

Aberrations du front d'onde chez des porteurs de LC souples asphériques et des porteurs de LC sphériques

Alexandra Fraser, OD, FAAO

Nicolas Fontaine, OD, MSc,
FAAO

professeur agrégé
École d'optométrie,
CP 6128, Succursale Centre-Ville,
Montréal, QC, H3C 3J7
nicolas.fontaine@umontreal.ca

Valérie Lambert, OD

Please visit

<https://opto.ca/document/wave-front-aberrations-soft-aspheric-contact-lenses>

to read an English version of this article

Sommaire

Objectif : Mesurer le niveau des aberrations d'ordres supérieurs (AOS) lors du port d'une lentille cornéenne (LC) souple asphérique, par rapport à une LC sphérique, chez des sujets myopes. **Méthode :** Des mesures de sécheresse oculaire et d'aberrométrie ont été effectuées sur un échantillon de 15 sujets myopes âgés de 20 à 30 ans. L'aberrométrie était mesurée dans trois conditions : 1. avec une LC sphérique, 2. asphérique ou 3. sans LC. Pour chacune de ces trois conditions, la racine des moindres carrés (RMC) des AOS, l'aberration sphérique (AS) et la coma ont été mesurées à cinq reprises dans un intervalle de 15 secondes durant lequel le sujet devait s'abstenir de cligner des yeux. **Résultats :** Les AOS augmentent lors du port d'une lentille sphérique. Avec les LC asphériques, l'augmentation des AOS tend à être plus faible. La LC sphérique provoque une augmentation significative de l'AS et de la coma horizontale par rapport à la condition sans LC. Pour la LC asphérique, on note une tendance vers une progression moins importante de ces aberrations, quoique les différences entre ces deux types de lentilles ne soient pas statistiquement significatives. Quant aux variations inter-clignement, il y a une augmentation semblable des AOS et des modes individuels dans le temps pour les trois situations. **Conclusion :** Il y a une tendance vers moins d'AS, de coma horizontale et d'AOS en général lors du port d'une LC asphérique par rapport au port d'une lentille sphérique. Par ailleurs, toutes les aberrations mesurées augmentent lors d'un intervalle prolongé entre les clignements, peu importe la condition testée.

Abstract

Purpose: To measure the level of higher order aberrations (HOA) when wearing a soft aspheric contact lens (CL), compared to a spherical CL, in myopic subjects. **Method:** Fifteen myopic subjects aged 20-30 years were tested for the presence of dry eye. Aberrometry measurements were done without a contact lens as well as with a spherical CL and an aspheric CL. Root mean square error (RMS) of HOA, spherical aberration (SA) and coma were measured five times in an interval of 15 seconds without blinking for each of the 3 conditions. **Results:** Wearing a spherical CL produced a significant increase of SA and horizontal coma compared to an eye without a contact lens. When wearing an aspheric CL, there was a trend towards a smaller increase of these aberrations. However, the difference between both types of lens was not statistically significant. In terms of total HOA, these were higher when wearing the spherical CL, while they tended to be less with the aspheric CL. As for the variations between blinks, there was a similar increase in total HOA and individual modes with time for the three

conditions. **Conclusion :** Wearers of aspheric CL seem to show a tendency towards smaller amounts of SA, horizontal coma and HOA in general in comparison with wearers of SCL. However, total HOA increases during a long interval between blinks, no matter the condition

MOTS CLÉS:

LC souple, LC asphérique, aberrations du front d'onde, aberrations sphériques, coma

INTRODUCTION

Depuis la fin des années 1990, un intérêt croissant s'est développé pour l'amélioration de la qualité optique de l'œil. Afin d'améliorer la performance visuelle, des compagnies de lentilles cornéennes (LC) ont développé des lentilles dites à « haute résolution » qui permettraient de corriger l'aberration sphérique (AS) en plus de corriger l'erreur de défocalisation (myopie et hypermétropie) et l'astigmatisme. Une diminution des aberrations permet une meilleure focalisation de l'image. Comme démontré dans le passé, l'AS inhérente au système optique de l'œil touche 90 % de la population et introduit, en moyenne, 0,15 μm d'aberration positive¹. L'AS est l'une des nombreuses formes d'aberration du front d'onde lumineux qui touchent l'œil humain. Il est également établi que pour un porteur de LC, la qualité de la vision est non seulement influencée par l'optique de l'œil, mais aussi par les propriétés optiques des lentilles correctrices ainsi que par leur interaction avec l'œil, surtout au niveau de la cornée et du film lacrymal². Ainsi, il sera pertinent d'étudier l'effet de ces LC asphériques sur différents types d'aberration.

Dans deux études récentes, on a démontré, par analyse du front d'onde, que certaines LC souples sphériques utilisées pour la correction de la myopie font augmenter l'ensemble des AOS en comparaison à une condition sans port de lentille^{2,3}. En 2003, Lu et al. ont également démontré que les porteurs de LC souples sphériques ont en moyenne plus d'AOS comparativement aux non-porteurs. Par contre, ils ont aussi noté une grande variabilité de ces changements d'aberrations entre les porteurs. Ces auteurs sont d'avis qu'étant donné les variations individuelles importantes, la correction des aberrations en LC devrait se faire de façon personnalisée⁴.

L'œil ne possède pas un système optique sans aberration et le front d'onde qui résulte du parcours de la lumière à travers les différents dioptries des médias oculaires subit des déformations. En optique, les déformations de la sphéricité du front d'onde lumineux atteignant la rétine sont qualifiées d'aberrations. Ces aberrations font que l'image produite par l'œil d'un objet ponctuel n'est plus un point, mais plutôt une tache de forme irrégulière. La méthode la plus répandue pour représenter les aberrations du front d'onde est le polynôme de Zernike. Selon ce modèle, les différents types d'aberrations sont représentés par des modes s'insérant à l'intérieur de différents ordres et sont quantifiés par le coefficient de ces modes. La somme de ces modes individuels forme le polynôme. Les ordres trois et plus sont qualifiés d'ordres supérieurs. Les plus notables de ces modes sont la coma verticale et horizontale, le trefoil et l'AS. Un des indicateurs les plus utilisés de l'aberration totale de l'œil est la racine des moindres carrés (RMC). La RMC se définit par la racine carrée de la somme des carrés des coefficients de Zernike. Une RMC de valeur élevée engendre une diminution de la qualité optique. Il est à noter que, de manière naturelle, les aberrations entre les deux yeux sont généralement sensiblement symétriques^{10,11}.

Le film lacrymal précornéen est important pour la protection de la surface oculaire, mais aussi pour assurer une surface optique de qualité⁵. Il représente la surface optique la plus puissante de tous les dioptries oculaires, en raison de l'importante différence d'indice de réfraction entre l'air et les larmes⁶. En conséquence, une légère variation de son épaisseur ou de sa régularité produira des aberrations importantes. Donc, le maintien d'un film lacrymal uniforme est essentiel pour procurer une image rétinienne de haute qualité^{6,7}. Montés-Micó et al. ont démontré qu'après le clignement, le film lacrymal se stabilise rapidement, ce qui produit une diminution des aberrations d'ordres supérieurs. Par la suite, celles-ci recommencent à augmenter suivant l'évaporation des larmes, ce qui mène à une irrégularité, puis au bris du film pré-cornéen⁸. Dans leur étude publiée en 2005, la quantité minimale d'aberrations a été mesurée à $6,1 \pm 0,5$ seconde après le clignement, en moyenne, chez des sujets normaux⁸.

Koh et al., ont démontré qu'il est possible de regrouper en quatre modèles différents les changements temporels dans les aberrations d'ordres supérieurs (AOS) totales se produisant après le clignement : le modèle stable, le modèle à petites fluctuations, le modèle en dents de scie et les autres modèles⁵.

D'autre part, une lentille asphérique comportant une correction pour l'AS risque, si elle est mal centrée, d'engendrer une quantité non négligeable de coma⁹. Sachant que les paupières se referment selon une progression latérale, en partant de la commissure externe vers l'intérieur, et connaissent l'influence de la gravité, et sachant que l'apex de la cornée est décentré en temporal chez la plupart des individus, on peut s'attendre à ce que la lentille ne soit pas parfaitement centrée et que sa position varie dans l'intervalle entre les clignements⁹.

Les AOS dégradent la qualité de l'image rétinienne. L'AS provoque un halo circulaire autour de l'image, tandis que la coma donne la forme d'une virgule à l'image d'un point. Cette dernière engendre donc une traînée floue à côté de l'image, parallèle à l'axe de symétrie de la « virgule ». L'influence de ces deux aberrations dépend fortement du diamètre de la pupille d'entrée du système optique. L'AS et la coma sont généralement les deux AOS les plus marquées dans l'œil humain.

La présente étude vise à mesurer le niveau des aberrations d'ordres supérieurs (AOS) lors du port d'une lentille cornéenne (LC) souple asphérique, par rapport à une LC sphérique, chez des sujets myopes, particulièrement dans l'intervalle entre les clignements.

La première hypothèse posée dans cette étude est que la situation avec la LC sphérique engendrera une augmentation des AOS chez une majeure partie des sujets. Ensuite, lors du port de LC asphérique, l'AS sera diminuée par rapport à la condition avec LC sphérique. Finalement, les AOS présentes entre les clignements varieront aussi selon la capacité de la lentille à maintenir la régularité du film lacrymal à sa surface, mais aussi selon la nature du design optique.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

SUJETS

Quinze sujets âgés de 20 à 30 ans ont été recrutés pour tester les hypothèses. Les caractéristiques des sujets sont illustrées au tableau 1. Les sujets devaient être des porteurs de LC et présenter une myopie dont l'équivalent sphérique se situait entre -1,00 D et -7,50 D. L'astigmatisme ne devait pas dépasser le quart de la sphère. Les sujets ne présentaient pas de pathologie oculaire et n'avaient pas subi d'intervention chirurgicale ou de chirurgie réfractive pouvant avoir modifié l'intégrité de la cornée.

Pour ce qui est des lentilles, deux LC en ocuflcon D (gr. 1 de classification de la FDA) avec 55 % de teneur en eau ont été utilisées. Seul le design optique était différent : l'une était sphérique, l'autre asphérique.

Données démographiques de l'échantillon

Donnée	Âge	Myopie	Astigmatisme	K méridien plat	K méridien cambré	Diamètre pupillaire
Moyenne	22,9 ans	-3,48D	-0,2D	43,38D	44,00D	5,96mm
Écart Type	±1,44 an	±2,03D	±0,34D	±1,36D	±1,49D	±1,10mm

Tableau 1. Données démographiques pour les 15 sujets ayant complété l'étude.

INSTRUMENTS ET PROCÉDURES

Au cours de la première visite, chaque sujet a subi une évaluation pour confirmer qu'il remplissait les critères d'inclusion. Cette évaluation consistait en une réfraction subjective et une biomicroscopie des segments antérieur et postérieur de l'œil droit, puisque seul cet œil a été testé. La kératométrie et l'ajustement des LC ont également été vérifiés sur l'œil droit uniquement, au biomicroscope.

À la fin de cette visite, une évaluation quantitative du film lacrymal a été effectuée. Le volume des larmes a été mesuré à l'aide de fils de coton calibrés à cet effet (Zone-Quick™, Menicon, Japon). Ensuite, le temps de bris du film lacrymal (TBUT) a été évalué à l'aide de la fluorescéine et en observant l'œil du sujet avec un biomicroscope et un filtre jaune.

Au cours de la deuxième visite, les mesures d'aberrométrie avec le Nidek OPD-Scan II™ *optical path difference scanning system* (Nidek co., Japon) ont été effectuées. Cet instrument diagnostique est à la fois un autoréfractomètre, un topographe cornéen ainsi qu'un aberromètre. L'utilisation de cet appareil permet d'analyser quantitativement le front d'onde de la lumière réfléchi par la rétine, après son passage à travers les dioptries et médias oculaires. Ces mesures ont été effectuées sans dilatation pupillaire. Le NIDEK OPD-Scan II™ est constitué de deux systèmes principaux. Le système de projection consiste en une lumière infrarouge qui traverse une roue munie d'une fente produisant des faisceaux de lumière en direction d'une lentille et des miroirs. La roue tourne constamment à haute vitesse de façon à couvrir les 360° de la pupille. Les faisceaux de lumière pénètrent l'œil et sont ensuite réfléchis par la rétine pour se diriger hors de l'œil vers le système de réception. Finalement, ces rayons traversent une autre lentille, puis sont captés par un groupe de photo-détecteurs. La différence de temps que prend la lumière pour atteindre les photodétecteurs centraux et ceux en périphérie est convertie en puissance réfractive. Ce mouvement du centre vers la périphérie est analogue à celui d'un skiascope (rétinoscope) utilisé de manière standard en clinique pour mesurer objectivement l'erreur de réfraction oculaire. Les systèmes de projection et de réception tournent de façon synchronisée autour de l'axe optique de l'appareil afin de mesurer la réfraction de chaque méridien par compte d'un degré¹³. Dans les faits, cet instrument permet de faire l'acquisition de 1 440 points de données qui décrivent une carte de la réfraction à travers la pupille.¹⁴ Cette carte peut ensuite être convertie en carte d'erreur du front d'onde à travers la pupille. Cet appareil a été conçu pour une utilisation clinique.

La première étape était de qualifier la fiabilité de cet aberromètre. Cette validation a été effectuée sur un sous-groupe de cinq sujets, étant donné la limite de temps allouée à cette étude. Pour ce faire, trois mesures d'aberrations dans la condition sans LC ont été effectuées pendant deux journées.

Par la suite, pour chacun des sujets, les aberrations oculaires ont été mesurées dans la situation sans LC. Ensuite, les conditions avec lentilles sphériques et asphériques ont été évaluées tour à tour. La lentille était par la suite insérée dans l'œil au moins cinq minutes avant la prise de mesures. Ce délai permettait de stabiliser le film lacrymal et la lentille sur l'œil. À chaque prise de mesures par l'aberromètre, le candidat devait cligner trois fois, fixer une cible et garder les yeux ouverts jusqu'à la fin des mesures (intervalle de 15 secondes). La moitié du groupe a commencé avec la lentille sphérique et l'autre avec la lentille asphérique. Les mesures pour chacune des trois conditions ont été répétées à trois reprises. L'aberromètre a permis d'isoler les valeurs de RMC des différentes aberrations constituant le front d'onde. Les valeurs pour la coma verticale, la coma horizontale, l'AS et le total des aberrations d'ordre supérieur ont été extraites pour l'analyse.

Les données ont été analysées à l'aide du logiciel de statistiques SPSS™ 17.0 pour Windows™. Des modèles linéaires généraux ont été utilisés pour tester les différences significatives possibles dans les données recueillies en fonction des facteurs « type d'aberration », « type de correction » et « temps ». Lorsque c'était le cas, des comparaisons post-hoc entre les différentes conditions de port ont été effectuées à l'aide de tests paires sur les moyennes marginales estimées (avec ajustement de Bonferroni pour comparaisons multiples). Si le modèle linéaire général ne montrait pas de variation dans le temps, les moyennes marginales estimées n'étaient comparées qu'à la sixième seconde (moment où le film lacrymal est généralement le plus stable⁸). Dans le cas contraire, ces tests paires ont été faits chaque trois secondes de l'intervalle de 15 secondes pendant lequel le sujet ne devait pas cligner. Une valeur du coefficient de signification $p < 0,05$ était considérée comme significative.

Cette étude a été approuvée par le Comité d'éthique de la recherche des Sciences de la Santé (CERSS) de l'Université de Montréal et suit les normes éthiques en matière d'utilisation de

sujets humains en recherche (principes du protocole de Helsinki). Les participants ont été informés de la nature et des détails du projet et ont donné un consentement écrit avant leur participation.

RÉSULTATS

FIABILITÉ

Tout d'abord, l'aberromètre Nidek OPD-Scan II™ a procuré des mesures fidèles. Par exemple, pour quatre des cinq sujets testés lors des deux journées différentes, la différence des valeurs numériques obtenues pour l'AS entre les deux séances ne dépassait pas 0,05 μm . Ce qui n'est pas cliniquement significatif.

MESURES D'ABERRATIONS DANS L'INTERVALLE ENTRE LES CLIGNEMENTS

Par ailleurs, les moyennes et écarts types des aberrations étudiées pour les trois conditions de port sont rapportés dans les figures 1 à 3. Le diamètre pupillaire moyen lors des mesures était de $5,96 \pm 1,10$ mm.

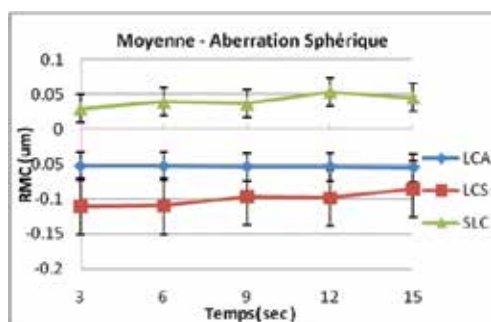


Figure 1. Évolution de la moyenne (n=15) de l'aberration sphérique durant l'intervalle de 15 secondes pendant lequel le patient devait garder les paupières ouvertes pour les conditions sans LC (triangle vert), avec LC sphérique (carré rouge) et LC asphérique (losange bleu). Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type.

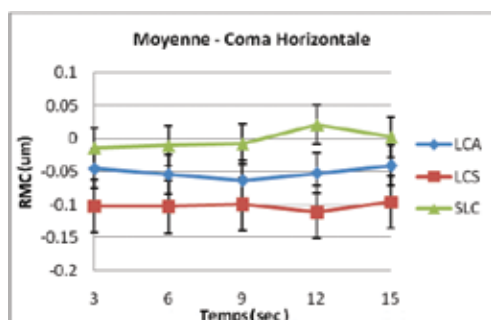


Figure 2. Évolution de la moyenne (n=15) de la coma horizontale durant l'intervalle de 15 secondes pendant lequel le patient devait garder les paupières ouvertes pour les conditions sans LC (triangle vert), avec LC sphérique (carré rouge) et LC asphérique (losange bleu). Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type.

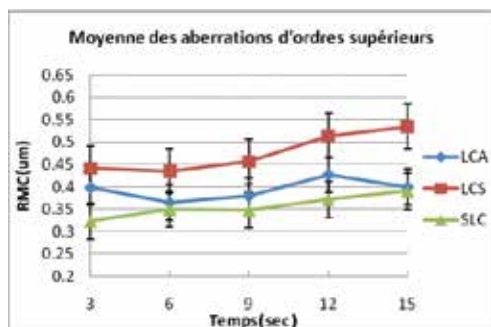


Figure 3. Évolution de la moyenne (n=15) du total des aberrations d'ordres supérieurs durant l'intervalle de 15 secondes pendant lequel le patient devait garder les paupières ouvertes pour les conditions sans LC (triangle vert), avec LC sphérique (carré rouge) et LC asphérique (losange bleu). Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type.

a) Aberration sphérique

Pour ce qui est de l'AS, l'analyse du modèle linéaire général a révélé que cette aberration ne variait pas dans le temps pour les trois conditions durant l'intervalle de 15 secondes ($p=0,491$).

À la sixième seconde, les moyennes marginales estimées ont présenté une différence statistiquement significative ($p<0,0005$) entre la condition sans LC par rapport au port de la LC sphérique ($p=0,008$) ou de la LC asphérique ($p=0,001$) (figure 1). La moyenne de l'AS mesurée

chez les sujets sans LC était de +0,040 µm par rapport à -0,110 µm, à la suite de la pose de la LC sphérique. Cependant, la comparaison par paires des moyennes marginales estimées n'a pas démontré de différence significative entre les conditions de port d'une LC sphérique et asphérique (p=0,486). La lentille asphérique montrait tout de même une tendance à diminuer l'AS totale (œil + lentille) par rapport au port d'une LC sphérique. Par contre, la situation sans LC était néanmoins celle où la moyenne de l'AS était la moindre.

b) Coma

Aucun changement dans le temps pour chacune des trois conditions n'a été observé pour la coma horizontale (modèle linéaire général, p=0,649).

L'analyse des moyennes marginales estimées, à la sixième seconde, a démontré une différence significative entre le résultat obtenu sans LC et celui avec une LC sphérique (p=0,025) (figure 2). La LC sphérique tendait à produire une quantité plus élevée de coma horizontale comparativement à la LC asphérique. Cependant, la coma horizontale avec la lentille asphérique n'était pas significativement différente de celle de l'œil sans lentille (p=0,074).

Par ailleurs, un modèle linéaire général n'a révélé aucune différence statistiquement significative pour ce qui est de la coma verticale pour les trois conditions de port (p>0,05).

c) Relation entre l'aberration sphérique et la coma horizontale

Une analyse de corrélation de Pearson a démontré l'existence d'une association entre l'AS et la coma horizontale pour les situations sans LC et avec LC sphérique. Le tableau 2 fournit le coefficient de détermination (r²) observé dans ces conditions à chaque temps échantillonné. Pour la condition sans LC, toutes les corrélations dans ce tableau se sont avérées statistiquement significatives, sauf celle à la 12^e seconde de la situation sans LC. Cette dernière va tout de même dans le même sens que les autres valeurs. Toutes les corrélations avec LC sphérique se sont avérées statistiquement significatives. Par contre, aucune corrélation n'était significative en présence d'une LC asphérique.

d) Total des aberrations d'ordres supérieurs

Enfin, pour ce qui est de l'évolution dans le temps du total des AOS, un modèle linéaire général montre qu'il existait une variation significative (p=0,013) pour la moyenne des AOS totales pour les trois conditions. Les comparaisons par paires (moyennes marginales estimées) ont permis d'établir que le changement se produit entre la sixième et la quinzième seconde (p=0,008) ainsi qu'entre la neuvième et la quinzième seconde (p=0,007).

Le modèle linéaire général pour la quantité totale des AOS a démontré une différence significative entre les trois conditions de port (p=0,021) (figure 3). Cependant, les comparaisons par paires (moyennes marginales estimées) n'arrivaient pas à mettre de l'avant une différence significative entre deux conditions de port (p>0,05). Lors du port de la LC asphérique, la moyenne des AOS semblait se rapprocher de la condition sans LC, alors qu'il y avait davantage d'aberrations avec la LC sphérique.

Corrélation entre l'Aberration Sphérique et la Coma Horizontale (R ²)			
	Sans Lentille Cornéenne	Lentille Cornéenne Sphérique	Lentille Cornéenne Asphérique
3 ^e seconde	0,647**	0,694**	0,403
6 ^e seconde	0,586*	0,736**	0,424
9 ^e seconde	0,544*	0,772**	0,343
12 ^e seconde	0,454	0,770**	0,465
15 ^e seconde	0,519*	0,798**	0,476

*La corrélation est significative au niveau 0,05 (bilatéral)
 **La corrélation est significative au niveau 0,01 (bilatéral)

Tableau 2. Coefficients de corrélation de Pearson pour la relation entre l'aberration sphérique et la coma horizontale à chaque 3 secondes de l'intervalle de 15 secondes durant lequel le patient devait garder les paupières ouvertes pour les conditions sans LC et avec LC sphérique. Le tableau indique la force de cette relation dans les trois conditions testées.

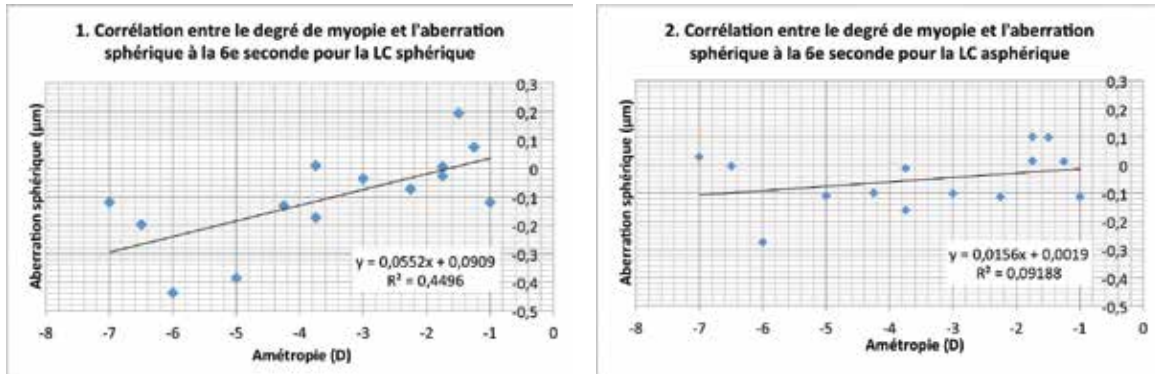


Figure 4. Relation entre l'amétropie des sujets ($n=15$) et l'aberration sphérique totale (œil plus LC) à la 6^e seconde de l'intervalle de 15 secondes durant lequel le patient devait garder les paupières ouvertes pour la LC sphérique (1) et la LC asphérique (2).

DISCUSSION

La moyenne de l'AS mesurée chez les sujets sans LC est de $+0,040 \mu\text{m}$ à la sixième seconde (moment où le film lacrymal est le plus stable⁸) (figure 1). Cette valeur se retrouve en deçà de l'AS moyenne retrouvée chez la majeure partie de la population, soit de $+0,15 \mu\text{m}$ d'AS positive¹. L'AS semble donc être moins positive chez les sujets majoritairement myopes qui ont participé à cette étude. À la suite de la pose d'une LC sphérique, la moyenne de l'AS est de $-0,110 \mu\text{m}$. Ce type de lentille introduit donc une quantité statistiquement significative d'AS négative dans l'échantillon étudié, ce qui concorde avec les prédictions de l'optique géométrique. D'après nos résultats (figure 4), il semble que plus la puissance d'une LC sphérique est négative, plus l'AS totale (œil + lentille) est négative (quoique la corrélation est moyenne avec un coefficient de détermination $R^2=0,4496$). Cette relation est très faible dans le cas de la LC asphérique avec $R^2=0,09188$ et non significative ($p>0,05$).

En fait, toute lentille divergente constituée de dioptries sphériques produit elle-même une AS négative. Par contre, si on considère seulement la tendance sur les moyennes, la LC asphérique produit moins d'AS négative ($-0,053 \mu\text{m}$) par rapport à la LC sphérique. Il est donc possible de supposer que les concepteurs de la LC asphérique ont donné une valeur négative ou neutre de correction d'AS pour les faibles puissances myopiques, sachant que l'AS de l'œil (positive) additionnée à celle induite par la nature concave de la LC demeurerait positive. Suivant les concepts de l'optique géométrique, il est probable que ces concepteurs de LC asphérique aient calculé la valeur négative de l'aberration sphérique de la lentille de contact qui corrige la myopie pour qu'elle soit complémentaire à l'aberration sphérique généralement positive pour ces yeux myopes. Quant aux LC asphériques de moyenne ou de forte puissance concave, la correction d'AS de la LC est en concordance avec l'AS négative de plus en plus grande produite par l'augmentation de la puissance concave de la lentille. Sans cette correction positive le montant d'AS produit par la lentille serait alors tellement élevé qu'il ferait basculer l'AS totale du couple œil-lentille vers le négatif. La lentille asphérique serait donc conçue de façon à induire une quantité d'AS nécessaire pour annuler la quantité produite habituellement par la puissance de la lentille elle-même¹⁵. C'est pourquoi l'inversion de signe de l'AS induite peut être observée chez les cinq participants portant une LC de puissance supérieure ou égale à $-5,00 \text{ D}$. De plus, il est possible d'observer dans la figure 1 que pour la moyenne des sujets, l'AS devient plus négative avec une LC sphérique. En portant une LC asphérique, cette aberration diminue en valeur absolue, mais sans rejoindre les valeurs obtenues sans LC. Cela confirme l'hypothèse de départ qui découle de la théorie que l'AS globale pourrait être mieux contrôlée avec une lentille asphérique. Toutefois, la présente étude ne confirme pas que la LC asphérique donne des résultats statistiquement significatifs. Il est à noter que les concepteurs des LC asphériques visent une valeur d'AS théorique. Dans les faits, il est possible que l'AS de l'œil de certains sujets soit différente de la valeur moyenne projetée. Donc, il est possible que pour ces sujets, l'AS soit pire ou ne s'améliore pas avec la LC asphérique à comparer avec celle mesurée avec une LC sphérique.

Les résultats pour la coma horizontale ont démontré une augmentation statistiquement significative pour la situation avec LC sphérique par rapport à sans LC (figure 2). Il semble y avoir deux facteurs principaux qui influencent la quantité de comas horizontales : la quantité d'AS induite par la LC et le décentrement. Comme indiqué plus haut, les puissances concaves élevées engendrent un transfert de l'AS vers les valeurs négatives lors du port d'une LC sphérique. Aussi, l'axe visuel est généralement décentré de $\frac{1}{4}$ à $\frac{1}{2}$ mm nasal par rapport à l'axe pupillaire (angle Kappa). Une LC aura tendance à se centrer sur l'apex cornéen, celui-ci étant habituellement temporal par rapport à l'axe visuel. Donc, lorsqu'un sujet regarde à travers une LC avec son axe visuel, il n'est pas exactement centré sur l'axe optique de la LC. L'AS de la LC couplée au décentrement de celle-ci par rapport au système optique de l'œil pourrait produire de la coma horizontale. Plus la puissance de la lentille sphérique est élevée, plus elle induit de l'AS et plus le décentrement induira un montant de coma horizontale important. Cette relation expliquerait la corrélation entre l'AS et la coma horizontale pour la situation avec LC sphérique (tableau 2). Cette même corrélation est retrouvée, mais à un niveau plus faible, lorsque les sujets ne portent pas de lentilles. D'après les résultats, la coma horizontale a tendance à être moindre avec le port d'une LC asphérique comparé à celle d'une LC sphérique. En fait, l'AS est moins élevée lors du port de la lentille asphérique qu'avec la lentille sphérique, donc moins de coma horizontale est produite par le décentrement dû à l'angle entre l'apex cornéen et l'axe visuel. En ne considérant que les valeurs numériques obtenues, la coma horizontale demeure à son minimum dans la situation sans LC.

Puisque l'axe visuel et l'apex sont décentrés sur un plan horizontal plutôt que vertical, la même tendance n'est pas observée lors de l'étude de la coma verticale. Aucune tendance significative pour cette aberration n'est donc observée.

Lors de l'analyse de la quantité de l'ensemble des AOS, aucune différence significative n'a été mise de l'avant à la suite de la comparaison par paires des trois conditions (figure 3). Il est tout de même possible d'observer une différence à la limite de la signification statistique ($p = 0,054$) entre la moyenne des AOS présente lors du port d'une LC sphérique par rapport à la condition sans LC. La LC sphérique induit une quantité plus élevée d'AOS durant tout l'intervalle entre deux clignements. Toutefois, aucun des deux modes de correction n'est préférable pour freiner l'augmentation de la quantité d'AOS plus le temps avance suite au clignement. Une augmentation significative des AOS a été démontrée pour toutes les conditions en comparant les résultats de la sixième et de la neuvième seconde avec ceux observés à la quinzième seconde. En accord avec le TBUT moyen des sujets (sept secondes après le clignement), cette augmentation pourrait être attribuable à un amincissement du film lacrymal à la suite de son bris. Cette quantité d'AOS induite contribue certainement à diminuer la qualité visuelle lors d'une tâche demandant une concentration. Bref, aucune des deux LC testées n'aident à contrôler les AOS à la suite du bris des larmes.

CONCLUSION

Dans cette étude, les deux types de lentilles (sphériques et asphériques) augmentaient la quantité d'AS, de coma horizontale et d'AOS totales chez les porteurs. Cependant, le port d'une LC asphérique tend à réduire la quantité de toutes les aberrations étudiées, comparé au port d'une lentille sphérique. La LC asphérique s'avère particulièrement bénéfique chez les myopes de plus de 5 D porteurs de LC sphériques, puisque ces dernières induisent une quantité importante d'AS négative et possiblement de la coma horizontale. L'AS et la coma ne variaient pas de manière significative entre les clignements. Cependant, le total des AOS augmentait de manière significative dans l'intervalle entre ceux-ci. Il pourrait être intéressant de reproduire cette étude avec une LC constituée d'un matériel qui s'assèche moins rapidement afin que l'AOS soit plus stable dans le temps. Dans une étude future, il pourrait également être intéressant de former deux groupes distincts, soit l'un avec les yeux secs et l'autre avec les yeux normaux, afin de mieux définir la relation entre la sécheresse oculaire et les aberrations du front d'onde.

BIBLIOGRAPHIE

1. Thibos, L.N. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A*. 2002; 19 : 2329-2348.
2. Jiang H, Wang D, Yang L, et al. A comparison of wavefront aberrations in eyes wearing different types of soft contact lenses. *Optometry and Vision Science*. 2006; 83(10) : 769-774.
3. Roberts B, Athappilly G, Tinio B, et al. Higher order aberrations induced by soft contact lenses in normal eyes with myopia. *Eye & Contact Lens*. 2006; 32(3) : 138-142.
4. Lu F, Mao X, Qu J, et al. Monochromatic Wavefront Aberrations in the Human Eye with Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*, 2003; 80(2) : 135-141.
5. Koh S, Maeda N, Hirohara Y, et al. Serial measurements of higher-order aberrations after blinking in normal subject. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2006; 47(8) : 3318-3324.
6. Montés-Micó R, Alió J.L, Muñoz G, et al. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. *American Academy of Ophthalmology*. 2004; 111(4) : 758-767.
7. Montés-Micó R, Alió J.L, Munoz G, et al. Temporal Changes in Optical Quality of Air-Tear Film Interface at Anterior Cornea after Blink. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2004; 45(6) : 1752-1757.
8. Montés-Micó R, Alió J.L, Charman W.J, Dynamic Changes in the Tear Film in Dry Eyes, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2005; 46(5) : 1615-1619.
9. Keating M.P, *Geometrical, Physical and Visual Optics*, 2nd edition, Philadelphia PA, Butterworth-Heinemann, 2002; 452-455.
10. Liang J, Williams D.R, Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *Journal of the optical Society of America A*, 1997; 14(11) : 2873-2883.
11. Porter J, Guirao A, Cox I.G, Williams D.R, Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *Journal of the optical Society of America A*, 18(8) : 1793-1803.
12. Carlson N.B, Kurtz D, *Clinical Procedures For Ocular Examination*, 3rd edition, Boston MA; McGraw-Hill Medical Publishing Division, 2004 : 258-259, 263-264.
13. MacRae S, Fujieda M. Slit skiascopic-guided ablation using the Nidek laser. *Journal of Refractive Surgery*, 2000; 16 : S576-S580.
14. Guttman C. Device ideal diagnostic platform for custom ablations. *Ophthalmology Time*, 2003; 28(3)
15. Kronemyer Bob. Contact Lenses Can Reduce Aberrations. *Primary Optometry Care News Online* 2007; Jan. : www.pconsupersite.com:80/default.asp?ID=15549

IFILE
Cloud
Practice Management Software

**One or Multiple Offices
Connect from Anywhere!**

Works on PCs, Macs and Tablets

\$129.99 per month (1-3 Workstations)
\$19.99 for each additional workstation

MSF Computing Inc.,
(519) 749-0374
www.msfc.com

*Includes
Updates & Backups
No support fees*

*No More
Computer Hassles*