoform à un seul ordre de puissance 3 dioptries. Nous décrirons la qualité d'usinage de ce composant dans le chapitre VI consacré à la métrologie.

Dans le cas de matériaux hydrogels, on peut envisager une duplication d'une matrice gravée avec les inconvénients déjà cités auxquels s'ajoute un problème spécifique de démoulage du réseau, les profondeurs de gravure variant avec le taux d'hydrophilie τ selon l'expression suivante $(1-\tau) e = \lambda/2 (n_{\text{PMMA}} - n_{\text{H}_2\text{O}})$. Pour un taux d'hydrophilie de 38 % la profondeur de gravure vaut $2.88 \mu\text{m}$ et pour $\tau = 70$ % cette profondeur passe à $5.95 \mu\text{m}$.

Dans le cas de l'immersion par un milieu polymère biocompatible, la lentille est constituée de deux matériaux d'indices. Afin de relâcher les précisions d'usinage, il est intéressant d'avoir des matériaux d'indice suffisamment proche pour obtenir une profondeur de gravure importante. Cependant on doit conserver un rapport profondeur de gravure sur largeur de trait raisonnable (inférieur à 1) ce qui veut dire dans notre cas une profondeur de gravure ne dépassant pas la dizaine de microns. Les matériaux biocompatibles utilisés en optique de contact permettent d'accéder à des différences d'indice de l'ordre de 0.11 (si on utilise un matériau

rigide du type PMMA d'indice 1.49 et un hydrogel à 70 % d'eau d'indice 1.38) ce qui se traduit par une profondeur de gravure de 2.5 μm pour une lentille diffractive bifocale. Si on remplace l'hydrogel à 70 % par un hydrogel à 38 % d'eau, la profondeur de gravure passe à 5.5 μm .

La difficulté technologique de coucher un hydrogel sur une sphère de façon contrôlée et homogène et d'assurer la qualité optique de l'interface rend cette solution difficilement industrialisable. Nous nous contenterons donc de considérer un réseau gravé ou moulé sur la face interne immergée par les larmes.

Actuellement, les lentilles diffractives sont fabriquées, en Angleterre et aux Etats Unis par usinage sur des lentilles rigides ou par usinage de matrice et duplication sur des lentilles souples à faible taux d'hydrophilie dont les propriétés mécaniques sont supérieures à celle des hydrogels à fort taux d'hydrophilie ce qui facilite le démoulage. Ces méthodes restreignent les possibilités de développement et la commercialisation de tels systèmes de correction de la presbytie : coût de fabrication élevé, adaptation du sujet plus difficile du fait d'un confort physiologique moins bon. D'où l'intérêt, comme dans le cas des asphériques, de se tourner vers une technique de modification d'une lentille sphérique hydrophile existante en y incluant non plus une variation d'épaisseur mais une modulation d'indice. Cette modification est obtenue par des traitements photochimiques que nous allons décrire.

PHOTOMODIFICATION D'UN HYDROGEL

1. Introduction :

Les premiers domaines à s'être intéressés aux matériaux organiques susceptibles de fournir une variation spatiale d'indice de réfraction ont été l'holographie pour fabriquer des supports d'enregistrement et l'optique intégrée pour les guides d'onde.

D'une manière générale, les photomodifications des matériaux polymères ou plus généralement organiques résultent d'une illumination dans un domaine de longueur d'onde actif, à l'aide d'un laser ou d'une lampe à haut flux. La variation de phase locale, constituée alors soit d'une variation d'indice, soit d'une variation d'épaisseur, soit d'un mélange des deux, peut résulter d'une différence de densité locale dans le matériau ou d'une modification de la composition chimique du matériau à l'aide d'un constituant d'indice différent du substrat ou enfin d'un changement de conformation d'une partie des molécules qui composent le substrat.

2. Matériaux d'enregistrement en holographie :

a) variation d'indice dans les matériaux organiques.

Avant de considérer les moyens de modifier l'indice d'un matériau organique, nous allons examiner la relation entre l'indice de réfraction d'un matériau organique et sa composition chimique (réf. 2).

Pour un matériau isotrope, l'indice de réfraction est donné par la relation de Lorentz : $\frac{n^2-1}{n^2+2} = \frac{1}{3\epsilon_0} \pi P$ avec P polarisabilité optique par unité de volume et n indice de réfraction (réf. 18). Si la polarisabilité par molécule au sein du matériau vaut α , l'équation précédente devient : $\frac{n^2-1}{n^2+2} = \frac{1}{3\epsilon_0} \frac{\rho N \alpha}{M}$ où M est la masse molaire, ρ la densité du matériau, N le nombre d'Avogadro. On définit un paramètre R appelé réfraction molaire par $R = \frac{4\pi}{3} N \alpha$. D'où $\frac{n^2-1}{n^2+2} = \frac{\rho R}{M}$. En première approximation, la réfraction molaire est indépendante de la température. En revanche, elle dépend de la longueur d'onde. Pour simplifier l'analyse, nous nous placerons dans le cas d'une lumière monochromatique.

Pour un mélange idéal, c'est-à-dire sans interactions, on peut appliquer le principe d'additivité des réfractions molaires. La réfraction molaire totale est égale à la somme des réfractions molaires de chaque constituant.

$$\frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = \sum_i \frac{\rho_i R_i}{M_i}$$

où ρ_i est la densité dans le mélange du ième composant et R_i , M_i sa réfraction molaire et sa masse molaire.

A partir de cette équation, on retrouve les trois origines possibles de la variation d'indice d'un matériau organique déjà citées :

1) Changement de la conformation d'un ou plusieurs constituants afin de modifier sa réfraction molaire. Cette méthode ne requiert ni la suppression ni l'addition de produits ; elle est classée sous la dénomination de photochromique (réf 20, 21).

2) Variation de densité locale du matériau sans changement de la composition chimique globale.

3) Changement des concentrations respectives des différents constituants sans variation de la densité totale.

Les deux derniers points imposent l'ajout ou l'élimination de produit au sein du matériau. Dans la pratique, la variation d'indice peut être une combinaison de ces trois origines.

L'idéal serait de pouvoir prévoir pour une constitution donnée de base photopolymérisante la variation d'indice de réfraction induite par exposition. Dans la plupart des cas, ce calcul est impossible. Néanmoins, la polarisabilité molaire moyenne d'une molécule est dépendante du nombre d'électrons de valence (réf. 19). C'est pourquoi, pour une grande quantité de molécules, une estimation de la polarisabilité molaire donc de l'indice est possible en additionnant les réfractions molaires de chaque liaison de la molécule.

Le tableau ci-après présente une liste non exhaustive de valeurs de réfractions molaires suivant la nature de la liaison :

liaison	R(cm ³)		liaison	R(cm ³)
C-H	1.69		C-Br	9.37
N-H	1.81		C-I	14.55
O-H	1.73		C=C	4.16
C-C	1.25		C=O	3.38
C-N	1.54		C≡C	6.4
C-O	1.51		C _{ar} -C _{ar}	2.73
			type benzène	
C-F	1.72		C _{ar} -C _{ar}	2.78
			type naphthalène	

Ce concept très simple permet une bonne estimation des variations d'indice induites par réaction chimique. Prenons l'exemple du méthyle méthacrylate et du polyméthyle méthacrylate, ainsi que celui du styrène et du polystyrène. On peut calculer en utilisant les réfractions molaires de chaque liaison de la molécule, une estimation de la réfraction molaire totale de cette même molécule. Ainsi le méthyle méthacrylate contient huit liaisons C-H, deux liaisons C-C, une liaison C=C, deux liaisons C=O et deux liaisons C-O d'où

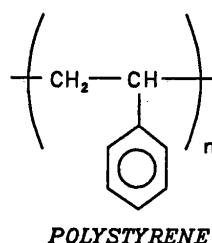
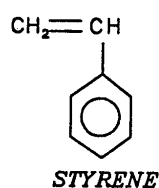
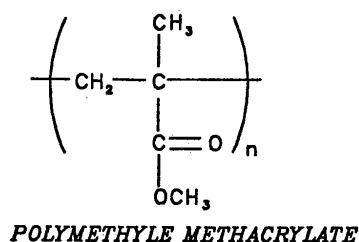
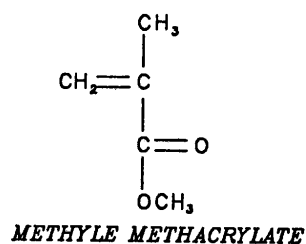
$$R_{\text{MMA}} = 8R_{\text{C-H}} + 2R_{\text{C-C}} + R_{\text{C=C}} + 2R_{\text{C=O}} + 2R_{\text{C-O}} = 26.53 \text{ cm}^3$$

$$R_{\text{PMMA}} = 8R_{\text{C-H}} + 4R_{\text{C-C}} + R_{\text{C=O}} + 2R_{\text{C-O}} = 24.92 \text{ cm}^3,$$

de même

$$R_{\text{S}} = 6R_{\text{C}_{\text{ar}}-\text{C}_{\text{ar}}} + 8R_{\text{C-H}} + R_{\text{C=C}} + R_{\text{C-C}} = 35.31 \text{ cm}^3$$

$$R_{\text{PS}} = 6R_{\text{C}_{\text{ar}}-\text{C}_{\text{ar}}} + 8R_{\text{C-H}} + 3R_{\text{C-C}} = 33.65 \text{ cm}^3.$$



On va regrouper sous forme de tableau les valeurs estimées pour les réfractions molaires et les indices et les valeurs mesurées correspondantes :

	méthacrylate de méthyle		styrène	
	monomère	polymère	monomère	polymère
M (g/mol)	100.13	100.13	104.16	104.16
ρ (g/cm ³)	0.9440	1.19	0.9060	1.059
R (cm ³ /mol)	26.52	24.24	36.45	33.16
R _{calculée}	26.58	24.92	35.31	33.65
n _{mesuré}	1.4142	1.488	1.5468	1.59
n _{calculé}	1.4153	1.5041	1.5264	1.60

Cette méthode d'estimation de l'indice par les réfractions molaires permet de s'orienter vers des composés purement aliphatiques peu insaturés (simples liaisons C-H et C-C) quand on est à la recherche de matériaux bas indice, ou au contraire, vers des composés insaturés (doubles liaisons C=C), halogénés (C-F, C-Br, C-I) pour obtenir des matériaux haut indice.

b) limite théorique de la variation d'indice d'un matériau organique.

Nous allons considérer dans l'ordre, le cas d'une transition photochromique, le cas d'un changement de densité et le cas d'un changement de composition chimique.

b.1 - effet photochromique :

Pour estimer le maximum de la variation d'indice de réfraction accessible par une transition photochromique, nous allons considérer la densité de l'espèce active et l'expression de Lorentz :

$$\frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = \frac{\rho R}{M}$$

où M est la masse molaire, ρ est la densité et n l'indice initial du matériau.

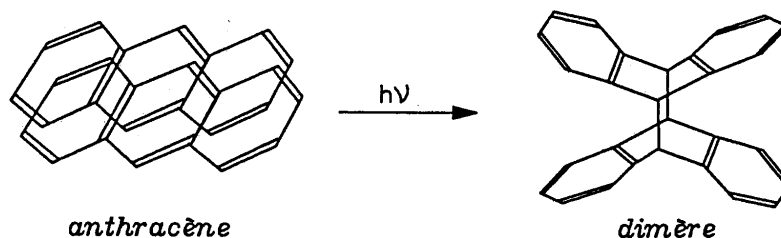
La transition de l'espèce active conduit à une variation de réfraction molaire ΔR et à une variation d'indice Δn induite :

$$\Delta \left(\frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} \right) = \Delta n \frac{6n}{(n^2 + 2)} = \frac{\rho}{M} \Delta R. \text{ D'où } \Delta n = \frac{(n^2 + 2)^2}{6n} \frac{\rho}{M} \Delta R. \text{ Finalement on}$$

peut tirer de ces expressions une grandeur spécifique de la transition photochromique considérée, appelée no. C'est la variation d'indice induite par molécule convertie et par unité de volume :

$$no = \Delta n \frac{M}{\rho N} = \frac{(n^2 + 2)^2}{6nN} \Delta R.$$

Dans la plupart des réactions photoinduites, on ne modifie que quelques doubles liaisons. Si on considère le cas d'une double liaison par entité active et un indice initial de 1.5, on obtient $no = 5 \times 10^{-24} \text{ cm}^3$. Pour obtenir des valeurs plus importantes, on doit utiliser des réactions sur des systèmes conjugués à nuages électroniques fortement délocalisés comme par exemple l'anthracène où $no = 7 \times 10^{-23} \text{ cm}^3$.



Les matériaux photochromiques sont préparés soit en solution dont on remplit une matrice rigide inerte, soit inclus dans une matrice cristalline. Le tableau ci-dessous donne la modulation d'indice accessible dans des matériaux photochromiques de différentes natures (n_0 variable) et pour différentes valeurs de la concentration.

concentration de dimère en mole/l	$n_0=5 \times 10^{-24} \text{ cm}^3$	$n_0=5 \times 10^{-23} \text{ cm}^3$	$n_0=5 \times 10^{-22} \text{ cm}^3$
10^{-3}	3×10^{-6}	3×10^{-5}	3×10^{-4}
10^{-2}	3×10^{-5}	3×10^{-4}	3×10^{-3}
10^{-1}	3×10^{-4}	3×10^{-3}	3×10^{-2}
1	3×10^{-3}	3×10^{-2}	3×10^{-1}

Pour enregistrer un hologramme épais de haute efficacité sur un substrat de 1 mm d'épaisseur, on doit atteindre une modulation de 5×10^{-4} au moins. Il faut utiliser un photochrome avec un coefficient spécifique très important, $n_0 = 5 \times 10^{-23} \text{ cm}^3$ et en concentration très élevée supérieure à 10^{-1} , valeur difficile à atteindre avec une bonne qualité optique du substrat.

b.2 - effet de densité :

La variation d'indice engendrée par effet de densité s'exprime par la relation $\Delta n = \frac{(n^2+2)(n^2-1)}{6n} \frac{\Delta \rho}{\rho}$ obtenue en différentiant l'équation de Lorentz. Pour $n = 1.5$, ceci donne $\Delta n = 0.59 \Delta \rho / \rho$. La plupart des composés solides organiques sont très peu compressibles, aussi les variations de densité seront dues à des change-

ments dans la structure moléculaire. Il n'y a pas de limite théorique à formuler pour $\Delta\rho/\rho$. Cependant, les densités des composés organiques varient entre 0.7 et 1.2 dans la majorité des cas, et la photopolymérisation n'affecte au sein de ces molécules que quelques liaisons. Les modulations d'indice maximales accessibles par effet de densité le seront donc par photopolymérisation sur des petites molécules où les liaisons affectées constituent la majorité de la molécule. Par exemple, pour la polymérisation du MMA ($M = 100$ g), le changement de densité entre l'état liquide et l'état réticulé vaut $\Delta\rho/\rho = 26\%$. Les réactions photochimiques ne peuvent produire par effet de densité des modulations $\Delta\rho/\rho$ excédant 30 %, ce qui conduit à $\Delta n = 0.2$.

Dans le cas des photopolymères, cet effet de densité est dû le plus souvent à un réseau polymère interpénétré dans la matrice polymère de base.

b.3 - effet de composition :

L'indice de réfraction de la plupart des matériaux organiques est compris entre 1.4 et 1.7. Aussi, en remplaçant un matériau haut indice par un matériau bas indice ou inversement, la modulation d'indice maximale accessible vaut 0.3. Dans le cas extrême où on remplace une partie du matériau par de l'air ce qui est le cas pour les photorésines employées en microlithographie, on peut atteindre $\Delta n \sim 0.6$.

La plupart du temps cet effet de composition est dû à des réactions de transfert de chaînes : fixation de radicaux libres formés (notamment radicaux aromatiques) pendant la réaction sur le réseau polymère.

b.4 - conclusion :

Dans la pratique, il est parfois assez difficile de dissocier complètement les différentes origines de la variation d'indice : effet de composition et effet de densité. De plus, expérimentalement, les valeurs théoriques mentionnées précédemment sont loin d'être atteintes. En effet, la nécessité de "transporter" (faire diffuser) les différentes molécules réactives au sein du substrat limite de façon importante les applications de cette technique ; de plus, on ne peut pas toujours échanger totalement un matériau par un autre en conservant un substrat solide.

c) classification des différents systèmes :

Pour analyser les variations d'indice de réfraction provoquées par une réaction photoinduite, on peut considérer la variation d'indice comme une combinaison d'effet photochromique, effet de densité et de composition. Cependant, une autre solution permet de comparer les différents systèmes de photopolymérisation de manière plus simple en les classant en trois catégories: système photochromique, système à transport de masse interne et système à transport de masse externe.

Dans un système photochromique, la variation d'indice est due à des photomodifications de molécules isolées dans le matériau et il n'y a pas de diffusion au-delà des dimensions moléculaires. La réponse en fréquence spatiale est donc limitée par la structure moléculaire du réseau. Elle peut s'étendre du continu à l'échelle moléculaire.

Dans un "système à transport de masse interne", il y a diffusion des molécules réactives au sein du matériau, mais aucun ajout ou retrait de produit pendant ou après l'exposition (réf 22, 23, 25, 26). De tels systèmes sont donc des systèmes fermés qui peuvent se passer de développement. Une conséquence de cette diffusion des molécules est l'existence d'une coupure dans les basses fréquences : la distance de diffusion d'une molécule au sein d'un matériau ne dépassant pas quelques microns.

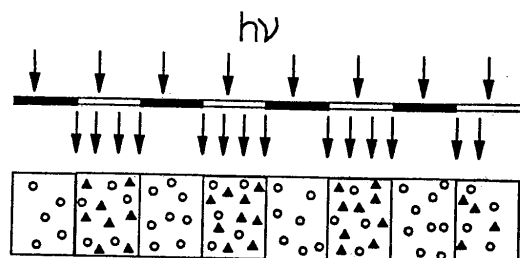
Dans un "système à transport de masse externe", des produits sont ajoutés ou éliminés du substrat pendant ou après exposition. Dans de tels systèmes, que l'on peut appeler ouverts, un développement est le plus souvent nécessaire pour assurer l'échange de produits. Un intérêt des systèmes ouverts est leur réponse dans les basses fréquences spatiales qui peut s'étendre jusqu'au continu.

d) système fermé :

d.1 - *mécanismes réactionnels*:

Dans un système fermé deux types de réaction peuvent intervenir soit une photopolymérisation soit une photoréticulation. Plus généralement, on obtient un mélange des deux réactions.

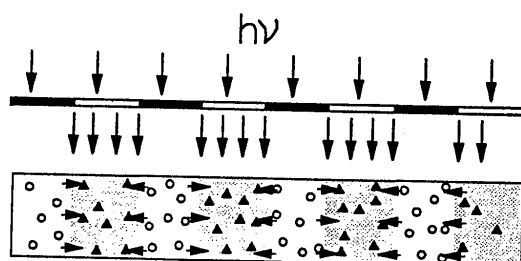
Dans le cas de la photopolymérisation, le mélange réactionnel est constitué d'une base polymérisante et d'un système photoamorceur. La photopolymérisation peut intervenir soit sur le constituant majoritaire soit sur un constituant minoritaire. Dans le premier cas, la réaction peut avoir lieu dans une préparation sous forme liquide ou gélifiée alors que dans le second cas, la réaction a lieu au sein d'un matériau déjà réticulé où l'on utilise les monomères résiduels de la matrice polymère ou des monomères additionnels que l'on a fait diffuser dans cette matrice. Dans les deux cas, le schéma réactionnel est identique et comprend au moins trois étapes (cf figure 74) : l'exposition de la préparation photopolymérisable, la diffusion des monomères dans les zones appauvries pendant la réaction et l'étape finale de fixation.



▲ oligomère

○ monomère

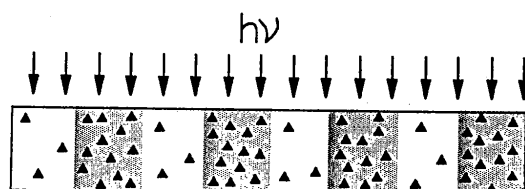
exposition : amorçage de la polymérisation dans les zones éclairées et diminution de la concentration en monomère dans ces zones.



▲ oligomère

○ monomère

diffusion et propagation: la réaction de polymérisation se propage et le monomère diffuse des zones non éclairées vers les zones éclairées



▲ monomère et polymère fixé

fixation: exposition uniforme pour achever la polymérisation sur tout le substrat

figure 74: schéma de principe d'une photopolymérisation en système fermé

Selon la fréquence spatiale du réseau à enregistrer, la photopolymérisation pourra avoir plusieurs effets sur le substrat soit une modulation d'indice soit une variation d'épaisseur soit une combinaison des deux (réf 22). On a représenté figure 75, la réponse typique en fréquence spatiale d'un de ces matériaux en isolant les effets d'épaisseur et d'indice par immersion d'un réseau photoinscrit dans un liquide d'adaptation d'indice d'après Colburn et Haines (réf.22).

On remarquera que pour des fréquences spatiales supérieures à 100 traits/mm, la modulation d'indice est prépondérante alors que pour des fréquences spatiales inférieures, c'est la modulation d'épaisseur qui est à l'origine de l'efficacité de diffraction. De plus au niveau des très basses fréquences spatiales, non représentées sur la figure 75, le système a une réponse quasi nulle.

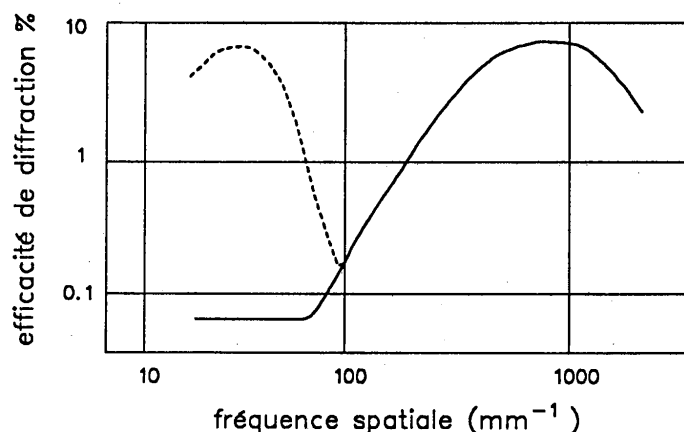


figure 75 : efficacité de diffraction d'un réseau photoinscrit en système fermé selon la fréquence spatiale, courbe en trait plein contrôle sans immersion, courbe en trait pointillé contrôle avec adaptation d'indice (réf 22).

Dans le cas d'une photoréticulation (réf 28, 29, 30), on fait diffuser dans une matrice polymère contenant des liaisons insaturées, un photoamorceur. L'irradiation provoque l'ouverture de ces liaisons insaturées et la formation de pontages dans le réseau polymère (cf figure 76) qui constitue le matériau, ce qui a pour effet d'augmenter la densité locale donc l'indice. Elle peut également être à l'origine d'une photocyclisation (photorésines).

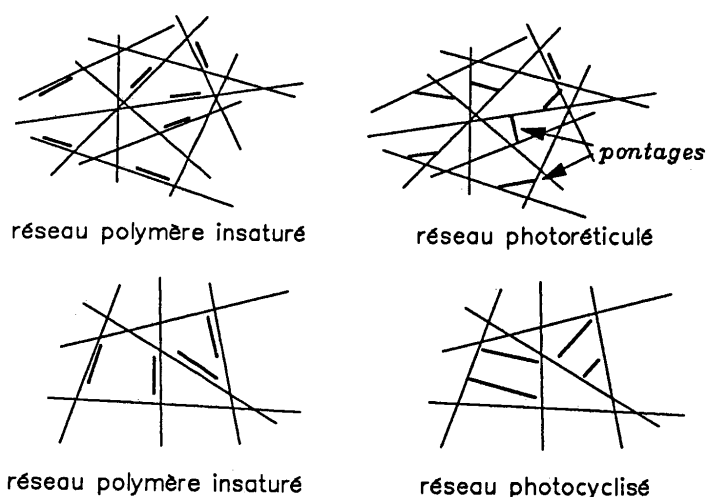


figure 76 : aspect schématique d'un réseau polymère avant et après photoréticulation ou photocyclisation.

d.2 - Choix du système photoamorceur

Deux directions dans le choix du photoamorceur sont possibles. On utilise soit un amorceur direct du type initiateur photoclivable soit un amorceur indirect activé par un donneur d'électrons.

Dans le premier cas, l'amorceur photoclivable va subir sous l'effet de l'irradiation une décomposition de type α -coupure ou parfois β -coupure (cf figure 77). Ces photoamorceurs seront par conséquent très actifs dans l'UV proche, en revanche au-delà de 370 nm leur réactivité décroît pour s'annuler dans le visible. Nous avons établi figure 80, une liste par activité croissante des substances chimiques utilisables comme amorceur photoclivable.

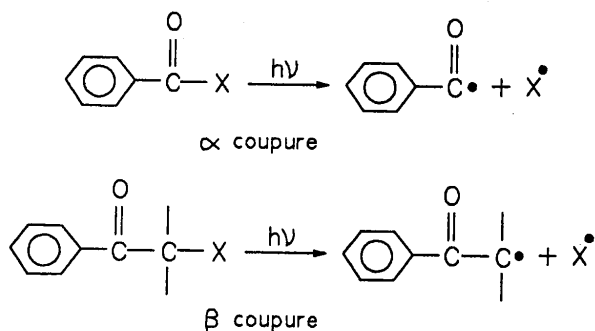


figure 77: mécanisme de décomposition du type α -coupure ou β -coupure.

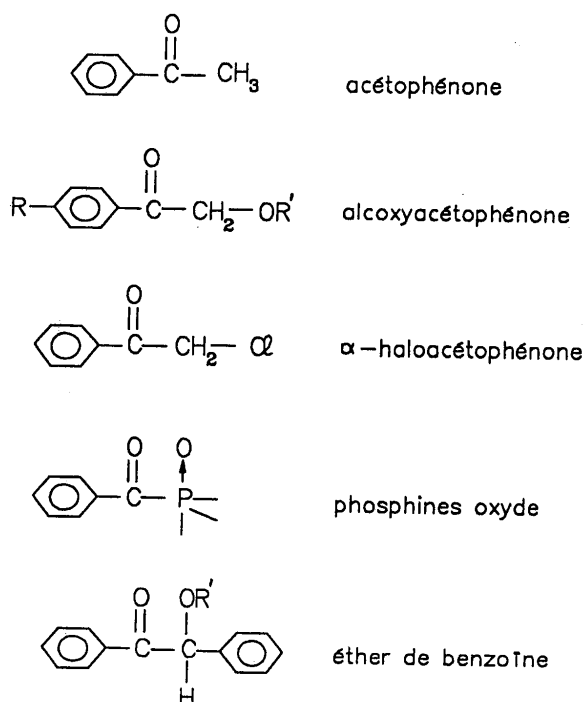
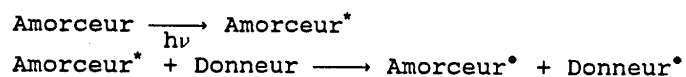


figure 78: liste des amorceurs photoclivables par activité croissante.

Dans le cas d'un amorceur indirect activé par un donneur d'électrons, l'amorceur absorbe la lumière et se retrouve dans un état excité (singulet ou triplet). Cet état excité réagit sur le donneur d'électrons pour former un complexe excité appelé excimère. Cet excimère se décompose ensuite (photooxydoréduction) en produisant deux radicaux dont celui du donneur qui amorce la réaction de polymérisation (réf 16). Nous avons établi dans la figure 79 une liste des colorants et de donneurs d'électrons associés utilisables. L'amorceur selon la nature de ses substituants peut absorber du proche UV au visible.



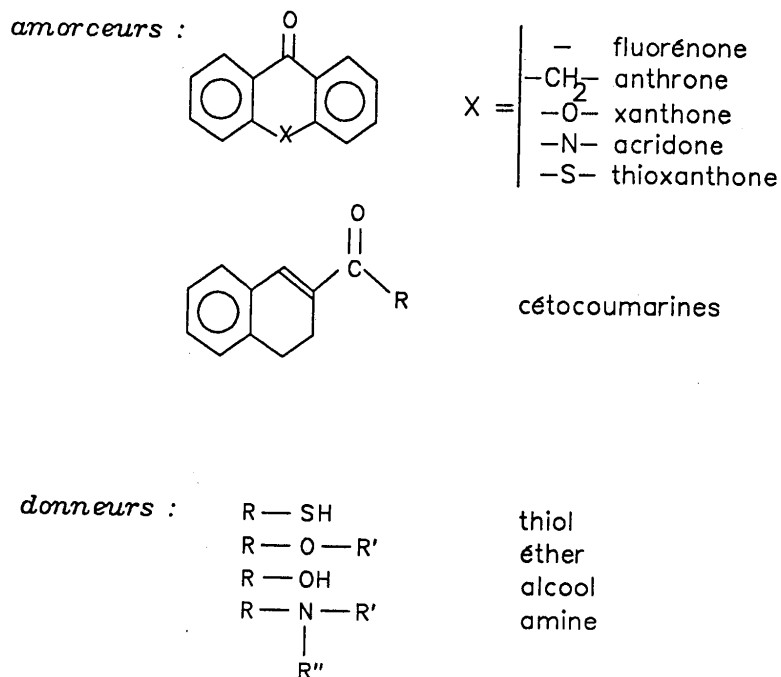
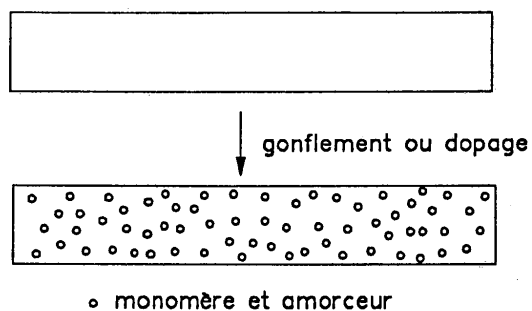


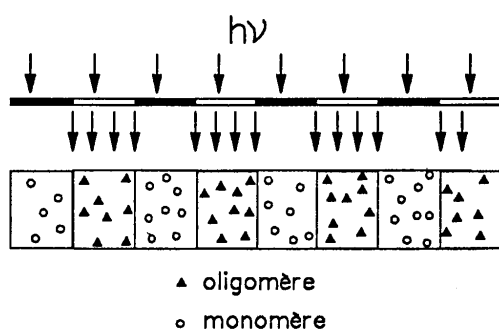
figure 79 : systèmes amorces indirects par photooxydoréduction.

d.3 - Dosage de l'amorceur

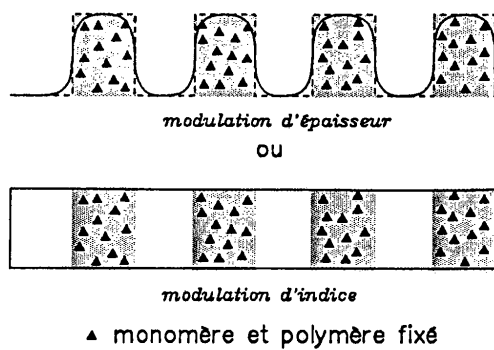
Afin d'obtenir une modulation d'indice contrôlée sur l'épaisseur du substrat, on doit avoir une réaction de polymérisation la plus uniforme sur toute l'épaisseur, donc une densité d'énergie pendant l'exposition qui varie peu dans l'épaisseur du substrat. Dans ce but, il faut assurer un compromis entre l'épaisseur du substrat, le coefficient d'extinction molaire du colorant et sa concentration. Soit $\epsilon_{\max}$ le coefficient d'extinction molaire dû à l'amorceur à la longueur d'onde active, c sa concentration en mol/l et e l'épaisseur du substrat en cm, la densité optique vaut $DO = \epsilon_{\max} c e$. L'intensité transmise à travers l'échantillon sensibilisé d'épaisseur e , s'écrit alors en fonction de l'intensité incidente et de la densité optique : $I(e) = I_0 10^{-DO}$. On a représenté dans figure 80 la variation de densité d'énergie au sein de l'échantillon en fonction de l'épaisseur selon la densité optique totale de celui-ci. Afin d'avoir une densité d'énergie dont la variation est inférieure à 10% dans l'épaisseur du substrat, on doit se limiter à une densité optique autour de 0.1.



substrat dopé ou gonflé par le monomère



exposition et réaction



développement

figure 83 : schéma de principe d'une photopolymérisation en système ouvert

Le développement permet à ces systèmes d'avoir des réponses en fréquence spatiale qui s'étendent jusqu'au continu. Les facteurs influençant l'efficacité de réaction sont de même nature que ceux développés dans le cas des systèmes fermés.

Les photorésines utilisées en microlithographie qu'elles soient positives ou négatives fonctionnent sous le schéma d'un système ouvert: dans les photorésines négatives, les zones irradiées sont rendues insolubles alors que, dans le cas des photorésines positives, elles sont rendues solubles après irradiation.

3. Application aux matériaux compatibles avec l'optique ophtalmique.

Afin d'obtenir les composants ophtalmiques de correction de la presbytie que nous avons décrits, il est intéressant de considérer une méthode de fabrication qui modifie une lentille de contact déjà fabriquée corrigeant une amétropie éventuelle du porteur et d'y inclure à la demande la correction de la vision de près selon son degré de presbytie. Ceci est un concept qui industriellement est susceptible de faciliter la gestion des stocks nécessaires à la mise à disposition rapide des opticiens de toutes les combinaisons de correction amétropie-presbytie possibles. Nous nous intéresserons uniquement dans ce qui va suivre aux lentilles de contact souples hydrophiles et nous restreindrons l'exposé à deux types de matériaux biocompatibles: d'une part la gélatine réticulée et d'autre part un copolymère de méthacrylate de méthyle et de N-vinylpyrrolidone.

a) photoréticulation de la gélatine.

La gélatine dichromatée est un matériau d'enregistrement bien connu en holographie en vue d'obtenir des réseaux d'indice épais (réf 12, 14, 15, 31, 32) . Nous avons essayé de l'utiliser pour enregistrer un gradient d'indice dans une lentille préalablement fabriquée par moulage de la gélatine. Ces lentilles de contact sont dans le contexte ophtalmique hydratées à 70 %.

a.1 - Procédé de traitement

Les lentilles de contact en gélatine sont sensibilisées par une solution aqueuse de bichromate d'ammonium ($\text{Cr}_2\text{O}_7(\text{NH}_4)_2$) à 7 %. Dans une seconde étape, elles sont déshydratées puis exposées à travers un masque adhoc modulant spatialement l'énergie reçue par le composant. La source utilisée est une lampe à arc de mercure. L'étape finale de traitement est constituée d'une phase de rinçage à l'eau chaude (30 °c) afin d'éliminer le bichromate n'ayant pas réagi. Les lentilles de contact sont ensuite conditionnées dans du sérum physiologique (solution de NaCl à 7 %).

a.2 - Mécanisme de réaction

La réaction photochimique mise en jeu est une photoréduction du Cr VI en Cr III et parallèlement une photo-oxydation des groupes carboxylates de la gélatine. Cette réaction de photo-oxydoréduction donne lieu à des pontages au sein de la gélatine. On obtient ainsi localement en fonction de l'illumination de la lentille une photoréticulation.

a.3 - Réseau de phase obtenu

La gélatine n'est pas développée à l'alcool afin de la déshydrater, comme on le fait dans le cas des hologrammes, pour amplifier la modulation d'indice. En effet l'utilisation de la gélatine dans le contexte ophtalmique impose une réhydratation de celle-ci en phase finale qui rend inutile le développement à l'alcool. La photoréticulation de la gélatine conduit donc principalement à un réseau d'épaisseur et non pas à un réseau d'indice. En effet, les zones irradiées sont des zones plus réticulées qui de ce fait seront moins hydrophiles que les autres. On obtiendra donc un gonflement différentiel selon l'irradiation. La photographie présentée figure 84, montre le résultat d'une coupe transversale, observée au microscope à contraste de phase, d'une lentille de contact dans laquelle on a enregistré un réseau binaire de saut de phase π à 550 nm. Les modulations d'épaisseur atteignent 10 μm au total pour les deux faces, ce qui correspond bien à une modulation de phase π , l'indice de la gélatine hydratée valant 1.36. On remarquera également que la fonction de transfert du matériau n'est pas bonne dans les hautes fréquences spatiales: altération des bords.

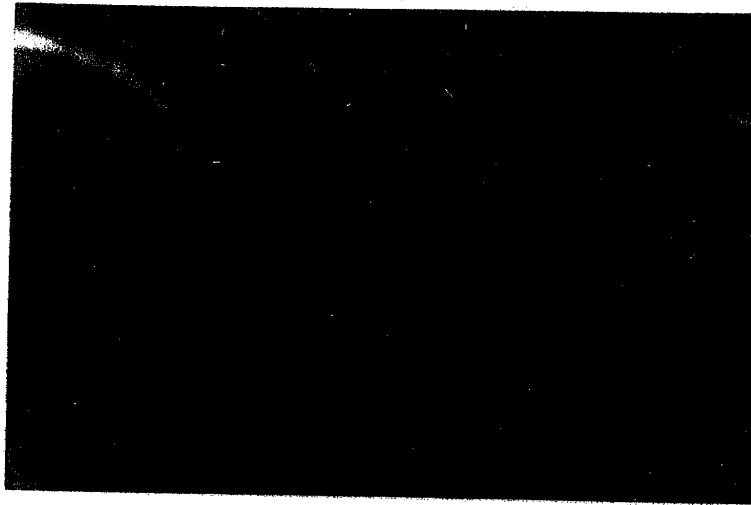


figure 84 : coupe transversale d'un réseau basse fréquence enregistré dans la gélatine (observation en phase hydratée).

a.4 - Avantages et inconvénients

Le procédé de traitement des lentilles de contact en gélatine, bien que très simple de mise en oeuvre, ne permet pas d'obtenir des lentilles de contact adaptables car la géométrie de la lentille est trop perturbée par la réticulation. Cette conclusion serait identique pour tout autre matériau ophtalmique fortement hydrophile dans lequel on produirait une photoréticulation. Ceci nous a conduit vers des systèmes photopolymérisables, en particulier les systèmes ouverts, qui permettent un ajout local de produit au sein d'une matrice polymère dans les zones irradiées et donc une modulation d'indice sans trop de modulation d'épaisseur. Cet ajout de produit se fera chimiquement sous forme d'un réseau polymère interpénétré dans le réseau polymère réticulé de départ constituant la lentille de contact.

b) photopolymérisation en milieu non aqueux

La plupart des matériaux polymères utilisés pour la fabrication des lentilles de contact sont des polymères acrylates. Nous avons choisi un de ces polymères afin d'y créer un réseau interpénétré par photopolymérisation d'un monomère acrylate amorcé directement par un composé photoclivable. Le choix des produits n'est pas restrictif au niveau de la technique envisagée, une adaptation de celle-ci à tout autre système à base d'acrylates serait envisageable.

b.1 - *Nature de la matrice polymère*

Nous avons utilisé un copolymère à base de méthacrylate de méthyle et de N-vinyl-pyrrolidone p(MMA-co-VP) 30/70 qui conduit une fois hydraté à un hydrogel contenant 70 % d'eau. Il est commercialisé par ESSILOR sous la marque "LUNELLE".

Ce matériau a fait l'objet d'une étude par diffusion de neutrons (réf 17) destinée à élucider sa structure. Cette étude a montré que le matériau était hétérogène et présentait une démixion de micro-domaines d'environ 100 Å constitués de chaînes riches en PMMA qui assurent, par leur caractère hydrophobe, une réticulation physique responsable de bonnes propriétés mécaniques à l'état hydraté. Cette réticulation physique vient en complément d'une réticulation chimique assurée par un mélange de deux réticulants (le diméthacrylate d'éthylène glycol et le triallyle isocyanurate) responsables de la stabilité dimensionnelle.

Une structure probable de cet hydrogel est représentée figure 85. La taille des micro-domaines riches en MMA est suffisamment faible (<100 Å) pour être non diffusante et conserver à l'hydrogel ses propriétés optiques.

Cette structure très lâche de l'hydrogel permet d'envisager la formation assez facile d'un réseau interpénétré au sein de la matrice réticulée et gonflée dans l'eau. Cependant le réseau interpénétré formé, s'il n'est pas hydrophile, ne doit pas conduire à la formation de nodules hydrophobes de tailles importantes qui seraient source de diffusion du matériau à l'échelle macroscopique.

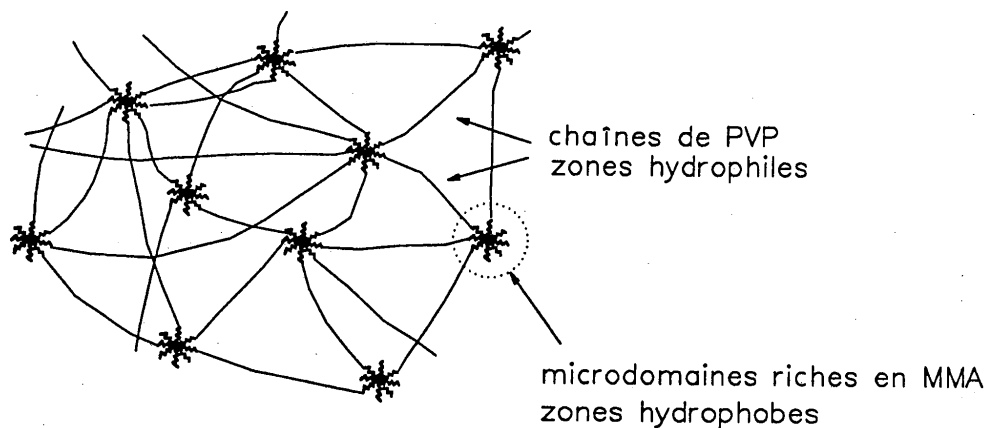


figure 85: aspect schématique du réseau polymère réticulé constituant l'hydrogel.

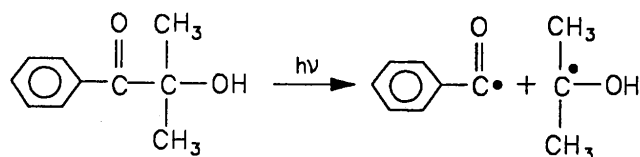
b.2 - Nature du photoamorceur

Le photoamorceur est un composé photoclivable du type acétophénone. Nous avons préféré à un photoamorceur solide, un photoamorceur liquide à température ambiante afin d'éviter les problèmes de recristallisation au sein de la matrice polymère dans la phase de développement.

Cet amorceur est une hydroxy-acétophénone: 1'hydroxy-2 méthyle-2 phényle-1 propanone-1 commercialisée par la société MERCK sous le nom DAROCUR 1173.

b.3 - mécanisme de réaction

Sous irradiation UV, le DAROCUR subit une α -coupure pour donner deux radicaux :



Le radical benzoyle est responsable de l'amorçage de la polymérisation. Pendant la phase de propagation de la polymérisation, plusieurs mécanismes peuvent être mis en jeu selon les concentrations respectives des produits et la matrice polymère de base considérées. Une technique classique est d'utiliser des concentrations très faibles d'amorceur vis-à-vis du monomère afin d'assurer une bonne homogénéité de l'amorçage sur tout l'échantillon et une propagation de la réaction convenable qui conduira à des oligomères de masse moléculaire importante. Mais ces masses moléculaires importantes sont à prohiber dans l'application que nous envisageons. En effet le réseau d'oligomères formé, puisqu'il est hydrophobe, aboutirait au retour en phase aqueuse à la formation de nodules hydrophobes dans l'hydrogel, source d'une diffusion du matériau non souhaitable. Afin de limiter la taille des oligomères formés pendant la polymérisation, il suffit d'augmenter les réactions de terminaisons et donc la concentration en radicaux libres en particulier de radicaux amorceurs. Nous nous placerons donc dans des conditions de concentration vis-à-vis de l'amorceur non usuelles.

b.4 - Procédé de traitement

On prépare une solution contenant 25 % de DAROCUR et 75 % de méthyl méthacrylate en volume. Le copolymère MMA-NVP à l'état sec est mis à gonfler dans cette préparation. Puis on irradie à 365 nm la matrice polymère gonflée à travers un masque approprié pour obtenir la modulation d'indice souhaitée. La phase d'extraction ne peut se faire en solution aqueuse, puisque le MMA et le DAROCUR sont très peu solubles dans l'eau. On emploie un solvant du MMA et du DAROCUR en l'occurrence l'éthanol. Celui-ci est renouvelé 3 fois toutes les 30 minutes. Puis on échange l'éthanol par de l'eau distillée, enfin par du sérum physiologique dans lequel les lentilles seront conditionnées.

b.5 - Formation du réseau de phase

Une collaboration avec le Laboratoire de Chimie Macromoléculaire de l'Université Pierre et Marie Curie nous a permis d'obtenir des éléments de réponse quant au mécanisme de formation du réseau interpénétré dans l'hydrogel.

La forte concentration de l'amorceur dans le mélange de photosensibilisation limite la longueur des chaînes polymères formées pendant l'irradiation. Ces chaînes semblent se fixer sur les chaînes de polyvinylpyrrolidone. Une partie des radicaux benzoyle formés vont également se fixer sur la PVP ce qui va amplifier la modulation d'indice.

A condition que la modulation d'indice recherchée ne soit pas trop importante $\leq 10^{-2}$, les modulations d'épaisseur corrélées à la variation locale du taux d'hydrophilie resteront inférieures à 1 ou 2 μm . Une coupe transversale des réseaux formés dans l'épaisseur, observée au microscope à contraste de phase (cf figure 86 (a)) montre, bien que la qualité de la coupe ne soit pas parfaite, que le réseau obtenu est un réseau formé dans l'épaisseur et ne dénote pas de modulation d'épaisseur mesurable.

Afin de tester la résolution du matériau, nous avons procédé à son irradiation à travers une mire de résolution du type NASA (cf figure 86 (b)), le réseau de phase obtenu (cf figure 86 (c)) montre une résolution de l'ordre de 20 μm (échelle 5 de 31 à 17 μm , les échelles 6 et 7 ne sont pas résolues) pour une épaisseur de substrat de 200 μm , ce qui est un peu limite pour la résolution requise pour l'enregistrement de composants correcteurs tels que ceux décrits dans le chapitre III (addition diffractive kinoform 3, dioptries $R \approx 10 \mu\text{m}$) .

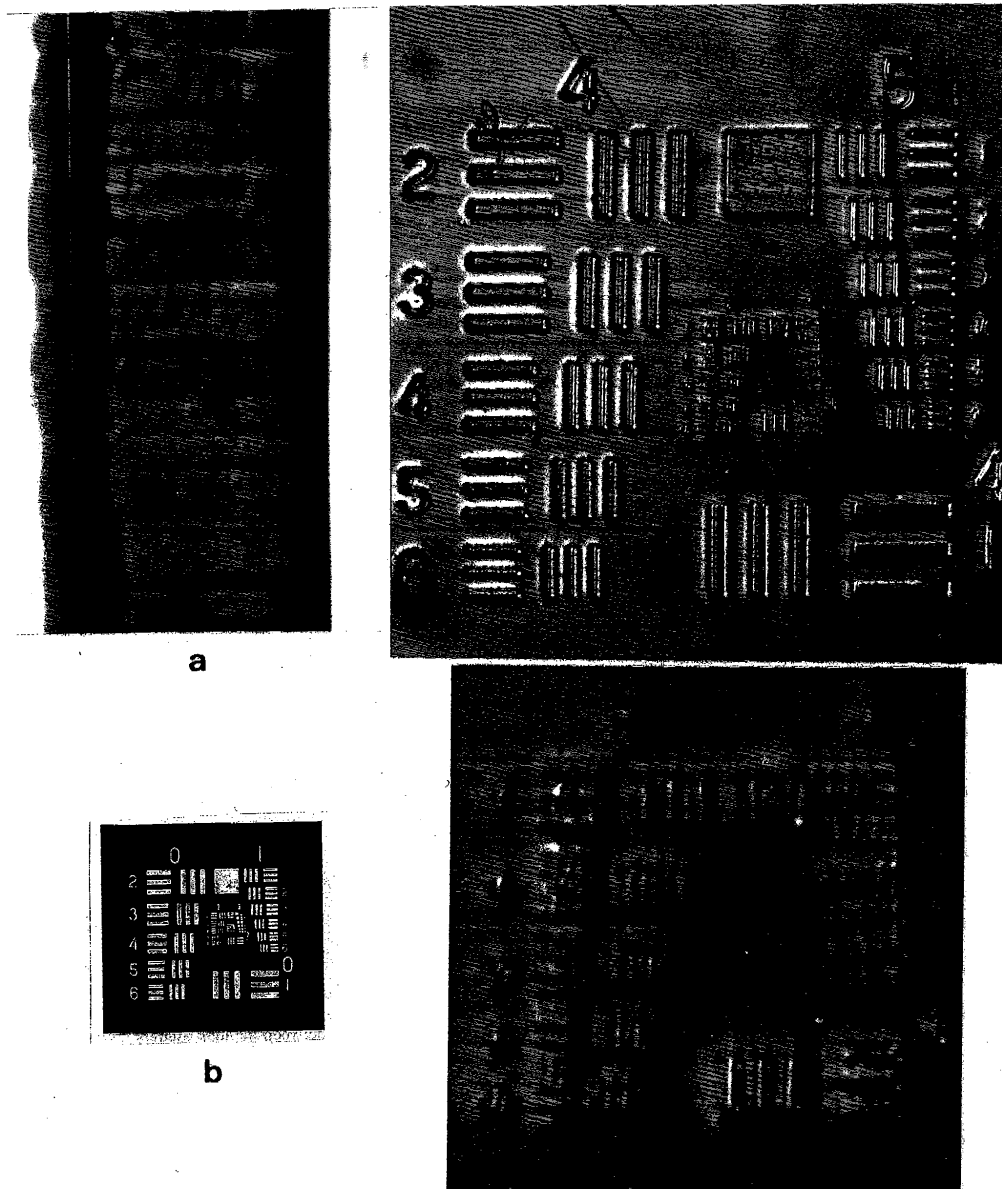


figure 86: (a) coupe transversale d'un réseau d'indice photoinscrit
 épaisseur du substrat = $200\ \mu\text{m}$
 période du réseau = $150\ \mu\text{m}$,
 (b) mire de résolution de type NASA enregistrée dans le
 matériau
 (c) réseau d'indice obtenu à deux grossissements
 différents.

b.6 - avantages et inconvénients

Ce procédé bien qu'il conduise à des modulations d'indice sans modulation d'épaisseur, présente un inconvénient majeur qui est le traitement en milieu non aqueux. En effet, la déformation subie par la lentille au cours de la phase de gonflement dans le méthyle méthacrylate et de l'extraction à l'alcool n'est pas totalement réversible (démixion des nodules de MMA). La géométrie de la lentille est donc perturbée par le traitement photochimique (rayon de courbure interne et diamètre extérieur non conservés). Qui plus est, cette modification n'est pas facilement étalonnable. Ceci nous a amenés à écarter un traitement en milieu non aqueux et à rechercher un procédé de photopolymérisation en phase aqueuse.

c) photopolymérisation en milieu aqueux

Un traitement complet en milieu aqueux va limiter les modifications de géométrie avant et après inscription de la correction de la presbytie. Afin d'effectuer ce traitement complet en phase aqueuse, on n'utilise pour les préparations de photosensibilisation que des produits hydrosolubles. Le monomère méthyle méthacrylate est remplacé par de l'hydroxyéthyle méthacrylate (HEMA) et l'amorceur photoclivable par un système amorceur indirect activé par un donneur d'électrons. Ce procédé de photopolymérisation a été mis au point en collaboration avec l'école Supérieure de Chimie de Mulhouse.

d.1 - nature du photoamorceur

L'amorceur utilisé fait partie de la famille des thioxanthones et le donneur associé est une amine tertiaire.

d.2 - mécanisme de réaction

Le mécanisme d'amorçage de la polymérisation repose sur une réaction d'oxydoréduction. L'état excité du carbonyle porté par le dérivé thioxanthone réagit avec le donneur d'électrons pour former dans un premier temps un excimère. Celui-ci peut ensuite se scinder en deux ions radicaux qui par équilibre acide-base conduisent finalement à des radicaux neutres (cf figure 87). C'est le radical amine issu de cette réaction qui va amorcer la polymérisation de l'hydroxyéthyle méthacrylate.

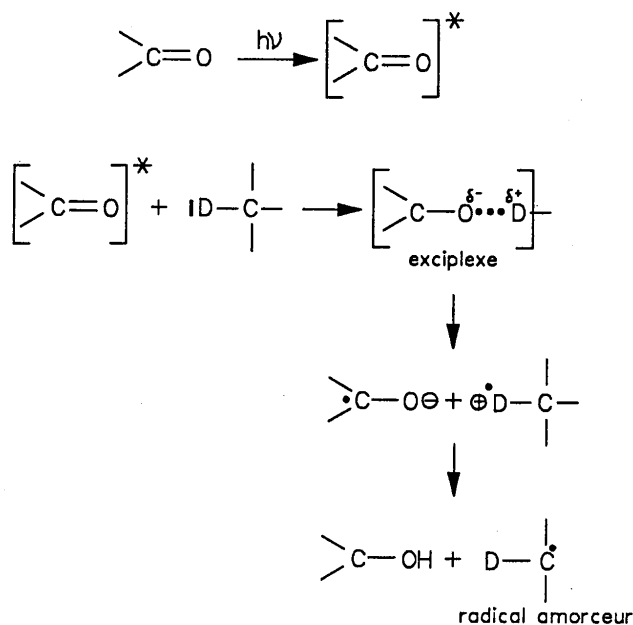


figure 87 : mécanisme de photo-oxydoréduction assistée du carbonyl

c.3 - paramètres influençant l'efficacité de réaction

L'efficacité de la photo-oxydoréduction va dépendre de nombreux paramètres comme les concentrations relatives des produits en solution ou les coefficients de partage de chaque espèce chimique entre la solution et l'hydrogel ou le pH de la solution ou enfin la nature du donneur utilisé. Afin de réaliser une optimisation de la réaction de photopolymérisation, il faudrait ajuster tous ces paramètres ce qui n'a été fait à l'heure actuelle que partiellement. Des orientations sont apportées par D. Lougnot dans un article sur la réactivité de dérivés de thioxanthone en solution (réf 16). Cependant il faut bien entendu, adapter les résultats obtenus en solution au milieu gélifié qu'est un hydrogel.

c.4 - composition du mélange de photosensibilisation

Afin de conserver une réaction uniforme sur épaisseur de l'hydrogel, on doit se limiter à des densités optiques pour les lentilles sensibilisées de l'ordre de 0.1 à 0.5, à la longueur d'onde de photo-inscription. La concentration en monomère est ajustée dans l'hydrogel afin de lui conserver pendant la phase de traitement des propriétés mécaniques satisfaisantes. La concentration en donneur est ajustée afin d'obtenir, toutes choses égales par ailleurs, un maximum d'efficacité de la réaction c'est-à-dire une modulation d'indice maximale pour un temps d'exposition le plus court possible.

c.5 - stabilité du système

Afin de stabiliser le réseau polymère formé, on doit prendre soin qu'il soit parfaitement "emprisonné" dans les mailles du réseau hydrogel de base c'est-à-dire réticulé de façon à créer un type de structure tridimensionnelle connue sous le nom de réseau interpénétré. Dans ce but, on ajoute à la préparation de sensibilisation un agent réticulant du monomère.

c.6 - procédé de traitement

La lentille est prélevée directement sur stock, sensibilisée par la préparation qui convient à la modulation d'indice recherchée, puis exposée et enfin extraite à l'eau. Dans une dernière étape, les lentilles sont reconditionnées dans du sérum et stérilisées.

c.7 - formation du réseau

Nous avons examiné une coupe transverse des réseaux d'indice formé dans l'épaisseur et l'enregistrement d'une mire de résolution, les résultats sont présentés figure 88. On peut constater que la formation du réseau interpénétré a lieu dans toute l'épaisseur de la lentille si la densité optique n'est pas trop forte et que l'on résoud complètement l'échelle 6 et en partie l'échelle 7 de la mire NASA d'où une résolution supérieure à 5 μm pour un substrat qui a une épaisseur voisine de celle d'une lentille c'est-à-dire 200 μm .

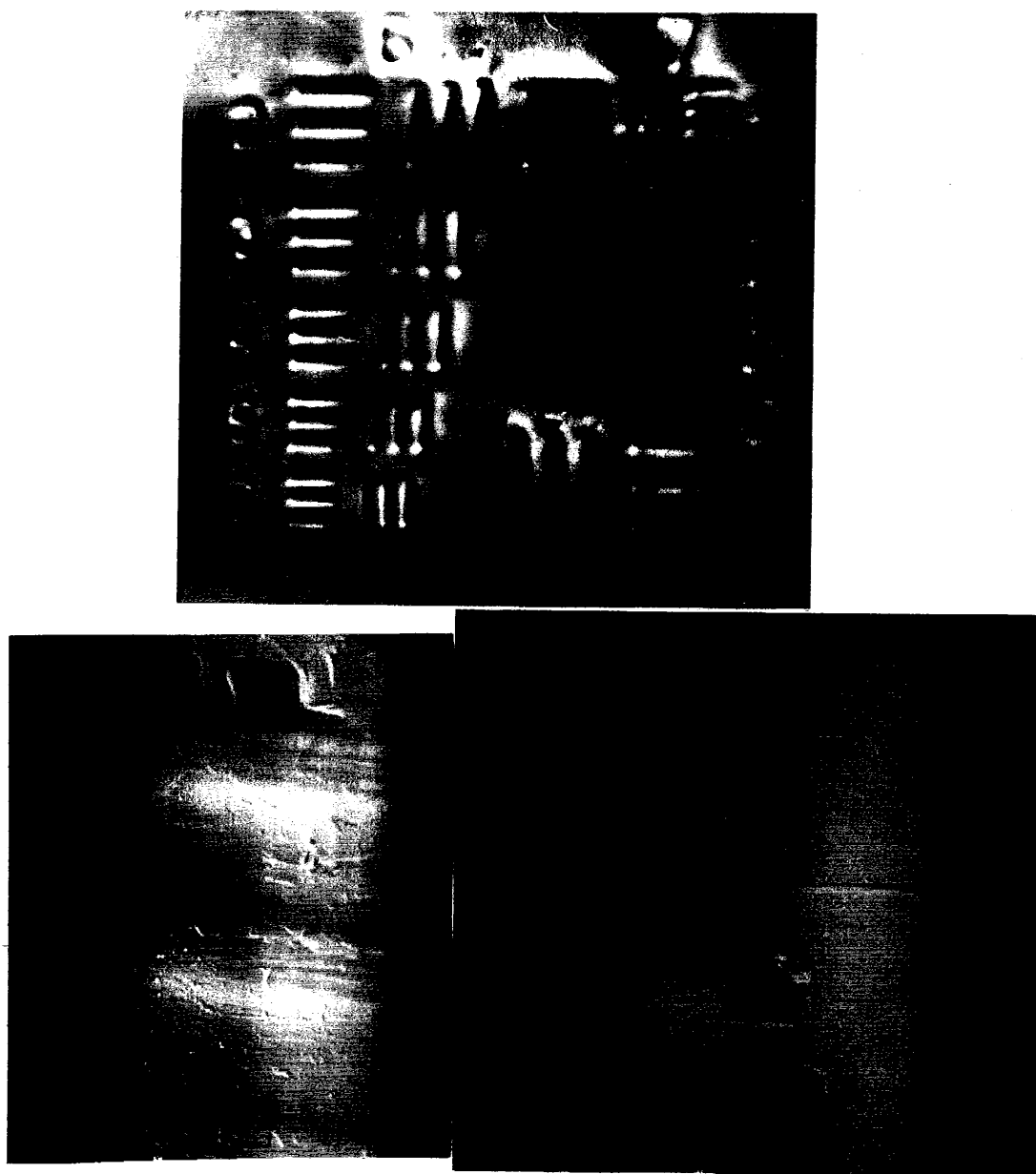
**a**

figure 88: (a) coupe d'un réseau photoinscrit dans l'épaisseur du substrat ($e = 200 \mu\text{m}$, $\text{pas} = 150 \mu\text{m}$) pour deux densités optiques différentes $DO = 0.1$ et $DO = 0.8$.
(b) résolution spatiale du processus de photoinscription.

n° élément	n° du groupe							
	0	1	2	3	4	5	6	7
1	1.00	2.00	4.00	8.00	16.00	32.0	64.0	128
2	1.12	2.24	4.49	8.98	17.95	36.0	71.8	144
3	1.26	2.52	5.04	10.1	20.16	40.3	80.6	161
4	1.41	2.83	5.66	11.3	22.62	45.3	90.5	181
5	1.59	3.17	6.35	12.7	25.39	50.8	102	203
6	1.78	3.56	7.13	14.3	28.51	57.0	114	228

tableau : paire de traits par mm pour les différents éléments de la mire de résolution.

c.8 - conclusion

Cette méthode de photo-inscription permet d'atteindre des modulations d'indice contrôlée au sein d'un hydrogel avec actuellement une amplitude maximale de $8 \cdot 10^{-3}$. Elle présente l'avantage d'être adaptée au contexte ophtalmique et permet la fabrication de lentilles diffractives et asphériques en utilisant un banc de photoexposition approprié (cf chapitre VI).

CONCLUSION

Les méthodes mises en place à l'heure actuelle pour la production des systèmes de correction de la presbytie par lentille de contact sont basées uniquement sur l'usinage que ce soit l'usinage direct du composant ou de son moule. Ces méthodes de fabrication limite le champ d'application de ce type de correction (nombre de combinaisons possibles entre le rayon de courbure interne et la correction de l'amétropie et de la presbytie imposant un parc de moules important). La correction des amétropies non sphériques ajoutant deux degrés de liberté en plus (orientation du tore et valeur de l'astigmatisme) n'est pas envisageable dans une structure de production en masse. L'alternative de la photo-inscription est une perspective intéressante puisqu'elle dissocie la correction de la presbytie de la correction de l'amétropie qu'elle soit sphérique ou torique.

La photo-inscription ou plus généralement les photopolymères

constitue une technique tout à fait nouvelle dans le domaine de l'optique ophtalmique et pas encore très répandue même dans les milieux de l'holographie. Sa mise en oeuvre que nous aborderons rapidement dans le chapitre VI demandera la mise en place d'une technologie spécifique aux lentilles de contact hydrophiles.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) BRADBURN G., "Design and manufacture of high quality plastic infrared fresnel lenses", 1985, SPIE vol. 590, Infrared Technology and Applications.
- (2) TOMLINSON W.J., CHANDROSS E.A., Adv. Photochem., 1980, vol. 12, p201.
- (3) TOMLINSON W.J., Applied Physics Letter, 1970, vol. 16, p486.
- (4) BOWDEN M.J., Applied Optics, 1974, vol. 13, p112.
- (5) FRANKE H., Applied Optics, 1984, vol.23, p2729.
- (6) DRIEMEIER W., Applied Optics, 1986, vol. 25, p2960.
- (7) OKAMOTO N., Optical Communication, 1988, vol. 66, p93.
- (8) KUROKAWA T., Applied Optics, 1975, vol.14, p2456.
- (9) TOMLINSON W.J., CHANDROSS E.A., Applied Optics, 1972, vol.11, p533.
- (10) TOMLINSON W.J., AUMILLER G.D., Applied Optics, 1975, vol. 14, p1100.
- (11) DECKER C., "Materials for Microlithography", ACS Symposium Series, Washington, 1984, American Chemical Society.
- (12) GLAFKIDES P., "Chimie et physique photographiques", Publications Photo-Cinéma Paul Montel, Paris.
- (13) KASTL P.R., Review of Polymerisation for Contact Lens Fitter, Contact Lenses, 1984.
- (14) CHANG B.J., LEONARD C.D., Applied Optics, 1979, vol.18, p2407.
- (15) CHANG B.J., Opt. Eng., 1980, vol.19, p642.

- (16) LOUGNOT D.J., TURCK C., FOUASSIER J.P., American Chemical Society, 1989, vol. 22, p108.
- (17) CASSIANI-INGONI L., "Etude d'un hydrogel copolymère (MMA-VP)", thèse, Université Pierre et Marie Curie, Paris, 1987.
- (18) JACKSON J.D., "Classical Electrodynamics", Edition Wiley, New-York, 1962, p116-119
- (19) DENBIGH K.G., Trans. Faraday Soc., vol. 36, 1940, p936.
- (20) TOMLINSON W.J., CHANDROSS E.A., Appl. Opt., 1972, p533.
- (21) TOMLINSON W.J., Appl. Opt., vol.14, 1975, p2456.
- (22) COLBURN W.S., HAINES K.A., Appl. Opt., vol. 10, 1971, p1636.
- (23) WOPSCALL R.H., PAMPALONE T.R., Appl. Opt., vol. 11, 1972, p2096
- (24) TOMLINSON W.J., KAMINOV I.P., Appl. Phys. Lett., vol. 16, 1970, p486.
- (25) BOWDEN M.J., CHANDROSS E.A., Appl. Opt., vol. 13, 1977, p112.
- (26) BLOOM A., BARTOLINI R.A., Polym. Eng. Sci., vol. 17, 1977, p356.
- (27) OSTER G., YANG N.L., Chem. Rev., vol. 68, 1968, p125.
- (28) LAMING F.P., Polym. Eng. Sci., vol. 11, 1971,
- (29) FREILICH Y.L., LEVY M., J. Polym. Sci. Chem., vol. 15, 1971, p1811.
- (30) FRIESEM A. A., Appl. Opt., vol. 16, 1977, p427.
- (31) SHANKOFF T.A., Appl. Opt., vol. 7, 1968, p2101.

(32) MEYERHOFER D., "Topics in Applied Physics", vol. 20, Edition Smith, Springer Verlag, 1977, p75-99.

(33) WEBER H.P., Appl. Phys. Lett., vol. 20, 1972, p143.

(34) CHANDROSS E.A., PRYDE C.A., Appl. Phys. Lett., vol. 24, 1974, p72.

CHAPITRE VI

**CONTROLE ET METROLOGIE
DES LENTILLES DE CONTACT**

CONTROLE ET METROLOGIE DES LENTILLES DE CONTACT
--

Afin de contrôler les lentilles de contact que nous avons décrites et leur qualité, on a besoin de mesurer leur puissance soit de façon locale pour les asphériques soit globalement pour les autres systèmes correcteurs. On doit également procéder à un contrôle plus local de la qualité de la surface d'onde transmise (aberrations et fluctuations). Ceci se fera pour les composants usinés en effectuant un contrôle de la qualité de surface donc d'usinage, alors que pour les composants photo-inscrits il faudra accéder à la modulation locale d'indice.

MESURE DE LA PUISSANCE

Afin de mesurer la puissance d'une lentille de contact, deux solutions sont envisageables: soit on mesure directement sa focale en utilisant les propriétés géométriques de propagation des rayons lumineux à travers un système optique, soit on contrôle la surface d'onde transmise par la lentille en utilisant une technique interférométrique.

1. Frontofocomètre :

Une mesure de la puissance d'un verre de lunette ou d'une lentille de contact peut être effectuée de façon simple en utilisant un dispositif appelé frontofocomètre couramment employé par les opticiens lunetiers. L'image d'une mire montée sur un véhicule mobile est formée à travers le composant à mesurer. La mise au point de cette image est directement corrélée à la puissance du composant par une simple relation de conjugaison :

$$\frac{1}{\xi + f_1} + \frac{1}{f_1 + 1/P} = \frac{1}{f_1}$$

avec ξ déplacement de la mire par rapport au foyer objet de la première lentille, f_1 focale image de la première lentille du frontofocomètre et P puissance de la lentille à mesurer placée au foyer image de cette dernière. En première approximation, on a $\frac{\xi}{P} = -f_1^2$ si f_1 est faible devant $1/P$ et ξ faible devant f_1^2 . On représente figure 89 le schéma optique de ce dispositif.

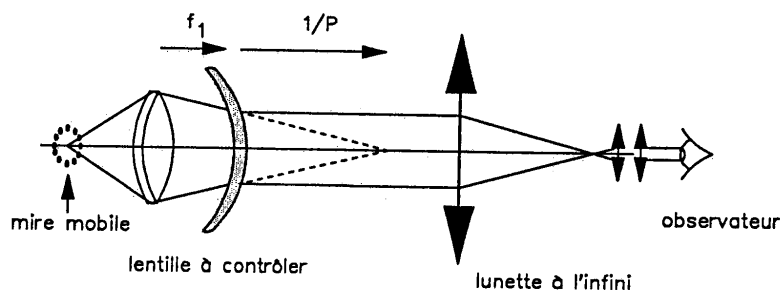


figure 89: schéma de principe d'un frontofocomètre

Le frontofocomètre permet de mesurer la puissance d'un verre ou d'une lentille rigide avec une précision de l'ordre de 0.02 dioptries (précision acceptable en correction ophtalmique). Il est parfaitement adapté au contrôle des composants optiques stigmatiques.

Le contrôle de la puissance d'une lentille sphérique pour la correction d'une amétropie ou même d'une lentille bifocale pour la correction de la presbytie (deux puissances distinctes) pourra être effectué directement sur un frontofocomètre. Cependant dans le cas des matériaux hydrogels à fort taux d'hydrophilie, le contrôle est plus délicat et la précision de mesure tombe à 0.25 dioptries (problème de tenue mécanique et de séchage du film d'eau en surface). Pour ce qui est du contrôle des lentilles diffractives gravées ou moulées, il exigera deux mesures distinctes : l'une en immersion dans du sérum afin d'obtenir la valeur de la puissance d'addition diffractive, l'autre dans l'air afin de connaître la puissance réfractive de la lentille. En effet, un contrôle total en cuve à immersion n'est pas envisageable, car la puissance réfractive mesurée en immersion est nettement inférieure à la puissance réfractive réelle : $P_{\text{eau}} = \frac{n - 1.336}{n - 1} \times P_{\text{air}}$. Dans le cas des matériaux hydrogels à 70 % d'eau, l'indice est de l'ordre de 1.38, ce qui nous amène à $P_{\text{eau}} \sim \frac{P_{\text{air}}}{10}$, la précision sur la mesure de P_{eau} est alors nettement insuffisante pour obtenir une valeur correcte de la puissance réelle.

Dans le cas des composants non stigmatiques tels que les lentilles de contact asphériques pour la correction de la presbytie, le contrôle par le frontofocomètre n'est pas du tout adapté puisque l'on a besoin d'un contrôle local de la puissance. Il faut donc s'orienter pour ces composants vers un contrôle direct de la surface d'onde aberrante transmise.

2. Interféromètre à décalage de phase latéral :

Pour contrôler la surface d'onde transmise par la lentille de contact, on peut utiliser une méthode interférométrique du type "lateral shearing" ou à décalage de phase latéral. Cette méthode a l'avantage de produire un système de franges très stable qui est constitué de l'interférence de la surface d'onde transmise par la lentille de contact et de la même surface d'onde décalée spatialement d'une valeur y_0 .

a) principe et description du dispositif

Un prisme de Wollaston permet d'obtenir un dédoublement de la surface d'onde. Les deux surfaces d'onde ainsi créées vont interférer et donner lieu à un système de franges qui sera fonction de la puissance locale de la lentille de contact. Une détection de phase du système de franges est effectuée sur l'interférogramme. Nous présentons figure 90 le schéma de principe de l'interféromètre.

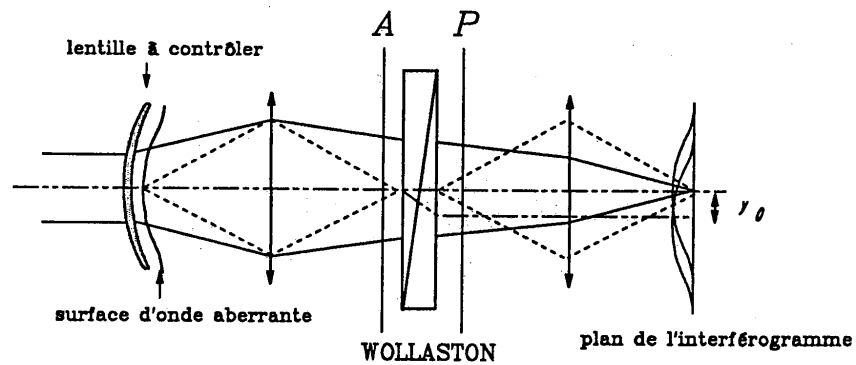


figure 90 : schéma de principe de l'interféromètre

On appelle $I(x,y)$ la répartition d'intensité dans le plan de l'interférogramme et $\varphi(x,y)$ la phase de la surface d'onde à contrôler définie par rapport à un plan $z=0$ perpendiculaire à son axe de révolution. Cette répartition d'intensité peut s'écrire :

$$I(x,y) = |\exp(i\varphi(x,y)) + \exp(i\varphi(x,y+y_0))|^2$$

puisque l'interférogramme résulte de l'interférence de la même surface d'onde dédoublée et décalée spatialement de y_0 par le Wollaston.

D'où $I(x,y) = 4\cos^2 \frac{\varphi(x,y+y_0) - \varphi(x,y)}{2} = 2(1 + \cos(\varphi(x,y+y_0) - \varphi(x,y)))$.
On peut définir une phase de l'interférogramme liée à la phase de la surface d'onde par :

$$\Phi(x,y) = \varphi(x,y+y_0) - \varphi(x,y).$$

L'interférogramme correspondant à une aberration sphérique du premier ordre $\varphi(x,y) = A_0 (x^2 + y^2)^2$, est représenté schématiquement dans la figure 91 dans le plan paraxial (à la focale sagittale) et dans le plan marginal (à la focale tangentielle).

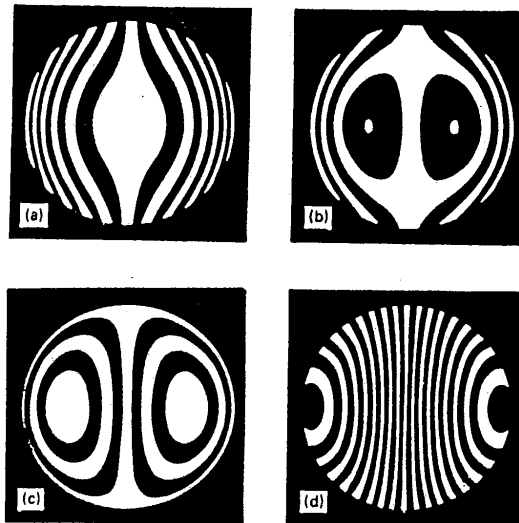


figure 91 : interférogrammes typiques d'une aberration sphérique d'après Malacara : (a) foyer paraxial, (b) foyer intermédiaire, (c) foyer marginal, (d) plan défocalisé.

b) mesure de la puissance sagittale à partir de l'interférogramme

On peut développer en série de Taylor l'expression de la phase de l'interférogramme en fonction du décalage y_0 , introduit par le Wollaston :

$$\Phi(x, y) = y_0 \frac{d\varphi}{dy}(x, y) + \frac{y_0^2}{2} \frac{d^2\varphi}{dy^2}(x, y) + \frac{y_0^3}{6} \frac{d^3\varphi}{dy^3}(x, y) + \dots$$

Le profil des franges le long de l'axe de décalage sera obtenu en posant $x=0$ dans l'expression ci-dessus. Afin d'accéder à la puissance sagittale, nous allons utiliser les relations qui lient cette puissance à la différence de marche définie par rapport à un plan $z=0$ perpendiculaire à l'axe de propagation (cf annexe III). Ceci nous conduit à l'expression suivante pour la phase de l'interférogramme en fonction de la puissance sagittale :

$$\Phi(0, y) = k \left\{ y_0 y \frac{d(YP_s)}{dy} + \frac{y_0^2}{2} \frac{d^2(YP_s)}{dy^2} + \frac{y_0^3}{6} \frac{d^3(YP_s)}{dy^3} + \dots \right\}$$

c'est-à-dire

$$\Phi(0, y) = k \left\{ y_0 \left(y + \frac{y_0}{2} \right) P_s(y) + \frac{y_0^2}{2} \left(y + \frac{2}{3} y_0 \right) \frac{dP_s}{dy} + \frac{y_0^3}{6} \left(y + \frac{3}{4} y_0 \right) \frac{d^2 P_s}{dy^2} + \dots \right\}$$

Il s'agit de savoir si, pour les profils de puissances que nous avons décrits dans le chapitre IV, on peut effectuer une approximation au premier ordre en y_0 et poser $\Phi(0, y) = k y y_0 P_s(y)$. On peut alors calculer l'erreur de puissance commise en effectuant cette approximation, erreur qui est égale à la différence de la puissance sagittale exacte calculée d'après la formule (1) et puissance sagittale approximée formule (2) :

$$P_s(h) = \int_0^h \frac{\lambda}{u} \frac{\varphi(u)}{2\pi} du \quad (1) \quad (\text{cf annexe II})$$

$$P_s(h) = \frac{\Phi(0, h)}{2\pi} \frac{\lambda}{h y_0} \quad (2)$$

Cette erreur de puissance a été représentée dans la figure 92 pour des additions et des gradients de puissance typiques. L'erreur est maximale au centre et ne dépasse pas 0.1 dioptries pour tous les cas envisagés (addition 1.5 à 3 dioptries). L'approximation du premier ordre est donc suffisante pour accéder à la mesure de la puissance sagittale, l'interférogramme le long de l'axe de décalage sera alors décrit par la relation suivante :

$$I(0,y)=1+\cos(kyyoP_s(0,y))$$

Dans le cas d'une surface d'onde sphérique, l'interférogramme présentera des franges linéaires parallèles distantes de $\Delta i = \lambda / (yoP)$.

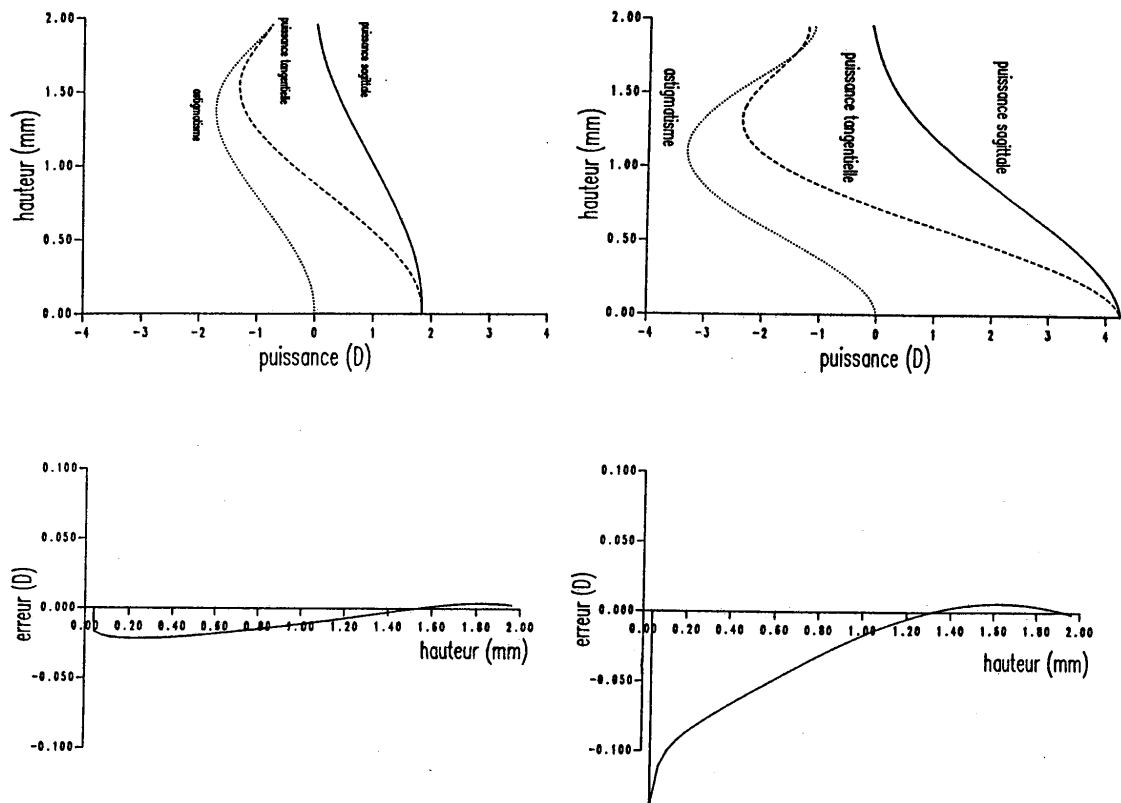


figure 92 : erreur commise sur la puissance en fonction de la hauteur dans la pupille pour une addition 1.5 D et 2.5 D.

QUALITE D'USINAGE SURFACE DES COMPOSANTS GRAVES

Comme nous l'avons déjà indiqué dans le chapitre V, nous avons fait réaliser un prototype par usinage mécanique à l'outil diamant sur du polyméthyle méthacrylate d'une lentille diffractive kinoform sur une machine MOORE par la société SOPELEM qui dispose de cette machine. Le cahier des charges était la réalisation d'une lentille kinoform de saut de phase 2π à 550 nm et de puissance égale à 3 dioptries. Ceci correspond aux paramètres d'usinage suivants (cf figure 93):

rayon de courbure commun à toutes les zones 52.33 mm

profondeur de gravure $3.51 \mu\text{m}$

nombre total de zones sur un diamètre de 8 mm : 44

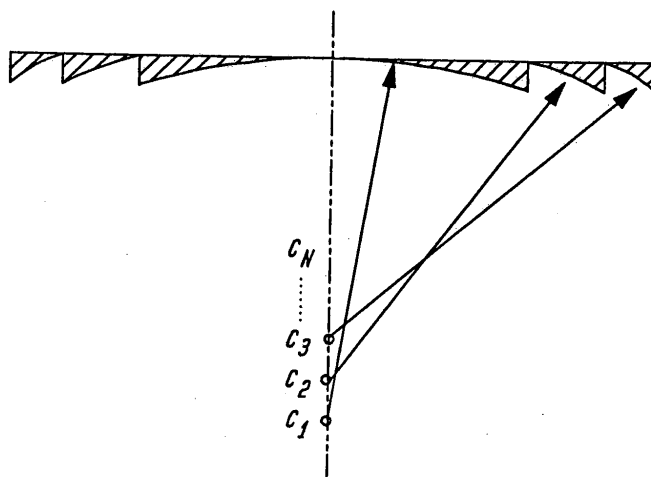


figure 93: schéma du composant diffractif usiné

La lentille contrôlée en immersion dans du sérum présente une addition diffractive de 3 dioptries et des efficacités de diffraction à 550 nm) dans les ordres +1 et 0 de l'ordre de $38 \pm 0.5\%$, contre 40 % pour le calcul théorique. Pour ce qui est de l'état de surface et la profondeur de gravure, nous avons effectué un contrôle microscopique et interférométrique.

1. Contrôle de la profondeur de gravure

Afin de contrôler la profondeur de gravure, nous avons utilisé deux méthodes de contrôle interférométrique.

Le premier dispositif utilisé est un microscope interférentiel à référence interne éclairé en lumière monochromatique ou en lumière blanche. Seules les premières zones diffractives ont pu être examinées. En effet le contrôle étant effectué sans immersion, la différence de chemin optique entre deux zones diffractives est de l'ordre d'une dizaine de longueur d'onde. En éclairage monochromatique, le décalage est tel qu'il est impossible de suivre les franges. Nous présentons figure 94 des photographies des franges obtenues avec une source étendue chromatiquement, pour la zone centrale et les deux premiers anneaux diffractifs. Cette observation confirme que le saut de phase entre les zones diffractives est bien de l'ordre de 10 à 11 longueurs d'onde. On remarquera également qu'il existe un défaut d'usinage au centre, défaut classiquement rencontré dans les pièces tournées (vitesse d'usinage nulle au centre).

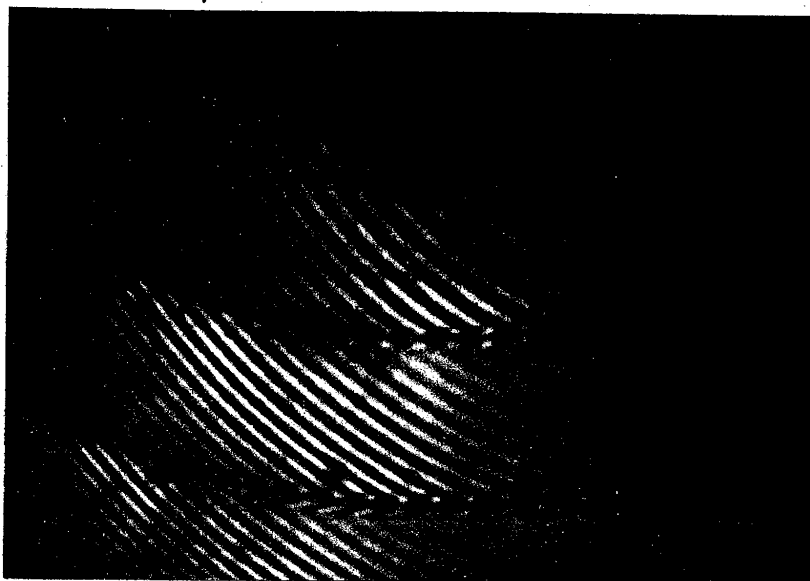


figure 94 : interférogramme du composant diffractif usiné obtenu sur un microscope interférentiel à référence interne éclairé en lumière blanche.

Le second dispositif est un interféromètre à décalage de phase latéral déjà décrit précédemment. Nous présentons figure 95 l'interférogramme obtenu à 540 nm. Le contrôle a été réalisé en immergeant la gravure. Cet interférogramme montre que le composant diffractif réalisé restitue bien une onde sphérique correspondant à une puissance de 3 ± 0.07 dioptries. On remarquera également que le composant présente deux zones diffractives "défectueuses" (erreur de programmation lors de la réorientation de l'outil diamant).

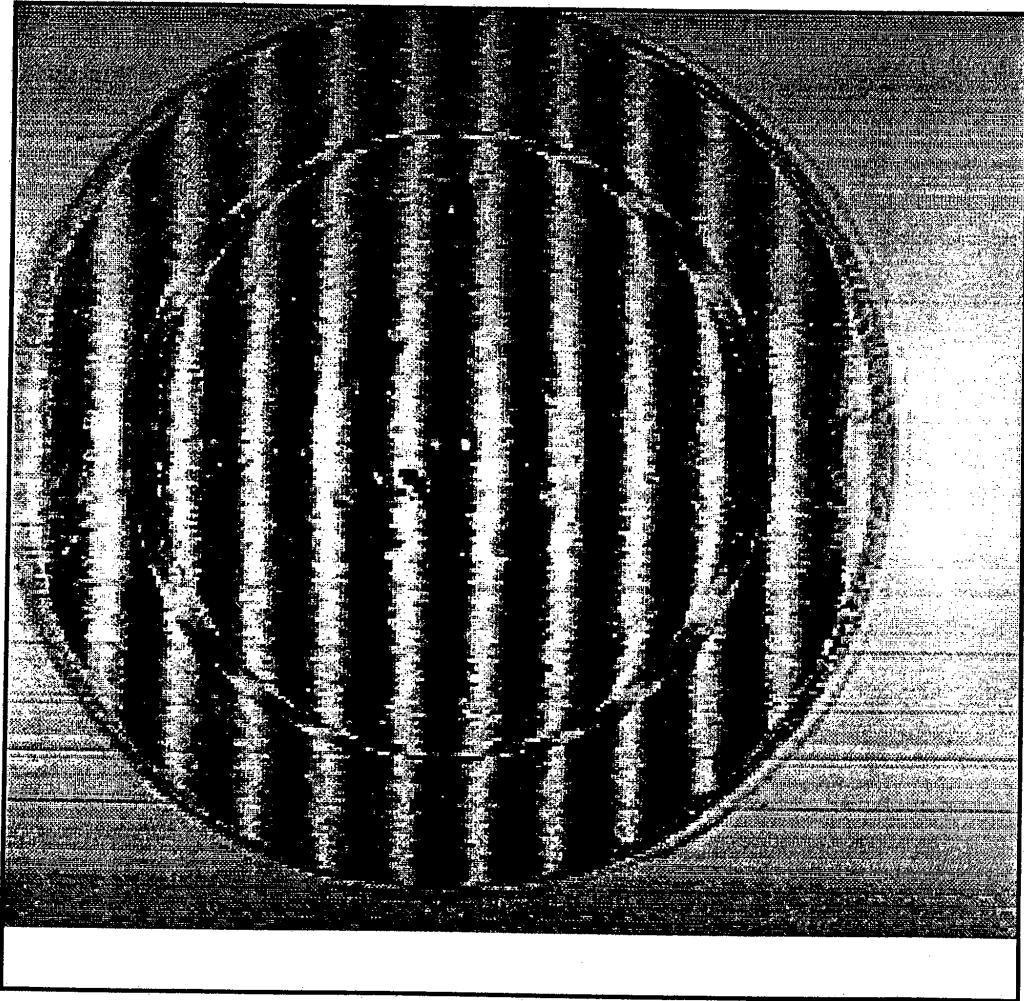


figure 95: interférogramme du composant diffractif usiné obtenu sur un interféromètre à décalage de phase latéral $\lambda=540$ nm.

2. Contrôle de l'état de surface

Afin d'effectuer un contrôle visuel de l'état de surface, nous avons placé le composant dans un microscope interférentiel. Un résultat de l'observation de la zone centrale est présenté figure 96. On remarquera que le défaut central a une taille de l'ordre de $80\text{ }\mu\text{m}$ et que l'avance de l'outil diamant est de l'ordre de $1\text{ }\mu\text{m}$ d'où une profondeur de passe maximale de l'ordre de $0.1\text{ }\mu\text{m}$ en bord de réseau.

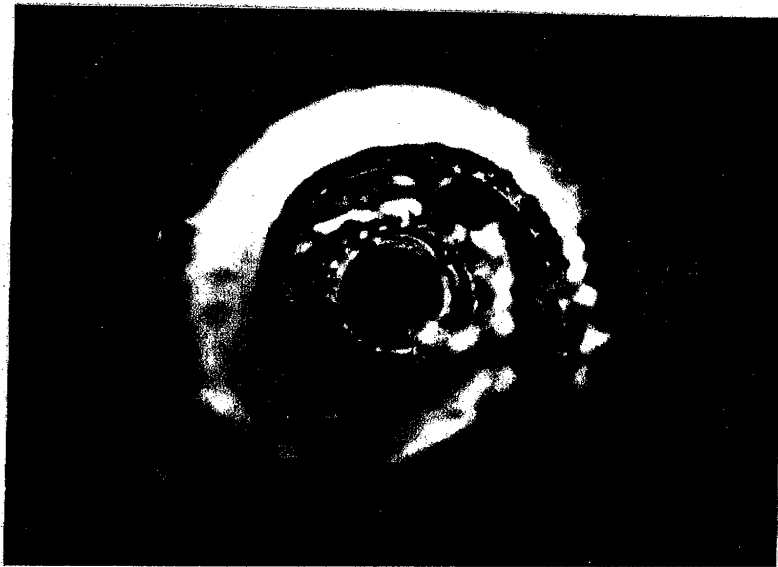


figure 96: défaut de centre vu au microscope à contraste de phase.

CONTROLE DE LA MODULATION D'INDICE

Afin de contrôler entièrement le processus de photo-inscription, on doit accéder à la modulation d'indice obtenue et plus précisément à son amplitude et son gradient.

1. Modulation d'indice maximale :

La modulation d'indice maximale est facilement mesurée en enregistrant une lentille de contact diffractive et en mesurant l'efficacité de diffraction dans les différents ordres. On peut alors remonter au Δn moyen.

Nous ne considérerons que le cas de la photopolymérisation en phase aqueuse. Selon la composition du mélange photo-activable, la modulation d'indice maximale accessible va varier. Les premiers essais effectués pour un donneur d'électrons en concentration fixe et un amorceur indirect dont la concentration varie, ont donné des modulations d'indice représentées figure 97.

Ces résultats ont été obtenus en mesurant l'efficacité de diffraction d'une lentille diffractive kinoforme dans les ordres utiles et en appliquant les relations mathématiques reliant la modulation d'indice à l'efficacité de diffraction. Le flux au niveau de la lentille de contact contrôlé à 365 nm valait $1,5 \text{ mW/cm}^2$. Ce contrôle ne permet cependant que l'obtention d'une valeur moyenne et ne permet pas de mesurer la variation d'indice en tout point du matériau, mesure nécessaire pour connaître la fonction de transfert en fréquence spatiale du matériau ainsi que sa linéarité.

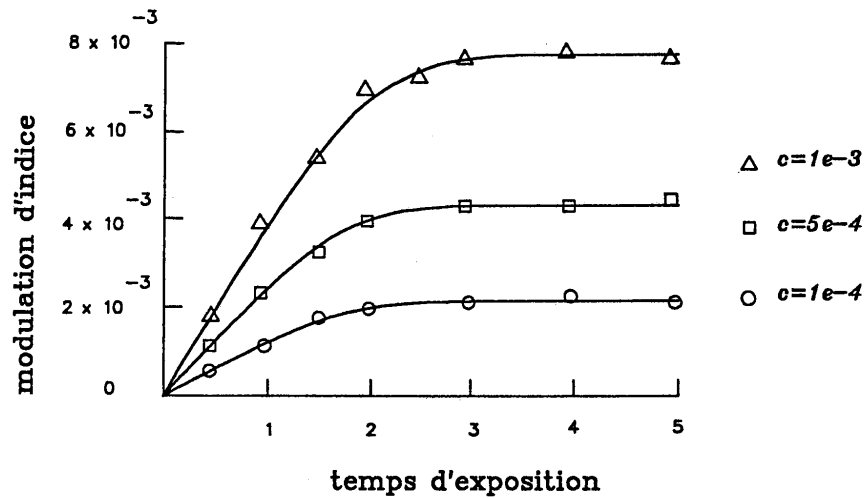


figure 97 : courbes de réponse en indice moyen du matériau en fonction du temps d'exposition selon la concentration en amorceur indirect.

2. Homogénéité du réseau interpénétré formé dans l'épaisseur de la lentille :

Comme nous l'avons déjà expliqué dans le chapitre V, l'observation visuelle d'une coupe de la lentille de contact photo-inscrite sous un microscope à contraste de phase permet de contrôler de façon qualitative si le réseau s'est formé sur toute l'épaisseur de la lentille.

Un contrôle plus quantitatif dans l'épaisseur de la lentille paraît délicat du fait de la difficulté d'effectuer des coupes transverses de l'hydrogel photo-inscrit de qualité optique pouvant être contrôlées interférométriquement.

3. Mesure interférométrique de l'indice photo-inscrit

Afin de connaître complètement la fonction de transfert du matériau photopolymère, on doit avoir accès à une mesure locale et précise de l'indice de réfraction, ce qui nous conduit vers une technique de contrôle interférométrique. La précision de mesure recherchée est de l'ordre de 10^{-4} sur l'indice de réfraction, c'est à dire $\frac{\lambda}{20}$ environ en terme de chemin optique. Une méthode interférométrique "à ondes multiples" fonctionnant en réflexion permettra d'atteindre cette précision.

Nous avons donc conçu un interféromètre de Fizeau-Tolansky dont le schéma optique est représenté figure 98. Les paramètres qui définissent l'interférogramme qui sera observé, sont l'angle α entre les lames, le coefficient de réflexion en énergie R de ces lames et l'épaisseur e du film à contrôler. Ce type de mesure doit d'abord servir à étudier systématiquement la réponse des photopolymères. On peut donc envisager des échantillons ayant au moins l'épaisseur d'une lentille. De plus, les échantillons étant hydrophiles, le contrôle doit se faire en immersion, les deux lames de l'interféromètre constitueront directement la cuve d'immersion.

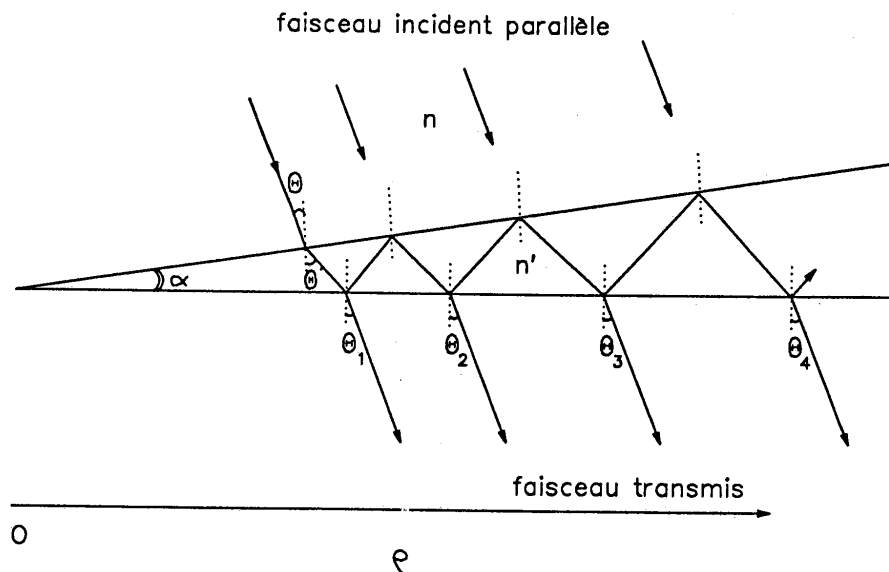


figure 98 : schéma optique du Fizeau-Tolansky

a) calcul de l'interférogramme en fonction des paramètres du Fizeau

Soit φ_p la différence de phase entre le pième rayon transmis et le rayon incident d'après Born et Wolf (réf 3, p 352):

$$\varphi_p = \frac{2\pi}{\lambda} n p (\sin(\theta_p) - \sin(\theta_1)) + 2(p-1)\varphi_r$$

avec φ_r décalage à la réflexion, p coordonnée spatiale par rapport au coin, θ_p et θ_1 angles par rapport à la normale du premier et du pième rayon transmis.

Or la loi de Descartes donne $n \sin(\theta_p) = n' \sin(\theta' + 2(p-1)\alpha)$ avec n' indice du film, n indice extérieur et α angle entre les lames. En écrivant l'épaisseur du film $h = p \tan(\alpha)$, on obtient la relation (1) pour l'expression du déphasage entre le rayon incident et le pième rayon transmis :

$$\varphi_p = \frac{4\pi}{\lambda} n' h \cos\theta' \frac{\sin(p-1)\alpha}{\tan(\alpha)} (\cos(p-1)\alpha - \tan\theta' \sin(p-1)\alpha) + 2(p-1)\varphi_r \quad (1)$$

La relation (1) se simplifie grandement si on se place en incidence normale : $\theta' = 0$

$$\varphi_p = (p-1) \left\{ \frac{4\pi n' h}{\lambda} + 2\varphi_r \right\} - \frac{(p-1)(2p^2 - 4p + 3)\alpha^2}{3} \frac{4\pi n' h}{\lambda}$$

L'amplitude résultante transmise par l'interféromètre s'écrit comme une somme de toutes les ondes transmises :

$A^{(t)} = A^{(i)} t t' \sum_{p=1}^{\infty} r'^{2(p-1)} e^{i\varphi_p}$ avec t, t' et r' coefficients de transmission et de réflexion en amplitude des lames.

Finalement l'intensité transmise s'écrit:

$$I^{(t)} = I^{(i)} T^2 \left| \sum_{p=1}^{\infty} R^{p-1} e^{i\delta_p} \right|^2$$

avec T et R coefficients de réflexion et de transmission en énergie des lames. L'interfrange s'exprime en fonction de l'angle α de l'indice n' et de la longueur d'onde : $\Delta i = \frac{\lambda}{2n'\alpha}$.

Les échantillons que nous souhaitons contrôler ont un indice de l'ordre de 1.38 et une zone utile de 10 mm de diamètre. L'interfrange ne devra donc pas dépasser 1 ou 2 mm afin d'avoir quelques franges sur la zone optique ce qui nous donne $\alpha \geq 6 \times 10^{-5}$. De plus, nous souhaitons pouvoir contrôler des échantillons épais, $e = 0.2$ à 1 mm, nous avons donc simulé pour cette gamme d'épaisseur, les interférogrammes attendus en faisant varier le coefficient de réflexion des lames ce qui permet d'ajuster la finesse des franges et l'angle α qui définit l'interfrange. Comme on peut le voir figure 99, pour de faibles épaisseurs, les franges suivent une loi de répartition du type fonction d'Airy. Quand on augmente l'épaisseur de l'échantillon, il faut diminuer les coefficients de réflectivité des lames donc la finesse afin de conserver une forme interprétable des franges. Un compromis correct entre finesse et position des franges en fonction de l'épaisseur des échantillons que nous devons contrôler, c'est-à-dire entre 200 μm et 1 mm d'épaisseur d'une lentille de contact est obtenu pour :

$$\left\{ \begin{array}{l} R = 0.75 \\ \alpha = 2.5 \cdot 10^{-4} \\ 200 \mu\text{m} \leq e \leq 1 \text{ mm} \end{array} \right.$$

On a représenté figure 99 les franges pour les paramètres suivants :

	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
α (10^{-4} rad)	5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5
e (μm)	200	200	500	1000	500	500
R	0.75	0.75	0.75	0.75	0.8	0.85

tableau A

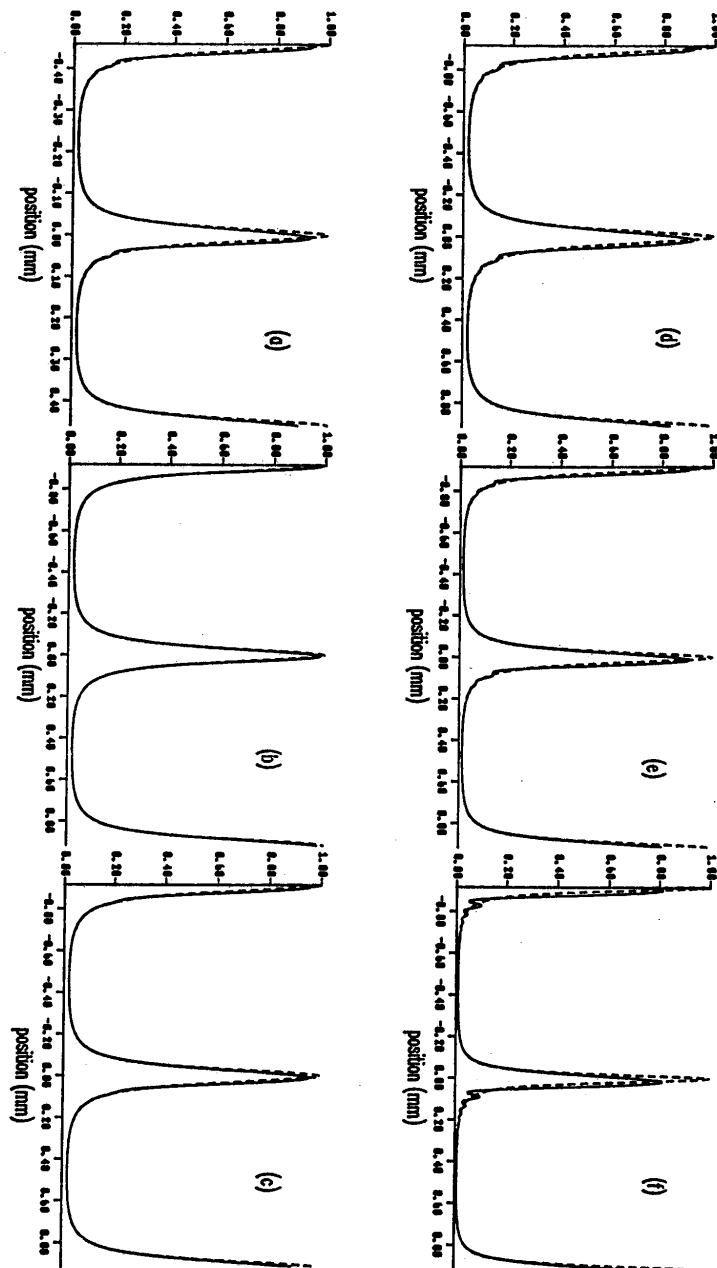


figure 99: franges obtenues pour les paramètres de Fizeau du tableau A

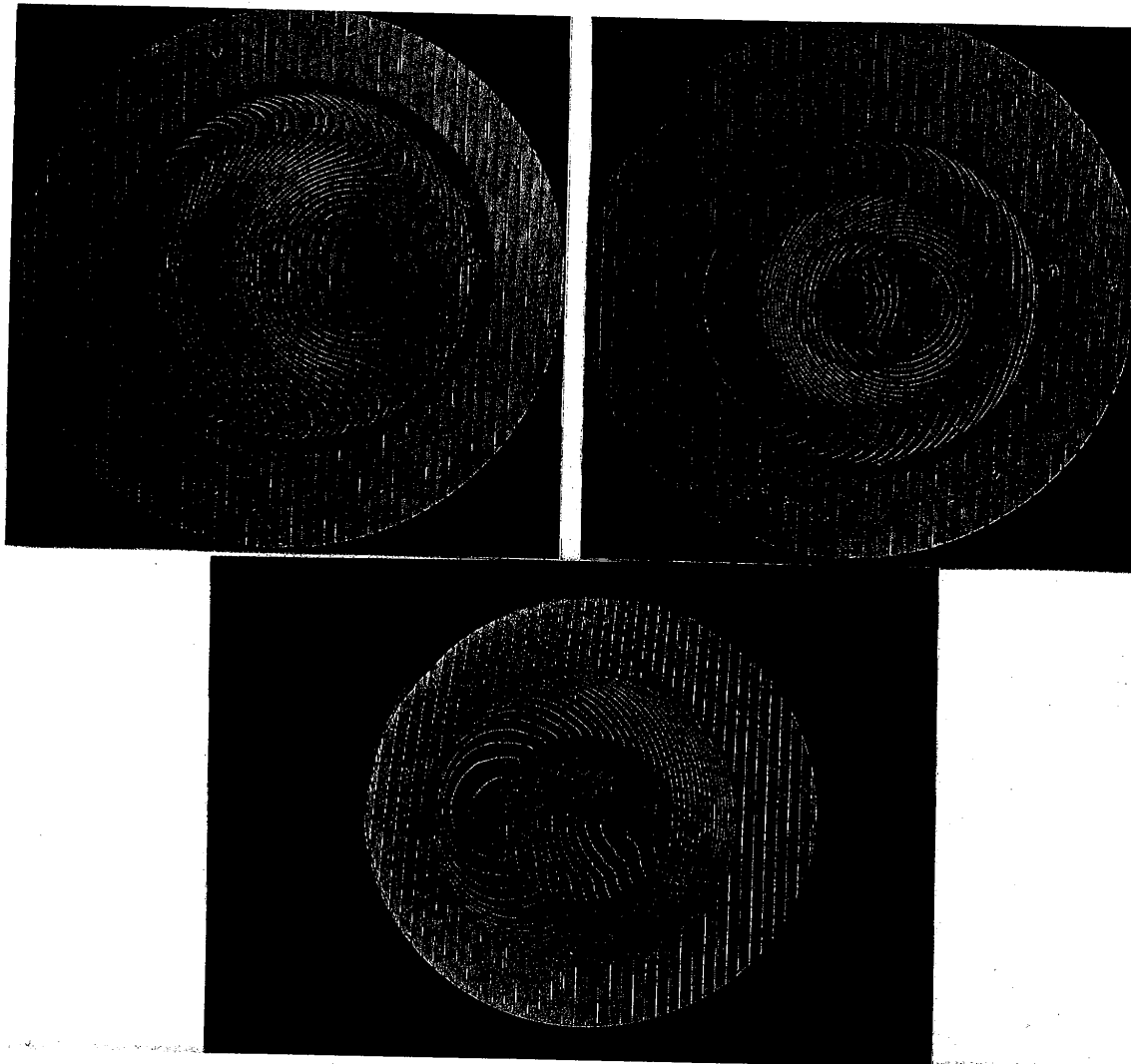


figure 100: contrôle d'une lentille asphérique photo-inscrite et d'une asphérique moulée :

- (a) contrôle d'une lentille sphérique avant traitement,*
- (b) contrôle de cette lentille après asphérisation,*
- (c) contrôle d'une lentille asphérique moulée.*

BANC DE PHOTO-INSCRIPTION

Pour réaliser une modulation d'indice photo-inscrite dans un hydrogel en vue d'obtenir une lentille diffractive ou asphérique, on doit moduler pendant la réaction chimique, l'énergie reçue localement par la lentille de contact. Cette modulation de l'énergie peut s'effectuer en utilisant une technique de masque tournant. Du fait de la géométrie sphérique d'une lentille de contact, l'image de ce masque doit être projetée sur une sphère, d'où l'utilisation d'un objectif de projection spécial dit objectif à courbure de champ que nous allons décrire.

a) objectif de projection

La géométrie sphérique des lentilles nous a contraints à envisager un dispositif de projection à surface focale courbe qui image un masque plan sur une surface sphérique de rayon 9 mm, avec une profondeur de champ de l'ordre de l'épaisseur de la lentille. Cette profondeur de champ est nécessaire afin d'exposer quasi uniformément la lentille dans son épaisseur.

Une étude a été menée en collaboration avec Angénieux afin de construire un objectif à champ courbe optimisé pour la raie 365 nm du mercure et qui projette l'image d'une mire sur sa face de sortie de rayon de courbure $R = 9$ mm avec un facteur de réduction 5 et une profondeur de champ supérieure à 100 μm pour les fréquences spatiales qui nous intéressent.

Cet objectif présente au centre du champ, pour une fréquence spatiale de 100 mm^{-1} , une atténuation de contraste inférieure à 50 % pour une défocalisation de 100 μm . Pour une hauteur de 3 mm dans le champ image, la défocalisation correspondante est de 30 μm .

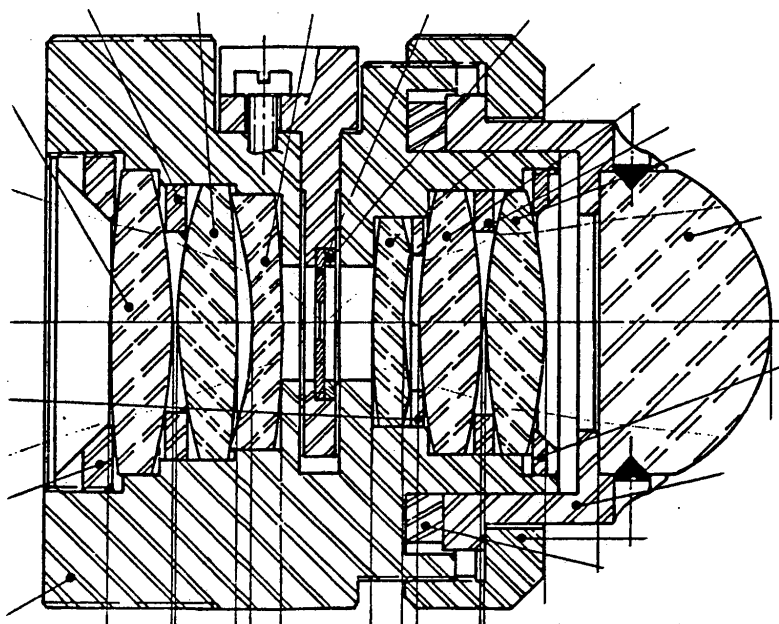


figure 101 : schéma optique de l'objectif

b) source d'irradiation

La source utilisée est une lampe arc mercure haute pression qui permet d'obtenir une source ponctuelle 0.25 mm x 0.25 mm puissante dans l'UV proche

Son spectre d'émission est présenté figure 101. Les raies d'émissions utiles dans notre cas seront, soit $\lambda_1 = 365$ nm, soit $\lambda_2 = 403$ nm selon le procédé de photosensibilisation choisi. Des filtres seront intercalés à la sortie de la lampe afin de sélectionner la bande d'émission désirée selon l'application et d'éliminer les bandes d'émission de l'UV lointain qui peuvent être sources de dégradation des oligomères formés pendant la photopolymérisation.

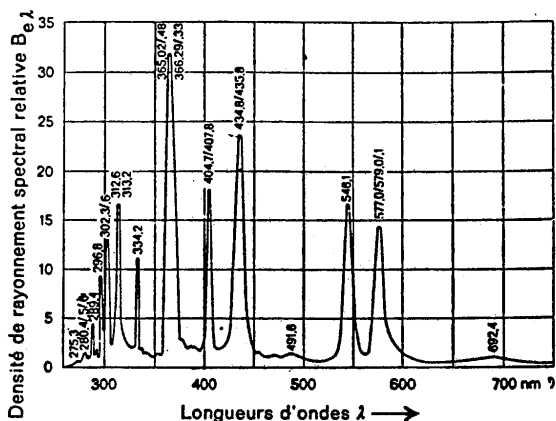


figure 102: spectre émis par la lampe à arc de mercure utilisée.

c) masque tournant

Comme nous l'avons déjà indiqué, afin d'obtenir un réseau diffractif photo-inscrit dans une lentille ou une asphérisation de celle-ci, on doit moduler l'éclairement de la lentille selon la loi d'indice recherchée.

Les lentilles de contact que nous désirons fabriquer dans un premier temps sont des lentilles à symétrie de révolution autour de l'axe optique. Nous allons donc moduler l'éclairement par une technique très simple connue de longue date, dite technique de masque tournant. On utilise un masque binaire (0,1) dont la loi de transmission est fonction de la position radiale et angulaire (cf figure 103).

Ce masque est mis en rotation uniforme devant le faisceau à une vitesse ω . Cette vitesse de rotation est choisie de telle manière que pendant le temps typique d'exposition le nombre de secteurs vus par un point de la lentille soit supérieur à une vingtaine ce qui permet de négliger l'erreur commise en arrêtant l'exposition sur une fraction de tour. Dans notre cas, le moteur tourne à 0.25 t/s et le masque comporte 4 secteurs, le temps d'exposition étant de l'ordre de 30 secondes à 2 minutes ce qui correspond à un nombre de secteurs apparents allant de 30 à 120.

L'énergie reçue en un point distant de r du centre de la lentille vaut :

$$E(r) = E_0 \frac{\theta(r)}{2\pi} \times N$$

N = nombre de secteurs sur le masque

E_0 = énergie incidente

$\theta(r)$ = loi définissant un secteur.

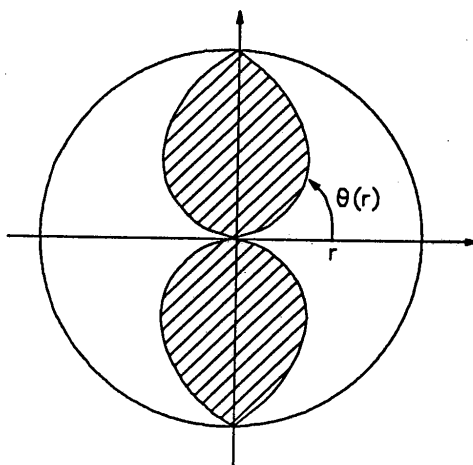


figure 103: définition des secteurs du masque tournant

La réponse du matériau en indice est fonction de l'énergie reçue c'est-à-dire $n(r) = g(E(r))$ où g n'est pas forcément une fonction linéaire de l'énergie reçue.

Si on recherche un profil d'indice $n(r) = f(r)$, on doit avoir un profil d'énergie reçue du type $E(r) = g^{-1}(f(r))$. La loi définissant les secteurs du masque est donc $\theta(r) = \theta_0 g^{-1}(f(r))$. On remarque que l'on peut corriger une non-linéarité éventuelle de la courbe de réponse du matériau photopolymère en précorrigeant le masque.

Nous présentons figure 104 deux masques typiques qui permettent d'obtenir une lentille diffractive kinoform et une lentille asphérique de puissance 1.5 d.

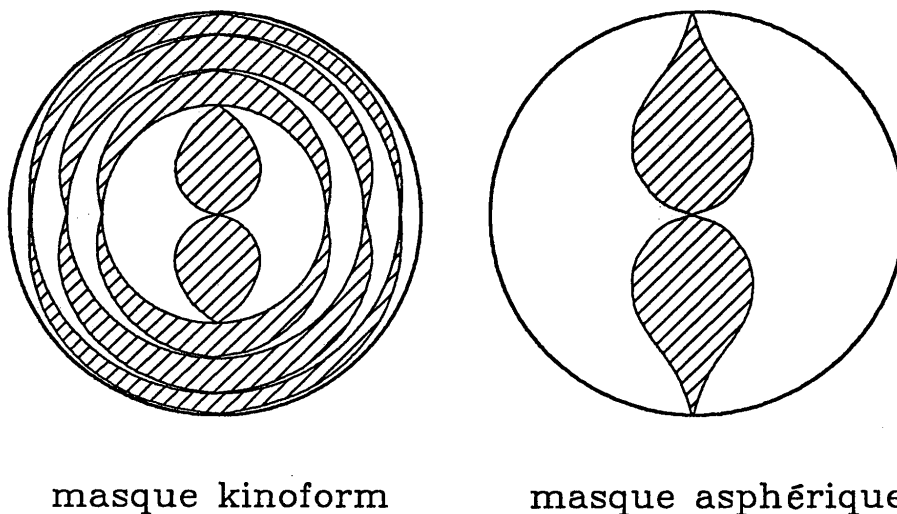


figure 104: masques tournants permettant d'obtenir une lentille diffractive et une lentille asphérique.

d) résultats obtenus

Le schéma global du banc de photo-exposition est présenté dans la figure 105. Le montage comprend un condenseur primaire qui forme l'image de la source arc mercure sur un diffuseur. Puis un second condenseur reprend cette image pour la former dans la pupille d'entrée de l'objectif à courbure de champ. La présence du diffuseur permet de couvrir toute cette pupille et d'obtenir ainsi un champ image uniforme en éclairage. Le facteur de réduction du dispositif vaut 5.

La lentille sensibilisée est posée directement sur la face de sortie sphérique de rayon 9 mm de l'objectif. Les temps d'exposition selon les composants recherchés varient de 30 secondes à 2 minutes.

Pour les premiers essais de validation, nous avons réalisé un composant diffractif de saut de phase 2π et un composant asphérique d'addition 2 dioptries. Le composant diffractif a été contrôlé au frontofocomètre et le composant asphérique à l'interféromètre à décalage latéral, les résultats sont présentés dans la figure 106 et 107.

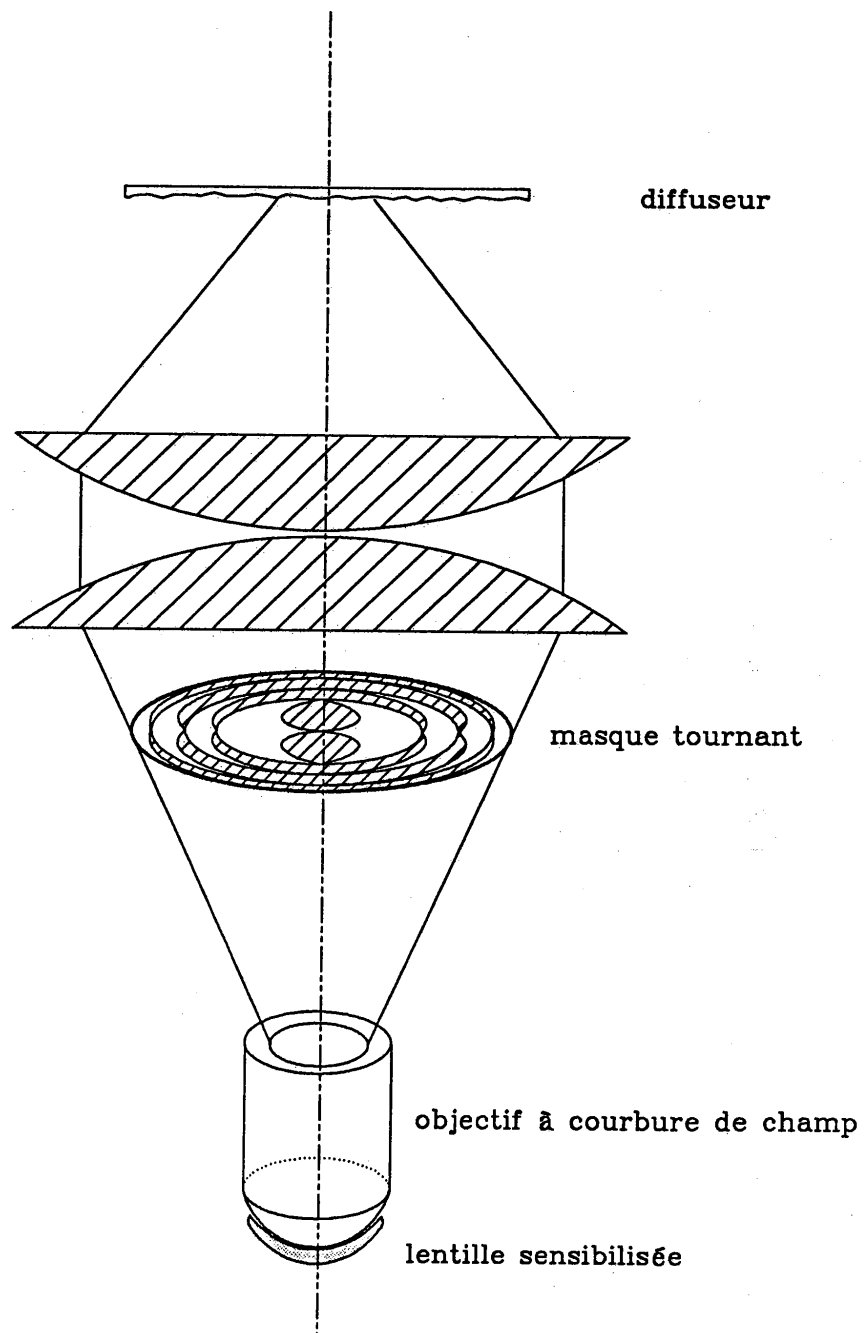


figure 105: schéma global du banc de photo-exposition

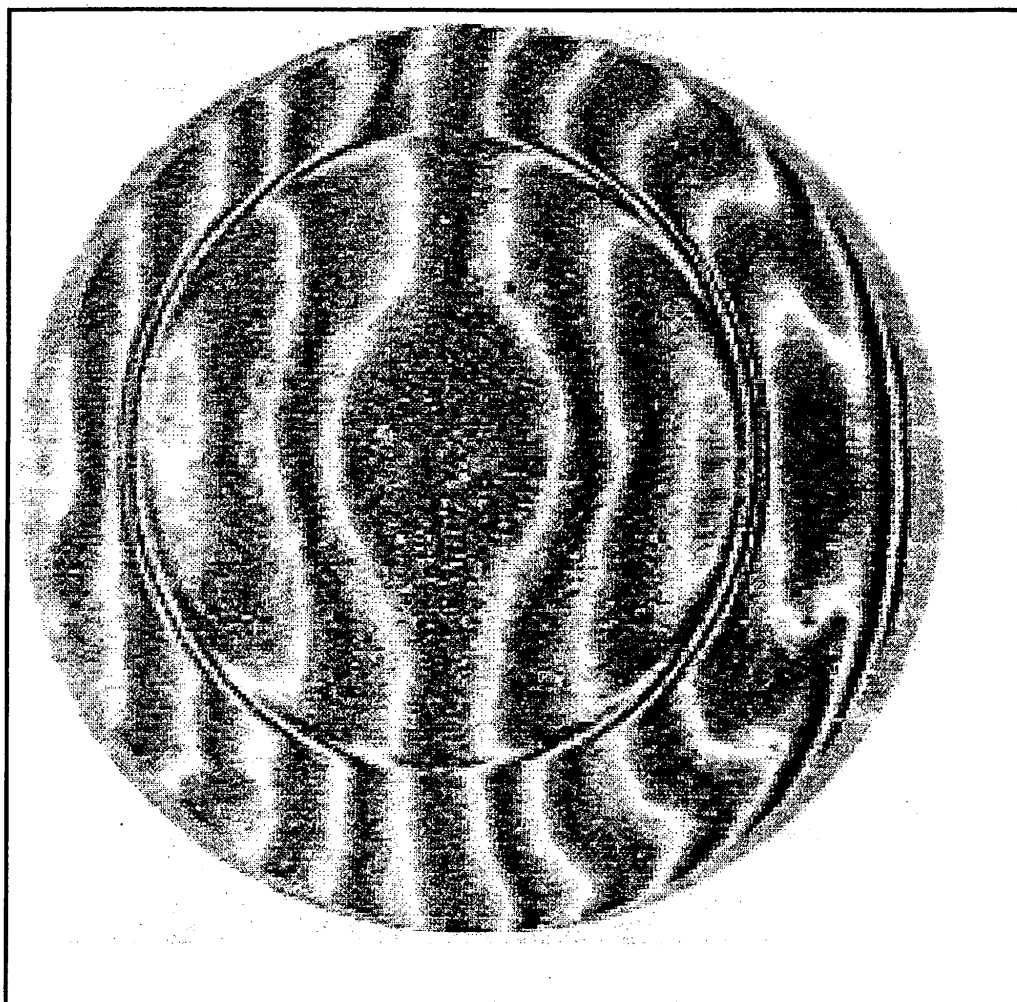


figure 106: interférogamme d'un composant asphérique photo-inscrit

A0309 M14 t: 50s

10-09-1990

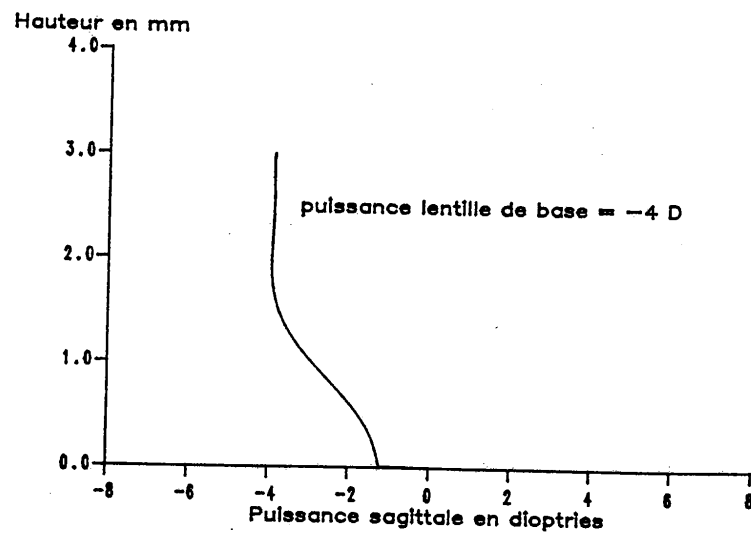
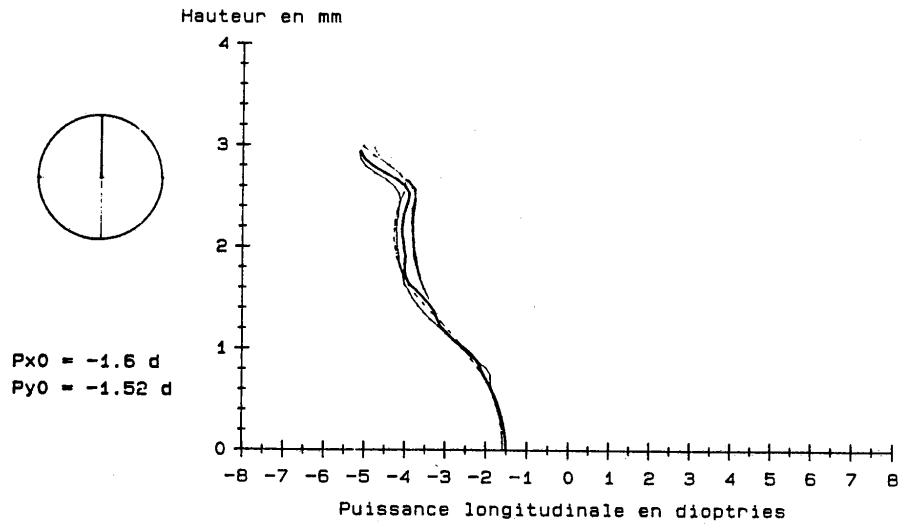


figure 107: puissance sagittale photoinscrite correspondante selon les 4 méridiennes et puissance théorique recherchée.

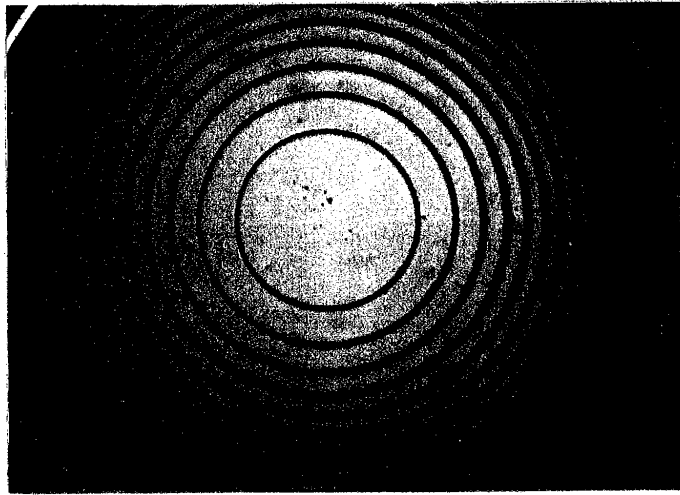


figure 108: composant diffractif kinoform photo-inscrit.

CONCLUSION

Nous venons de voir que pour contrôler les composants de correction de la presbytie qu'ils soient diffractifs ou asphériques, photo-inscrits ou usinés, il est nécessaire de mettre en place des moyens interférométriques qui donnent accès soit directement (interféromètre à onde multiple Fizeau-Tolansky) soit indirectement à la surface d'onde (interféromètre à décalage latéral). Ces deux interféromètres auront des domaines d'application différents. Le premier permettra d'accéder avec une grande précision à la fonction de transfert des polymères photo-inscriptibles ou à l'asphérisation d'une lentille. Le second permettra une mesure directe dans l'air de la puissance de la lentille et de son asphérisation avec cependant une précision moindre en particulier au centre de la lentille.

Nous avons également réalisé un prototype de banc d'exposition qui nous a permis de faire les premiers essais de faisabilité de photo-inscription de composants diffractifs ou asphériques sur des lentilles de contact souples sphériques commercialisées sous la marque LUNELLE.

BIBLIOGRAPHIE

- (1) MALACARA D., "Optical shop testing", Wiley Series, New-York, 1978.
- (2) FRANCON M., MALLICK S., "Polarization interferometers. Applications in microscopy and macroscopy", Wiley Series, New-York, 1971.
- (3) BORN M., WOLF E., "Principles of Optics", Pergamon Press, New-York, 1980.
- (4) Brevet ESSILOR 9000679, "Procédé pour la fabrication d'une lentille optique artificielle asphérique et lentille optique artificielle correspondante".

CONCLUSION

C O N C L U S I O N

L'objet de cette étude était la conception, l'évaluation, la réalisation et la caractérisation de composants optiques multifocaux diffractifs ou réfractifs à focales discrètes ou continuum de mise au point, destinés à pallier la presbytie par lentilles de contact.

Une part importante du travail a consisté à mettre en place des outils de calcul des performances optiques de ces composants dans le contexte visuel. Ces calculs reposent sur la diffraction (principe de Huygens-Fresnel) et utilisent la symétrie de révolution des composants envisagés. Ces performances étant très dépendantes du système oculaire et de ses caractéristiques hautement variables selon les conditions (proximité de l'objet observé, luminance de la scène), nous avons d'abord rassemblé, dans un chapitre d'optique physiologique, toutes les données nécessaires. Les plus importantes à retenir sont la contraction du diamètre pupillaire en fonction de la proximité de l'objet même pour un sujet presbyte, contraction qui donne un diamètre de 2.5 mm environ pour la lecture et la dynamique de variation du diamètre pupillaire pour un sujet presbyte dans des conditions de vision diurne qui se situe au maximum entre 2.5 mm et 4.5 mm et qui diminue avec le degré de presbytie.

Les différentes solutions de correction ont été décrites et classées en trois grandes familles : les lentilles réfractives bifocales, les lentilles diffractives bifocales et enfin les lentilles asphériques progressives. Afin de comparer ces solutions et de choisir celle qui présente le meilleur compromis possible pour toutes les conditions visuelles rencontrées par le sujet presbyte. Le composant multifocal est représenté par sa fonction de transmission de phase complexe, l'objet observé est vu à travers le "filtre" constitué par ce composant. L'objet réellement perçu sera donc convolué par la réponse percussionnelle incohérente du compo-

sant multifocal. En théorie cette réponse percussionnelle est une transformée de Fourier bidimensionnelle, mais on peut simplifier le calcul en utilisant la symétrie de révolution des corrections envisagées et remplacer la transformée de Fourier par une transformée de Hankel. L'évaluation des composants a été effectuée en présentant notamment leurs propriétés de focalisation sous forme de courbes d'éclairement sur l'axe optique en fonction de la proximité d'un point objet dans un plan image déterminé représentant la rétine, la qualité de l'image rétinienne formée sous forme des taches images obtenues sur la rétine (réponses percussionnelles incohérentes) pour les différentes zones de vision, (objet observé proche, moyennement ou très éloigné) et la restitution des contrastes d'une image étendue selon son contenu en fréquences spatiales, en particulier pour quelques canaux caractéristiques de la fonction de sensibilité aux contrastes du système visuel (6, 12, 18 c/deg) sous forme de diagrammes d'isocontraste. Nous nous sommes intéressés uniquement à la décroissance optique de cette fonction au-delà de 6 c/deg, les basses fréquences spatiales n'étant quasiment pas affectées par les composants envisagés. Enfin des simulations d'images d'objets test, couramment employés en optique physiologique (optotypes de Snellen) formées à travers ces composants multifocaux sont présentées afin d'avoir une idée de la dégradation d'acuité à attendre sur de tels objets.

Tous ces calculs ont permis de conclure que le composant asphérique progressif, moyennant des conditions de luminance ad hoc et une optimisation correctement effectuée, présente le meilleur compromis de correction de la vision de loin à la vision de près d'un sujet presbyte. Les autres systèmes à focales discrètes provoquant des baisses de contraste plus importantes ou des troubles perceptifs dans certaines conditions d'utilisation telle que la lecture par exemple (vision en relief) ou la vision de petits objets très contrastés (phénomène de halo), troubles dus à l'image floue localisée.

Nous nous sommes ensuite intéressés aux principes de fabrication applicables à la réalisation des lentilles de contact multifocales décrites. Les méthodes classiques ont été présentées. Celles-ci présentent l'inconvénient de ne pouvoir dissocier la fabrication de la correction dioptrique de celle de la presbytie, lourd

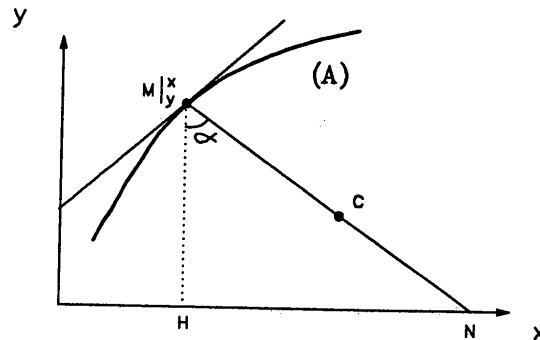
handicap pour la gestion de stocks industriels. C'est pourquoi, à la suite d'études récentes menées dans le domaine des photopolymères pour l'holographie et en particulier de l'obtention de gradients d'indice, nous avons envisagé d'obtenir la correction multifocale souhaitée par inclusion d'un gradient d'indice dans une lentille de contact déjà fabriquée par ailleurs, la forme de cette dernière assurant la correction dioptrique de base. Diverses formulations ont été essayées puis optimisées, pour ne retenir finalement que celle la mieux adaptée à l'application envisagée: les lentilles de contact souples hydrophiles.

Nous avons en dernier lieu, décrit les moyens de contrôle et de fabrication des premiers prototypes de composants multifocaux à gradient d'indice. Les résultats obtenus semblent assez prometteurs et permettent d'envisager, à moyen terme une application industrielle.

ANNEXES

ANNEXES I

Relation entre les rayons de courbure d'une surface de révolution
et l'équation de la méridienne



Soit une courbe (A) paramétrée par les équations $x = x(t)$ et $y = y(t)$, le rayon de courbure en $M(x, y)$ vaut $r = MC = \frac{ds}{d\alpha}$, s étant l'abscisse curviligne.

Or $\operatorname{tg} \alpha = \frac{y'}{x'}$, ce qui donne en dérivant $\frac{1}{\cos^2 \alpha} \frac{d\alpha}{dt} = \frac{x'y'' - y'x''}{x'^2}$

d'où $\frac{dt}{d\alpha} = \frac{x'^2}{x'y'' - y'x''} \frac{1}{\cos^2 \alpha}$. Or $\frac{1}{\cos^2 \alpha} = 1 + \operatorname{tg}^2 \alpha = \frac{x'^2 + y'^2}{x'^2}$.

D'autre part, $ds^2 = dx^2 + dy^2$ ou $\left(\frac{ds}{dt}\right)^2 = x'^2 + y'^2$.

En portant ces valeurs dans l'expression de r , on trouve :

$$r = \frac{(x'^2 + y'^2)^{3/2}}{y'x'' - x'y''}$$

Si $y = f(x)$, ceci conduit à $r = \frac{(1 + y'^2)^{3/2}}{y''}$

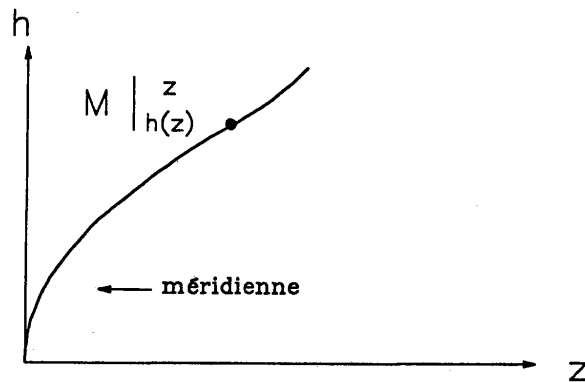
Dans le cas où la courbe (A) est la méridienne d'un dioptré de révolution autour de Ox , on montre que MN est le rayon de courbure sagittale et MC le rayon de courbure tangentielle.

La longueur MN de la normale, N étant le point où elle coupe l'axe des x , vaut $MN = MH \times \frac{1}{\cos \alpha}$ d'où $MN = y(1 + y'^2)^{1/2}$.

ANNEXES II

**Calcul des rayons de courbure tangentielle et sagittale
 d'une surface d'onde
 à partir de la répartition de phase sur un plan**

Soit une surface d'onde de révolution autour de l'axe Oz, elle peut être définie par l'équation de la méridienne de la surface d'onde $h = h(z)$



Cette surface possède deux rayons de courbure au point $M|_z^{h(z)}$ l'un appelé rayon de courbure tangentielle :

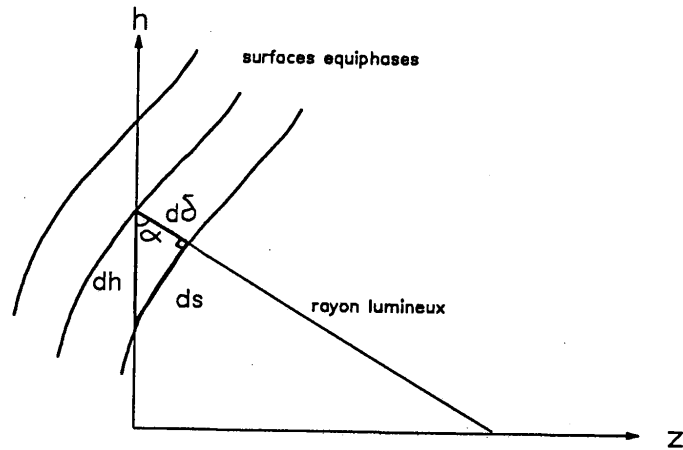
$$R_t = \frac{(1+h'^2)^{3/2}}{h''} \quad \text{avec} \quad h' = \frac{dh}{dz}$$

l'autre appelé rayon de courbure sagittale :

$$R_s = h (1+h'^2)^{1/2}.$$

Ces deux expressions sont issues d'un calcul mathématique effectué dans l'annexe I. La seule hypothèse effectuée à ce stade est la symétrie de révolution de la surface d'onde autour de l'axe Oz.

Cette surface d'onde appartient à une famille de surfaces correspondant à sa propagation. D'après le principe de Huygens-Fresnel, il est équivalent de décrire cette famille par la répartition de phase ou de chemin optique $\delta(h)$ dans le plan $z=0$. On cherche à calculer en tout point de ce plan, les courbures connaissant la répartition de chemin optique $\delta(h)$.



Soit dh un déplacement infiniment petit dans le plan $z = 0$, celui-ci correspond à un déplacement ds le long de la surface d'onde et à une différence de chemin optique $d\delta$. Le chemin optique est défini le long d'un rayon lumineux, c'est-à-dire sur une perpendiculaire à la surface d'onde d'où :

$$dh^2 = d\delta^2 + ds^2$$

La tangente en M à la surface d'onde vaut $\frac{ds}{dh} = \tan \alpha$. Or, $h' = \frac{dh(z)}{dz} = \tan \alpha$ d'où $dh^2 = d\delta^2 (1 + h'^2)$ expression que nous référencerons par (1).

Soit $\delta'(h)$ la dérivée du chemin optique dans le plan $z = 0$: $\delta'(h) = \frac{d\delta}{dh}$, l'équation (1) devient :

$$\delta'^2 = \frac{1}{h'^2 + 1} \quad \text{d'où} \quad \boxed{h'(z) = \frac{1 - \delta'(h)^2}{\delta'(h)^2}}$$

La dérivée seconde de h par rapport à z peut s'écrire :

$$h'' = \frac{dh'}{dz} = \frac{dh'}{dh} \frac{dh}{dz} = h' \frac{dh'}{dh}$$

$$\frac{dh'}{dh} = \frac{d}{dh} \left(\sqrt{\frac{1-\delta'^2}{\delta'^2}} \right) = - \frac{\delta''}{\delta'^2 \sqrt{1-\delta'^2}}$$

$$h' = \sqrt{\frac{1-\delta'^2}{\delta'^2}}$$

d'où finalement
$$h'' = - \frac{\delta''}{\delta'^3}.$$

Donc le rayon de courbure tangentielle $R_t = \frac{(1+h'^2)^{3/2}}{h''}$ vaut $1/\delta''(h)$
 et le rayon de courbure sagittale $R_s = h(1+h'^2)^{1/2}$ vaut $h/\delta'(h)$.

La puissance sagittale est l'inverse du rayon de courbure sagittale (la courbure en langage mathématique) et la puissance tangentielle est également l'inverse du rayon de courbure tangentielle :

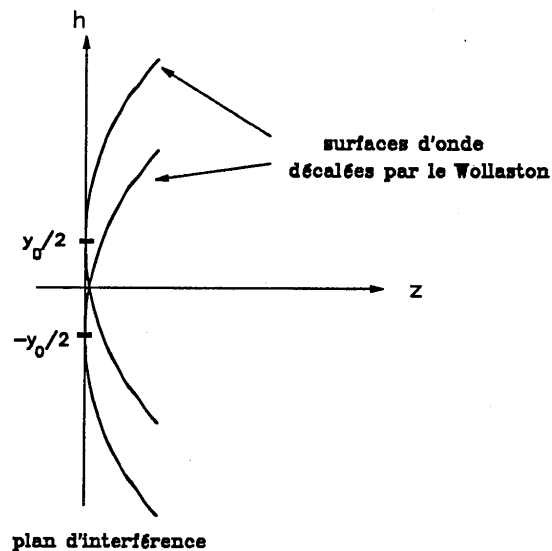
$$P_s(h) = \frac{\delta'(h)}{h} \quad \text{et} \quad P_t(h) = \delta''(h)$$

ANNEXES III

Relation entre l'interférogramme d'un interféromètre
à décalage latéral et les puissances sagittales et tangentielles

1. Intensité sur le plan de l'interférogramme

Soit deux surfaces d'onde identiques décalées par le prisme
de Wollaston de y_0 latéralement :



Ces deux surfaces d'onde vont interférer dans le plan $z=0$ et
l'amplitude résultante s'écrit :

$$A(x,y) = A_0 \{ \exp(i\phi(x,y-y_0/2)) + \exp(i\phi(x,y+y_0/2)) \}$$

Soit l'intensité $I(x,y)$ dans le plan de l'interférogramme :

$$I(x,y) = AA^* = 4 A_0^2 \cos^2 \left(\frac{\varphi(x,y+y_0/2) - \varphi(x,y-y_0/2)}{2} \right) \\ = 2 A_0^2 (1 + \cos (\varphi(x,y+y_0/2) - \varphi(x,y-y_0/2))) .$$

On définit la phase de l'interférogramme $\phi(x,y)$ comme la différence $(\varphi(x,y+y_0/2) - \varphi(x,y-y_0/2))$.

2. Relation entre la phase de l'interférogramme et les rayons de courbure de la surface d'onde

Considérons l'intensité de l'interférogramme le long de l'axe de décalage du Wollaston donc pour $x = 0$: $I(y) = I_0 (1 + \cos \phi(0,y))$. On peut effectuer un développement en série de Taylor de $\phi(0,y)$ qui donne :

$$\phi(0,y) = y_0 \left. \frac{d\varphi(x,y)}{dy} \right|_{0,y} + \frac{y_0^2}{2} \left. \frac{d^2 \varphi(x,y)}{dy^2} \right|_{0,y} \\ + \frac{y_0^3}{6} \left. \frac{d^3 \varphi(x,y)}{dy^3} \right|_{0,y} + \dots$$

Soit $\Delta(0,y)$ la différence de marche correspondant à la phase de l'interférogramme :

$$\Delta(0,y) = y_0 \frac{d\delta}{dy}(y) + \frac{y_0^2}{2} \frac{d^2 \delta}{dy^2} + \frac{y_0^3}{6} \frac{d^3 \delta}{dy^3} + \dots$$

avec $\delta(y)$ chemin optique défini par rapport au plan $z=0$.

Nous avons vu dans l'annexe II que les puissances tangentielles et sagittales sont liées à δ par

$$P_t(h) = \delta''(h) \quad P_s(h) = \frac{\delta'(h)}{h}$$

Finalement $\Delta(y)$ peut s'exprimer soit en fonction de la puissance tangentielle, soit en fonction de la puissance sagittale :

$$\Delta(y) = y y_0 P_s(y) + \frac{y_0^2}{2} \frac{d}{dy} (y P_s(y)) + \frac{y_0^3}{6} \frac{d^2}{dy^2} (y P_s(y)) + \dots$$

ou

$$\Delta(y) = y_0 \int_0^y P_t(u) du + \frac{y_0^2}{2} P_t(y) + \frac{y_0^3}{6} \frac{dP_t}{dy}(y) + \dots$$

3. Relation entre la puissance sagittale et la puissance tangentielle :

La puissance tangentielle est liée à la puissance sagittale par la relation :

$$P_t = \frac{d}{dh} (h P_s(h)) = P_s(h) + h \frac{dP_s}{dh}(h)$$

Cette équation fait apparaître le terme $h \frac{dP_s}{dh}(h)$ qui est un terme d'astigmatisme. Pour que $P_t = P_s$ partout, il faut que $\frac{dP_s}{dh} = 0$, ce qui correspond bien à une lentille sphérique. Une lentille asphérique est nécessairement localement astigmatique.

