

JIFRO – Presbytie



D. GATINEL
Fondation Rothschild,
CEROC, PARIS.

La compensation multifocale de la presbytie fait schématiquement appel à deux principes : la monovision et la multifocalité. Cette dernière est le sujet de cet article, qui vise à exposer de manière simplifiée les méthodes mises en jeu pour induire une multifocalité utile pour la compensation de la presbytie.

Généralités

Les techniques de compensation de la presbytie par multifocalité reposent sur le principe d'un partage lumineux et visent à fournir à l'œil presbyte une image suffisamment nette pour des cibles situées à des distances différentes (**fig. 1**). Le partage lumineux implique que l'image rétinienne soit moins contrastée que dans un système monofocal, mais si cette dégradation est légère (ou est induite au

La multifocalité pour les nuls

décours d'une chirurgie de la cataracte), la sensation de flou ressentie par le patient peut s'avérer imperceptible.

Contrairement à une notion répandue, il n'y a pas de "choix de l'image", car les deux yeux sont généralement opérés ou adaptés avec une correction multifocale. Cependant, en chirurgie cornéenne ou en adaptation contactologique, il est possible de moduler la répartition énergétique entre les foyers respectifs de l'œil dominant et de l'œil non dominant. On peut par exemple favoriser la vision de près pour l'œil non dominant grâce à un design multifocal spécifique. Cette stratégie s'apparente en partie à la "monovision", mais celle-ci n'est que partielle car utilisée conjointement avec un certain degré de multifocalité. Ainsi, l'acuité visuelle non corrigée de loin de l'œil non dominant demeure supérieure à celle que l'on aurait obtenu en cas de monovision pure, et ce grâce à l'apport d'une multifocalité qui permet à l'œil non dominant de focaliser une partie des rayons incidents issus de sources lointaines, en sus de celles plus rapprochées.

Principes optiques pour l'induction de la multifocalité :

Deux principes optiques sont couramment employés pour induire la multifocalité :

>>> Les zones optiques multifocales réfractives sont utilisées pour le design optique de lentilles de contact, de certains implants de cristallin artificiel et des photoablations. La multifocalité réfractive fait intervenir des variations de formes continues pour les surfaces optiques concernées. La puissance optique est modulée localement, au sein de différentes zones (le plus souvent concentriques), qui sont chacune dédiées à focaliser dans le plan rétinien des rayons issus de sources situées à des distances spécifiques.

>>> La multifocalité diffractive est utilisée pour la chirurgie du cristallin. Les implants de cristallin artificiels diffractifs possèdent une optique particulière, que l'on peut assimiler à l'addition d'une optique monofocale (possiblement torique pour la correction d'un astigmatisme cornéen) et d'un réseau de diffraction. Ce réseau est constitué de marches annulaires concentriques qui peuvent être situées à la surface antérieure ou postérieure de l'implant. La hauteur des marches n'excède pas quelques microns, et leur espacement varie du centre vers les bords. Le réseau diffractif peut recouvrir tout ou partie de l'optique. Au sein de la zone recouverte par le réseau diffractif, la lumière incidente est simultanément diffractée vers différents foyers. Examinons ces deux principes plus en détails :

1. La multifocalité réfractive

Un système optique parfaitement monofocal est dépourvu d'aberration optique et focalise toute la lumière en un foyer unique. La lumière incidente d'un dispo-

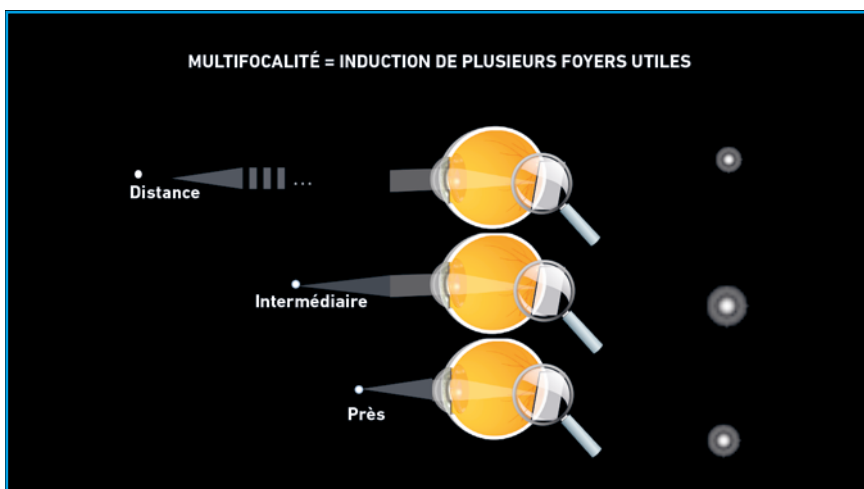


Fig. 1 : La multifocalité est une stratégie de compensation de la presbytie qui vise à fournir une image suffisamment nette pour des cibles situées à des distances différentes. Le partage lumineux implique nécessairement que chaque foyer reçoive de la lumière en partie défocalisée. Dans une situation idéale, les images sont théoriquement au moins perçues comme un peu moins nettes que dans un système monofocal, mais elles demeurent suffisamment précises pour ne pas engendrer de sensation de flou gênant.

JIFRO – Presbytie

sitif de correction multifocal est dirigée vers plusieurs foyers. Chacun des foyers considérés est formé par la focalisation sélective de certains rayons lumineux. Il existe nécessairement une dispersion lumineuse autour de chaque foyer, qui correspond à l'énergie lumineuse destinée focalisée en dehors de celui-ci. Il existe par définition des aberrations optiques. Dans ce contexte, on peut caractériser la multifocalité d'un système réfractif par l'étude des aberrations du front d'onde pour le foyer de loin. Ces caractéristiques peuvent être à l'origine de la perception de halos lumineux pour la vision de loin.

L'étude des aberrations mises en jeu pour créer une multifocalité utile à la compensation de la presbytie est un domaine où le formalisme mathématique peut s'avérer complexe, et mener à une interprétation clinique parfois délicate. En multifocalité réfractive, on peut avantageusement substituer à l'étude du front d'onde un raisonnement fondé sur les variations locales de la réfraction (vergence), qui s'expriment en unité dioptrique.

Une carte de vergence renseigne immédiatement, et dans une unité directement intelligible (dioptries) sur la répartition spatiale des zones dédiées à la vision de loin (erreur réfractive proche de zéro) et celles dédiées à la vision de près ou intermédiaire (erreur réfractive faiblement myopique). Ces cartes sont fournies par certains aberromètres comme l'OPDscan (Nidek) ou l'iTrace (Tracey). Elles révèlent les variations locales de la réfraction au sein de la pupille. La carte de vergence d'un œil théoriquement parfait, dépourvu d'aberration en vision de loin, serait uniforme et de valeur nulle (emmétropie). Pour un œil bénéficiant d'une correction multifocale réfractive (quel que soit le vecteur de cette multifocalité), les rayons réfractés incidents issus d'une source lointaine sont focalisés vers différents foyers. Ainsi, les zones dédiées à la vision de loin auront une erreur de vergence nulle, alors que les zones dédiées à la vision de près posséderont une vergence négative (ces

zones de "myopie locale" permettent de focaliser les rayons issus de sources rapprochées) (fig. 2).

Les lentilles de contact multifocales comportent généralement des zones concentriques de puissance optique variable : la vision de loin peut être placée au sein d'un disque central, et les visions de près et intermédiaires réparties en couronnes périphériques. Une répartition inverse est également possible. Au sein des optiques multifocales réfractives, la vision intermédiaire est naturellement pourvue par les zones de raccord entre les zones dédiées à la vision de loin ou de près [1].

En fonction de la configuration de l'optique multifocale réfractive, l'analyse du front d'onde révèle une combinaison d'aberrations de sphéricité de signe positif ou négatif (fig. 3). Dans ce contexte, ces aberrations sont le reflet de l'existence de zones concentriques de puissance optique variable, qui provoquent

des déphasages du front d'onde qui possèdent une symétrie de révolution.

Si la plupart des implants utilisés en chirurgie de la cataracte comportent une répartition concentrique des zones réfractives (fig. 4), d'autres sont au contraire munis d'un design asymétrique : la zone dédiée à la vision de près est répartie au sein d'une moitié ou de secteurs particulier à la surface de l'optique principale. L'analyse aberrométrique montre alors d'autres aberrations que les aberrations de sphéricité (qui ont une symétrie de révolution et ne peuvent pas rendre compte de déphasages répartis de manière asymétrique), telles que les aberrations orientées de coma et de *trefoil*.

2. La multifocalité diffractive

La conception d'un optique multifocale diffractive repose sur le choix d'un réseau diffractif, qui est "accolé" à l'optique monofocale (fig. 5). Pour

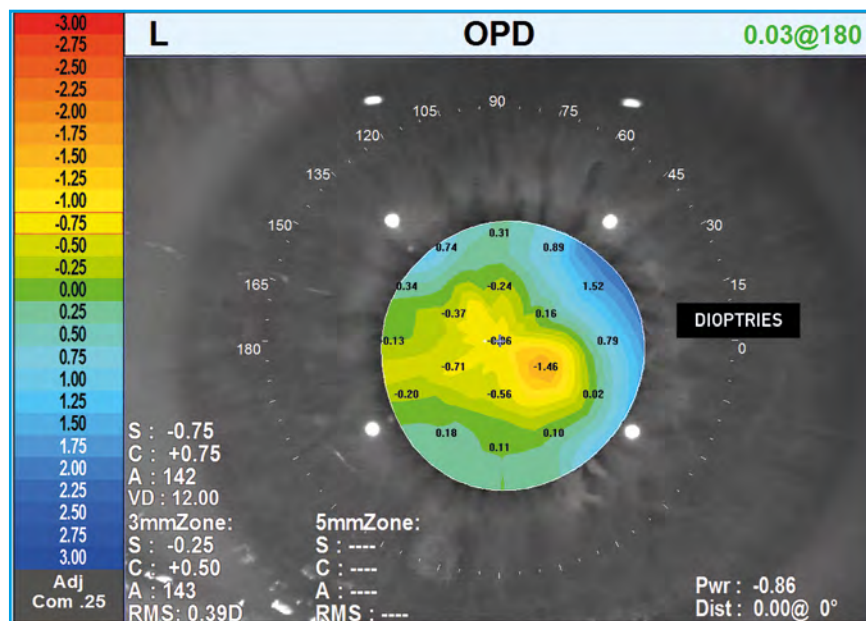


Fig. 2 : Carte de vergence réalisée après une technique de LASIK multifocal pour la correction de la presbytie chez un patient hypermétrope et presbyte (OPDscan, Nidek). Cette carte correspond à la représentation des variations de la puissance optique au sein de la pupille : zéro correspond à une absence d'erreur de vergence pour une source située à l'infini (vision de loin). Cette mesure révèle de manière cliniquement intelligible l'existence d'un îlot central de myopisation au sein de l'aire pupillaire. Le reste de la surface pupillaire (couronne périphérique) est dédié à la vision de loin, l'erreur de vergence locale étant proche de zéro.

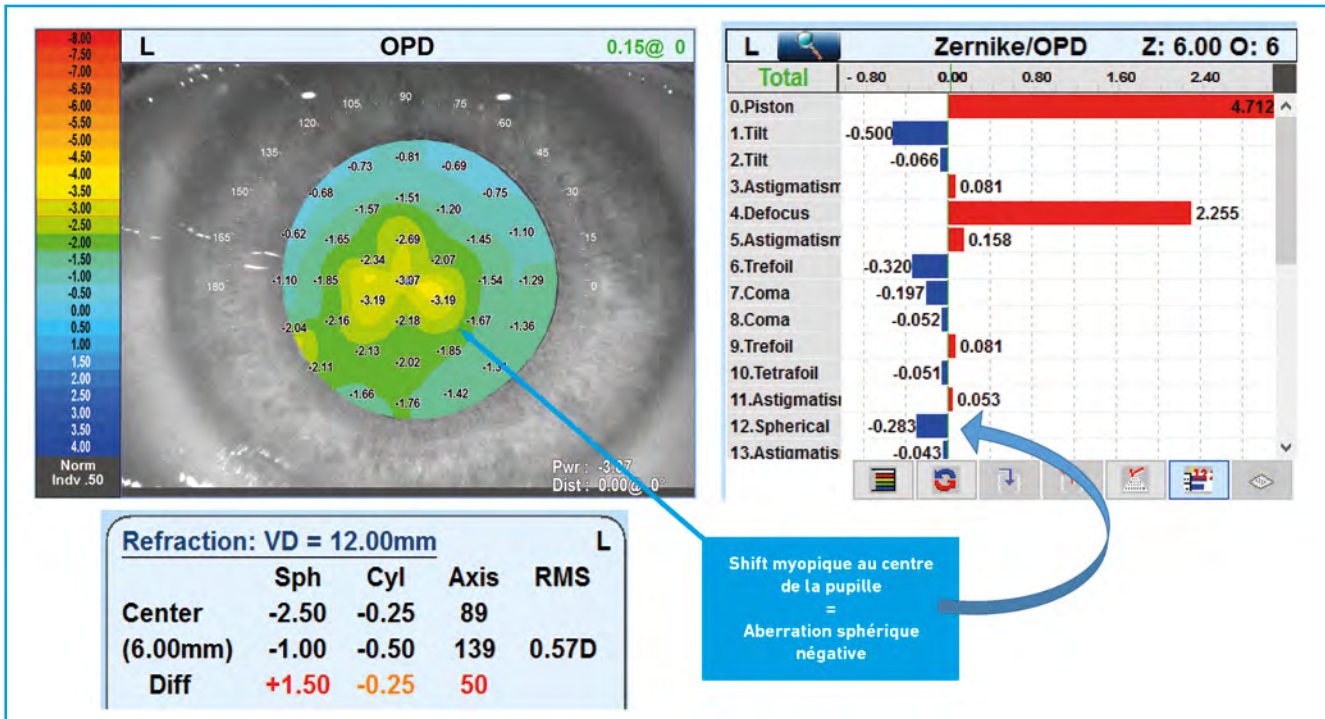


Fig. 3 : Multifocalité au sein de la carte de vergence. La région centrale présente une réfraction plus myopique que la couronne périphérique. Quelle que soit la source de la multifocalité (marquée ici par une augmentation de puissance centrale au sein de la pupille avec erreur de vergence négative), le front d'onde va révéler une augmentation des aberrations sphériques négatives. Ce sera similaire à ce que l'on obtient après un presbyLASIK avec addition centrale ou l'adaptation d'une lentille avec vision de près centrale.

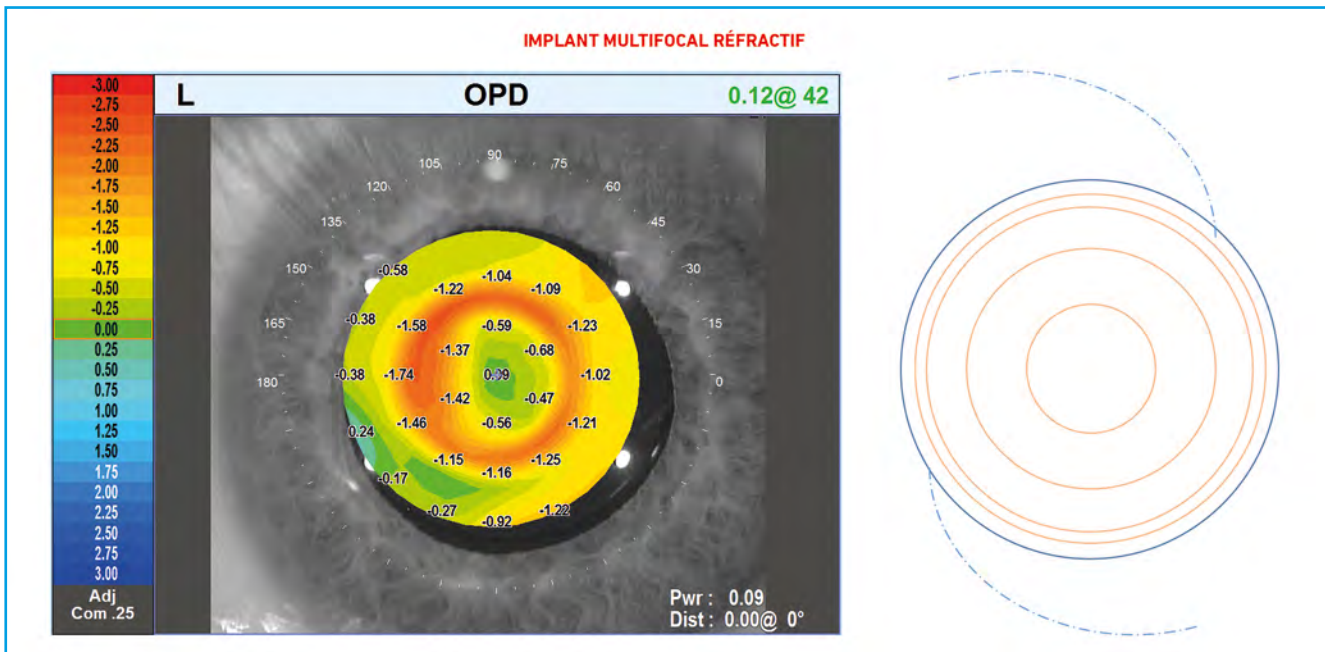


Fig. 4 : On observe pour les implants comme pour les lentilles de contact des stratégies de correction multifocale où la vision de près n'est pas au centre, mais répartie au sein d'une couronne paracentrale comme dans le cas présenté ici (implant multifocal réfractif). La carte de vergence est instructive quant à la répartition des zones de différentes puissances réfractives. Ce design permet à l'œil implanté de bénéficier d'une vision de loin satisfaisante même en cas de myopie serrée.

JIFRO – Presbytie

les implants pseudophakes, ce motif diffractif comporte des marches concentriques hautes de quelques microns. Le rôle de ces marches est de créer des variations sélectives de chemin optique de manière à faire interférer les ondes lumineuses de manière constructive au niveau des foyers, et destructive en dehors de ceux-ci. Le réseau diffractif est appliqué sur une optique monofocale (ou torique pour corriger simultanément l'astigmatisme), et lui transfère ses propriétés diffractives. On obtient alors une optique multifocale diffractive. Une partie de la lumière incidente n'est pas déviée, et contribue à la vision de loin, le reste étant diffracté pour créer le(s) foyer(s) additionnel(s). Dans le cas d'un système diffractif bifocal, la largeur des marches permet d'ajuster la puissance de l'addition. Le choix de la hauteur des marches permet de contrôler la répartition de l'énergie lumineuses entre les foyers. Cette hauteur n'excède généralement pas quelques microns (**fig. 6**).

L'espacement entre les marches du réseau diffractif n'est pas constant et suit une progression géométrique, en diminuant du centre vers les bords de l'optique. Pour un implant diffractif bifocal, plus la puissance de l'addition de près est forte et plus les marches sont plus rapprochées (on obtient alors donc un nombre globalement plus élevé de marches pour une addition plus forte).

La moindre dispersion lumineuse entre les foyers permet d'y concentrer la lumière. Contrairement à ce que l'on observe généralement pour les optiques multifocales réfractives, l'absence de "continuum" lumineux entre les foyers créés explique qu'un implant diffractif bifocal loin/près ne comporte pas de foyer utile pour la vision intermédiaire. Les implants diffractifs trifocaux comportent un foyer supplémentaire pour cette distance particulière, qui revêt de nos jours une importance croissante en raison de l'évolution des modes de lecture vers les supports digitaux (tablettes,

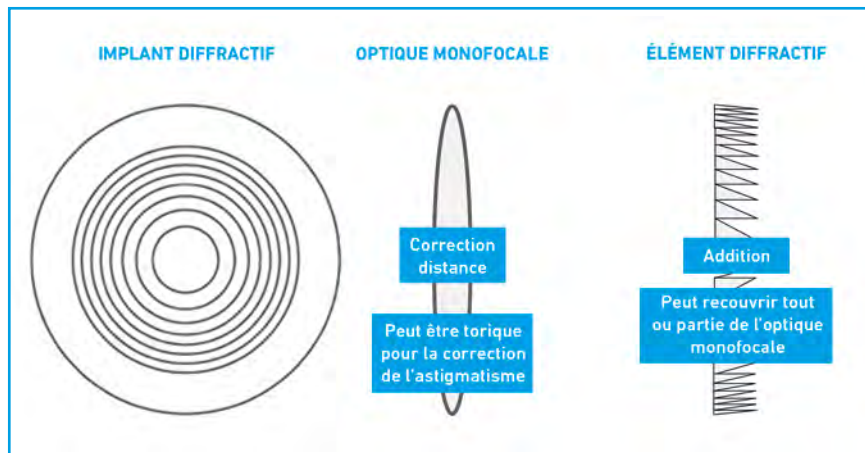


Fig. 5 : Représentation schématique des éléments constitutifs d'une lentille intraoculaire multifocale diffractive.

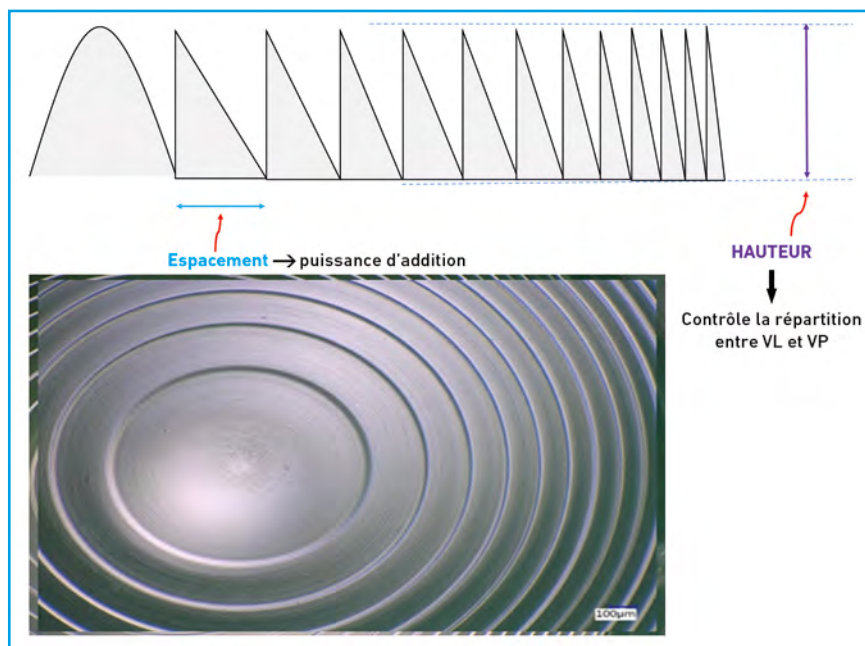


Fig. 6 : Un réseau diffractif bifocal possède un profil en "dent de scie". L'espacement des marches du réseau diffractif gouverne la puissance de l'addition. La hauteur des marches permet d'équilibrer le pourcentage de lumière diffractée entre loin et près.

écrans), dont la distance de lecture est généralement comprise entre 60 et 80 cm.

Un implant diffractif trifocal peut être assimilé à la combinaison de deux réseaux diffractifs bifocaux : l'un étant muni d'une addition pour la vision de près (ex : +3.50 D), l'autre pour la vision intermédiaire (ex : + 1.75 D) (**fig. 7**) [2].

Le nombre de marches diffractives étant proportionnel à la puissance de l'addition, l'imbrication des réseaux dont les additions sont de progression géométrique (ex : + 3.50 D = 2 x + 1.75 D) conduit à un réseau dont le nombre de marches est constant, mais dont les hauteurs (ajustées pour répartir la lumière de manière optimale entre les foyers) peuvent varier.

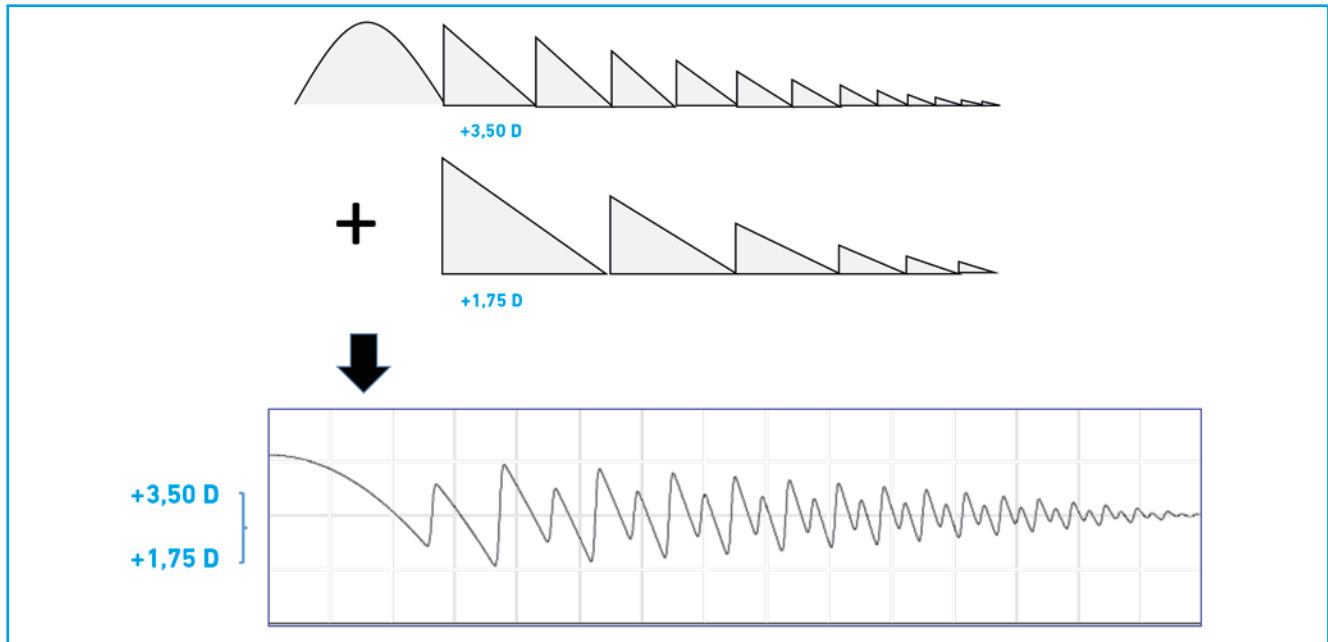


Fig. 7 : L'imbrication de deux réseaux diffractifs bifocaux apodisés permet de réaliser une optique diffractive trifocale. L'espacement des marches du réseau "loin/près" (en haut) est égal à la moitié de celui du réseau "loin/intermédiaire" (au milieu). En bas, le profil diffractif global est représenté. L'apodisation correspond à la réduction progressive de la hauteur de marches vers les bords, de manière à faire varier de manière progressive la répartition lumineuse entre les foyers, en privilégiant le foyer de loin (marches plus petites) pour les grands diamètres pupillaire, et favoriser ainsi cette distance en conditions mésopiques, avec une réduction du risque de halos.

■ Conclusion

La presbytie est la conséquence de la réduction progressive du pouvoir accommodatif de l'œil humain. La restauration de la fonction accommodative demeure impossible à ce jour. Les stratégies de correction multifocale permettent de compenser la presbytie, et non de véritablement la corriger. Les principes mis en jeu pour la compensation multifocale de la multifocalité reposent sur des principes différents, mais visent un même objectif : assurer une répartition optimale de la lumière incidente vers plusieurs

foyers utiles. Les progrès accomplis dans le design optique et le micro-usinage de ces dispositifs multifocaux permettent à de nombreuses sociétés industrielles de proposer des solutions multifocales variées, et à un nombre croissant de patients d'en bénéficier.

BIBLIOGRAPHIE

1. MONTÉS-MICÓ R, MADRID-COSTA D, DOMÍNGUEZ-VICENT A *et al.* In vitro power profiles of multifocal simultaneous vision contact lenses. *Cont Lens Anterior Eye*, 2014;37:162-167.

2. GATINEL D, PAGNOULLE C, HOUBRECHTS Y *et al.* Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 2011;37:2060.

L'auteur est consultant pour la société Physiologie SA, Liège, Belgique.