

METHODES DE REPRESENTATION DU CHAMP VISUEL STATIQUE.

J. SACHY\*, F. VERNIER\*\*, J. CHARLIER\*, \*\*, J.C. HACHE\*\*\*

RESUME :

Les nouveaux appareils d'évaluation du champ visuel assisté par ordinateur donnent une importance croissante au dialogue interactif pour la réalisation des examens. L'interactivité et le diagnostic dépendent du mode de visualisation des résultats. La facilité et la fiabilité de leur interprétation sont fonctions des choix méthodologiques effectués : la réalisation d'une "visualisation en temps réel", c'est à dire pendant le déroulement même de l'examen ; la mise en évidence des éléments servant au diagnostic, en particulier des altérations de la topographie des seuils de sensibilité ; enfin le respect des données physiologiques. Deux méthodes de visualisation sont présentées et comparées en fonction de ces différents critères.

MOTS CLES : CHAMP VISUEL, VISUALISATION, INTERPOLATION.

METHODS FOR STATIC VISUAL FIELD REPRESENTATION.

ABSTRACT :

Interactive control has become a basic requirement in computer assisted visual field examination. Interactivity and diagnosis both depend upon the data display method. Several choices determine the easiness and reliability of data interpretation. Interactivity requires at real time display and extremely fast computation algorithms. Diagnosis is based upon alterations of sensory threshold topography which should show up clearly. The display should also be in agreement with the basic rules of physiology. Two data display methods have been developed and compared according to these criteria.

KEY WORDS : VISUAL FIELD, DISPLAY, INTERPOLATION.

METHODES DE REPRESENTATION DU CHAMP VISUEL STATIQUE.

J. SACHY\*, F. VERNIER\*\*, J. CHARLIER\*, \*\*, J.C. HACHE\*\*\*

\* I.N.S.E.R.M. U. 279 - C.T.B., LILLE

\*\* Société ESSILOR, PARIS

\*\*\* Service d'Explorations Fonctionnelles de la Vision, CHU LILLE

INTRODUCTION.

Dans un examen de périmétrie statique, le seuil de sensibilité à la lumière est déterminé en différents points du champ visuel. Pour chacun de ces points, le déficit cherché est la différence entre le seuil de luminance considérée comme normale et celui vu par le patient.

L'analyse de ces déficits permet le dépistage, le diagnostic et la surveillance d'un grand nombre d'atteintes pathologiques du système visuel.

L'arrivée des microprocesseurs a permis d'introduire en clinique des appareils de périmétrie automatique. En fonction des possibilités matérielles et logicielles l'opérateur contrôle le déroulement de l'examen et peut en modifier le protocole. Cependant leur complément indispensable est une visualisation des déficits du patient en cours d'examen (13,14,15). Certains des appareils actuellement en clinique offrent de telles représentations sur écran cathodique mais il apparaît que les données brutes ne sont pas suffisantes. Une interprétation des informations doit être présentée à l'opérateur.

Au cours d'un examen, la connaissance du champ visuel évolue par étapes. Chaque nouvelle réponse du patient apporte une information unique et locale. Il existe une hiérarchie dans l'évaluation des déficits. Au plus bas niveau se place la distinction normal-anormal et correspond à la détection de déficits. Ensuite une évaluation plus complète de ceux-ci apporte des éléments pouvant contribuer au diagnostic : leurs formes, profondeurs et pentes. Elle nécessite de considérer de façon globale les réponses ponctuelles.

I. RAPPEL SUR LES MODES DE VISUALISATION.

Le champ visuel est l'ensemble des points de l'espace que perçoit l'oeil immobile. Pour reprendre l'expression de TRAQUAIR, c'est une île de vision (figure 1) où la sensibilité varie en décroissant du centre vers la périphérie. Mesurer le champ visuel consiste à en déterminer la topographie.

Tirés à part : J. SACHY, U. 279 I.N.S.E.R.M., 13-17, rue Camille Guérin  
59800 LILLE.

Innov. Tech. Biol. Med. ; Vol. 7, n° 2, 1986.

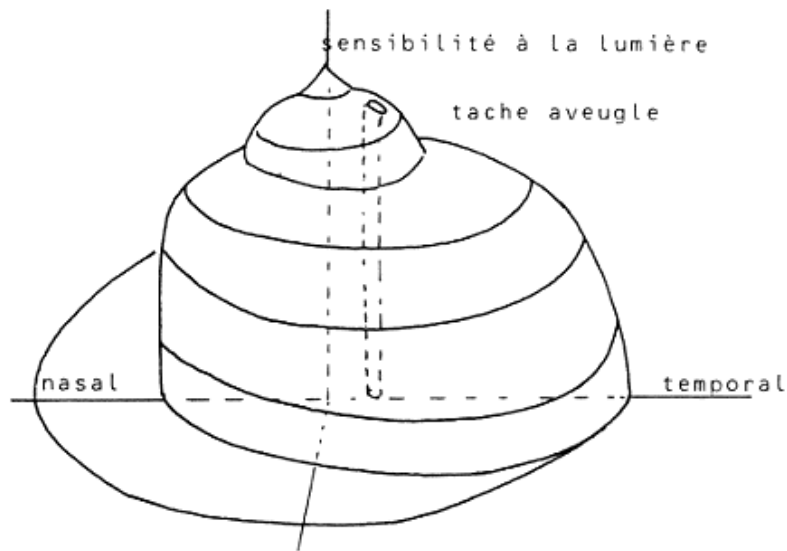


Figure 1 : "Ilot" de TRAQUAIR.

Dans les différents examens de périmétrie statique, les points de mesure se répartissent en trois ensembles : suivant leurs positions sur un méridien, un parallèle ou dispersés dans le champ visuel.

Les appareils manuels n'utilisent que les deux premiers ensembles qui correspondent à des coupes de l'îlot de Traquair et se représentent simplement par des fonctions monovariées (figure 2).

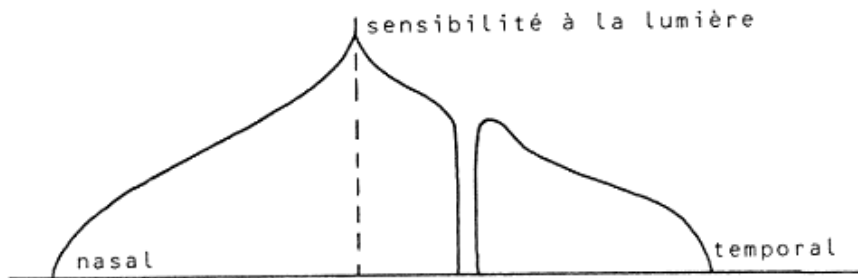


Figure 2 : Coupe méridienne.

Ce n'est qu'avec les appareils automatiques que le troisième ensemble de points a pu être pleinement exploité. De nouveaux types de graphismes ont été développés.

- des cartes de données numériques indiquent les valeurs de sensibilités ou de déficits (figure 3). Cette représentation est précise mais difficilement interprétable.

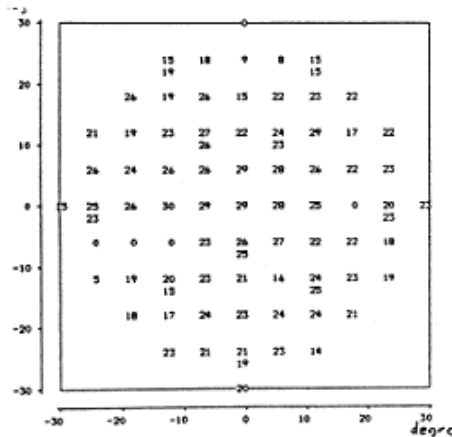


Figure 3 : Carte de données numériques.

- des cartes de symboles graphiques sont utilisées pour indiquer ces mêmes valeurs (figures 5 et 6). L'interprétabilité est fonction de la spécificité des symboles et des effets de contraste qu'ils suggèrent.

Ces deux modes graphiques ne présentent que les résultats bruts.

- des cartes de niveaux de gris ou d'échelles colorées présentent une interpolation des résultats (figure 4). Les formes et les profondeurs des déficits apparaissent clairement et l'interprétation est immédiate.

- des représentations en trois dimensions sont réalisées par une interpolation (6). Certaines parties du champ visuel peuvent être cachées. D'où l'intérêt de pouvoir faire effectuer des rotations et des changements d'échelles à l'image. Ce mode de représentation est donc principalement destiné à la visualisation sur écran cathodique. L'interpolation permet de réaliser ces modes interprétés de représentation. Ce n'est qu'avec les microprocesseurs qu'ils deviennent réalisable en temps réel.

## II. CHOIX D'UN MODE DE REPRESENTATION.

Il existe deux types d'examen : le dépistage et l'examen visant au diagnostic.

Le dépistage est une simple recherche de déficit. Il fournit des résultats peu précis quant aux caractéristiques des déficits. La représentation des résultats doit surtout en indiquer les positions et les étendues.

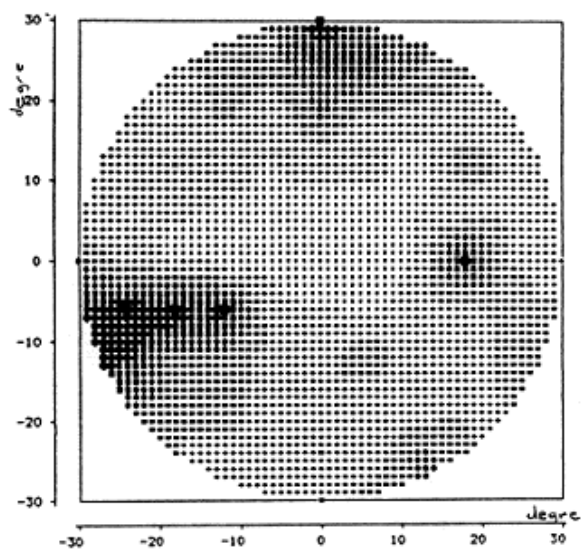


Figure 4 : Carte de densité de gris.

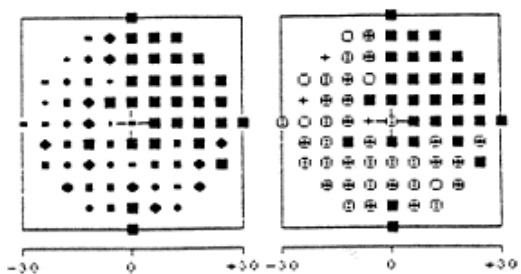


Figure 5 : Carte de symboles graphiques.

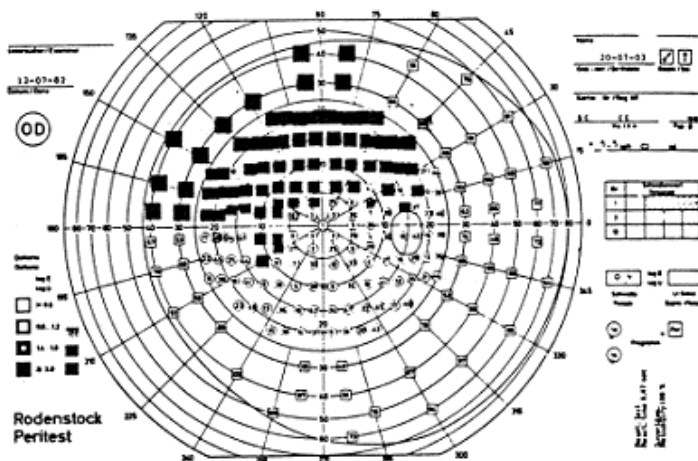


Figure 6 : Carte de symboles graphiques, échelle compressée.

L'autre type d'examen est formé d'une succession de procédures. Il a pour but de donner au praticien les éléments nécessaires au diagnostic : positions, étendues, profondeurs et pentes des déficits.

L'interaction n'est réalisable qu'avec une connaissance en temps réel de l'évolution de l'examen. Pour cela, il est indispensable que l'appareil comporte une visualisation des résultats permettant à l'opérateur de choisir les procédures les plus adaptées à l'étude des déficits et d'en contrôler l'exécution. Le graphisme doit donc lui fournir une représentation des déficits immédiatement assimilable.

Du point de vue fonctionnel, le champ visuel n'est pas homogène (10,12) : les 30 degrés centraux ont la même importance que l'ensemble de la périphérie. Les modes de représentation de certains périmètres n'en tiennent pas compte (Octopus), alors que d'autres (Peritest, Figure 6) utilisent des échelles non-linéaires (10).

Nous avons développé une représentation conservant la linéarité dans les degrés centraux et compressant la périphérie, l'excentricité passe de l'intervalle (0,95) à (0,40) (figure 7). Le résultat est assez semblable à celui obtenu avec le Péritest de Rodenstock.

Les excentricités compressées sont calculées à l'aide de la formule suivante :

$$E_c = \frac{0.684 + \sqrt{0.28e - 2.36}}{0.14} \quad \text{si } e \geq 12$$

=e

sinon

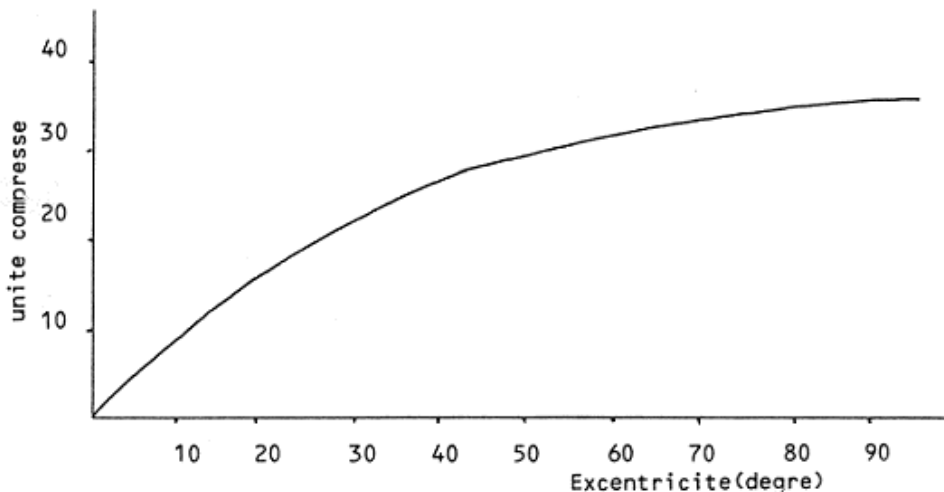


Figure 7 : Echelle compressée de l'excentricité.

Le graphisme peut aussi bien représenter le champ visuel que ses déficits. Or en clinique, ce qui est important pour le praticien n'est pas la mesure du champ visuel mais la mise en évidence de ses altérations. L'opérateur, ayant pour objectif de caractériser les déficits, sera plus à même de le faire s'ils sont visualisés.

La qualité des résultats d'un interpolant dépend de la distribution des points des données dans le champ visuel. Il n'est donc pas possible d'assurer que l'interprétation des déficits par interpolation corresponde à toutes leurs caractéristiques. En temps différé, il est possible de concevoir un interpolant ajustable suivant les points de mesures et les caractéristiques des déficits trouvés.

Un graphique est facilement assimilable si la quantité d'informations qui y est portée n'entraîne pas une surcharge de l'image. Un mode de représentation par carte doit indiquer les positions des points de mesure. De la sorte il est plus aisé d'établir une correspondance entre données brutes et interprétation.

### III. ETUDE DES METHODES D'INTERPOLATION.

Dans beaucoup de disciplines (géologie, météorologie, physique...) se pose le problème de représenter une surface à partir de données irrégulièrement réparties dans un domaine du plan. Un certain nombre d'interpolants sont couramment utilisés et donnent des résultats satisfaisants : méthodes de Shepard (1,2,3,4,5), de Maude (2,3), polynomiales (3,4), par éléments finis (3), ... Les B-splines et les surfaces de Bezier (3) permettent des modifications locales des surfaces par des processus itératifs, mais ces interpolants imposent une distribution régulière des points.

Il est possible de transposer la plupart des méthodes d'interpolations connues sous forme itérative. La difficulté est d'obtenir des formules compatibles au traitement en temps réel sur microordinateur. Pour résoudre ce problème, on peut partir de l'hypothèse que la capacité mémoire est suffisante pour conserver la valeur d'interpolation et une autre information numérique en chaque point de la carte.

L'itérativité conduit à la notion d'interpolant local : un point des données n'apporte d'information sur la surface que dans son voisinage. Un interpolant est alors décomposable en plusieurs interpolants locaux réunis par une relation de type barycentrique. La modification d'une valeur en un point test ne se reporte alors que sur une partie des interpolants.

#### Méthode d'interpolation locale barycentrique.

D est une partie du champ visuel contenant l'ensemble des points tests de l'examen. Dans un processus itératif, la sensibilité peut être assimilée à une suite de fonctions  $S_k(P)$  pour lesquelles sont connues les valeurs  $Z_k = (z_1^k, \dots, z_n^k)$  de sensibilité au point d'examen  $(P_1, \dots, P_n)$ . Par hypothèse deux ensembles d'indices successifs ne diffèrent que par une composante, celle obtenue au cours de la mesure effectuée.

Les points testés n'apportent d'informations que dans leurs voisinages.

Nous avons choisi d'exprimer l'élément  $S_k$  d'une itération sous la forme d'un barycentre d'interpolants locaux ( $U^k = (U_1, \dots, U_n)$ ) définis sur des parties du champ visuel.

$$S_k(P) = \sum_i A_i(P) \cdot U_i(P) \quad (1)$$

Les fonctions poids  $A_1(P), \dots, A_n(P)$  définissant l'importance relative des différents interpolants locaux, elles vérifient en tout point du champ visuel :

$$\begin{aligned} a- & A_i(P) \geq 0 \quad \text{si } P \in D \\ b- & \sum A_i(P) = 1 \quad \text{si } P \in D \end{aligned}$$

Les fonctions poids ne dépendent pas des valeurs de sensibilité mais des distances de  $P$  aux points tests ou de la position du point dans le voisinage.

En appelant  $P_q$  le point test de l'itération  $k+1$  et  $M_q^k$  la différence entre la nouvelle valeur et l'ancienne, la forme itérative de l'interpolant barycentrique s'obtient en décomposant la somme.

$$\begin{aligned} S_{k+1}(P) &= \sum A_i(P) \cdot U_i^{k+1}(P) \\ &= S_k(P) + \sum A_i(P) \cdot (U_i^{k+1}(P) - U_i^k(P)) \quad (2) \end{aligned}$$

Suivant les caractéristiques des interpolants locaux et des fonctions poids, la formule peut être réduite.

$$S_{k+1}(P) = S_k(P) + M_q^k \cdot SE(P) \quad (3)$$

ou  $SE(P)$  est indépendant des itérations.

La plupart des méthodes de (4) peuvent être mises sous forme itérative, la méthode de Shepard et la méthode par triangularisation sont les plus simples.

#### a) Méthode de Shepard locale.

Cette méthode a été développée en 1968 par D. Shepard (1), pour résoudre des problèmes d'interpolation sur des ensembles quelconques de points du plan.

A chaque point test  $P_i$  correspond un polynôme  $U_i^k(P) = z_i^k$  défini pour un rayon  $R$  du plan. Ce dernier est commun à tous les interpolants et est tel que chaque disque contienne au moins 4 points tests.

Soient  $W(P) = (W_1(P), \dots, W_n(P))$  un ensemble de fonctions permettant de déterminer les fonctions poids.

$$\begin{aligned} W_i(P) &= 1/d_i^2(P) && \text{si } d_i(P) \leq R/3 \\ &= 0 && \text{si } d_i(P) \geq R \\ &= (81 * (d_i(P)/R - 1)^2 / (4 * R^2)) && \text{sinon} \quad (4) \end{aligned}$$

$d_i(P)$  distance euclidienne de  $P_i$  à  $P$ .

$$A_i(P) = W_i(P) / \sum_j W_j(P) \quad (5)$$

La formulation de  $S_k$  est très simple et elle se met sans difficulté sous forme itérative.

$$\begin{aligned} S_{k+1}(P) &= S_k(P) + \sum A_i(P) \cdot (z_i^{k+1} - z_i^k) \\ &= S_k(P) + M_q^k \cdot A_q(P) \end{aligned} \quad (6)$$

b. Polynomes sur une surface triangulée.

Le domaine est décomposé en un ensemble  $T = (T_1, \dots, T_m)$  de triangles dont les intérieurs sont deux à deux disjoints et les sommets sont les points tests.

Le voisinage d'un point test est l'ensemble des triangles contenant ce point.

Les interpolants locaux sont définis sur les éléments de  $T$ , les fonctions poids indiquant simplement si  $P$  appartient au triangle correspondant.

Les interpolants locaux sont calculés de façon indépendante sur chaque triangle dans une base locale barycentrique. Soient  $P_0, P_1, P_2$  les sommets d'un triangle de  $T$ , les coordonnées  $l_0, l_1, l_2$  sont solutions du système :

$$\begin{aligned} P &= l_0 \cdot P_0 + l_1 \cdot P_1 + l_2 \cdot P_2 \\ l &= l_0 + l_1 + l_2 \end{aligned} \quad (7)$$

avec  $l_0, l_1, l_2$  positives ou nulles.

L'interpolant local correspondant à  $U_i$  est le plan d'équation :

$$U_i^k(P) = l_{i0}^k \cdot z_{i0}^k + l_{i1}^k \cdot z_{i1}^k + l_{i2}^k \cdot z_{i2}^k \quad (8)$$

En fait tout point  $P$  du champ visuel peut être à l'intérieur d'un triangle, un sommet ou sur le côté commun des triangles le contenant. Par le choix des interpolants locaux, il suffit de prendre l'un d'eux comme interpolant global et la forme itérative est immédiate. Si  $T_i$  est un triangle du voisinage de  $P_q$  et  $l_{i0}$  la coordonnée relative à ce point, la forme itérative devient :

$$S_{k+1}(P) = S_k(P) + M_q^k \cdot l_{i0} \quad P \in T_i \quad (9)$$

Avec ce type d'interpolant, la zone triangulée est l'enveloppe convexe des points de mesures.

IV. MISE EN OEUVRE.

Les calculs liés à la visualisation sont réalisés avec un microprocesseur 280 (8 bits, horloge 4 MHz). La place mémoire disponible pour les sous-programmes de calcul de l'interpolant est limité pour le champ central à 12 K octets de RAM.

Trois cartes sont utilisées, chacune correspondant à une information ponctuelle.

La première carte contient les valeurs d'interpolation.

Pour la méthode de Shepard, les 2 autres cartes indiquent le numéro du point le plus proche dans Q et la valeur de la fonction poids associée. Pour la méthode par triangularisation ce sera le numéro du triangle contenant P et deux des coordonnées barycentriques correspondantes.

La carte visualisée comporte 1927 points, soit 47 horizontalement par 41 points verticalement. Elle est réalisée dans l'échelle compressée et correspond à une zone centrale s'étendant jusqu'à une excentricité de 30 degrés. Les valeurs de sensibilité (ou de déficit) sont des nombres codés sur un octet, ce qui conserve une précision suffisante au cours des itérations.

Le contrôleur graphique gère trois plans mémoires indépendants correspondant aux couleurs rouge, verte et bleue.

A chaque plan correspondent des informations différentes, le but cherché étant une lisibilité optimale :

- vert : la carte obtenue par l'interpolation
- bleu : la position des points de mesure et les axes
- rouge : les points dont la valeur est acquise - le point en cours de test.

Le nombre de niveaux de gris de la visualisation est réduit à 5 afin d'obtenir une image claire et dont les niveaux sont nettement différenciés. Chaque valeur est représentée par un pavé de 3 points horizontaux sur 5 verticaux, le nombre de points et leur arrangement sont choisis afin de bien les distinguer. Il est possible de faire varier l'échelle et l'opérateur peut modifier les différentes positions des niveaux pour augmenter la précision de la visualisation dans une zone déterminée de sensibilité. D'autre part, la visualisation peut se réaliser en déficit ou sensibilité avec possibilité d'en changer à volonté en cours d'examen.

## V. RESULTATS.

Les méthodes de Shepard ou par triangularisation sont équivalentes par leurs temps de calcul et l'espace mémoire utilisé.

L'initialisation des cartes est assez longue, entre 5 et 8 secondes. Par contre pour une itération, les calculs sont de l'ordre du 1/10 de seconde. En incluant le temps de la visualisation sur écran cathodique, le temps nécessaire à l'acquisition d'une réponse est de 0.5 seconde.

Avec la méthode de Shepard, nous notons des "erreurs" sur les formes des déficits. Ce phénomène se retrouve avec la représentation de la figure 4, pour laquelle la méthode employée est une variante de celle

de Shepard (7). La comparaison de cette carte avec les cartes numériques de la figure 3, met facilement en évidence un déplacement important des limites du déficit figurant sur la carte d'interpolation par rapport aux données brutes. Ce type d'erreur est inhérent à la méthode de Shepard. L'absence sur le graphisme de distinction entre données brutes et interprétées en rendent la détection difficile.

Avec la méthode par triangularisation, les problèmes observés sur les représentations précédentes sont éliminés. Néanmoins suivant la triangularisation obtenue, d'autres erreurs peuvent être présentes. Pour une grille régulière de points test (figure 8), il est possible de les éliminer par des modifications mineures de la triangularisation en temps réel ou différé : en effet chaque carré de la grille est décomposé en deux triangles. En comparant les figures 8 et 4, on observe que les résultats de la première sont plus conformes au déficit réel.

Cette méthode n'est valable que lorsque la résolution de l'écran est assez faible, sinon les facettes dont est constitué l'interpolant apparaissent.

#### CONCLUSION.

Les cartes en densité de gris obtenues à l'aide d'une interpolation par triangularisation sont satisfaisantes pour les examens statiques et la visualisation en temps réel. Les résultats seront d'autant meilleurs que la distribution des points d'interpolation est plus régulière.

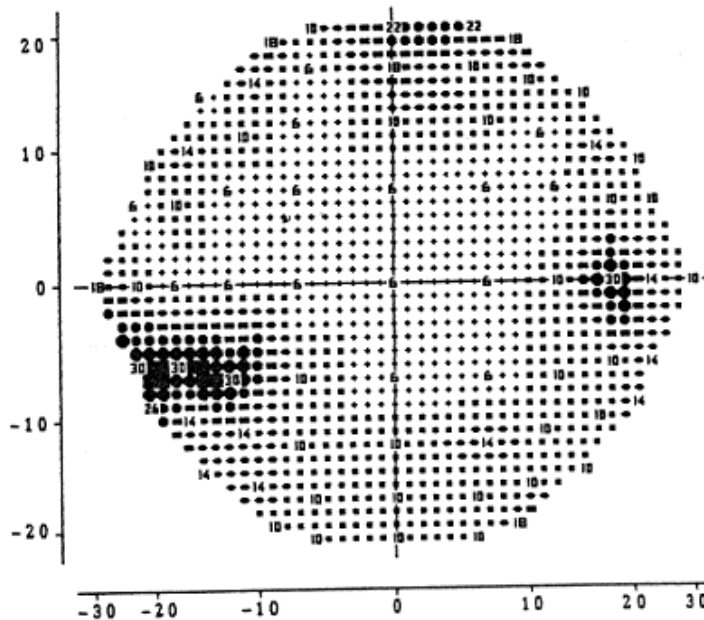


Figure 8 : Interpolation par triangularisation.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 - SHEPARD D.  
A two dimensional interpolation function for irregularly-spaced data.  
Proc. ACM Nat. Conf., 1968, 517-524.
- 2 - GORDON W., WIXOM J.A.  
Shepard's method of "metric interpolation" to bivariate and multivariate interpolation.  
Math of computation, 52, 1978, 141, 253-264.
- 3 - SCHUMAKER L.L.  
Fitting surface to scattered data. Approximation theory II (G.G Lorentz, C.K. Chui and L.L. Schumaker, editors)  
Academic Press, New York, 1976, 203-268.
- 4 - GRAIN K., BHATTACHARYYA B.K.  
Treatment of non-equispaced two-dimensional data with a digital computer.  
Geoexploration 5, 1967, 173-194.
- 5 - Mc. LAIN D.H.  
Drawing contours from arbitrary data points.  
Computer Journal, 1971, 17, 4.
- 6 - HART W.M., HARTZ R.K.  
Computer-generation display for three-dimensional static perimetry.  
Arch. Opth. 1982, 100, 312-318.
- 7 - FANKHAUSER F., BEBIE H.  
Threshold fluctuation, interpretation and spacial resolution in perimetry.  
Dom. Opth. Series, 1979, 19, 295-309.
- 8 - GREVE.  
L'examen du champ visuel.  
Le Glaucome primitif à angle ouvert, SIMEP, 1981, Villeurbanne, France.
- 9 - CRICK R.P. and J.C.P., RIPLEY L.  
The representation of the visual field.  
Doc. Ophthal. Proc. Serie, 1982, 193-204.
- 10- DANNHEIM F.  
Non-linear projection in visual field charting.  
Doc. Ophthal. Proc. Serie, 1983, 35, 217-220.
- 11- GREVE E., DANNHEIM F., BAKKER D.  
The peritest and new automatic and semi-automatic perimeter.  
International Ophthal., 1982, 5, 201-214.
- 12- DRASDO N., PEASTON W.C.  
Sampling systems for visual field assessment and computerized perimetry.  
British Journal of Ophthal. 1980, 64, 705-712.
- 13- HACHE J.C., DUBOIS P., LEFLON G.  
Recherche sur la périmétrie automatique.  
Lille Médical, 1976, 21, 10, 842-856.
- 14- CHARLIER J., HACHE J.C.  
L'examen automatique du champ visuel : problèmes et solutions.  
Innov. Techn. Biol. Med. 1980, 1, 3.
- 15- FANKHAUSER F.  
Problem related to the design of automatic perimeter.  
Doc. Ophthal. 1979, 47, 1, 89-138.

Article accepté le : 14 novembre 1985.