

50376
1983
301

N° d'ordre : 1132

50376
1983
301

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR INGENIEUR

Spécialité : Automatique

par

Moussa DIAF

Ingénieur E. N. P. A.

DISPOSITIF AUTOMATIQUE DE MESURE DU CHAMP VISUEL

Application au dépistage du glaucome



Soutenu le 14 décembre 1983 devant la Commission d'Examen

MM.	P.	VIDAL	Président
	J.G.	POSTAIRE	Rapporteur
	J.C.	HACHE	Examineur
	D.	HARTANI	Examineur
	L	POVY	Examineur
	C.	VASSEUR	Examineur
	J.	CHARLIER	Examineur



- AVANT-PROPOS -

* * *

Le travail que nous présentons dans ce mémoire a été effectué au Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille 1 et au Service d'Exploration Fonctionnelle de la Vision du C.H.R. de Lille 2.

Nos plus vifs remerciements vont, tout d'abord, à Monsieur le Professeur P. VIDAL qui nous a accueillis très chaleureusement dans son laboratoire. De par ses qualités humaines et ses compétences, il nous a toujours apporté son aide précieuse qui a beaucoup contribué à l'élaboration de ce présent travail.

Nous adressons notre plus vive reconnaissance à Monsieur le Professeur J.G. POSTAIRE grâce à qui, de par son dynamisme et son soutien constant, ce présent travail a pu aboutir. Ne nous ayant jamais épargnés de son temps et ses connaissances, qu'il trouve ici nos plus vifs remerciements.

Que Monsieur le Professeur J.C. HACHE, Chef du Service d'Exploration Fonctionnelle de la Vision, trouve ici l'expression de notre profonde gratitude pour nous avoir fourni les idées et les moyens nécessaires au déroulement de notre travail et l'intérêt constant qu'il a porté à notre recherche. Nous remercions tout particulièrement le personnel de son Service pour sa contribution aux essais cliniques.

Nos remerciements vont également à Madame le Professeur D. HARTANI qui, au sein du C.H.U. Mustapha à Alger, nous a apporté son soutien et ses encouragements. Nous sommes très heureux de sa présence dans ce jury.

Que Monsieur C. VASSEUR, Docteur ès-Sciences Physiques, Maître-Assistant à l'Université de Lille 1, trouve ici l'expression de notre profonde gratitude pour l'intérêt qu'il a porté à nos travaux en acceptant de participer à notre jury de thèse.

Nous remercions Monsieur L. POVY, Professeur à l'EUDIL, pour l'intérêt qu'il a témoigné à ces travaux et pour sa présence parmi les membres du jury.

Nous sommes très sensibles à l'intérêt que Monsieur J. CHARLIER, Chargé de Recherche à l'INSERM de Lille et Attaché de Service à ESSILOR, porte à notre travail. Nous lui exprimons nos remerciements pour sa participation à notre jury et l'apport de son expérience et de ses compétences.

La patience et le dévouement de Madame A. PIGNON et de Monsieur J. HOUZE ont été abondamment sollicités pour la dactylographie et la réalisation matérielle de ce mémoire. Qu'ils soient remerciés pour leur efficacité et leur bonne humeur.

Mes remerciements vont aussi au Ministère de l'Enseignement Supérieur Algérien pour m'avoir aidé financièrement durant tout mon séjour en France, en m'accordant une bourse d'études.

- S O M M A I R E -

* * *

INTRODUCTION GENERALE :.....	i.1.
CHAPITRE I : NECESSITE D'UN APPAREIL AUTOMATIQUE DE DEPISTAGE DE MASSE DU GLAUCOME.	
I - INTRODUCTION.....	1.1.
II - LE GLAUCOME.....	1.1.
III - PRINCIPE DE DESPISTAGE.....	1.5.
3.1. Introduction.....	1.5.
3.2. Exploration du champ visuel.....	1.6.
3.3. Instrumentation.....	1.7.
3.3.a. Les appareils mono-stimuli.....	1.7.
3.3.b. Les appareils multi-stimuli.....	1.10.
IV - CONCLUSION.....	1.12.
BIBLIOGRAPHIE.....	1.18.

CHAPITRE II : **HARMONISATION DU DIALOGUE ENTRE LE
SUJET ET LE SYSTEME AUTOMATIQUE DE
DEPISTAGE DU GLAUCOME.**

I - INTRODUCTION.....	11.1.
II - ASPECTS PSYCHO-PHYSIOLOGIQUES DU DEPISTAGE DE MASSE.....	11.2.
2.1. Nécessité d'une communication naturelle avec l'appareil.....	11.2.
2.2. Fatigabilité des sujets soumis à un dépistage du G.A.O.....	11.3.
2.2.a. Fatigue physiologique.....	11.3.
2.2.b. Fatigue psychologique.....	11.4.
2.3. Stratégie multi-stimuli.....	11.4.
2.4. Fixation du regard.....	11.8.
III - AUTOMATISATION INTEGRALE DU DEPISTAGE DU G.A.O.....	11.9.
3.1. Principe.....	11.9.
3.2. Communication système-sujet.....	11.11.
IV - RECONNAISSANCE AUTOMATIQUE DE LA PAROLE..	11.13.
4.1. Introduction.....	11.13.
4.2. Applications.....	11.13.
4.3. Principe.....	11.14.
4.4. Choix d'un système de reconnaissance vocale.....	11.16.
4.5. Application au dépistage de masse du champ visuel.....	11.17.
V - ECRAN DE VISUALISATION.....	11.22.
VI - CONCLUSION.....	11.24.
BIBLIOGRAPHIE.....	11.26.

**CHAPITRE III : GÉNÉRATION DES STIMULATIONS ET
ACQUISITION DES RÉPONSES DU SUJET.**

I - POSITION DU PROBLEME.....	III.1.
II - DISCRETISATION DE L'IMAGE DE LA RETINE...	III.1.
2.1. Répartition des stimulations.....	III.1.
2.2. Forme discrète d'un scotome.....	III.4.
III - INDEXATION DES STIMULI.....	III.7.
IV - CARACTERISATION ET SPECIFICATION DES TESTS	III.11.
4.1. Résolution de l'examen.....	III.11.
4.2. Examen de la fovéa.....	III.12
4.3. Nombre de tests présentés.....	III.14.
4.4. Luminance des tests.....	III.14.
4.4.a. Compensation des pertes de sensi- bilité.....	III.14.
4.4.b. Réglage supraliminaire.....	III.16.
4.4.c. Durée de présentation des tests....	III.16.
V - ACQUISITION DES REPONSES CODEES DU SUJET...	III.16.
5.1. Introduction.....	III.16.
5.2. Codage des réponses.....	III.17.
5.3. Acquisition du tableau des résultats.....	III.19.
VI - CONCLUSION.....	III.22.
BIBLIOGRAPHIE.....	III.23.

**CHAPITRE IV : TRAITEMENTS DES RESULTATS ET OBTENTION
DE LA FORME DU DEFICIT.**

I - INTRODUCTION.....	IV.1.
II - RECONSTITUTION DU DEROULEMENT DE L'EXAMEN	IV.1.
2.1. Reconstitution des combinaisons.....	IV.1.
2.2. Reconstitution des réponses du sujet.....	IV.2.
2.3. Conclusion.....	IV.2.
III - ANALYSE DES FONCTIONS D'APPARTENANCE DES PLUS PROCHES VOISINS DES POINTS DE TEST.....	IV.2.
3.1. Extraction de l'information utile.....	IV.2.
3.2. Analyse du voisinage.....	IV.4.
3.3. Continuité cylindrique.....	IV.5.
3.4. Etude des voisinages des points périphé- riques et centraux.....	IV.7.
3.5. Conclusion.....	IV.8.
IV - RECONSTITUTION DES SCOTOMES PAR CHAINAGE...	IV.8.
4.1. Reconstitution des points non présentés de la grille réduite.....	IV.8.
4.2. Correction.....	IV.10.
4.3. Conclusion.....	IV.11.
V - FILTRAGE.....	IV.11.
VI - EXTRACTION DU CONTOUR DES DEFICITS.....	IV.12.
6.1. Dilatation de l'image d'un déficit.....	IV.14.
6.2. Extraction du contour d'un déficit.....	IV.15.
VII - SUIVI DU CONTOUR.....	IV.15
7.1. Codage.....	IV.15.
7.2. Tracé du contour.....	IV.17.
VIII - CONCLUSION.....	IV.18.
BIBLIOGRAPHIE.....	IV.20.

CHAPITRE V : SIMULATION ET RESULTATS CLINIQUES

I - INTRODUCTION.....	V.1.
II - SIMULATION DE LA PROCEDURE.....	V.1.
2.1. Choix des combinaisons.....	V.2.
2.2. Choix de la fenêtre d'analyse du voisinage des points.....	V.2.
2.3. Exploitation des résultats.....	V.4.
III - IMPLANTATION EN CLINIQUE.....	V.15.
3.1. Introduction.....	V.15.
3.2. Ajustement et réglage du matériel.....	V.15.
3.2.a. Position du sujet.....	V.15.
3.2.b. Fixation de la luminance des points.....	V.16.
3.2.c. Durée de présentation des tests..	V.16.
3.2.d. Conclusion.....	V.17.
3.3. Réactions du personnel hospitalier.....	V.17.
3.4. Réactions des sujets.....	V.17.
3.5. Utilisation de la reconnaissance vocale.	V.19.
IV - RESULTATS CLINIQUES.....	V.20.
4.1. Sujets normaux.....	V.21.
4.2. Sujets pathologiques.....	V.21.
4.3. Résultats erronés et artéfacts.....	V.21.
4.4. Comparaison avec deux autres appareils	V.27.
V - CONCLUSION.....	V.36.
CONCLUSION GENERALE.....	c.1.
ANNEXES.....	

INTRODUCTION GENERALE

Il existe de nombreuses maladies qui affectent la fonction visuelle. Certaines présentent des symptômes qui alertent le malade et permettent un diagnostic précoce et un traitement approprié. Par contre, le glaucome chronique primitif à angle ouvert ou G.A.O., évolue à l'insu du porteur jusqu'à un stade avancé, très proche de la cécité. A ce niveau, la situation est irréversible et la guérison presque impossible.

Bien que cette maladie puisse être diagnostiquée par un simple examen du champ visuel, il n'est pas possible à l'heure actuelle de mettre en place une politique de dépistage de masse du glaucome. En effet, aucun des appareils actuellement disponibles ne répond de manière satisfaisante aux contraintes d'un dépistage systématique (Chapitre I). C'est pour répondre à ce besoin urgent que nous avons développé une nouvelle stratégie d'examen du champ visuel et mis au point un système qui permet de tester notre nouvelle approche auprès d'une population nombreuse.

La nouvelle approche de l'examen du champ visuel que nous proposons résulte d'une étude approfondie de la communication entre les sujets et le système de dépistage. La conception d'un appareil automatique d'exploration du champ visuel doit prendre en compte les aspects psychophysiologiques du comportement des sujets durant un examen médical. Les interfaces de communication orale homme/machine permettent d'envisager un dialogue harmonieux entre le système et le sujet (Chapitre II).

Ce mode de communication naturel, associé à une stratégie originale permet de minimiser la durée des tests et de réduire la charge mentale des sujets, conditions absolument impératives pour accroître la fiabilité des examens subjectifs. Les tests multi-stimuli ne sont présentés qu'une seule fois, sans aucune redondance, même lorsque le sujet ne voit pas tous les stimuli présentés. Cette stratégie ne permet pas de localiser

les points non vus après chaque test comme pour les examens classiques. Cependant, les réponses vocales du sujet qui est invité à indiquer le nombre de points vus à chaque test sont codées et mémorisées durant toute la durée de l'examen (Chapitre III). Ensuite, le système confronte les réponses du sujet à toutes les combinaisons présentées. Des règles de décision faisant appel à des concepts statistiques permettent d'identifier les points non vus en analysant la probabilité de leurs plus proches voisins d'appartenir à un déficit (Chapitre IV).

Une série de simulations sur ordinateur a permis d'analyser les performances de cette nouvelle stratégie et d'ajuster les différents paramètres de la procédure. Il apparaît que la méthode permet de détecter des déficits du champ visuel de forme et de taille très variées en des temps extrêmement brefs.

L'implantation de notre système en milieu hospitalier, où il est d'ores et déjà utilisé en routine pour des examens du champ visuel, a permis de recueillir des résultats cliniques qui sont présentés dans le dernier chapitre de ce mémoire. Ces essais cliniques ont également permis de cerner les problèmes à résoudre en vue de l'éventuelle industrialisation du prototype.

- C H A P I T R E I -

NECESSITE D'UN APPAREIL AUTOMATIQUE
DE DEPISTAGE DE MASSE DU GLAUCOME.

I - INTRODUCTION :

Parmi les différentes affections susceptibles d'atteindre l'oeil, certaines se manifestent par des troubles qui alertent le sujet et peuvent ainsi être facilement diagnostiquées par le médecin. Par contre, d'autres, malgré leur gravité, ne sont pas accompagnées de symptômes perceptibles et ne se révèlent que par des troubles qui apparaissent dans une phase très avancée de leur évolution. A ce stade, la situation est irréversible et la guérison presque impossible. Parmi ce type d'affections, la plus répandue et l'une des plus graves, est certainement le glaucome.

Après quelques brefs rappels sur les caractéristiques physio-pathologiques de cette maladie, nous montrerons dans ce chapitre que le matériel médical actuellement disponible n'est pas adapté à son dépistage systématique.

II - LE GLAUCOME :

Le glaucome est une maladie grave qui, en l'absence de traitement, entraîne la cécité.

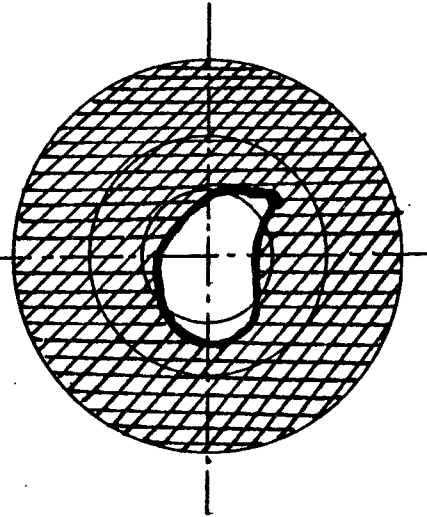
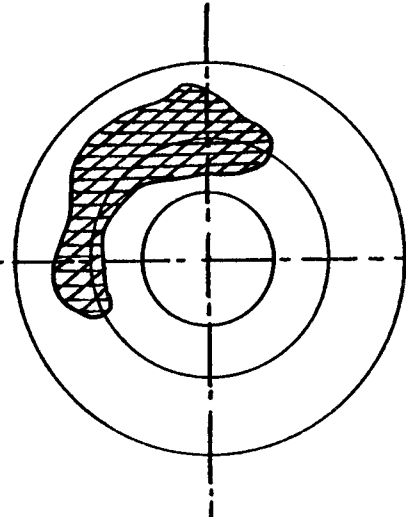
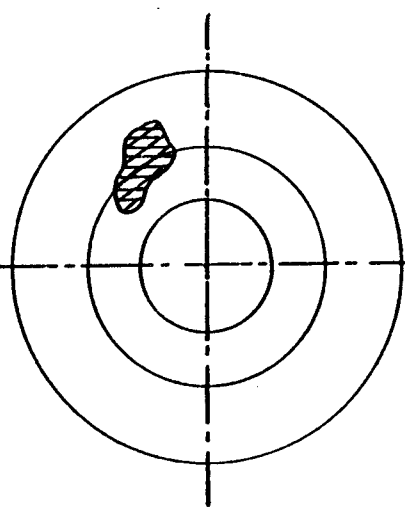
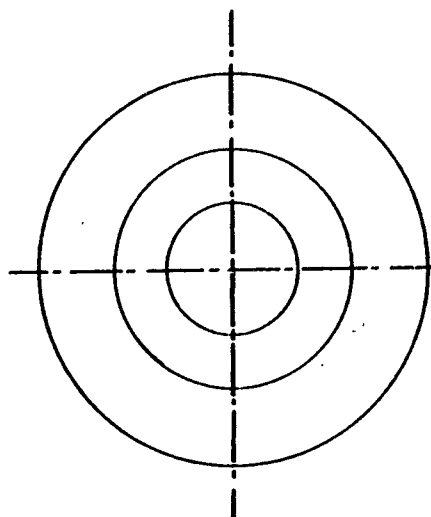
Il existe de nombreux types de glaucomes dont les détails physio-pathologiques sont décrits dans des ouvrages spécialisés /1, 2, 3, 4, 5, 6/. Cette maladie s'accompagne toujours d'une altération du champ visuel.

Certains types de glaucomes présentent des symptômes qui alertent le porteur et permettent un diagnostic précoce et un traitement approprié. Nous citerons, en particulier, le glaucome primitif par fermeture de l'angle et le glaucome congénital /1, 2, 3, 4/. Par contre, le glaucome chronique primitif à angle ouvert ou G.A.O., qui constitue 60 à 70 % des glaucomes observés, évolue jusqu'à un stade avancé de la maladie sans que le sujet en prenne conscience (figure 1). Dans cette maladie, les troubles subjectifs liés aux altérations du champ visuel sont tardifs : c'est la découverte par le patient d'une amputation profonde du champ visuel, d'une quasi-cécité de l'oeil. A ce stade, la rétine est en grande partie détruite et il est trop tard pour guérir le malade. On explique cette prise de conscience tardive du déficit visuel comme une conséquence du mécanisme de la vision qui se fait généralement en deux phases. La première, dite de vision globale où l'on voit l'ensemble des points de l'espace, est très brève. La deuxième, constituant la vision de détails, permet de voir nettement les objets dont l'image est ramenée automatiquement au centre de la rétine ou fovéa /7, 8/. Tant que ce point de fixation privilégié de la vision centrale n'est pas atteint, le malade s'accoutume à voir avec un champ visuel très réduit /2, 3, 4/.

Compte-tenu du caractère irréversible de cette maladie, il importe d'en établir un diagnostic très précoce. Pour cela, du fait de l'absence de symptômes ressentis par les malades, la mise en place d'une politique de dépistage systématique est nécessaire. Le G.A.O. survient le plus souvent après 40 ans et dans les deux sexes. En France, on estime à 300 000 le nombre de glaucomateux. Ce chiffre concorde avec les études statistiques menées sur cette maladie dans d'autres pays conformément au tableau I.

Champ visuel normal

Champ visuel atteint par le GLAUCOME



- Rétine normale
- Champ visuel non altéré

- Acuité normale
- La maladie évolue à l'insu du porteur
IL EST ENCORE TEMPS DE STOPPER SON EVOLUTION
D'OÙ LA NECESSITE DU DEPISTAGE PRECOCE.

- Début de cécité
- Le porteur perçoit des symptômes
- IL EST TROP TARD POUR LE GUERIR.

Figure 1 : Evolution du scotome glaucomateux.



	Taille de l'échantillon observé	Fréquence de G.A.O. observé (%)
Bankes et Coll. (1968) population de Bedford	5 941	0,71
Hollows et Graham (1966) population de Ferndale	4 231	0,43

Tableau I : Fréquences relatives du G.A.O. /4/

C'est donc toute la population âgée de plus de 40 ans qui devrait être soumise à des dépistages systématiques. Il s'agit donc d'un problème de dépistage de masse, puisqu'il faut examiner un très grand nombre de sujets en un minimum de temps.

III - PRINCIPE DE DEPISTAGE :3.1. Introduction

Une grande proportion des G.A.O. est accompagnée d'une augmentation de la pression intra-oculaire (tableau II). On pourrait songer à les dépister par une mesure de la pression de l'humeur acqueuse. Il existe plusieurs techniques permettant de mesurer ce paramètre physiologique /2, 3, 4/, mais compte-tenu de leur complexité et de la difficulté de leur mise en oeuvre, aucune ne peut être utilisée pour un dépistage systématique.

De plus, de tels procédés laisseraient échapper tous les G.A.O. à basse pression pour lesquels il n'y a pas élévation de la pression oculaire et qui représentent 20 % de l'ensemble.

Notons finalement que chez les sujets âgés de 40 ans et plus, on peut fréquemment observer une augmentation de la pression intra-oculaire sans qu'il y ait de G.A.O. (tableau II).

C'est donc vers la mise en évidence des déficits du champ visuel que nous allons nous orienter pour dépister le glaucome.

	Taille de l'éch. observé	Fréquence de la pression oculaire supérieure à la normale (%)	Fréquence de G.A.O. observé
Bankes et Coll. (1968) Population de Bedford	5 941	6,5	0,71
Hollows et Graham (1966) Population de Ferndale	4 231	9,5	0,43

Tableau II : Fréquences relatives de la pression oculaire et du G.A.O. /4/.

Le tableau II de la page I-5 nous montre que la pression intra-oculaire chez des personnes âgées de 40 ans et plus est 10 à 15 fois plus fréquente que le G.A.O. qui s'accompagne de l'hyper-pression oculaire.

3.2. Exploration du champ visuel

Pour détecter ou mesurer une perte partielle du champ visuel ou scotome, on dispose actuellement d'instruments qui envoient des stimulations visuelles au sujet sous formes de points lumineux ou stimuli. L'ensemble des points non vus par le sujet permet de connaître le déficit du champ visuel. La localisation et la profondeur du scotome sont respectivement indiquées par la position et le niveau de luminance des stimuli non vus (figure 2).

Un scotome peut donc être détecté avec beaucoup de précision en mesurant le seuil de perception de la lumière en différents points du champ visuel dont la courbe de sensibilité varie suivant la lumière ambiante (figure 3). Pour cela, on procède de deux manières, selon que l'on agisse sur la position ou sur le niveau de luminance des points.

Le principe de la périmétrie cinétique est de déplacer un stimulus maintenu à un niveau de luminance constant sur une coupole hémisphérique. Ce déplacement s'effectue de la périphérie vers le centre du champ visuel de façon à relever les courbes d'égale sensibilité ou isoptères (figure 3). Par contre, en périmétrie statique, on choisit d'abord l'emplacement et la taille du stimulus et on augmente progressivement la luminance jusqu'au moment où le patient le perçoit. Les mesures sont ainsi effectuées en plusieurs points d'un méridien de façon que la forme et la profondeur du scotome soient mises en évidence avec beaucoup de précision /1, 3, 5, 10/. Ces techniques d'exploration portent les noms de campimétrie statique et cinétique lorsque les stimuli sont présentés sur un écran de forme plane, au lieu d'une coupole hémisphérique.

Comme les périmétries cinétique et statique ont souvent été comparées, les différentes discussions autour de ces deux méthodes ont abouti à des appareils permettant d'utiliser les deux techniques qui sont considérées complémentaires /3, 9, 5/. Le périmètre de Türbinger de HARMS (1957) est un exemple de ce type d'instrument .

Ces appareils manuels présentent plusieurs inconvénients qui ne sont nullement liés à la qualité des résultats, mais qui sont plutôt d'ordre pratique. Ainsi, l'automatisation de ces appareils permet de réduire la longueur des examens et de faciliter la tâche de l'opérateur en assurant, d'une façon automatique, la génération des stimulations et le contrôle de leur luminance. Certains appareils permettent même la surveillance par caméra vidéo ou par des systèmes à infra-rouge, des mouvements de l'oeil soumis à l'examen. Les résultats sont souvent présentés sur imprimantes ou copieuses d'écran. Ainsi, depuis les années 1970, nous voyons apparaître de plus en plus d'appareils automatiques divers dont l'originalité se situe essentiellement au niveau des moyens d'affichage des stimuli et de la façon de présenter les résultats. Cependant, même si l'Octopus (figure 4) présente beaucoup d'avantages, en particulier dans la façon d'afficher les résultats /12/, son prix élevé, sa taille encombrante et la durée des examens qui peut atteindre 15 minutes, ne peuvent en faire un appareil de dépistage de masse. Il en est de même pour le Fieldmaster /13, 14/(figure 5) qui utilise 99 fibres optiques pour l'affichage des stimuli (Annexe I). Toujours dans le but d'améliorer l'affichage, l'Auto Perimeter 2000 (figure 6) et le Peritest (figure 7) /24/ utilisent des diodes LED qui ont l'avantage d'être rapides et précises (Annexe I). Cependant, tout comme les précédents, ces deux périmètres restent des appareils cliniques car ils sont chers, encombrants et demandent une durée d'examen de l'ordre de 10 minutes en moyenne /25/.

De même, ne peuvent être considérés comme des appareils de dépistage de masse, l'Ocuplot /15/ (figure 8) qui ne fait que de la périmétrie statique et le Périmetron (figure 9) difficile à utiliser et pour lequel la durée de l'examen peut atteindre 30 minutes /25, 26/. (Annexe I).

Certains appareils, en évitant l'utilisation d'une coupole pour ne tester que la zone centrale du champ visuel semblent mieux adaptés pour un dépistage de masse puisqu'ils sont moins encombrants /27, 28, 29/. Mais ces appareils n'affichant qu'un seul point lumineux à la fois, la durée de l'examen varie suivant le nombre de points à présenter. Parmi ces appareils, nous citerons le Competer /18/ qui utilise 64 diodes LED et le Scoperimeter /16, 17/ qui, lui, utilise un oscilloscope pour afficher 60 stimuli (Annexe I). Avec un nombre de points aussi réduit, on ne peut détecter de petits déficits. Si on désire augmenter la finesse de l'exploration de la rétine, il faut accroître le nombre de points présentés au détriment de la durée de l'examen. De plus, comme le contrôle de la fixation du regard n'est pas assuré, la méthode mono-stimulus introduit beaucoup d'erreurs car le patient est tenté de fixer le regard vers chaque stimulus présenté.

Nous constatons donc que les appareils mono-stimuli les plus automatisés sont mal adaptés au dépistage de masse à cause de leur taille encombrante, de la durée des examens, de leur prix élevé et du fait qu'ils nécessitent toujours la présence d'un opérateur spécialisé auprès du sujet.

b - Les appareils multi-stimuli

Pour diminuer la durée de l'examen et contraindre le patient à immobiliser son regard, on peut utiliser une stratégie multi-stimuli. La stratégie multi-stimuli n'est pas fondamentalement une méthode de mesure des seuils. Il s'agit de présenter plusieurs stimuli simultanément situés juste au-dessus du seuil que l'on sait être normal dans la population. C'est une technique que l'on appelle supraliminaire. Son but est de mettre en évidence une perte partielle du champ visuel. Elle a l'énorme avantage, sur le plan psychotechnique, de sortir de la méthode binaire habituelle, utilisée en périmétrie où le stimulus n'est considéré perçu que dans le cas où le sujet répond. Dans l'autre cas, le stimulus est non perçu. Cette méthode binaire traditionnelle a, en effet, l'inconvénient de ne pas marquer la différence entre un sujet qui ne répond

pas parce qu'il n'est pas attentif et un sujet qui ne répond pas parce qu'il n'a pas perçu le stimulus. Dans une stratégie multi-stimuli, le fait qu'un patient réponde par exemple "trois", quand on lui présente quatre stimuli, valide d'avantage l'absence de perception du quatrième. Il est évident que la réponse apporte alors beaucoup plus d'information (voir chapitre III).

Cette méthode introduite par D. Harrigton (1954) /19/ a conduit à plusieurs réalisations dont l'Analyseur Quantitatif de Friedmann (1966). Cet appareil, très répandu dans les centres hospitaliers, explore le champ visuel jusqu'à 25° d'excentricité en présentant des tests sous forme de combinaisons de 2, 3 ou 4 stimuli. La source des stimuli est un flash électronique placé derrière deux plaquettes circulaires, chacune présentant 46 trous. La plaque antérieure qui fait face au sujet est fixe tandis que la deuxième plaque immédiatement derrière peut tourner grâce à un levier à 15 positions. Les trous dans la plaque sont disposés de telle sorte que 2, 3 ou 4 stimuli peuvent être présentés simultanément au sujet en fonction de la position du levier. Ainsi l'opérateur positionne le levier sur 15 positions indiquées par les lettres de l'alphabet (figure 10). Le patient est invité à annoncer le nombre de points. Le praticien relève alors les points non vus sur une feuille préparée à cet effet /20/.

La méthode multi-stimuli est très intéressante pour le dépistage de masse, car elle permet de réduire considérablement la durée des examens. Cependant, l'Analyseur Quantitatif de Friedmann n'est pas adapté à ce type de dépistage car seul un opérateur averti peut le manipuler et le nombre de points qu'il présente n'est pas suffisant pour détecter de petits scotomes. Si l'on augmente le nombre de points, la technique perd alors le bénéfice de sa rapidité qui est sa qualité primordiale.

Dans le but de faciliter l'utilisation de son appareil, Friedmann a présenté le VFA MK II (Visual Field Analyser, Mark II) en 1979. Sur ce nouvel appareil semi-automatique, l'opérateur dispose d'une console sur laquelle il indique les points non vus en fonction des réponses du sujet. Avec des tests formés de combinaisons de points prises dans l'ensemble des 99 stimuli, la durée de l'examen par oeil est supérieure à 20 minutes /21/ (Annexe I). Pour faciliter la tâche de l'opérateur, certains chercheurs ont développé des stratégies de sorte que les points non vus par les sujets soient retrouvés automatiquement par un microcalculateur. Ainsi, l'équipe du Centre Hospitalier de Tokyo a présenté un système qui utilise un écran cathodique pour afficher 55 stimuli. Chaque combinaison de points est présentée au moins deux fois. En effet, quand le patient répond juste, la combinaison de points est représentée une deuxième fois pour valider la réponse. Si le patient répond faux, toutes les permutations possibles des points de la combinaison sont représentés dans le but de détecter le ou les points non vus /22/. Il est évident que si le sujet présente un déficit, la durée, de l'examen devient extrêmement longue et une telle stratégie ne permet pas un dépistage de masse. En effet, plus la durée de l'examen s'allonge, plus les réponses sont erronées à cause de la fatigue psycho-physiologiques du sujet /25/.

IV - CONCLUSION :

Mono ou multi-stimuli, les appareils actuellement existants ne paraissent donc pas adaptés au dépistage de masse du G.A.O. Pour la plupart, ils utilisent un matériel sophistiqué pour améliorer la précision de la mesure des scotomes. La majorité des appareils disponibles sont encombrants, chers et uniquement destinés aux examens cliniques. D'autres, moins encombrants (Competer, Scotoperimeter, VFA Mk II) permettent la détection de scotomes avec moins de précision. Ces campimètres sont très utiles pour surveiller les malades

dans les Centres Hospitaliers, mais ils ne peuvent être des instruments de dépistage de masse puisque les stratégies utilisées conduisent à des durées d'examen prohibitives et nécessitent toujours la présence d'opérateurs spécialisés.

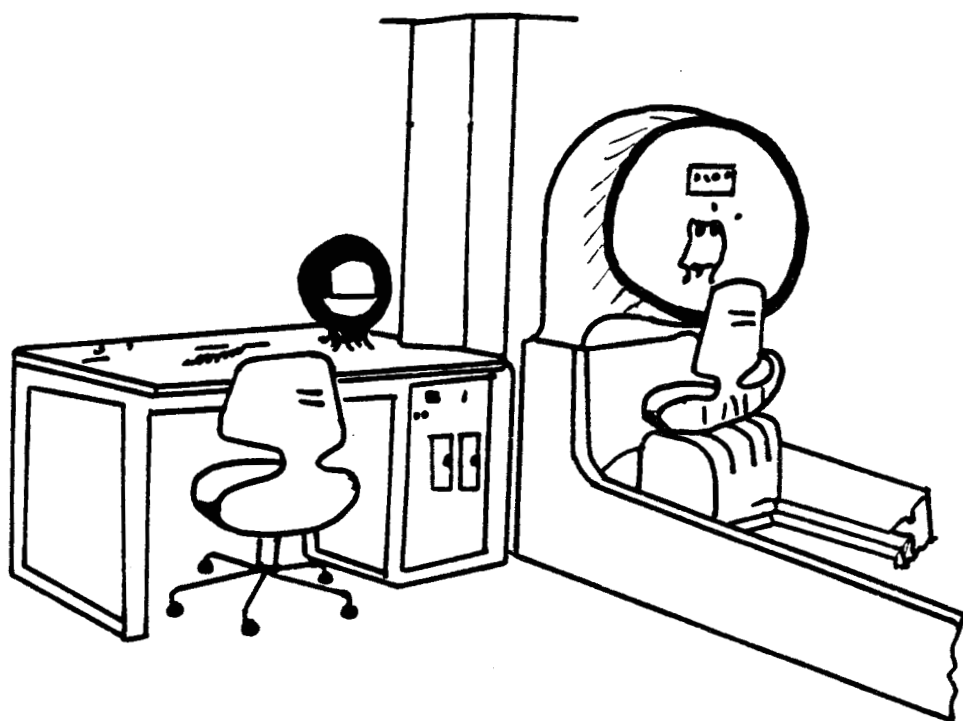


Figure 4 : Octopus.

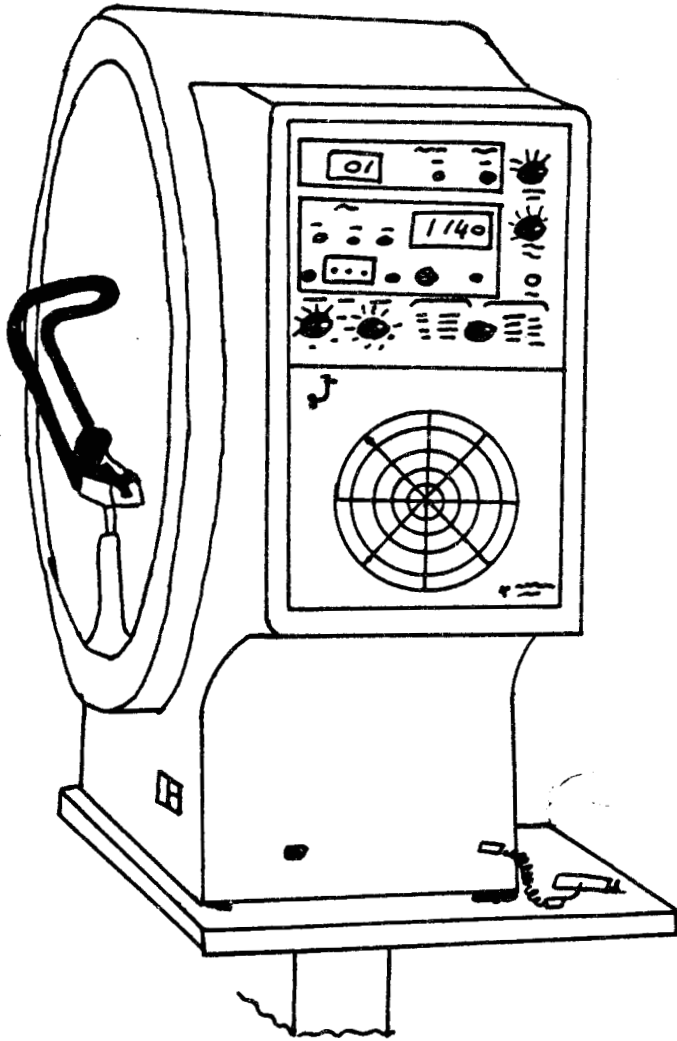


Figure 5 : Fieldmaster.



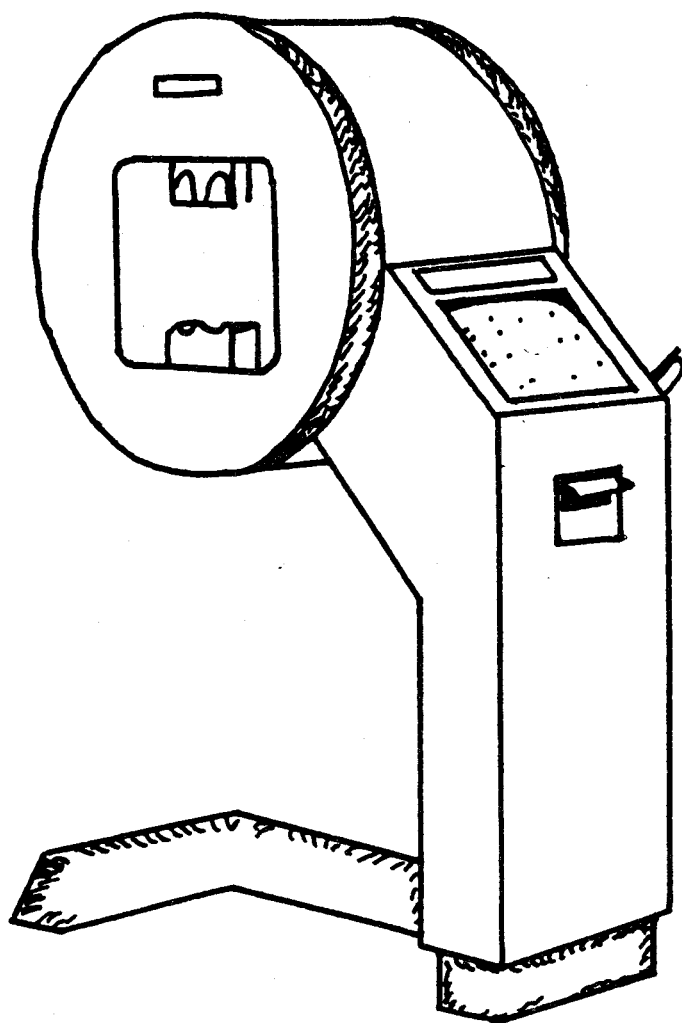


Figure 6 : Autopermeter 2000



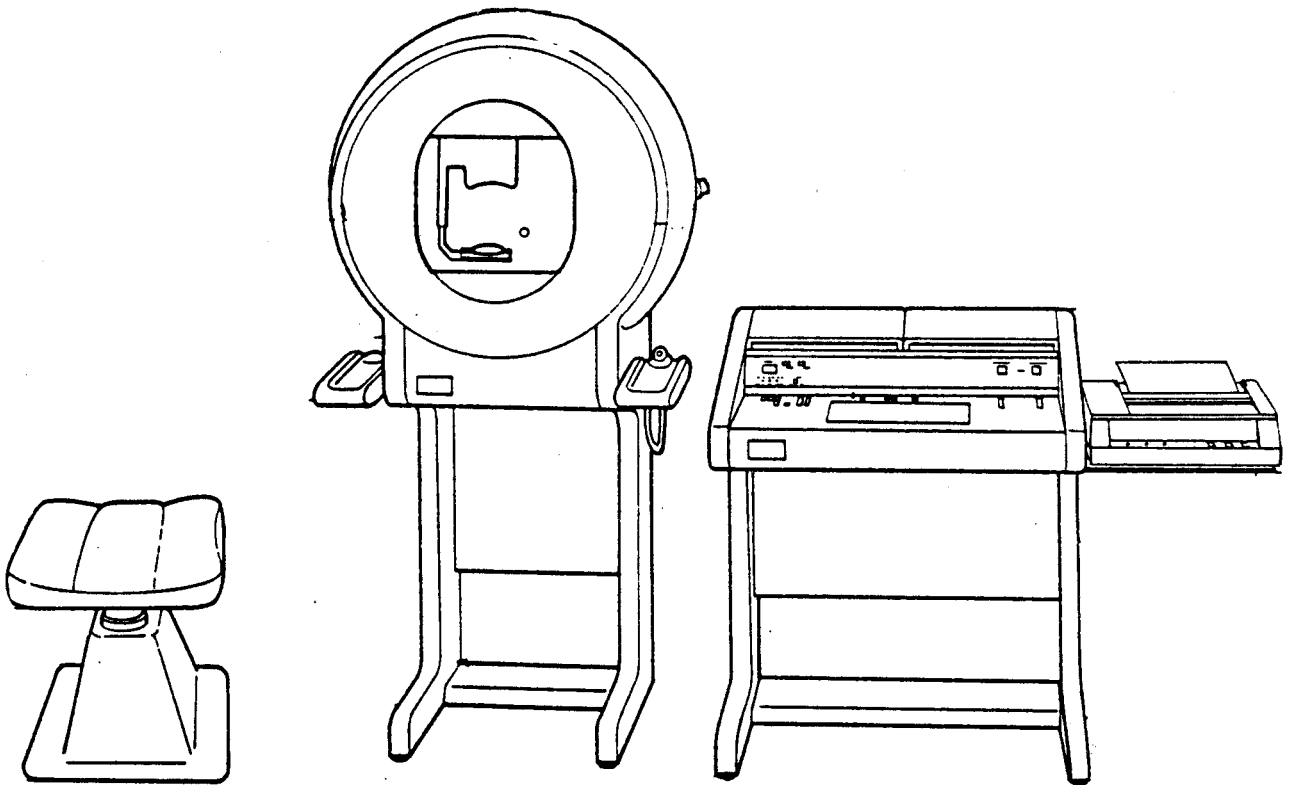


Figure 7 : Peritest.

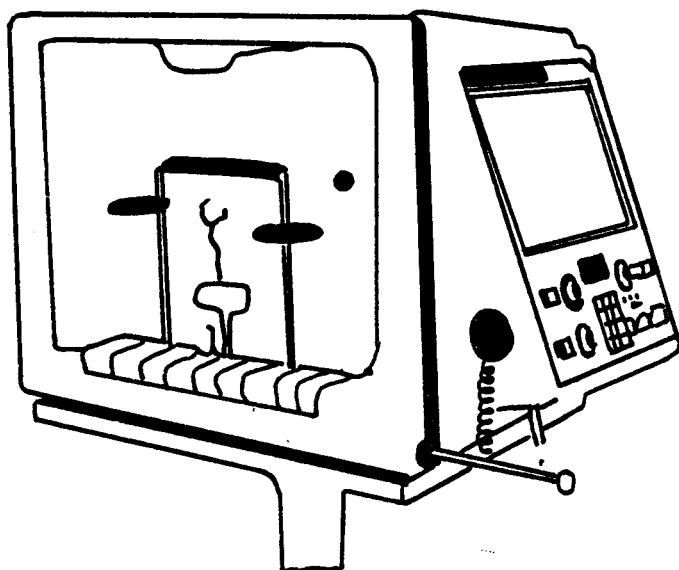


Figure 8 : Ocuplot.



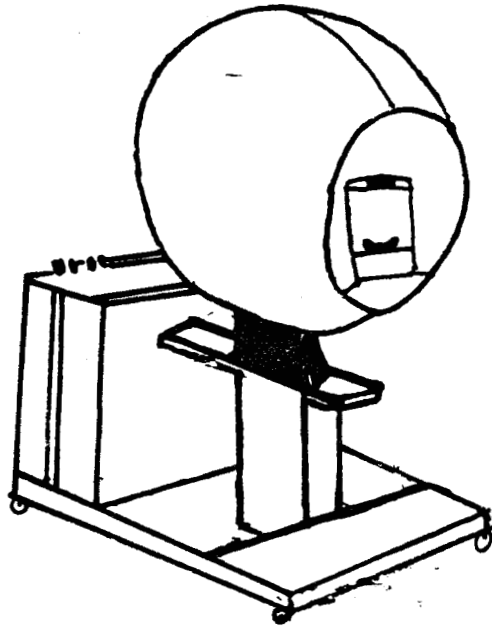


Figure 9 : Perimetron

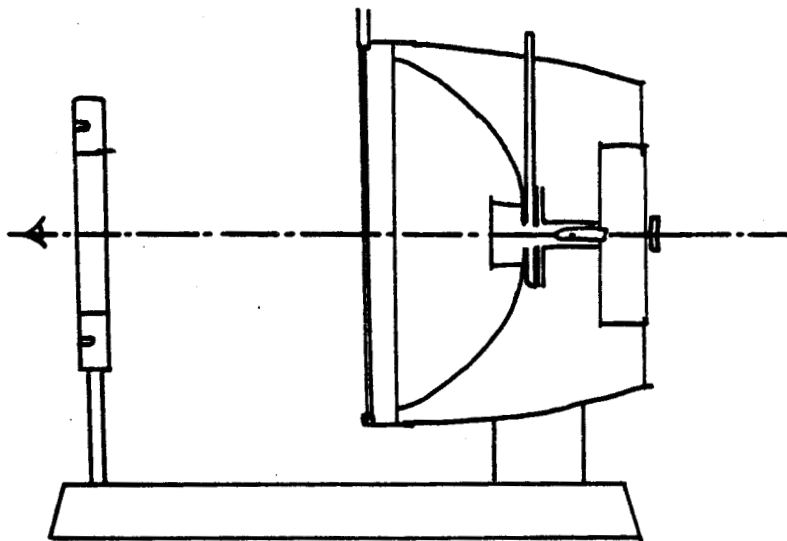


Figure 10 : Friedmann.



- B I B L I O G R A P H I E -
- - - - -

- /1/ DUBOIS - POULSEN A.
"Le champ visuel, topographie normale et pathologie des sensibilités"
Masson, 1952.
- /2/ ETIENNE R.
"Les Glaucomes"- Diffusion Générale de Librairie"
Diffusion Générale de Librairie France - 1969.
- /3/ A.G. OURGAULD & R. ETIENNE
"Exploration fonctionnelle de l'oeil glaucomateux"
Masson & Cie, Tomes 1 et 2 - Editeurs Paris - 1961.
- /4/ Ph. DEMAILLY
"Glaucome chronique primitif à angle ouvert"
Encyclopédie Méd. Chir., Paris, Ophtalmologie, 21275 A10 et A20, 7-1979.
- /5/ La Clinique Ophtalmologique
Revue Médicale - Ed. des laboratoires MARTINET - 1982.
- /6/ D.G. VAUGHAN, T. ASBURY, W.F. HOYT, R.H. BOCK and J.M. SWAIN
"Glaucoma Survey of 1000 Hospital Patients"
Tr. Pacific Coast Oto-Ophth. Soc. 36 : 99 - 105 - 1955.
- /7/ M. JEANNEROD
"Les deux mécanismes de la vision"
La Recherche en Neurologie, Seuil - 1977.
- /8/ H. PIERON
"La Sensation"
Presse Universitaire de France, Paris 1974.
- /9/ J.C. HACHE, P. DUBOIS et G. LEFON
"Recherche sur la périmétrie automatique"
Lille Médical 1976, 3^o Série, 21,10 852-856.
- /10/ El. GREVE, PJ BOS, D. BAKKER
"Photopic and mesopic central static perimetry in maculopathies and
central neuropathies"
Docum. Ophtalm. Proc. Series 14 - 243-259, 1977.
- /11/ J. CHARLIER
"Périmétrie automatique"
Thèse de Docteur-ingénieur, Ecole de Pharmacie, Lille 1979.
- /12/ FRANKHAUSER, SPAHR J. and BEBIE H.
"Three years of experience with the Octopus Automatic perimeter"
Docum. Opht. Proc. Series 14 : 7-15.

- /13/ J.L. KELTNER, MD ; Chris A. JOHNSON, Frank G. BALESTRERY, MS,
Suprathreshold Static Perimetry, Initial Clinical Trials
With the Fieldmaster Automated Perimeter, Ach Ophthal, Vol. 97,
Feb. 1979 : 260, 272.
- /14/ de BOER RW and VAN DEN BERG TJTP, Greve EL and BOS HJ (1982)
The Fieldmaster 101 PR, Automatic visual field screener technical
évaluation and clinical results. Docum. Ophthal. 93 : 311-320.
- /15/ de BOER RW and VAN DEN BERG TJTP, Greve EL, de Heer LJ and Wiercx P(1982)
The Ocuplot semi-automatic visual field screener - technical and clinical
results. Docum. Ophthal. 53 : 321-330.
- /16/ de BOER, E.L. Greve, DORUVE BAKKER & JELMA Moed Clinical
Evaluation of the Scoperimeter, an experimental automatic Perimeter.
Inter Oph, 5 : 193-200 (1982).
- /17/ de BOER, E.L. GREVE, DORUVE BAKKER & JELMA Moed Clinical
Evaluation of the Scoperimeter, an experimental automatic Perimeter.
Inter Oph. 5 : 193-200 (1982)
- /18/ de BOER RW and VAN DEN BERG TJTP (1982) The Competer, an Automatic
campimeter - Technical description and evaluation.
Docum. Ophthal. 53 : 295-302.
- /19/ David O. HARRINGTON, N.D., and MILTON FLOCKS, M.D., The Multiple
Pattern Method of Visual Field Examination, Am. J. Ophthal.
Vol. 61 : 755-764 (mai 1959).
- /20/ FRIEDMANN (1966) Serial Analysis of Changes in Visual field defects
employing a new instrument to determine the activity of dideases
involuing the visual pathways. Ophtalmologica 152 : 1-12.
- /21/ de BOER RW, Van den Berg TJTP, Beintema MR, Greve EL,
Hoppener J and Verduin WM (1982). The Friedmann Visual Field
Analyser Mark II. Technical evaluation and clinclal results
Docum. Ophthal. 53 : 331-342.
- /22/ Harutake Mastorio, Gen Kikuchi, Susumu Hamazaki, Junji Hamazaki,
EIJI Suzuni & Makoto Yamada, Automatic Perimeter with Graphic display,
Docum. Oph. Poc. Series, vol. 26 : 1-7 (1981).
- /23/ Greve EL (1980)
Automatic and non Automatic Perimetry, Int. Ophthal. 2 : 19-22.
- /24/ Greve EL (1980)
Peritest - Docum. Ophthal. Proc. Series 22 : 71-74.
- /25/ Carole AARON
Essai comparatif portant sur 112 yeux de quatre périmètres automatiques
et de deux périmètres manuels.
Thèse de médecine - Université Pierre-Marie-Curie, Paris VI, 1983.

- /26/ Greve EL, de Boer RW and Pijnappel-Groothuyse MT (1980),
Perimetron - Docum. Ophthal. Proc. Series 22 : 69-70.
- /27/ Heijl A. (1976)
Automatic Perimetry in Glaucoma visual field screening.
A Clinical Study, Albrecht v. Graefes Arch.klin exp. Ophthal. 200, 21-37.
- /28/ Seldon Rabin, M.D. Peter Kolesar, Phd and Steven M. PODOS,
M.D. American Journal of Ophthal. 92 : 530-535 (1981).
- /29/ E.L. Greve Performance of Computer Assisted Perimeter
Doc. Ophthal. 53 : 343-380 (1982).

- C H A P I T R E I I -

HARMONISATION DU DIALOGUE ENTRE LE SUJET ET LE
SYSTEME AUTOMATIQUE DE DEPISTAGE DU GLAUCOME.

I - INTRODUCTION :

L'analyse des matériels actuellement disponibles entreprise au chapitre précédent a mis en évidence l'absence d'un appareil d'exploration du champ visuel adapté au dépistage de masse du G.A.O.

Jusqu'à présent nous n'avons fait que rejeter les appareils existants sur un certain nombre de critères. Nous avons, en effet, estimé les examens trop longs et jugé contraignante la présence d'un opérateur spécialisé. Le prix trop élevé pour certains et la taille encombrante pour d'autres étaient également des raisons de rejet. Il convient maintenant de définir les exigences auxquelles doit répondre un appareil destiné à un dépistage de masse.

Ce type d'appareil doit, avant tout, être robuste, facile à transporter et d'utilisation simple de sorte que son installation dans les milieux publics (écoles, casernes, usines etc...) ne nécessite pas la présence d'un opérateur spécialisé.

La durée de l'examen doit être aussi courte que possible pour éviter toute fatigue des sujets et examiner le maximum de personnes en un minimum de temps. Mais cette rapidité de l'examen ne doit pas être obtenue au détriment de la précision des résultats. L'appareil de dépistage de masse doit également être adapté à la psychologie et à la physiologie du sujet.

Finalement, les résultats doivent être fournis sous une forme facilement interprétable.

Le choix des tests de la stratégie d'examen, de la méthode de fonctionnement, de la communication entre le sujet et l'appareil et de la présentation des résultats doivent donc faire l'objet d'une étude approfondie.

En gardant à l'esprit les contraintes énumérées ci-dessus, nous commencerons notre étude par une approche ergonomique qui consiste à tenir compte, dès la conception de la machine, des modes de fonctionnement mentaux de l'individu. Pour cela, nous devons disposer non seulement de connaissances technologiques, mais également de connaissances sur l'aspect psycho-physiologique de l'homme et de ses rapports avec une machine automatique.

II - ASPECTS PSYCHO-PHYSIOLOGIQUES DU DEPISTAGE DE MASSE :

2.1. Nécessité d'une communication naturelle avec l'appareil

L'un des facteurs importants qui conditionnent la fiabilité des résultats du dépistage est certainement la qualité du dialogue entre le sujet et l'appareil automatique. Le dépistage de masse touche un grand nombre d'individus issus de différentes couches de la population aux niveaux socio-culturels très divers. On sait que les réactions d'un individu face à ce type d'appareil dépendent de sa personnalité /1/, de ses connaissances acquises (figure 1), de sa culture /13/ et de l'environnement où il a vécu /1, 2, 3/. En effet, beaucoup de personnes sont perturbées à la seule vue d'un appareil sophistiqué. C'est pourquoi, un appareil de dépistage de masse doit avoir l'aspect le plus anodin possible. La communication avec le sujet doit s'établir sur un mode "naturel".

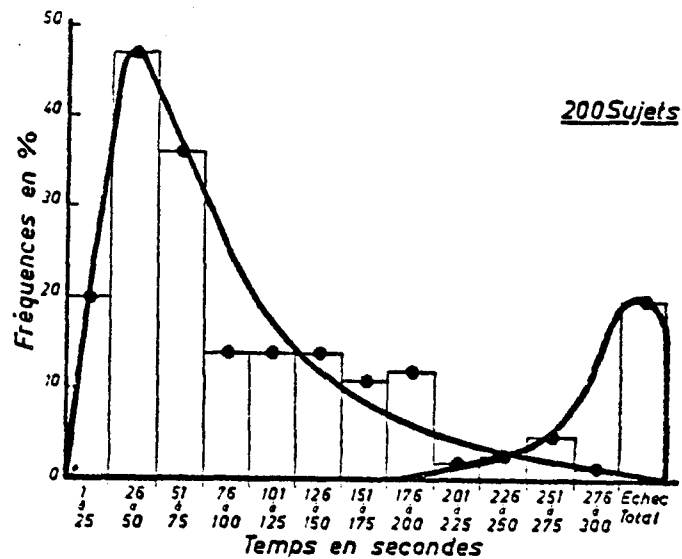


FIG. 1 — Test de compréhension d'une tâche très simple /6/

Un échantillon de 200 sujets, supposé parfaitement homogène, se montre en réalité scindé en deux groupes lors d'une épreuve de compréhension d'une tâche très simple. Pour l'un des deux groupes l'épreuve est trop facile, pour l'autre elle est trop difficile.

2.2. Fatigabilité des sujets soumis à un dépistage du G.A.O.

a - fatigue physiologique

Même si les yeux sont considérés comme les organes parmi les plus endurants du corps humain, des signes de fatigue des muscles du globe oculaire apparaissent après quelques minutes lors d'un examen du champ visuel. En effet, dès que l'attention et la vigilance du sujet

sont sollicitées, l'oeil travaille près du proximum et les muscles ciliaires sont maintenus contractés. Au cours de l'examen, le proximum tend à reculer et l'attention demandée du sujet pour le maintenir entraîne une fatigue importante des muscles. La qualité des réponses dépend du degré de cette fatigue /29/. Les ophtalmologistes estiment que la durée idéale d'un examen ne doit pas dépasser cinq minutes.

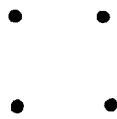
b - fatigue psychologique

La fatigue n'est pas uniquement due aux efforts physiologiques. Elle est aussi d'origine psychologique. En effet, la monotonie, l'uniformité des tests et la fixation de l'attention en une seule tâche sont des facteurs préjudiciables /7/.

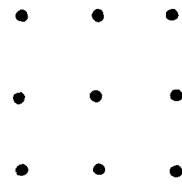
2.3. Stratégie_multi-stimuli

La stratégie multi-stimuli utilisée par l'Analyseur Quantitatif de Friedmann, en plus de ce que nous avons décrit précédemment, présente par rapport à la méthode mono-stimulus l'avantage d'être rapide et donc peu fatigante. De plus, comme le nombre de stimuli composant chaque test varie, l'examen devient moins monotone. Cependant, pour éviter toute charge mentale inutile du sujet, les stimuli formant chaque test doivent être présentés sous forme de figures familières. En effet, toute perception d'une stimulation extérieure à l'organisme fait l'objet d'un codage au niveau du système nerveux où s'effectuent diverses opérations logiques ou infra-logiques.

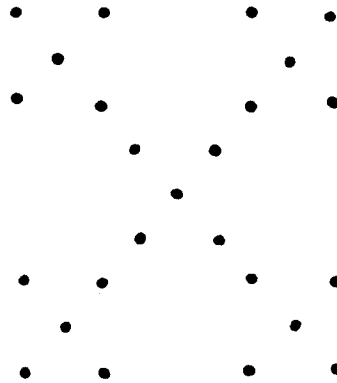
Pour dénombrer un ensemble réduit d'objets, le sujet fait généralement appel à des opérations infra-logiques /8/ qui s'appuient sur des stratégies moins rigoureuses qu'un comptage systématique (figure 2).



(a)



(b)



(c)

Figure 2 :

Pour évaluer le nombre de points de ces dessins, l'individu se construit sa stratégie qui est nullement le comptage point par point des éléments constituant chaque dessin.

Le dénombrement d'un ensemble de points se fait d'autant plus "naturellement" que ce nombre de points est limité et que la forme géométrique qu'ils constituent est plus familière.

En effet, d'après l'étude de la perception des formes (Gestaltthéorie) /10, 11/, nous aurions en nous un certain nombre de modèles innés, immuables tels que le cercle, le triangle, le carré etc... C'est sur un jugement de familiarité que le sujet décide si l'information retrouvée en mémoire est bien celle qui est recherchée /14, 15/. Lorsque l'on présente un test dont les stimuli sont disposés en une forme familière, le sujet répond immédiatement. Par contre, si le jugement de familiarité est de certitude faible, le sujet s'engage alors dans une activité de recherche en mémoire à long terme (figure 3).

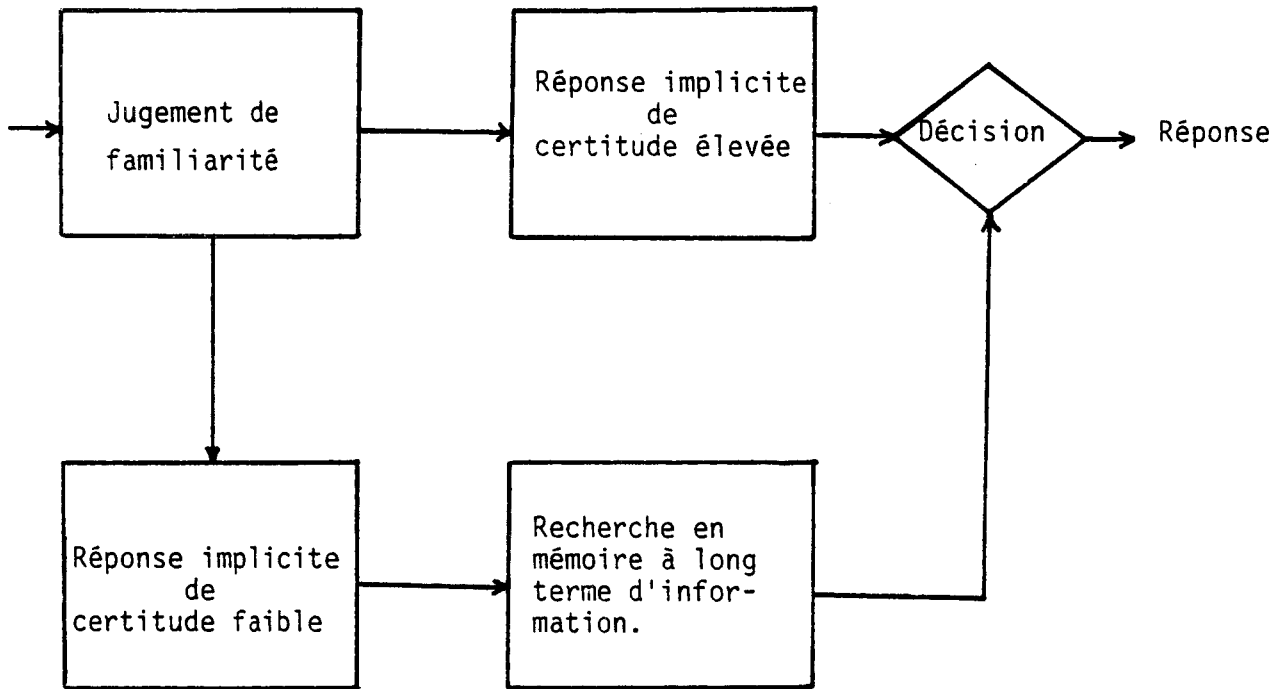


Figure 3 : Représentation schématique du processus de recherche en mémoire /2/.

Pour diminuer la charge mentale du sujet soumis à l'examen du champ visuel basé sur la stratégie multi-stimuli, il est donc souhaitable de présenter les points disposés sous des formes simples. Friedmann présente des combinaisons de deux à quatre points répartis symétriquement autour du point central sous forme de carrés, de triangles et de bipoints (figure 4).

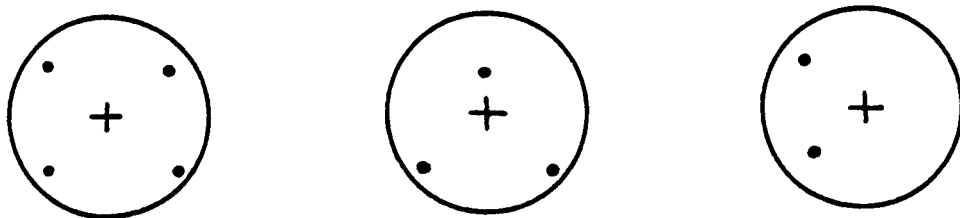


Figure 4 : Formes des combinaisons de Friedmann.

Pour un sujet dont le champ visuel est non atteint, la disposition symétrique des stimuli autour du point central permet une réponse rapide et facile. Par contre, si le sujet présente un scotome, des problèmes peuvent surgir suivant l'aptitude coopérative ou non de ce sujet (figure 5).

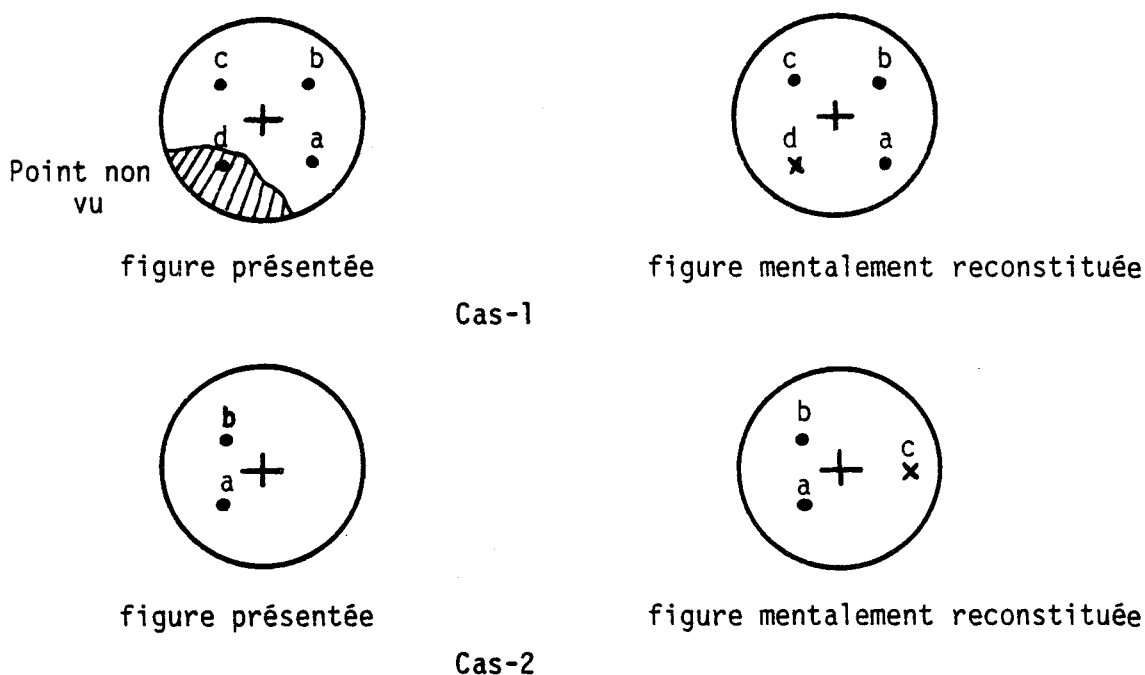


Figure 5 : Reconstitution mentale des figures symétriques.

En effet, s'il n'y a pas de variabilité dans les figures géométriques constituées par des tests présentés, le patient peut découvrir rapidement la stratégie des tests et reconstituer certaines combinaisons vues partiellement.

Par exemple, dans le premier cas de la figure 5, si dans la combinaison (a, b, c, d) le point d n'est pas vu, le sujet peut mentalement reconstituer le carré et répondre 4 au lieu de 3. Dans le deuxième cas de la figure 5, au contraire, si la combinaison (a, b) est présentée, le sujet non coopératif peut répondre 3 à la suite d'une reconstitution mentale alors qu'il n'en a vu que deux points.

Pour éviter ce type de problème , nous présenterons des combinaisons de 0 à 4 points toutes différentes et non exactement centrées sur le milieu de l'écran.

En plus des combinaisons de 2, 3 et 4 points de Friedmann, nous prévoyons des tests avec un seul point et des tests où l'on demande au sujet de répondre en l'absence de sollicitations. Ainsi, le patient ne sera pas étonné dans le cas où il ne verrait pas de points (figure 6).

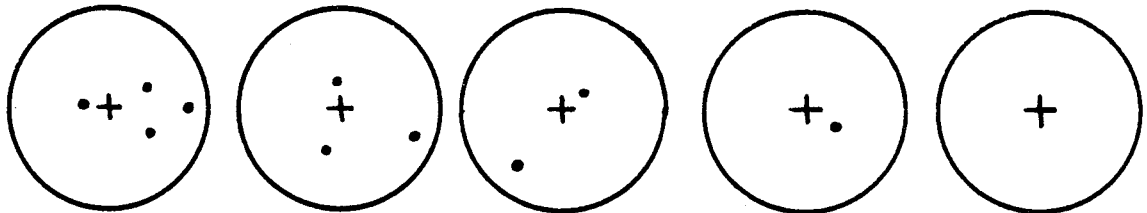


Figure 6 : Exemples de combinaisons que nous présenterons.

Les combinaisons que nous présenterons seront donc des quadrilatères (trapèzes, parallélogrammes, etc...), des triangles, des bipoints non symétriques par rapport au centre et des monopoints. La grande variabilité des figures géométriques qui seront présentées réduisent les possibilités de deviner le nombre de points qui composent chacune d'elles. Le sujet est alors incapable de les compléter plus ou moins inconsciemment.

2.4. Fixation du regard

La fixation du regard est un facteur très important puisque l'examen du champ visuel exige l'immobilité totale de l'oeil. Il est toutefois très difficile à contrôler car l'oeil est animé naturellement de mouvements saccadés /27/. Sur les périmètres semi-automatiques précédemment cités, le contrôle de fixation du regard est assuré grâce à des moyens lourds faisant appel à des caméras vidéo

ou à des systèmes à infra-rouge. Pour ce type d'appareillage qui recherche la précision de la mesure du déficit du champ visuel, ce contrôle est indispensable. En effet, le fait qu'ils présentent un seul stimulus à la fois pousse le sujet à dévier le regard vers la zone où le point lumineux est apparu. Quand il s'agit d'un appareil manuel comme celui de Friedmann, ce problème de fixation est sans grande importance puisque le sujet est sous la surveillance continue de l'opérateur. Pour un instrument de dépistage de masse, la fixation du regard doit être assurée sans matériel lourd, ni présence d'un praticien. Nous présenterons une croix au centre de l'écran de sorte qu'elle serve de point de fixation. Cette croix peut être présentée à des intervalles réguliers /28/, mais l'expérience nous montre que certains sujets ont alors tendance à la comptabiliser dans leurs réponses et que d'autres se trouvent perturbés par ce stimulus supplémentaire. Finalement, nous adoptons une croix fixe. Du fait que les combinaisons multi-stimuli que nous utilisons entourent le point central, le sujet doit garder son regard fixé vers cette croix s'il veut pouvoir percevoir l'ensemble des points constituant chaque test. Cette stratégie entraînera inévitablement quelques erreurs dues à des instants d'inattention. Nous verrons comment il est possible de les corriger au niveau du traitement des réponses du sujet.

III - AUTOMATISATION INTEGRALE DU DEPISTAGE DU G.A.O.

3.1. Principe

A la suite de l'étude des appareils d'exploration du champ visuel existant, nous pouvons proposer une classification des matériels disponibles selon le mode de communication entre le sujet, l'appareil et l'opérateur. La figure 7 schématise les trois modes envisageables.

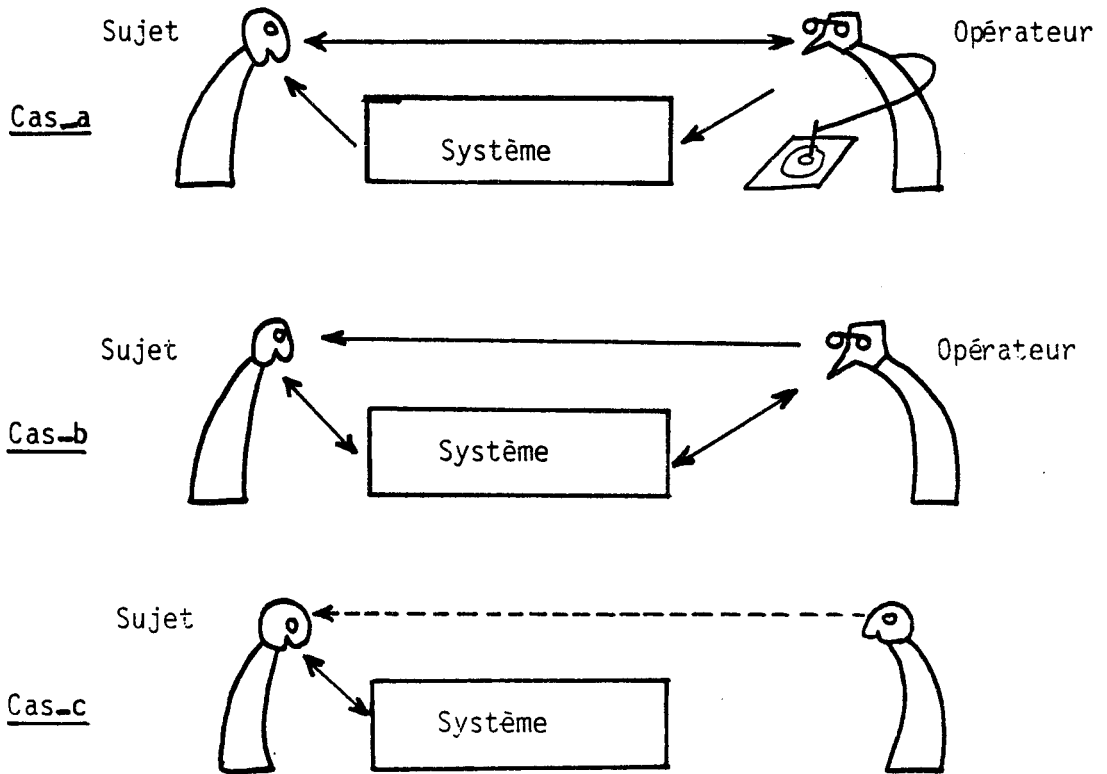


Figure 7.

Dans le premier cas de la figure 7, l'opérateur propose des tests au sujet par l'intermédiaire du système. Le sujet répond et l'opérateur relève manuellement les résultats de l'examen. C'est dans cette catégorie que se situent tous les appareils manuels et particulièrement l'Analyseur Quantitatif de Friedmann.

Dans le deuxième cas de la figure 7, les tests sont présentés automatiquement par le système. Suivant l'évolution de l'examen, l'opérateur intervient sur le système ou donne des consignes au sujet. Tous les appareils semi-automatiques actuels constituent cette deuxième catégorie.

Pour le dépistage du G.A.O., nous avons rejeté les deux modes de fonctionnement précédents et nous proposons une structure plus autonome dans laquelle le dialogue ne s'établit qu'entre le sujet et le système.

Le troisième cas de la figure 7 schématise le principe de notre approche. La personne représentée à droite de ce schéma est non spécialisée et sa présence est facultative. Son rôle sur le déroulement de l'examen est quasiment nul et sa présence ne se justifie que pour surveiller les bonnes conditions de passage de l'examen et apporter aide aux personnes de niveau socio-culturel particulièrement bas.

L'originalité de notre approche réside essentiellement dans l'utilisation d'un mode de communication très naturel adapté au dépistage de masse.

3.2. Communication système-sujet

Notre étude est particulière en ce sens qu'elle sort du cadre habituel des problèmes de la communication Homme-Machine où c'est généralement l'homme qui prend des décisions en fonction d'informations données par la machine. Dans notre cas, le système présente des tests auxquels le sujet ne fait que répondre. Durant l'examen, la machine est le maître auquel l'homme se soumet. L'homme répond aux différents tests proposés par la machine et celle-ci doit interpréter et reconnaître les réponses afin de décider de la présence ou non d'un déficit du champ visuel.

A ces tests, le sujet peut répondre par voie motrice ou par voie orale. Comme toute son attention doit être portée sur sa tâche principale de perception des stimuli, il ne doit en aucun cas faire des efforts supplémentaires pour répondre.

Pour indiquer le nombre de stimuli perçus, il serait particulièrement difficile au sujet d'utiliser les mains puisqu'il est astreint à garder son regard fixé vers le centre de l'écran. Si les touches du clavier du micro-calculateur sont trop petites, on peut envisager différents dispositifs et particulièrement de gros boutons disposés en losange de sorte que leur numéro d'ordre corresponde au nombre de stimuli perçus (figure 8). Cependant, dans la mesure où le sujet ne peut vérifier visuellement la position de sa main, des erreurs sont inévitables. De plus l'effort mental nécessaire pour mémoriser la position des boutons tendra à dévier l'attention du sujet. On peut aussi utiliser les cinq doigts de la main de sorte que chaque doigt corresponde à l'une des cinq touches d'un clavier. Le maniement d'un tel clavier serait difficile et nécessiterait un long apprentissage.

Ainsi, pour que le sujet réponde d'une manière naturelle sans que son attention soit détournée de l'écran, nous utiliserons un système de reconnaissance automatique de la parole qui permet d'identifier les réponses vocales. Ce choix présente l'avantage de limiter la charge mentale du sujet et nécessite, de sa part, aucun mouvement moteur qui pourrait nuire à son immobilité par rapport à l'écran.

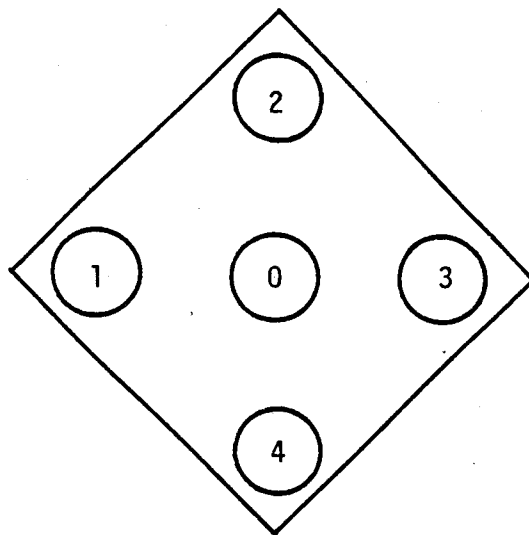


Figure 8 : Table de réponses motrices envisageable.

IV - RECONNAISSANCE AUTOMATIQUE DE LA PAROLE :

4.1. Introduction

Les premiers travaux scientifiques sur la reconnaissance automatique de la parole remontent à quarante ans /20/. Les méthodes numériques de traitement de la parole sont introduites dès 1960 et en 1972 le premier appareil VIP100 de Threshold capable de reconnaître 32 mots isolés apparaît sur le marché /20, 21/. Depuis de nombreux appareils se sont succédés chaque année, voyant apparaître des dispositifs plus performants. Les progrès tant en recherche fondamentale /22/, qu'en technologie du traitement du signal /24, 25, 26/ permettent d'espérer des appareils aux performances encore meilleures pour les années à venir /23/ (Annexe II.a).

4.2. Applications

Si le domaine de l'utilisation de la parole comme forme de communication entre l'homme et la machine est très vaste, l'emploi des systèmes de RAP reste limité /26/. A cause du manque de précision et du prix élevé de ces systèmes, les utilisateurs ont encore tendance à attendre ce que l'avenir va apporter. Conformément au tableau I, la recherche et les investissements sont en effet en plein essor /23, 25/. Des progrès seront donc apportés en ce qui concerne la précision qui doit toujours être améliorée, l'indépendance du locuteur, la reconnaissance d'énoncés continus et le prix qui doit être très abordable. Ces problèmes sont bien sûr, le sujet de plusieurs laboratoires spécialisés /22, 24/. Dans notre projet nous nous plaçons en tant qu'utilisateurs et nous apportons une application originale où seul un système de RAP peut nous apporter la solution. Avant d'entrer dans les détails de cette application, il est nécessaire de rappeler le principe de fonctionnement de la RAP.

	1985	1990
- Automatismes industriels	46	202
- Terminaux informatiques	68	1 103
- Bureautique	28	512
- Applications télématiques	-	100
- Automobile	7	85
- Grand public	214	473
- Médical, enseignement, etc....	36	742

Tableau I : Marché mondial en millions de dollars de reconnaissance automatique de la parole /23/.

4.3. Principe

Les problèmes des systèmes de RAP sont dûs au fait que le signal vocal est très complexe car il est redondant, variable en rythme, intonation et fréquence fondamentale suivant le locuteur. Le traitement d'un tel signal se base donc sur l'extraction de paramètres pertinents correspondant au mot prononcé plusieurs fois par la même personne (cas des systèmes monolocuteurs) ou par plusieurs personnes pour pallier la grande variation du signal entre plusieurs locuteurs (cas des systèmes multilocuteurs).

Comme le sujet soumis à l'examen du champ visuel ne répondra que par des mots simples, nous ne nous intéressons qu'aux systèmes de reconnaissance de mots isolés. Chaque mot sera alors considéré comme une entité définie par des paramètres purement acoustiques. Notre étude est limitée aux seuls systèmes de reconnaissance de mots isolés

monlocuteurs car c'est le type de matériel le mieux adapté à notre application. En effet, avec de tels systèmes, le problème de la variabilité du signal vocal suivant la personne est résolu grâce à l'introduction d'une phase d'apprentissage pour chaque sujet. Lors de cette phase d'apprentissage, le même mot est répété plusieurs fois par le locuteur pour réduire les difficultés dues aux variations éventuelles du signal vocal.

Les mots prononcés à l'apprentissage sont traités puis rangés en mémoire pour constituer le dictionnaire de référence (figure 9.a). A la reconnaissance, le mot à reconnaître subissant le même traitement est comparé aux mots de référence (figure 9.b).

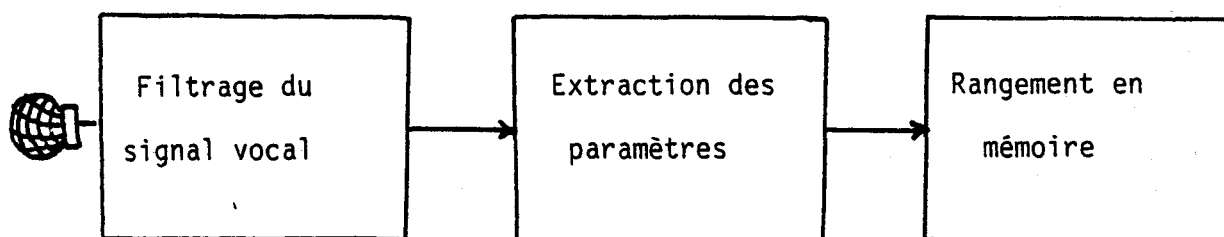


Figure 9.a. : Phase d'apprentissage.

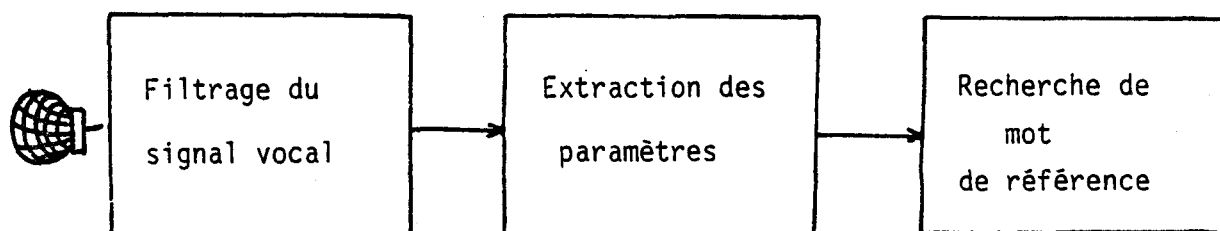


Figure 9.b. : Phase de reconnaissance.

4.4. Choix d'un système de reconnaissance vocale

Le choix d'un système de reconnaissance automatique de mots isolés, monolocuteur est actuellement difficile car il existe de nombreux matériels sur le marché dont les performances sont très comparables /21, 23, 24/. Pour un domaine d'application donné, ce choix se base sur les critères suivants :

- la taille du vocabulaire
- le taux d'erreur admissible
- la procédure d'apprentissage
- la configuration
- le prix
- le temps de reconnaissance .

Les appareils monolocuteurs de reconnaissance de mots isolés auxquels nous nous intéressons se présentent généralement sous deux formes. Sous la première forme, ce sont des cartes constituées de bancs de filtres de fréquence dans la bande vocale (200 à 5000 Hz), de convertisseurs analogiques-numériques et de mémoires ROM, où sont stockés les algorithmes de reconnaissance. Ces cartes sont insérables dans le micro-ordinateur approprié dont une partie de la mémoire RAM est réservée aux mots de référence du dictionnaire. Elles présentent l'inconvénient d'occuper une grande partie de la mémoire de l'ordinateur et de reconnaître les mots avec un taux d'erreur qui peut atteindre 15 %. Elles présentent toutefois l'avantage d'être très bon marché (200 à 500 \$) [23,24]. La deuxième catégorie de ces appareils fonctionne indépendamment de l'organe de calcul. Utilisés de manière autonome ou connectés à un processeur central, ces systèmes sont adaptables à n'importe quel vocabulaire et possèdent des seuils de rejet pour la finesse de la reconnaissance. Si l'avantage de ces appareils se situe au niveau du taux de reconnaissance qui est de l'ordre de 99 % pour un vocabulaire de 60 à 100 mots, leur inconvénient principal est au niveau du prix qui reste encore de nos jours très élevé (1500 \$ environ) /23, 24/.

4.5. Application au dépistage de masse de champ visuel

La découverte du déficit du champ visuel d'un porteur de glaucome semble à priori liée à la qualité des réponses aux tests proposés. La précision du système de RAP à utiliser doit être alors élevée, alors que la taille du vocabulaire requis reste très limitée puisque 5 mots suffisent pour répondre aux différents tests (0,1,2,3,4). Le système que nous étudions étant un outil de dépistage, son prix de revient doit demeurer très bas. Nous ne pouvons donc nous permettre d'utiliser un appareil de RAP de haut de gamme. Pour notre recherche en laboratoire, nous avons utilisé la carte Speechlab qui est parmi les plus bas de gamme sur le marché. Les caractéristiques de cette carte sont présentées en Annexe II.b. Comme la précision d'un système de RAP dépend du vocabulaire utilisé et du locuteur, nous avons réévalué le taux de reconnaissance de cette carte pour les chiffres 0,1,2,3 et 4 répétés 500 fois par différentes personnes (tableau II) et pour différentes langues (Annexe II.c). Pour les seuls chiffres 0,1,2,3 et 4 dits en langue française, la précision moyenne est de 90 %. D'autre part les tableaux II nous montrent que même pour des personnes qui ont une articulation normale, le pourcentage de confusion du chiffre "4" avec le chiffre "1" est d'environ 15 %. La confusion entre ces chiffres varie d'une langue à l'autre comme nous le montrent les tableaux de l'Annexe II.c.

Nous verrons comment tenir compte de ces erreurs lors de l'étude de la stratégie de dépistage que nous avons mise en oeuvre. Notons que l'algorithme de reconnaissance de la carte Speechlab implanté dans une mémoire morte en langage binaire condamne cette carte à ne fonctionner qu'en BASIC entier qui est un langage très restreint par rapport au BASIC étendu. Ce premier type de BASIC, incompatible avec le second, ne dispose pas d'instructions suffisantes pour l'établissement de notre programme.

Comme cette carte nécessite une grande place mémoire (4K uniquement pour le dictionnaire de référence), nous nous sommes résolus à utiliser deux micro-ordinateurs. Le premier fonctionne en maître et contient le programme de l'examen du champ visuel. Le second fonctionne en esclave et gère le système de reconnaissance de la parole. Après avoir établi une liaison série entre les deux micro-ordinateurs, nous avons étudié la gestion de leurs échanges d'informations.

AGE : 20 ans

SEXE : Féminin

LANGUE : Français

ARTICULATION : BONNE

fréquence d'affichage des chiffres : 102 - 103 - 102 - 97 - 96
 fréquence d'assignation de la carte: 100 - 118 - 98 - 97 - 88

I \ J	0	1	2	3	4
0	98	0	2	0	0
1	0	100	0	0	0
2	0	0	94	0	6
3	0	0	0	100	0
4	0	15	0	0	85

% de reconnaissance - 0 + 98 %

% de reconnaissance - 1 + 100 %

% de reconnaissance - 2 + 94 %

% de reconnaissance - 3 + 100 %

% de reconnaissance - 4 + 85 %

La corrélation entre le chiffre I et le chiffre J se lit en % dans le tableau ci-dessus.

Moyenne de reconnaissance de la carte : 95 %

Tableau II.a.

AGE : 45 ans

SEXE : Masculin

LANGUE : Français

ARTICULATION : NORMALE

fréquence d'affichage des chiffres : 97 - 104 - 98 - 103 - 98
 fréquence d'assignation de la carte: 111 - 168 - 40 - 93 - 84

I \ J	0	1	2	3	4
0	100	0	0	0	0
1	0	100	0	0	0
2	7	52	40	0	1
3	4	0	1	95	0
4	0	15	0	0	85

% de reconnaissance - 0 → 100 %

% de reconnaissance - 1 → 100 %

% de reconnaissance - 2 → 40 %

% de reconnaissance - 3 → 95 %

% de reconnaissance - 4 → 85 %

La corrélation entre le chiffre I et le chiffre J
 se lit en % dans le tableau ci-dessus.

Moyenne de reconnaissance de la carte : 84 %

Tableau II.b.



AGE : 55 ans

SEXE : Masculin

LANGUE : Français

ARTICULATION : MAUVAISE

fréquence d'affichage des chiffres : 96 - 98 - 96 - 109 - 101
 fréquence d'assignation de la carte: 134 - 99 - 94 - 128 - 44

I \ J	0	1	2	3	4
0	46	34	0	18	2
1	31	41	0	28	0
2	2	0	98	0	0
3	57	1	0	33	9
4	3	26	0	38	33

% de reconnaissance - 0 → 46 %
 % de reconnaissance - 1 → 41 %
 % de reconnaissance - 2 → 98 %
 % de reconnaissance - 3 → 33 %
 % de reconnaissance - 4 → 33 %

La corrélation entre le chiffre I et le chiffre J se lit en % dans le tableau ci-dessus.

Moyenne de reconnaissance de la carte : 50 %

Tableau II.c.

Dès l'appui sur un bouton de démarrage de l'examen, le système maître A, annonce les différentes recommandations pour le déroulement de l'examen. A cet instant, le système esclave S attend l'ordre d'écoute. Après l'acquisition de la réponse du sujet le système S envoie au système A un caractère qui est le code de cette réponse et attend une nouvelle fois l'ordre d'écoute (figure 10).

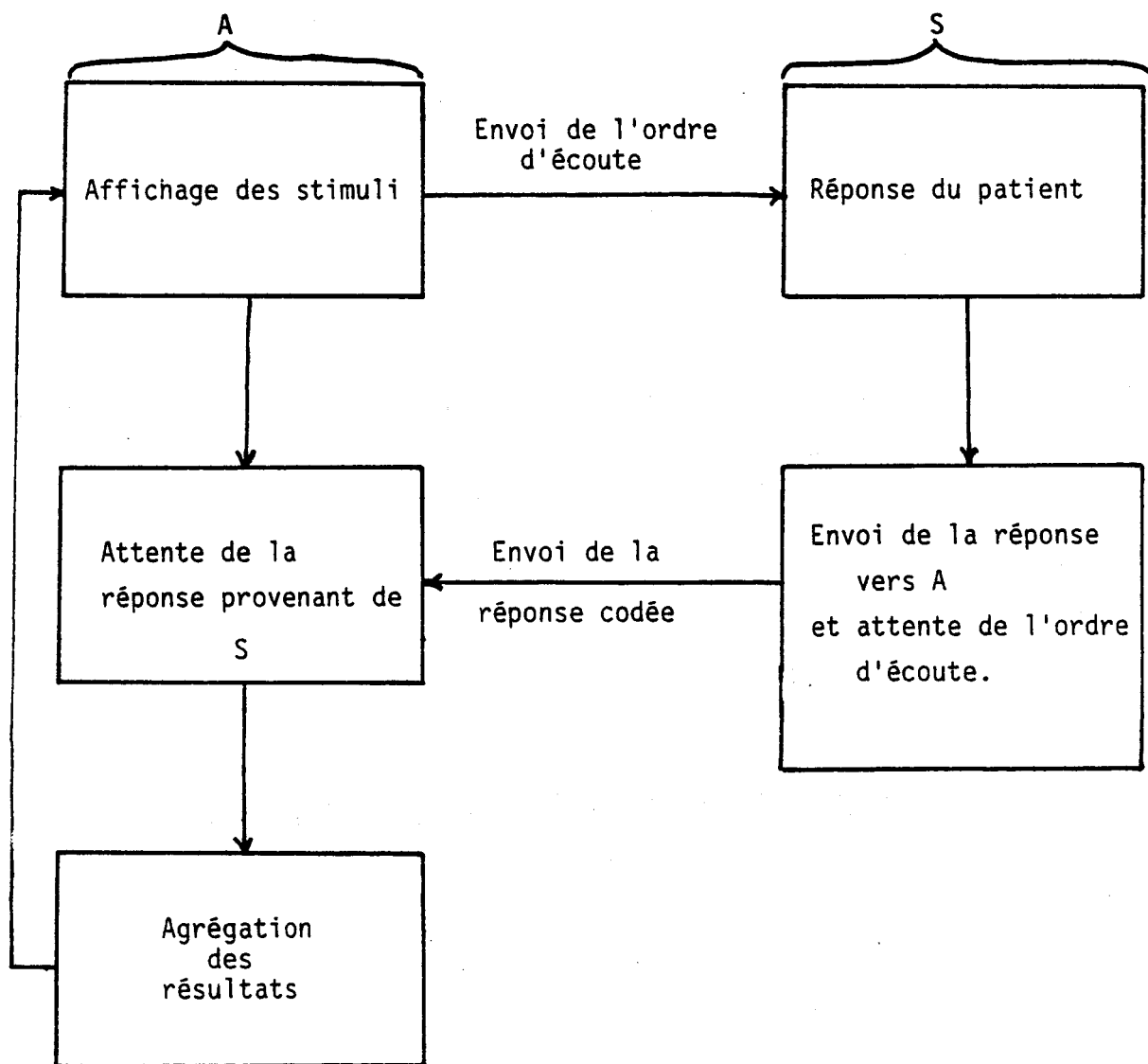


Figure 10 : Gestion de l'échange d'informations entre le système contenant le programme principal (A) et le système de la reconnaissance automatique de la parole (S).

V - ECRAN DE VISUALISATION :

Comme nous l'avons montré au chapitre précédent, les moyens d'affichage des stimuli utilisés par les appareils d'exploration du champ visuel sont diversifiés. Pour notre système, les tests visuels seront présentés sur un écran cathodique car par l'intermédiaire de la télévision et par sa diffusion dans le monde du travail, il est par excellence le plus familier des moyens d'affichage utilisés. De plus, son prix n'est pas élevé et il est transportable. Un choix convenable de sa technologie de fabrication permet de respecter la qualité des stimuli en taille, en couleur, en luminance et en vitesse de présentation. La qualité de la lumière présentée au patient est une variable très importante. Comme la courbe de sensibilité chromatique de la rétine ne varie pas uniformément dans l'aire du champ visuel, nous utiliserons des stimuli de couleur blanche. Ainsi, notre choix est limité en ce qui concerne le phosphore du tube cathodique, car seul le type P_4 a une fluorescence blanche (Annexe II.d). La rémanance de 22×10^{-3} seconde de ce type de phosphore nous permet de faire apparaître et disparaître en moins de 20 ms une image sur l'écran. L'utilisation d'un écran cathodique en campimétrie est donc très favorable, même si depuis sa diffusion dans le monde du travail, il pose des problèmes qui sont devenus d'actualité et suscite l'attention des Ergonomes et des Médecins Légistes /18/. Son emploi lors d'un dépistage de masse où le sujet le fixe attentivement pendant quelques minutes reste en dehors de ces problèmes /7/.

Se mesurant suivant la diagonale et souvent en pouces, la dimension de cet écran déterminera la taille minimale du stimulus et la distance à laquelle le sujet devra se trouver. Les ophtalmologistes estiment que cette distance ne doit pas être inférieure à 30 cm. A cette distance, un écran de taille approximativement égale à 57 cm ou 23 pouces permet de couvrir tout le champ visuel central (figure 11).

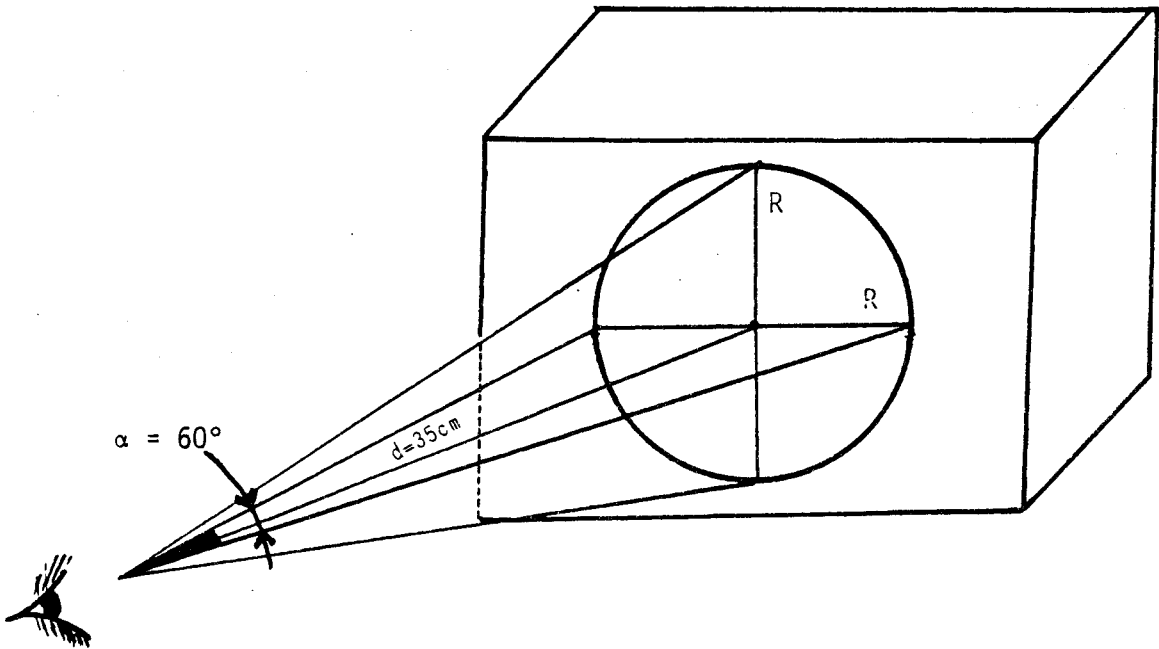


Figure 11 : Dimensions de l'écran cathodique.

$$R = d \times \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2}$$

$$\text{Si } \alpha = 60^\circ \text{ alors } 2R = \frac{2d}{\sqrt{3}}$$

$$\text{Si } d = 35 \text{ cm alors } 2R = 40,42 \text{ cm}$$

Ainsi, la dimension de l'écran nécessaire pour l'examen du champ visuel central (30° d'excentricité) sera au moins égale à 27 pouces (24 pouces = 60,96 cm).

V - CONCLUSION :

Après avoir défini les caractéristiques auxquelles doit répondre un appareil de dépistage de masse, nous avons étudié les différents aspects psycho-physiologiques du sujet qui peuvent influencer sur les résultats des examens.

Afin de minimiser les erreurs dues au sujet, nous avons étudié les formes géométriques des tests à présenter et pour éviter toute charge mentale inutile du sujet, nous avons établi un dialogue naturel entre ce sujet et le système en introduisant un appareil de reconnaissance vocale. Au cours de nos expériences, nous avons remarqué que la prononciation du sujet varie considérablement au cours de l'examen. L'utilisation d'un système de RAP de haut de gamme avec un seuil de rejet ne pourrait alors, dans l'immédiat, constituer une solution efficace à notre problème. Nous avons donc conservé la carte Speechlab malgré le taux d'erreur de 10 % et le taux de confusion de 15 % entre les chiffres "quatre" et "un". Notons toutefois que ces taux d'erreur peuvent être améliorés avec un choix approprié du vocabulaire. Seulement, le fait d'utiliser un autre mot pour désigner le nombre de stimuli perçus au lieu du chiffre correspondant compliquerait la tâche du sujet et rendrait le dialogue non naturel avec le système. Avec l'apparition de nouveaux systèmes ou de circuits spécialisés de RAP bon marché, nous espérons voir le taux d'erreur nettement amélioré par rapport à celui que nous avons évalué pour la carte Speechlab /21,29/.

En définitive, le sujet est face à l'écran cathodique et très naturellement il annonce dans le micro le nombre de stimuli qu'il perçoit.

Dès la mise sous tension, différentes directives lui sont données pour le bon déroulement de l'examen. Par la suite, il subit la phase d'apprentissage où il est invité à répéter deux ou trois fois les cinq chiffres 0, 1, 2, 3 et 4 dans son accent ou dans sa langue d'origine.

Afin de répondre aux critères de durée d'examen courte et de prise en compte des erreurs dues au sujet et au système de RAP, nous allons étudier dans le prochain chapitre une stratégie de dépistage tenant compte de ces critères.

- B I B L I O G R A P H I E -

-
- /1/ Samuel BERTHOUD
"Manuel de Psychologie" - Dessart et Mardaga (1976)
 - /2/ TIBERGHIE G.
"Psychologie Scientifique et pédagogie de la mémoire"
Revue française de pédagogie, 1972 - 18 - 32 - 40 - 430.
 - /3/ TIBERGHIE G. et LECOCQ P.
"Rappel et reconnaissance. I."
Hypothèses dualistes, Année psychologique - 1973 - 1 - 225 - 260, 430.
 - /4/ RONDAL J.A.
"Le rôle du langage dans la régulation du comportement moteur chez
l'enfant"
Thèse de licence - Université de Liège - 1956 - 157.
 - /5/ DANIEL KAHNEMAN
"Attention and effort"- prentence-Hall, INC. Englewood Cliffs,
NEW-Jersly (U.S.A.) - 1973.
 - /6/ SUZANNE PACAUD
"La Sélection Professionnelle" - P U F - 1974.
 - /7/ Colloque sur le Génie Visuel - INSERM - Paris 23-25 /4/ 1979.
 - /8/ Wemer STROMBACH
"Wholemness, Gestalt, System : On the meaning of these concepts in
german langage"
Int. J. General Systems - 1983 - Vol. 9 - 65-72.
 - /9/ KALSBECK (J.W.H.),
"Mesure objective de la surcharge mentale . Nouvelles applications de la
méthode des doubles tâche - Le travail humain", XXVIII, 1965, p. 121-132.
 - /10/ FRAISSE P.
"Le rôle des attitudes dans la perception"
Association de Psychologie Scientifique de langue française, Paris, PUF, 1964.
 - /11/ BRUNER (J.S.), GOODMAN (C.C.)
"Value and need as organizing factors in perception". I abnormal Social
Psychol. 1947, 42, 33-44.
 - /12/ BRUNER (J.S.)
"On perceptual rediness"
Psychol. Rev. 1957 - 64 - 123 - 152.
 - /13/ MALINOWSKI B.
"The dynamics of culture change - An inquiry into race selections in
AFRICA" ; Yale University Press New-Haven - 1945 - 114.

- /14/ W. KINTSCH
"Recognition and free recall of organised lists"
J. Exp. Psychol., 1968- 78 - 481 - 487, 411
- /15/ W. KINTSCH
"Models and free recall and recognition in Norman D.A., Models of human memory"
Academic Press, New-York, 1970 b, 410
- /16/ OLE I FRANKSEN
"On fuzzy sets subjective measurements and utility"
Int. J. Man-Machine Studies (1979) - 11 -521 - 545
- /17/ Developments in Conversation theory - Part. 1 - GORDON PASK -
Int. J. Man-Machine Studies (1980) 13 -357 - 411.
- /18/ Groupe de travail de l'AF CET, Systèmes interactifs d'aide à la décision -
Journée du 18 mars 1982.
- /19/ B.R. GAINES
Man Computer communication - what next ?
Int. J. Man-Machine Studies (1978) - 10 - 225 - 232
- /20/ F. CINARE
"Reconnaissance vocale - quand l'ordinateur pourra nous écouter parler"-
mini - micro - Revue d'informatique et d'électronique - Sept. 1982 -
171, 63 - 76.
- /21/ 430 voice INPUT/OUT PUT -
The state of the art. - Integrated computer systems - Rev. A/8/80.
- /22/ GALF - Recherches sur la parole - Rapport d'activité édité par le
groupe de la communication parlée - 1981.
- /23/ Les machines parlantes N° 2 - Ministère de l'industrie programme national
d'innovation. La documentation française - Paris (1982)
- /24/ R. CARRE, J.P. HATON, J.S. LIENARD
"Reconnaissance et synthèse de la parole" - I.R.I.A. 1979.
- /25/ KENNETH PLUHAR, Senior Staff Editor - Speech Recognition - An exploding
futur for the Man-Machine-Interface - Control Engineering (Janv. 1983)
- /26/ Albrecht FAUSER, Noda Helle et Acter Ken,
"La communication homme-machine en langue naturelle - Présentation
d'un exemple de l'emploi dans le contrôle de la qualité"
Congrès de Valenciennes (1983)
- /27/ Gilles DHEDIN
"L'enregistrement des mouvements des yeux par une méthode optico-électronique
(E.Y.E.)"
Thèse de doctorat en médecine - Lille I - 1969.
- /28/ Harutake Matsuo, G.K., S.H., J.H., E.S., M.Y.
"Automatic Perimeter with graphic display" - Docum. Oph. Pro. Series,
vol. 26 : 1-7- (1981)
- /29/ NEK
"System Specification - Engineering Assistance Distribution"
Arcueil - Paris (1983).

- CHAPITRE III -

GENERATION DES STIMULATIONS
ET
ACQUISITION DES REPONSES DU SUJET

I - POSITION DU PROBLEME :

La taille du scotome minimal qui doit être détecté au cours des examens de dépistage nécessite la présentation d'un nombre élevé de stimuli.

Nous avons vu au chapitre précédent que pour des raisons d'ordre psycho-physiologique, il est nécessaire de réduire au maximum la durée des examens. Nous utiliserons donc une stratégie multi-stimuli qui réduit déjà considérablement cette durée par rapport aux méthodes mono-stimuli (voir Chapitre I). Mais sur les appareils multi-stimuli actuellement disponibles, lorsque la réponse du sujet ne correspond pas au nombre de stimuli composant le test, on représente individuellement chaque élément de ce test afin de retrouver lequel ou lesquels n'ont pas été vus.

Pour améliorer les performances de l'approche multi-stimuli, nous allons proposer une méthode dans laquelle chaque combinaison, totalement perçue ou non, n'est présentée qu'une seule fois au cours de l'examen. Cette nouvelle stratégie que nous présenterons au chapitre suivant s'appuie sur un codage particulier des informations constituées par les différents tests et les réponses du sujet.

II - DISCRETISATION DE L'IMAGE DE LA RETINE :

2.1. Répartition des stimulations

Les paramètres physiologiques utilisés pour décrire un scotome sont son étendue, sa forme, sa localisation et sa profondeur. Les trois premiers paramètres suffisent à un dépistage de masse et peuvent être déterminés en un temps très bref. On délaisse la profondeur qui nécessiterait des examens plus longs et plus délicats. L'étude des scotomes

montre qu'ils peuvent évoluer dans n'importe quelle partie du champ visuel central en prenant des formes très diverses (Chapitre I, figure-1). Ces formes peuvent être circulaires, ovalaires, hémianopsiques, fasciculaires ou arciformes. Leurs localisations permettent de différencier des scotomes centraux, coecentraux, péri et para-centraux, périphériques, isolés etc... /2/. (figures 1)

Ceci nous a conduit à rejeter toute stratégie basée sur la présentation des zones de la rétine les plus statistiquement affectés /1/ telle l'aire de Bjerrum /3, 4/ ou la tâche aveugle /5/. Nous avons opté pour une répartition symétrique des stimuli par rapport au centre de la rétine.

Pour rester conforme à la représentation de Friedmann, nous avons procédé à la discrétisation polaire de l'espace. On définit I cercles centrés de rayon $R_i = i \cdot \frac{R_{MX}}{I} = i \cdot \Delta R$, $i = 1, 2, \dots, I$, et J angles polaires $\theta_j = j \cdot \frac{2\pi}{J} = j \cdot \Delta \theta$, $j = 1, 2, \dots, J$, définissent J rayons. Les points $P(i, j)$, intersections de ces I cercles et J rayons constituent l'ensemble de tous les stimuli qui seront présentés sous forme de combinaisons au sujet.

Comme dans tout problème de discrétisation, l'information relative à chacun de ces points est supposée valable dans une case dont il est le centre. La figure 2 représente un ensemble de stimuli pour lesquels $\Delta \theta = 15^\circ$, ΔR ajusté de telle façon que les points soient répartis sur tout l'écran en 12 cercles concentriques.

La densité des stimuli décroît de façon monotone du centre de la rétine vers sa périphérie, proportionnellement à $\frac{1}{R^2}$, c'est-à-dire dans le même sens que la sensibilité lumineuse de la rétine (voir Chapitre I, figure-3).

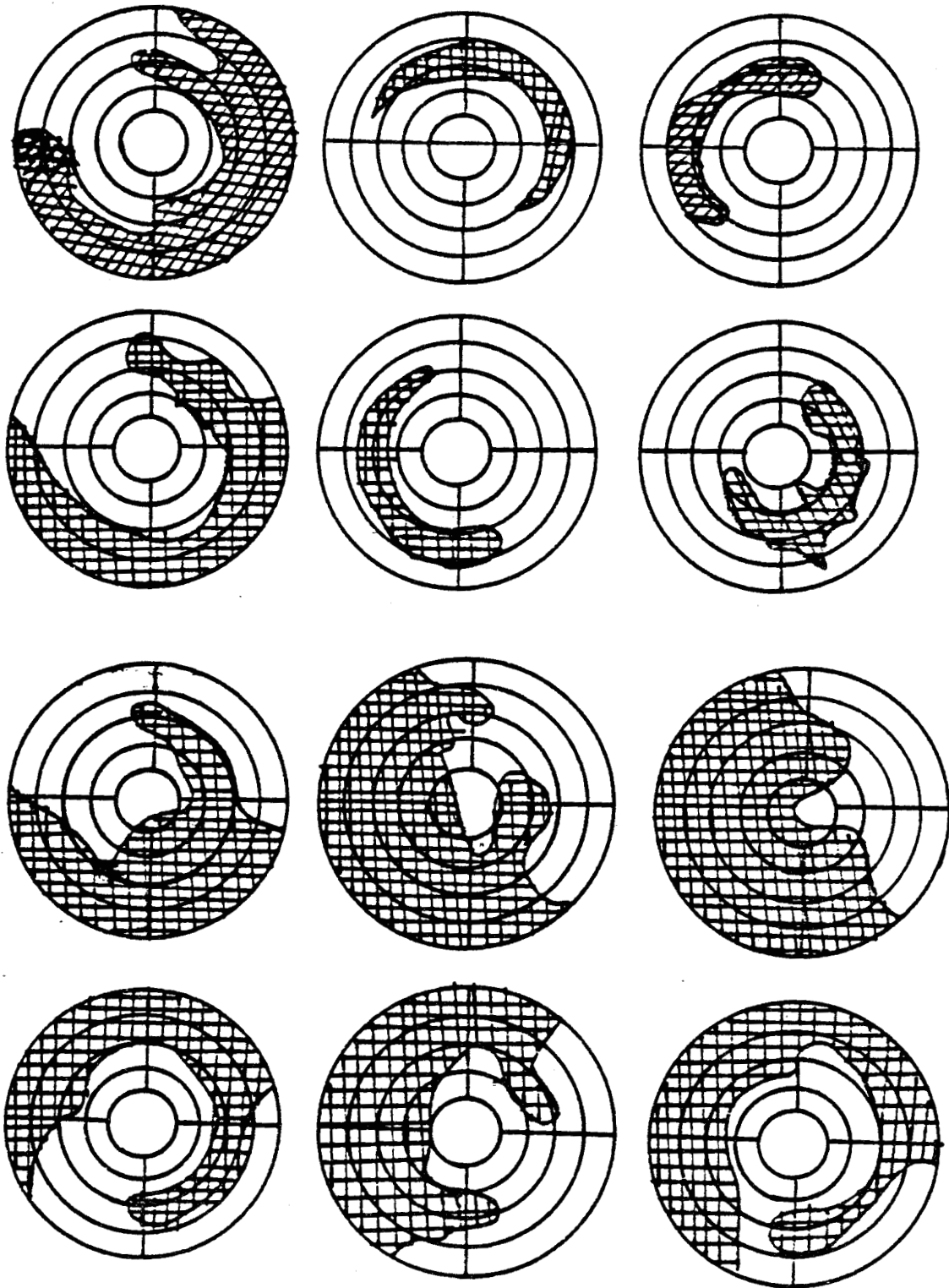


Figure 1 : Diverses formes de scotomes /6/

BIS
LILLE

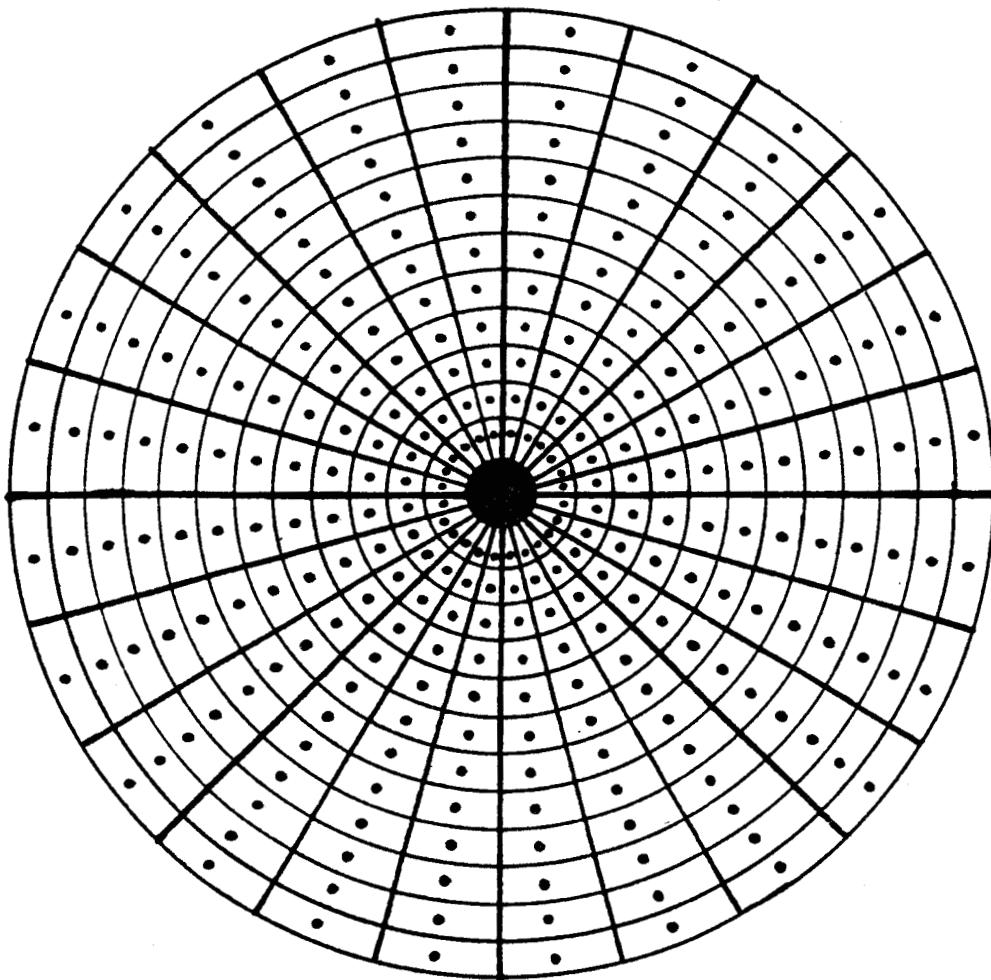


Figure 2 : Grille de répartition des stimuli.



2.2. Forme discrète d'un scotome

Tout scotome sera détecté sous la forme d'un ensemble de points non vus $P(i,j)$ repérés par leurs coordonnées polaires R_i et θ_j (figure 3.a.). Ainsi, un scotome S sera approché par un scotome S' constitué de toutes les cases élémentaires entourant les points non vus (figure 3.b.).

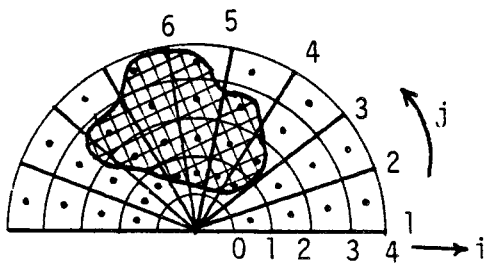


Figure 3.a. : Forme normale du scotome S

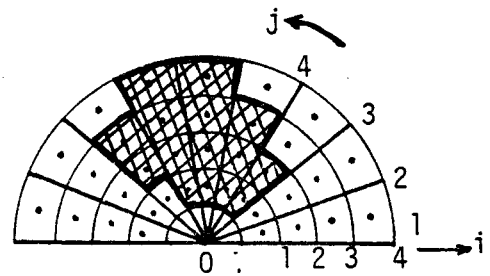
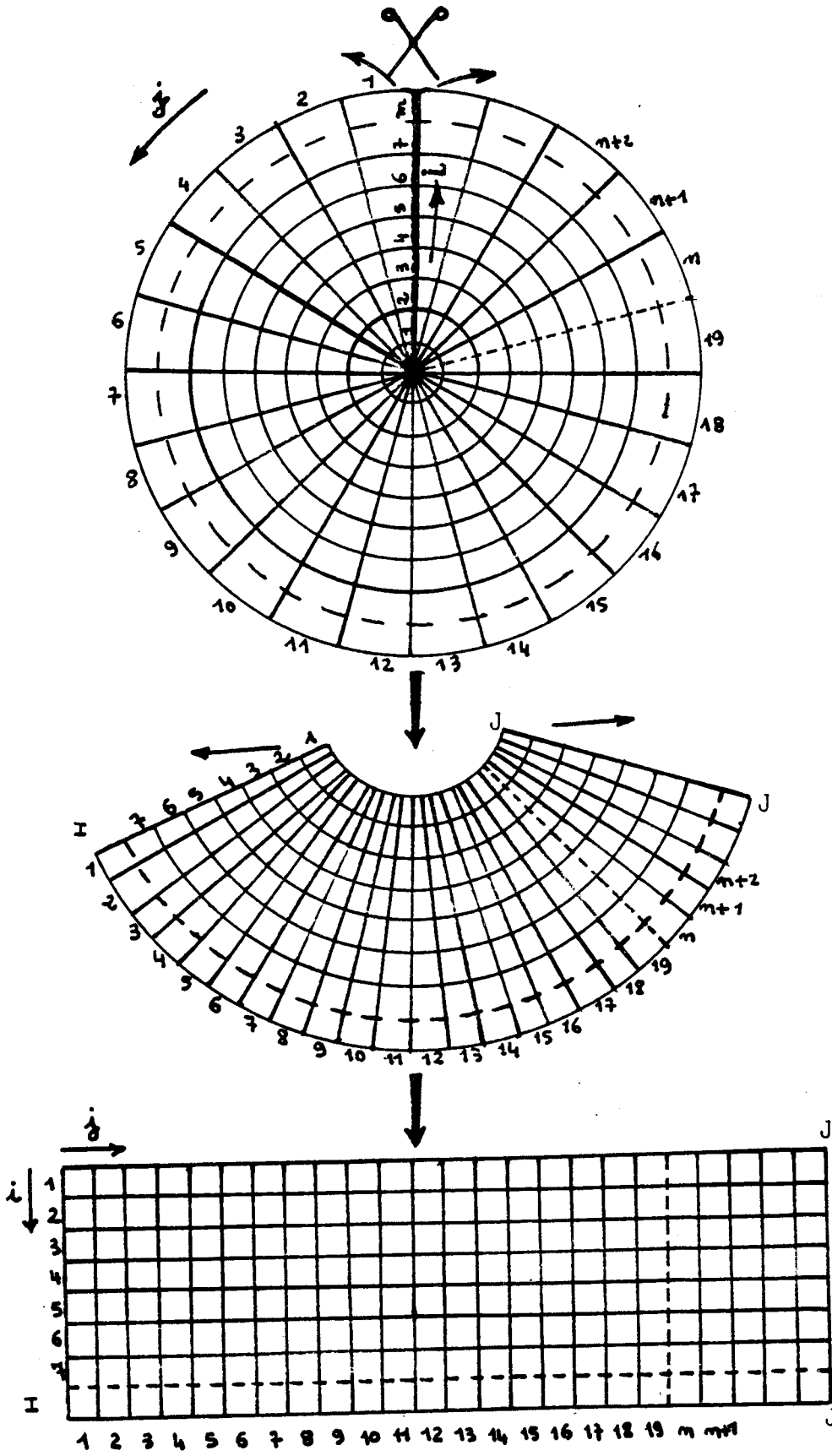


Figure 3.b. : Forme approchée S du scotome S

Cette image discrète des déficits de la rétine peut être transcrite sous la forme d'un tableau d'éléments $C(i,j)$, $i = 1, 2, \dots, I$; $j = 1, 2, \dots, J$ de telle sorte que $C(i,j) = 1$ lorsque le point $P(i,j)$ correspondant n'est pas vu et $C(i,j) = 0$ dans le cas contraire.

Dans ce tableau les positions respectives des éléments $C(i,j)$ ne sont pas modifiées par rapport aux positions des points $P(i,j)$ correspondants (figure 4).

Handwritten mark



BNS
LUCF

Figure 4 : Correspondance des valeurs du tableau $C(i,j)$ et des points $P(i,j)$ de la grille de points.

III - INDEXATION DES STIMULI :

A priori, l'affichage graphique des N stimuli nécessite la mise en mémoire de leurs 2N coordonnées polaires. Pour minimiser cet encombrement, nous proposons une numérotation de 1 à N de ces stimuli à partir de laquelle il sera possible de calculer les coordonnées polaires de chacun d'eux (figure 5).

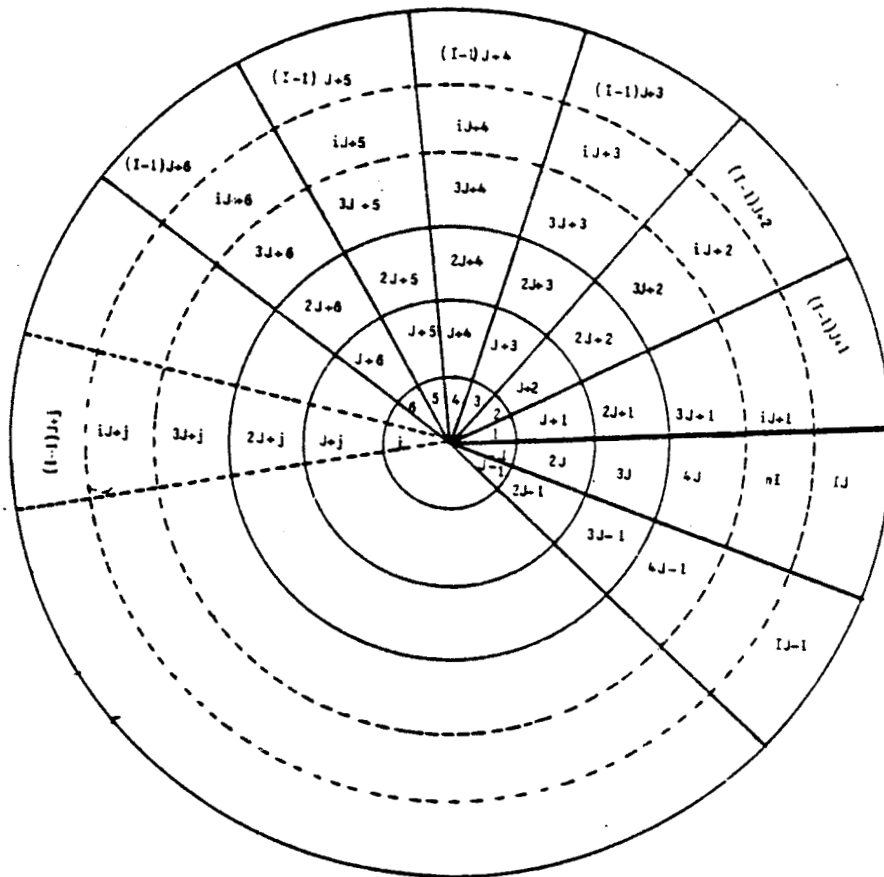


Figure 5 : Numérotation des stimuli.

Conformément à la figure 5, le numéro $K(i,j)$ du point $P(i,j)$ est défini par la formule (1) suivante :

$$K(i,j) = (i-1) J + j \quad , \quad i = 1,2,---, I \quad (1)$$

$$j = 1,2,---, J$$

En remplaçant i et j respectivement par $\frac{I}{R_{MX}} \cdot R_i$ et $\frac{J}{2\pi} \cdot \theta_j$, nous obtenons la formule (2) qui nous donne le numéro du point à partir du rayon R_i et de l'angle θ_j :

$$K(R_i, \theta_j) = \frac{I \cdot J}{R_{MX}} \cdot R_i + \frac{J}{2\pi} \cdot \theta_j \quad , \quad i = 1,2,---, I \quad (2)$$

$$j = 1,2,---, J$$

A partir de la lecture du numéro $K(i,j)$ du point $P(i,j)$ de la grille, nous devons pouvoir calculer le rayon R_i et l'angle θ_j correspondant. La formule (1) peut aussi s'écrire, en posant $t = j-1$

$$K(i,t) = (i-1) J + t + 1 \quad , \quad i = 1,2,---, I \quad (3)$$

$$t = 0,1,2,---, J-1$$

La formule(3) devient :

$$K(i,t) - 1 = (i-1) J + t \quad , \quad i = 1,2,---, I \quad (4)$$

$$t = 0,1,2,---, J-1$$

La formule (4) est de la forme d'une division

$A = Bq + r$, $r < B$ telle que :

$$A = K(i,t) - 1$$

$$B = J$$

$$q = i - 1$$

$$r = t \quad , \quad t < J$$

Cette identification nous permet de déterminer i , j , R_i et θ_j , à partir de $K(i,j)$.

$$\text{ainsi } i = \text{INT} \left[\frac{K(i,t) - 1}{J} \right] + 1 \quad , \quad i = 1,2,---, I \quad (5)$$

$$t = 0,1,2,---, J-1$$

en remplaçant t, par j-1, dans la forme (5) nous aurons :

$$i = \text{INT} \left[\frac{K(i,j)-1}{J} \right] + 1, \quad i = 1, 2, \dots, I \quad (6)$$

$$j = 1, 2, \dots, J$$

Connaissant i, la formule (1) nous permet de déterminer j.

$$j = K(i,j) - (i-1)J, \quad i = 1, 2, \dots, I \quad (7)$$

$$j = 1, 2, \dots, J$$

en remplaçant i par $\frac{I}{R_{MX}} \cdot R_i$ dans la formule (6) nous obtenons la formule (8) nous donnant la valeur du rayon correspondant au numéro K(i,j) du point P(i,j).

$$R_i = \text{INT} \left[1 + \frac{1}{J} (K(i,j)-1) \right] \cdot \frac{R_{MX}}{I}, \quad i = 1, 2, \dots, I \quad (8)$$

$$j = 1, 2, \dots, J$$

Ayant défini R_i , la formule (2) précédente nous permet de calculer l'angle θ_j correspondant au point P(i,j).

$$\theta_j = \frac{2\pi}{J} \cdot \text{INT} \left[K(i,j) + \frac{I \cdot J}{R_{MX}} R_i \right], \quad i = 1, 2, \dots, I \quad (9)$$

$$j = 1, 2, \dots, J$$

Dans notre application, au lieu de conserver les valeurs I et J, nous avons introduit les pas de variation ΔR et $\Delta \theta$ qui sont respectivement la différence entre les 2 rayons correspondant aux points P(i,j) et P(i+1,j) et la différence entre les deux angles θ_j et θ_{j+1} . La figure 6 représente l'ensemble des stimuli de la figure 2 numérotés de 1 à 288 conformément à la procédure proposée.

Dans ce cas nous avons $\Delta \theta = \frac{2\pi}{J}$ et $\Delta R = \frac{R_{MX}}{I}$. En remplaçant I et J dans les formules (2), (7) et (8), nous obtenons les formules (10), (11) et (12) suivantes :

$$K(R, \theta) = \text{INT} \left[\frac{360}{\Delta \theta \cdot \Delta R} \cdot R \right] + \text{INT} \left[\frac{\theta}{\Delta \theta} \right] - \text{INT} \left[\frac{360}{\Delta \theta} \right] \quad (10)$$

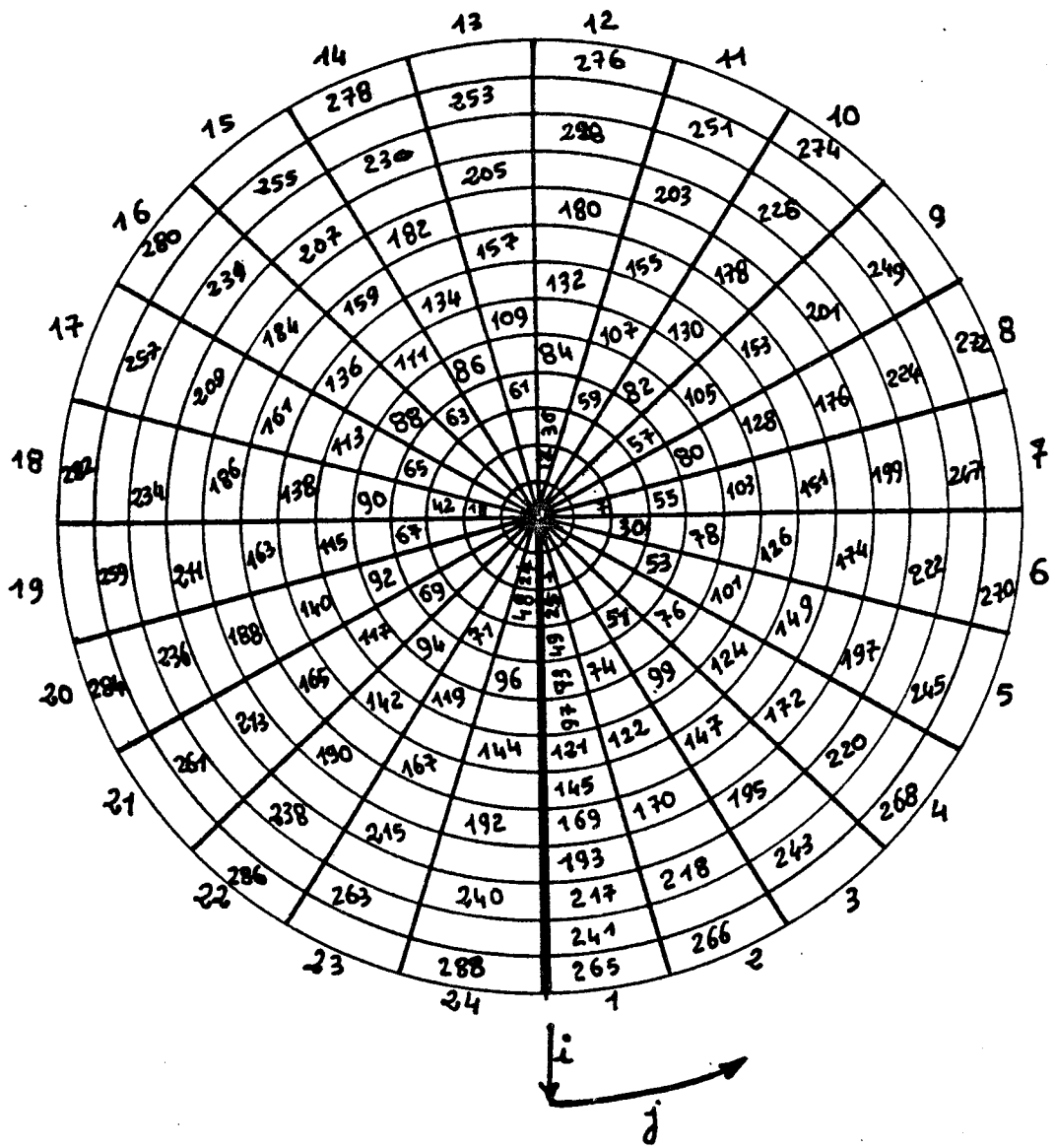


Figure 6 : Numérotation des points.



$$R = \text{INT} \left[1 + (K-1) \frac{\Delta\theta}{360} \right] \cdot \Delta R \quad (11)$$

$$\theta = \text{INT} \left[K + \frac{360}{\Delta\theta} - \frac{360}{\Delta\theta \cdot \Delta R} \cdot R \right] \cdot \Delta\theta \quad (\text{en degrés}) \quad (12)$$

Nous avons ordonné l'ensemble des points présentés au sujet de telle sorte qu'il existe une correspondance bijective entre le numéro d'ordre d'un point et ses coordonnées R et θ .

Cette procédure évite de mémoriser les coordonnées des points, celle-ci pouvant être calculée instantanément à partir du seul numéro des points rangés sous forme d'une liste.

IV - CARACTERISATION ET SPECIFICATION DES TESTS :

La présentation des stimuli au sujet doit tenir compte des exigences liées au caractère subjectif de l'examen et à son utilisation pour du dépistage de masse. Nous devons donc prendre en compte :

- le nombre total des stimuli à présenter qui dépend de l'étendue du champ visuel à explorer et de la résolution de l'examen.
- le temps maximum admissible pour ce type d'examen de dépistage.
- certains aspects physiologiques telles que la sensibilité rétinienne aux stimulations.

4.1. Résolution de l'examen

Le nombre total de stimuli dépend de la délimitation du champ visuel à explorer et du scotome minimal à détecter. C'est donc un facteur important puisqu'il affecte, en plus, directement la durée de l'examen.

L'objectif que nous nous sommes fixé est de détecter tout scotome dont la taille est supérieure ou égale à celle de la tache aveugle. Afin de minimiser la durée de l'examen, nous avons utilisé la grille réduite de la figure 7 qui ne contient que la moitié des points de la grille de la figure 6. Nous verrons au chapitre suivant comment reconstituer l'information relative aux points manquants afin de retrouver la finesse d'un examen fictif utilisant la grille de la figure 6.

Un choix approprié de la taille de l'écran et sa distance au sujet permettra d'explorer tout le champ visuel central en y détectant tout scotome de taille supérieure ou égale à celle de la tache aveugle (conf. chapitre V).

Dans le cas où l'on voudrait doubler, tripler ou quadrupler le nombre de stimuli de la grille que nous avons adoptée, dans le but de rechercher des scotomes de taille minimale deux fois, trois fois ou quatre fois inférieure à celle de la tache aveugle, il suffit de préciser les valeurs de I et de J dans le programme. Nous avons, en effet, introduit les formules mathématiques présentées en Annexe III, pour permettre à l'ophtalmologiste de ne pas avoir à procéder à chaque fois au choix des combinaisons. En effet, ce choix est long car il doit se faire en respectant des formes géométriques familières (Chapitre II) et des dimensions qui ne doivent pas dépasser un certain minimum (Chapitre V).

4.2. Examen de la fovéa

Une atteinte de la fovéa signifie un stade très avancé de l'évolution des déficits (figure 1, Chapitre I). Pour cette raison, nous avons différencié le mode d'examen de la zone entourant la fovéa du reste du champ visuel central (figure 7). Tout déficit détecté dans la zone de la fovéa entraîne un arrêt immédiat de l'examen qui n'a aucune raison d'être poursuivi.

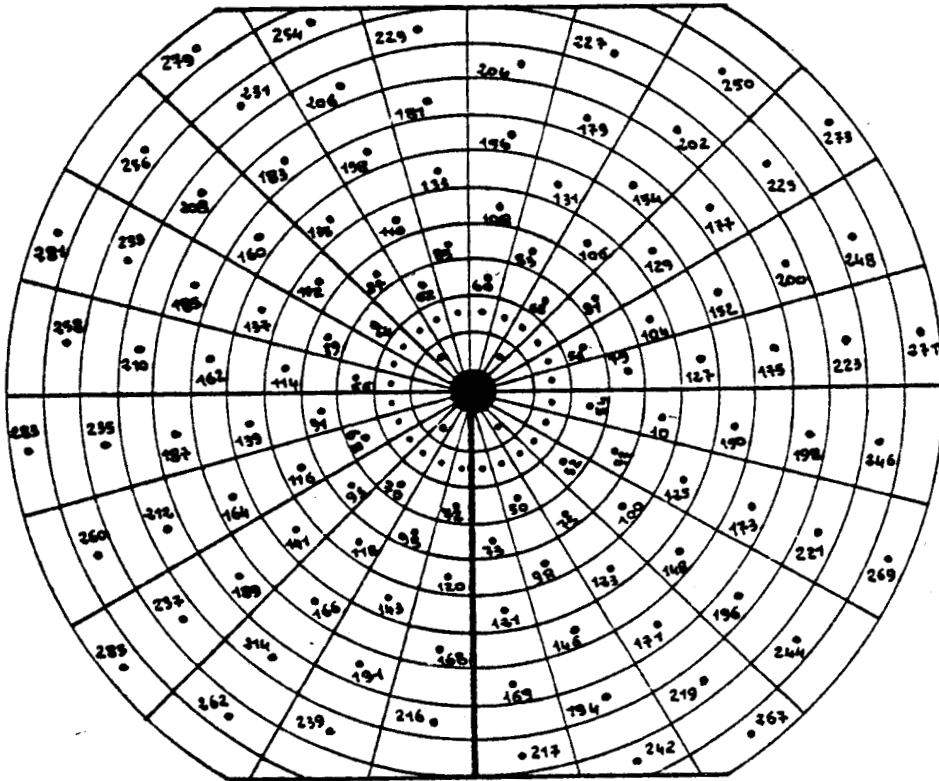


Figure 7 : Grille réduite utilisée pour les tests.



4.3. Nombre de tests présentés

La durée de l'examen dépend du nombre Q de tests ou de combinaisons de points présentés au sujet. Puisque notre stratégie est basée sur la non redondance des tests, cette durée de l'examen est approximativement la même pour tous les sujets. Elle sera d'autant plus réduite que le nombre de combinaisons de 3 et 4 stimuli est élevé.

Elle sera évidemment doublée, triplée ou quadruplée dans le cas où l'on doublera, triplera ou quadruplera le nombre de stimuli

4.4. Luminance des tests

- a) - Compensation des pertes de sensibilité (surface d'un point)

Chaque point de chaque test doit être perçu par le sujet avec la même intensité lumineuse. Or, en ambiance diurne ou photopique, la courbe du relevé du champ visuel central présente des variations importantes (figure 8.a.). Il est encore de même en ambiance scotopique ou dans le noir (figure 8.c.) /7/.

Par contre c'est dans l'obscurité ou en ambiance mésopique que le relevé au champ visuel présente les plus faibles variations (figure 8.b.). C'est pour cette raison que nous travaillerons en ambiance mésopique. Toutefois, pour compenser la chute quasi-linéaire de la sensibilité de 4 dB du centre vers la périphérie, nous allons accroître la surface des points présentés en fonction de leur distance au centre. En effet, il a été montré que l'intensité lumineuse perçue est proportionnelle à la quantité $LX\sqrt{S}$ dans la zone centrale du champ visuel /8-9-10/, S étant la surface du point, L sa luminance. En prenant

$$S = 10^{-0,4} \times \frac{R}{RM_X} S_0$$

S_0 étant la surface du point au centre, on obtient une compensation lumineuse qui annule quasiment la perte de sensibilité périphérique de la rétine (figure 9).

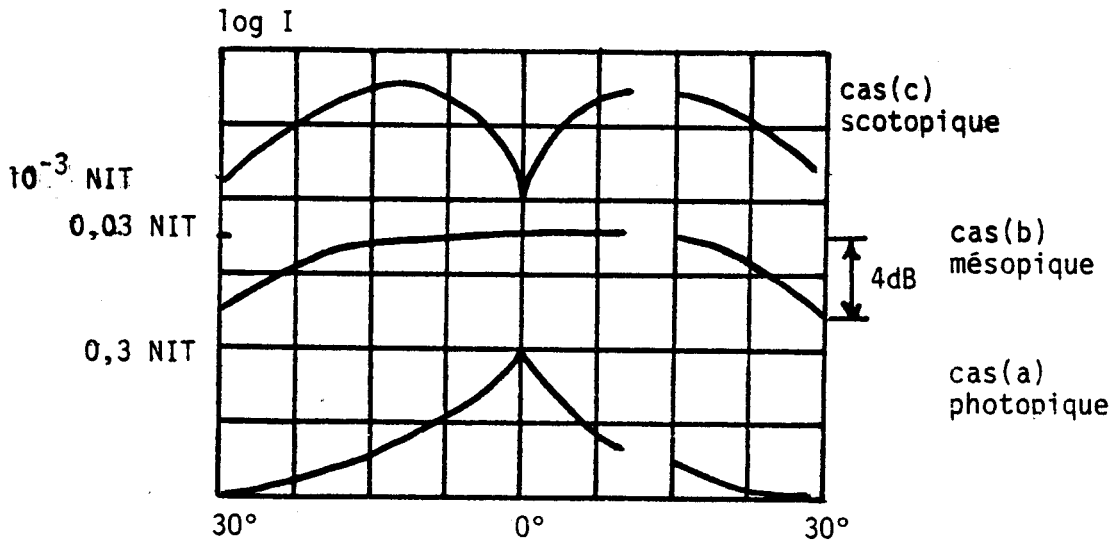


Figure 8 : Courbes de relevés du champ visuel central
 - en ambiance scotopique (0 NIT) - cas(a)
 - en ambiance mésopique (0,1 NIT) - cas (b)
 - en ambiance photopique (3 NIT) - cas (c)

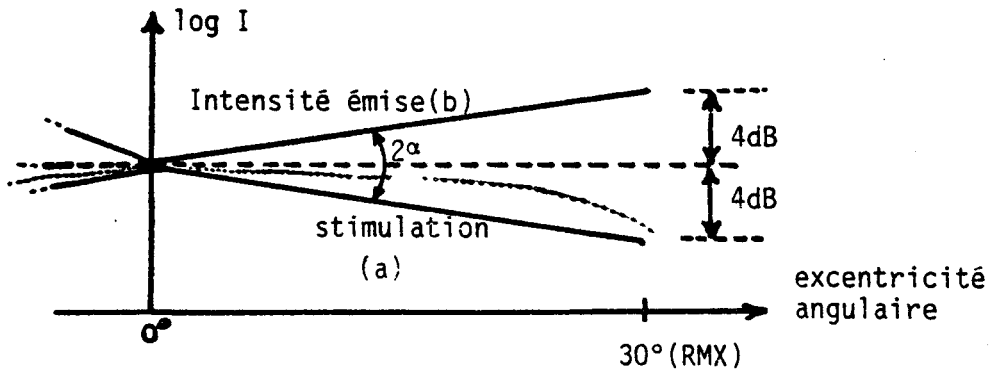


Figure 9 : Forme approchée de la figure 8 (courbe(b))
 et compensation de cette courbe (b) de pente $\frac{10^{-0,4}}{R_{mx}}$

b) - Réglage supraliminaire (luminance)

On connaît les valeurs approximatives des seuils de sensibilité de la rétine par tranche d'âge de la population /1 - 4/. Pour être certain de se trouver au dessus des seuils les plus bas, sans pour autant manquer la détection de scotomes peu profonds, on se place dans des conditions dites "supraliminaires". Il importe donc de pouvoir régler la luminance des tests en fonction de l'âge des sujets. Dans ce but, nous avons conçu et réalisé une carte qui nous permet d'obtenir différents niveaux de luminance par de simples instructions de programmation sur microcalculateur (Annexe V).

c) - Durée de présentation d'un test

Le paramètre de durée de présentation d'un test sera fixé lors de la phase des essais cliniques. La valeur minimale de ce paramètre dépend de la période de balayage de l'écran cathodique et de la rémanance du phosphore utilisé (Annexe II.d.).

V - ACQUISITION DES REPONSES CODEES DU SUJET :5.1. Introduction

Après l'analyse précédente qui nous a permis de définir les paramètres qui influent sur la finesse de l'examen, la durée et la luminance des stimuli, nous allons maintenant étudier le procédé de codage des réponses du sujet dans le but d'éviter la redondance des tests. Rappelons que la qualité de l'examen est d'autant meilleure que le nombre de stimuli est élevé et que la durée de l'examen est réduite. Le nombre de stimuli étant fixé, nous minimiserons la durée de l'examen en ne présentant qu'une seule fois chaque combinaison. Pour retrouver les points non vus dans les combinaisons multi-stimuli, nous n'utiliserons pas la méthode par redondance, mais nous coderons les réponses du sujet de manière à pouvoir les exploiter ultérieurement. Ce n'est qu'à la fin de l'examen que l'on traitera l'information d'entrée et l'information de sortie constituées respectivement par les différents tests présentés et les différentes réponses codées du sujet (figure 10). C'est à partir de ces deux types d'informations et de ces deux types seulement que nous devons pouvoir fournir le résultat de l'examen (figure 11) /11/.

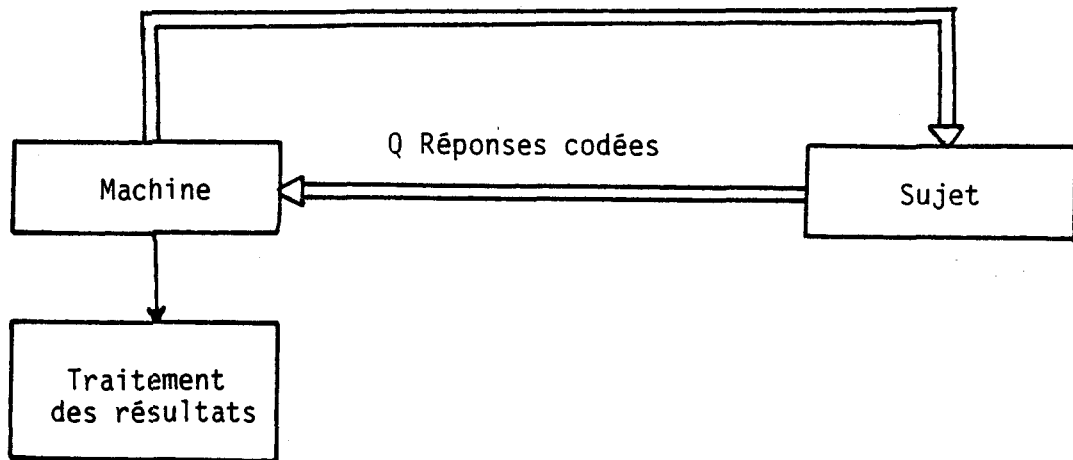


Figure 10 : Principe de notre stratégie.

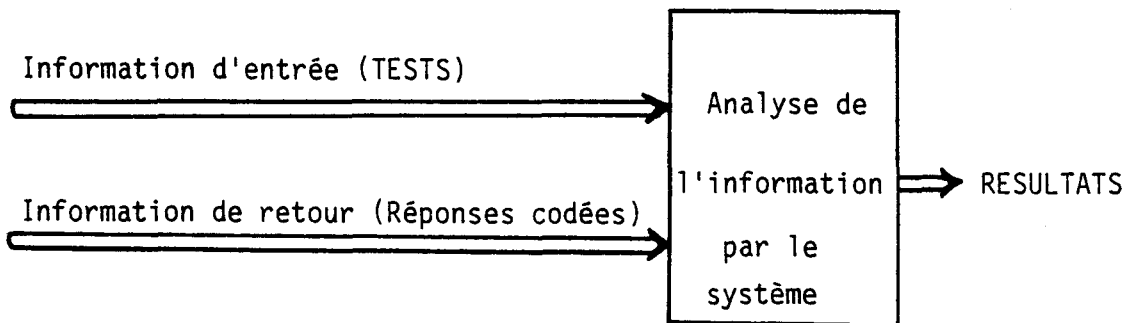
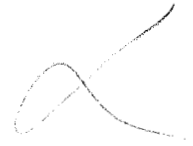


Figure 11 : Analyse de l'information par le système.

5.2. Codage des réponses

Soit $C = \{K_u\}$ une combinaison de U points K_u tels que $u \in \{1, 2, 3, \dots, I \times J\}$ et soit $S = \{K_v\}$ la forme d'un scotomé digitalisé composé de V points tels que $v \in \{1, 2, 3, \dots, I \times J\}$, $U < V$. L'inclusion de l'ensemble $\{C\}$ dans l'ensemble $\{S\}$ dépend de la réponse R_p du sujet. L'intersection de ces deux ensembles est un ensemble vide si $R_p = U$. Dans le cas où $U - R_p = z$, $z = 1, 2, 3, \dots, U$ alors z points de $\{C\}$ appartiennent à $\{S\}$.



La probabilité d'appartenir à $\{S\}$ de chaque point K_u de la combinaison $C = \{K_u\}$ est la même pour chacun de ces points. Cette probabilité est définie par la formule (13) que nous appellerons fonction d'appartenance de la combinaison C au scotome S .

$$\mu(K_u) = \frac{U - R_p}{U} \quad / \quad u \in \{1, 2, \dots, I \times J\}, \quad R_p < U \quad (13)$$

Le tableau II suivant nous montre les différentes valeurs possibles que prend $\mu(K_u)$ dans le cas particulier où U est limité à 4. Si $R_p > U$, la fonction ne prend aucune valeur, car la réponse du sujet ne doit pas être supérieure au nombre de points présentés.

$R_p \backslash U$	1	2	3	4
0	1	1	1	1
1	0	0,5	0,66	0,75
2	X	0	0,33	0,5
3	X	X	0	0,25
4	X	X	X	0

Tableau II : Différentes valeurs de $\mu(K_u)$, $u = 1, 2, 3, 4$.
 Dans ce tableau U représente le nombre de stimuli du test présenté et R_p la réponse du sujet.

5.3. Acquisition du tableau des résultats

On peut représenter sur un même tableau les ensembles des points constituant les combinaisons (information d'entrée) et la fonction d'appartenance de chaque stimulus au(x) scotome(s) (grandeurs de sortie). Pour cela, on affecte à la case C(i,j) de numéro K(i,j) (formules (6) et (7)) un poids

$$R[K(i,j)] = 10xq + \frac{U-R_p}{U} , \quad \begin{array}{l} i = 1,2,3,---, I \\ j = 1,2,3,---, J \\ q = 1,2,3,---, Q \end{array} \quad (14)$$

où q représente le numéro de la combinaison à laquelle appartient le point P(i,j). $\frac{U-R_p}{U}$ est la valeur de sa fonction d'appartenance au(x) scotome(s) (tableau III).

Pour décoder ce tableau, il suffit de remarquer que le dixième de la partie entière d'un poids R[K(i,j)] correspond au numéro q de la combinaison Cq à laquelle appartient ce point :

$$q = \frac{1}{10} \text{INT } R[K(i,j)] , \quad \begin{array}{l} i = 1,2,3,---, I \\ j = 1,2,3,---, J \end{array} \quad (15)$$

Le chiffre des unités et la partie décimale d'un poids sont les valeurs de la fonction d'appartenance du point correspondant, au(x) déficit(s).

$$\mu[K(i,j)] = R[K(i,j)] - \text{INT } [R(K(i,j))] , \quad \begin{array}{l} i = 1,2,3,---, I \\ j = 1,2,3,---, J \end{array} \quad (16)$$

Ces deux remarques seront utilisées pour exploiter les résultats ultérieurement.

Dans notre application particulière où $I=12$, $J=24$, $\Delta\theta=15^\circ$ et $\Delta R=10$, nous avons appliqué les formules (6) et (7) pour définir tout d'abord les valeurs i et j du tableau à partir des numéros $K(i,j)$ des points formant la combinaison présentée, puis nous avons appliqué la formule (17), cas particulier de la formule (14), pour remplir le tableau $C(i,j)$ dont nous montrons un exemple ci-dessous (tableau III).

$$R [K(i,j)] = 10xq + \frac{U-R}{U} p, \quad \begin{array}{l} i = 1,2,3, \dots, 12 \\ j = 1,2,3, \dots, 24 \\ q = 1,2,3, \dots, 60 \end{array} \quad (17)$$

En faisant la correspondance du tableau III à la grille de points présentés conformément au deuxième paragraphe, nous obtenons une image qui, représentée dans l'espace, se met sous la forme de la figure 12.

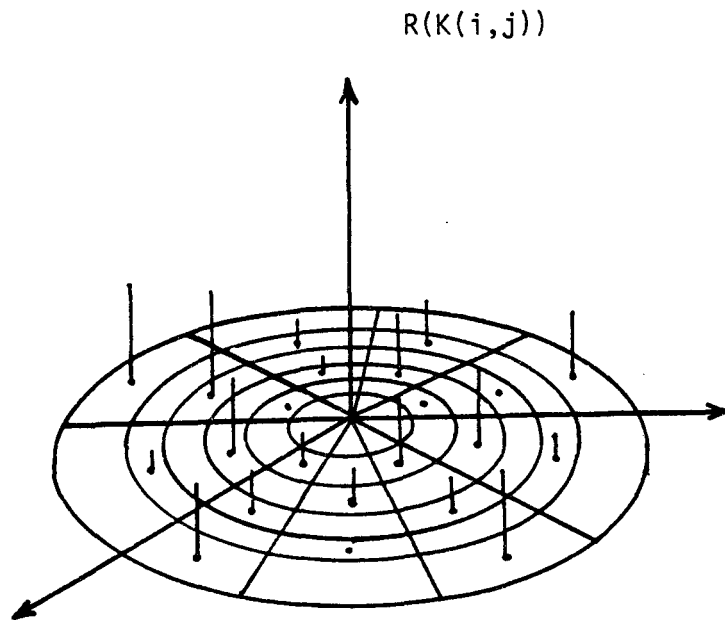


Figure 12 : Représentation dans l'espace de la grille de points affectés de leurs poids $R(K(i,j))$.

$\begin{matrix} J \\ I \end{matrix}$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	•	420. 25	•	240. 0	•	360. 0	•	240. 0	•	540. 0	•	420. 0	•	360. 0	•	340. 0	•	440. 0	•	460. 0	•	360. 0	•	540. 0
4	400. 0	•	440. 25	•	60. 0	•	400. 0	•	90. 0	•	440. 25	•	440. 0	•	200. 25	•	90. 0	•	440. 0	•	60. 0	•	200. 25	•
5	•	160. 25	•	120. 66	•	190. 25	•	480. 0	•	340. 0	•	160. 25	•	220. 25	•	460. 0	•	480. 0	•	190. 25	•	120. 66	•	220. 25
6	180. 25	•	80. 25	•	280. 0	•	160. 25	•	80. 25	•	300. 0	•	480. 0	•	130. 25	•	300. 0	•	220. 25	•	180. 66	•	280. 50	•
7	•	240. 66	•	280. 50	•	230. 0	•	310. 0	•	320. 25	•	430. 0	•	320. 33	•	340. 66	•	240. 25	•	430. 25	•	390. 33	•	230. 50
8	130. 25	•	480. 66	•	420. 33	•	400. 0	•	80. 25	•	290. 0	•	80. 25	•	50. 25	•	290. 0	•	50. 25	•	190. 25	•	420. 33	•
9	•	180. 66	•	500. 33	•	440. 0	•	70. 33	•	340. 0	•	290. 0	•	260. 0	•	240. 33	•	230. 5	•	250. 33	•	340. 25	•	500. 33
10	70. 0	•	430. 33	•	440. 0	•	470. 33	•	440. 0	•	100. 0	•	520. 25	•	370. 0	•	340. 25	•	520. 25	•	190. 66	•	510. 33	•
11	•	570. 33	•	480. 0	•	570. 33	•	480. 0	•	380. 0	•	•	•	•	•	390. 25	•	550. 50	•	600. 50	•	390. 25	•	•
12	•	•	580. 0	•	560. 0	•	580. 0	•	560. 0	•	•	•	•	•	590. 0	•	580. 0	•	590. 0	•	550. 50	•	•	•

Tableau III : Poids R(K(i,j))



VI - CONCLUSION :

La répartition des stimulations que nous avons adoptée est un compromis entre le nombre de stimuli (durée de l'examen) et la taille minimale du scotome que l'on veut détecter. Toutefois, la méthode proposée reste satisfaisante si les médecins souhaiteraient modifier cette répartition soit en diminuant le nombre de points pour rendre l'examen plus rapide, soit en augmentant le nombre de points pour améliorer la précision.

La numérotation que nous avons effectuée nous a facilité la manipulation des points.

Les surfaces des stimuli et la durée de présentation d'un test étant fixées, c'est au cours de la validation clinique que le facteur luminance sera ajusté pour chaque tranche d'âge de la population. Cet ajustement se fera par le réglage des résistances de la carte que nous avons réalisée (Annexe V).

Le codage des repères que nous avons introduit nous a permis d'obtenir un tableau de valeurs à partir duquel on peut reconstituer tout le déroulement de l'examen.

Dans le prochain chapitre, nous allons proposer une méthode pour exploiter ces informations qui nous permettront de déterminer les éventuels scotomes, sans faire appel à des tests redondants, ce qui garantit une durée d'examen minimale.

- B I B L I O G R A P H I E -
 - - - - -

- /1/ B. WENCKER
 "L'Analyseur Périmétrique Quantitatif de Friedmann. Ses applications en pratique Ophtalmologique".
 Thèse de médecine présentée à la faculté de médecine de Paris (1970).
- /2/ La Clinique Ophtalmologique, Revue médicale (3, 1982), Edition des laboratoires Martinet (Paris).
- /3/ YOKOI T.
 "Color critical frequency in the Bjerrum aréa, Acta Sco."Ophtal. Jap.76,4, Ophtal. Jap. 76,4, 219-238, 1972.
- /4/ DEMAILLY Ph.
 "Glaucome chronique primitif à angle ouvert".
 Encycl. Med. Chir. Paris, Ophtalmologie, 21275 A10 et A20, 7-1979.
- /5/ COLENBRANDER M.C.
 "The early diagnosis of glaucoma ophtalmologica",Basel, 162, 4-5, 276-280, 1971.
- /6/ P. FRANCOIS, A. TIBI, CP. MAGIS
 "Le champ visuel, topographie normale et pathologique de ses sensibilités" Masson et Cie (1952)
- /7/ J.L. HOUZET
 "Contribution à l'exploration du champ visuel dans le glaucome"
 Thèse de doctorat en médecine - Lille 1979.
- /8/ DUBOIS - POULSENA
 "Application des méthodes de recherche des seuils à la périmétrie"
 Ann. Ther. Clin. Ophtal., 11, 19, 1960.
- /9/ JALE G.E., VOLA J.L.
 "Le sens lumineux différentiel"
 E.M.C. 21035 C10, 1966.
- /10/ SARAUX J., BLAIS B.
 "Physiologie oculaire" - Masson Edit. 1973.
- /11/ SILVIU GUIASU, RADU THEODORESCU
 "Incertitude et Information"
 Presses de l'Université LAVAL, Québec (1971)
- /12/ KAMPE de FERIET, J. et B. FORE
 "Information et probabilité"
 C.R. Acad. Sci. Paris, Série A-B, 1967, 265, 110-114, 142-146, 350-353.
- /13/ ABRAMSON N.
 "Information theory coding" Mac. Graw-Hill, New-York, 1963.

- CHAPITRE IV -

TRAITEMENT DES RESULTATS
ET
OBTENTION DE LA FORME DU DEFICIT.

I - INTRODUCTION :

Nous avons vu au chapitre précédent comment toute l'information concernant le déroulement de l'examen peut être totalement conservée dans un tableau à double entrée. Il s'agit maintenant d'utiliser ce tableau pour mettre en évidence les points non vus dans les combinaisons multi-stimuli. Il faudra ensuite reconstituer l'information correspondant aux points non présentés sur la grille réduite utilisée pour les tests. Les déficits seront présentés sous la forme de leurs contours et tracés sur un diagramme représentant le champ visuel central.

II - RECONSTITUTION DU DEROULEMENT DE L'EXAMEN :

2.1. Reconstitution des combinaisons

Le codage adopté au chapitre précédent nous permet de retrouver la combinaison C_q à laquelle appartient un point $P(i,j)$ à partir de la seule lecture de la valeur $R[K(i,j)]$ correspondante dans le tableau C. Le numéro q de la combinaison est obtenue par application directe de la formule (19). On pourrait ainsi retrouver tous les points formant chaque combinaison C_q , $q = 1, 2, 3, \dots, Q$. Cette méthode permettrait de reclasser l'ensemble des points dans leurs combinaisons respectives à partir du seul tableau C. Mais, pour des raisons de temps de calcul, nous avons préféré introduire dans le programme la liste des différentes combinaisons utilisées dans la phase d'examen. Nous perdons en place mémoire, mais nous gagnons en temps d'exécution du programme. En lisant dans cette liste les numéros $K(i,j)$ des points $P(i,j)$ constituant chaque combinaison, on retrouve immédiatement les valeurs $R[K(i,j)]$ associées dans le tableau C en appliquant les formules (6) et (7).

Remarquons qu'avec cette méthode, on peut préserver l'ordre chronologique de présentation des tests. Nous n'exploiterons pas cette possibilité qui pourrait être utilisée pour d'autres stratégies d'examen.

2.2. Reconstitution des réponses du sujet

La formule (16) du chapitre précédent nous permet de déterminer la fonction d'appartenance $\mu[K(i,j,)]$ des points $P(i,j)$ dont on sait retrouver les valeurs $R(i,j)$ associées dans le tableau C. A partir de la formule (13), on détermine la réponse R_p du sujet au test q formé de U points.

$$R_p = U [1 - \mu(K(i,j))] , \quad \begin{array}{l} i = 1,2,3,\dots,I \\ j = 1,2,3,\dots,J \\ U = 1,2,3,4 \end{array} \quad (18)$$

Le nombre de points non vus dans la combinaison est alors :

$$U_n = U - R_p \quad (19)$$

2.3. Conclusion

Après avoir montré comment reconstituer toute l'information concernant le déroulement de l'examen, nous allons maintenant définir une loi de décision permettant de déterminer les points non vus alors que nous ne disposons que de l'information concernant le nombre de points non vus dans chaque combinaison multi-stimuli.

III - ANALYSE DES FONCTIONS D'APPARTENANCE DES PLUS PROCHE VOISINS DES POINTS DE TEST :

3.1. Extraction de l'information utile

Le codage que nous avons adopté fait apparaître de façon évidente des points de test à fonction d'appartenance différente de zéro dans la zone de déficit.

Cependant, en affectant la même valeur de la fonction d'appartenance à tous les points d'une combinaison totalement perçue, on introduit des points à fonction d'appartenance non nulle à l'extérieur des zones de déficits (figure 1).

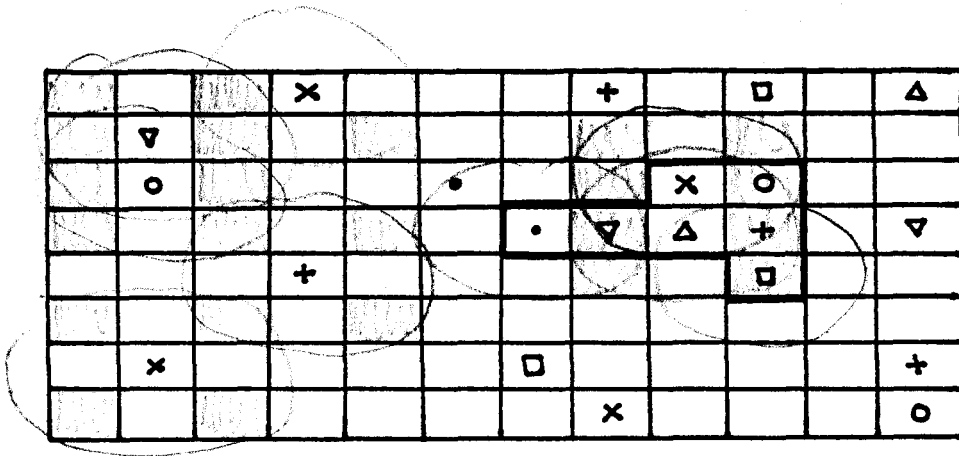


Figure 1 : Sept combinaisons dont certains points appartiennent à un déficit.

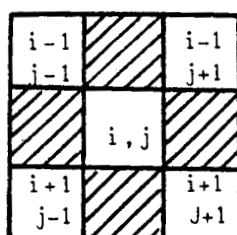
Toutes les cases marquées d'un symbole, présentent une fonction d'appartenance non nulle. Elles correspondent à des combinaisons partiellement perçues. Les cases vides dans lesquelles la fonction d'appartenance est nulle, correspondent à des combinaisons totalement vues.

Mais alors qu'à l'intérieur de la zone du déficit, les points de test à fonction d'appartenance nulle sont théoriquement adjacents, à l'extérieur de cette zone ils se trouvent mêlés à des points à fonction d'appartenance nulle.

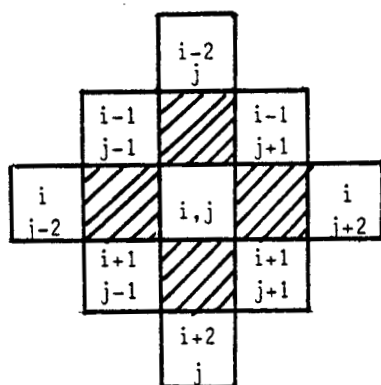
Une étude du voisinage de chaque point de test à fonction d'appartenance non nulle permettra donc d'isoler ceux qui appartiennent effectivement à un scotome de ceux qui sont introduits artificiellement par le codage.

3.2. Analyse du voisinage

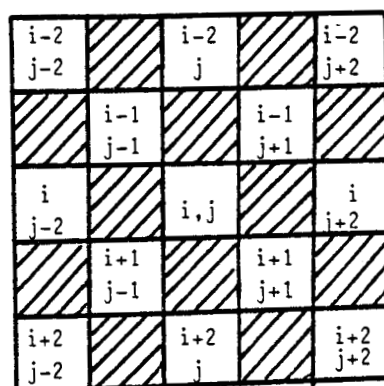
Autour de chaque point $P(i,j)$ de numéro $K(i,j)$ appartenant à une combinaison non totalement perçue, on définit une fenêtre qui, compte-tenu de la structure de la grille réduite, ne peut être constituée que par ses 4, 8, 12, etc.... plus proches voisins (figure 2) /26/.



(a)



(b)



(c)

Figure 2 : Fenêtres à plus proches voisins.

- a) - fenêtre constituée des 4 plus proches voisins du point $P(i,j)$
- b) - fenêtre constituée des 8 plus proches voisins du point $P(i,j)$
- c) - fenêtre constituée des 12 plus proches voisins du point $P(i,j)$

Sur cette fenêtre dont la taille sera ajustée ultérieurement, on calcule la moyenne $D[K(i,j)]$ des fonctions d'appartenance de ses plus proches voisins du points $P(i,j)$.

$$D[K(i,j)] = \frac{1}{F} \cdot \sum_{\text{fenêtre}} \mu[K(i,j)] \quad \begin{array}{l} i = 1,2,\dots,I \\ j = 1,2,\dots,J \end{array} \quad (20)$$

où F représente le nombre des plus proches voisins sur la fenêtre et où $\sum_{\text{fenêtre}} \mu[K(i,j)]$ représente la somme des fonctions d'appartenance des plus proches voisins.

A chaque point $P(i,j)$ de numéro $K(i,j)$ d'une combinaison partiellement vue, est donc associée la valeur $D[K(i,j)]$. On considère les U_n points qui présentent les plus fortes valeurs de $D[K(i,j)]$. Ces points sont ceux dont les voisins ont statistiquement le plus de chance de ne pas avoir été perçus par le sujet. Nous considérerons donc que ces U_n points n'ont pas été vus. Il est important de remarquer que cette stratégie de décision n'introduit pas de seuil. Elle ne nécessite aucun réglage de paramètres à priori.

Les valeurs $\mu[K(i,j)]$ du tableau C sont alors remplacées par des "0" ou des "1" selon que le point est considéré comme vu ou non vu. On obtient ainsi un nouveau tableau de même structure que le tableau C , mais ne contenant que l'information utile pour la suite du traitement. Cette règle de décision permettra de distinguer les points appartenant effectivement à un scotome de ceux introduits artificiellement par la stratégie d'examen sans redondance.

3.3. Continuité cylindrique du tableau C

Conformément au chapitre précédent, nous avons une continuité cylindrique du tableau C , puisque les points $K(i,1)$ et $K(i,J)$, $i = 1,2,\dots,I$ sont voisins deux à deux (figure 13).

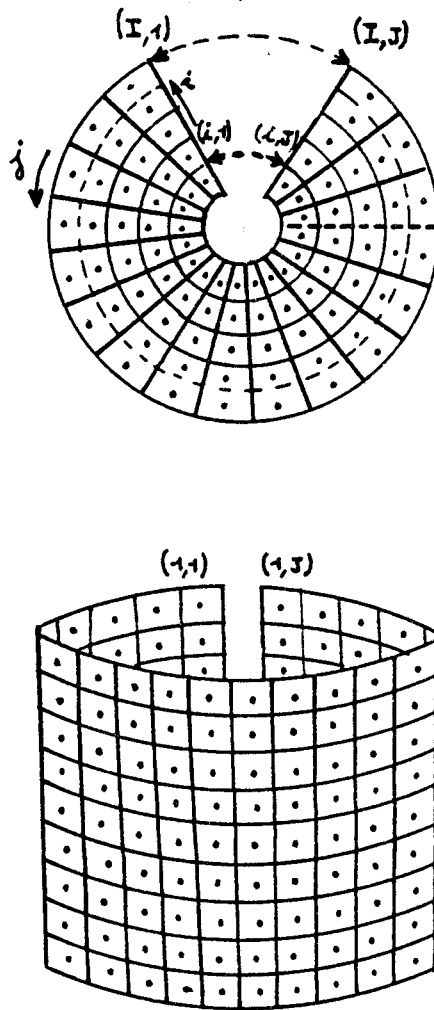


Figure 3 : Continuité cylindrique du tableau C.

Dans le tableau C, lorsque nous étudierons les voisinages des points $K(i,1)$ et $K(i,J)$ nous tiendrons compte de cet aspect de continuité cylindrique pour reconstituer les fenêtres à F voisins.

D'une façon générale, nous aurons à considérer les $\mu[K(i,j)]$ de la fenêtre choisie sous la forme

$$\begin{aligned} \mu[K(i,j \text{ (modulo } J))] & \quad i = 1, 2, \dots, I \quad (21) \\ & \quad i = 1, 2, \dots, J \end{aligned}$$

3.4. Etude des voisinages des points périphériques et centraux

Les deux premières lignes du tableau C correspondent à des points autour de la fovéa. L'examen de cette zone est fait indépendamment du reste du champ visuel central (voir chapitre III, paragraphe IV). Les points centraux qui nous préoccupent apparaissent à partir de la troisième ligne du tableau C. Pour les points $P(3,j)$ et $P(4,j)$, $j = 1, 2, 3, \dots, J$ nous devons considérer les fenêtres du type présenté à la figure 4.

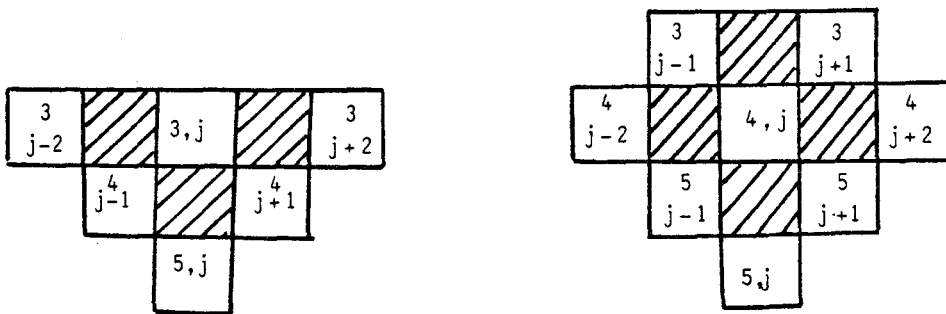


Figure 4 : Fenêtres appliquées au centre pour $F=8$

Dans le cas de points sur la périphérie, les fenêtres à appliquer lorsque $i = I$ ou $i = I-1$ sont montrées à la figure 5.

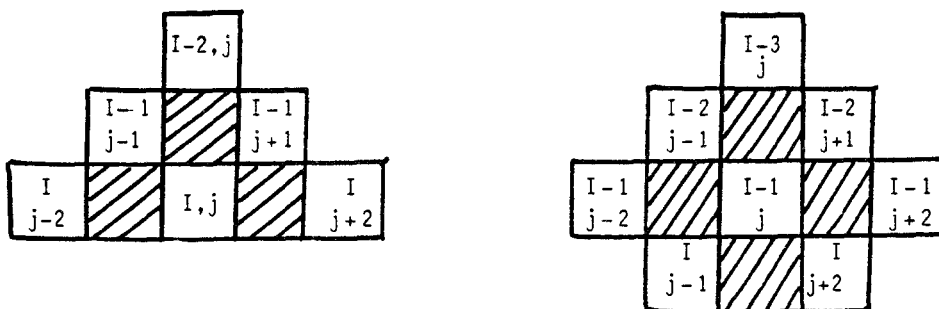


Figure 5 : Fenêtres appliquées à la périphérie pour $F = 8$.

3.5. Conclusion

A partir des réponses codées du sujet, nous avons pu retrouver les points des combinaisons partiellement perçues. L'analyse des fonctions d'appartenance des plus proches voisins des stimuli de ces combinaisons nous a permis de construire un nouveau tableau A. De même structure que le tableau C, celui-ci ne contient que des valeurs 0 et 1 selon que les points correspondants sont vus ou non (figure 6).

0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Figure 6 : Exemple de tableau A obtenu après la phase de recherche de points non vus dans le cas où $I = 12$ et $J = 24$.

IV - RECONSTITUTION DES SCOTOMES PAR CHAINAGE :4.1. Reconstitution des points non présentés de la grille réduite.

La grille réduite utilisée au cours de l'examen (figure 7, chapitre III) montre que nous n'avons présenté en fait qu'un point sur deux par rapport à notre objectif de départ constitué par la grille complète de la figure 6, chapitre III. Pour classer les points non présentés dans les catégories "vu" et "non vu", nous examinerons leurs positions dans le tableau A par rapport aux points voisins effectivement présentés au sujet. Ainsi, si un point non présenté est situé entre deux points non vus, il sera considéré comme non vu.

4.2. Correction

Pour parfaire la procédure de chaînage précédente, nous introduisons une phase de correction portant sur tous les points vus. Cette phase est nécessaire lorsque de tels points effectivement présentés sont dans un voisinage de points non vus (figure 9).

Leur étiquetage comme points vus résulte, soit d'erreurs du sujet ou du système de reconnaissance vocale, soit du degré d'incertitude inhérent à la règle de décision vu/non-vu. Il peut également arriver qu'à l'intérieur d'un scotome, une petite plage de rétine ne soit pas atteinte. Dans tous les cas, il est préférable de considérer de tels points comme non vus. La phase de correction permet de les réassigner dans la bonne catégorie.

Le principe est le même que celui de la phase de reconstitution précédente, mais on ne s'intéresse qu'au chaînage des points non vus (figure 9).

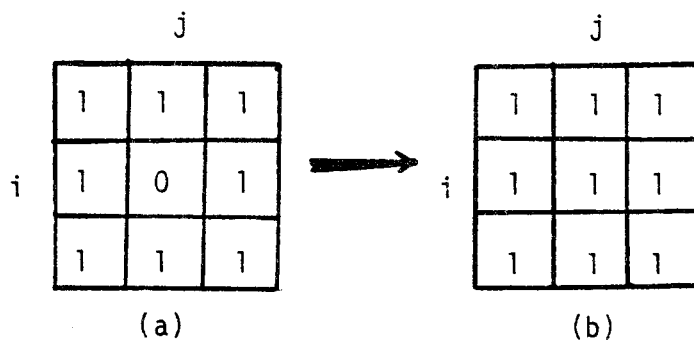


Figure 9 : Réassignement du point $P(i,j)$.

Le point du milieu effectivement présenté, considéré comme vu (cas a) est réassigné "non-vu" compte-tenu de son voisinage par un simple chaînage.

4.3. Conclusion

A ce stade, les scotomes reconstitués sont encore noyés dans le bruit dont l'importance dépend des conditions d'examen. Il est donc indispensable de procéder au filtrage total ou partiel de ce bruit.

V - FILTRAGE :

Nous nous sommes fixés pour objectif de détecter tout scotome de taille supérieure ou égale à celle de la tache aveugle. Tout scotome de taille inférieure à ce seuil sera considéré comme du bruit et devra être éliminé.

Il s'agit d'un problème de filtrage spatial que nous allons mettre en oeuvre sur une fenêtre 3 x 3 (figure 10) /5/.

i-1	i-1	i-1
j-1	j	j+1
i	i, j	i
j-1	j	j+1
i+1	i+1	i+1
j-1	j	j+1

Figure 10 : Fenêtre 3x3

A chaque point $P(i, j)$ de numéro $K(i, j)$ de valeur correspondante $A(i, j)$ non nulle du tableau A , nous évaluerons le nombre de valeurs $A(i, j)$ égales à "1" sur la fenêtre. Ce nombre s'exprime sous la forme :

$$V[K(i, j)] = \sum_{u=i-1}^{i+1} \sum_{v=j-1}^{j+1} A(u, v), \quad \begin{array}{l} i = 1, 2, 3, \dots, I \\ j = 1, 2, 3, \dots, J \end{array} \quad (22)$$

Un point $P(i, j)$ de numéro $K(i, j)$ sera éliminé si la valeur $V[K(i, j)]$ est inférieure à la valeur fixée d'un seuil de filtrage S_F . La valeur $A(i, j)$ correspondante sera dans ce cas remise à zéro. Cette valeur sera gardée à "1" dans le cas inverse. Ceci peut être formulé par :

$$\begin{cases} V[K(i, j)] < S_F & \rightarrow & A(i, j) = 0 \\ V[K(i, j)] > S_F & \rightarrow & A(i, j) = 1 \end{cases} \quad \begin{array}{l} i = 1, 2, 3, \dots, I \\ j = 1, 2, 3, \dots, J \end{array} \quad (23)$$

La valeur du seuil S_F conditionne la taille du scotome minimal détectable (figure 11).

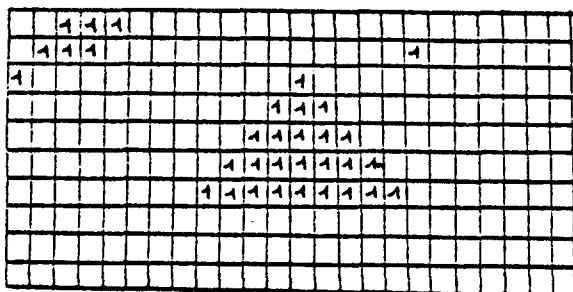
La mise en oeuvre de ce filtrage spatial devra prendre en compte les problèmes de continuité cylindrique déjà évoqués.

Nous remarquerons que la taille réelle du scotome diminue lorsque la valeur S_F du seuil de filtrage augmente. La valeur de ce seuil ne pourra donc être fixée qu'au cours des essais cliniques. Il importe de l'ajuster en mode conversationnel.

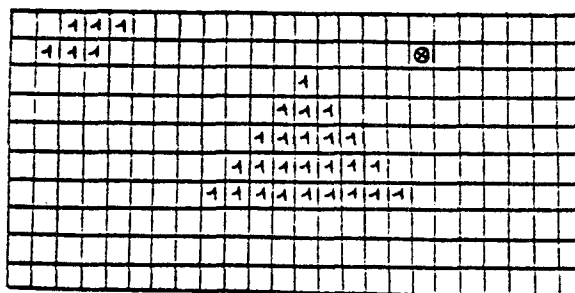
VI - EXTRACTION DU CONTOUR DES DEFICITS :

Après avoir étudié l'ergonomie de la communication entre le système et le sujet, nous devons nous attacher à la manière de communiquer les résultats au médecin ou à l'ophtalmologiste. La présentation de ces résultats, sous forme de tableaux, n'est pas facilement lisible. L'information que fournit le système après l'examen doit être aisément interprétable et n'exiger pratiquement aucun effort intellectuel ni des connaissances du mode de fonctionnement du système. La plupart des appareils d'exploration du champ visuel se basent sur les représentations graphiques déjà existantes et utilisées par les appareils classiques les plus connus tels que le périmètre de Goldmann ou l'Analyseur Quantitatif de Friedmann. Dans certains cas, les résultats sont présentés sous forme d'isoptères qui correspondent aux courbes d'équi-sensibilité de la rétine /29/. La présence d'un scotome doit être détectée par un praticien entraîné qui analyse visuellement les distorsions par rapport à un modèle idéal. Dans d'autres cas, on affiche seulement les points non vus. Pour que les résultats soient parlants, nous préférons les présenter sous la forme d'un contour localisant le scotome dans l'étendue du champ visuel central. Pour tracer ce contour qui englobe tous les points qui constituent chaque déficit détecté, nous effectuons un traitement en deux phases : la dilatation du déficit détecté, l'extraction du contour.

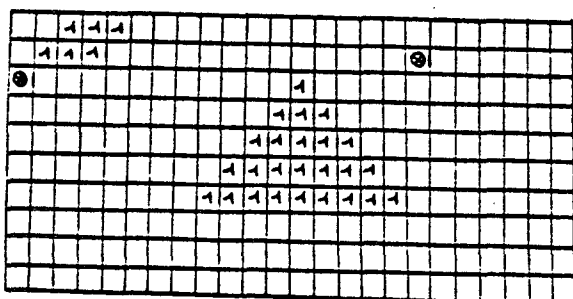
$S_F=0$



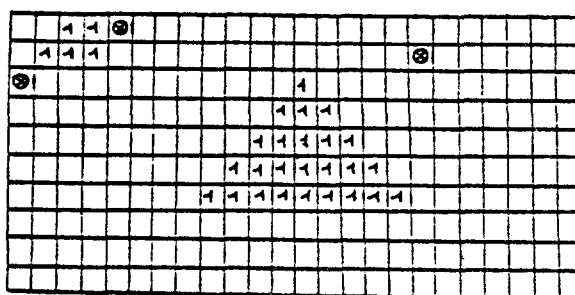
$S_F=1$



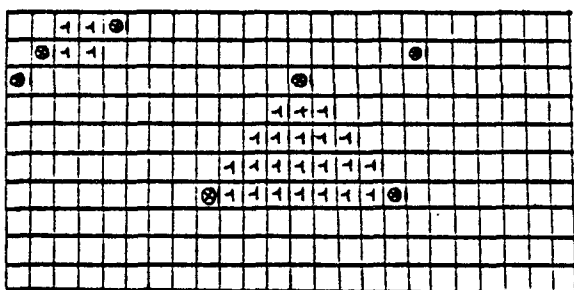
$S_F=2$



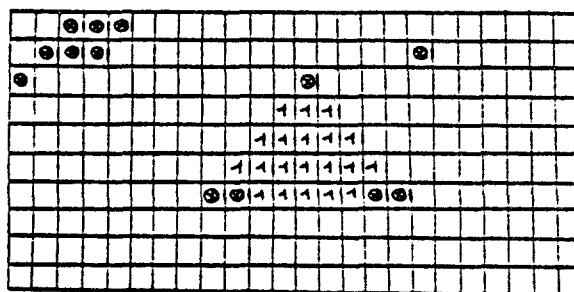
$S_F=3$



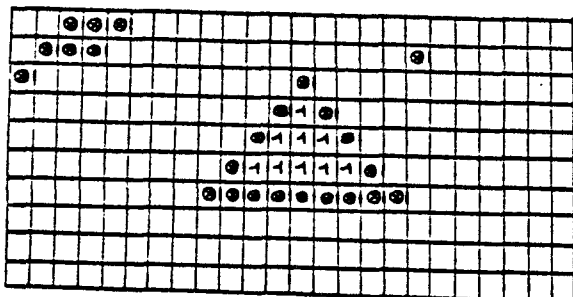
$S_F=4$



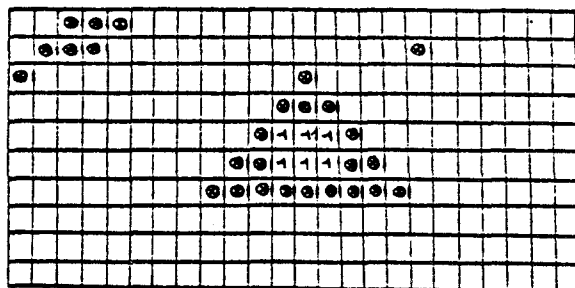
$S_F=5$



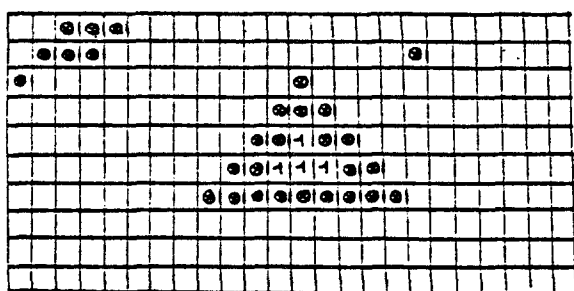
$S_F=6$



$S_F=7$



$S_F=8$



$S_F > 8$

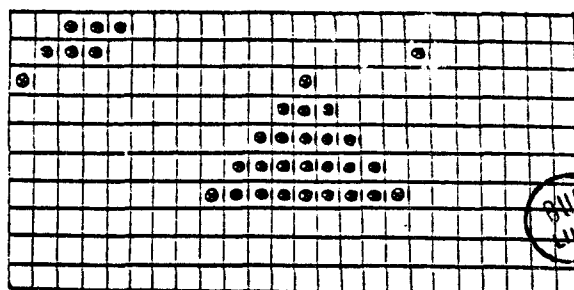


Figure 11 : Variation de la taille du scotome en fonction de SF.

PLUS
LARGE

La dilatation permet de générer des points à la périphérie du déficit qu'il s'agit, ensuite, d'isoler durant la phase d'extraction /1 - 2 - 5 - 8 - 10/.

6.1. Dilatation de l'image d'un déficit

A chaque point $P(i,j)$ de numéro $K(i,j)$ correspondant à une valeur non nulle du tableau A, on remet à "1" les valeurs correspondantes aux points $P(i,j-1)$, $P(i,j+1)$, $P(i-1,j)$ et $P(i+1,j)$ (figure 12) /28/.

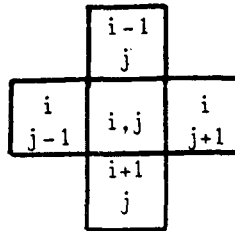
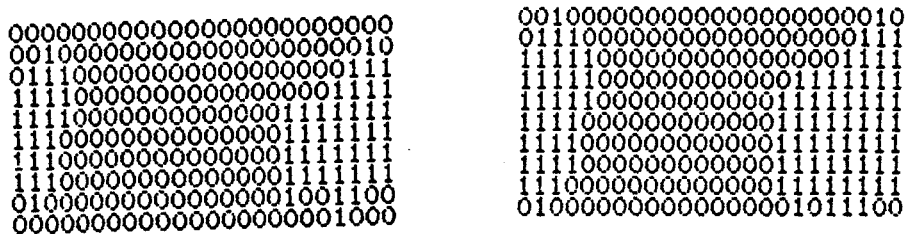


Figure 12 : Fenêtre à 4 plus proches voisins.

La figure 13, nous montre un exemple de dilatation de l'image d'un déficit.



(a) image d'origine

(b) image dilatée

Figure 13 : Dilatation de l'image d'un déficit.

6.2. Extraction du contour d'un déficit /14-15-17-18-25/

Un point-frontière d'un déficit dilaté est un point non vu pour lequel les quatre plus proches voisins ne sont pas tous non-vus (figure 12). A partir du tableau A obtenu après la phase de dilatation, un point-frontière sera isolé par la règle suivante :

$$\begin{cases} V[K(i,j)] = 4 \rightarrow A(i,j) = 0 \\ V[K(i,j)] < 4 \rightarrow A(i,j) = 1 \end{cases} \quad (24)$$

$i = 1, 2, \dots, I$
 $j = 1, 2, \dots, J$

où $A[K(i,j)]$ représente le nombre de points non vus parmi les 4 plus proches voisins du point $P(i,j)$ de numéro $K(i,j)$ (figure 12).

Ainsi, le cas (b) de la figure 13 devient sous la forme des tableaux de la figure 14.

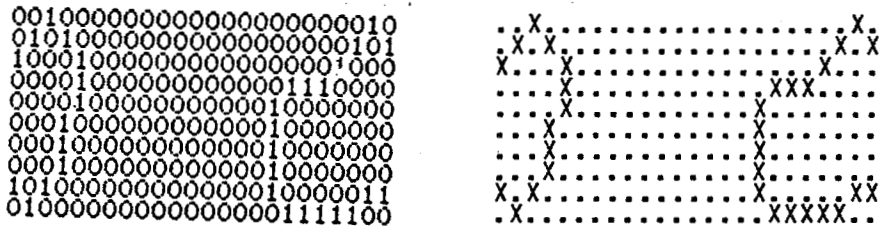


Figure 14 : Extraction du contour.

VII- SUIVI DU CONTOUR :

Après avoir obtenu les points qui constituent les contours des déficits, il convient de les présenter graphiquement sachant que nous pouvons avoir plusieurs déficits en même temps.

7.1. Codage

Soient $P_0(i,j)$ et $P_1(i,j)$ deux points du contour du tableau A. La fonction graphique qui nous permet de joindre ces deux points par un segment de droite exige souvent la connaissance de leurs coordonnées cartésiennes (x_0, y_0) et (x_1, y_1) . Soit $HLIN[(x_0, y_0), (x_1, y_1)]$ cette fonction graphique.

A partir des valeurs des indices i et j correspondant au point-frontière $P(i,j)$, nous déterminerons les coordonnées polaires ou cartésiennes de ce point en appliquant les formules (1), (8) et (9)

du chapitre précédent. Ceci nous permet de mettre au point un algorithme de tracé de contour du déficit.

Soit $P_0(i,j)$ un point arbitrairement choisi sur le contour auquel correspond la valeur $A_0(i,j)$ dans le tableau A. Pour appliquer la fonction graphique, nous devons disposer des coordonnées cartésiennes du point suivant qui peut se trouver dans huit positions différentes par rapport au point $P_0(i,j)$ (figure 15).

$i-j$ $j-1$	$i-j$ j	$i-j$ $j+1$
i $j-1$	i,j	i $j+1$
$i+1$ $j-1$	$i+1$ j	$i+1$ $j+1$

Figure 15 : Huit positions possibles du point suivant le point $P(i,j)$ correspondant à $A(i,j)$.

Ces huit positions sont examinées de manière séquentielle selon le sens prédéfini de la figure 16. Ce sens est justifié par la lecture ligne par ligne des positions des points-frontière dans le tableau A (figure 17) /26/.

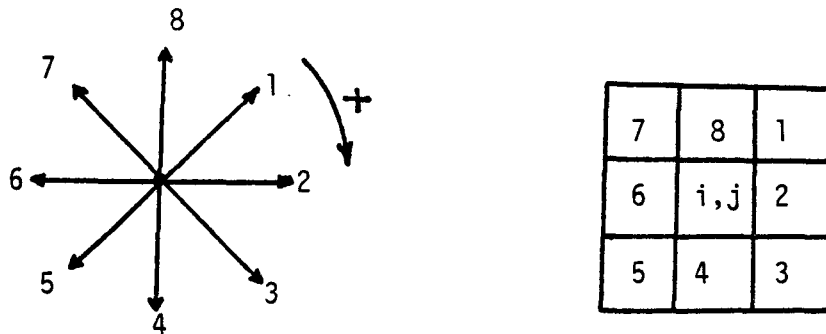


Figure 16 : Sens de recherche des points-frontière.

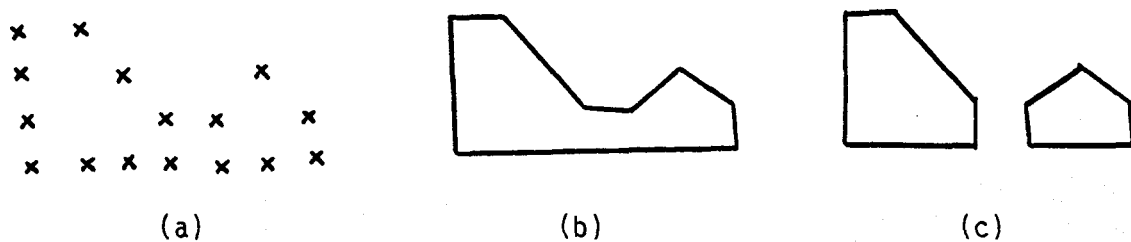


Figure 17 : Justification du choix du codage.

Le cas a de la figure 17 représente les points-frontière d'un déficit. Avec le codage que nous avons défini à la figure 16, nous pouvons obtenir la forme du contour de la figure 17(a) sous la forme de la figure 17(b). Dans le cas où ce codage est décalé, par exemple d'une ou de deux unités dans le sens positif, nous obtiendrons ce déficit sous forme de deux contours séparés (figure 17(c)).

7.2. Tracé du contour

Soit $A_0(i,j)$ la première valeur non nulle du tableau A. Cette valeur correspondant au premier point-frontière $P_0(i,j)$ du déficit sera mise en mémoire pour être utilisée lors de la fermeture du contour. Le prochain point sera recherché en scrutant les positions voisines de $A(i,j)$ dans le sens que nous nous sommes fixé. Soit $A_1(i,j)$ la valeur égale à 1 ainsi trouvée dans le tableau. Elle correspond au point $P_1(i,j)$. Pour joindre ces deux points, nous appliquerons la fonction graphique $HLIN[(x_0,y_0),(x_1,y_1)]$. En itérant cette procédure, on retombe sur le point $P_0(i,j)$.

Il faut toutefois adapter cette procédure classique pour respecter la continuité cylindrique déjà évoquée. La figure 18 montre le cas de deux lignes qui doivent être réunies pour constituer le contour d'un scotome unique.

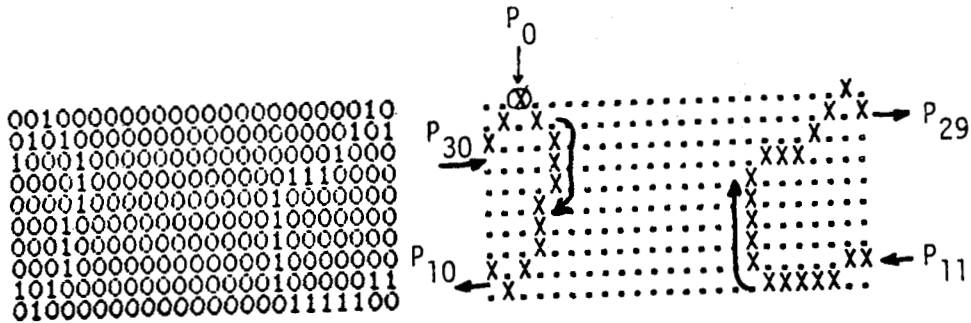


Figure 18 : Continuité cylindrique.

VIII - CONCLUSION :

L'examen du champ visuel central avec notre système se décompose finalement en trois phases qui peuvent être bien distinctes. La première est celle qui concerne la présentation des tests et l'acquisition des réponses du sujet sous forme codée. Cette phase qui met le sujet face au système permet de rendre la durée de l'examen très courte par rapport aux examens habituels et facilite l'acquisition des réponses du sujet soit par codage manuel, soit par l'intermédiaire de la reconnaissance automatique de la parole.

La seconde phase concerne la reconstitution du déroulement de l'examen et le traitement des résultats codés dans le but d'identifier les points non vus et d'apporter d'éventuelles corrections aux erreurs introduites inévitablement au cours de l'examen. Basée sur une technique d'étude du voisinage des points constituant les combinaisons partiellement vues, la méthode que nous avons adoptée permet de libérer le patient pendant la durée du traitement informatique qui est de l'ordre de la minute.

Dans la troisième phase de présentation des résultats, nous avons estimé nécessaire de visualiser le déficit par son contour que le médecin peut exploiter instantanément.

Pour analyser les performances de notre méthode, nous présenterons, au chapitre suivant, les résultats obtenus en simulation et en clinique.

- B I B L I O G R A P H I E -

- - - - -

- /1/ L.S. DAVIS
"A survey of edge detection techniques"
Computer Graphics and Image Processing 4, 1975, 248-270.
- /2/ A. ROSENFELD and A.C. KAK
"Digital Picture Processing, Academic Press, New-York, 1976.
- /3/ W.K. PRATT
"Digital Image Processing, Wiley, New-York, 1977
- /4/ R.W. Fries and J.W. Modestino, An Empirical Study of selected
Approches to the Detection of Edges in Noisy Digitized Images, TR 77-1
Electrical and System, Engineering Department, Rensselaer Polytechnic
Institute, 1977.
- /5/ J.W. Modestino and R.W., Fries, Edge detection in noisy images using
recursive digital filtering, Computer Graphics and Image Processing
6, 1977, 409-433.
- /6/ J.R. Fram and E.S. Deutsh, On the quantitative evaluation of edge
detection schemas and their comparaisn with human performance,
I.E.E.E. Trans. Comput. C-24, 1975, 616-627.
- /7/ E.S. Deutsh and J.R. Fram, A quantitative study of the orientation
biais of some edge detector schemes, I.E.E.E. Trans. Comput. C-27,
1978, 205-213.
- /8/ G.B. Shaw, Local and Regional edge detectors : some comparisons,
computer Graphics and Image Processing 9, 1979, 135-149.
- /9/ I.E. Abdou and W.K. Pratt, Quantitative desing and evaluation of
enhancement/thresholding edge detectors, Proc. I.E.E.E., 1979, 753-763.
- /10/ I. Abdou, Quantitative methods of Edge Detection, Image, Processing
Institute, Univ. Southem California, Los Angeles, USCIPI, Rep. 830,1978.
- /11/ D.P. Panda and T. Dubitzki, Statistical analysis of some edge operators,
computer Graphics and Image Processing 11, 1979, 313-348.
- /12/ L.G. Roberts, Machine Perception of three dimensional solids, in
Optical and Electro Optical Information Processing (J.I. Tipett et al.
Eds) pp. 159-197, MIT Press, Cambridge, Mass.
- /13/ J.H. Hale, Detection of elementary Features in a Picture by non-linear
Pocal numerical processing, Proc. third Int. Joint Conf. on Pattern
Recognition, 1976, pp. 764-768.

- /14/ A. ROSENFELD
"A non linear edge detection technique" - Proc. IEEE, 58, 1970,
814-816.
- /15/ A. ROSENFELD and M. THURSTON
"Edge and curve detection for visual scene analysis"
IEEE Trans. Comput. C20, 1971, 562-569
- /16/ A. ROSENFELD and M. THURSTON and Y.H. LEE
"Edge and curve detection : Further Experiments", IEEE Trans. Comput.
C21, 1972, 677-715
- /17/ J.M.S. PREWIT
"Object enhancement and extraction, in Picture Processing and
Psychopictoris" (B.S. Lipkin and A. Rosenfeld, Gds), Academic Press
New-York 1970.
- /18/ E. ARGGLE, Techniques for edge detection, Proc. IEEE 59, 1971, 285-287
- /19/ G.S. ROBINSON, Edge detection by compass gradient masks, computer
Graphics and Image Processing 6, 1977, 492-501.
- /20/ R. KIRSH
"Computer determination of the constituent structure of biological
images"
Computers and Biomedical Research 4, 1971, 315-328.
- /21/ M.H. HUECKEL
"An operator wich locates edges in digitized pictures"
Y. Assoc. Comput. Mach 18, 1971, 113-125.
- /22/ C. BRICE, C. FENNEMA,
"Scene analysis using regions"
Artificial Intelligence, Vol. 1, N° 3, pp. 205-256, 1970.
- /23/ M.B. CLOWES, on seeing things, Artificial Intelligence, Vol. 2, N° 1,
79-116, 1971.
- /24/ I.M. COVER
"Frontiers of Pattern Recognition"
S. WATANABE Ed. New-York, Academic Press 1972, pp. 83-98.
- /25/ T.M. COVER and P.E. HART
"Nearest Neighbor Pattern Classification" - IEEE, Inf. Theory,
Vol. 11-13, pp. 21-27, 1967.
- /26/ FREEMAN
"Computer processing of line drawing Images"
Comp. Survey Vol. 6, N° 1, mars 1974.
- /27/ JAIN and ANGEL
"Image restoration, modelling and reduction of dimensionnality"
IEEE Trans. on Comp., mai 1974, Vol. C23, N° 5, pp. 470-476.
- /28/ P. FRANCOIS, A. TIBI, Cl. MAGIS
"Le champ visuel, topographie normale et pathologique de ses sensibili-
tés, Masson et Cie, Editeur, 1952.

- C H A P I T R E V -

SIMULATION
ET
RESULTATS CLINIQUES.

I - INTRODUCTION :

Afin de tester les performances de notre nouvelle stratégie d'analyse du champ visuel, nous allons maintenant procéder à différents essais en laboratoire et en clinique.

Une première série de simulations est destinée à tester la procédure dans des conditions idéales et à ajuster les différents paramètres du traitement.

Ensuite l'installation du système en milieu hospitalier permet d'apprécier les performances de la procédure d'analyse du champ visuel dans des conditions réelles d'examen clinique.

II - SIMULATION DE LA PROCEDURE :

Le comportement des algorithmes que nous avons mis au point et leur habileté à identifier des scotomes doivent être analysés en dehors de tout artefact pouvant provenir des aléas de la communication homme-machine.

Pour ce faire, nous avons simulé des scotomes de tailles et de formes diverses, en utilisant une commande de type "manche à balai" qui permet de tracer des contours fermés sur l'écran du calculateur. En coloriant l'intérieur de ces derniers, nous obtenons une image d'une rétine altérée.

En simulation, on génère les différentes combinaisons utilisées lors des examens réels. Lorsque des points de ces combinaisons sont situés à l'intérieur d'un scotome généré artificiellement, on simule la réponse d'un patient idéal qui verrait tous les points situés à l'extérieur de ce scotome et uniquement ceux-ci. La détermination de la couleur correspondant à la position de chaque point d'une combinaison permet de connaître immédiatement le nombre de points qui seraient vus par le sujet idéal.

Cette procédure de simulation a permis d'ajuster les paramètres qui restent encore à définir pour rendre la méthode opérationnelle.

2.1. Choix des combinaisons

Nous avons vu au Chapitre III, paragraphe 3-4, les contraintes qui conditionnent le choix des combinaisons. Celles-ci doivent être constituées de 4 points au maximum conformément à l'étude du Chapitre II, paragraphe 2-3.

Compte-tenu de la densité des points de la grille retenue (figure 7, Chapitre III), nous avons utilisé 60 combinaisons représentant des figures géométriques familières, aisément reconnaissables (Chapitre II, paragraphe 2-3). D'autre part, afin de limiter le risque de trouver dans une même combinaison des points qui auraient les mêmes moyennes des fonctions d'appartenance de leurs plus proches voisins, il est préférable de choisir des points suffisamment éloignés les uns des autres. Enfin, un même point ne doit pas appartenir à plusieurs combinaisons.

Compte-tenu de toutes ces contraintes, nous avons défini la table des 60 combinaisons présentées en Annexe **IV**.

2.2. Choix de la fenêtre d'analyse du voisinage des points

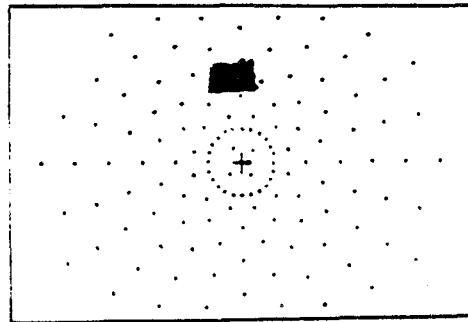
Nous avons différé jusqu'à maintenant le choix de la taille de la fenêtre permettant de calculer la moyenne $D[K(i,j)]$ des fonctions d'appartenance des plus proches voisins d'un point $P(i,j)$ de numéro $K(i,j)$. Lors des simulations, nous avons testé la procédure avec des fenêtres constituées d'un nombre croissant de plus proches voisins. Nous avons constaté qu'en utilisant la fenêtre des 4 plus proches voisins, on trouve souvent, dans les combinaisons, plusieurs points ayant la même valeur de la fonction $D[K(i,j)]$. Dans de telles conditions il devient impossible d'ordonner les points de la combinaison par ordre strictement décroissant de cette fonction.

Par contre, en augmentant la taille de la fenêtre aux 8 plus proches voisins, on diminue les chances de trouver deux voisinages identiques et les cas où deux points présentent la même fonction $D[K(i,j)]$ deviennent rarissimes.

On pourrait penser à augmenter davantage la taille de la fenêtre (Chapitre IV, figure 2-c) mais on ne ferait que rallonger le temps de calcul sans apporter une réelle amélioration.

En utilisant la fenêtre à 8 plus proches voisins, nous acceptons, même s'il est minime, le risque de trouver exceptionnellement plusieurs points d'une combinaison ayant la même valeur de la fonction $D[K(i,j)]$.

En ordonnant les points d'une combinaison par valeur décroissante des fonctions $D[K(i,j)]$, certains se trouvent donc au même rang et ne peuvent être dissociés. Si l'un de ces points doit être comptabilisé parmi les points non vus, ceux qui ont la même valeur que la fonction $D[K(i,j)]$ doivent également être considérés comme non vus. La figure-1 illustre ce cas. Nous avons généré un petit scotome de telle sorte que les voisinages des points $P(6,13)$, $P(5,14)$ qui appartiennent effectivement au scotome et les voisinages des autres points $P(5,18)$ et $P(6,19)$ qui appartiennent aux combinaisons non totalement perçues sont identiques quelle que soit la taille de la fenêtre. Il est donc impossible de différencier ces points et on détecte deux scotomes.



$\begin{matrix} J \\ I \end{matrix}$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
4	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
5	.	o	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.	0.25	*	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.
6	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	0.25	*	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o
7	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
8	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
9	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
10	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
11	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
12	.	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.

Figure 1 : Cas de points indissociables correspondant au scotome artificiel ci-dessus.

2.3. Exploitation des résultats

Nous avons effectué de nombreuses simulations dont il est hors de question de donner ici tous les résultats.

Nous ne considérons que quelques exemples typiques qui mettent en évidence les points forts et les limitations de notre stratégie. Pour chaque exemple, nous présentons une planche (figure 2) qui regroupe :

- le scotome artificiel généré sur l'écran du calculateur
- le tableau "C" des fonctions d'appartenance des différents points présentés (Chapitre IV, paragraphe II.1). Dans ce tableau nous avons noté d'un astérisque les points qui sont effectivement à l'intérieur du scotome généré artificiellement.
- le tableau "A" des points considérés non vus (Chapitre IV, figure 6)
- le tableau "B" obtenu après la reconstitution des points non présentés de la grille (Chapitre IV, figure 8).
- le tableau "D" obtenu après correction (Chapitre IV, paragraphe 4-2)
- le tableau "E" obtenu après filtrage (Chapitre IV, paragraphe 5)
- le tableau "F" obtenu après dilatation (Chapitre IV, figure 13)
- le tableau "G" obtenu après une nouvelle phase de correction analogue à celle du tableau "D"
- le tableau "H" obtenu après extraction des contours et sa représentation graphique sous forme du tableau "I"
- le scotome détecté reconstitué sur l'écran et l'imprimante.

Scotome
artificiel

TABLEAU C

Tableau
A

Tableau
B

Tableau
D

Tableau
E

Tableau
F

Tableau
G

Tableau
H

Tableau
I

Scotome
détecté



Figure 2 : Représentation des planches suivantes.

PLANCHE I :

Dans cet exemple simulé, le scotome détecté coïncide en forme et taille avec le scotome généré artificiellement.

PLANCHE II :

Cet exemple met en évidence l'importance de la continuité cylindrique pour traiter les résultats et reconstituer l'image. Comme pour l'exemple précédent, on constate qu'il y a coïncidence entre le scotome généré et le scotome détecté.

PLANCHE III :

Le scotome introduit a la forme d'un croissant dont la partie à droite est beaucoup plus épaisse que la partie à gauche. Cette particularité se retrouve dans la forme du scotome détecté.

PLANCHE IV :

Le scotome introduit artificiellement entoure la zone centrale et présente un trou autour de la fovéa. La procédure d'analyse permet de retrouver la forme extérieure de ce scotome comme la forme du trou central.

PLANCHE V :

Le scotome introduit déborde du champ visuel central. Seule la partie de ce scotome appartenant au champ visuel central est détectée. On constate toutefois que la zone non atteinte en forme de rainure n'est pas mise en évidence. Elle est éliminée par la procédure du fait de sa faible largeur. Par contre la petite encoche du bas de la figure se retrouve dans le résultat de l'examen.

PLANCHE VI :

Cet exemple montre comment la procédure de dilatation peut conduire à détecter des scotomes plus importants que ceux réellement présentés. Mais cette dilatation est nécessaire pour reconstituer les petits scotomes comme le montre l'exemple suivant.

PLANCHE VII :

Cet exemple comporte deux petits scotomes constitués respectivement de 1 et 3 points.

On constate que la reconstitution du plus grand a été rendue satisfaisante grâce à la phase de dilatation.

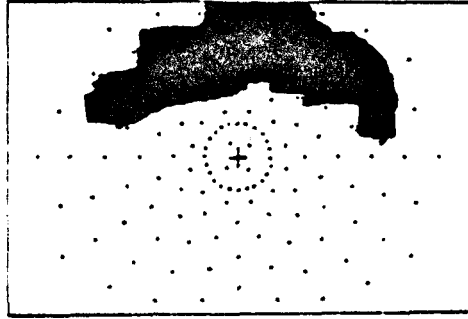
Par contre, le plus petit scotome a été éliminé en fixant le seuil de filtrage S_F à la valeur 1. L'ajustement de ce seuil à la valeur 0 permettrait de conserver ce petit scotome.

2.4. Conclusion

Les différents résultats présentés montrent comment la stratégie sans redondance mise au point permet de retrouver des scotomes de taille et de forme très variées avec une précision très satisfaisante.

Mais nous ne devons pas nous limiter à des simulations. Le succès de la stratégie que nous avons mise au point dépend pour une grande part, de la qualité du dialogue entre le patient et la machine. Nous allons donc maintenant tester notre procédure dans des conditions réelles d'utilisation en milieu hospitalier.

PLANCHE - I



J \ I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0
4	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.
5	.	0.25	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0.25	.	0.25	.	0.25	.	0.25	.	0	.	0	.	0.25
6	0	.	0.5	.	0	.	0.25	.	0.25	.	0.5	.	0.25	.	0.25	.	0.5	.	0.25	.	0	.	0	.
7	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0.66	.	0.25	.	0.66	.	0.33	.	0	.	0.25	.	0.33	.	0.25
8	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0.5	.	0.66	.	0.5	.	0.25	.	0.66	.	0.25	.	0.25	.	0	.
9	.	0	.	0	.	0	.	0.33	.	0.25	.	0.5	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.	0
10	0	.	0	.	0.33	.	0	.	0.33	.	0	.	0.25	.	0.25	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.
11	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0
12	.	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.

F. EX.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000101000000000000000000
00000000001010101000000000000000
00000000010101010000000000000000
00000000010101010100000000000000
00000001010000000100000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

REMP1.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000111000000000000000000
00000000001111111000000000000000
00000000011111111000000000000000
00000000111111111000000000000000
00000001100100001000000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

CR.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000111000000000000000000
00000000001111111000000000000000
00000000011111111000000000000000
00000000111111111000000000000000
00000001110010000100000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

F. FIL.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000001110000000000000000000
00000000011111110000000000000000
00000000011111111000000000000000
00000000111111111000000000000000
00000001110010000100000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

F. ETEN.

```
00000000000000000000000000000000
00000000001110000000000000000000
00000000001111111000000000000000
00000000011111111000000000000000
00000000111111111000000000000000
00000001111111111000000000000000
00000011111111111100000000000000
00000011101110001000000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

REMP2

```
00000000000000000000000000000000
00000000000111000000000000000000
00000000011111110000000000000000
00000000011111111000000000000000
00000000111111111000000000000000
00000001111111111100000000000000
00000011111111111110000000000000
00000011111110001000000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

DEL. F.

```
00000000000000000000000000000000
00000000001110000000000000000000
00000000010001110000000000000000
00000000100000010000000000000000
00000001000000001000000000000000
00000010000000011101000000000000
00000001011101000100000000000000
00000001000100000000000000000000
00000000000000000000000000000000
```

PRESENTATION DU CONTOUR

```
.....
.....XXX.....
.....X...XXX.....
.....X.....X.....
.....X.....X.....
.....X.....X.....
.....X...XXX.X.....
.....,X.XX.X...X.....
.....X...X.....
.....
```

SORTIE DE LA FORME DU SECTEUR.

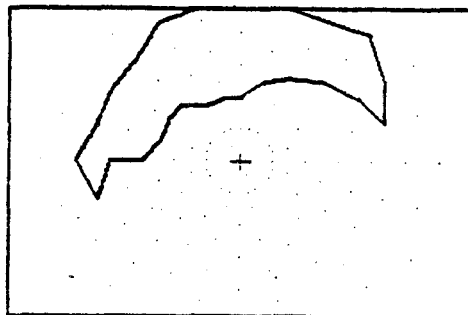
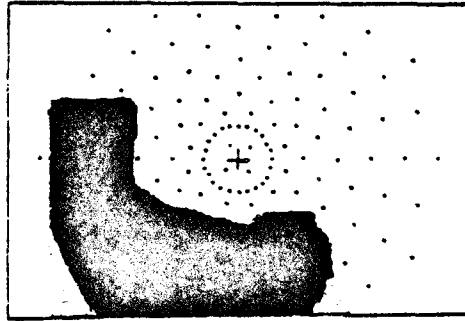


PLANCHE - II



J \ I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	0	0.25	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0.25*	0	0	0	0	0	0	0.25	0	0	0	0.25	0	0	0	0	0	0	0	0	0.25	0
5	0	0.25*	0	0.66*	0	0.25	0	0	0	0.25	0	0.25	0	0	0	0	0	0	0.25	0	0.66*	0	0.25*	0
6	0.25*	0	0.25*	0	0	0	0.25	0	0.25	0	0	0	0	0.25	0	0	0	0	0.25	0	0.66*	0	0.5	0
7	0	0.66*	0	0.40*	0	0.5	0	0	0	0	0.25	0	0	0.33	0	0.66*	0	0.25	0	0.66*	0	0.33*	0	0.5
8	0.25*	0	0.66*	0	0.33	0	0	0	0.25	0	0	0	0.25	0.25	0	0	0	0.25	0	0.25	0	0.25*	0.33*	0
9	0	0.66*	0	0.33	0	0	0.33	0	0	0	0	0	0	0.33	0	0.5	0	0.33	0	0.33*	0	0.25*	0	0.33*
10	0	0	0.33*	0	0	0.33	0	0	0	0	0.25	0	0	0.25	0	0.25	0	0.25	0	0.25*	0.66*	0	0.33*	0
11	0	0.33*	0	0	0.33	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.25	0.5	0	0.5	0	0.5	0	0.25*	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0.5	0	0	0

F.EX.

```
00000000000000000000000000000000
00100000000000000000000000000000
01010000000000000000000000000101
101000000000000000000000000001010
0101000000000000000001010101
10100000000000000000000000000100010
0100000000000000000001010101
1010000000000000000000000101010
01000000000000000000010001100
000000000000000000000000000001000
```

REMP1.

```
00000000000000000000000000000000
00100000000000000000000000000010
01110000000000000000000000000111
111100000000000000000000000001111
11110000000000000000011111111
11100000000000000000011101111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
0100000000000000000001001100
000000000000000000000000000001000
```

CDR.

```
00000000000000000000000000000000
00100000000000000000000000000010
01110000000000000000000000000111
111100000000000000000000000001111
11110000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
0100000000000000000001001100
000000000000000000000000000001000
```

F.FIL.

```
00000000000000000000000000000000
00100000000000000000000000000010
01110000000000000000000000000111
111100000000000000000000000001111
11110000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
11100000000000000000011111111
0100000000000000000001001100
000000000000000000000000000001000
```

F.STEN.

```
0010000000000000000000000000010
01110000000000000000000000000111
1111100000000000000000000000011111
111110000000000000000000000001111111
1111100000000000000001111111111
1111000000000000000001111111111
1111000000000000000001111111111
1111000000000000000001111111111
1111000000000000000001111111111
1111000000000000000001111111111
01000000000000000000010111100
```

REMP2

```
0010000000000000000000000000010
01110000000000000000000000000111
1111100000000000000000000000011111
111110000000000000000000000001111111
111110000000000000000111111111111
111100000000000000000111111111111
111100000000000000000111111111111
111100000000000000000111111111111
111100000000000000000111111111111
01000000000000000000011111100
```

DEL.F.

```
0010000000000000000000000000010
01010000000000000000000000000101
100010000000000000000000000001000
0000100000000000000001110000
00001000000000000000010000000
00010000000000000000010000000
00010000000000000000010000000
00010000000000000000010000000
00010000000000000000010000000
101000000000000000000100000011
0100000000000000000001111100
```

PRESENTATION DU CONTOUR

```
..X.....X.
..X.X.....X..
X..X.....X..
...X.....XXX...
...X.....X.....
...X.....X.....
...X.....X.....
...X.....X.....
X.X.....X.XX
X.....XXXX..
```

SORTIE DE LA FORME DU SCOTOME.

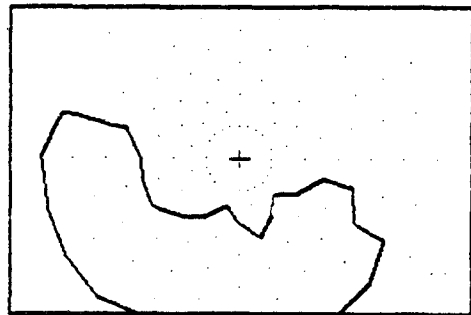
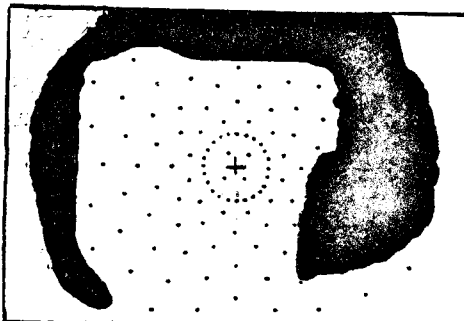


PLANCHE - III



J I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	0.25	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0.5	.	0	.	0	.	0
4	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.
5	.	0.25	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0
6	0.25	.	0.5	.	0.5	*	0.25	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0	.	0.33	.	0.25	.
7	.	0	.	0.25	*	0.25	*	0.5	*	0.33	.	0.25	*	0.33	*	0	.	0	.	0.25	.	0	.	0.25
8	0	.	0.33	*	0.33	*	0.66	*	0.5	*	0.33	*	0.5	*	0	.	0.33	*	0	.	0	.	0.33	*
9	.	0	.	0.33	*	0.5	*	0.33	*	0.5	*	0.5	*	0.5	*	0	.	0.25	*	0	.	0	.	0.33
10	0	.	0.66	*	0.66	*	0.66	*	0.66	*	0.66	*	0.5	*	0.5	*	0	.	0.5	*	0	.	0	.
11	.	0.33	*	0.5	*	0.33	*	0.5	*	0.25	*	0.25	*	0.5	*	0.5	.	0.25	.	.
12	.	.	0.66	*	0.33	*	0.66	*	0.33	*	0.5	*	0.33	*	0.5	*	0.5	.	.	.

F. EX.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
10001010000000000000000000000000
00010100010100000000000000000000
00101010101010000000000000000000
00010101010001000000000000000000
00101010100010100010000000000000
00010101010000000100001000000000
00000000000000000000000000000000
```

REMP1.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
10001110000000000000000000000000
00011110011100000000000000000000
00111111111100000000000000000000
00111111110011000000000000000000
00111111110011100010000000000000
00011111110000000100001000000000
00000000000000000000000000000000
```

COR.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
00001110011100000000000000000000
00111111111100000000000000000000
00111111110011000000000000000000
00111111110011100010000000000000
00111111110011100010000000000000
00011111110000000100001000000000
00000000000000000000000000000000
```

F. FIL.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
00001110011100000000000000000000
00011111111100000000000000000000
00011111110011000000000000000000
00111111110011100010000000000000
00111111110011100010000000000000
00011111110000000100001000000000
00000000000000000000000000000000
```

F. ETEN.

```
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
00000110000000000000000000000000
00011111011100000000000000000000
00111111111100000000000000000000
01111111111100000000000000000000
01111111111110001000000000000000
01111111111110110110100000000000
00111111110110110110111000000000
00011111110000000101110000000000
```

REMP2

```
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
00001110000000000000000000000000
00011111111100000000000000000000
00111111111100000000000000000000
00111111111100000000000000000000
01111111111110000000000000000000
01111111111110001000000000000000
01111111111111000100000000000000
01111111111111100000000000000000
00111111111111110000000000000000
00011111110000000111110000000000
```

DEL.F.

```
00000000000000000000000000000000
00000100000000000000000000000000
00001010000000000000000000000000
00010001111100000000000000000000
00100000000010000000000000000000
01000000000010000000000000000000
01000000000001000000000000000000
01000000000000100010000000000000
01000000000000001110111000000000
00100000001111110000001000000000
00011111110000000111110000000000
```

PRESENTATION DU CONTOUR

```
.....
.....X.....
.....X.X.....
.....X...XXXX.....
.....X.....X.....
.....X.....X.....
.....X.....X...X.....
.....X.....XXX.XXX.....
.....X.....XXXXXX.....Y.....
.....XXXXXX.....XXXXXX.....
```

SORTIE DE LA FORME DU SCOTOME.

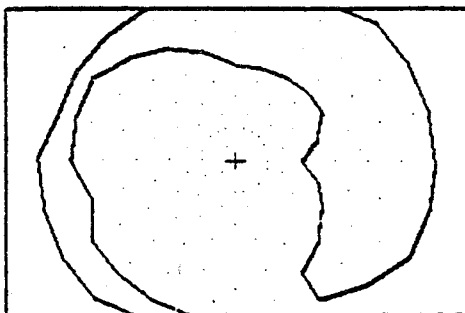
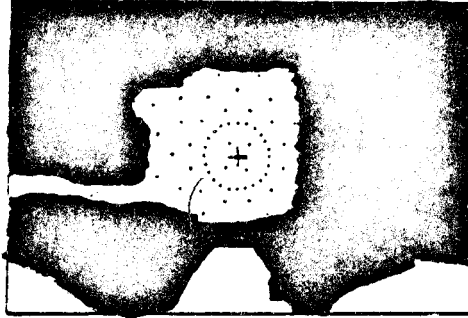


PLANCHE - V



J I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	
3	.	0.5	.	0.33	.	0.25	.	0.33	.	0.33	.	0.5	.	0.25	.	0	.	0.5	.	0.5	.	0.33	.	0.33	
4	0.33	.	0.5	.	0	.	0.33	.	0.56	.	0.5	.	0.56	.	0.56	.	0.56	.	0.56	.	0	.	0.56	.	
5	.	0.5	.	0.33	.	0.5	.	0.5	.	0	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.33	.	0.5	
6	0.5	.	0.75	.	0.5	.	0.5	.	0.75	.	0.56	.	0.5	.	0.5	.	0.56	.	0.5	.	0.33	.	0.5	.	
7	.	0.66	.	0.5	.	0.75	.	0.5	.	0.66	.	0.5	.	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.5	.	0.66	0.75
8	0.5	.	0.33	.	0.66	.	0.66	.	0.75	.	0.66	.	0.75	.	0.75	.	0.66	.	0.75	.	0.5	.	0.66	.	
9	.	0.66	.	0.66	.	0.5	.	0.66	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.33	.	0.75	.	0.33	.	0.5	.	0.66	
10	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.66	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.66	.	0.33
11	.	0.33	.	0.5	.	0.33	.	0.5	.	0.25	0.5	.	0.5	.	0.5	.	0.5	.	.	.
12	.	.	0.66	.	0.33	.	0.66	.	0.33	0.5	.	0.33	.	0.5	.	0.5

F. EX.

```

000100000000000000010101
101010001000000000100010
010101010100000100000001
1010101010100000100010
010101000101010101010101
1010101010101010101010
0101010100010101000101
1010101000010101010101
000101010100000101000100
00000000000000000001000
    
```

REMP1.

```

000100000000000000011111
1111000100000000100011
11111111100000100100011
111111111100100100011
11111101111111111111111
11111111111111111111111
1111111110011111101111
11111111100111111111111
0001111110000011001100
00000000000000000001000
    
```

COR.

```

000100000000000000011111
1111000100000000100011
11111111100000100100011
111111111100100100011
11111101111111111111111
11111111111111111111111
11111111100111111111111
11111111100111111111111
0001111110000011001100
00000000000000000001000
    
```

F. FIL.

```

000100000000000000011111
1111000100000000100011
11111111100000100100011
111111111100100100011
11111101111111111111111
11111111111111111111111
11111111100111111111111
11111111100111111111111
0001111110000011001100
00000000000000000001000
    
```

F. ETEN.

```

111110001000000001111111
111111111000001011111111
111111111101111111011111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111101111111111111
000111111100000111011100
    
```

REMP2

```

111110001000000001111111
111111111000001011111111
111111111101111111011111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111111111111111111
111111111101111111111111
000111111100000111111100
    
```

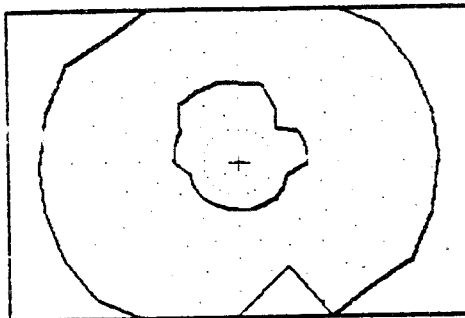
DEL. F.

```

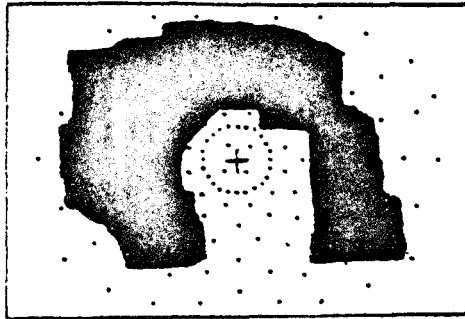
111110001000000001111111
000001110100000111000000
0000000001111000000000
000000000000000000000000
000000000000000000000000
000000000000000000000000
000000000000000000000000
000000000000000000000000
0000000001111000000011
0001111110000011111100
    
```

PRESENTATION DU CONTOUR
XXXXX...X.....XXXXXX
....XXX.X.....XX.....
.....XXXXX.....
.....
.....
.....
.....
XXX.....XXXXX.....XX
...XXXXXX.....XXXXXX..

SORTIE DE LA FORME DU SCOTOME.



V - 13
 PLANCHE - VI



J \ I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	•	0.5	•	0	•	0	•	0	•	0.33	•	0.25	•	0	•	0.66	•	0.5	•	0.25	•	0	•	0.33
4	0	•	0.25	•	0.25	•	0	•	0.5	•	0.25	•	0.5	•	0.25	•	0.5	•	0.5	•	0.25	•	0.25	•
5	•	0.5	•	0.33	•	0.5	•	0.75	•	0.66	•	0.5	•	0.5	•	0.25	•	0.75	•	0.5	•	0.33	•	0.5
6	0.5	•	0.25	•	0.5	•	0.5	•	0.75	•	0.5	•	0.75	•	0.5	•	0.5	•	0.5	•	0.33	•	0.5	•
7	•	0.33	•	0.5	•	0.5	•	0.5	•	0.66	•	0.5	•	0.66	•	0.66	•	0.33	•	0.5	•	0.66	•	0.5
8	0.5	•	0.33	•	0.66	•	0.33	•	0.25	•	0.66	•	0.25	•	0.75	•	0.66	•	0.75	•	0.5	•	0.66	•
9	•	0	•	0.33	•	0.5	•	0	•	0	•	0	•	0.5	•	0.66	•	0.5	•	0.66	•	0.5	•	0.33
10	0	•	0.33	•	0.33	•	0.33	•	0.33	•	0.33	•	0.25	•	0	•	0.5	•	0.25	•	0	•	0.33	•
11	•	0	•	0.25	•	0	•	0.25	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0
12	•	•	0.32	•	0	•	0.32	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•	0	•

F. EX.

```
0000000010000010100000
0000000101010101010100
0000000101010101010100
1000101010101010101010
0001010001010101010101
0001010001010101010101
0001010001010101010101
0010000000010100010100
0001010000000010100010
0010000000000000000000
0000000000000000000000
```

F. ETEN.

```
000000011111111111000
00000011111111111100
10001111111111111111
11011111111111111111
10111111111111111111
00111110111111111111
00111110011111111111
00111110000111111111
0011111000000011100010
00100000000000000000
```

RENPL.

```
0000000010000011100000
000000011111111111000
000000011111111111100
10001111111111111111
00011100111111111111
00011100011111111111
0001101000000111011110
0001110000000011100010
00010000000000000000
00000000000000000000
```

REMP2

```
000000011111111111000
00000011111111111100
10001111111111111111
11111111111111111111
11111111111111111111
00111111111111111111
00111110011111111111
00111110000111111111
0011111000000011100010
00100000000000000000
```

CDR.

```
0000000010000011100000
000000011111111111000
000000011111111111100
10001111111111111111
00011100111111111111
00011100011111111111
000111000000111111110
0001110000000011100010
00010000000000000000
00000000000000000000
```

DEL.F.

```
000000011111111111000
000000100000000000100
100011000000000000011
011000000000000000000
110000000000000000000
0010000011000000000001
0010000100111000000001
0010000100000110001101
00101110000000011100010
00100000000000000000
```

F. FIL.

```
0000000010000011100000
000000011111111111000
000000011111111111100
100011111111111111111
000111001111111111111
000111000111111111111
000111000001111111110
0001110000000011100010
0001000000000000000000
0000000000000000000000
```

PRESENTATION DU CONTOUR

```
.....XXXXXXXXXXXXX...
.....X.....X.....X...
X...XX.....XX
...XX.....
XX.....
..X...XX.....X
..X...X...XX.....X
..X...X...XX...XX.X
..X...X...XX...X
...X.....
```

SORTIE DE LA FORME DU SCOTOME.

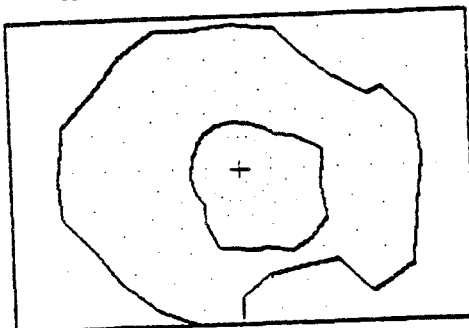
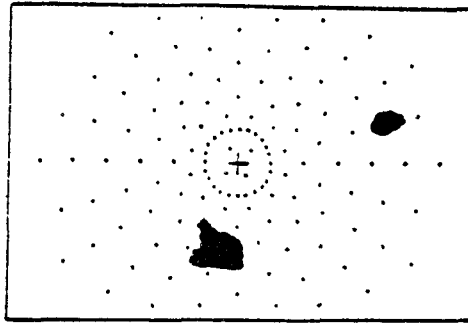


PLANCHE - VII



J I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
4	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
5	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	0.25
6	0.25	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.
7	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	0.25
8	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
9	.	o	.	o	.	o	.	0.33	.	o	.	o	.	o	.	o	.	0.25	.	o	.	o	.	o
10	0.33	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.
11	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o
12	.	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.	o	.

F. EX.

```
00000000000000000000000000000000
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
10000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
00000001000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

REPL.

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
100000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000010000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

CCR.

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
100000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000010000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

F. FIL.

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
100000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000010000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

F. ETEN.

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
1000000000000000000000000000000011
1100000000000000000000000000000011
1000000000000000000000000000000011
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

REMP2

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
1000000000000000000000000000000011
1100000000000000000000000000000011
1000000000000000000000000000000011
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

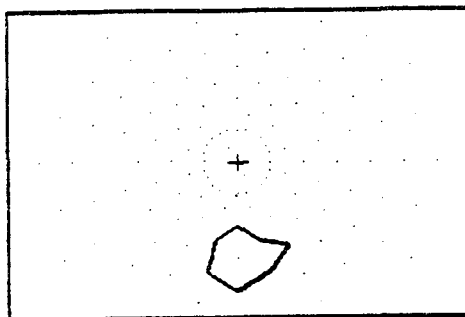
DEL.F.

```
00000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000001
1000000000000000000000000000000010
0100000000000000000000000000000010
1000000000000000000000000000000010
000000000000000000000000000000001
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
000000000000000000000000000000000
```

PRESENTATION DU CONTOUR

```
.....X
X.....X
X.....X
X.....X
.....X
.....
.....
.....
```

SORTIE DE LA FORME DU SCOTCHE.



III - IMPLANTATION EN CLINIQUE :

3.1. Introduction

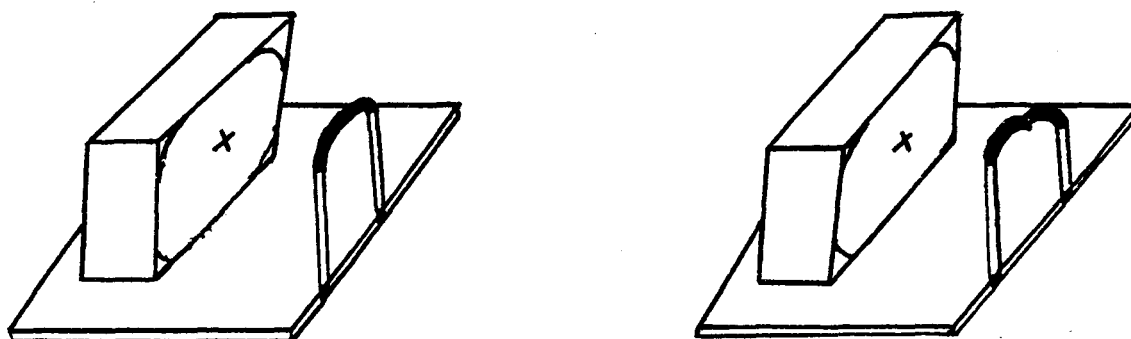
Même si les résultats obtenus en simulation sont très satisfaisants, il nous a paru indispensable de conduire notre processus de vérification de notre méthode jusqu'à son implantation en clinique.

Dans cette dernière phase de notre étude, nous allons tout d'abord préciser certains aspects purement techniques qui ont rapport avec les réglages préalables des conditions d'examen. Ensuite, avant de présenter un certain nombre de résultats cliniques que nous avons recueillis, nous analyserons les réactions du personnel médical et des sujets face à notre système.

3.2. Ajustement et réglage du matériel

3.2.a. Position du sujet

La position du sujet par rapport à l'écran influe sur la taille du déficit minimal détecté et la portion du champ visuel examiné. Nous avons ajusté cette distance de sorte que la tache aveugle du sujet couvre au moins deux points de la grille présentée, afin de pouvoir la détecter avec un seuil de filtrage S_F fixé à la valeur 1. Pour obtenir ce réglage, un appui frontal a été placé à 35 centimètres du centre de l'écran (Chapitre II, paragraphe V). Notons toutefois que les appuis frontaux standards sont mal adaptés à ce type d'examen du fait de l'absence de mentonnière, celle-ci gênant le sujet pour prononcer distinctement les réponses. Aussi, faudrait-il envisager de mettre au point soit un appui frontal à deux positions, l'une pour l'oeil gauche et l'autre pour l'oeil droit (figure 3), soit un déplacement relatif à l'écran par rapport au sujet.



(a) appui frontal utilisé

(b) appui frontal proposé

Figure 3 : Position du sujet par rapport à l'écran cathodique.

Dans le cas (a), le sujet est libre de ses mouvements, alors que dans le cas (b), la position de l'œil face à la croix centrale est mieux adaptée.

3.2.b. Fixation de la luminance des points

La luminance des points est un facteur très important car la détection de déficits peu profonds en dépend essentiellement. Nous avons constaté qu'une petite variation de luminance modifie le résultat pour le même œil d'un même sujet. Tous les examens que nous avons faits se sont déroulés en ambiance mésopique, avec une luminance des tests sensiblement équivalente à celle fixée sur l'appareil de Friedmann.

Le réglage de ce niveau de luminance sur l'écran cathodique en fonction de l'âge du sujet et de la pupille nécessitera une très grande série d'examens qui sortent du cadre de cette étude.

3.2.c. Durée de présentation des tests

Le temps minimal de présentation d'un test est équivalent à la rémanance du phosphore P_4 de l'écran utilisé (annexe II.d.). Nous avons prévu une possibilité d'augmenter ce temps par programmation en introduisant une boucle de temporisation ajustable.

3.2.d. Conclusion

Durant tous nos essais clinique, les facteurs de luminance ont été difficiles à contrôler du fait du réglage non fixe du moniteur utilisé et des variations de la lumière ambiante. Nous montrerons d'ailleurs certains résultats où le déficit n'est en fait dû qu'aux reflets de la lumière ambiante sur l'écran.

Après le réglage de ces paramètres purement techniques nous allons maintenant analyser les réactions du personnel hospitalier et des sujets face à notre système.

3.3. Réactions du personnel hospitalier

La prise en compte des réactions du personnel hospitalier nous a permis d'améliorer progressivement, en la simplifiant, la manipulation du matériel. Comme nous le montre le logigramme de la figure 4, le fonctionnement et l'utilisation de notre système est d'une très grande simplicité. Le sujet ou la personne qui supervise l'examen n'a qu'à répondre par OUI ou par NON à une série de questions qui lui permettent de choisir entre différentes options.

Au stade du développement actuel, le matériel est utilisé en routine par le personnel qui apprécie que son fonctionnement ne nécessite aucune attention soutenue de sa part. Les utilisateurs retiennent surtout le fait que l'appareil retrace lui-même la forme des déficits après un temps d'examen très réduit (2 minutes) grâce à la méthode multi-stimuli sans redondance que nous avons adoptée. Ainsi, leur tâche se trouve-t-elle nettement moins fatigante que lorsqu'ils utilisent les autres appareils manuels tels que le Friedmann ou les autres appareils semi-automatiques.

3.4. Réactions des sujets

Les sujets s'installent devant l'appareil avec un à-priori positif car l'exploitation des progrès technologiques et informatiques à des fins médicales les rassure en ce qui concerne la précision des examens et des diagnostics. En général, l'ensemble des sujets que nous avons examinés étaient coopératifs et attentifs.

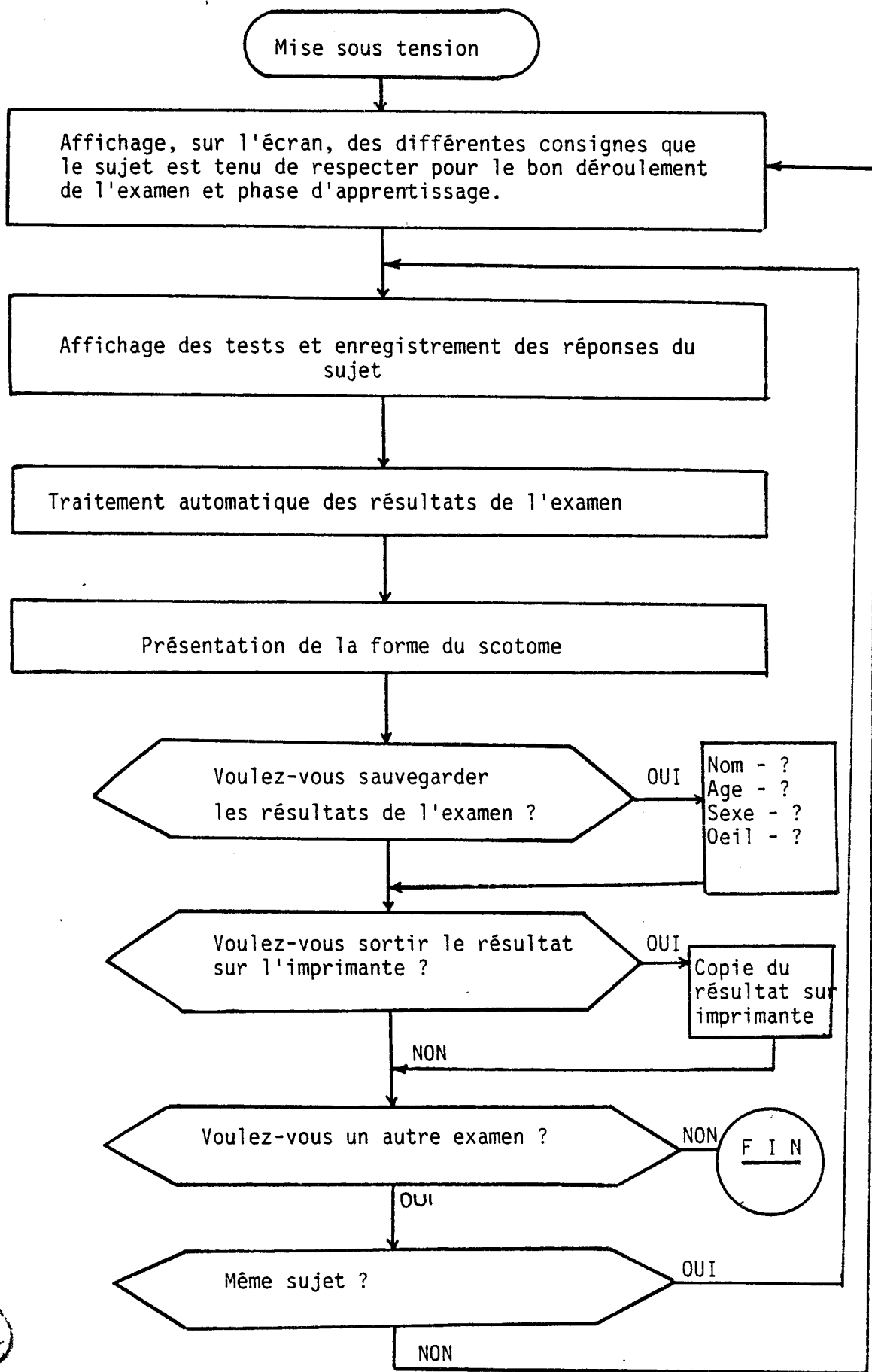


Figure 4 : Logigramme décrivant le déroulement de l'examen.

Cependant au début de l'examen, lors de la lecture des consignes générales, il semble que le message écrit ne soit pas bien perçu. Souvent un opérateur doit expliquer oralement ce qui est écrit sur l'écran en reprenant, la plupart du temps, les mêmes termes. Il apparaît donc nécessaire d'ajouter à notre configuration un synthétiseur de parole ou un système d'enregistrement de la voix qui permettrait de donner des consignes sous une forme plus assimilable. Ensuite, la phase d'apprentissage trouble certains sujets qui n'en perçoivent pas immédiatement la finalité. A ce niveau, les directives de cette phase transmise sous forme écrite ne sont pas toujours correctement assimilées. Par exemple, lorsque certains sujets lisent "dites un", ils répondent "dites un". Un message oral permettrait d'éviter ce type de problème.

Durant l'examen proprement dit, certains sujets ne se contentent pas de répondre par le nombre de points vus. Certains disent par exemple : "je vois trois points" ou "je crois avoir vu trois points". Cependant, la grande majorité répond selon les directives imposées. Mais, il convient de noter que certains sujets ont une prononciation relâchée qui ne permet pas de reconnaître automatiquement l'ensemble de leurs réponses avec le matériel utilisé.

3.5. Utilisation de la reconnaissance vocale

Notre système a été conçu pour fonctionner sans opérateur. D'excellents résultats ont été obtenus de manière entièrement automatique avec des sujets familiers du monde informatique. Ces sujets articulent les réponses de la même façon que lors de la phase d'apprentissage et le résultat final témoigne du très bon déroulement de l'examen.

Cependant, du fait que nous nous sommes adressés à des sujets de différents âges et issus de différentes classes socio-professionnelles la présence d'un opérateur s'est avérée nécessaire pour venir en aide aux personnes troublées en situation d'examen médical, seules, face à un appareil entièrement automatique (Chapitre II, figure 7).



Le système de reconnaissance automatique de la parole que nous avons utilisé présente la particularité d'assigner tout mot prononcé au mot le plus semblable mémorisé pendant la phase d'apprentissage.

En utilisant un système doté d'une procédure de rejet (Chapitre II, paragraphe IV-4), la précision des résultats de l'examen serait nettement améliorée. En effet, l'ajustement du seuil de rejet d'un tel système permettrait une meilleure distinction entre les chiffres et plus particulièrement entre le "Un" et le "Quatre" (Chapitre II, paragraphe IV-5) que certains sujets tendent à prononcer de manière semblable. De plus, le couplage de ce système plus performant à un synthétiseur de la parole permettrait de demander au sujet, sous forme vocale, de répéter ses réponses si leur qualité venait à baisser au cours de l'examen. Bien que nous ne disposons pas de telles possibilités et malgré la faible précision du système de reconnaissance automatique de la parole utilisé, la majorité des résultats obtenus en cliniques se sont avérés très satisfaisants (voir paragraphe suivant).

Mais il est très difficile de demander à un patient de refaire l'examen si le résultat obtenu est entaché d'erreurs. Pour cette raison, nous avons demandé à un opérateur d'encoder manuellement les réponses du sujet par l'intermédiaire du clavier du ordinateur. Les examens se déroulent ainsi avec un risque d'erreur minimum et les résultats obtenus permettent de tester la méthode en supprimant les problèmes liés à la reconnaissance automatique de la parole.

IV - RESULTATS CLINIQUES :

Dans le cadre des essais cliniques, nous avons examiné des sujets normaux et des sujets pathologiques.

La première catégorie des résultats présentés correspond à des sujets normaux pour lesquels nous avons recueilli des taches aveugles. La seconde correspond aux sujets qui présentent des déficits du champ visuel. La troisième catégorie regroupe des résultats difficiles à interpréter.

Nous avons également étudié la corrélation entre les résultats que nous avons obtenus et ceux fournis par d'autres appareils.

Pour tous ces essais, nous ne pouvons encore fournir des résultats statistiques car le nombre de sujets que nous avons examinés n'est pas assez élevé. Il faudra attendre la fin de la phase de validation clinique qui s'étendra sur une année entière.

4.1. Sujets normaux

Pour tous les sujets coopératifs, le système d'analyse du champ visuel restitue la tache aveugle, que ce soit avec encodage manuel des réponses ou avec la reconnaissance automatique de la parole (cf. figure 5.a.), on constate cependant que le positionnement du sujet face à l'écran est important. Les deux exemples de la figure 5.b. montre comment l'image de la tache aveugle peut se trouver déplacée à la suite d'une mauvaise position de la tête.

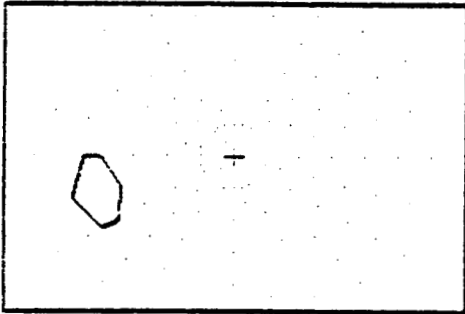
4.2. Sujets pathologiques

Les déficits des sujets glaucomateux ont été mis en évidence d'une manière satisfaisante. Nous avons en effet relevé différents scotomes de Bjerrum ou de taches aveugles atteintes (scotomes de Seidel) (figure 6.a , b, c). Nous avons rencontré aussi des sujets ayant la zone fovéale atteinte ou une hémianopsie. Dans le premier cas, l'examen est arrêté en présentant le résultat sous la forme de la figure 7.a. Dans le second cas, si l'hémianopsie n'a pas atteint la zone fovéale, le résultat se présente sous la forme de la figure 7.b.

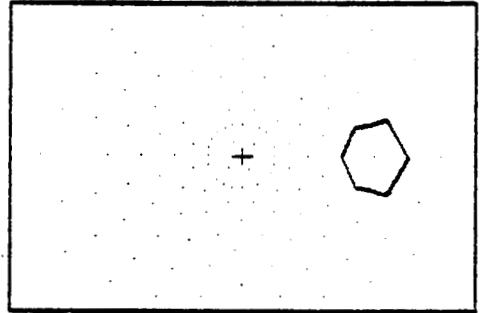
4.3. Résultats erronés et artefacts

Parmi les résultats que nous avons obtenus, certains restent difficiles à interpréter et peuvent, par conséquent, être considérés comme erronés (figure 8). Ce type de résultats serait surtout dû à la non coopération du sujet ou à sa prononciation qui introduit des confusions entre les chiffres lorsque nous utilisons le système de reconnaissance automatique de la parole. Le reflet de la lumière ambiante sur la surface de l'écran introduit aussi des artefacts que l'on a recueilli avec différents sujets (figures 9).

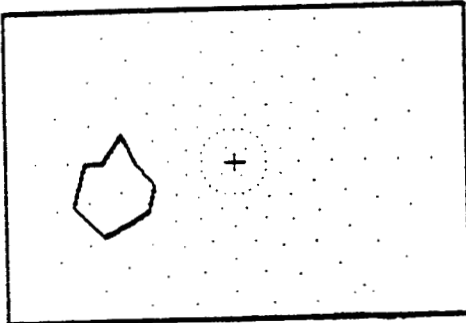
NOM- [REDACTED]
AGE-1942
SEXE-F
OEIL-OG



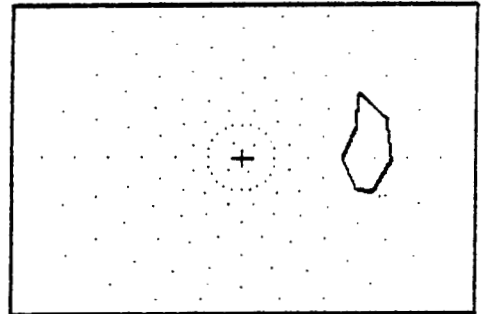
NOM- [REDACTED]
AGE-45
SEXE-F
OEIL-OD



NOM- [REDACTED]
AGE-33
SEXE-F
OEIL-GAUCHE

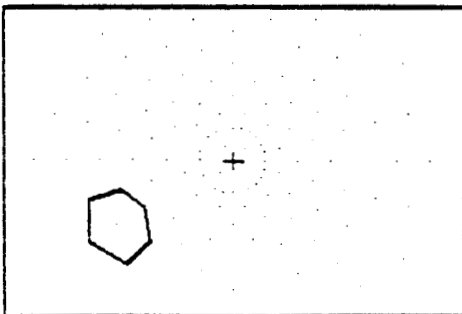


NOM- [REDACTED]
AGE-33
SEXE-M
OEIL-DROIT

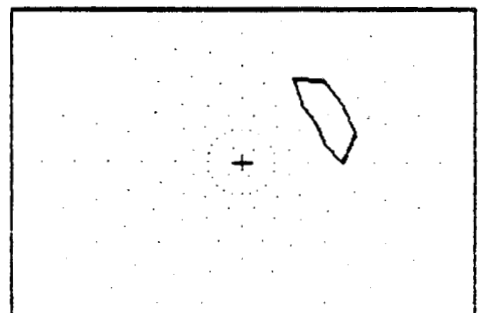


a) Sujets coopératifs et bien positionnés.

NOM- [REDACTED]
AGE-49
SEXE-M
OEIL-OG



NOM- [REDACTED]
AGE-38
SEXE-M
OEIL-DROIT

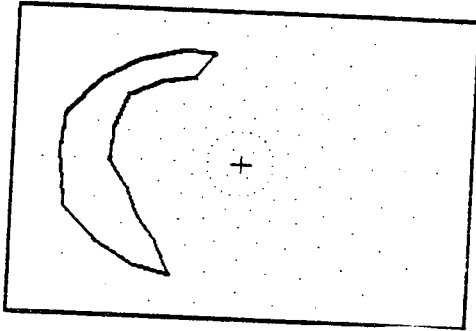


b) Sujets coopératifs mais mal positionnés.

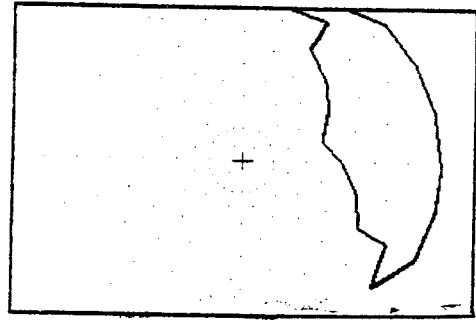
Figures 5 : Relevé de taches aveugles chez des sujets normaux.



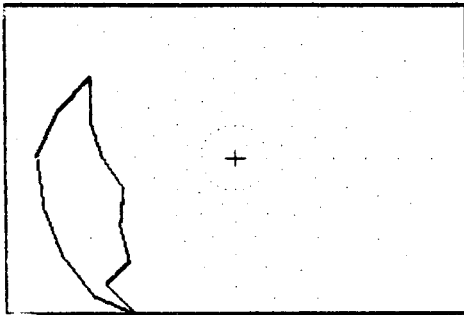
NOM- [REDACTED]
AGE-30
SEXE-F
OEIL-GAUCHE



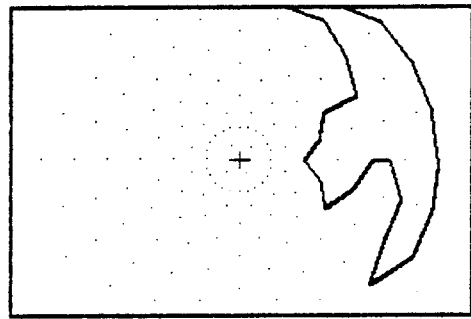
NOM- [REDACTED]
AGE-29
SEXE-F.
OEIL-GD



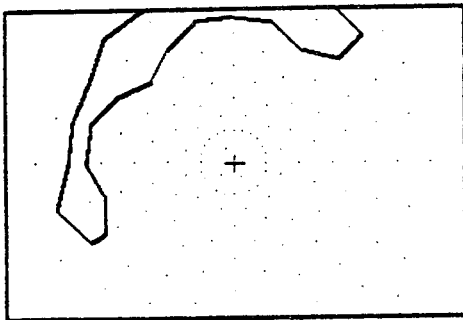
NOM- [REDACTED]
AGE-29
SEXE-F
OEIL-OG



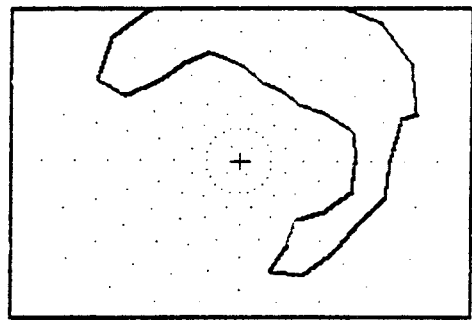
NUM- [REDACTED]
AGE-54
SEXE-F
OEIL-DROIT



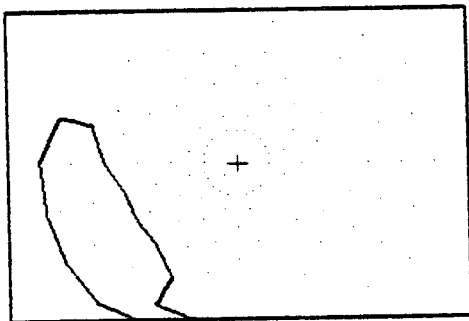
NOM- [REDACTED]
AGE-50
SEXE-F
OEIL-GAUCHE (P)



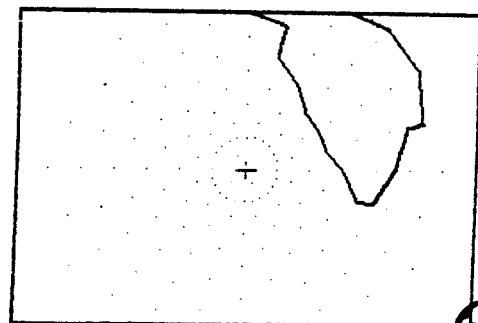
NUM- [REDACTED]
AGE-51
SEXE-M
OEIL-DROIT



NOM- [REDACTED]
AGE-71
SEXE-F
OEIL-OG



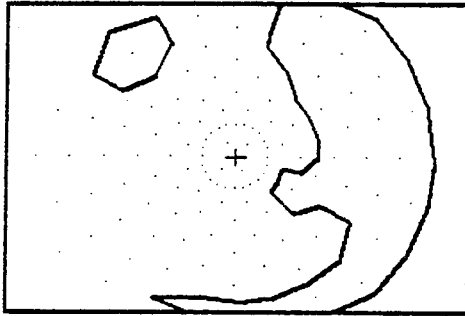
NOM- [REDACTED]
AGE-1913
SEXE-M
OEIL-DROIT



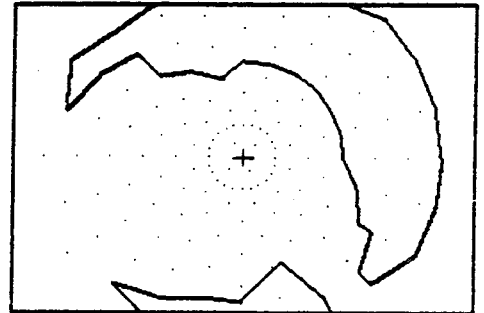
BUS
LILLE

Figures 6.a. : Glaucomes.

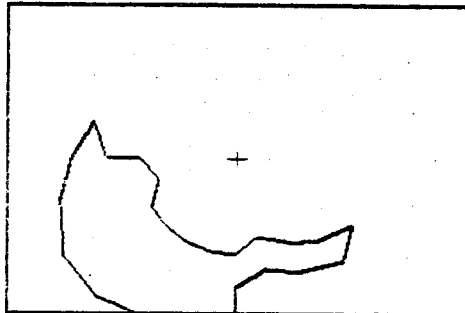
NOM- [REDACTED]
AGE-69
SEXE-F
OEIL-DROIT



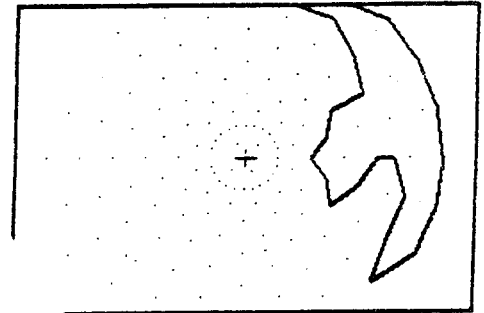
NOM- [REDACTED]
AGE-1924
SEXE-F
OEIL-DROIT



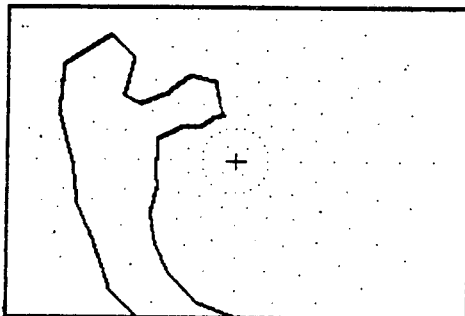
NOM- [REDACTED]
AGE-55
SEXE-M
OEIL-OG



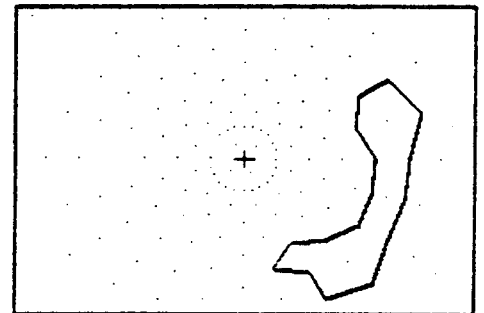
NOM- [REDACTED]
AGE-54
SEXE-F
OEIL-DROIT



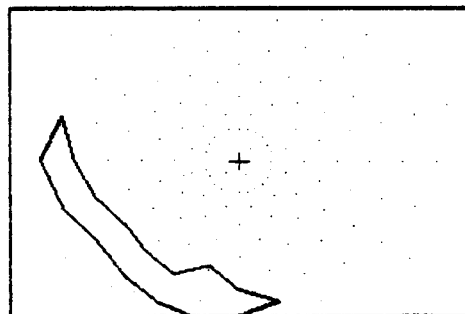
NOM- [REDACTED]
AGE-35
SEXE-F
OEIL-GAUCHE BAS NIV.



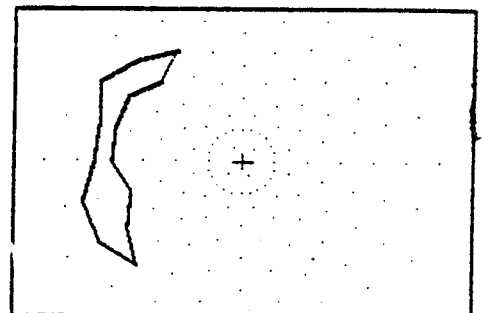
NOM- [REDACTED]
AGE-30
SEXE-F
OEIL-DROIT



NOM- [REDACTED]
AGE-78
SEXE-F
OEIL-OG

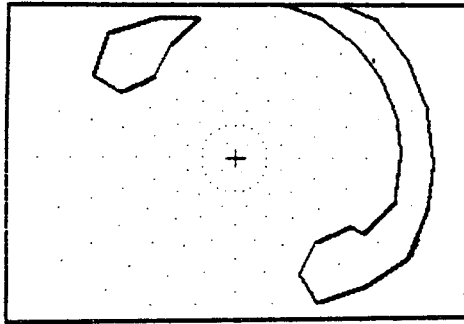


NOM- [REDACTED]
AGE-1931
SEXE-F
OEIL-GAUCHE

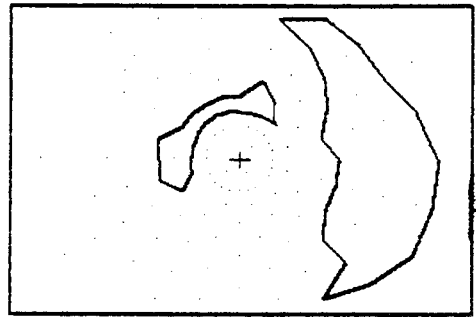


Figures 6.b. : Glaucomes.

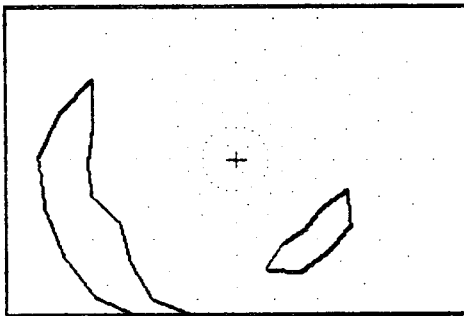
NOM- [REDACTED]
AGE-53
SEXE-F
OEIL-GAUCHE



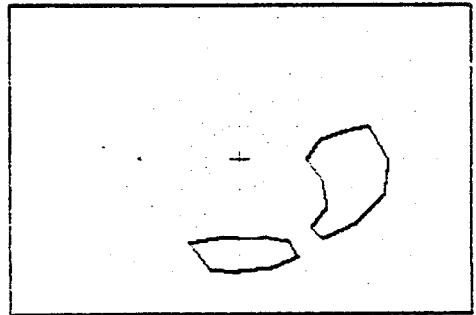
NOM- [REDACTED]
AGE-80
SEXE-F
OEIL-OD



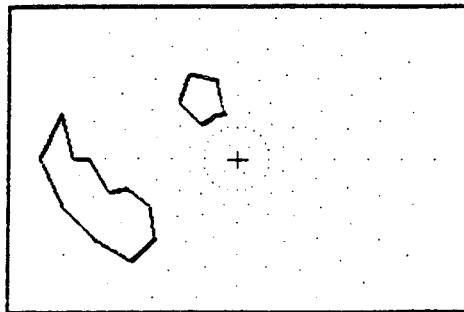
NOM- [REDACTED]
AGE-54
SEXE-F
OEIL-OG



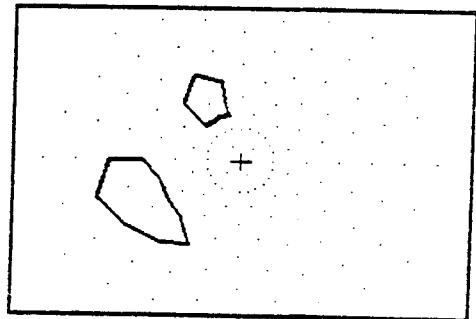
NOM- [REDACTED]
AGE-53
SEXE-F
OEIL-OD



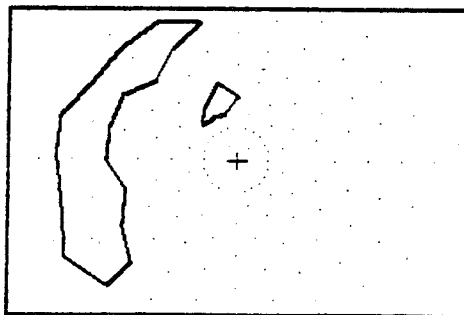
NOM- [REDACTED]
AGE-50
SEXE-F
OEIL-GAUCHE



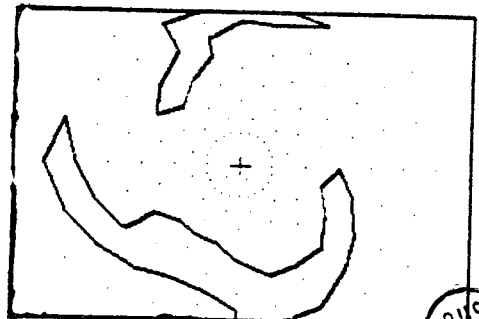
NOM- [REDACTED]
AGE-1939
SEXE-M
OEIL-GAUCHE



NOM- [REDACTED]
AGE-1939
SEXE-M
OEIL-GAUCHE



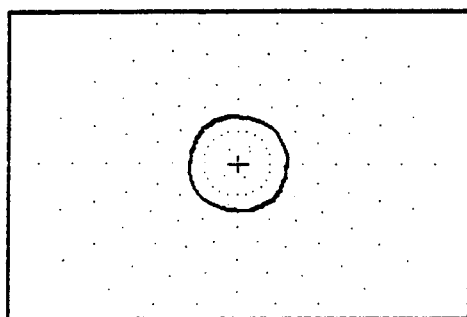
NOM- [REDACTED]
AGE-1922
SEXE-F
OEIL-DROIT



BUS
LILLE

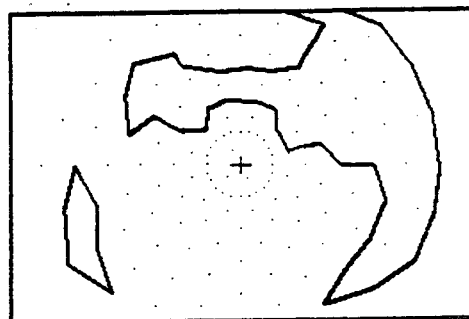
Figures 6.c. : Glaucomes.

NOM- [REDACTED]
AGE-1924
SEXE-F
OEIL-D



(a)

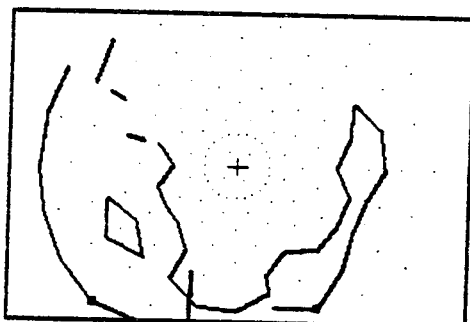
NOM- [REDACTED]
AGE-28
SEXE-M
OEIL-GAUCHE



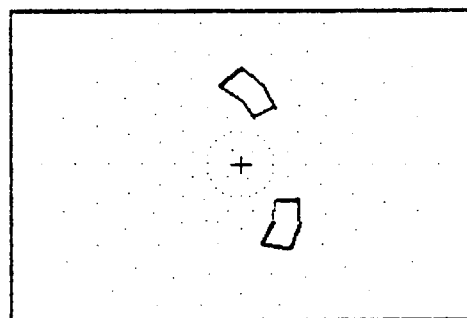
(b)

Figures 7 : Zone fovéale atteinte (a) et hémicanopsie n'ayant pas atteint la fovéa (b)

NOM- [REDACTED]
AGE-1920
SEXE-F
OEIL-DROIT (PAROLE)

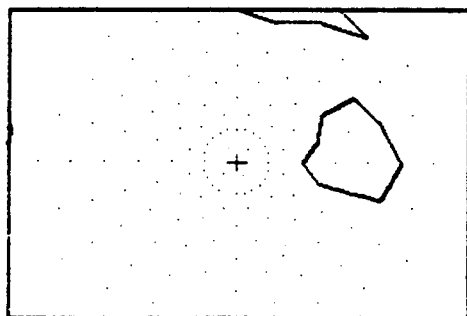


NOM- [REDACTED]
AGE-78
SEXE-F
OEIL-OD

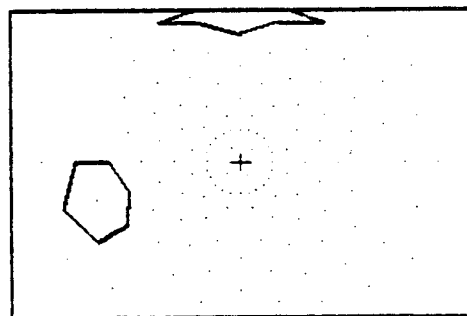


Figures 8 : Résultats erronés.

NOM- [REDACTED]
AGE-1913
SEXE-M
OEIL-DROIT (PAROLE)



NOM- [REDACTED]
AGE-79
SEXE-F
OEIL-6



Figures 9 : Artéfacts dûs aux reflets de la lumière.

4.4. Comparaison avec deux autres appareils

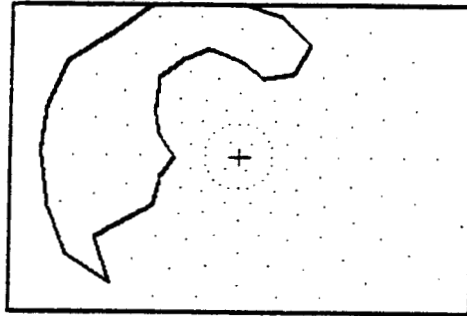
Pour terminer, il importe de confronter nos résultats avec ceux obtenus en utilisant d'autres appareils d'exploration du champ visuel.

Pour quatre sujets en cours de traitement nos résultats ont été comparés avec ceux obtenus sur l'Analyseur Quantitatif de Friedmann. Les divers scotomes de Bjerrum recueillis sur les deux appareils concordent (cf. figures 10).

La série suivante des résultats concorde avec ceux obtenus sur un périmètre semi-automatique expérimental de la même catégorie que ceux décrits au premier chapitre.

Pour quatre autres sujets qui ont subi des tests sur un appareil de type périmètre semi-automatique, le Périmatic, les résultats que nous présentons concordent avec l'interprétation des isoptères recueillies sur cet appareil (cf. figure 11) et avec les dossiers des malades (cf. figure 12).

NOM-██████Z W.M.
 AGE-55
 SEXE-F
 OEIL-GAUCHE



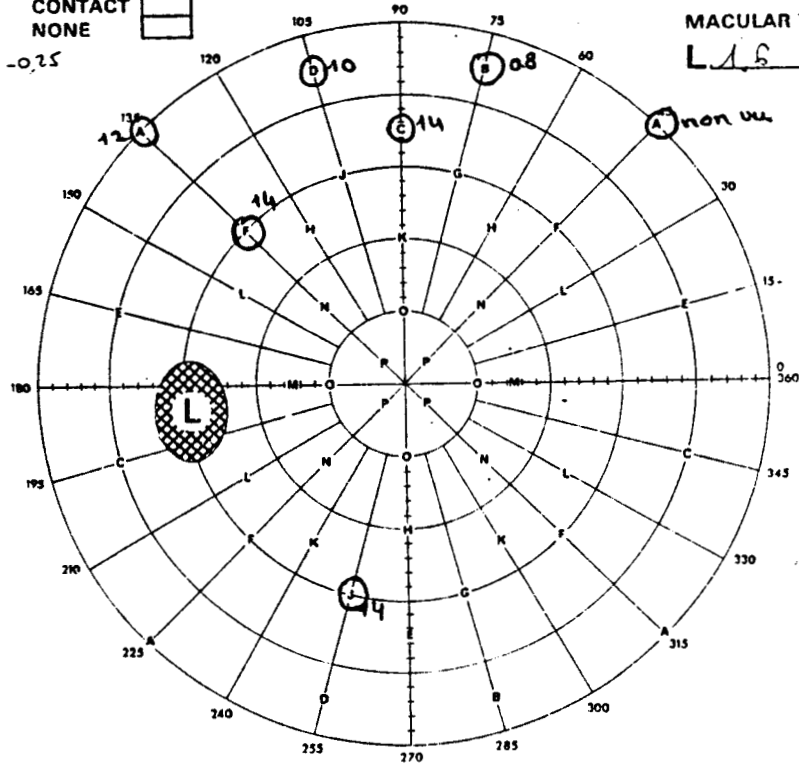
AGE	UP TO 40	41 TO 50	51 TO 60	61 TO 70	71 TO 80
FILTER	2.0	1.8	1.6	1.4	1.2

TESTED WEARING
 NEAR
 DISTANCE
 CONTACT
 NONE

LEFT EYE

V.A.NEAR _____
 V.A.DISTANCE _____
 WITNESS: GOOD/FAIR/POOR

MACULAR TI
 L.L.S. I

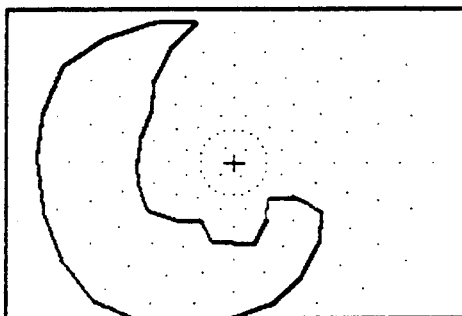


Exemple I : Bjerrum supérieur

Figure 10



NOM-
 AGE-1924
 SEXE-F
 OEIL-GAUCHE



AGE	UP TO 40	41 TO 50	51 TO 60	61 TO 70	71 TO 80
FILTER	2.0	1.8	1.6	1.4	1.2

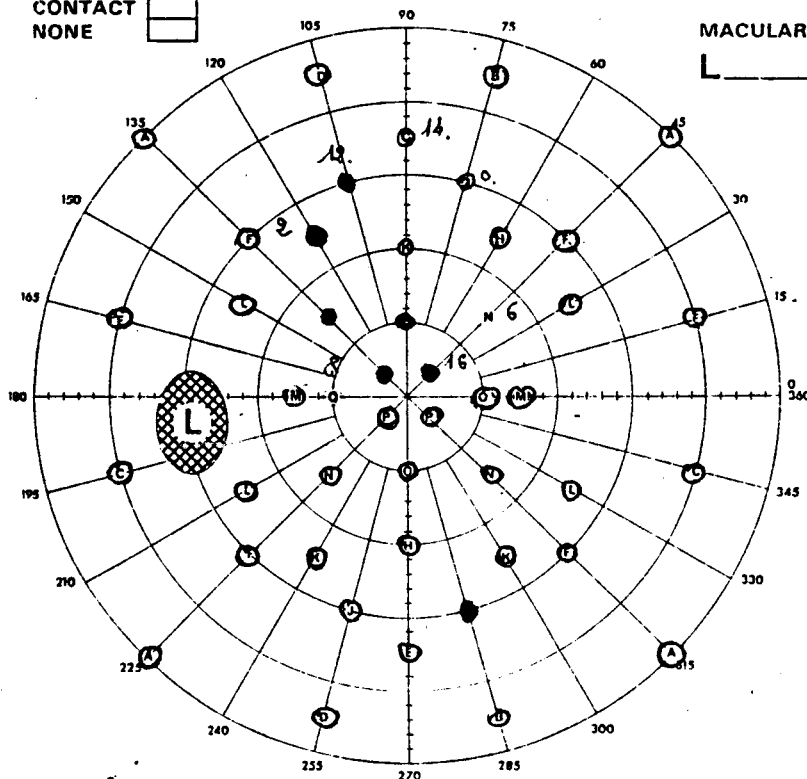
TESTED WEARING

NEAR
 DISTANCE
 CONTACT
 NONE

LEFT EYE

V.A. NEAR + 7.50
 V.A. DISTANCE _____
 WITNESS: GOOD/FAIR/POOR

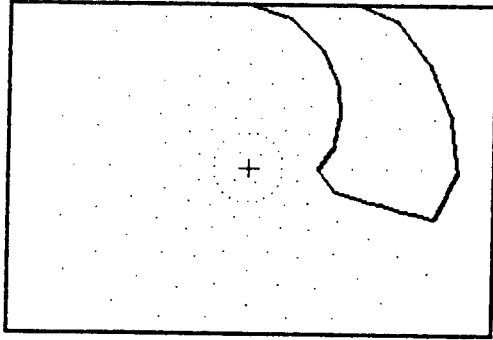
MACULAR T
 L _____



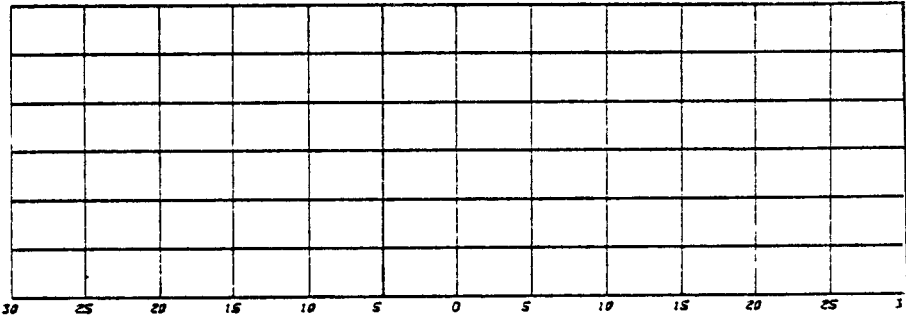
Exemple III : Scotome de Bjerrum bilatéral
 Prédominance de l'atteinte inférieure
 Le déficit est plus marqué à gauche.

Figure 10

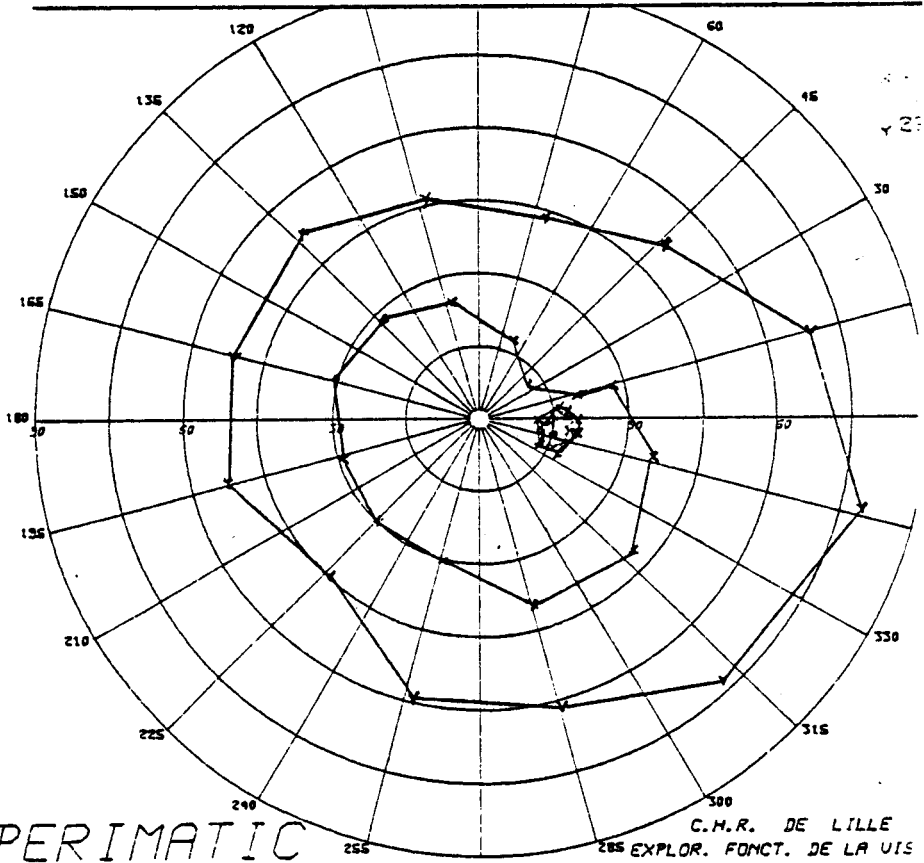
NOM- [REDACTED] ET L
AGE-1911
SEXE-F
OEIL-D



Nome	[REDACTED] ET L	OS	OD
Date:	24 10 83		△



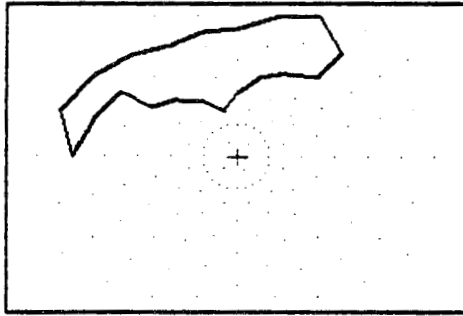
Collection Palezi



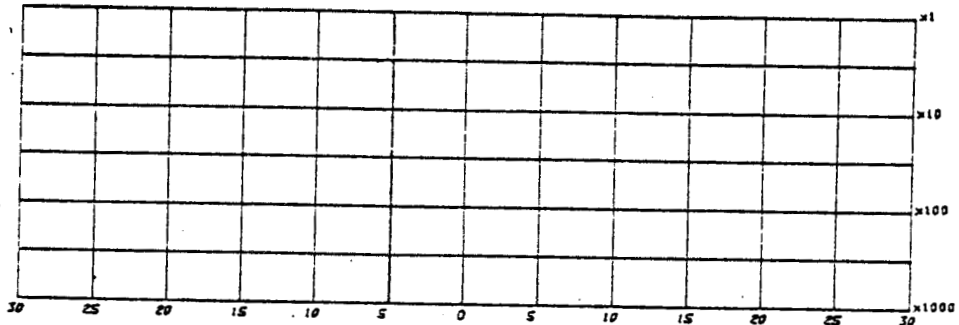
Exemple VI : Bjerrum supérieur.
Figure 11

V - 33

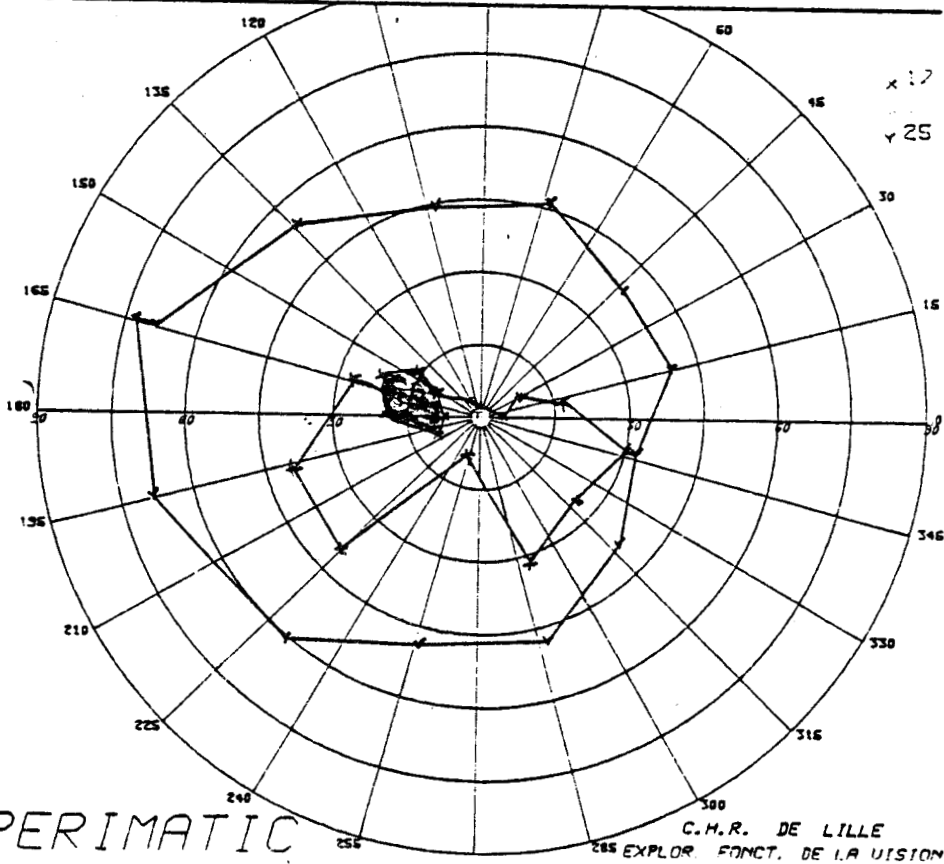
NOM- [REDACTED] AUD R
AGE-55
SEXE-M
OEIL-06



Nom: [REDACTED] AUD R
Date: 4 10 83
OS OD
 △

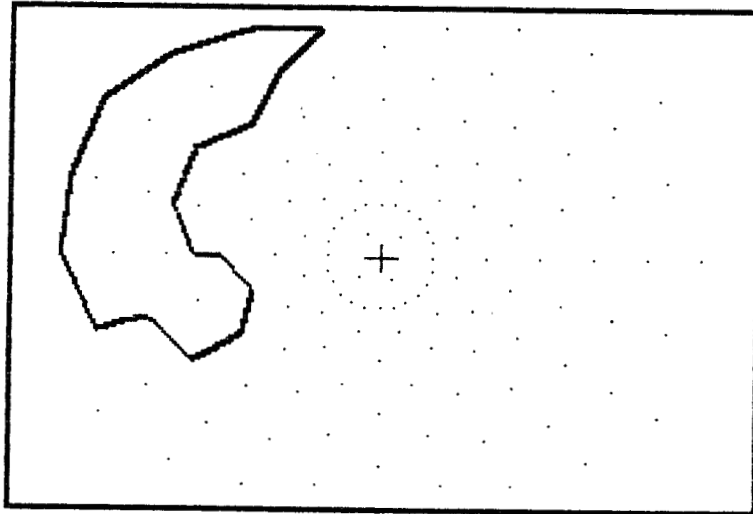


correction +4.50

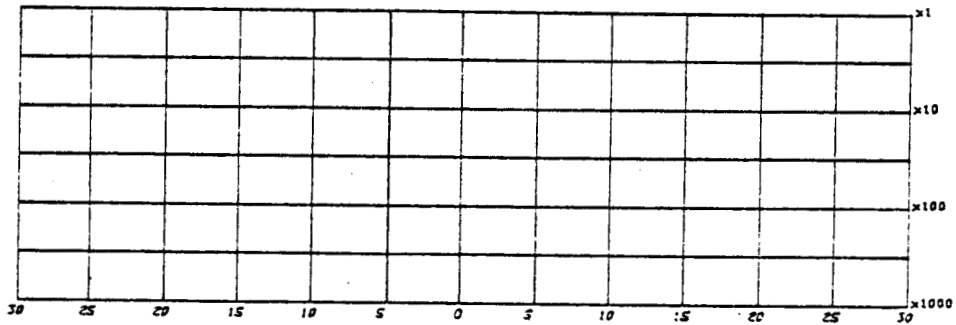


Exemple VII : Bjerrum supérieur
Figure 11

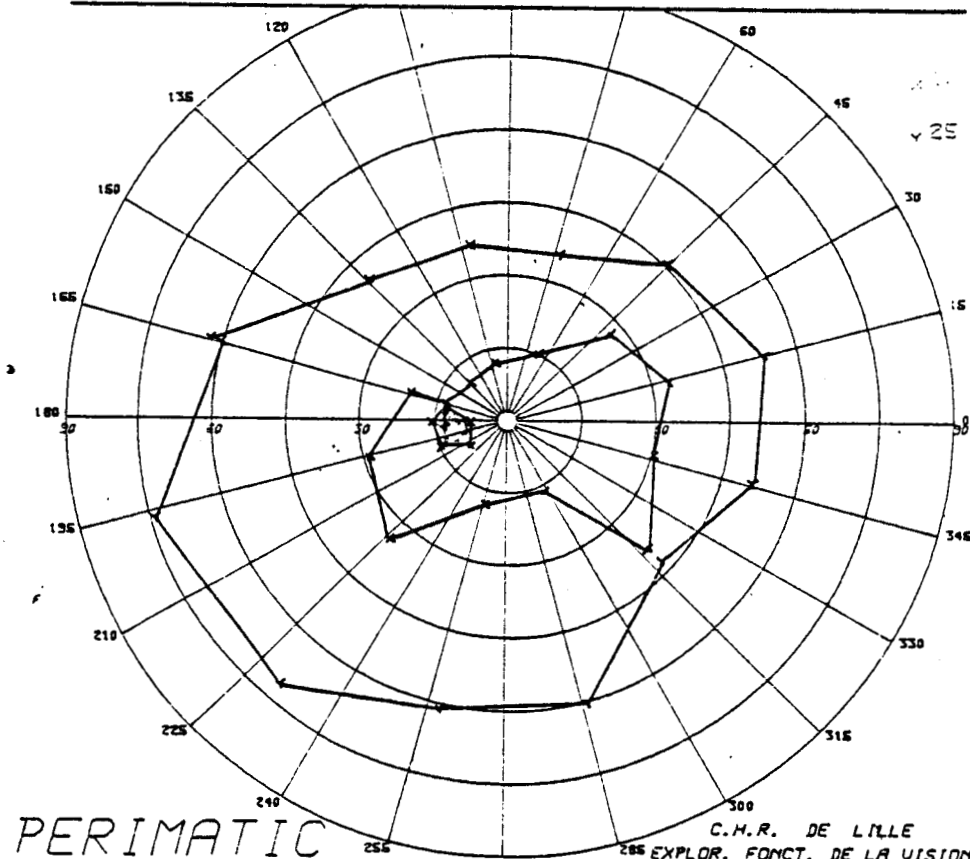
NOM- ████████ ET L
AGE-1911
SEXE-F
DEIL-G



Nom: ████████ ET L
Date: 24 10 83
OS OD
▲

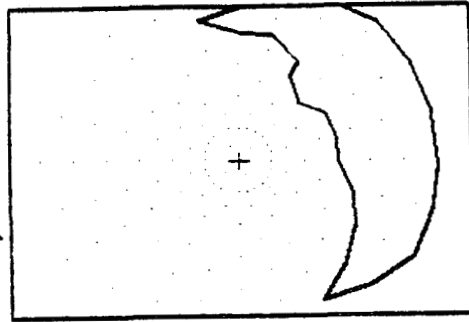


Correction Pointée



Exemple VII : Bjerrum supérieur.
Figure 11

NOM- [REDACTED] R
AGE-00
SEXE-F
OEIL-OD



D'après le dossier du malade :

- en 1979 l'appareil de Friedmann n'a détecté aucun scotome
- en 1982, un scotome de Bjerrum inférieur a été détecté à l'oeil droit avec un périmètre semi-automatique (Perimatic)
- en 1983, notre système a détecté chez ce même sujet un scotome de Bjerrum supérieur et inférieur à l'oeil droit.

Figure 12 : Application de notre système à la surveillance d'un malade.

V - CONCLUSION :

Les différentes simulations auxquelles nous avons procédé nous ont permis d'améliorer la stratégie par le choix des combinaisons de stimuli présentées et de la taille de fenêtre des plus proches voisins. Les essais ont montré l'intérêt de présenter les résultats sous forme de contours fermés. Cette présentation est très appréciée du personnel médical qui la compare à la grille des points non vus obtenue avec l'appareil de Friedmann.

Elle est également plus facilement exploitable que les isoptères des périmètres, dont les déformations sont parfois difficiles à interpréter. Les facteurs de luminance et le dispositif de positionnement du sujet par rapport à l'écran seront améliorés au cours de la validation clinique. Cette expérimentation devra aussi aboutir à définir la densité de points optimale et à choisir un système de reconnaissance automatique de la parole assez précis.

Les sujets apprécient la rapidité et la simplicité de l'examen. Enfin les résultats concordent avec ceux obtenus avec d'autres appareils cliniques.

CONCLUSION GÉNÉRALE

* * *

La simplification et l'automatisation de l'exploration du champ visuel s'impose comme un préalable à tout développement d'une politique de dépistage de masse du glaucome.

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été développés sur la base d'une étude approfondie de la communication entre un sujet soumis à un examen médical et un système automatique d'exploration du champ visuel. Cette étude a fait ressortir l'importance d'une communication vocale entre le sujet et le système et la nécessité d'apporter une stratégie multi-stimuli sans redondance de tests.

La mémorisation du déroulement de l'examen complet, suivie d'une confrontation des réponses du sujet aux différents tests présentés ont permis de reconstituer les déficits du malade à partir d'une information très limitée.

Les performances de cette nouvelle approche ont été testées lors d'essais cliniques. L'engouement des praticiens pour le système réalisé, pourtant encore loin de sa version industrialisable et commercialisable, montre l'intérêt de la nouvelle stratégie.

En particulier, le tracé automatique des déficits qui laisse au médecin toute liberté de décision en ce qui concerne l'affection, évite la phase fastidieuse de reconstitution de la carte de la rétine à partir d'informations élémentaires.

L'utilisation nouvelle d'un système de reconnaissance automatique de la parole pour les examens médicaux a permis de défricher un nouveau domaine de la communication homme/machine. L'évolution technologique rapide des matériels et la baisse de leur prix permet d'envisager à court terme un dialogue plus fiable.

Pour améliorer l'assimilation des informations envoyées au sujet, il serait intéressant de prévoir une synthèse vocale qui permettrait de parfaire la boucle fermée système-sujet.

Ajoutons aussi que la stratégie que nous avons mise en oeuvre est d'un compromis entre la précision et la rapidité d'examen. Proposer plusieurs programmes avec des nombres de stimuli différents au médecin serait un moyen de perfectionner notre système.

Il semblerait d'autre part que les réponses subjectives d'un sujet soient d'autant plus faibles que ce dernier réponde rapidement. Il serait intéressant d'étudier ce phénomène avec précision et d'en tenir compte pour valider les réponses. Une telle étude pouvait s'inscrire dans la vérification expérimentale des données d'ordre psychologique utilisée lors de l'analyse du dialogue homme-machine. En effet, ce type de données reste très général et doit éventuellement être mené lorsqu'il s'agit d'un sujet en position d'examen médical.

Notre approche montre qu'il est aujourd'hui possible d'envisager des examens systématiques du champ visuel sans nécessiter la formation de personnels spécialisés. Il est maintenant urgent d'implanter notre stratégie sur du matériel de type industriel dont le coût réduit devrait permettre une grande diffusion. Ce matériel serait d'une grande utilité pour les campagnes de dépistage de masse, pour la médecine du travail et la médecine légale.

Le mode de communication vocale ne se limite pas à un usage vocal. Il pourrait être employé dans les pays développés aussi bien que dans les pays en voie de développement. Notre système pourrait aussi éventuellement constituer des bases de données nécessaires à une recherche épidémiologique approfondie.

- ANNEXE I -

CARACTERISTIQUES TECHNIQUES DE QUELQUES
APPAREILS DE MESURE DU CHAMP VISUEL.

FIELDMASTER 101PR

Instrument : Fieldmaster 101 Visuel Field Plotter
Fabriqué par : Synemed Inc. Kerkely (CA), U.S.A.
Type : coupole hémisphérique (30cm de rayon)
Stratégie : Périmétrie statique - niveau de luminance constant
Programmes : - examen de la zone centrale (30°)
 - examen de la zone au-delà de 30°
 - Présentation de tous les stimuli
Stimulus : de couleur blanche (fibres optiques)
Luminance : 3 log. unit.
Contrôle de fixation : Contrôle de fixation de l'outil par infra-rouge
Répartition des stimuli : 10 stimuli à 10°
 10° - 25° 48 stimuli
 au-delà de 25°, 45 stimuli
 total : 99 stimuli
 la zone centrale (10°) n'est pas explorée
Sortie : Présentation des stimuli non perçus pour chaque niveau de
 luminance.

OCUPLOT

Instrument : Ocuplot Automatic Visual Field Screener
Fabriqué par : Coherent Inc., Palo Alto (CA), U.S.A.
Type : Coupole hémisphérique (rayon : 33cm)
Stratégie : Présentation des stimuli au même niveau de luminance périmétrie
 statique
Programmes : 127 stimuli sont présentés
Stimulus : jaune verdâtre (LEDS)
Luminance : 1,5 log unit.
Contrôle de fixation : Contrôle de fixation de l'oeil
Répartition des stimuli : .La zone fovéale n'est pas examinée
 .à 10°, 8 stimuli
 .10° - 25°, 99 stimuli
 .au-delà de 25° - 20 stimuli
 .total : 127 stimuli
Sortie : Points manquants affichés en rouge et recopiés manuellement sur une
 carte.

a.1.2.

PERITEST

Instrument : Peritest

Fabriqué par :

Type : Coupole hémisphérique (30cm de rayon)

Stratégie : Périmétrie statique, mono-stimuli et multi-stimuli

Stimulus : 560 nm, LED - Durée : 0,2 sec., diamètre : 30'

Luminance : 3.4 log Unit.

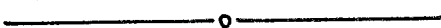
Contrôle de fixation : automatique

Répartition : à moins de 25° : 151 positions

total : 206

Sortie des résultats : points marquants avec différents niveaux de luminance
pas d'imprimante automatique

Poids : 120 kg.



AUTO PERIMETER 2000

Instrument : Auto-Perimeter 2000

Fabriqué par : Cooper Vision Dicon (CA), U.S.A.

Type : Console de rayon 33 cm

Stratégie : Périmétrie statique

Stimulus : 0-10,000 ASB - lumière à 570 nm (LED) - durée 10 sec.

Contrôle de fixation : Contrôle par opérateur

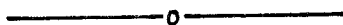
Répartition : 362 stimuli - 21 pour la tache aveugle

Sortie des résultats : automatique.

a.I.3.

VFA Mk II

Instrument : Friedmann Visual Field Analyser Mk II
Fabriqué par : Clement Clarke International Ltd, London, Angleterre
Type : Multi-stimuli - campimétrie statique - distance oeil-écran : 33cm
compensation de la luminance en périphérie
Stratégie : non automatique
Stimulus : Flash de lumière blanche
Luminance : 2.6 log Unit.
Contrôle de fixation : non existante
Répartition : à 10° : 33 stimuli + mesure de la fovéa
10° - 25° : 66 stimuli
Sortie : manuelle



COMPETER

Instrument : Competer Perimeter
Fabriqué par : Bara Electronik AB, Lund, Suède
Type : Campimètre (distance oeil-écran : 30 cm)
Stratégie : Programme en supraliminaire pour le dépistage
Programme avec différents niveaux de luminance
Stimulus : jaune verdâtre (LED)
Luminance : 4.0 log Unit.
Contrôle de fixation : stimulus de contrôle (tache aveugle)
Répartition : La sensibilité centrale n'est pas mesurée
à 10° : 12 stimuli
10° - 25° : 52 stimuli
Sortie : Imprimante automatique des résultats.

- ANNEXES II -

a.II.i.

. Annexe II.a. : Evolution prix/performances des app. monolo. de mots isolés.

	1980	1985	1990
<u>Bas de gamme</u> - vocabulaire { - taux d'erreur - type	200 \$ 20 mots 10 % Speechlab	10 \$ 20 mots 5 %	10 \$ 20 mots 1 %
<u>Haut de gamme</u> - vocabulaire { - taux d'erreur - type	1 000 \$ 100 mots < 1 % V R M	200 \$ 100 mots < 1 %	20 \$ 100 mots < 1 %

. Annexe II.b. : Spécifications techniques de la carte Speechlab.

- Constructeur - Heursitics (U.S.A.)
- Modèle - 20A-32
- Vocabulaire - 32 Mots
- Monolocuteur
- Mots isolés
- Taux d'erreur - 5 à 10 %
- Prix - 200 \$
- Langage de programmation - BASIC entier
- Adaptable sur Apple II
- Nombre de phases d'apprentissage - 3
- Place mémoire nécessaire pour le dictionnaire de référence - 4K
- Hardware - 1 ROM de 1K contenant en partie l'algorithme de programmation, deux filtres passe-bande avec deux bits d'amplitude, deux comparateurs et un amplificateur linéaire.

a.II.2.

ANNEXE II.c.

Précision de la carte Speechlab pour les chiffres 0-1-2-3-4 dits dans différentes langues.

Marocain

I \ J	0	1	2	3	4
0	100	0	0	0	0
1	0	89	11	0	0
2	0	29	64	7	0
3	0	0	0	100	0
4	4	0	0	22	74

Précision - 85 %

Anglais

I \ J	0	1	2	3	4
0	100	0	0	0	0
1	0	100	0	0	0
2	0	0	100	0	0
3	0	0	0	100	0
4	2	3	0	0	95

Précision - 99 %



a.II.3.

Arabe algérien

I \ J	0	1	2	3	4
0	93	0	7	0	0
1	1	80	0	19	0
2	2	0	98	0	0
3	9	0	0	91	0
4	0	12	0	0	88

Précision - 90 %

Kabyle

I \ J	0	1	2	3	4
0	97	0	3	0	0
1	0	100	0	0	0
2	2	0	98	0	0
3	3	0	0	88	9
4	0	0	0	12	88

Précision - 94 %



a.II.4.

Russe

I \ J	0	1	2	3	4
0	100	0	0	0	0
1	3	95	0	2	0
2	0	0	100	0	0
3	6	0	0	85	9
4	7	1	0	48	40

Moyenne - 85 %

Espagnol

I \ J	0	1	2	3	4
0	100	0	0	0	0
1	0	32	4		64
2	0	0	64	36	0
3	0	0	0	100	
4	0	3	4		93

Précision - 79 %

a.II.5.

. Annexe II.d. : Rémanence et gamme chromatique de quelques phosphores d'écran.

Phosphore	Gamme chromatique		Rémanence	
	Fluorescence	Phosphorescence	10 %(s)	1 %(s)
P1	Jaunâtre-vert	Jaunâtre-vert	24×10^{-3}	
P4	Blanc	Blanc	22×10^{-3} 60×10^{-3}	150×10^{-3} 470×10^{-3}
P7	Violet-bleu	Jaunâtre-vert	$46..60 \times 10^{-6}$ 0,4...3	300×10^{-6} 3
P11	Bleu	Bleu	$35..50 \times 10^{-6}$	
P31	Vert	Vert	35×10^{-6}	250×10^{-6}
P39	Jaunâtre-vert	Jaunâtre-vert	150×10^{-3}	

- ANNEXE III -

MODIFICATION DE LA GRILLE DE POINTS PRESENTES

a.III.1.

A partir de la grille de points que nous avons adoptée (Chapitre III, figure 7), nous allons définir des formules mathématiques qui vont nous permettre de doubler, tripler ou quadrupler le nombre de stimuli sans procéder à la rénumérotation de la grille et au choix des combinaisons de points à présenter.

Les calculs sont développés sur la base de la formule (10) du Chapitre III.

$$K(R, \theta) = \text{INT} \left[\frac{360}{\Delta R \cdot \Delta \theta} \cdot R \right] + \text{INT} \left[\frac{\theta}{\Delta \theta} \right] - \text{INT} \left[\frac{360}{\Delta \theta} \right] \quad (1)$$

On cherche la forme mathématique de l'expression $K'(R, \theta) = f(K, \Delta \theta, \Delta \theta', \Delta R, \Delta R')$ donnant les numéros $K'_\alpha (R, \theta)$ de la nouvelle grille à partir du point de numéro $K(R, \theta)$ dans la grille de base.

ΔR et $\Delta \theta$ sont les pas de variations définis au Chapitre III et égaux à 10 et 15° dans la grille de base. $\Delta R'$ et $\Delta \theta'$ sont des pas de variation dans la nouvelle grille.

1° Doublement du nombre de stimuli : $\Delta R = 2\Delta R'$, $\Delta \theta = 2\Delta \theta'$

Pour conserver la configuration de la grille de base, chaque case de cette grille sera divisée en quatre (Figure 1).

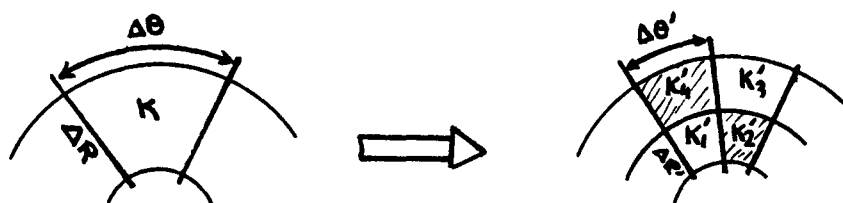


Figure 1 : Division d'une case en 4 cases.

a.III.2.

Parmi les quatre points obtenus au cas-b de la figure 1, seuls deux sont présentés. En remplaçant $\Delta R'$ par sa valeur $\frac{\Delta R}{2}$ et $\Delta \theta'$ par $\frac{\Delta \theta}{2}$ dans la formule donnant K' en fonction de R et θ , nous obtenons :

$$K'_1 = 2.K + \frac{360}{\Delta \theta} \quad K'_2 = 2.K + \frac{360}{\Delta \theta} - 1$$

$$K'_3 = 2.K + \frac{360}{\Delta \theta} \times 2 - 1 \quad K'_4 = 2.K + 2 \times \frac{360}{\Delta \theta}$$

Les points que nous utiliserons seront K'_2 et K'_4 .

La figure 2 nous montre la différence de densité de points de la grille de base et d'une grille où nous avons doublé le nombre de stimuli à présenter. Dans ce cas bien particulier, si nous prenons la combinaison $C = \{19, 22, 3\}$ de la grille-a, elle donne deux nouvelles combinaisons C'_1 et C'_2 dans la grille-b, en utilisant les formules donnant K'_2 et K'_4 .

$$C'_1 = \{67, 67, 29\} \text{ et } C'_2 = \{86, 92, 54\}$$

2° On triple le nombre de stimuli : $\Delta R = 3.\Delta R', \Delta \theta = 3 \Delta \theta'$

Comme dans le cas précédent, pour garder la configuration de la grille de base, chaque case sera divisée en 9 (figure 3).

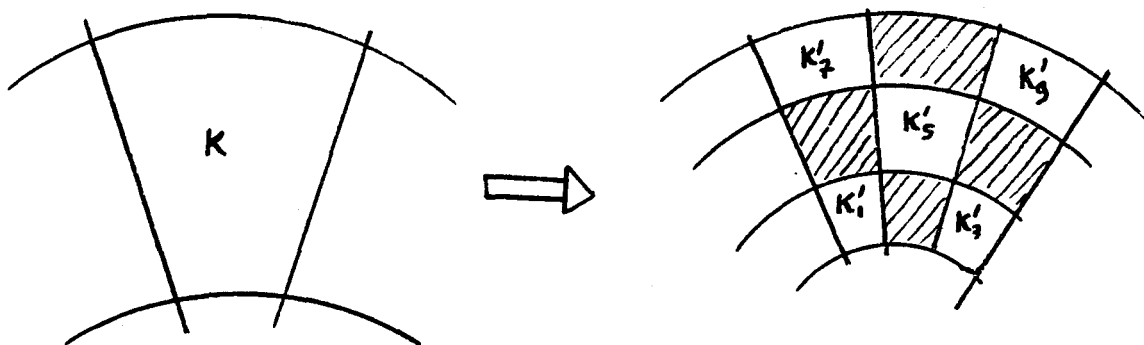
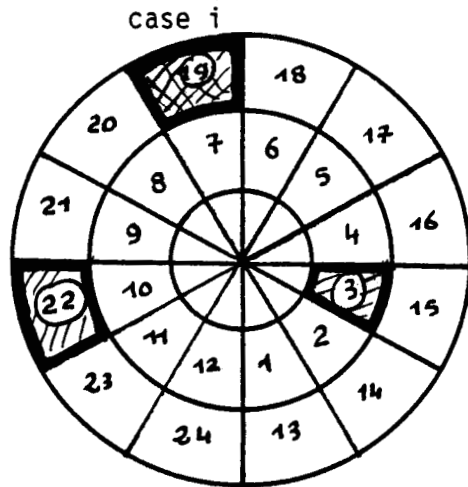
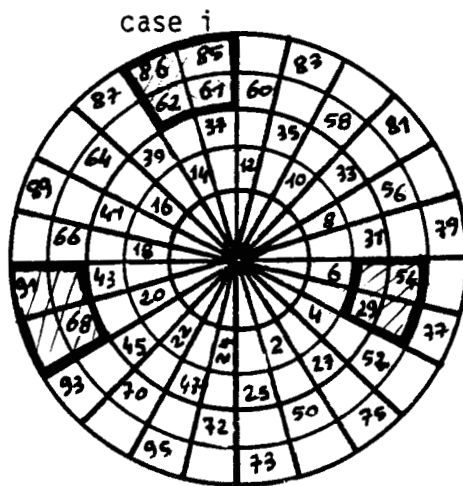


Figure 3 : Division d'une case en 9 cases.

a.III.3.



Grille - a



Grille - b

Figure 2 : Grille doublée suivant le rayon et l'angle.

$$\cdot \Delta R_2 = \frac{\Delta R_1}{2}$$

$$\cdot \Delta \theta_2 = \frac{\Delta \theta_1}{2}$$

La grille - b est 4 fois plus dense que la grille - a.



a.III.4.

Les points que nous aurons à présenter sont K'_1, K'_3, K'_5, K'_7 et K'_9 et ils sont obtenus à partir du point K par les formules suivantes :

$$K'_1 = 3xK+72$$

$$K'_3 = 3xK+70$$

$$K'_5 = 3xK+95$$

$$K'_7 = 3xK+120$$

$$K'_9 = 3xK+118$$

3° On quadruple le nombre de stimuli: $\Delta R = 4\Delta R', \Delta \theta = 4\Delta \theta'$

Comme le montre la figure 4, chaque point K de la grille de base sera scindé en 16 dont seulement 8 seront présentés pour garder la configuration de base.

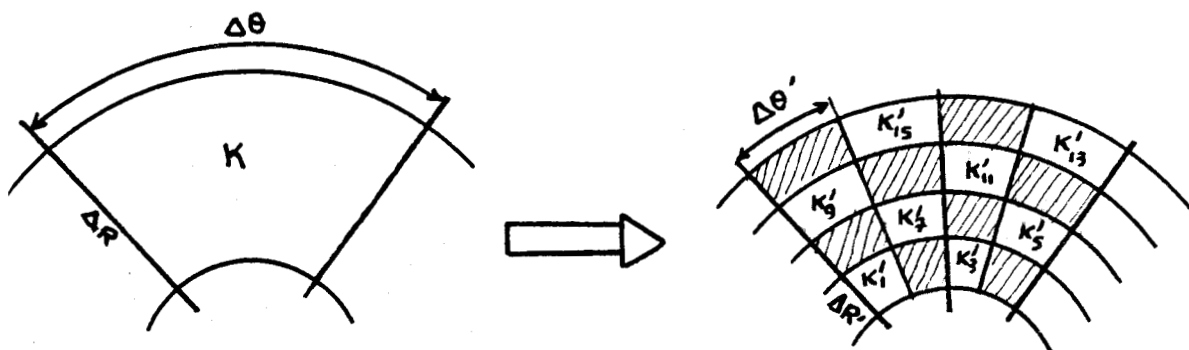


Figure 4 : Division d'une case en 16 cases.

Nous aurons 8 points à présenter. Leurs numéros seront obtenus à partir des formules suivantes :

$$K_1 = 4xK+96$$

$$K_9 = 4xK+248$$

$$K_3 = 4xK+94$$

$$K_{11} = 4xK+246$$

$$K_7 = 4xK+187$$

$$K_{15} = 4xK+343$$

$$K_5 = 4xK+184$$

$$K_{13} = 4xK+341$$

a.III.5.

4° Conclusion

A partir de la grille de base, nous pourrions multiplier le nombre de stimuli à présenter en appliquant les différentes formules établies dans cette annexe.

Nous n'avons pas appliqué ces formules dans notre programme d'examen, car lors des essais cliniques les résultats nous ont montré que la grille que nous avons adoptée suffisait pour détecter des scotomes pouvant être de la taille de la tache aveugle. Nous avons aussi estimé que le compromis finesse de l'examen/durée de l'examen est satisfaisant. Il semble inutile de rallonger cette durée en multipliant le nombre de stimuli dans le seul but de rechercher des scotomes plus petits.

Ces formules nous montrent néanmoins que la numérotation que nous avons effectuée pourrait s'adapter à la recherche plus précise de la frontière des scotomes que nous localisons.

- ANNEXE IV -

EXEMPLES DE COMBINAISONS PRESENTEES

a.IV.1.

- Positions des points P(i,j) de numéros K(i,j) dans le tableau C.

J \ I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	90	.	92	.	94	.	96	.	98	.	60	.	62	.	64	.	66	.	68	.	70	.	72
4	73	.	75	.	77	.	79	.	81	.	83	.	85	.	87	.	89	.	91	.	93	.	95	.
5	.	98	.	100	.	102	.	104	.	106	.	108	.	110	.	112	.	114	.	116	.	118	.	120
6	121	.	123	.	125	.	127	.	129	.	131	.	133	.	135	.	137	.	139	.	141	.	143	.
7	.	146	.	148	.	150	.	152	.	154	.	156	.	158	.	160	.	162	.	164	.	166	.	168
8	169	.	171	.	173	.	175	.	177	.	179	.	181	.	183	.	185	.	187	.	189	.	191	.
9	.	194	.	196	.	198	.	200	.	202	.	204	.	206	.	208	.	210	.	212	.	214	.	216
10	217	.	219	.	221	.	223	.	225	.	227	.	229	.	231	.	233	.	235	.	237	.	239	.
11	.	242	.	244	.	246	.	248	.	250	256	.	258	.	260	.	262	.	.
12	.	.	261	.	263	.	264	.	267	279	.	281	.	283	.	285	.	.	.

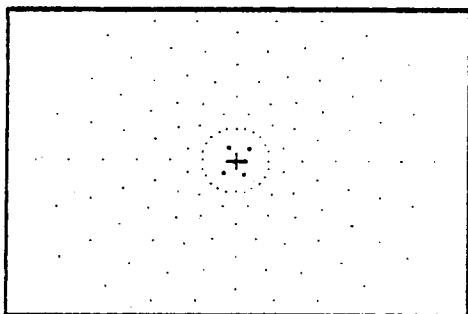
- Position des 60 combinaisons dans le tableau C (i,j)

J \ I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
3	.	43	.	21	.	38	.	21	.	54	.	46	.	38	.	31	.	14	.	46	.	36	.	54
4	40	.	11	.	6	.	40	.	9	.	11	.	41	.	20	.	9	.	41	.	6	.	20	.
5	.	16	.	12	.	15	.	48	.	31	.	16	.	22	.	46	.	48	.	15	.	12	.	22
6	14	.	8	.	26	.	16	.	5	.	30	.	48	.	13	.	30	.	22	.	18	.	28	.
7	.	24	.	28	.	23	.	33	.	32	.	43	.	32	.	35	.	24	.	43	.	35	.	23
8	13	.	18	.	42	.	10	.	8	.	37	.	8	.	5	.	27	.	5	.	13	.	42	.
9	.	19	.	50	.	14	.	7	.	37	.	29	.	26	.	25	.	23	.	25	.	34	.	50
10	7	.	47	.	44	.	47	.	44	.	10	.	52	.	37	.	34	.	52	.	19	.	51	.
11	.	57	.	45	.	57	.	45	.	38	39	.	55	.	60	.	39	.	.	.
12	.	.	58	.	56	.	58	.	56	59	.	56	.	59	.	55	.	.	.

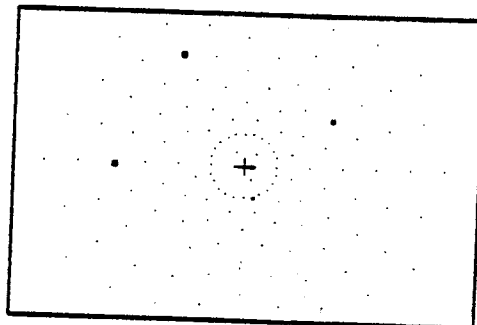


a.IV.2.

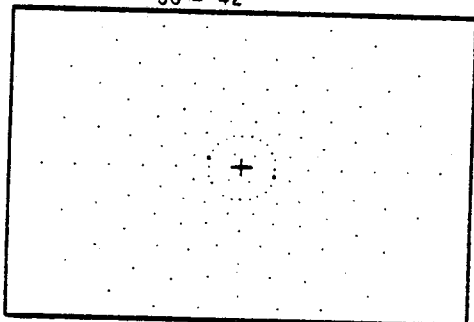
3 - 10 - 15 - 22



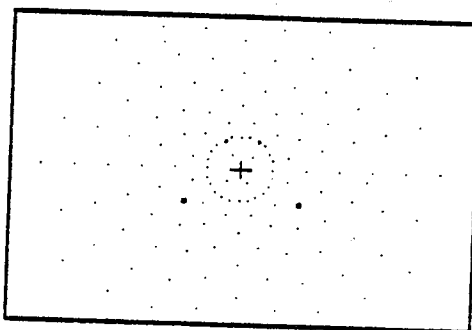
26 - 129 - 183 - 187



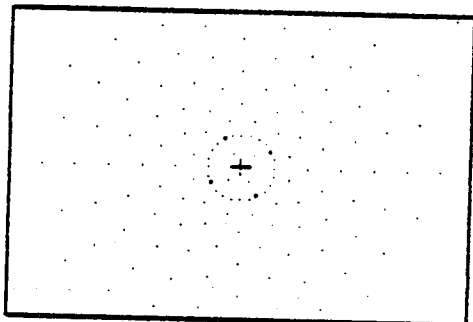
30 - 42



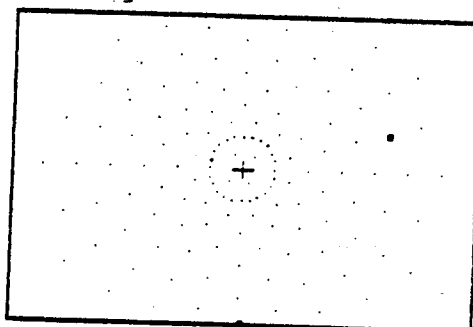
35 - 39 - 77 - 93



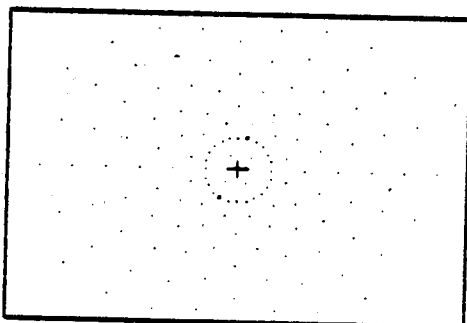
27 - 33 - 39 - 45



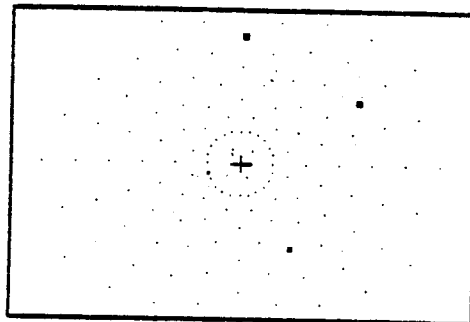
42 - 200 - 217



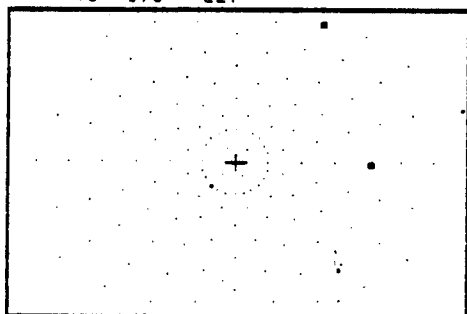
48 - 35



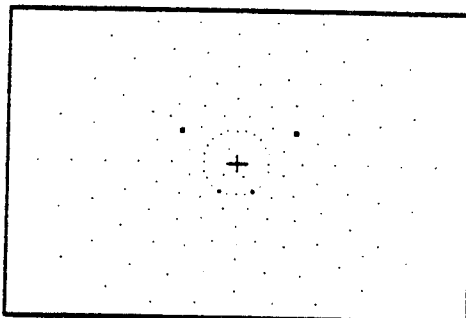
44 - 123 - 177 - 181



46 - 175 - 227

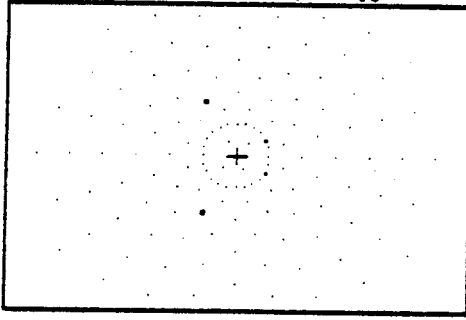


27 - 47 - 81 - 89

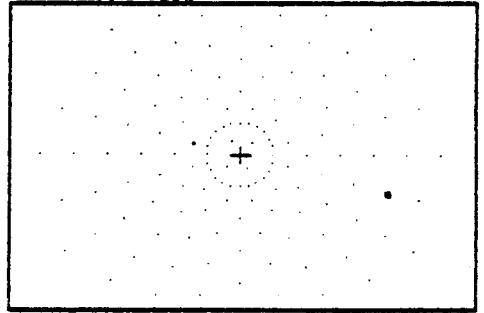


a.IV.3.

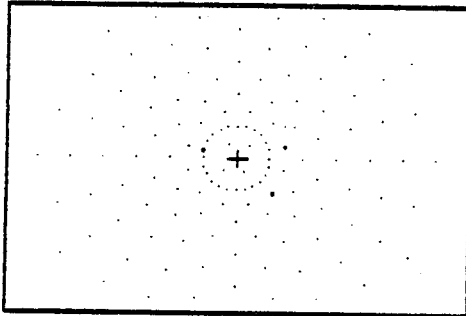
29 - 33 - 87 - 95



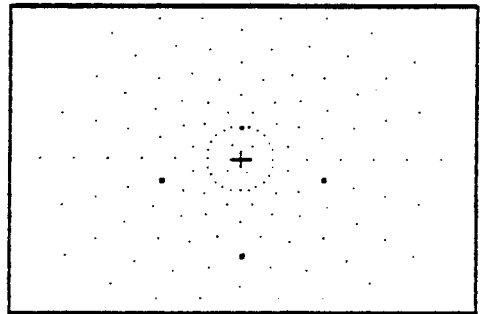
66 - 198



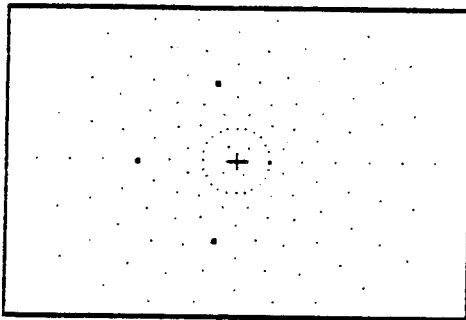
42 - 52 - 56



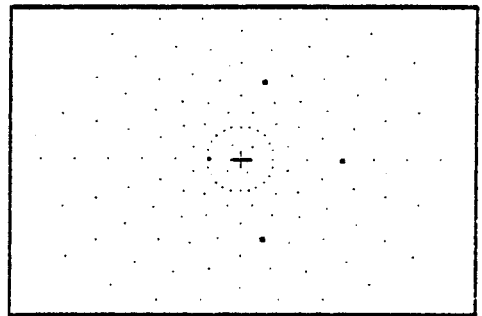
37 - 102 - 116 - 121



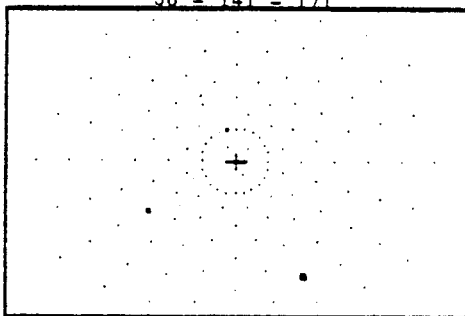
31 - 110 - 120 - 139



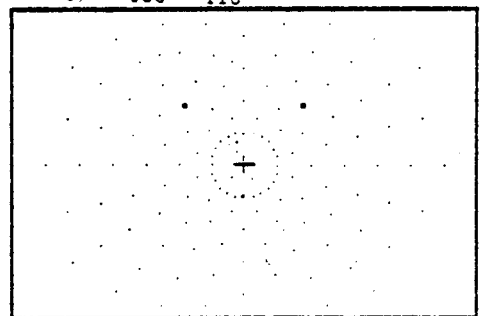
43 - 98 - 108 - 127



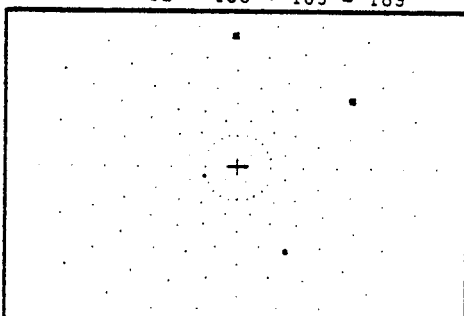
38 - 141 - 171



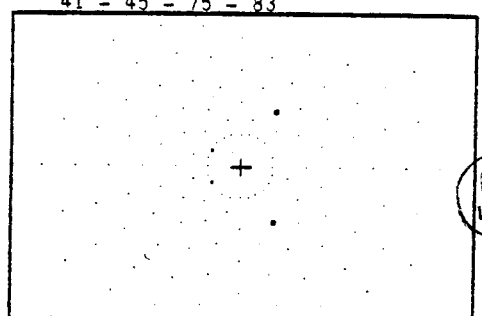
37 - 100 - 118



32 - 135 - 169 - 189



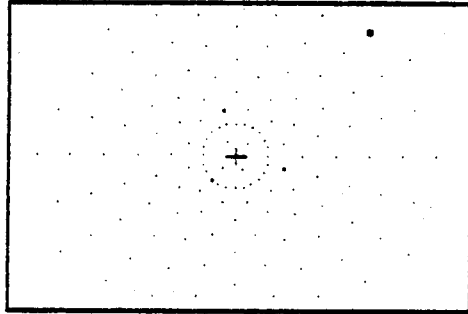
41 - 45 - 75 - 83



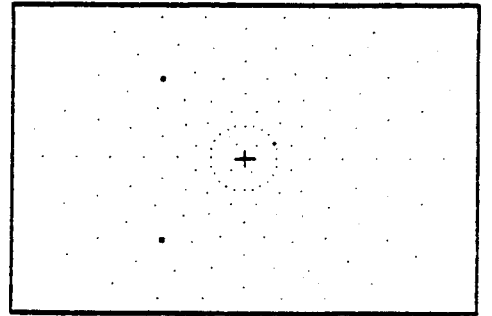
BHS
LALL

a.IV.4.

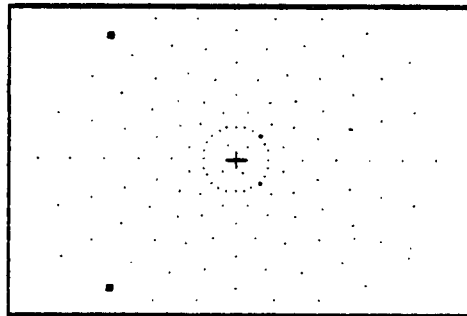
46 - 54 - 62 - 250



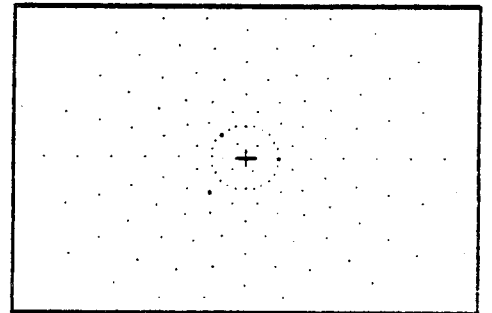
33 - 160 - 166



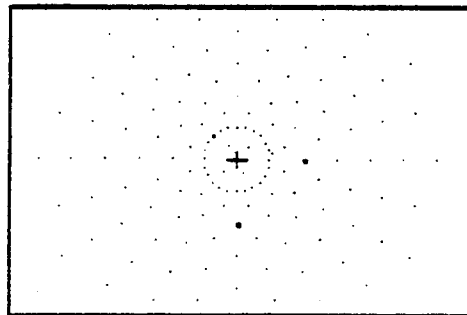
28 - 34 - 256 - 262



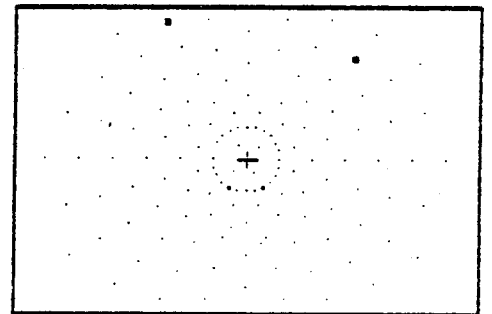
31 - 40 - 70



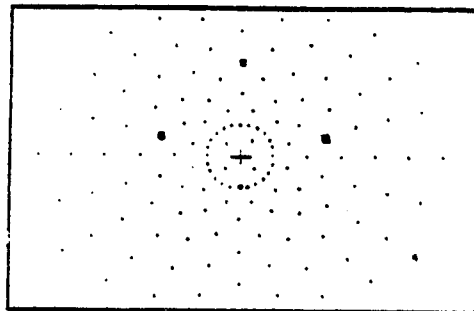
40 - 73 - 79



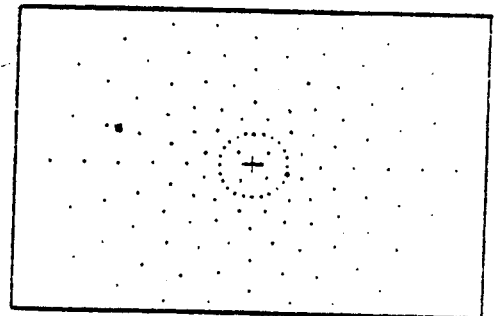
27 - 47 - 202 - 231



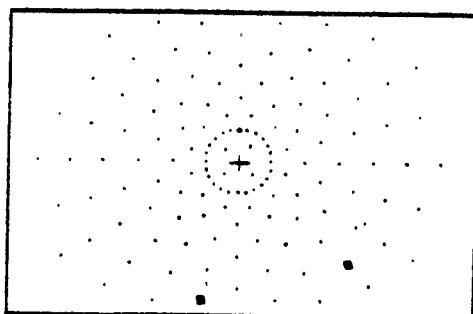
25 - 104 - 114 - 133



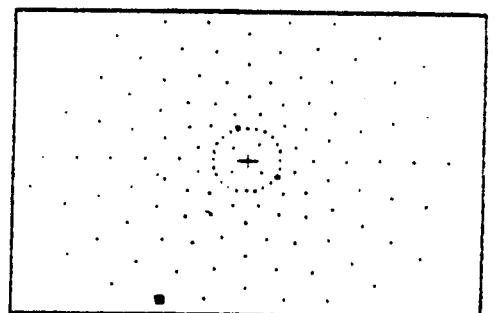
42 - 174



37 - 196 - 216

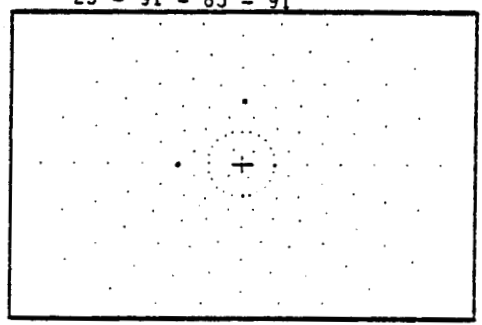


30 - 88 - 239

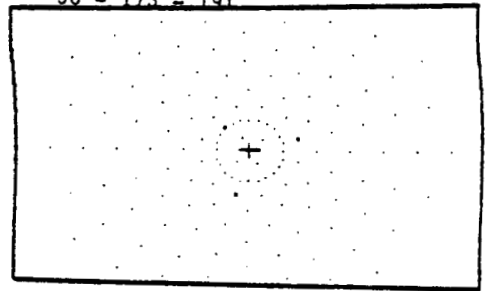


a.IV.5.

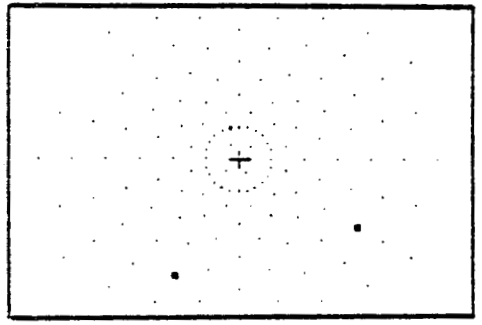
25 - 91 - 85 - 91



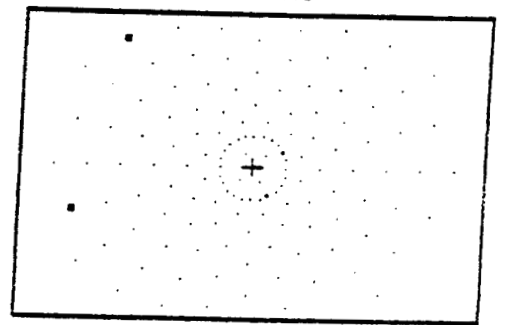
38 - 173 - 191



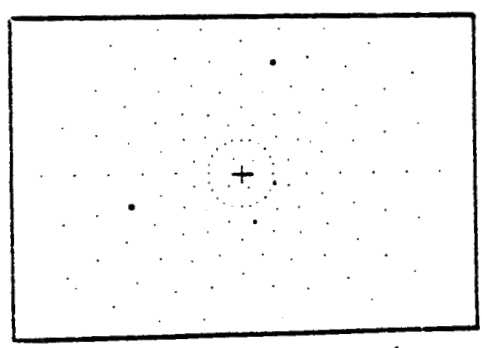
38 - 173 - 191



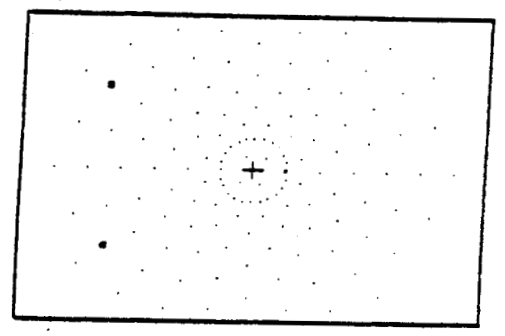
39 - 45 - 244 - 248



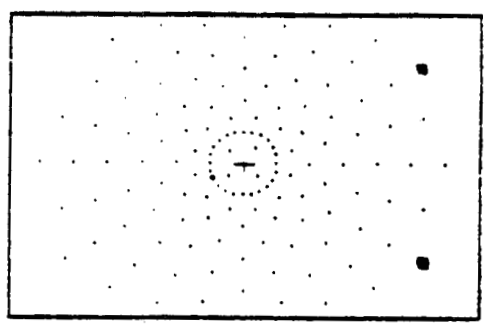
30 - 50 - 156 - 164



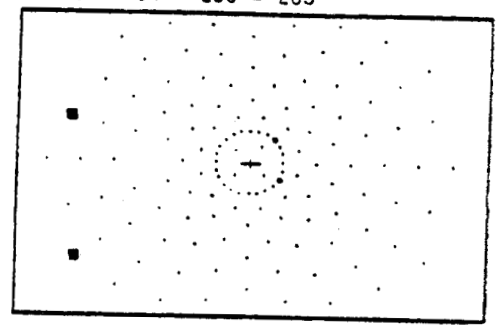
43 - 221 - 225



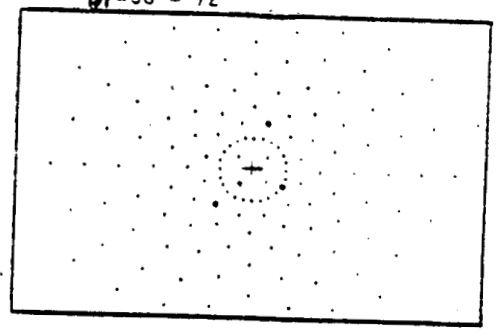
45 - 269 - 273



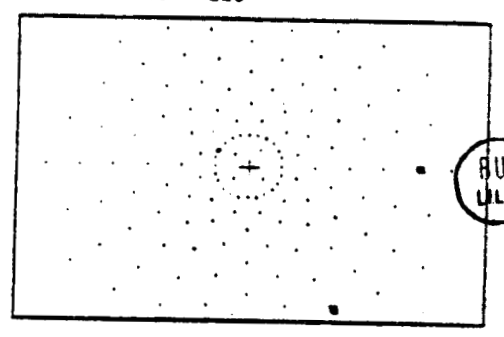
29 - 34 - 258 - 285



41 - 58 - 72



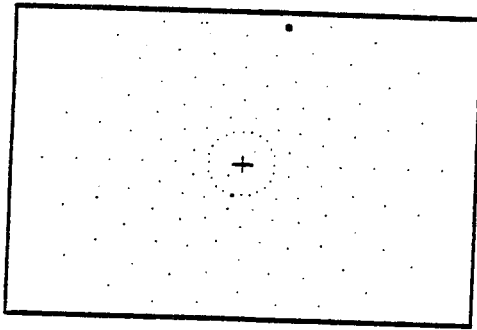
47 - 219 - 223



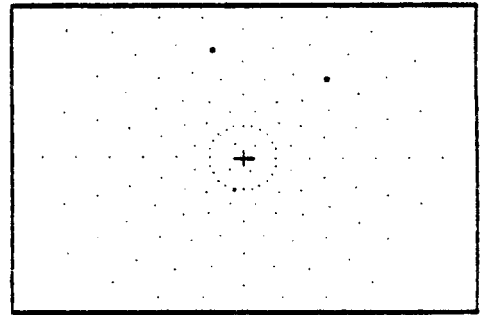
BUS
LILLE

a.IV.6.

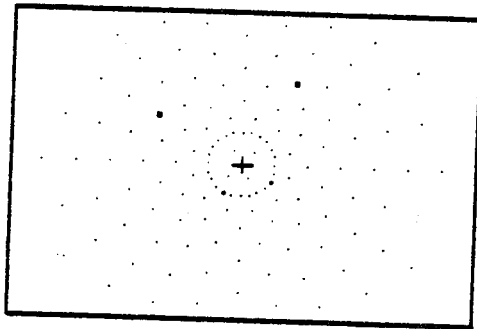
48 - 204



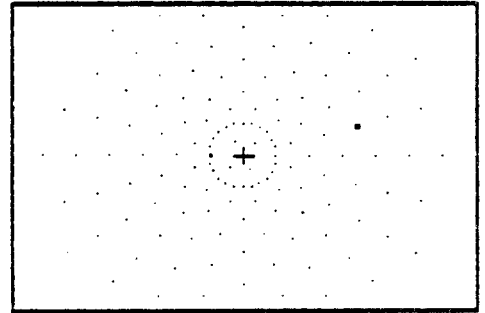
48 - 154 - 158



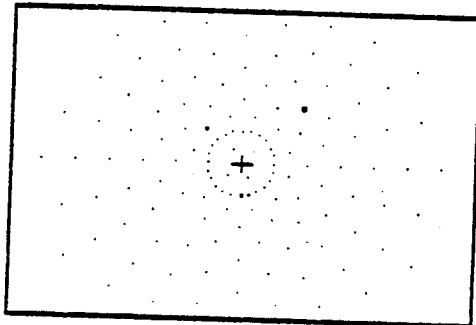
29 - 47 - 131 - 137



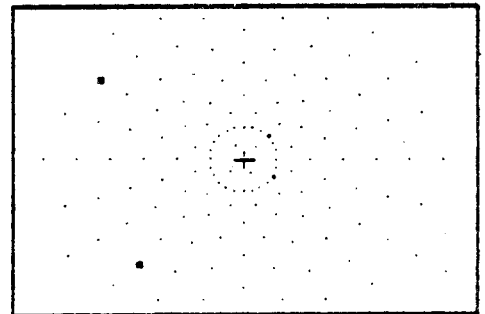
43 - 152



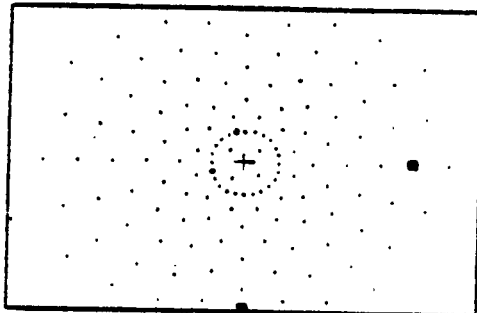
25 - 64 - 106



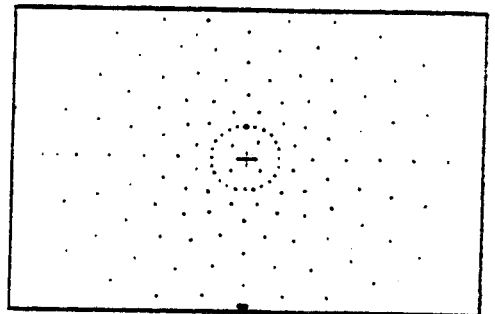
29 - 34 - 214 - 233



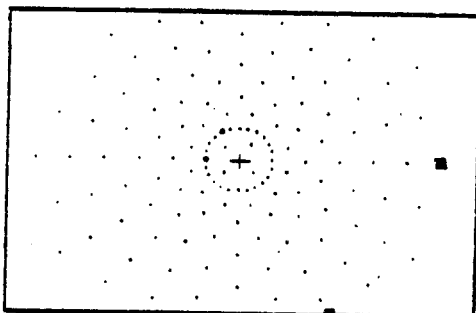
26 - 32 - 235 - 229



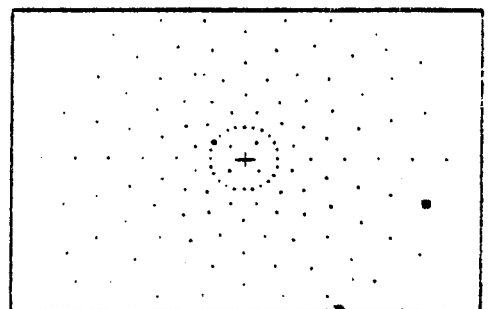
37 - 217



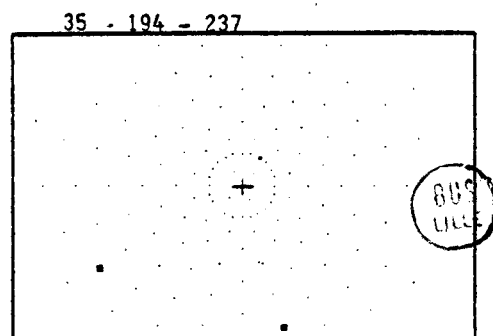
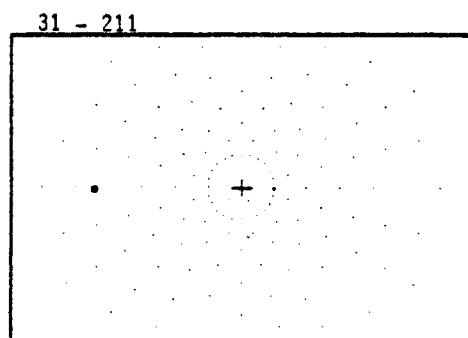
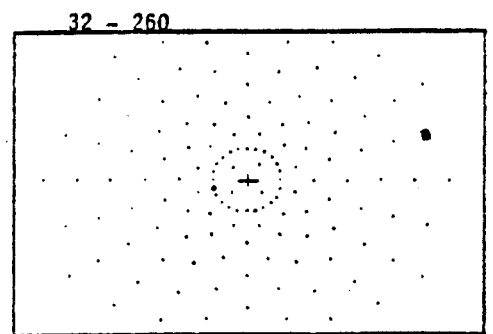
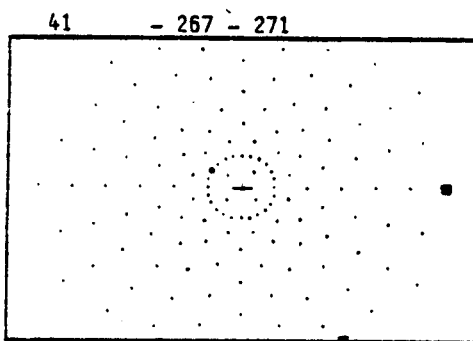
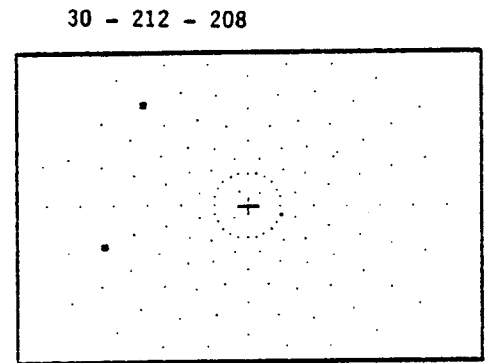
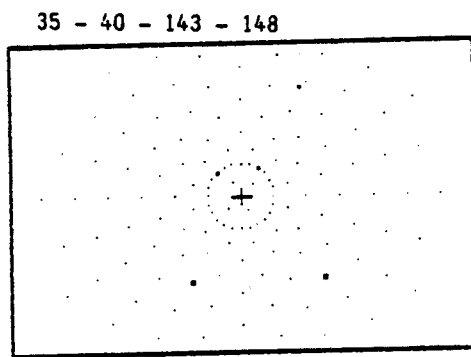
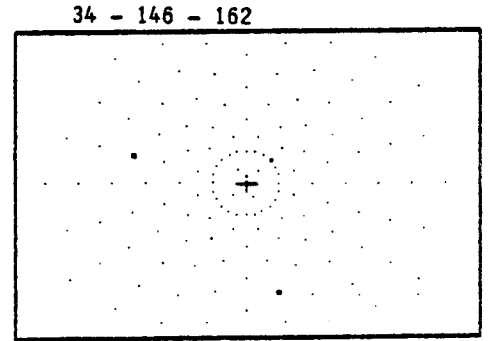
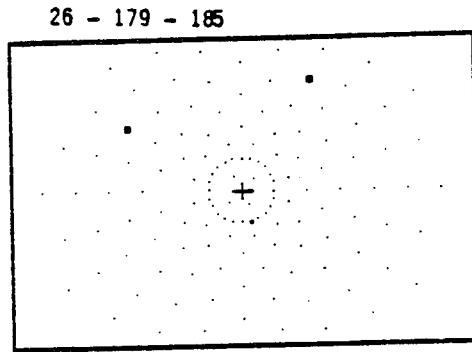
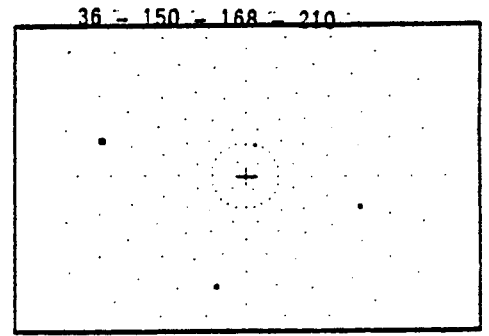
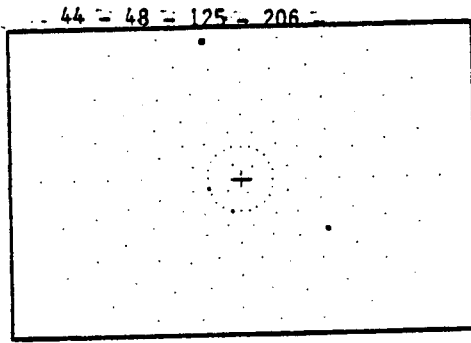
45-41 - 267 - 271



40 - 242 - 246



a.IV.7.



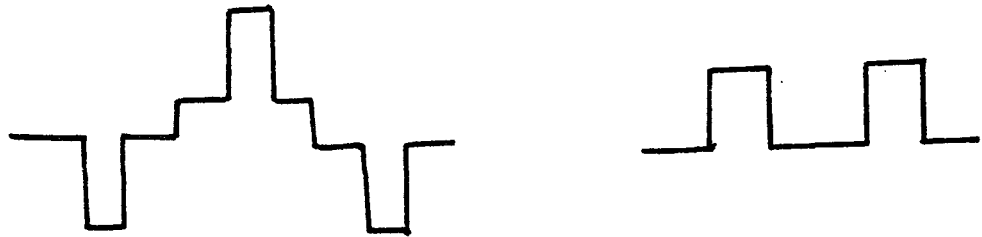
- ANNEXE V -

VARIATION DE LUMINANCE

a.V.1.

Pour faire varier la luminance d'un point sur un écran cathodique par de simples instructions de programme, nous allons étudier le principe d'une carte compatible avec le microcalculateur Apple II et ceci, sans avoir recours aux processeurs graphiques dont le prix reste encore élevé.

Nous savons que sur un tube cathodique, le niveau de blanc varie avec le niveau des impulsions du signal vidéo pur (figure 1).



a) Signal vidéo composite

b) Signal vidéo pur

Figure 1 : Signal vidéo

Modelant le signal vidéo pur, nous modulerons le niveau de blanc du signal vidéo composite.

Pour ce faire, nous proposons le montage du réseau de résistances de la figure 2.

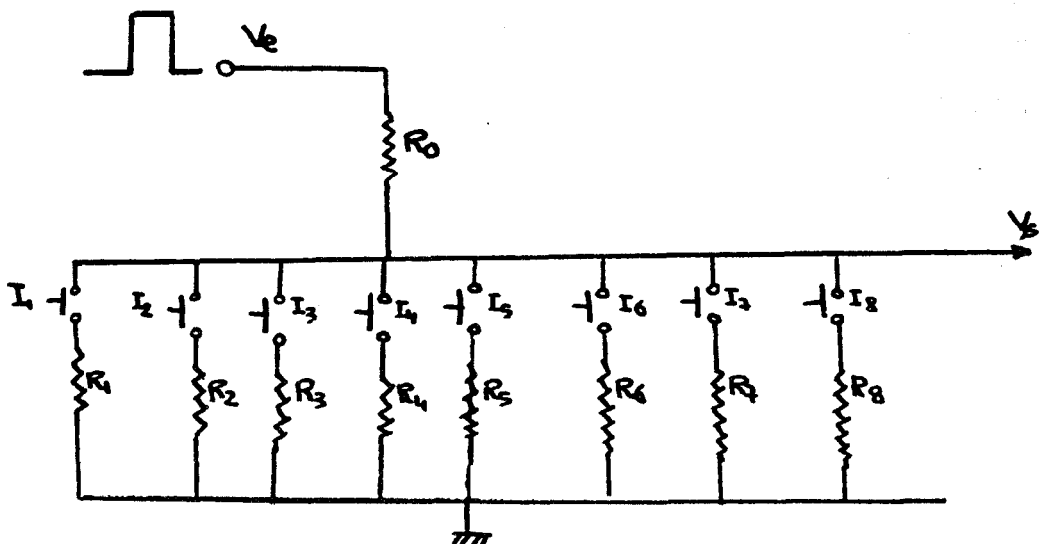


Figure 2 : Montage de ponts de résistances.

a.V.2.

En fermant un interrupteur I_i , $i = 1, 2, \dots, N$, nous aurons en sortie :

$$V_s = K_i V_e \quad , \quad \text{telle que } K_i = \frac{R_i}{R_0 + R_i} \quad , \quad i = 1, \dots, N$$

dans le cas où $N = 8$, nous aurons théoriquement 255 niveaux de luminance obtenus en combinant les 8 fermetures de 8 interrupteurs. Les résistances étant bien choisies, mais nous allons commander par programmation la fermeture des différents interrupteurs en utilisant les 8 lignes de données du calculateur.

L'interrupteur I_i sera en position fermée si la ligne N_e donnée D_i est mise au niveau logique 1. Cette situation demeurera tant que un nouveau choix de luminance ne sera pas fait. Ceci est assuré par l'utilisation d'un registre tampon ou latch (figure 3).

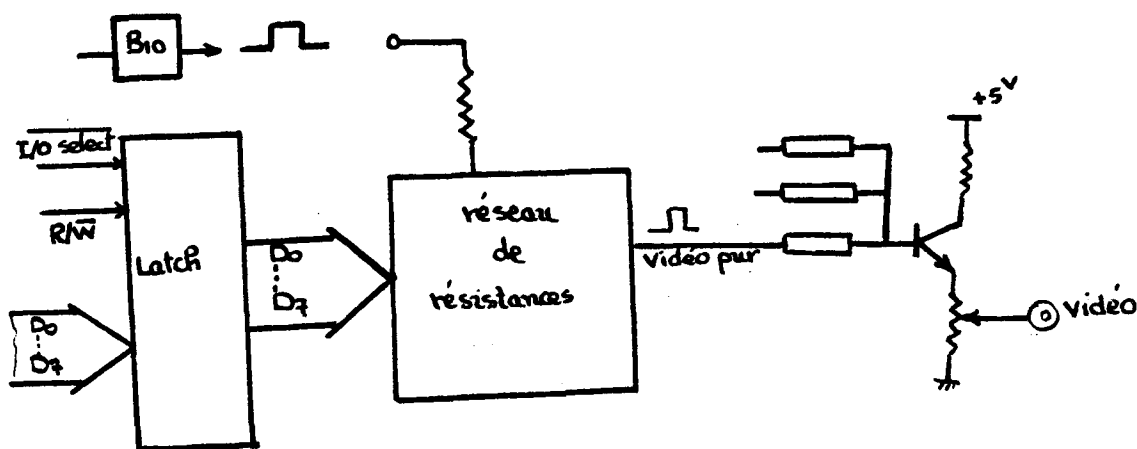


Figure 3 : Schéma de principe de la carte étudiée, compatible Apple II.

a.V.3.

Les interrupteurs I_i seront constitués par des portes NAND à collecteurs ouverts. Ceci nous conduit au schéma de fonctionnement de la figure 4.

Le signal vidéo pur provenant de la bascule B_{10} de l'Apple II est introduit à l'entrée X de la carte réalisée.

A la sortie Y, nous avons le signal vidéo pur modulé en amplitude suivant un rapport qui dépend de la valeur de la résistance que l'on sélectionne par programmation. L'utilisation de la ligne I/O select permet d'adresser le slot ou le port dans lequel la carte réalisée est insérée. Ainsi, en envoyant une valeur 2^i où i correspond à la résistance R_i choisie, à l'adresse $Cn00$ où n correspond au numéro du port dans lequel est insérée la carte, nous obtenons un certain niveau de luminance ajustable par le réglage de la valeur de la résistance R_i . Nous avons donc la possibilité d'avoir 8 niveaux de luminance correspondant à 2^i , $i = 1, 2, \dots, 8$. Pour les valeurs intermédiaires, nous avons plusieurs résistances qui seront validées. Montées en parallèles, cet ensemble de résistances lorsqu'elles sont adressées en même temps permettent d'avoir un niveau de luminance qui dépend de la valeur de la résistance équivalente.

CONCLUSION :

La carte réalisée, d'un prix très bas, nous permet d'avoir par de simples instructions de programme (POKE - 15616, K, si la carte est dans le 3^e port ou "slot") différents niveaux de luminance sur l'écran cathodique.

Il faut toutefois signaler que c'est toute la luminance de l'écran qui est modifiée. L'obtention de différents niveaux de luminance des différents stimuli d'un même test n'est pas possible dans ce cas. Mais on peut compenser la variation de luminance par la variation de la surface du test ou de sa durée de présentation. Il faut noter aussi que la valeur des résistances utilisées ne doit en aucun cas provoquer la chute de courant, ce qui poserait des problèmes d'adaptation d'impédance avec l'écran utilisé.

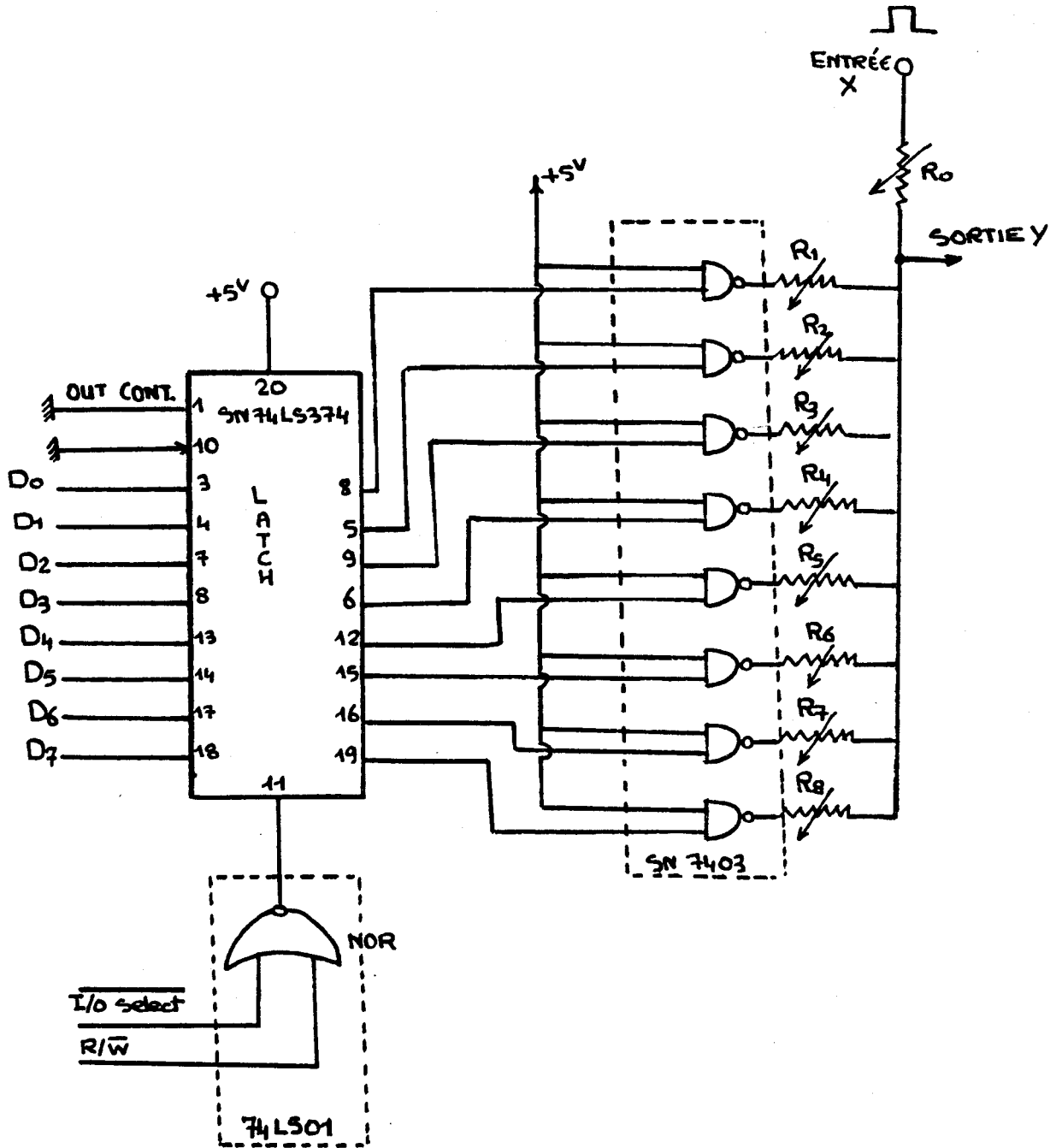


Figure 4 : Schéma de principe de la carte de variation de luminance.



Tableau de correspondance de ces unités de photométrie selon H. SARAUX (1973) :

+	NIT	STILB	LAMBERT	MILLILAMBERT	APOSTILB
NIT		0,0001	0,000318	$0,31 \times 10^{-6}$	3,18
STILB	10 000		0,318	$0,3180 \times 10^{-3}$	31,80
LAMBERT	3,180	3,18		0,001	0,0001
MILLILAMBERT	3 180	318	1 000		0,1
APOSTILB	0,318	$0,318 \times 10^{-4}$	10 000	10	

- 1e NIT ou Candela / m² (une bougie par mètre carré)
- 1e STILB ou Candela / cm² (une bougie par cm²)
- 1e LAMBERT ou $\frac{1}{\pi}$ STILB ou 0,318 stilb
- 1e milliLAMBERT
- 1'APOSTILB ou $\frac{1}{\pi}$ NIT ou $\frac{1}{\pi}$ cd/m² ou 0,318 NIT.

Les trois niveaux de luminance :

- Scotopique : inférieur à 10⁻³ NIT
- Mésopique : 10⁻³ à 10 NITS
- PHotopique : Supérieur à 10 NITS.



D N I G N

(refracto. etc)

RESUME

Dans différents systèmes automatiques d'examens subjectifs, la stratégie développée doit prendre en compte les aspects psycho-physiologiques du comportement des sujets suivant un examen médical.

Ce principe a prévalu lors de la mise au point d'une nouvelle stratégie multi-stimuli pour l'examen du champ visuel central. La durée de cet examen est minimisée en utilisant des tests multi-stimuli pour lesquels les sujets indiquent oralement le nombre de points vus sur l'écran. Un système d'analyse de la parole reconnaît les réponses qui sont codées et mémorisées au cours de l'examen.

L'information recueillie n'étant pas suffisante pour déterminer de manière certaine les points non vus. Ceux-ci sont identifiés à la fin de l'examen, en confrontant les réponses du sujet aux différents tests. L'utilisation des règles de décision de type statistique permet de reconstituer les scotomes avec une précision et une rapidité qui répondent aux exigences les plus strictes d'un dépistage de masse. Un prototype sur lequel a été implantée la nouvelle stratégie a permis de conduire à une série de tests cliniques dont les résultats se sont avérés très satisfaisants.

MOTS CLES : Champ visuel - campimétrie automatique - dépistage de masse
reconnaissance automatique de la parole - stratégie - codage de
l'information - glaucome - communication homme/machine.