

# Mesure de la topographie cornéenne par faisceau laser et caméra vidéo

VOISIN Yvon, DIOU Alain, BRUGNAUX Patrice, DUMONT Christophe

Laboratoire GERE ; IUT Le Creusot ; 12, rue de la fonderie ; 71200 LE CREUSOT

Tel : (33) 85.80.30.30 ; Fax : (33) 85.80.36.15 ; E-Mail : y.voisin@gere.u-bourgogne.fr

## Résumé

Nous présentons une nouvelle méthode de mesure de la topographie cornéenne par vidéo kératoscopie. Contrairement aux méthodes existantes utilisant les cercles de Placido, nous utilisons un éclairage structuré produit par un faisceau Laser. L'image obtenue est traitée afin d'obtenir la carte topographique de la cornée. L'originalité de la méthode réside dans l'élimination des facteurs subjectifs pendant le réglage sur l'oeil du patient et la possibilité d'effectuer la mesure sur une cornée non irriguée et devenue mate (par exemple, suite à l'action d'un laser excimer). Ce qui permet d'envisager son utilisation en salle d'opération. Le traitement de l'image s'effectue en quatre étapes : après avoir réduit le bruit, on détecte les figures par recherche des maxima locaux, puis on calcule le squelette des figures que l'on traite afin d'isoler et d'identifier chaque figure. On applique enfin une régression elliptique pour obtenir les plans de référence à partir desquels on détermine la géométrie de la cornée.

## Abstract

We present a new method for the measuring of the topography of the cornea by video keratoscopy. Contrary to existing methods which use Placido rings, we use a structured lighting produced by a Laser beam. The image obtained is processed so as to obtain the topographical map of the cornea. The originality of the method resides in the elimination of subjective factors during the tuning on the eye of the patient and the possibility of doing the measure on a non-irrigated and dull cornea (for example, due to the action of an excimer laser).

This enable its use in a surgery room. The image processing is done in four step : after noise reduction, the figures are detected by a search for local maxima, then the skeleton of the figures are calculated so as to isolate and identify each figure. Finally, an elliptic

regression is applied to obtain the reference planes which are used to determine the geometry of the cornea.

## 1 Introduction

La cornée est l'un des éléments de l'oeil le plus important pour une bonne vision. En cas de pathologie de la cornée, la vision sera déformée. C'est l'astigmatisme. La correction de cette pathologie peut prendre deux formes :

- taille de lentilles de contact adaptées à la déformation de la cornée;

- acte chirurgical correcteur;

Dans les deux cas, il est nécessaire de connaître précisément la topographie de la cornée [6][7][11]. Nous présentons ici une nouvelle méthode de mesure de cette topographie. La mesure est réalisée en associant un laser et caméra vidéo.

### 1.1 Méthodes et dispositifs actuels de mesure

Examinons au préalable les méthodes actuelles. Dans la pratique les ophtalmologistes, préfèrent que la donnée issue de l'appareil de mesure soit la courbure locale plutôt que la cote de divers points de la cornée. On utilise également son équivalent en dioptries [2].

#### 1.1.1 Le kératomètre

Le premier instrument de mesure utilisé afin d'évaluer plusieurs rayons de courbure de la cornée est le kératomètre ou ophtalmomètre. Cet instrument permet de mesurer des rayons de courbure sur des méridiens déterminés. Le principe consiste à projeter une mire sur la cornée. Celle-ci est constituée d'un seul anneau. Le diamètre de cet anneau est compris entre 3 et 4 millimètres. Il varie en fonction de la courbure.

Cependant cet appareil ne donne que des renseignements sur un anneau cornéen, et non pas sur une surface cornéenne. De plus l'ophtalmomètre donne des valeurs de puissance et des rayons de courbure

correspondants à la moyenne des valeurs prises sur deux héli-méridiens situés sur le même axe.

Du fait que cette méthode calcule des valeurs moyennes, elle ne permet pas la localisation des défauts. Ceci induit des erreurs importantes lors du traitement.

### 1.1.2 Le kératoscope

Cette méthode consiste à projeter des mires sur la cornée. Ces mires sont le plus souvent des anneaux concentriques de Placido. En fait, il ne s'agit pas de projection réelle. Le système est composé d'un cône sur lequel figurent des anneaux. La lumière diffusée par ces anneaux se réfléchit sur la cornée (celle-ci jouant le rôle d'un miroir).

L'image ainsi obtenue est filmée par une caméra, et est ensuite analysée par un ordinateur. La distance entre deux anneaux successifs permet de déterminer le rayon de courbure en chaque point de la cornée.

Il existe quelques appareils sur le marché utilisant des anneaux de Placido :

Le PKS 1000 de NIDEK projette 11 cercles. Il mesure les rayons de courbure sur 4 axes ( $0/180^\circ$ ,  $45/225^\circ$ ,  $90/270^\circ$ ,  $135/315^\circ$ ), en 89 points de mesure. La précision obtenue est de  $\pm 0.5$  dioptrie du centre au 5ème cercle et  $\pm 1$  Dioptrie du 6ème au dernier.

Le modèle EYEMAP de ALCON projette 23 anneaux. Il analyse la courbure cornéenne sur une surface circulaire de 0.31 à 11 millimètres de diamètre. Cette possibilité d'étudier une zone aussi étendue est intéressante pour le diagnostic de kératocône à la périphérie de la cornée.

Le TMS-1 de MENICON EUROPE projette quant à lui 31 anneaux. L'analyse s'effectue sur 7000 points de la cornée. Le diamètre de la surface étudiée au niveau central de la cornée est de 0.2 millimètre. Le pouvoir de résolution est de  $\pm 0.2$  Dioptrie. Cet appareil fournit une vue de la cornée en couleur en fonction des valeurs des courbures. L'avantage de ces cartes est qu'elles permettent d'avoir une idée du profil de la cornée très rapidement. Elles sont beaucoup plus lisibles.

Le KERATECH de TECHNOMED projette 16 anneaux. Les 11520 points de mesure sont pris sur les transitions entre les anneaux et le fond. Le diamètre de la surface au niveau central de la cornée est de 0.2 millimètre.

L'inconvénient majeur du kératoscope est que l'image de la mire est en fait le reflet de celle-ci sur la cornée. Cela nécessite une brillance suffisante, généralement créée par le film lacrymal. Cependant celui-ci n'existe pas pendant une opération chirurgicale, la cornée devenant alors mate. Ce système n'est donc pas utilisable en cours d'opération

chirurgicale, il ne peut être utilisé que dans les cabinets de consultations ophtalmologiques.

### 1.1.3 Le système PAR

C'est un système de mesure utilisant le principe de photo-grammétrie pour mesurer et obtenir une carte topographique de la surface cornéenne. Une grille régulière de géométrie connue est projetée sur l'objet. L'image ainsi obtenue est filmée par une caméra. Connaissant l'image de la grille projetée, les valeurs des élévations pour chaque point de celle-ci sont calculées. Les rayons de courbure correspondants peuvent être déduits des résultats obtenus précédemment.

Cependant l'inconvénient de cette méthode est que la mise au point de la grille sur l'oeil est faite par l'utilisateur. Elle ne sera donc pas forcément faite correctement mais peut être en avant ou en arrière de la cornée, ce qui donne une imprécision sur la mesure.

De plus cette méthode nécessite plusieurs prises de vue de la cornée sous des angles différents sans que l'oeil ait bougé. Il exige pour cela une immobilisation de l'oeil pendant un temps assez long. Ceci rend la mesure délicate et dépendante du patient.

### 1.1.3 Conclusion

La plupart des machines existantes dans le commerce utilisent des anneaux de Placido. Le nombre d'anneaux peut aller jusqu'à 31. Tous les anneaux projetés sur les yeux ont une largeur importante. Une forte largeur de ces anneaux entraîne une erreur de localisation. Dans les systèmes utilisant un algorithme de détection de contours, les points de mesure sont pris sur les bords des anneaux. Il en résulte un doublement du nombre des anneaux observés, ainsi qu'une meilleure localisation de ceux-ci.

Le point critique lors de la mesure est le centre de la cornée. En effet une déformation dans l'axe du faisceau n'apparaîtra pas. C'est pour diminuer ce défaut que les systèmes projettent au centre des anneaux de faibles diamètres d'environ 0.2 millimètre de diamètre.

Une autre source d'erreur importante est le fait que le praticien doit mettre au point l'image de l'oeil sur le moniteur à chaque manipulation. Cette manipulation introduit une erreur dépendante de l'opérateur. Celle-ci est due à la subjectivité de cette mise au point [3].

## 2 Méthode proposée

Il s'agit de projeter sur la cornée une figure à l'aide d'un éclairage structuré, de caractéristiques géométriques connues. La figure obtenue est observée par une caméra vidéo. Connaissant la structure de la

figure, l'observation des déformations de celle-ci nous permet de déduire la géométrie de la cornée.

## 2.1 Projection de la figure

De nombreux moyens sont envisageables pour projeter sur l'oeil une figure géométrique. Nous ne retenons pas les méthodes de formation d'image par des optiques classiques, car celles-ci imposent le réglage de la netteté de l'image sur l'oeil. Par contre, en projetant un faisceau parallèle, la netteté est quasi-indépendante de la distance. Ce faisceau parallèle est créé par un laser. Le faisceau est ensuite structuré géométriquement par un dispositif structurant de façon à obtenir une figure de caractéristique géométrique connue (figure 1).

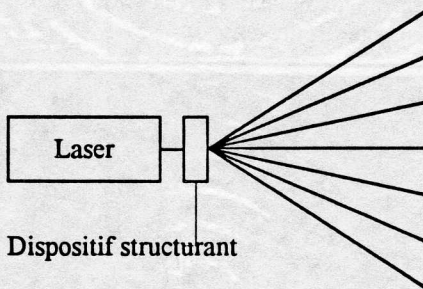


Figure 1 : système de projection

Pour des raisons d'encombrement, nous utilisons comme moyen d'éclairage une diode Laser. Celle-ci émet à 670 nm. La lumière est conduite à l'aide d'une fibre optique jusqu'au dispositif structurant de façon à homogénéiser le faisceau.

La structuration du faisceau peut être obtenue par des moyens mécaniques (par exemple des miroirs tournants). Cependant la précision et la vitesse de balayage désirées rendent la réalisation d'un tel dispositif très délicate et coûteuse. Nous utilisons un réseau de diffraction bidimensionnel, optimisé pour la longueur d'onde et pour l'angle de déviation désiré. La projection des figures obtenues sur un plan peut être soit des cercles, soit une grille carrée de points.

## 2.2 Observation de la figure

La netteté de la projection est quasi-indépendante de la distance entre le réseau de diffraction et l'oeil. Par contre, la figure obtenue sur l'oeil est observée par une caméra vidéo, et il s'agit d'effectuer alors la mise au point. Deux modes d'observation sont possibles : coaxial ou décalé.

### 2.2.1 Observation coaxiale

L'axe optique de la caméra est confondu avec l'axe du faisceau laser. Cela suppose des dispositifs semi-

réfléchissant pour assembler, puis dissocier les divers rayons lumineux. Nous proposons le dispositif décrit figure 2 comportant un bi-prisme permettant la déviation du faisceau laser vers l'oeil et l'observation de l'oeil coaxialement au faisceau. Sur le trajet lumineux on interpose une lame quart d'onde effectuant une rotation du plan de polarisation du faisceau laser de façon à ce que la polarisation du faisceau utile soit tournée de  $90^\circ$ , alors que celle des faisceaux issus des réflexions parasites n'est pas modifiée. Un analyseur orienté convenablement laisse passer le faisceau utile, en éliminant les réflexions parasites. Ce procédé d'observation à l'avantage de la simplicité des calculs pour retrouver la géométrie.

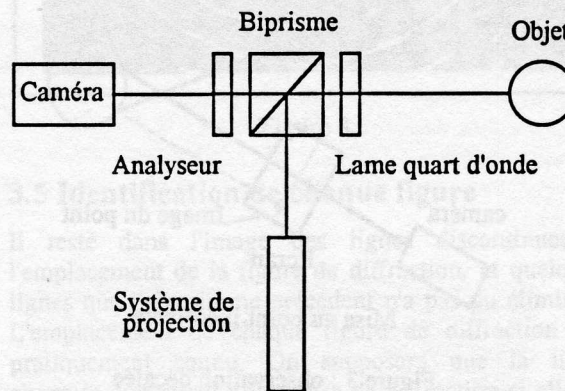


Figure 2 : observation coaxiale

### 2.2.1 Observation décalée

Nous proposons le système décrit figure 3. On ne s'astreint plus ici à l'observation coaxiale. On projette les figures sur l'oeil suivant un axe. L'observation des figures se fait suivant un autre axe. Aucun dispositif optique n'est nécessaire, le décalage des deux axes étant choisi suffisant, afin que le dispositif de projection ne gêne pas le dispositif d'observation. Les deux axes concourent en un point. Si l'on règle la mise au point de la caméra en ce point de concours, et que l'on garde cette mise au point fixe, le réglage de la netteté de l'image se fera en plaçant l'ordre zéro du faisceau laser diffracté au centre de l'écran vidéo. Ce réglage s'effectue par déplacement de l'ensemble laser-caméra. On dispose ainsi d'un procédé objectif de mise au point. De plus les conditions d'observation sont indépendantes de l'opérateur, ce qui n'est pas le cas des méthodes concurrentes. Le procédé d'observation décalé, s'il présente l'inconvénient de calculs plus compliqués, présente par contre les avantages d'une plus grande simplicité de réalisation matérielle, ainsi qu'une procédure plus robuste de mise au point.

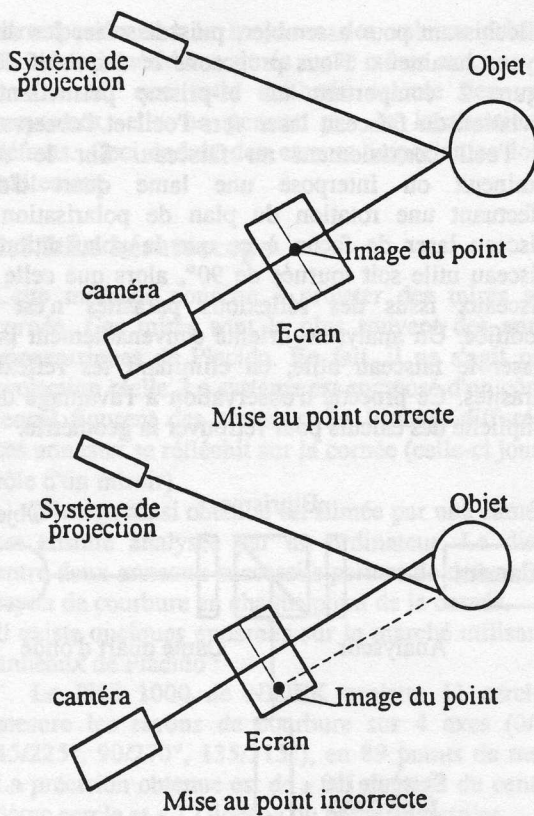


Figure 3 : observation décalée

### 3 Traitement de l'image obtenue

Il faut extraire de l'image vidéo les informations utiles. Nous avons projeté des figures circulaires sur la cornée, et nous observons des figures globalement elliptiques (figure 4).

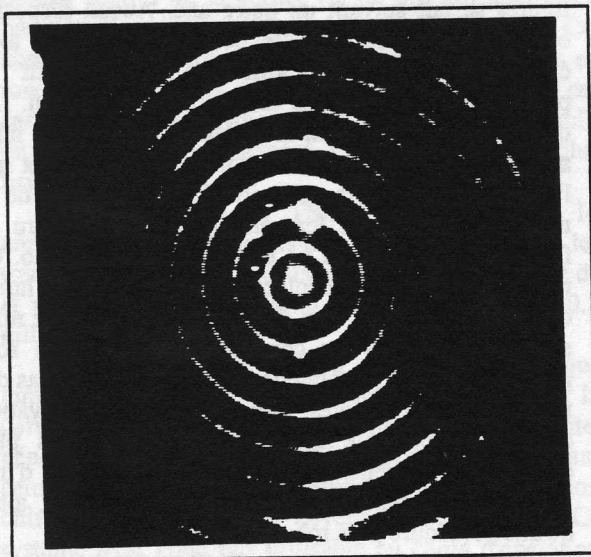


Figure 4

L'intensité lumineuse du faisceau ne doit pas dépasser des limites tolérables pour l'oeil. Du fait de la faible intensité du faisceau les figures obtenues sur la cornée sont entachées de bruit. De nombreuses réflexions parasites sont observées sur l'oeil, réflexions sur les nombreux dioptries de l'oeil. Nous considérons que la figure utile est celle qui est de luminance maximale, et proche d'une géométrie donnée. Le traitement se fait en une succession d'étapes : Réduction du bruit, recherche des maxima locaux, squelettisation, élimination des branches parasites.

#### 3.1 Réduction du bruit

Nous utilisons un filtre médian, c'est à dire que nous remplaçons la valeur du niveau de gris du pixel traité par la valeur médiane des niveaux de gris des pixels de son voisinage (figure 5).

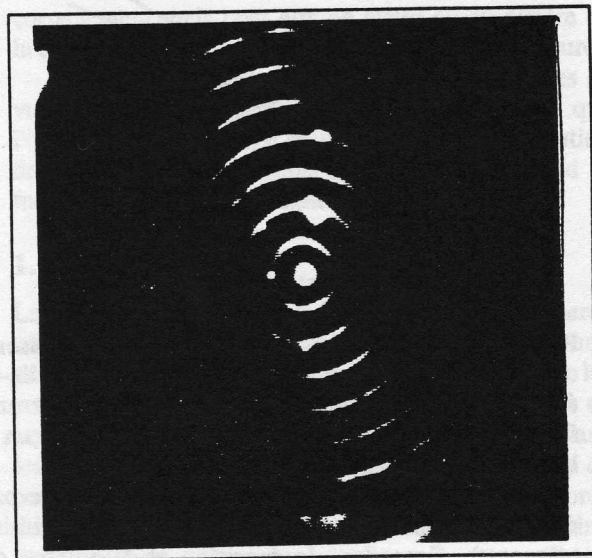


Figure 5

#### 3.2 Recherche des maxima locaux

Il s'agit ici de marquer les pixels dont le niveau de gris sera un maximum par rapport aux niveaux de gris des pixels de son voisinage. Un pixel sera maximum local si le nombre de pixel de son voisinage dont le niveau de gris est inférieur au niveau de gris du pixel traité est supérieur à un certain seuil (figure 6) [4][10].

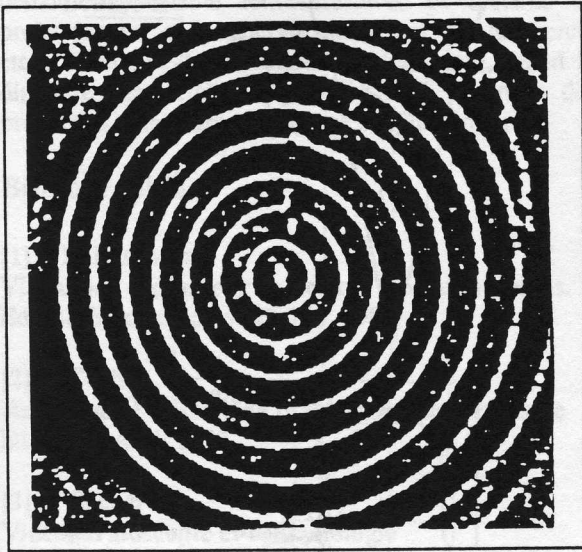


Figure 6

### 3.3 Squelettisation

On recherche la ligne de crête par squelettisation des figures obtenues à l'étape précédente. Pour ce faire on utilise l'algorithme de squelettisation qui conserve la forme des figures (figure 7) [4].

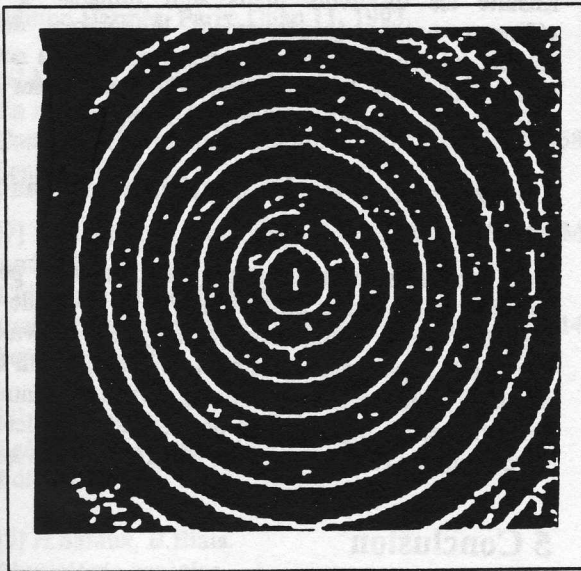


Figure 7

### 3.4 Elimination des branches parasites

L'image présente maintenant des lignes d'épaisseur 1 pixel. Cependant il subsiste un certain nombre de petites lignes parasites qu'il s'agit d'éliminer. De plus les figures présentent souvent des branches parasites. On déconnecte tout d'abord les branches des lignes, puis on élimine les lignes de longueur insuffisante (figure 8) [1].

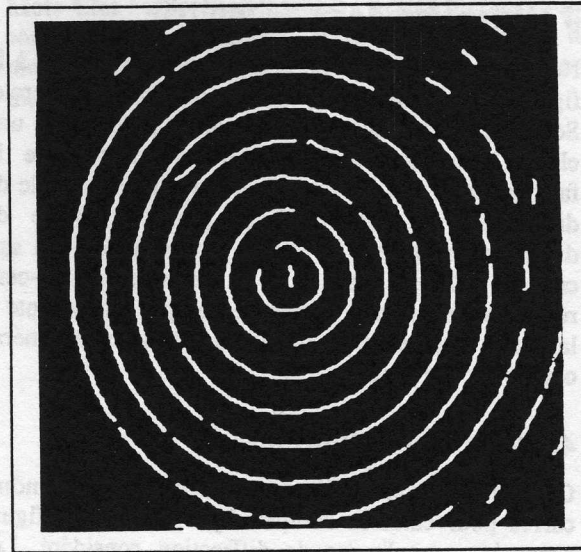


Figure 8

### 3.5 Identification de chaque figure

Il reste dans l'image des lignes discontinues à l'emplacement de la figure de diffraction, et quelques lignes que l'algorithme précédent n'a pas pu éliminer. L'emplacement de chaque figure de diffraction est pratiquement connu. On supposera que la ligne observée appartient à la figure de diffraction si elle se situe dans une certaine zone elliptique autour du centre de la figure (connu par construction). On élimine définitivement les lignes que l'on n'a pas pu classer à cette étape [5]. Les résultats sont présentés sur la figure 9.

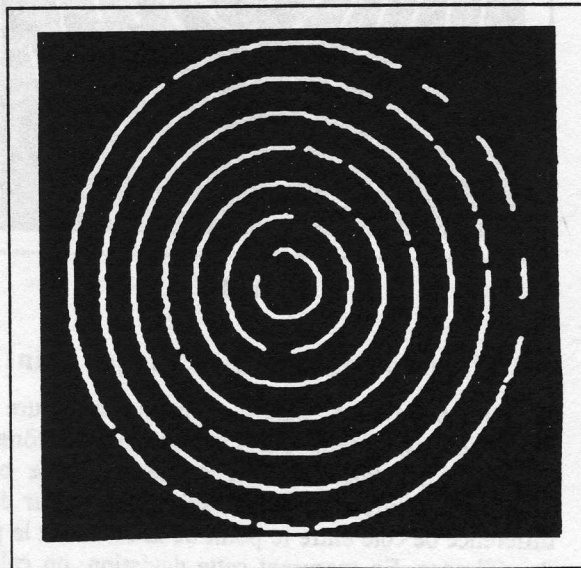


Figure 9

## 4 Obtention de la géométrie

Nous disposons maintenant de lignes appartenant à la figure de diffraction. Celle-ci est idéalement un cercle. Son observation sous un certain angle nous donne une ellipse. Connaissant l'angle d'écartement entre le faisceau laser et l'axe optique de la caméra, l'angle de diffraction du faisceau laser pour cet ordre de diffraction à travers le réseau de diffraction, on sait calculer l'ellipse observée à la distance caméra-œil, réciproquement, si l'on mesure l'ellipse équivalente à la figure observée, on peut calculer la distance caméra-œil pour cette figure.

### 4.1 Régression elliptique

Ceci est obtenu en appliquant la méthode des moindres carrés pour calculer l'ellipse équivalente à la figure observée, pour l'ordre de diffraction considéré. Les paramètres de l'ellipse nous donnent la cote du plan où s'est projetée la figure de diffraction (que nous appellerons plan de référence pour cette figure) (figure 10).

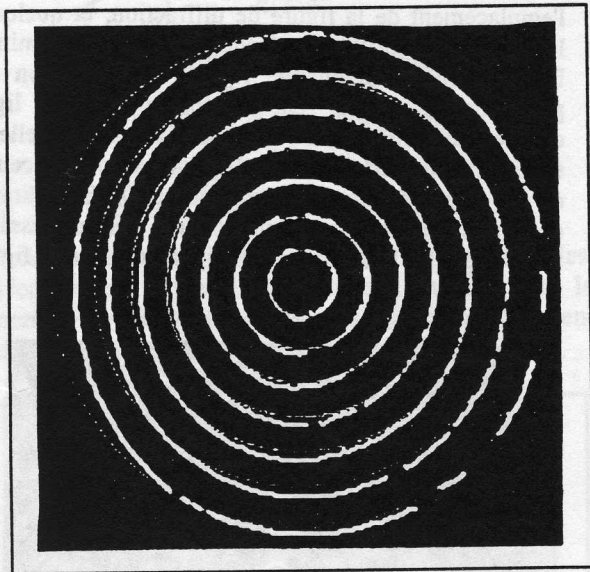


Figure 10

### 4.2 Obtention de la cote de chaque point

Chaque point des lignes formant la figure de diffraction est obtenu par l'intersection du cône de diffraction du faisceau laser et de l'œil. Le point observé est dévié radialement suivant la valeur de la différence de cote entre le point de la cornée et le plan de référence. En mesurant cette déviation, on calcule l'écart de cote par rapport au plan de référence (figure 11).

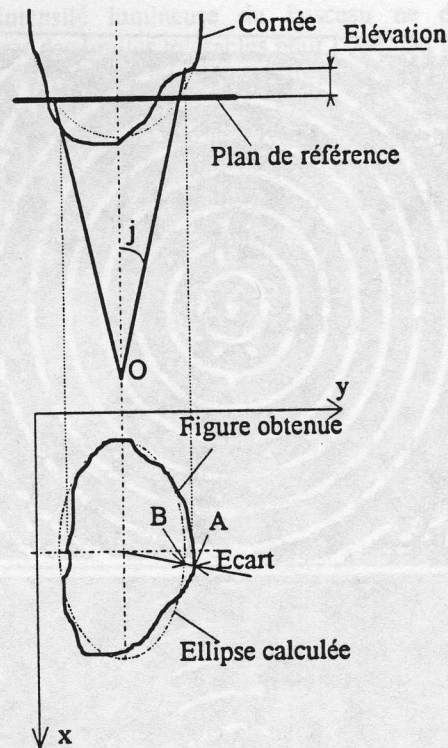


Figure 11.

Ensuite les différents plans sont ramenés à une référence unique (généralement le sommet de la cornée, ici plus facilement le point que l'on a centré lors du processus de mise au point, ce point étant à ce moment là à une cote connue par construction).

### 4.3 Obtention de la courbure en chaque point

Nous connaissons maintenant la cote des points constituant les lignes observées. Par la méthode aux moindres carrés, nous calculons la sphère équivalente aux points appartenant à un petit domaine, ce qui nous donne la courbure moyenne de la cornée au centre de ce domaine. En déplaçant ce domaine, nous calculons la courbure de la cornée en tous les points observés.

## 5 Conclusion

L'intérêt majeur de cette méthode est de projeter un faisceau structuré permettant de travailler sur un œil non irrigué, ce qui est le cas lors d'une intervention chirurgicale. Le deuxième intérêt de cette méthode est que le réglage de la mise au point se fait de façon objective.

L'inconvénient majeur du système de projection est que la densité d'énergie de l'ordre 0 (point central) est très supérieure aux limites tolérables par la rétine. Ce problème nous a interdit tout essai clinique. Le

deuxième problème rencontré avec ce système de projection est que l'énergie totale sur chaque cercle étant constante, la densité d'énergie décroît quand le diamètre des cercles augmente. Ceci engendre des problèmes de traitement d'image supplémentaire.

**Mots-Clés :** video keratoscopie ; gestes thérapeutiques contrôlés par l'image ; suivi per-opérateur des mouvements du patient ou d'un organe ; détection et mesure de l'évolution d'une pathologie.

## **Bibliographie**

- [1] J. E. Besançon.  
**Vision par ordinateur en deux et trois dimensions.**  
Edition Eyrolles, pp : 143-155, 1988.
- [2] P. Cochet  
**Rappel sur l'histoire de la topographie cornéenne**  
DIJON, 4 Avril 1992.
- [3] P. Cochet  
**Vidéokératoscopie et contactologie**  
AMIENS, 28 Novembre 1992.
- [4] P. Bolon, J.P. Cocquerez, R. Deriche, C. Graffigne,  
J. Zerubia, F. Preteux  
**Rapport Segmentation.**  
Edition ENSEA-ETIS, 1991.
- [5] R. Horaud, O. Monga.  
**Vision par ordinateur outils fondamentaux.**  
Edition Hermès, Paris, Chap 11, 1993.
- [6] M. Istre, L. Haverbeke  
**La moustache et le sablier.**  
Coup d'oeil ophtalmologique n°39, pp : 56-58,  
Septembre 1992.
- [7] D. Pietrini, C. Ganen-Albou, M. Assaraf, M.  
Andrade  
**Chirurgie de l'astigmatisme.**  
Coup d'oeil ophtalmologique n°45, pp : 12-14,  
Septembre 1993.
- [8] Y. Pouliquen.  
**Précis d'ophtalmologie.**  
Edition Masson, 1984.
- [9] H. Saraux, B. Biais.  
**Physiologie oculaire.**  
Edition Masson, 1973.
- [10] J.J. Toumazet.  
**Traitement de l'image par l'exemple.**  
Edition Sybex, 1990.
- [11] G.O. WARING.  
**Reflective keratospic of myopia and astigmatism.**  
Saint Louis Mosbey editions 1992.