

Modélisation tridimensionnelle et géométrie descriptive des profils de photoablations sphériques et cylindriques pures au laser Excimer

D. Gatinel, T. Hoang-Xuan

Fondation Ophthalmologique Adolphe de Rothschild, Hôpital Bichat-Claude Bernard, Université Paris VII, Paris.
Correspondance : D. Gatinel, à l'adresse ci-dessus. E-mail : dgatinel@fo-rothschild.fr
Reçu le 11 septembre 2001. Accepté le 29 novembre 2001.

Three-dimensional representation and descriptive geometry of the pure spherical and pure cylindrical profiles of Excimer photoablation

D. Gatinel, T. Hoang-Xuan

J. Fr. Ophthalmol., 2002; 25, 3: 247-256

Purpose: To analyze the theoretical shape of the lenticules of corneal tissue ablated using Excimer laser for the correction of pure negative and positive spherical and cylindrical refractive errors, and to investigate the possible correlations between their spatial configuration and the clinical outcome for each procedure.

Methods: To obtain a theoretical three-dimensional representation of each ablated lenticule, we used software that performs boolean operations on three-dimensional virtual surfaces (Bryce 3D, Metacreation, Dublin, Ireland). The representation of the theoretical shape of the refractive lenticule etched by a given profile of ablation based on a paraxial model over a circular optical zone was obtained by performing appropriate Boolean operations between different preoperative and postoperative surfaces or elements. These operations were repeated to obtain the representation of the theoretical additional lenticule corresponding to the volume of tissue ablated to blend any abrupt optical zone edges with a constant slope.

Results: The lenticule corresponding to the negative spherical treatment had its maximum thickness in its center and no thickness at its edge, thus inducing a natural blend with the peripheral untreated cornea. The lenticule corresponding to the positive spherical treatment had its maximal thickness at the junction between the optical and transition zones, which are both circular. The lenticule corresponding to the negative cylindrical treatment had its maximal thickness along the flatter initial meridian and an elliptical transition zone contour. The lenticule corresponding to the positive cylindrical treatment had its maximal thickness at the edge of the optical zone along the initial flatter meridian, and no thickness at the perpendicular principal meridian. The transition zone is also elliptical.

Conclusion: The basic characteristics of the lenticule corresponding to the pure negative spherical treatment could explain the lesser degree of postoperative refractive regression than that one occurring after pure positive spherical treatment and pure positive and negative cylindrical treatments. The characteristics of the lenticules corresponding to the negative and positive cylindrical treatments may also account for the substantial spherocylindrical coupling and regression, respectively commonly observed after such treatments. The three-dimensional representation of the lenticules ablated for the correction of pure spherical and cylindrical refractive errors may help to better understand the outcome of these procedures aimed at reshaping the anterior surface of the cornea.

Key-words: LASIK, PRK, computer simulation, ablation depth, ablation profile, boolean operation.

Modélisation tridimensionnelle et géométrie descriptive des profils de photoablations sphériques et cylindriques pures au laser Excimer

Sujet : Analyser virtuellement la morphologie des lenticules excisés de la face antérieure de la cornée lors de la correction des amétropies sphériques et cylindriques pures afin d'étudier d'éventuelles corrélations entre leur configuration spatiale et l'intensité de la régression d'origine cicatricielle après chacune de ces procédures.

Introduit à la fin des années 80 dans le domaine de la chirurgie réfractive, le laser Excimer a permis un bond sans précédent dans la qualité et la précision du remodelage de la surface cornéenne, avec un taux d'ablation cornéenne par impact de l'ordre du quart de micron. La correction d'une amétropie par photoablation au laser Excimer repose sur une modification du pouvoir optique de la cornée en réalisant une ablation tissulaire programmée au niveau de sa face antérieure. Le volume cornéen retiré, compris entre les surfaces cornéennes initiale et finale au niveau de la zone de photoablation [1, 2], est égal à la somme des volumes correspondant aux photoablations délimitées au niveau de la zone optique (traitement à visée réfractive) et de la zone de transition (traitement destiné à adoucir d'éventuelles berges périphériques abruptes et limiter ainsi la régression d'origine cicatricielle).

Les algorithmes couramment utilisés par les lasers actuels sont basés sur des modèles paraxiaux [1, 3]. Le traitement classique d'une amétropie sphéro-cylindrique par laser *in situ* keratomileusis (LASIK) ou photokératectomie à visée réfractive (PKR) est un traitement séquentiel qui repose sur la combinaison de traitements élémentaires sphériques et cylindriques. Les traitements élémentaires sphériques s'adressent aux amétropies sphériques myopiques

Méthodes : La représentation tridimensionnelle théorique des lentilles correspondant à chaque correction élémentaire a été obtenue en utilisant un logiciel (Bryce 3D, Metacreation, Dublin, Irlande) permettant de générer des surfaces géométriques primitives et d'effectuer des opérations booléennes entre elles. Dans un premier temps, les lentilles correspondant au tissu photoablaté pour chacun des profils d'ablation élémentaires en regard d'une zone optique circulaire ont été modélisés en effectuant les opérations booléennes entre les surfaces primitives appropriées. Ces opérations ont été répétées pour la modélisation d'une zone de transition de pente constante destinée à niveler d'éventuelles berges abruptes au niveau du pourtour de la zone optique.

Résultats : Le lentille correspondant au traitement sphérique négatif a une épaisseur maximale au centre et nulle à son bord, et présente ainsi une zone de transition naturelle avec la surface cornéenne non traitée. Le lentille correspondant au traitement sphérique positif a une épaisseur nulle au centre et maximale en regard du bord de la zone optique, ce qui rend souhaitable la réalisation d'une large zone de transition circulaire. Le lentille correspondant au traitement cylindrique négatif a une épaisseur centrale maximale au centre et le long du méridien cornéen initialement le plus plat, et variable en regard du bord de la zone optique. La zone de transition de pente constante a un périmètre elliptique. Le lentille correspondant au traitement cylindrique positif a une épaisseur nulle le long du méridien initialement le plus cambré et variable en regard du bord de la zone optique. La zone de transition de pente constante a un périmètre elliptique.

Conclusion : Les caractéristiques morphologiques principales du lentille résultant d'un traitement sphérique négatif pur sont celles les moins susceptibles d'induire de réaction cicatricielle source de régression réfractive postopératoire, lorsqu'on les compare à celles des lentilles obtenus après traitements sphérique positif et cylindriques positif et négatif purs. La forme des lentilles cylindriques négatif et positif pourrait aussi rendre compte respectivement de l'effet de couple sphéro-cylindrique et de la régression d'origine cicatricielle fréquemment observés. La représentation tridimensionnelle des lentilles excisés permet ainsi d'appréhender directement les contraintes imposées à la surface cornéenne en rapport avec les profils d'ablation utilisés pour le traitement des amétropies sphériques et cylindriques pures.

Mots-clés : LASIK, PKR, simulation informatique, profondeur d'ablation, profil d'ablation, opération booléenne.

pures (traitement sphérique négatif) et hypermétropiques pures (traitement sphérique positif). Ils visent à modifier la puissance du dioptré cornéen de façon identique pour tous les méridiens. L'astigmatisme régulier pur est également un défaut optique accessible à un traitement par chirurgie au laser Excimer ; on suppose alors que la cornée possède une courbure variable selon les méridiens, dont un seul possède la puissance adéquate (méridien « emmétropisant ») : ce méridien est le plus plat dans le cas de l'astigmatisme myopique pur, et le plus cambré dans celui de l'astigmatisme hypermétropique pur. Les traitements élémentaires cylindriques sont alors respectivement qualifiés de négatif et positif, leur principe étant le remodelage cornéen en regard de la zone optique en rendant à chacun des méridiens cornéens la courbure du méridien emmétropisant. La combinaison de ces traitements élémentaires sphériques et cylindriques permet le traitement séquentiel des amétropies sphéro-cylindriques (astigmatismes myopiques et hypermétropiques composés, astigmatismes mixtes).

La prédictibilité et la sécurité de la PKR et du LASIK diffèrent selon le type d'amétropie à corriger. Si le LASIK a permis d'élargir les indications de la chirurgie photoablatrice dans les astigmatismes composés et l'hypermétropie, les résultats de cette technique y restent inférieurs à ceux obtenus dans le traitement de la myopie simple. Cela s'explique en partie par des différences de contraintes appliquées à la cornée. Le remodelage de la surface cornéenne à visée réfractive est imperceptible avec les moyens d'observation directe habituels, et sa représentation tridimensionnelle peut s'avérer difficile pour l'ophtalmologiste non spécialisé, plus habitué à manier des corrections additives. Cette représentation est pourtant essentielle car, au-delà de l'aspect purement descriptif, elle permet de mieux saisir les contraintes imposées aux systèmes de délivrance des lasers et d'appréhender les conséquences cliniques d'un remo-

delage cornéen donné, particulièrement dans le traitement des amétropies cylindriques.

Cet article a pour sujet l'analyse des caractéristiques des profils d'ablation au travers de la représentation virtuelle obtenue par conception assistée par ordinateur des lentilles cornéens photoablatés pour le traitement des amétropies sphériques et cylindriques pures. Cette approche originale permet de générer des images plus faciles à interpréter que des fonctions mathématiques abstraites. Dans un premier temps, la représentation tridimensionnelle des lentilles cornéens élémentaires à visée réfractive correspondant à l'ablation au niveau de la zone optique a été effectuée. L'analyse de leurs caractéristiques géométriques a permis de déterminer dans un second temps les paramètres de photoablation souhaitable pour la réalisation de la zone de transition.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Afin de générer une représentation graphique des lentilles photoablatés lors des traitements sphériques et cylindriques purs, nous avons utilisé le logiciel Bryce 3D (Metacreation corp, Dublin, Irlande) qui permet la visualisation d'opérations logiques booléennes (du nom de leur créateur, le mathématicien et logicien anglais George Boole) sur des surfaces tridimensionnelles primitives. Ces surfaces sont paramétrées (définies par des équations) et fermées (délimitant un certain volume). L'ensemble des points de la surface et de ceux contenus dans cette surface correspond à un objet. Les opérations booléennes sont effectuées sur des objets sécants (ayant en commun un nombre fini de points). Elles consistent à afficher sélectivement certains points de chacun des objets. L'union booléenne correspond à afficher l'ensemble des points des deux objets. La soustraction booléenne correspond à n'afficher que les

points issus de la soustraction d'un objet à un autre. L'intersection correspond à afficher uniquement les points communs à deux objets. L'affichage à l'écran des volumes (rendu) bruts ou issus d'opérations booléennes est effectué après le placage d'une texture et d'un angle de rendu choisis par l'utilisateur. En appliquant ces opérations booléennes à des surfaces géométriques utilisées pour décrire la surface cornéenne [4], les représentations graphiques théoriques des différents lentilles ont pu être obtenues. Les caractéristiques géométriques de ces lentilles élémentaires photoablatés à visée optique ont été analysées de façon qualitative. En fonction de celles-ci et d'une contrainte géométrique *a priori* souhaitable (pente constante) [5], nous avons modélisé le volume nécessaire à la réalisation d'une zone de transition pour chacun des lentilles correspondant aux traitements sphériques et cylindriques purs.

Afin de faciliter l'interprétation de ces images, les points situés dans un plan perpendiculaire à celui des méridiens principaux, ainsi que ceux situés en regard de la jonction avec la zone de transition (limite externe de la zone optique) ont été révélés par différentes couleurs, soulignant alors le profil d'ablation réalisé selon le méridien ou la direction considérée.

Modélisation du lentille équivalent au tissu photoablaté au niveau de la zone optique (traitement à visée réfractive)

Les primitives géométriques utilisées pour modéliser la surface cornéenne avant traitement ont été la sphère (amétropie sphérique pure), et l'ellipsoïde torique (amétropie cylindrique pure) alignées selon un axe commun. La surface cornéenne finale a été modélisée par une sphère dans tous les cas. Les différences entre les rayons de courbure apicaux respectifs des surfaces initiales et finales ont été exagérées afin de faciliter la visualisation spatiale et les données morphologiques des lentilles ainsi générés. Un cylindre a été utilisé pour délimiter l'ensemble des points inclus dans la zone d'ablation à visée optique. Pour les corrections sphériques, les surfaces cornéennes initiales et finales ont été modélisées par deux surfaces sphériques différant par leur rayon de courbure, le rayon de courbure de la surface d'arrivée étant plus plat pour les corrections myopiques, et plus cambré pour les corrections hypermétropiques (*fig. 1*).

Pour les traitements cylindriques purs, la surface cornéenne initiale a été modélisée par un ellipsoïde torique (avec deux rayons de courbure apicaux différents le long des méridiens principaux), et la surface cornéenne finale était sphérique. Dans le cas d'un traitement cylindrique négatif pur, un des principaux rayons de courbure de la surface initiale était plus court (méridien le plus cambré), et l'autre de dimension égale à celui de la surface cornéenne finale. Dans le cas d'un traitement cylindrique positif pur, un des principaux rayons de courbure de la surface initiale était plus long (méridien

le plus plat), et l'autre de longueur égale à celui de la surface cornéenne finale (*fig. 2*).

Les représentations tridimensionnelles des volumes ont été obtenues en une ou deux opérations booléennes successives. La première opération consistait en la soustraction du volume de la sphère modelant la surface cornéenne finale à celle de la sphère ou de l'ellipsoïde modelant celle de la surface cornéenne initiale. La seconde consistait en une intersection entre le volume issu de la première étape (soustraction) et le cylindre correspondant aux points inclus dans la zone optique.

Le lentille photoablaté pour la correction de la myopie sphérique a été obtenu en ajustant la distance entre le sommet de chaque surface de façon à ce que le cercle issu de l'intersection entre les deux surfaces ait un diamètre égal à celui de la zone optique choisie.

Le lentille photoablaté pour la correction de l'hypermétropie sphérique a été obtenu en positionnant les surfaces initiales et finales afin de les rendre tangentes en leur sommet. Après soustraction de la surface finale à la surface initiale, le volume obtenu était intersecté par un cylindre ayant un diamètre correspondant à celui de la zone optique.

Pour obtenir le lentille correspondant au traitement cylindrique négatif, la distance entre les sommets de la surface initiale et de la surface finale était ajustée de façon à ce que le long du méridien le plus cambré, les surfaces initiales et finales se coupent en deux points situés de part et d'autre du sommet à une distance correspondant au diamètre de la zone optique. Le volume obtenu après soustraction du volume initial au volume final, était intersecté avec un cylindre de diamètre égal à la zone optique.

La même approche a été utilisée pour fabriquer le volume du lentille correspondant au traitement cylindrique positif pur. Dans ce dernier cas, les surfaces initiales et finales étaient tangentes le long du méridien initialement le plus cambré (*fig. 2*).

Modélisation du lentille équivalent au tissu photoablaté pour la réalisation de la zone de transition

La zone de transition n'a pas de rôle réfractif direct, mais vise à assurer la stabilité du traitement effectué au niveau de la zone optique en limitant au mieux les phénomènes de régression cicatricielle, proportionnels à la profondeur du traitement et exacerbés par les raccords périphériques abrupts [6-8]. Il est raisonnable de postuler que les caractéristiques théoriques souhaitables de la zone de transition d'un traitement à visée réfractive devraient être dictées par la géométrie du remodelage cornéen effectué au niveau de la zone optique. Selon le type de profil d'ablation effectué au niveau celle-ci, le raccordement entre la cornée traitée (bord de la zone optique) et la cornée périphérique est soit « naturel » (épaisseur nulle du bord du lentille ; absence de différence d'élévation entre le bord de la zone optique et

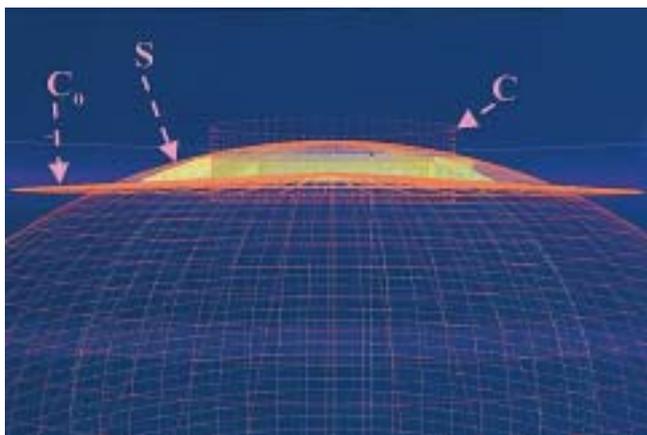
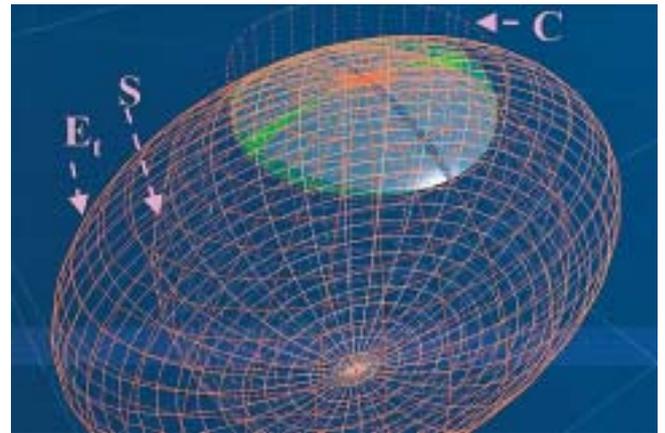
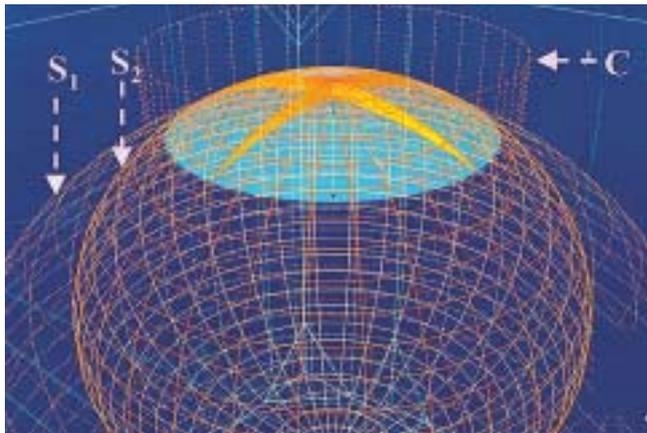
la périphérie cornéenne non traitée), soit abrupt (épaisseur non nulle du bord du lentille ; différence d'élévation entre le bord de la zone optique et la périphérie cornéenne non traitée). Conformément à un principe recommandé par certains auteurs [5, 9], la pente de la zone de transition a été définie comme constante. Nous avons donc utilisé un cône de révolution (dont la nappe possède une pente constante) pour modéliser celle-ci. Une intersection booléenne avec le volume issu d'une soustraction préalable entre la cornée initiale et le lentille réfractif (zone optique) a ainsi permis d'obtenir une représentation virtuelle de la zone de transition conforme à nos critères (fig. 3).

RÉSULTATS

Caractéristiques du lentille ablaté pour la correction de la myopie sphérique

Zone optique : Le traitement sphérique myopique aboutit à l'ablation d'un lentille convexe au niveau de la zone optique (fig. 4). Son épaisseur est maximale au centre, diminue progressivement vers la périphérie et devient nulle au niveau du bord périphérique circulaire.

Zone de transition : Le bord périphérique du lentille optique étant d'épaisseur nulle, la transition avec la cornée périphérique est naturelle et l'addition d'une zone



$$\frac{1}{3} \frac{2}{3}$$

Figure 1 : Modélisation du lentille théorique correspondant au traitement sphérique négatif en regard de la zone optique. La surface cornéenne antérieure est modélisée par une sphère (S_1). La surface cornéenne finale est modélisée par une sphère (S_2) de rayon supérieur à celui de la surface initiale. Le diamètre de la zone optique correspond à celui du cylindre (C). Le profil d'ablation théorique délivré au niveau de la zone optique a été souligné en orange en regard de deux méridiens arbitraires perpendiculaires.

Figure 2 : Modélisation du lentille correspondant au traitement cylindrique positif à visée optique : la surface cornéenne est modélisée par un ellipsoïde torique (E_t), dont le rayon apical le plus court est égal à celle de la sphère modélisant la surface d'arrivée (S). Le volume théorique du lentille est obtenu par une soustraction booléenne de S à E_t . Une intersection booléenne avec un cylindre (C) est ensuite effectuée afin d'en isoler les points correspondant à une zone optique circulaire de diamètre égal à celui de C . Le profil d'ablation effectué le long du méridien initialement le plus plat (rayon apical de l'ellipsoïde torique le plus grand) a été souligné en vert.

Figure 3 : Modélisation du lentille correspondant à la zone de transition pour le traitement sphérique positif. La face postérieure du lentille est modélisée par un cône de révolution (Co), dont la pente coïncide avec celle de la zone de transition. La face supérieure de ce lentille correspond à la sphère (S) modélisant la surface cornéenne initiale. Son périmètre interne est situé sur la paroi latérale du cylindre C . Le volume est obtenu par deux soustractions booléennes successives. La première est effectuée entre S et Co , la seconde entre le volume ainsi obtenu et le cylindre C , afin d'exclure les points situés dans la zone optique.

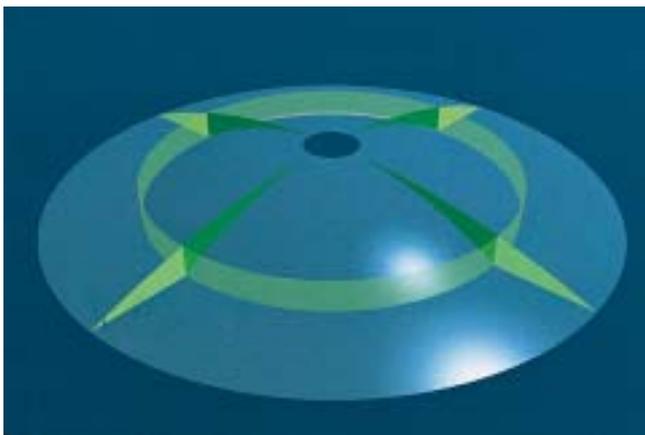
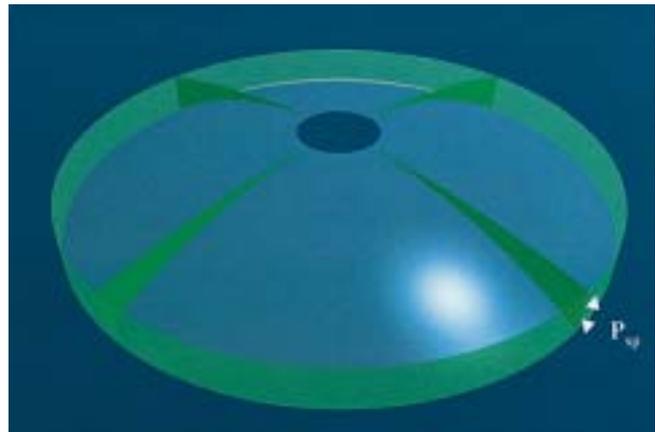
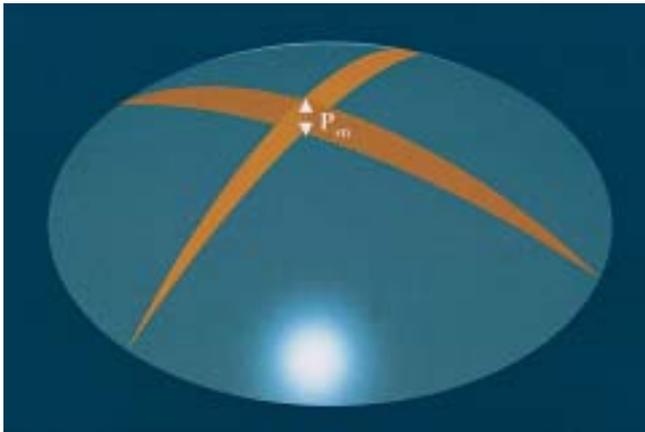
de transition conforme à nos critères est inutile (le volume résultant de l'opération booléenne destinée à générer le lentille correspondant à la zone de transition conforme aux données initiales de notre modèle est nul).

Caractéristiques du lentille photoablaté pour l'hypermétropie sphérique

Zone optique : Le traitement de l'hypermétropie sphérique résulte en l'ablation d'un lentille concave au ni-

veau de la zone optique (*fig. 5*). Son épaisseur est nulle au centre et augmente progressivement vers la périphérie pour atteindre son maximum au niveau de son bord.

Zone de transition : Son périmètre est circulaire et son diamètre varie en fonction de la pente choisie pour la nappe du cône. La *figure 6* représente une zone de transition dont le rapport du diamètre à celui de la zone optique (9/6) est proche de ceux employés par la plupart des systèmes de délivrance pour le traitement de l'hypermétropie sphérique.



4	5
6	

Figure 4 : Représentation tridimensionnelle du lentille théorique correspondant au volume de tissu cornéen photoablaté pour un traitement sphérique négatif de magnitude $-S$ ($S > 0$) délivré au niveau d'une zone optique de diamètre D . Le profil d'ablation théorique a été souligné en orange au niveau de deux méridiens arbitraires. L'épaisseur du lentille est maximale au centre et nulle à son bord. Ce dernier correspond au périmètre de la zone optique circulaire. L'épaisseur maximale au centre P_{sn} est calculée en première approximation par la formule suivante : $P_{sn} \approx \frac{1}{3}SD^2$ où D correspond au diamètre de la zone optique.

Figure 5 : Représentation tridimensionnelle du lentille théorique correspondant au volume de tissu cornéen photoablaté pour un traitement sphérique positif de magnitude S ($S > 0$) délivré au niveau d'une zone optique de diamètre D . Le profil d'ablation théorique en regard de deux méridiens principaux arbitraires ainsi que les points situés en regard du périmètre de la zone optique ont été soulignés en vert.

Ce lentille présente une symétrie de révolution et possède une épaisseur nulle au centre, et maximale en regard du bord de la zone optique. Cette épaisseur maximale P_{sp} est calculée en première approximation par la formule suivante : $P_{sp} \approx \frac{1}{3}SD^2$ où D correspond au diamètre de la zone optique.

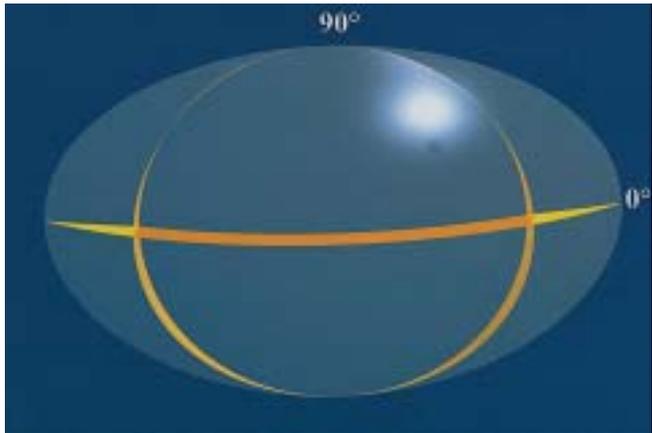
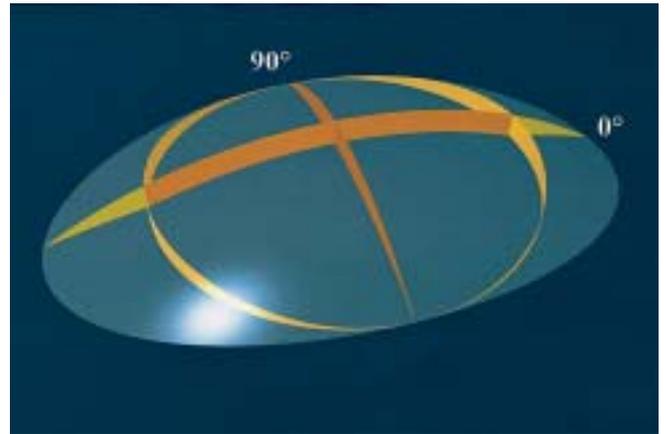
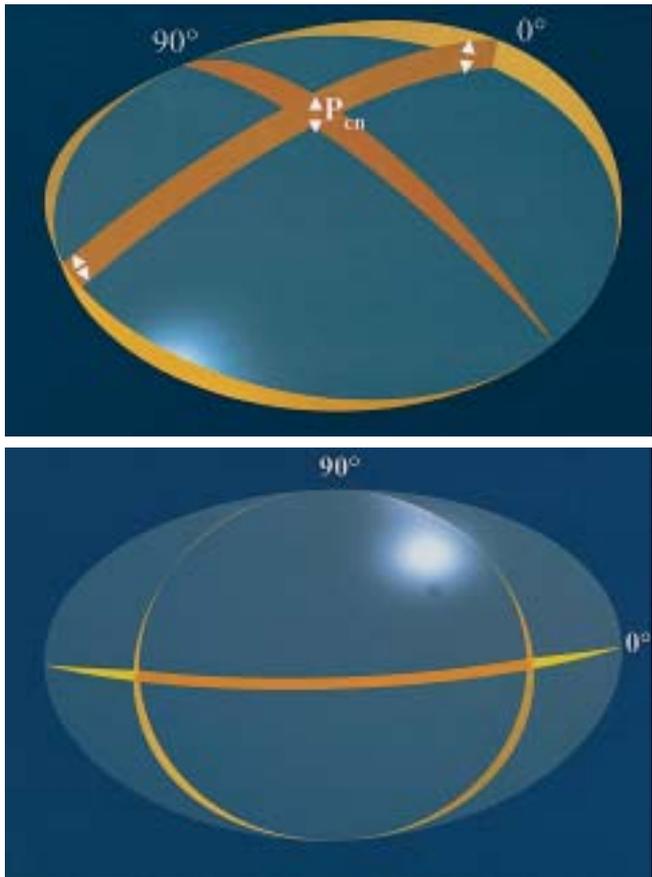
Figure 6 : Représentation tridimensionnelle du lentille théorique total (zone optique et zone de transition) correspondant au volume théorique de tissu cornéen photoablaté par le traitement sphérique positif. L'épaisseur du lentille est nulle au centre de la zone optique, et croît progressivement du centre vers le bord de celle-ci. Le sillon circulaire ainsi formé doit être nivelé par une zone de transition adaptée, dont le diamètre externe correspond à celui de la zone d'ablation. Le profil d'ablation théorique réalisé au niveau de deux méridiens arbitraires et en regard de la jonction circulaire entre la zone optique et la zone de transition a été souligné en vert.

Morphologie du lenticule ablaté pour le traitement cylindrique myopique pur

Zone optique : Le traitement cylindrique myopique pur consiste à enlever un lenticule de forme convexe le long du méridien initialement le plus cambré, et d'épaisseur constante et maximale le long du méridien initialement le plus plat afin de préserver la courbure de celui-ci (fig. 7). L'épaisseur le long du méridien plat est identique à celle d'un lenticule sphérique traitant la même puissance de myopie sphérique. En raison de cette contrainte, le volume ablaté du traitement cylindrique

pur est supérieur à celui du lenticule pour le traitement sphérique pur pour la même puissance de myopie traitée.

Zone de transition : Son périmètre a une forme globale elliptique (fig. 8a et 8b), qui est liée à la variation d'épaisseur du bord du lenticule photoablaté à visée optique. Cette épaisseur est maximale en regard du méridien principal plat où elle est égale à la profondeur d'ablation centrale, puis décroissante jusqu'à devenir nulle en regard du méridien principal cambré. Le diamètre de la zone de transition est donc égal à celui de la zone optique en regard de ce méridien,



7 | 8a
8b |

Figure 7 : Représentation virtuelle du lenticule correspondant au volume de tissu cornéen photoablaté pour un traitement cylindrique négatif ($-C ; 0^\circ$) (avec $C > 0$) délivré au niveau d'une zone optique circulaire de diamètre D . Le profil d'ablation en regard des méridiens principaux et du périmètre de la zone optique a été souligné en orange. L'épaisseur du lenticule est maximale et constante en regard du méridien initialement le plus plat situé à 0° (ablation plane à face parallèle). Cette profondeur d'ablation P_{cn} est égale en première approximation à : $P_{cn} \approx \frac{1}{3}CD^2$ Le long du méridien opposé, elle épouse un profil d'ablation démyopisant.

Figure 8 : Représentation tridimensionnelle du lenticule théorique total (zone optique et zone de transition) correspondant au volume théorique de tissu cornéen photoablaté pour le traitement cylindrique négatif ($-C \times 0^\circ$), avec $C > 0$. La forme du lenticule matérialisant le volume de cornée consommé pour le traitement de l'astigmatisme myopique pur est liée au profil d'ablation effectué au niveau du méridien trop cambré où la profondeur d'ablation est maximale au centre, alors que celle-ci doit être constante le long du méridien plat, afin de ne pas en modifier la courbure. Il implique la réalisation d'une zone de transition de pente constante plus large du côté du méridien plat, afin de limiter les phénomènes de régression et de couple (a). Le profil d'ablation théorique a été souligné en orange au niveau des méridiens principaux et en regard de la jonction entre la zone optique et la zone de transition. Le périmètre interne de la zone de transition est circulaire (correspondant au bord de la zone optique). Son périmètre externe est elliptique (b). Cette particularité explique la nécessité d'obtenir une zone d'exposition de dimensions suffisantes dans l'axe du méridien initialement le plus plat. Dans cet exemple (astigmatisme myopique pur direct), si un LASIK est effectué, la charnière du capot stromal devra être idéalement placée en supérieur.

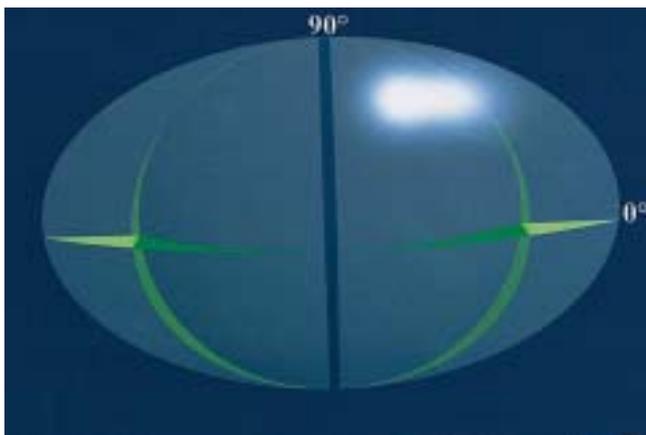
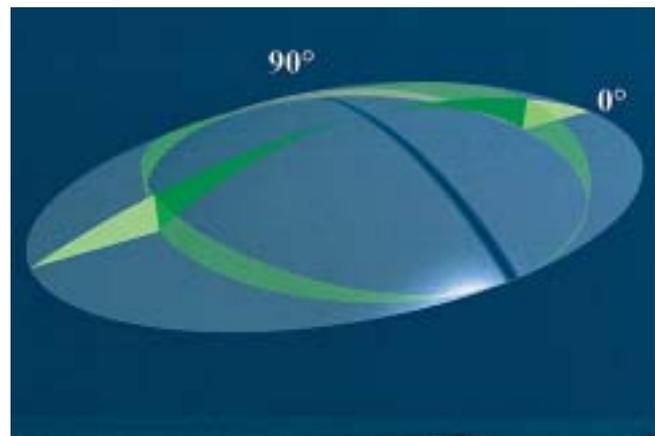
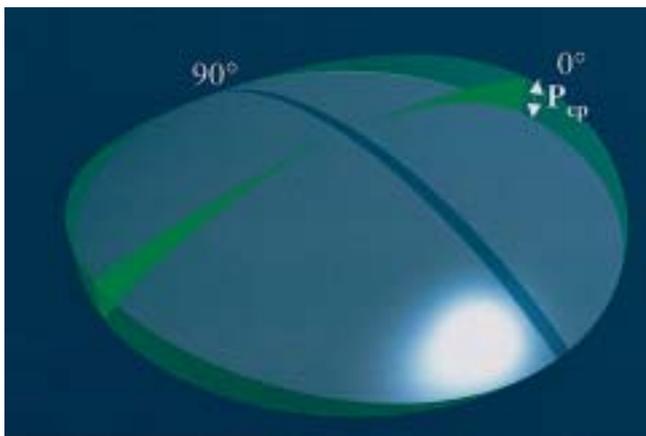
puis augmente progressivement et atteint sa valeur maximale en regard du méridien initialement le plus plat.

Morphologie du lenticule photoablaté pour le traitement hypermétrope cylindrique pur

Zone optique : Le traitement hypermétrope cylindrique consiste à enlever un lenticule concave le long du

méridien initialement le plus plat et d'épaisseur nulle le long du méridien opposé (fig. 9). Le long du méridien plat, l'épaisseur du lenticule augmente du centre (épaisseur nulle) vers le bord (épaisseur maximale). Cette épaisseur est identique à celle d'un traitement sphérique positif pour la même puissance de traitement.

Zone de transition : Son périmètre possède une forme globalement elliptique (fig. 10a et 10b) ; le diamètre de la zone de transition est maximal en regard du méridien initialement le plus plat, et diminue jusqu'à devenir égal



$$\frac{9}{10b} \left| \frac{10a}{10b} \right|$$

Figure 9 : Représentation tridimensionnelle virtuelle du lenticule correspondant au volume de tissu cornéen photoablaté pour un traitement cylindrique positif de magnitude ($C \times 90^\circ$) (avec $C > 0$) délivré au niveau d'une zone optique circulaire. Le profil d'ablation en regard des méridiens principaux et du périmètre de la zone optique a été souligné en vert. Ce lenticule a une épaisseur nulle en regard du méridien initialement le plus cambré (situé à 90°). L'épaisseur du lenticule est d'autant plus importante que le point de mesure est proche d'une des extrémités du méridien initialement le plus plat (situé à 0°). La profondeur maximale d'ablation P_{cp} est alors égale en première approximation à : $P_{cp} \approx \frac{1}{3}SD^2$ Au niveau du bord circulaire du lenticule, son épaisseur décroît du méridien plat vers le méridien cambré où elle devient nulle.

Figure 10 : Représentation tridimensionnelle du lenticule théorique total (zone optique et zone de transition) correspondant au volume théorique de tissu cornéen photoablaté pour le traitement cylindrique positif ($C \times 90^\circ$), avec $C > 0$. La forme du lenticule matérialisant le volume de corneé consommé pour le traitement de l'astigmatisme hypermétrope pur est liée au profil d'ablation effectué au niveau du méridien trop plat en regard duquel la profondeur d'ablation est maximale, alors que celle-ci est nulle le long du méridien opposé. Le profil d'ablation théorique a été souligné en vert au niveau des méridiens principaux et en regard du périmètre circulaire de la zone optique. Afin de limiter les phénomènes de régression, la réalisation d'une zone de transition de pente constante implique que son diamètre soit plus large du côté du méridien initialement le plus plat (a). Le périmètre interne de la zone de transition est circulaire (correspondant au bord de la zone optique). Son périmètre externe est elliptique (b). Cette particularité explique la nécessité d'obtenir une zone d'exposition de dimensions suffisantes dans l'axe du méridien initialement le plus plat. Dans cet exemple (astigmatisme hypermétrope pur direct), si un LASIK est effectué, la charnière du capot stromal devra idéalement être placée en supérieur.

à celui de la zone optique le long du méridien initialement le plus cambré.

DISCUSSION

Les profils d'ablation actuellement utilisés pour le traitement des amétropies sphéro-cylindriques sont établis selon un modèle paraxial. Ce modèle assimile l'ensemble des interfaces réfractives de l'œil à une interface unique, représentée par une surface cornéenne antérieure sphérique ou sphéro-cylindrique [1, 3]. L'approche géométrique qualitative que nous avons utilisée est fondée sur les mêmes assumptions. La cornée est en réalité une surface asphérique et torique [10-14]. Il a cependant été démontré que l'influence théorique des valeurs du rayon de courbure et de l'asphéricité moyenne de la surface cornéenne antérieure sur le résultat réfractif d'un traitement photoablatif basé sur de tels modèles était respectivement faible pour la première et nulle pour la seconde [15, 16]. Ainsi, les systèmes de délivrance conventionnels sont programmés pour exciser au sein de la zone optique un lenticule de tissu cornéen de puissance optique inverse à celui de l'amétropie à corriger, quelque soit la réalité anatomique de la cornée recevant ce traitement.

Le traitement d'une amétropie sphérique repose sur une délivrance symétrique par rapport au centre de la zone optique. La traduction géométrique au niveau du lenticule photoablaté est une symétrie de révolution. En dehors de cette propriété commune, les lenticules correspondant aux traitements de la myopie et de l'hypermétropie sphériques ont des caractéristiques opposées. L'épaisseur du lenticule myopique sphérique est maximale au centre. Cette caractéristique expliquerait le risque d'ectasie en regard du centre du mur postérieur cornéen restant en cas de photoablation myopique importante [17-19]. En revanche, le bord circulaire du lenticule a une épaisseur nulle ; la transition entre cornée traitée et non traitée est donc naturelle, sans bord abrupt. Une zone de transition dictée selon nos critères (différence d'élévation) n'est pas nécessaire. Cependant en pratique, elle est systématiquement proposée par les systèmes de délivrance des différents lasers Excimer pour le traitement sphérique négatif. Sa réalisation vise à prévenir une solution de continuité entre la courbure induite par l'aplatissement cornéen central et celle de la cornée périphérique non traitée, surtout dans le traitement des fortes amétropies myopiques [20]. Elle entraîne cependant une photoablation additionnelle plane (à bords parallèles) en regard de la zone optique et transforme ainsi l'aspect du lenticule à ce niveau (augmentation homogène de son épaisseur). C'est pourquoi nous n'avons pas retenu comme critère pour la réalisation de la zone de transition l'existence d'une variation de courbure sans différence d'élévation associée. L'absence de différence d'élévation entre le bord de la zone

optique et la cornée périphérique explique au moins partiellement la moindre régression observée après traitement sphérique négatif qu'après traitement sphérique positif, à profondeur d'ablation maximale égale. Au cours du traitement sphérique positif, le sillon périphérique circulaire abrupt induit par le cambrement cornéen central au niveau du bord de la zone optique doit impérativement être nivelé par une large zone de transition additionnelle, afin de limiter l'intensité des phénomènes cicatriciels. Si l'on désire obtenir une pente douce pour la zone de transition, le diamètre de celle-ci devra être d'autant plus large que la profondeur du sillon à la périphérie de la zone optique est importante, profondeur elle-même proportionnelle à la magnitude du traitement et au carré du diamètre de la zone optique. La réduction du diamètre de la zone optique permet en théorie une diminution de celui de la zone de transition, mais au prix d'une altération de la qualité de vision postopératoire et d'une augmentation du risque de décentrement. Le rapport optimal entre les diamètres des zones optiques et de transition reste à déterminer. Ces considérations soulignent l'importance de la zone de transition dans le traitement hypermétropique.

Le traitement d'une amétropie cylindrique par photoablation revient en termes géométriques à rendre sphérique une surface initialement torique. Dans le cas d'une amétropie cylindrique pure, il existe un méridien principal dont la courbure est adéquate, méridien le plus cambré dans le traitement sphérique positif, méridien le plus plat dans le traitement cylindrique négatif. L'analyse du pourtour des lenticules correspondant aux traitements cylindriques révèle une profondeur de photoablation maximale variable pour chaque méridien. Ceci reflète la réalité optique de l'astigmatisme cornéen régulier qui correspond à une variation continue de la puissance optique des méridiens cornéens, contrairement à ce que suggère l'expression cylindrique utilisée en pratique clinique et qui se limite à la mention d'une puissance dioptrique et d'un axe. L'analyse tridimensionnelle de ces profils cylindriques, caractérisés par une absence de symétrie de rotation et la nécessité d'imprimer une modification de courbure différente pour chacun des méridiens cornéens permet de mieux comprendre la tâche complexe devant être accomplie par le système de délivrance, et l'importance d'un centrage et d'un alignement optimal lors de la réalisation de la procédure chirurgicale. Ces spécificités expliquent les moins bons résultats de la correction de l'astigmatisme par rapport à ceux du traitement de la myopie sphérique simple.

Lors du traitement cylindrique positif, l'ablation est maximale en regard du méridien initialement le plus plat, et nulle le long du méridien le plus cambré. Il s'agit donc d'un traitement véritablement sélectif, contrairement au traitement cylindrique négatif, qui n'épargne aucun des méridiens cornéens et délivre même le maximum de photoablation en regard du méridien dont la courbure initiale est à préserver ! Cette caractéristique

(ablation à bords parallèles) est spécifique au traitement cylindrique négatif. Elle pourrait expliquer tout ou partie l'effet de couple sphéro-cylindrique qui est la modification induite par le traitement de l'astigmatisme sur l'équivalent sphérique. Cet effet peut être défini par une constante dont le produit par la puissance cylindrique traitée est égal à la variation attendue de l'équivalent sphérique [21]. En correction optique additive par verres de lunette, la pose d'un verre cylindrique sur la monture d'essai induit un effet de couple sphéro-cylindrique égal à 50 % : la réduction de l'équivalent sphérique est égale à la moitié de la magnitude du verre cylindrique. En cas de chirurgie incisionnelle de l'astigmatisme, l'effet de couple sphéro-cylindrique est négligeable car l'incision relaxante qui aplatit un méridien induit un effet conjugué de cambrure du méridien perpendiculaire. En chirurgie ablative au laser Excimer, s'il est pas tout à fait juste de considérer qu'un traitement cylindrique pur soit dénué d'effets biomécaniques sur le méridien opposé, celui-ci n'engendre certainement pas d'effet relaxant aussi important que celui obtenu avec des incisions transverses ou radiales. Huang *et al.* ont rapporté un excès d'effet de couple supérieur à 50 % après correction de l'astigmatisme myopique au laser Excimer, et l'ont attribué à la photoablation à bords parallèles le long du méridien le plus plat [22]. En théorie, ce profil d'ablation ne devrait pas modifier la courbure d'un méridien et laisserait donc inchangé son pouvoir optique. Or l'étude des variations réfractives induites par la photoablation à visée thérapeutique qui utilise des profils d'ablation à bords parallèles révèle un shift hypermétropique quasi-constant induit par une diminution de la cambrure de la zone traitée et proportionnel à la profondeur totale d'ablation [23]. L'hypermétropisation indésirable observée après traitement cylindrique négatif pourrait de même s'expliquer par un aplatissement relatif du méridien initialement le plus plat ayant subi une ablation à bords parallèles. Inversement, l'absence d'effet de couple sphéro-cylindrique rapportée après traitement cylindrique positif est probablement liée à l'épargne du méridien initialement le plus plat. Dans le traitement cylindrique positif, la profondeur maximale d'ablation est située en regard de l'extrémité du méridien le plus plat et les phénomènes cicatriciels, maximums à ce niveau, expliquent certainement les fréquentes régressions observées après ce type de traitement [24].

Les nomogrammes et les profils d'ablation des lasers Excimer ont été progressivement affinés en fonction de ces résultats que ne laissaient pas entrevoir les modèles initiaux purement physico-mathématiques. Certains systèmes de délivrance pratiquent une réduction de la composante sphérique proportionnelle à la magnitude du cylindre négatif à traiter en cas d'amétropie composée pour compenser l'effet de couple sphéro-cylindrique. En cas d'amétropie cylindrique négative pure, l'adjonction d'un traitement cylindrique positif complémentaire (épargnant le méridien initialement trop cambré) permet

de compenser le shift hypermétropique induit par le traitement cylindrique négatif pur [25, 26]. Enfin, certains auteurs ont proposé la réalisation d'une zone optique elliptique, élargie le long du méridien subissant l'ablation plane, afin d'en éloigner la berge abrupte du centre de la zone optique [27]. Ainsi, le périmètre de la zone d'ablation rendu elliptique a son grand axe horizontal en cas d'astigmatisme direct, oblique en cas d'astigmatisme oblique, et vertical en cas d'astigmatisme inverse. Ces considérations doivent guider le choix du microkératome et/ou d'une position de la charnière du capot en LASIK.

La photoablation à visée réfractive repose sur un remodelage du dôme cornéen dont la précision dépasse de loin celle de la main humaine [28]. Elle a été rendue possible grâce aux propriétés du laser Excimer à 193 nm sur le tissu cornéen, et aux progrès technologiques accomplis dans le domaine des systèmes de délivrance. La simplicité des menus des logiciels pilotant ces systèmes est certainement bénéfique en terme de sécurité opératoire en limitant le risque d'erreur de saisie. Cependant, le faible nombre de paramètres de photoablation laissé au choix du chirurgien et le plus souvent limité à la sélection du diamètre de la zone optique concourt certainement à détourner son intérêt du type de profil d'ablation délivré. Cette offre réduite va paradoxalement à l'encontre du concept de procédure personnalisée qui repose sur la disposition d'un large éventail de paramètres ajustables. La compétitivité et le secret industriel expliquent par ailleurs le faible nombre de données publiées par les différentes compagnies sur les caractéristiques précises des profils d'ablation délivrés par leurs lasers. Ainsi, un certain obscurantisme reste de mise en ce domaine, que l'introduction récente de profils d'ablation personnalisés guidés par l'aberrométrie et/ou la topographie cornéenne n'aide pas à dissiper. Pourtant, la prise en compte d'aberrations optiques de haut degré ne bouleverse pas profondément les caractéristiques géométriques globales du profil d'ablation (tant que prédomine l'amétropie sphéro-cylindrique dans la genèse de la déformation du front d'onde). Ainsi, les effets de couple sphéro-cylindrique pourraient par exemple perturber les résultats d'un traitement fondé sur le recueil du front d'onde d'un patient présentant un fort astigmatisme myopique. En outre, les caractéristiques spécifiques des profils d'ablation destinés à corriger les aberrations optiques de haut degré pourraient également être pourvoyeuses d'effets propres de régressions locales inattendues. Des études sur de larges séries seront donc nécessaires, et la compréhension des mécanismes à l'origine des effets réfractifs « non prédits par les modèles paraxiaux » apparaît comme une étape importante pour l'obtention de résultats à la hauteur des attentes suscitées par les traitements personnalisés.

L'utilisation d'images de synthèse est utile dans de nombreux domaines scientifiques et a fait l'objet de quelques applications en ophtalmologie [14, 29, 30]. Nous rapportons pour la première fois son utilisation dans

l'analyse des profils d'ablation conventionnels par représentation virtuelle tridimensionnelle du volume cornéen photoablaté. Nous espérons que ce travail pourra aider ceux qui désirent approfondir leurs connaissances théoriques en matière de profils d'ablation afin de mieux comprendre leurs conséquences cliniques.

RÉFÉRENCES

1. Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*, 1988;14:46-52.
2. Patel S, Marshall J. Corneal asphericity and its implications for photorefractive keratectomy: a mathematical model. *J Refract Surg*, 1996;12:347-51.
3. McDonnell PJ, Moreira H, Clapham TN, D'Arcy J, Munnerlyn CR. Photorefractive keratectomy for astigmatism. Initial clinical results. *Arch Ophthalmol*, 1991;109:1370-3.
4. Burek H, Douthwaite WA. Mathematical models of the general corneal surface. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1993 Jan;13(1):68-72.
5. Alessio G, La Tegola MG, Sborgia C. Corneal interactive programmed topographic ablation using the Lasersight laser. In: McRae S, Krueger RR, Applegate RA, editors. *Customized corneal ablation: the quest for supervision*. Thorofare: Slack incorporated; 2001.p.261-70
6. Fagerholm P, Hamberg-Nyström H, Tengroth B. Wound healing and myopic regression following photorefractive keratectomy. *Acta Ophthalmol*, 1994;72:229-34.
7. Gauthier CA, Epstein D, Holden BA, et al. Epithelial alterations following photorefractive keratectomy for myopia. *J Refract Surg*, 1995;11:113-8.
8. Lohmann CP, Güell JL. Regression after LASIK for the treatment of myopia: the role of the corneal epithelium. *Semin Ophthalmol*, 1998;13:79-82.
9. Macrae S. Excimer ablation design and elliptical transition zones. *J Cataract Refract Surg*. 1999 Sep;25(9):1191-7.
10. Mandell RB, St. Helen R. Mathematical model of the corneal contour. *Br J Physiol Opt*, 1971;26:183-97.
11. Kiely PM, Smith G, Carney LG. The mean shape of the human cornea. *Optica Acta*, 1982;8:1027-40.
12. Douthwaite WA, Sheridan M. The measurement of the corneal ellipse for the contact lens practitioner. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1989;9:239-42.
13. Mandell RB. The enigma of the corneal contour. *Contact Lens Assoc Ophthalmol*, 1992;18:267-73.
14. Keller PR, Reid PG, van Saarloos PP. Corneal topography bow-tie pattern: artifact of videokeratoscopy? *J Cataract Refract Surg*, 1997 Nov;23(9):1339-44.
15. Blaker W, Hersh PS. Theoretical and clinical effect of preoperative corneal curvature on Excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. *J Refract Corneal Surg*, 1994;10:571-74.
16. Gatinel D, Hoang-Xuan T, Azar D. Determination of corneal asphericity after myopic surgery with the Excimer laser: a mathematical model. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2001 Jul;42(8):1736-42.
17. Seiler T, Quurke AW. Iatrogenic keratectasia after LASIK in a case of forme fruste keratoconus. *J Cataract Refract Surg*, 1998;24:1007-9.
18. McLeod SD, Kisla TA, Caro NC, McMahon TT. Iatrogenic keratoconus: corneal ectasia following laser in situ keratomileusis for myopia. *Arch Ophthalmol*, 2000;118:282-4.
19. Joo CK, Kim TG. Corneal ectasia detected after laser in situ keratomileusis for correction of less than -12 diopters of myopia. *J Cataract Refract Surg*, 2000;26:292-5.
20. Pop M, Aras M. Multizone/multipass photorefractive keratectomy: six month results. *J Cataract Refract Surg*, 1995 Nov; 21(6):633-43.
21. Faktorovich EG, Maloney RK, Price FWJr. Effect of astigmatic keratotomy on spherical equivalent: results of the Astigmatism Reduction Clinical Trial. *Am J Ophthalmol*, 1999 Mar;127(3):260-9.
22. Huang D, Stulting RD, Carr JD, Thompson KP, Waring GO 3rd. Multiple regression and vector analyses of laser in situ keratomileusis for myopia and astigmatism. *J Refract Surg*, 1999 Sep-Oct; 15(5):538-49.
23. Talamo JH, Helena MC. PTK complications. In: Azar DT, Steinert RF, Starck WJ, editors. *Excimer laser phototherapeutic keratectomy*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1997.p.143-56.
24. Tabbara KF, El-Sheik HF, Islam MM. Laser in situ keratomileusis for the correction of hyperopia from +0.50 to +11.50 diopters with the keracor 117C laser. *J Refract Surg*, 2001;17:123-8.
25. Chayet AS, Magallanes R, Montes M, et al. Laser in situ keratomileusis for simple myopic, mixed, and simple hyperopic astigmatism. *J Refract Surg*, 1998;14:S175-S176.
26. Molina R, Monasterio R, Soliz E, Foianini J. Correction of astigmatism using positive and negative cylinder programs with the Nidek EC-5000 Excimer laser. *J Refract Surg*, 1999;15:S195-S196.
27. Shah S, Smith RJ, Pieger S, Chatterjee A. Effect of an elliptical optical zone on outcome of photoastigmatic refractive keratectomy. *J Refract Surg*, 1999;15 (suppl):S188-S191.
28. Cochener B, Savary-Le Foch G, Colin J. Excimer surface photoablation versus Lasik for correction of mild myopia. *J Fr Ophthalmol*, 2001;24 (4):349-59.
29. Young JA, Siegel IM. Corneal contour mapping: an isomorphic approach. *CLAO J*. 1993 Jul;19 (3):182-5.
30. Young JA, Siegel IM. Three-dimensional digital subtraction modeling of corneal topography. *J Refract Surg*, 1995 May-Jun;11 (3):188-93.