

L'EXAMEN DU CHAMP VISUEL ASSISTE PAR ORDINATEUR

J. CHARLIER

mise à jour par l'auteur de l'article original paru dans Micro-informatique et Ophtalmologie.
Rapport annuel des Sociétés d'Ophtalmologie de France.

LAMY, Marseille, 1984, pp. 61-82.

SOMMAIRE

- [I - INTRODUCTION](#)
 - [II- L'ORDINATEUR PERIMETRISTE](#)
 - [III- DES EXAMENS OPTIMALISES](#)
 - [Le dépistage](#)
 - [Le diagnostic](#)
 - [La surveillance](#)
 - [La mesure des capacités fonctionnelles](#)
 - [IV - INSTRUMENTS DE MESURE PILOTES PAR ORDINATEUR](#)
 - [V - DES MESURES FIABLES - PROBLEMES ET APPORTS DE L'INFORMATIQUE](#)
 - [Contrôle du système de génération de stimuli](#)
 - [Contrôle des paramètres oculaires](#)
 - [Validation des réponses du patient](#)
 - [VI - LE COTE UTILISATEUR OU LE DIALOGUE HOMME - MACHINE](#)
 - [Le dialogue interactif](#)
 - [La programmabilité des examens](#)
 - [VII - CONCLUSION](#)
-

I - INTRODUCTION

L'évaluation des altérations du champ visuel est reconnue comme d'un apport essentiel à l'examen ophtalmologique. Cependant, de multiples facteurs limitent bien souvent l'utilisation des instruments de mesure classiques:

- les résultats sont dépendants du savoir faire du périmétriste;
- l'interprétation de réponses subjectives du patient est difficile;
- la durée de l'examen n'est pas toujours compatible avec les contraintes quotidiennes du cabinet ou de la clinique.

L'objet de ce chapitre est de montrer comment l'utilisation d'outils de traitement automatique de l'information peut résoudre certains de ces problèmes.

II- L'ORDINATEUR PERIMETRISTE

Le remplacement du périmétriste par l'ordinateur laisse escompter des avantages nombreux.

- Les tâches répétitives et fastidieuses telles que la présentation des tests et l'enregistrement des réponses du patient sont supprimées.
- Les erreurs d'origine humaine sont réduites.
- Les protocoles d'examen sont standardisés, facilitant ainsi l'interprétation et la comparaison des résultats.
- Enfin la rapidité de l'examen est augmentée.

Les premiers travaux ont délaissé la périmétrie cinétique au profit de la périmétrie statique qui se prête plus facilement aux techniques d'analyse binaire des ordinateurs. Ainsi, les premiers appareils automatiques présentaient une séquence figée de tests statiques à des niveaux supraliminaires (BUCHANAN et GLOSTER, 1965, AUTOFIELD de BIOTRONICS, 1972, etc..). Leur utilisation pour le dépistage précoce de pathologies telles que le glaucome permit d'obtenir, après quelques améliorations, des taux de détection comparables, sinon meilleurs que ceux de la pratique ophtalmologique courante (JOHNSON et KELTNER, 1979).

Cependant, une évaluation plus approfondie est indispensable pour établir le diagnostic et le pronostic du processus pathologique, déceler son évolution et déterminer son incidence sur la vie quotidienne du patient (KELTNER et al, 1979).

L'idéal serait l'établissement d'une cartographie détaillée réalisée de façon systématique. Hélas, elle nécessite plusieurs milliers de mesures. La durée d'examen est alors incompatible avec la fatigue du patient, la disponibilité du personnel et celle des équipements. La limitation de cette durée à une valeur raisonnable impose alors un choix rationnel des mesures en fonction des buts recherchés et des informations disponibles.

Plusieurs équipes européennes ont cherché à définir des stratégies d'examen optimisées (FANKHAUSER et al, 1972, HEIJL et KRAKAU, 1975, GREVE et al. 1981). Ces travaux ont abouti à un abandon des conceptions anciennes de la périmétrie classique datant de TRAQUAIR, FERREE et RAND. En effet, dans les examens manuels, un seul paramètre est étudié à la fois, qu'il s'agisse de la mesure d'isoptères à luminance constante ou de celle du seuil de luminance en des points fixes et indépendants.

Pour l'ordinateur, la sélection des tests, leur présentation et l'enregistrement des réponses sont accomplis extrêmement rapidement et sans erreur, indépendamment du nombre de paramètres. La conduite de l'examen n'est dès lors plus limitée par les capacités du périmétriste, mais seulement par celles du patient. Ces possibilités nouvelles permettent de concevoir des examens plus élaborés. Ainsi, la présentation des tests suivant une séquence aléatoire évite les phénomènes d'anticipation du patient. Egalement, l'adaptation des tests statiques supraliminaires à chaque cas particulier améliore les performances de la détection des scotomes.

Les instruments les plus récents utilisant la périmétrie statique donnent des résultats assez satisfaisants mais avec des durées d'examen souvent trop longues. L'importance de la vitesse d'examen fait de la périmétrie cinétique une technique de choix qui permet une évaluation

approchée des volumes de déficit répondant en grande partie aux besoins de la pratique quotidienne en cabinet ou en clinique. (HACHE et al, 1979). Cependant, les premières réalisations de périmétrie cinétique automatique (PERIMETRON, 1975) ont mis en évidence la complexité d'une démarche déductive simple devant la variété des formes de champs visuels pathologiques et la difficulté de reproduire à l'aide d'un automate les protocoles réalisés par un périmétriste expérimenté.

L'automatisation présente des limites. Elle n'a pas jusqu'à présent supplanté le périmétriste expérimenté pour la réalisation de protocoles d'examen approfondis. Le concept d'automatisation de l'examen du champ visuel doit alors être revu. Il ne s'agit plus de remplacer le périmétriste par un automate, mais de lui apporter une assistance pour la réalisation de certaines tâches durant l'examen.

Dans ces examens assistés par ordinateur, l'utilisation d'un écran cathodique, d'un stylo optoélectronique ou d'un clavier spécialisé amène un dialogue interactif simple et efficace pendant le déroulement même de l'examen. L'ordinateur intervient sous le contrôle du périmétriste pour exécuter des protocoles de "débroussaillage", ou calculer de nouveaux modes de représentation mieux adaptés à l'interprétation des résultats ou effectuer des contrôles pour la validité des réponses du patient.

L'intérêt de l'informatique est alors de permettre des examens plus sensibles, plus rapides, plus fiables et plus économiques que les examens manuels.

Le problème se pose donc en termes d'optimisation, c'est-à-dire de choix de la meilleure méthode pour atteindre un but fixe en fonction d'un ensemble de contraintes. Le dépistage des déficits et leur analyse à des fins de diagnostic, de surveillance ou de mesure des capacités fonctionnelles sont autant de problèmes différents.

III- DES EXAMENS OPTIMALISES

Le dépistage

Contrairement à une opinion couramment répandue, le dépistage des déficits du champ visuel ne consiste pas en une évaluation grossière. Son but est, au contraire, de détecter de façon précoce une altération locale de sensibilité d'origine pathologique d'étendue et de profondeur aussi faibles que possible. Le dépistage du glaucome en est sans doute le meilleur exemple. L'examen doit être rapide car il est destiné à un large éventail de population. Il doit être fiable, c'est-à-dire présenter un minimum de faux positifs. Les techniques périmétriques classiques sont relativement peu sensibles. Ainsi, dans le glaucome, une partie très importante des fibres axonales (jusqu'à 40%) disparaît avant même la mise en évidence des premiers déficits campimétriques (ETIENNE et SELLEM, 1983). Un maximum d'informations doit être pris en compte pour trouver rapidement et de façon fiable un déficit précoce sur un territoire recouvrant 150 degrés horizontalement et 130 verticalement. C'est le principe même des mesures supraliminales pour lesquelles les tests sont présentés à une luminance située juste au-dessus du seuil de sensibilité normal (Figure I). Un déficit est suspecté en cas d'absence de réponse du patient. Le volume du plus petit déficit relatif pouvant ne pas être détecté dépend de l'espacement des points de mesure et de leur profondeur par rapport au champ

normal. Cette technique est limitée par les fluctuations de seuil qui, chez un sujet normal, sont comprises entre 2 et 3 dB.

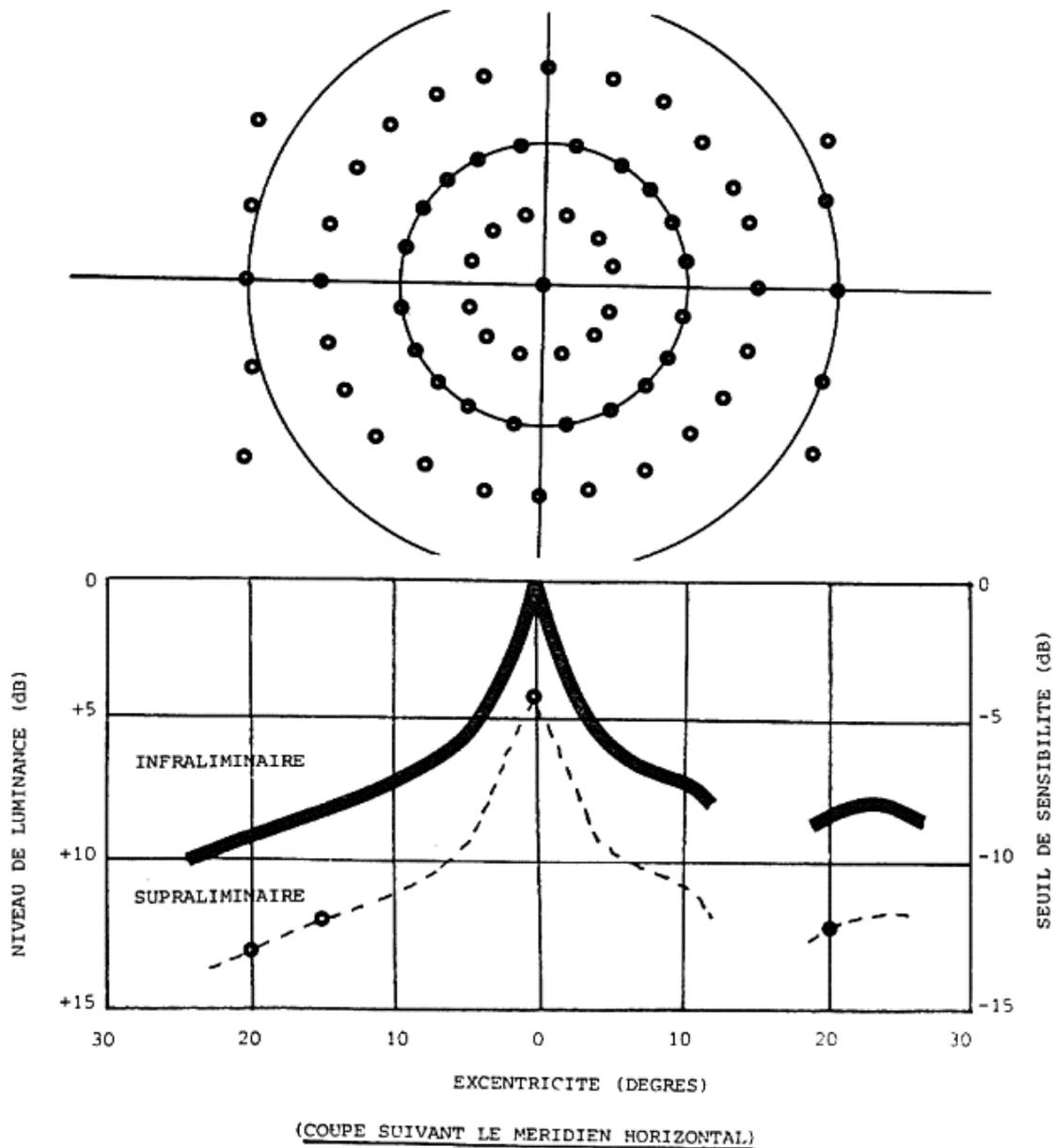


FIGURE 1

*SEUILS DE SENSIBILITE / ET NIVEAUX DE PRESENTATION DES TESTS
EN PERIMETRIE STATIQUE SUPRALIMINAIRE ADAPTEE AU GRADIENT DE SENSIBILITE*

Le décibel (dB) est utilisé ici et dans la suite de ce chapitre pour indiquer une perte de sensibilité correspondant à une variation logarithmique de luminance égale à 0,1 unité logarithmique (U L psb). Il ne doit pas bien sur, être confondu avec l'unité acoustique du même nom. La méthode supraliminaire implique également une connaissance précise des seuils de sensibilité normaux servant de référence.

Or, de multiples facteurs tels que l'âge, la réfraction, la taille pupillaire, la transparence des milieux et la fatigue du patient introduisent des variations du champ central ou du champ

périphérique pouvant atteindre 7 dB (GREVE, 1972) Par ailleurs. Le seuil de sensibilité varie entre le centre et la périphérie. Au niveau d'ambiance de 10 nits et à 30 degrés d'excentricité, il est situé 10 dB au-dessous du seuil central (HACHE, 1974). Lorsque les tests supraliminaires sont présentés à luminance constante, la différence de luminance par rapport au seuil n'est pas la même au centre et en périphérie.

L'ordinateur apporte ici une aide précieuse en ajustant le niveau de présentation des tests aux fluctuations globales des seuils et à leurs variations entre le centre et la périphérie. Grâce à une carte des sensibilités normales conservée en mémoire les mesures supraliminaires sont réalisées à un même niveau relatif au seuil quelle que soit leur excentricité. Cette carte est aussi corrigée en fonction des variations globales de sensibilité mesurées en plusieurs points de référence. En présentant les tests suivant un ordre pseudo-aléatoire, l'influence des phénomènes d'anticipation du patient est réduite. La rapidité de l'examen étant accrue, le nombre de points de mesure est augmenté. A raison de 1,2 s par point, 200 points sont testés en 4 minutes.

La sensibilité obtenue dans ces conditions permet de détecter dans la zone des 30 degrés centraux les déficits dont l'étendue est supérieure à 3 degrés et dont la profondeur dépasse 4 dB (GREVE, 1981). De telles performances ne peuvent être obtenues avec les examens manuels. Les systèmes automatiques devraient donc s'imposer pour le dépistage des scotomes.

Le diagnostic

A l'opposé du dépistage, le diagnostic et le pronostic du processus pathologique exigent une analyse topographique détaillée des déficits. Les méthodes automatiques utilisant des mesures statiques n'ont pas jusqu'à présent donné entière satisfaction. L'évaluation de la seule partie centrale du champ visuel avec une résolution de 1 degré requiert la détermination du seuil en 1900 points distincts. A raison de 5 mesures par point pour obtenir le seuil, cela correspond à un total de 9000 mesures, soit plus de 3 heures d'examen ! De nombreuses études ont été conduites pour augmenter la rapidité de cette évaluation. Une première solution consiste à concentrer les points explorés sur la région préférentiellement touchée par la pathologie suspectée.

Des protocoles spécifiques ont ainsi été proposés pour l'évaluation du glaucome, des atteintes chiasmatiques, neurologiques, etc... (Figure 2).

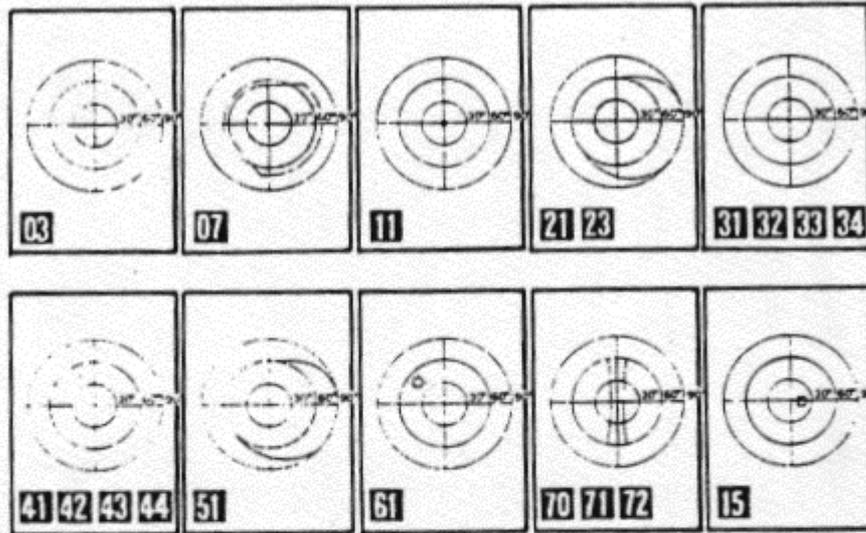


FIGURE 2

PROGRAMMES SPECIFIQUES UTILISES SUR L'OCTOPUS

(documentation INTERZEAG)

Une autre amélioration résulte de l'utilisation de protocoles d'examen adaptatifs, c'est-à-dire dont le déroulement est modifié pour prendre en compte les résultats obtenus. L'un des principes retenus est d'augmenter la densité des tests autour des points où un déficit est détecté. De tels protocoles ont été réalisés pour l'étude de la tâche aveugle et du méridien horizontal. Cependant, la durée de ces examens reste excessive. Une évaluation de la seule tâche aveugle avec une résolution de 1 degré et 3 niveaux de sensibilité demande jusqu'à plus de 8 minutes dans un cas de glaucome (HAEBERLIN et FANKHAUSER, 1980).

Les contraintes de temps amènent alors une remise en question de l'étude topographique détaillée au profit de l'évaluation approchée des volumes des scotomes suivie de la détermination directe de leurs éléments spécifiques. L'identification de formes de déficits caractéristiques (ressaut nasal, scotome arciforme, ..) est l'un des principaux éléments du diagnostic.

La recherche de la congruence des déficits, c'est-à-dire la correspondance de leur localisation sur les champs des deux yeux, permet de situer l'atteinte pathologique par rapport au chiasma optique. La mesure des pentes des scotomes fournit une indication sur le pronostic du processus pathologique, un déficit évolutif se caractérisant en général par des pentes émoussées alors qu'un déficit stabilisé présente des pentes raides (DUBOIS POULSEN, 1955).

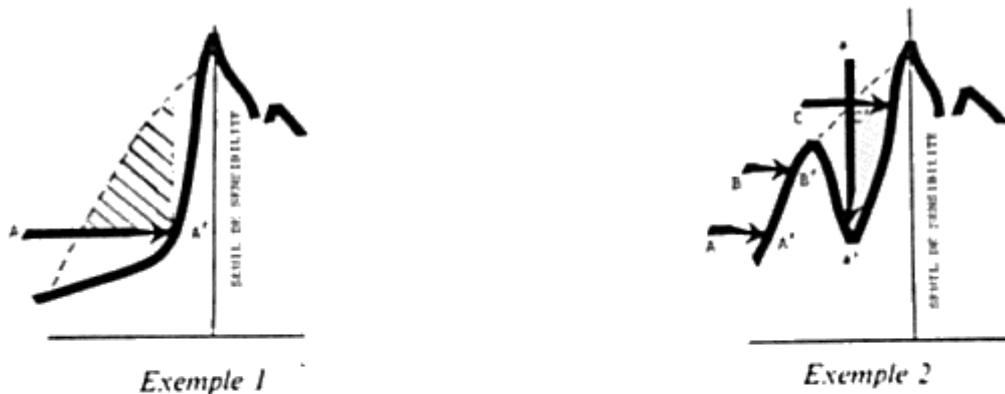
La vitesse d'évaluation est un élément décisif du choix d'une technique d'examen. Ce critère donne l'avantage aux méthodes cinétiques pour une évaluation approchée des volumes des déficits. Elles sont plus rapides dans leur principe que les méthodes statiques car elles éliminent le temps d'attente de la réponse du patient. Elles peuvent en outre être réalisées à luminance constante comme en périmétrie classique ou même à position constante, la

luminance du test augmentant de façon continue depuis le non vu vers le vu (CHARLIER et HACHE, 1980).

Le choix des meilleurs tests dépend alors non seulement de la zone du champ explorée mais également du type de déficit rencontré.

Dans l'exemple I de la figure 3, la seule mesure AA', réalisée à luminance constante, élimine tout un volume du champ visuel (zone hachurée sur la figure 3) qui aurait demandé un temps beaucoup plus long d'exploration avec des tests à position constante.

Dans l'exemple 2, le volume du scotome échappe aux mesures à luminance constante AA', BB' et CC' et une mesure à position constante aa' est alors nécessaire. L'identification de formes spécifiques peut en général être réalisée à l'aide d'un nombre extrêmement réduit de mesures. 3 mesures à luminance constante suffisent pour la détermination d'un ressaut nasal.



Le test AA' est réalisé à luminance constante. Le stimulus se déplace depuis la périphérie A vers le point de fixation. La réponse du patient se produit en A'. BB' et CC' sont également réalisés à luminance constante tandis que aa' est à position constante, la luminance étant progressivement augmentée depuis a jusqu'à la réponse du patient en a'.

FIGURE 3

EXEMPLES DE MESURES CINÉTIQUES À LUMINANCE ET À POSITION CONSTANTES

Si des mesures précises s'avèrent nécessaires, le recours à des méthodes statiques est préférable... Elles sont plus précises dans leur principe que les méthodes cinétiques car il n'y a pas de variation du test entre la détection et la réponse du patient. Ces dernières peuvent en outre être réalisées à position constante comme en périmétrie classique ou même à luminance constante, le test étant présenté successivement en différentes positions d'un même méridien, par exemple.

Chaque forme d'altération caractéristique amène à définir un protocole de mesure spécifique dont un exemple est donné figure 4 pour la recherche d'un ressaut nasal .

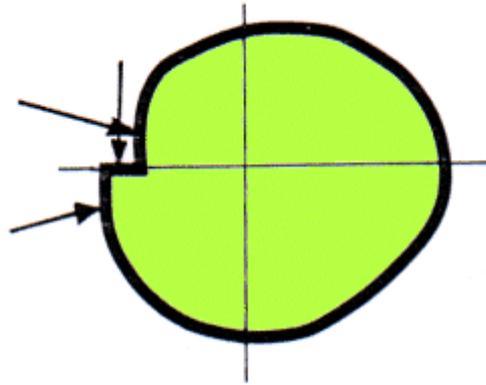


FIGURE 4

RECHERCHE D'UN RESSAUT NASAL

A L'AIDE DE TESTS REALISES A LUMINANCE CONSTANTE

La surveillance

La surveillance de l'évolution des déficits campimétriques est l'un des éléments d'orientation de l'action thérapeutique. La soustraction des résultats obtenus lors d'examens consécutifs fournit une évaluation de la progression du volume des déficits. Ce type de comparaison nécessite la standardisation des protocoles d'examen et le stockage des réponses du patient.

La somme des volumes de déficit fournit une estimation de leur évolution globale. Un index de ce type a été proposé pour la surveillance du glaucome à partir de mesures obtenues sur l'appareil de FRIEDMANN (DEMAILLY et al, 1973). L'application de critères statistiques tels que la loi de Student ou l'analyse de régression permet en outre d'évaluer les probabilités d'évolution des déficits en tenant compte des fluctuations des seuils mesurés (SCHWARTZ et NAGIN, 1984).

Ainsi, l'exemple de la figure 5 met directement en évidence une amélioration significative des régions nasales et supérieures après une trabéculéctomie.

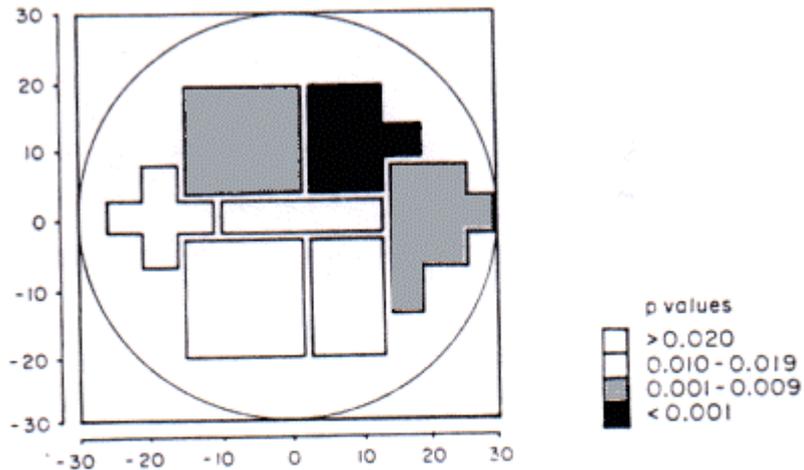


FIGURE 5

CARTE DE PROBABILITE D'EVOLUTION DES DEFICITS

(d'après SCHWARTZ et NAGIN, 1984)

La mesure des capacités fonctionnelles

L'évaluation de l'aptitude visuelle d'un sujet à réaliser une tâche, par exemple à conduire une automobile, est un problème proche de celui du dépistage. Les mesures supraliminaires statiques y sont bien adaptées par leur rapidité. Les performances du sujet sont testées par rapport à des seuils de sensibilité de référence correspondant à des minimum définis en fonction de la tâche à réaliser. Une autre application concerne l'évaluation quantitative de l'incidence d'une atteinte pathologique sur la vie quotidienne du patient, par exemple pour les expertises médico-légales. Certaines parties du champ visuel sont en effet plus importantes que d'autres pour les activités humaines.

Le champ central est plus conséquent que la périphérie. Le demi-champ inférieur est plus utilisé que le supérieur pour la lecture ou la marche. Le champ périphérique autour du méridien horizontal intervient plus que les autres zones périphériques pour la conduite automobile ou certains travaux. La prise en compte des seuls volumes de déficit donne donc une évaluation faussée des capacités du patient. Ces volumes doivent être pondérés en fonction de l'importance fonctionnelle de leur localisation. Des cartes de pondération ont été proposées à cet usage (ESTERMAN, 1968).

La Figure 6 en donne un exemple où chaque élément représente 1% de la vision ambiante totale. L'ordinateur peut facilement calculer la somme pondérée des volumes de déficit à partir d'une carte de ce type stockée en mémoire.

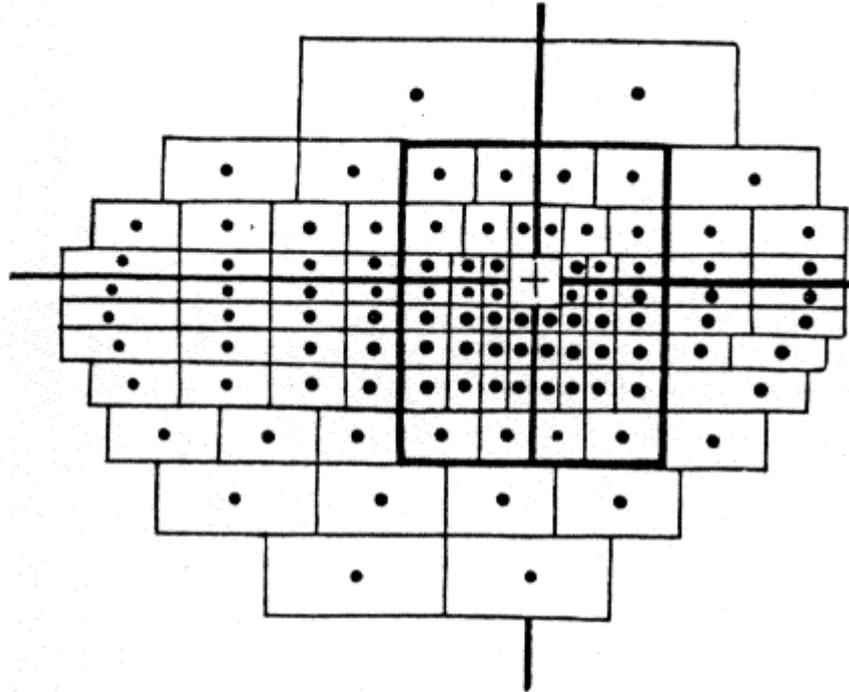


FIGURE 6

GRILLE D'EVALUATION FONCTIONNELLE
DU CHAMP VISUEL

(d'après ESTERMAN, 1968)

IV - INSTRUMENTS DE MESURE PILOTES PAR ORDINATEUR

L'informatique n'a pas remis en cause les principes de base de l'optique physiologique. La coupole reste l'outil idéal pour obtenir l'ambiance de luminance uniforme et définie avec précision nécessaire au contrôle de l'état d'adaptation de la rétine et à l'exactitude des mesures. Comparée aux écrans plats, la coupole permet l'examen d'un champ d'une plus grande étendue. Cette étendue doit être suffisante pour éviter de manquer certains déficits .

Ainsi dans le glaucome, 12 % des déficits précoces se situent entre 20 et 30 degrés d'excentricité (GRAMER et al, 1982). Les atteintes pathologiques limitées au champ périphérique sont peu fréquentes, mais représentent toutefois au moins 1 %, des patients vus en neuro-ophtalmologie (BLUM et al, 1957). De nombreux appareils automatiques utilisent des écrans de sources ponctuelles fixes. Ce choix est économiquement intéressant car ces sources sont extrêmement bon marché. Par ailleurs, la position des tests est définie par construction et ne peut se déregler. Cette solution présente toutefois certains inconvénients.

La résolution obtenue peut s'avérer insuffisante pour une analyse détaillée des déficits. Par exemple, un écran composé de 150 diodes électroluminescentes ou fibres optiques réparties uniformément sur une zone vue sous un angle de 60 degrés donne une résolution de 4 degrés. L'uniformité de la luminance des sources individuelles n'est obtenue que par une calibration rigoureuse. L'absence de vieillissement ultérieur doit être garantie car cette calibration ne peut être réalisée qu'en usine.

Par ailleurs, le spectre lumineux des diodes électroluminescentes est limité à une faible partie (540-600 nm) du spectre visible (400 à 700 nm). Les systèmes de projection offrent plus de flexibilité en ce qui concerne la taille, la couleur, le nombre de positions et les possibilités de mouvement des stimulus.

L'utilisation de microprocesseurs entraîne une simplification considérable de leur construction. Il n'est plus besoin de systèmes mécaniques complexes pour assurer le passage de la représentation plane utilisée par le périmétriste pour contrôler les déplacements du spot à sa projection à l'intérieur de la coupole. Cependant la plupart des appareils automatiques sont limités à la périmétrie statique. L'utilisation de systèmes de projection mus par des moteurs pas à pas ne permet qu'une résolution faible et des déplacements du stimulus saccadés.

Seuls le PERIMETRON et l'appareil prototype PERIMATIC (CHARLIER et HACHE 1980) offrent actuellement une approche cinétique comparable à celle des appareils manuels. La présentation de tests à l'aide d'écrans cathodiques est proposée par de nombreux auteurs (PASHLEY, 1974, BECHETOILLE, 1981, etc.). Des réserves sont émises en ce qui concerne l'uniformité des niveaux de luminance, la netteté des tests présentés (effet de blooming), les problèmes liés au balayage électronique de l'écran (flicker et résolution) ainsi que l'altération de ces caractéristiques avec le vieillissement. Malgré ces nombreuses réserves, l'écran cathodique reste une solution séduisante par son faible coût et sa souplesse d'utilisation

V - DES MESURES FIABLES - PROBLEMES ET APPORTS DE L'INFORMATIQUE

La validité des mesures effectuées au cours d'un examen détermine la fiabilité du diagnostic final. Or la réponse à un stimulus visuel est influencée par de nombreux éléments « perturbateurs ». L'utilisation d'outils informatiques permet, dans une certaine mesure de réduire les erreurs pouvant en résulter

Contrôle du système de génération de stimuli

La précision des mesures effectuées sur le patient dépend en premier lieu de la précision des stimulus générés par l'appareil d'examen. La plupart des instruments actuels assurent un contrôle de la luminance ambiante et des principaux paramètres du stimulus : luminance, couleur, taille, position, vitesse de déplacement et durée de présentation. Le fait qu'un appareil soit automatique n'implique cependant pas qu'il soit parfait. Compte tenu des contraintes de prix et des conditions cliniques d'utilisation, le contrôle de la luminance du stimulus à 5 % près ou celui de sa position à une fraction de degré près ne sont obtenus que par de véritables prouesses technologiques. Les systèmes de calibration automatiques apportent une sensation de confort à l'utilisateur. Ce dernier doit cependant être conscient des possibilités de dérèglement

avec le vieillissement des éléments optiques et mécaniques, les dépôts de poussières, les chocs, etc

Contrôle des paramètres oculaires

La taille pupillaire et l'opacité des milieux affectent l'intensité et la netteté de l'image rétinienne. La morphologie de l'orbite et les paupières limitent l'étendue du champ périphérique. La position de l'œil et son orientation déterminent la position du stimulus rétinien et la réfraction de l'œil sa netteté. Sur les périmètres manuels, la surveillance du globe oculaire est réalisée par observation directe de l'œil au moyen d'un oculaire. L'analyse par ordinateur de l'image de l'œil n'est pas un problème facile et de nombreuses solutions simplifiées ont été proposées en remplacement.

La première consiste à présenter périodiquement des tests lumineux en vis-à-vis de la tache aveugle (HEIJL et KRAKAU, 1975).

Le nombre de réponses à ces tests donne une évaluation de la qualité de fixation du patient. Cette solution très économique est fréquemment utilisée sur les périmètres bon marché. Elle reste toutefois très grossière et purement qualitative. Une autre solution est de comparer la quantité de lumière réfléchie par l'iris et la cornée à un niveau de référence mesuré en début d'examen (HART 1979). Un mouvement de l'œil ou une fermeture des paupières induisent un signal d'erreur qui entraîne l'arrêt de la procédure d'examen et la génération d'un signal sonore d'alarme jusqu'au moment où l'œil du patient retrouve sa position initiale.

Les méthodes de contrôle de l'immobilité de l'œil présentent une sensibilité importante aux mouvements de tête du patient (KELTNER et al, 1979). Celle-ci doit être maintenue fixe avec une précision de l'ordre de 2 millimètres pour obtenir un contrôle de fixation d'une sensibilité meilleure que 10 degrés. Cette contrainte est pratiquement impossible à respecter pour un examen réalisé en cabinet ou en clinique et dont la durée atteint 10 minutes. Un dispositif de contrôle d'immobilité doit alors être réinitialisé à la suite de chaque mouvement de tête ce qui le rend inutilisable.

Une mesure de la direction du regard indépendante des mouvements de tête est donc indispensable. La mesure de la position relative de la réflexion cornéenne et de la pupille apporte une solution à ce problème (CHARLIER et HACHE, 1982).

Ces deux images se déplacent l'une par rapport à l'autre en cas de rotation de l'œil (Figure 7) et de façon identique en cas de translation. Le dispositif utilisé comprend une caméra proche infrarouge dont le signal est analysé 50 fois par seconde par un microprocesseur. Ce même dispositif fournit en plus de la direction du regard une mesure de la surface pupillaire. L'image de l'œil présentée sur un moniteur vidéo facilite le positionnement du patient et met en évidence des problèmes tels que le ptosis, les comportements d'exploration et les nystagmus.

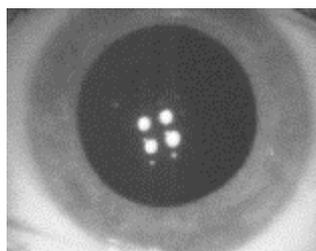


Figure 7
image de l'oeil montrant la pupille et le reflet cornéen

Validation des réponses du patient

Les processus de décision qui contribuent à la réponse du patient sont influencés par son état psychologique, sa capacité à concentrer, sa compréhension des tests, son désir de collaboration et son état de fatigue générale. Il n'existe pas de méthode simple de surveillance de ces nombreux paramètres. Cependant, plusieurs critères de validation utilisant des propriétés spécifiques du champ de vision permettent de juger de la vraisemblance des mesures réalisées et de réduire le caractère subjectif des réponses. Les valeurs normales des seuils fournissent des références par rapport auxquelles les réponses du patient peuvent être évaluées. Une réponse au-dessus du seuil de sensibilité normal constitue un faux positif.

Des tests "pièges" présentés à des niveaux normalement non perçus donnent une estimation de la fiabilité du patient. Les contours et les seuils du champs visuel sont, dans une certaine mesure, invariants dans le temps. La réponse à un stimulus est alors d'autant plus vraisemblable qu'elle est obtenue plusieurs fois. La phase de détection utilisée dans les protocoles de dépistage est suivie d'une phase de confirmation pour vérifier la répétabilité des altérations trouvées (GREVE, 1981).

La relative continuité des déficits d'origine pathologique rend d'autant plus vraisemblable l'existence d'un déficit que plusieurs mesures voisines indiquent une altération. Ces propriétés sont utilisées en périmétrie, en périmétrie statique (FANKHAUSER et al, 1972). La présence d'un déficit n'est alors décidée que lorsque plusieurs tests adjacents obtiennent des réponses négatives. De cette façon, les pseudoscotomes dus à de fausses réponses négatives sont différenciés des scotomes réels.

Dans l'exemple de la Figure 8, l'ensemble du champ visuel est balayé par une fenêtre d'analyse de 2 x 2 éléments et le scotome n'est validé que lorsque tous les points de la fenêtre sont négatifs. Ce critère a également été appliqué en périmétrie cinétique pour confirmer un déficit lorsque deux mesures adjacentes autour d'un même isoptère montrent une altération (HACHE et al, 1976).

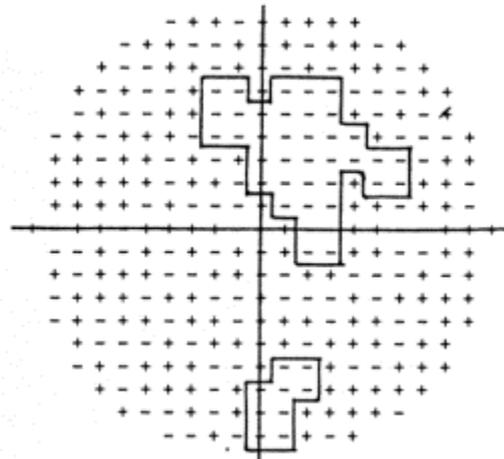


FIGURE 8
 APPLICATION DU CRITERE D'ADJACENCE
 EN PERIMETRIE STATIQUE
 (voir texte)

VI - LE COTE UTILISATEUR OU LE DIALOGUE HOMME - MACHINE

Le dialogue interactif

La prise en charge d'un examen du champ visuel ne peut être confiée entièrement à un système informatique, aussi sophistiqué soit-il. Ainsi, les explications, les encouragements et les "réprimandes"), qui doivent être fournies au patient nécessitent une interaction du périmétriste qu'il n'est ni facile, ni peut-être souhaitable, de remplacer par des dispositifs automatiques. Des informations utiles à la conduite de l'examen, par exemple l'âge du patient ou sa réfraction, ne sont pas directement accessibles à l'ordinateur. En outre le médecin expérimenté est à même d'orienter le protocole d'examen en cours de façon plus efficace que le micro-ordinateur actuellement utilisé car ses capacités d'analyse globale sont de loin supérieures. La participation de l'opérateur est donc utile au bon déroulement de l'examen piloté par ordinateur. Le nombre d'informations nécessaire au suivi de l'examen est très important.

Aux réponses du patient s'ajoutent les paramètres décrivant les tests en cours de présentation et ceux des dispositifs de contrôle et de validation des résultats. Le choix de modes de visualisation graphique facilitant l'interprétation des résultats est alors essentiel. Les moyens traditionnels de présentation sont fonction de la nature monovariante des examens manuels. Isoptères et profils de sensibilité suivant un méridien ou un parallèle (OURGAUD et ETIENNE, 1961) sont mal adaptés aux données statiques multivariées obtenues par la plupart des protocoles automatiques.

Des représentations nouvelles ont été créées pour répondre à cette défaillance. La première se présente sous la forme de cartes de densité où les zones les plus sombres sont celles où la perte de sensibilité est la plus élevée (Figure 9).

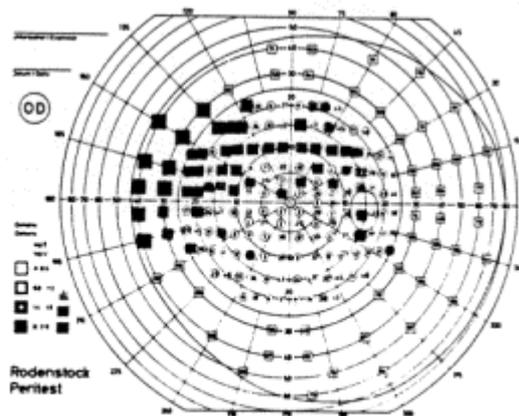


FIGURE 11
 REPRESENTATION DE CHAMP VISUEL
 EN CARTE DE SYMBOLES
 (document RODENSTOCK)

Un optimum semble être obtenu en réalisant un compromis entre ces deux modes de représentation (SACHY et al, 1984). Les valeurs réellement mesurées sont alors superposées à une carte de densité interpolée (Figure 12).

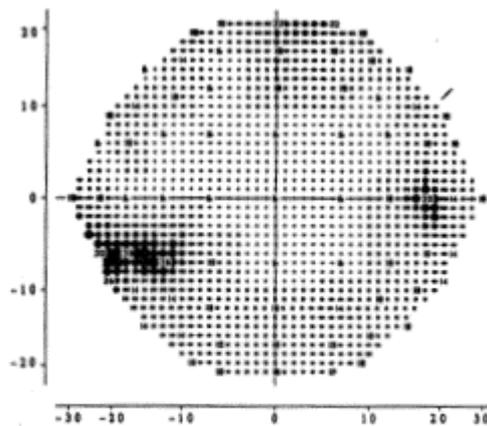


FIGURE 12
 REPRESENTATION MIXTE DU CHAMP VISUEL
 (SACHY et al, 1984)

2 - La programmabilité des examens

La périmétrie n'est pas une science exacte. Chaque problème peut trouver de multiples solutions sur lesquelles il est souvent difficile d'établir un consensus. De nombreux utilisateurs sont confrontés à l'impossibilité d'adapter leurs outils d'examen à leurs propres conceptions. L'obstacle majeur est l'inaccessibilité des programmes souvent stockés en mémoire "morte" figée ou écrits dans des langages informatiques "ésotériques".

Une solution est l'utilisation d'un langage évolutif spécifique comportant des commandes pour la présentation des tests et le recueil des réponses, mais aussi donnant accès à un ensemble de

fonctions d'analyse des résultats et de modification de la procédure d'examen adaptés aux problèmes de la clinique.

VII - CONCLUSION

L'utilisation de l'informatique a apporté des améliorations indiscutables de la sensibilité, de la fiabilité et de la vitesse des examens des altérations du champ visuel. Cependant, de nombreux travaux montrent la possibilité d'accroître encore ces performances. Le point lumineux actuellement présenté sur l'écran des périmètres automatiques est un test relativement "grossier". Des aspects fonctionnels nouveaux sont mis en évidence à l'aide de tests plus spécifiques générés sur écran cathodique par un processeur graphique spécialisé: sensibilité locale à des modulations spatiales de contraste (REGAN et BEVERLEY, 198~), propriétés des champs récepteurs rétiniens (ENOCH et al. 1970), etc...

Une autre voie de développement concerne l'automatisation de la périmétrie statique supraliminaire à stimuli multiples de FRIEDMAN. Les difficultés soulevées par le recueil de réponses à choix multiples n'ont pas permis jusqu'à présent de bénéficier de l'important gain de rapidité obtenu par la présentation simultanée de plusieurs tests. Les performances des systèmes de reconnaissance vocale automatique ne sont pas encore suffisantes pour le locuteur non entraîné qu'est le patient "ordinaire". Cependant, l'évolution des techniques laisse envisager l'utilisation en clinique de solutions nouvelles dans un avenir relativement proche (HACHE, et al, 1984). Un dernier exemple se rapporte à l'identification automatique des déficits campimétriques et à la définition de protocoles optimisés pour leur évaluation détaillée.

Ces tâches restent jusqu'à présent l'apanage de l'ophtalmologiste. Cependant, des approches dont le principe est similaire à celui de l'interprétation automatique des électrocardiogrammes ont déjà été proposées (HART, 1981, TROBE et ACOSTA, 1980). Un exemple en est donné figure 14.

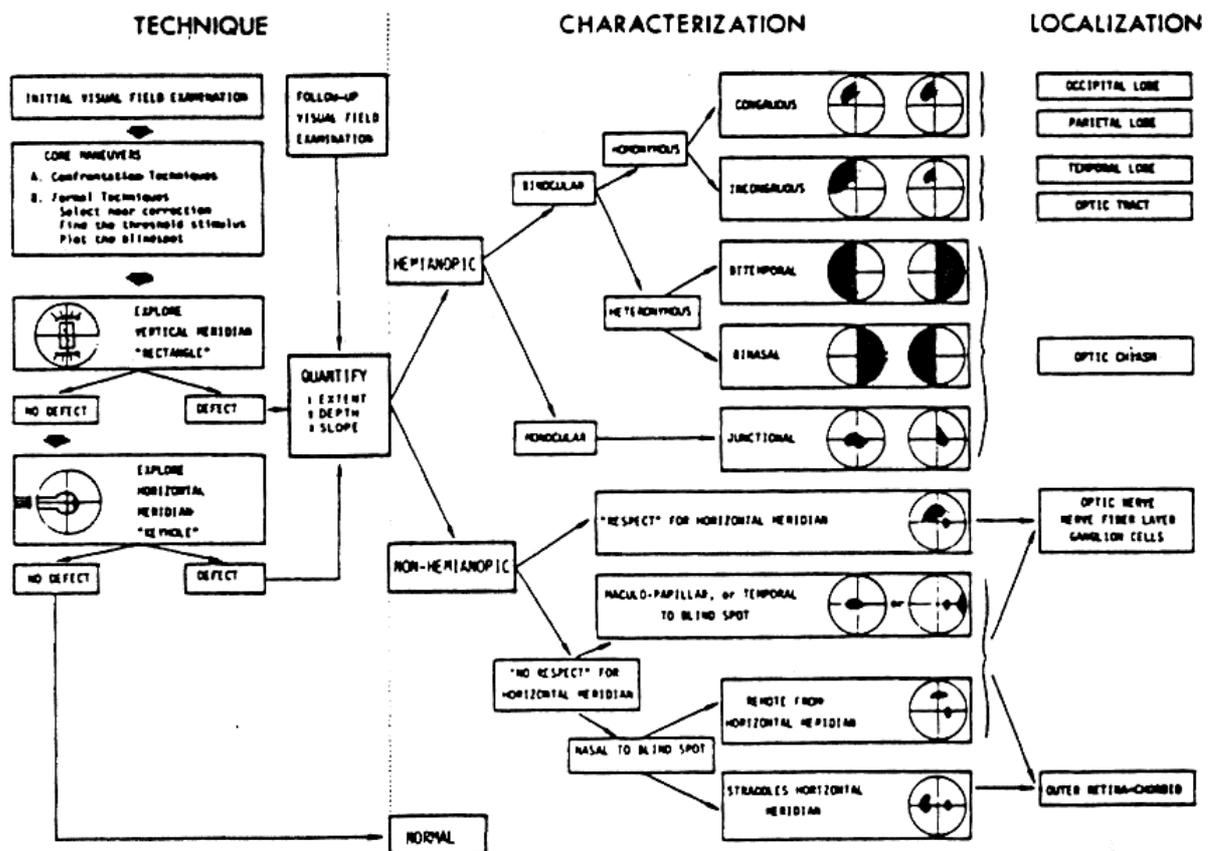


FIGURE 14

PROCOLE D'INTERPRETATION AUTOMATIQUE DU CHAMP VISUEL
(TROBE et ACOSTA, 1980)

Les ressources de l'informatique sont donc loin d'être épuisées. Des progrès restent à accomplir, tant en ce qui concerne la qualité des examens que leur coût, pour que l'évaluation du champ visuel prenne, dans le cabinet de l'ophtalmologiste, une place en accord avec son intérêt sémiologique.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 - Béchetolle A. - L'avenir de la périmétrie. In le glaucome primitif à angle ouvert. Simep. Villeurbanne (France) 1981, 133-136.
- 2 - Blumm F.G., Gates K., James B.-R. - How important are peripheral fields. A.M.A. Arch. Ophthalmol.1957,61,1-8.
- 3 - Buchanan W.S., Gloster J. - Automatic device for the rapid assessment or peripheral fields. Arch. Ophthalmol. 1965, 49, 57-70.
- 4 - Charlier J., Hache J.C. - L'examen automatique du champ visuel. Problèmes et solutions. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine. 1980, 1, 101-104.

- 5 - Charlier J., Hache J.C. - New instrument for monitoring eye fixation and pupil size during the visual field examination. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1982, 2, 2328.
- 6 - Charlier J., Moussu L., Hache J.C. - Optimization of computer-assisted perimetry. 5th International Visual Field Symposium. *Docum. Ophthalmol. Junk. The Hague.* 1983, 359-364.
- 7 - Demailly P., Papoz L., Wencker-Brisset B. L'analyseur périmétrique quantitatif de Friedmann. Son intérêt pour le dépistage des altérations périmétriques débutantes du glaucome chronique à angle ouvert. *Arch. Ophthal.* 1973, 33, 109-122.
- 8 - Dubois-Poulsen - Le champ visuel. *Rapport de la Soc. Fr. Ophthalmol.* 1955.
- 9 - Enoch J.-M., Berger R., Birns R. - A static perimetric technique believed to test receptive field properties. *Doc. Ophthalmol.* 1970, 29, 127-153.
- 10 - Esterman B. - Grid for scoring visual fields. *Arch. Ophthal.* 1968, 79, 400-406.
- 11 - Etienne R., Sellem E. - La soi-disant hypertension oculaire et les nouveaux signes du glaucome primitif à angle ouvert. *J. Fr. Ophthalmol.* 1983, 6, 403-411.
- 12 - Fankhauser F., Koch P., Roulier A. - On automation of perimetry. *Albrecht v. Graefes Arch. Klin. Exp. Ophthal.* 1972, 184, 126-150.
- 13 - Gramer E., Gerlach R., Krieglstein G.-K. - Zur Sensivitat des Computerperimeters Computer bei fruhen glaukomatosen Gesichtsfeldausfallen. *Klin. Mbl. Augenheilk.* 1982, 180, 203-209.
- 14 - Greve E.L., Wijnans M. - The statistical evaluation of measurements in static campimetry and its consequences for multiple stimulus campimetry. *Ophthal. Res.* 1972, 4, 355-366.
- 15 - Greve E.L. - L'examen du champ visuel. In le glaucome primitif à angle ouvert. *Simep. Villeurbanne (France)* 1981, 63-103.
- 16 - Hache J.C. - In la fonction fovéolaire. *Revue Chibret d'ophtalmologie.* 1974.
- 17 - Hache J.C., Dubois P., Leflon G. - Recherches sur la périmétrie automatique. *Lille Médical.* 1976, 21, 852-856.
- 18 - Hache J.C., François J., Charlier J. - La scotométrie en neuro-ophtalmologie. Intérêt d'un instrument de mesure automatique du champ visuel. *Bull. Mem. Soc. Fr. Ophthal.* 1979, 7, 125-129.
- 19 - Hache J.C., Diaf M., Postaire G. - Automated voice recognition for visual field screening in glaucoma.
- 20 - Haerberlin H., Fankhauser F. - Adaptive programs and analysis of visual field by automatic perimetry. Basic problems and solutions. *Doc. Ophthalmol.* 1980, 50, 123-141.
- 21 - Hart W.M. - Computer applications to visual fields. In: *Computers in ophthalmology.* IEEE Press. 1979, 157-160.
- 22 - Hart W.M. - Computer processing of visual field data. Automated pattern analysis of glaucomatous visual fields. *Arch. Ophthalmol.* 1981, 99, 133-136.
- 23 - Heijl A., Krakau C.E.T. - An automatic static perimeter. Design and pilot study. *Arch. Ophthalmol.* 1975, 53, 293-310.
- 24 - Jayle G.E., Vola J.L., Saracco J. - Périmétrie classique et périmétrie qualitative. Le check-up périmétrique. *Marseille médical.* 1963, 10, 869-887.
- 25 - Johnson C.A., Keltner J.L. - Comparison of manual and automated perimetry in 1000 eyes. *Computers in ophthalmology.* IEEE Press 1979, 178-181.
- 26 - Keltner J.L., Johnson C.A., Balestrery F.G. - Suprathreshold static perimetry. Initial trials with the Fieldmaster Automated perimeter. *Arch. Ophthalmol.* 1979, 77, 260-272.
- 27 - Onrgaud A.G., Etienne R. - L'exploration fonctionnelle de l'oeil glaucomateux. *Rapport de la Soc. Fr. d'Ophthalmol.* 1961.

- 28 - Pashley J.C. - Trial with new automatic central field test. L'année thérapeutique et clinique en ophtalmologie. Fureri Lami. Marseille. 1974, 348-354.
- 29 - Regan D., Beverley K. Visual fields described by contrast sensitivity by acuity and relative sensitivity to different orientations. Invest. Ophthalmol. 1983, 24, 754-759.
- 30 - Sachy J., Vernier F., Charlier J., Hache J.C. Méthode de représentation du champ visuel statique. A paraître.
- 31 - Schwartz B., Nagin P. - Probability maps for evaluating automated visual fields. 6th International Visual Field Symposium Docum. Ophthalmol. Junk. The Hague. A paraître.
- 32 - Trobe J.D., Acosta P.C. - An algorithm for visual fields. Survey Ophthalmol. 1980, 24. 665-670.
- 33 - Working Group - 39 - First International standard for visual field testing. J. Am. Optom. Ass. 1975, 12, 829-859.