

RECONSTRUCTION DE LA CORNEE
PAR ANALYSE ASCENDANTE-DESCENDANTE

Sébastien Richard,

Doctorant en Informatique
sebastien.richard@lsis.org , + 33 4 91 82 85 35

Rémy Bulot,

Professeur
remy.bulot@lsis.org + 33 4 91 82 85 36

Jean Sequeira,

Professeur
jean.sequeira@lsis.org +33 4 91 82 85 21

Adresse professionnelle

Laboratoire LSIS, UMR CNRS 6168 Equipe LXAO – Campus de Luminy (ESIL)
Marseille, FRANCE

Résumé : La vidéokératographie est un procédé qui permet d'étudier la géométrie de la surface antérieure de la cornée à partir de l'image 2D de la mire réfléchiée par cette surface. Bien que la reconstruction ne soit pas fiable dans de nombreux cas, ce type de mesure est utilisé dans le cadre d'interventions chirurgicales en ophtalmologie. Nous proposons une nouvelle méthodologie de reconstruction basée sur un processus d'analyse ascendant-descendant. La phase ascendante permet de fiabiliser les différentes étapes du traitement pour aboutir à un modèle fiable et robuste de la cornée. La phase descendante permet d'ajuster plus finement le premier modèle obtenu en confrontant ce dernier directement sur les données initiales. On s'affranchit ainsi du « bruit » introduit dans la mesure par les différentes étapes intermédiaires de la phase ascendante. Ce nouveau procédé, qui met en œuvre des techniques de modèle déformable et de lancer de rayons, fiabilise la mesure en limitant les hypothèses de départ et en prenant en compte les caractéristiques tridimensionnelles de la cornée pendant la reconstruction 3D.

Summary : Videokeratography can provide detailed information about the subtle shape of the corneal surface. The three-dimensional reconstruction is not reliable in many cases however this technique is used by ophthalmologic surgeons. We propose a new reconstruction methodology based on ascending-downward analysis. The ascending analysis provides reliable model of the cornea and the downward analysis refines the precedent model using directly data acquired by videokeratograph. The downward analysis deletes noise created by intermediate steps of ascending analysis. This new method makes reliable the measurement not only by limiting the strating assumptions but also by taking into account corneal three-dimensional properties during 3D reconstruction.

Mots clés : Imagerie médicale, reconstruction cornéenne tridimensionnelle, modèle déformable, stratégie d'analyse ascendante-descendante.

Reconstruction 3D de la cornée par analyse ascendante-descendante

La vidéokératographie est un procédé qui permet d'étudier la géométrie de la surface antérieure de la cornée à partir de l'image 2D de la mire réfléchi par cette surface. Bien que la reconstruction ne soit pas fiable dans de nombreux cas, ce type de mesure est utilisé dans le cadre d'interventions chirurgicales en ophtalmologie. Nous proposons une nouvelle méthodologie de reconstruction basée sur un processus d'analyse ascendant-descendant. La phase ascendante permet de fiabiliser les différentes étapes du traitement pour aboutir à un modèle fiable et robuste de la cornée. La phase descendante permet d'ajuster plus finement le premier modèle obtenu en confrontant ce dernier directement sur les données initiales. On s'affranchit ainsi du « bruit » introduit dans la mesure par les différentes étapes intermédiaires de la phase ascendante. Ce nouveau procédé, qui met en œuvre des techniques de modèle déformable et de lancer de rayons, fiabilise la mesure en limitant les hypothèses de départ et en prenant en compte les caractéristiques tridimensionnelles de la cornée pendant la reconstruction 3D.

1 - INTRODUCTION

La forme de la cornée joue un rôle essentiel dans le processus de la vision humaine (près des trois quarts de la puissance réfractive de l'œil). Lorsque cette forme ne permet pas une focalisation correcte des images sur la rétine, les pathologies associées (myopie, hypermétropie, astigmatisme) peuvent être corrigées par des techniques chirurgicales telles que la kératotomie radiaire. Ces techniques occupent en ophtalmologie une place de plus en plus importante avec l'utilisation, en particulier, de « lasers excimer » dans le but d'effectuer des entailles dans la cornée ou procéder à l'ablation d'une partie de celle-ci. Pour ce type d'opération, il est indispensable de pouvoir évaluer au préalable et de manière très fine la surface antérieure de la cornée.

La vidéokératographie [1] (figures 1 et 2) est un des procédés les plus employés pour cette étude et utilise pour cela le principe de réflexion de rayons lumineux sur une surface convexe. Le processus de mesure peut se résumer en trois étapes distinctes :

- **l'acquisition** : une mire (généralement constituée d'anneaux lumineux concentriques portés par un cône) est projetée sur la cornée qui est utilisée comme un miroir convexe et l'image réfléchi est acquise au moyen d'une caméra vidéo ;
- **l'analyse 2D** : les contours de la mire sont recherchés dans cette image en niveau de gris ;

- **la reconstruction 3D** : les déformations observées sur ces contours sont analysées pour effectuer une reconstruction tridimensionnelle de la surface étudiée.

Toutefois, les algorithmes employés actuellement dans les vidéokératographes font un certain nombre d'hypothèses parfois bien trop restrictives (comme la propriété de symétrie cylindrique de la cornée) qui ne permettent pas une modélisation correcte pour de nombreuses pathologies (comme dans le cas de kératocônes). En particulier, nous avons constaté que, pour une même cornée, deux prises de vue faites sous des angles légèrement différents peuvent aboutir à des résultats éloignés. Les erreurs observées relèvent aussi bien de la phase d'analyse que de la phase de reconstruction et s'accumulent dans le résultat final. Il nous a donc paru intéressant de revoir tout le processus de mesure pour le fiabiliser.

Nous avons déjà proposé une approche originale [2] pour sélectionner dans l'image acquise par un vidéokératographe les informations robustes et significatives de la mire (analyse 2D qui est une étape déterminante avant la reconstruction effective de la surface).

Nous nous intéresserons ici à la dernière étape dans le processus de mesure : la phase de reconstruction 3D. La principale originalité de ce travail porte sur la méthodologie d'analyse plus que sur les algorithmes mis en œuvre.

2 – LES DONNEES

2.1 – Remarques préliminaires

Nous désignerons par :

- **plan méridien**, un plan contenant l'axe optique du vidéokératographe ;
- **sommet** de la cornée, le point d'intersection entre la cornée et l'axe optique de l'appareil ;
- **projection** d'un point A sur une surface (plan image, mire, cornée), le point d'intersection de cette surface et du rayon lumineux issu de A et passant par le diaphragme (après une éventuelle réflexion sur la cornée).

2.2 – Les données d'acquisition

Le vidéokératographe que nous employons fournit une image plane de 512 pixels de large par 480 de haut avec 256 niveaux de gris. La mire projetée est constituée de 8 anneaux lumineux concentriques, soit au total 16 contours à détecter (voir figures 1 et 2).

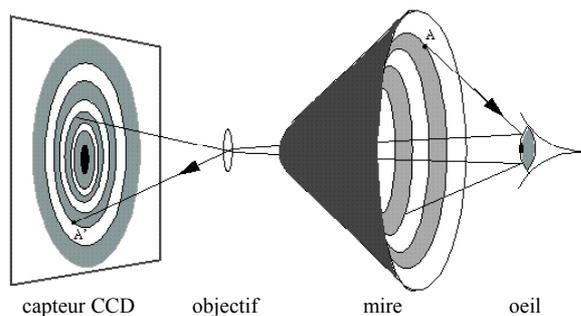


Figure 1 : Principe de vidéokératographie

Toutefois, on observe des effets parasites dans cette image qui vont compliquer notablement la reconnaissance de ces contours. Par exemple, l'ombre des paupières ou du nez (figure 2) occulte parfois largement la mire et, par la même, les informations caractérisant la cornée du patient dans ces zones.

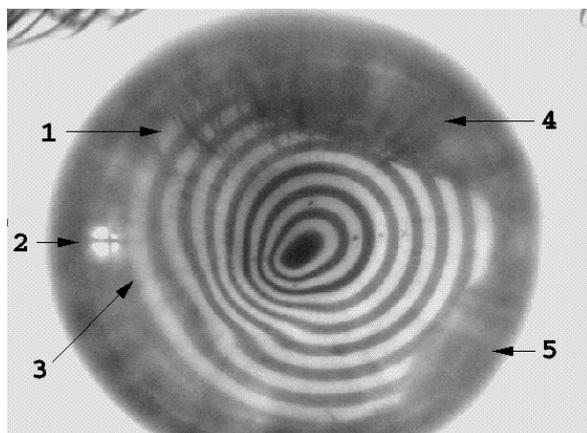


Figure 2 : L'image fournie par un vidéokératographe présente un certain nombre de phénomènes parasites (1 : ombre des cils; 2 : mire de télémétrie; 3 : contraste peu marqué; 4 : ombre des paupières; 5 : ombre du nez).

2.3 – Les contours de la mire dans l'image

Nous avons développé une technique d'analyse robuste permettant d'extraire les contours de la mire [2][3][4] (figure 3). Toutefois, la modélisation de ces contours reste empirique car elle est basée uniquement sur des contraintes géométriques 2D (suite de segments de B-splines cubiques) et ne tient compte ni des caractéristiques tridimensionnelles de la cornée, ni des propriétés mécaniques comme l'élasticité des tissus ou la pression intraoculaire.

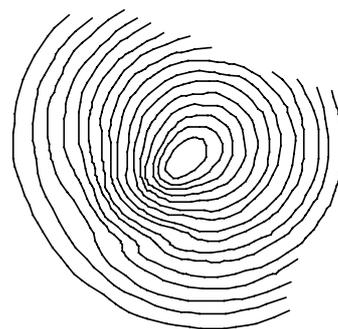


Figure 3 : Contours extraits de l'image 2D

3 – PRINCIPE DE RECONSTRUCTION 3D

Actuellement, les vidéokératographes sont calibrés au moyen de quatre billes de différents diamètres. La position des anneaux dans l'image permettra, par extrapolation linéaire, de déduire la courbure méridienne des cornées qui seront étudiées par la suite. La technique de reconstruction que nous employons est basée sur la simulation d'une vidéokératographie par lancer de rayons [5] (figure 4). Contrairement au système de calibrage par billes, cette approche permet de mieux prendre en compte les caractéristiques physiques et géométriques de la cornée. L'hypothèse de symétrie cylindrique (peu réaliste) n'est plus nécessaire à la reconstruction.

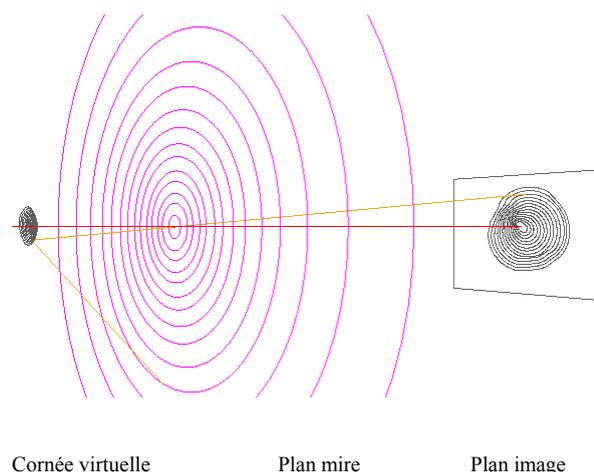


Figure 4 : Simulation d'une vidéokératographie par lancer de rayons (en jaune).

Le principe est le suivant :

- on définit une cornée virtuelle ;
- on calcule la projection de la mire sur le plan image après réflexion sur la cornée (loi de la normale) et passage au travers du diaphragme ;

- les contours obtenus par simulation sont comparés à ceux détectés dans l'image acquise et la cornée virtuelle est progressivement ajustée pour que l'image simulée converge vers l'image acquise.

On postule alors moyennant quelques précautions, que la cornée virtuelle obtenue correspond à la cornée du patient.

4 – MODELE DE CORNEE

Pour reconstruire la surface de la cornée à partir d'une image 2D, il faut disposer d'un **modèle a priori** qui permettra de compenser la perte d'information liée au principe d'acquisition (passage du 3D au 2D).

4.1 – Les hypothèses sur le modèle

Les hypothèses sont d'abord de natures géométriques (elles vont contraindre les propriétés de réflexion de la lumière) :

- la surface est supposée G^2 continue ;
- elle est convexe le long d'un méridien pour garantir que les images de deux contours distincts de la mire ne peuvent s'intersecter.

Elles pourront également être de nature mécanique pour compenser localement des manques d'information comme les ruptures de contours dues aux ombres du nez ou des paupières :

- élasticité et rigidité du tissu cornéen ;
- pression intraoculaire ;
- etc.

4.2 – Un modèle de cornée

Plusieurs modèles géométriques de surface peuvent être utilisés, mais nous en retiendrons un à partir des deux remarques suivantes :

- la forme de la cornée est proche d'une calotte sphérique;
- la mire effectue une discrétisation non-isotrope de la cornée : on ne dispose que de 32 points de mesure le long d'un plan méridien (intersections de ce plan avec les 8 anneaux), alors qu'un contour d'anneau représente de 100 à 1000 pixels suivant son diamètre.

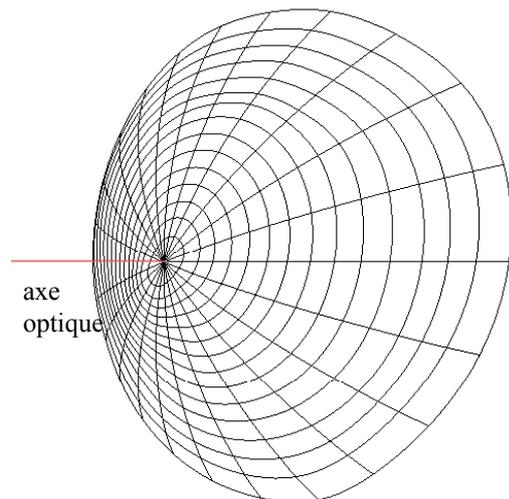


Figure 5 : Modélisation de la cornée avec des carreaux de B-splines bi-cubiques cylindriques.

Notre choix s'est porté sur un modèle de surface à base de carreaux de B-splines cylindriques bi-cubiques [6] [7] [8] (figures 3 et 4). L'axe optique représente la profondeur et porte le sommet de la surface, tandis que les points de contrôle sont positionnés dans 12 plans méridiens également répartis. Un point de la surface est donc localisé par des coordonnées (ρ, θ, z) où :

- ρ représente la distance de ce point à l'axe optique;
- θ représente l'angle du plan méridien contenant le point;
- z est la projection orthogonale de ce point sur l'axe optique.

L'axe ρ étant faiblement échantillonné comparé à l'axe θ , les points de contrôle sont répartis de sorte que les nœuds des carreaux se projettent sur les contours de l'image 2D. On compense ainsi le caractère anisotropique de la mire en faisant une interpolation de la surface de la cornée le long d'un même contour et une extrapolation de cette surface entre deux contours consécutifs.

Les nœuds de la surface sont initialement positionnés sur une sphère correspondant à une cornée « moyenne ».

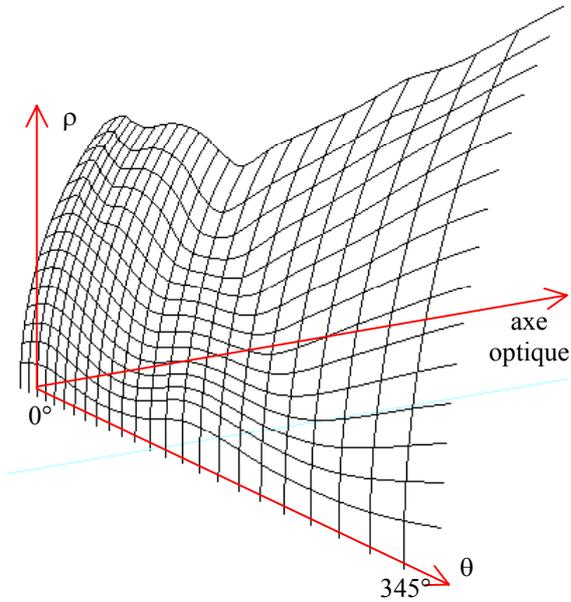


Figure 6 : Représentation en coordonnées cylindriques de la cornée et répartition des nœuds sur l'axe ρ .

4.3 – Quelques propriétés particulières du modèle

Le modèle de surface est défini par une matrice de 18x24 points de contrôle.

Les 24 derniers points de contrôle ($P_{17,j}$ pour j variant de 0 à 23) définissent le plan tangent sur la périphérie de la cornée. Ce sont eux qui vont contrôler l'angle de réflexion des rayons lumineux issus du dernier contour de la mire.

Les 24 premiers carreaux de surface sont de forme triangulaire dans leur représentation cartésienne :

- ils se rejoignent en un seul et même point O sur l'axe optique ;
- le plan tangent en O est identique quel que soit le carreau considéré.

Ces deux propriétés sont assurées par une organisation particulière des deux premières lignes de points de contrôles :

- $P_{-1,j} = P_{1, opp(j)}$ avec $opp(j) = (j+12)$ modulo 24
- $P_{0,j} = P_{0, j+12}$ pour $0 \leq j < 12$

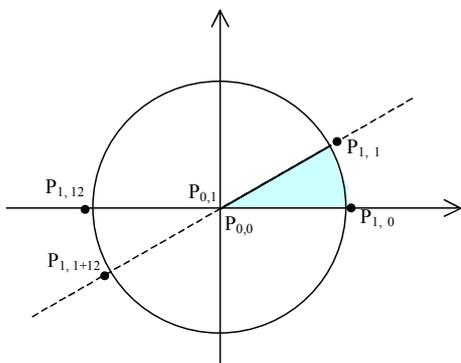


Figure 7 : Carreau de surface au centre de la cornée.

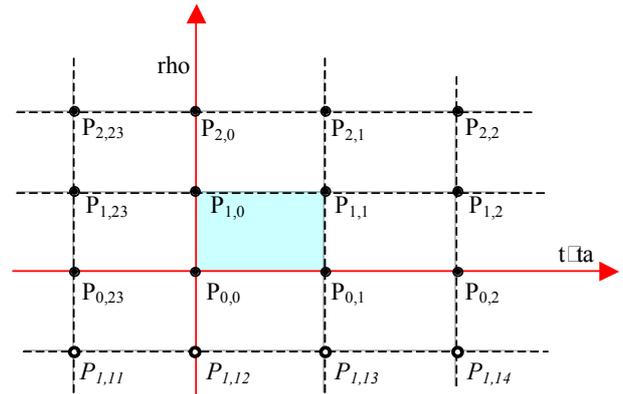


Figure 8 : Topologie des points de contrôle au centre de la cornée.

5 – PREMIERE PHASE D'AJUSTEMENT DU MODELE

5.1 – Lancer de rayon inverse

Soit un contour n° i dans l'image 2D et un point $C_{i,j}$ de ce contour. Il existe un unique rayon lumineux arrivant sur ce point $C_{i,j}$ après être passé par le diaphragme de l'appareil. En suivant la trajectoire inverse de ce rayon, il est aisé de calculer le point de réflexion $S_{i,j}$ sur notre modèle de cornée. L'évaluation de la normale en $S_{i,j}$ permet de déduire la direction du rayon incident, et donc, son point d'origine $N_{i,j}$ sur la surface de la mire.

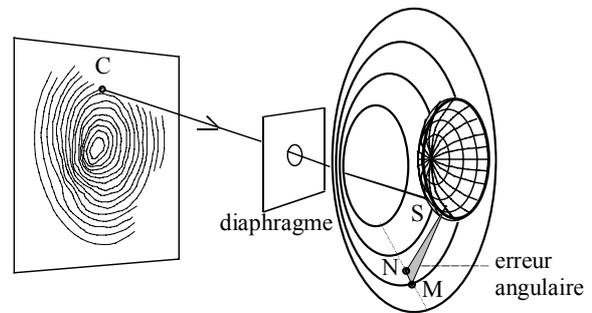


Figure 9 : Principe du lancer de rayon inverse.

Ce point $N_{i,j}$ se trouve dans un plan méridien qui intersecte le contour n° i de la mire en $M_{i,j}$. L'écart angulaire entre les segments $[S_{i,j}, N_{i,j}]$ et $[S_{i,j}, M_{i,j}]$ permet de caractériser l'erreur entre la cornée virtuelle et la cornée du patient.

L'intérêt de cette technique réside dans la faible complexité du processus résultant de la connaissance immédiate de la trajectoire du rayon réfléchi (ce qui n'est pas le cas du rayon incident).

5.2 – Ajustement du modèle

Pour un modèle de cornée donné, le lancer de rayons inverse permet de connaître pour chaque

point de contour $C_{i,j}$ dans l'image, l'erreur angulaire $a_{i,j}$ pour atteindre la mire sur le contour n° i . Il faudrait donc corriger l'incidence du plan tangent (plan de réflexion sur la cornée) de $a_{i,j}/2$ pour que le contour cible de la mire soit atteint.

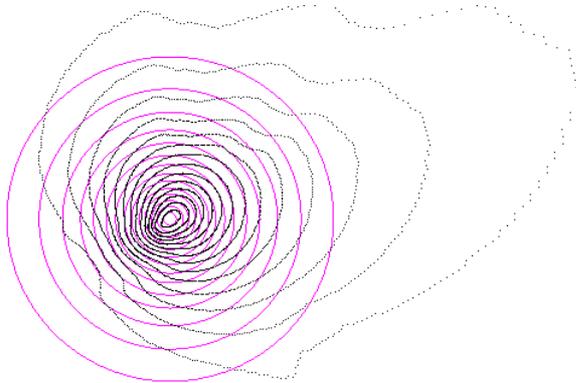


Figure 10 : Projection des points de contours (en noir) sur le plan de la mire (violet) avec le modèle initial de cornée.

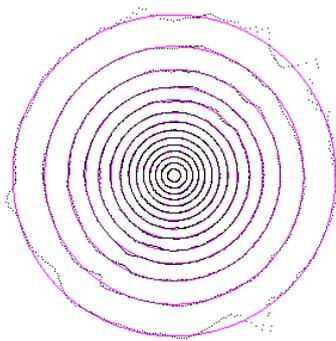


Figure 11 : Projection des points de contours (en noir) sur le plan de la mire (violet) après ajustement du modèle de cornée.

Le système étant surdéfini pour chaque point de contrôle de la surface, on minimise l'erreur quadratique (algorithme de Levenberg-Marquardt) pour connaître le plan tangent en chaque noeud et contraindre ainsi la forme de la cornée.

6 – AFFINER LA MESURE

Cette première phase d'ajustement assez rapide a permis d'obtenir un **modèle qualitatif** de la cornée du patient. Elle est qualifiée **d'analyse ascendante** car elle enchaîne, avec un degré d'interprétation croissant, une succession de traitements en partant des données pour aboutir à un premier modèle représentatif de la cornée du patient.

En particulier, la reconstruction s'est appuyée sur une étape intermédiaire d'extraction de contours dans l'image initiale 2D.

Le but était de :

- limiter la complexité des calculs en sélectionnant les informations principales ;
- obtenir un résultat qualitativement fiable (i.e. proche de la solution recherchée).

Toutefois, cette étape de segmentation a nécessairement introduit un « bruit » dans la mesure, notamment parce qu'elle est uniquement basée sur des techniques d'analyse d'image 2D qui sont complètement déconnectées des caractéristiques 3D de la cornée.

La deuxième étape d'ajustement est qualifiée **d'analyse descendante** : elle consiste à ajuster directement le modèle sur les données initiales, et ceci sans passer par les étapes intermédiaires. On disposera alors d'un modèle plus précis que l'on pourra qualifier de **modèle quantitatif**.

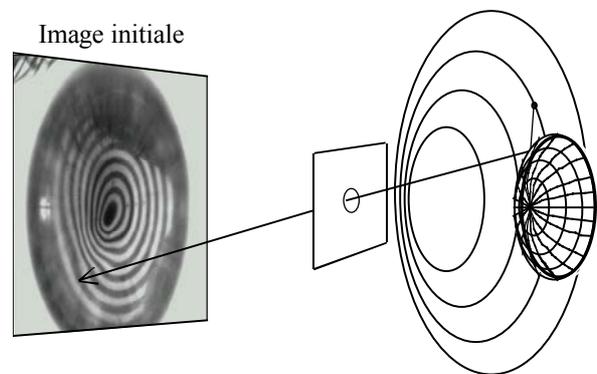


Figure 12 : Lancer de rayon direct

Le principe de ce deuxième ajustement s'appuie sur le lancer de rayon direct (figure 12). Pour un point $M_{i,j}$ de la mire, on cherche par dichotomie le point de réflexion $S_{i,j}$ sur la cornée de sorte que le rayon réfléchi passe par le diaphragme. On connaît alors le point d'impact $P_{i,j}$ du rayon dans l'image. La valeur du laplacien en $P_{i,j}$ (elle doit être nulle sur le contour d'un anneau) renseigne si le rayon est intérieur ou extérieur au contour cible ; la recherche du zéro du laplacien dans la direction normale au contour permet de connaître l'erreur angulaire du rayon réfléchi et d'agir sur le modèle pour diminuer cette erreur.

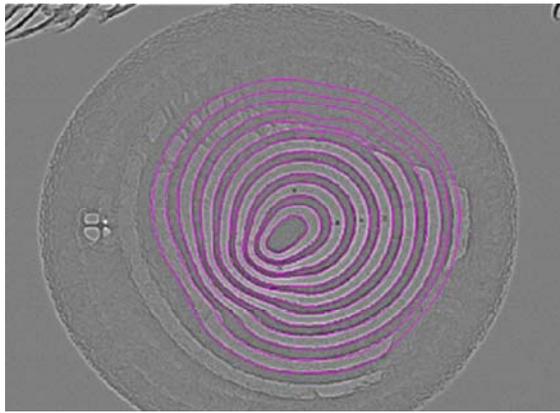


Figure 13 : *Projection de la mire dans le plan image et superposition sur le laplacien de l'image.*

Il est à noter que cette phase d'analyse descendante est réalisable uniquement parce que l'on dispose d'un premier modèle « proche » de la solution recherchée. En effet, les « attracteurs » dans l'image n'étant plus étiquetés, il est capital que la mire soit projetée à proximité de ces derniers pour que le modèle de cornée converge correctement.

7 – CONCLUSION

La méthodologie employée pour la reconstruction de la cornée peut s'appliquer à de nombreux problèmes d'analyse. La phase ascendante permet de proposer un nombre restreint de solutions approchées concurrentes tout en contrôlant la complexité de l'analyse. La phase descendante permet alors de faire un choix en recherchant dans les données initiales des informations plus fines qui distinguent le plus ces solutions. C'est généralement l'occasion d'affiner la solution retenue.

Dans le cas de la vidéokératographie, la phase ascendante a pour but de proposer une seule solution approchée. La phase descendante permet alors de mieux prendre en compte les caractéristiques tridimensionnelles de la cornée et d'éliminer les erreurs introduites par les traitements intermédiaires de la phase ascendante.

Nous étudions actuellement l'insertion d'un modèle physique réaliste de la cornée sur notre modèle géométrique. Les paramètres de ce modèle physique pourraient être adaptés en fonction du patient pour affiner la modélisation.

La qualité du modèle ne se mesure pas directement sur sa géométrie, mais sur ses propriétés optiques de réflexion (distance entre la projection de la mire virtuelle et l'image acquise). Toutefois la validation de notre procédé en situation réelle reste un problème car nous ne disposons pas de « fantômes » sur lesquels valider la mesure. Nous devrons probablement nous limiter à une validation à partir de modèles virtuels en simulant une vidéokératographie et en vérifiant si le processus de

reconstruction permet de retrouver la surface initialement choisie.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Schanzlin D., Robin B. (1992), *Corneal topography*, Springer Verlag.
- [2] Caprioglio M. (1998), *Reconnaissance de contours: application à la vidéokératographie*, thèse de l'université de la Méditerranée, Marseille.
- [3] Bulot R., Boi J-M., Sequeira J., Caprioglio M. (1996), *Contour segmentation using Hough transform*, ICIP 96, Lausanne, Suisse.
- [4] Boi J-M., Bulot R., Sequeira J. (1995), *A new methodology to analyze images from videokeratography*, IEEE-EMBS 95, Montréal, Canada.
- [5] Glassner A. (1989), *An introduction to ray tracing*, Academic Press.
- [6] Bartels R., Beatty J., Barsky B. (1988), *Mathématiques et CAO, B-splines*, volume 7, Edition Hermès.
- [7] Rockwood, Chambers (1996), *Interactive curves and surfaces*, Series in Computer Graphic and Geometric Modeling, Morgan Kauffmann.
- [8] Chu L., Barsky B., Klein S. (1999), *Cylindrical coordinate representation for modeling surfaces of the cornea, and contact lens*, International Conference on shape modeling and applications, Aizu-Wakamatsu, Japon.