

N° d'ordre : 916

50376  
1981  
118

50376  
1981  
118

# THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir le titre de

**DOCTEUR 3<sup>eme</sup> CYCLE**

par

Eric TAQUET

**REPRESENTATION ET ESTIMATION AUTOMATIQUE  
DES DOMAINES DE PERCEPTION  
APPLICATION A L'EVALUATION  
DE L'ACUITE VISUELLE**



Soutenue le 28 septembre 1981 devant la Commission d'Examen

MM.

Pierre VIDAL  
Jean Claude HACHE  
William LENNE  
Guy SANTUCCI  
Jean Marc TOULOTTE

Président et Rapporteur  
Examineur  
Examineur  
Examineur  
Examineur



## AVANT - P R O P O S

---

*Le travail que nous présentons dans ce mémoire a été effectué au Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de LILLE.*

*Monsieur le Professeur Pierre VIDAL, de part ses qualités humaines et ses grandes compétences, a toujours maintenu dans son Laboratoire les conditions optimales pour le bien de la Recherche.*

*Qu'il trouve ici l'expression de toute notre gratitude pour nous y avoir accueilli et pour nous avoir aidé et orienté dans notre travail.*

*Nous avons été également très touchés par la bienveillante attention que nous a témoigné Monsieur le Docteur HACHE.*

*Pour nous avoir accordé son soutien constant et pour ne nous avoir jamais épargné son temps et ses connaissances, nous lui exprimons ici notre plus grande reconnaissance.*

*Par la qualité et l'efficacité de son enseignement, Monsieur le Professeur TOULOTTE a largement contribué à parfaire notre formation.*

*Nous tenons à le remercier de bien vouloir accepter de participer à cette commission d'examen.*

*Nos remerciements vont également à Monsieur LENNE, qui, au sein de la Société ESSILOR, nous a apporté son soutien et son concours afin que notre travail puisse aboutir. Nous sommes très heureux de sa présence dans notre jury.*

*Nous sommes enfin très sensibles à l'honneur que nous fait Monsieur le Docteur SANTUCCI en acceptant de juger notre travail avec toute l'expérience et les compétences qu'on lui connaît dans le domaine de la vision.*



## INTRODUCTION GÉNÉRALE

---

Si la finalité première de l'animal est de maintenir son équilibre physico-chimique par adaptation à l'environnement, il est évident alors que cette adaptation sera plus efficace si les variations de l'environnement sont prévisibles.

Lors de l'Evolution naturelle, une pression de sélection s'est donc fait sentir envers les systèmes de perception sensorielle capables de détecter, sans interaction de proximité ou de contact, la présence, la position et l'aspect de la matière environnante et en particulier les éléments animés d'un certain mouvement.

C'est le système visuel qui s'est trouvé le plus développé et le plus structuré. Nul ne peut nier, en effet, qu'il soit souvent le plus efficace dans la plupart des biotopes.

D'abord un système de détection, la vision est devenue ensuite un système de communication par projection intérieure du monde environnant. L'image ainsi projetée dans le système nerveux n'est généralement pas analysée pour en extraire consciemment les éléments qu'elle contient ; ceci est l'apanage de l'Homme. Lorsqu'elle témoigne de la présence d'éléments utiles ou préjudiciables, l'image déclenche les comportements adéquats pour la survie.

Néanmoins, on devine, tant pour l'Homme que pour l'animal, qu'une anomalie de la vision est préjudiciable au bon déroulement de la vie en société.

Dans notre société le préjudice, s'il est personnel, l'est surtout psychologiquement, en particulier chez l'enfant dont le développement intellectuel est fortement lié à la qualité de la perception de l'espace et des objets. S'il est social, le préjudice concerne l'efficacité de l'Homme lors de l'exercice de son activité professionnelle ou la sécurité d'autrui.

On caractérise donc la vision imparfaitement par quelques paramètres dont les valeurs, comparées aux valeurs normales, permettent d'évaluer la qualité de la perception et éventuellement de diagnostiquer les causes d'affection.

Ainsi, le dépistage visuel consiste en la recherche, à des fins diverses, des visions anormales ; il ne s'agit pas, comme en ergonomie, d'évaluer les performances en fonction des conditions d'ambiance lumineuse, mais plutôt de cataloguer dans des conditions particulières (et peut-être arbitraires) les visions en dehors de normes établies.

Si la mesure d'un paramètre se fait sans l'activité consciente du sujet on dit que la mesure est objective, sinon elle est subjective et le protocole de mesure consiste à présenter au sujet, dans un contexte lumineux donné, des stimuli lumineux supportant une information codée que le sujet doit décoder et restituer.

Le rôle du praticien est habituellement de choisir les stimuli selon un programme établi et d'enregistrer les réponses.

C'est dans le but de libérer le médecin de l'exécution fastidieuse de ce programme que nous avons abordé l'étude de stratégies de mesure automatique implantées sur ordinateur.

L'introduction de la machine modifie donc l'interaction entre le praticien et le patient, aussi, après quelques rappels de physiologie, le chapitre I donne la structure interactive du système triangulaire praticien-patient-machine.

De plus, l'automatisation introduite par la machine permet d'abandonner les programmes de mesure figés, peu adaptés aux réponses entachées d'erreur et permet des stratégies plus complexes pour l'évaluation des seuils imprécis de la vision.

Nous ne présentons, dans ce mémoire, qu'une méthode de représentation et d'agrégation des informations issues de l'analyse des réponses du patient (chapitre II) ainsi qu'une méthode de choix des stimuli (chapitre III).

Nous traitons enfin un exemple consacré à l'acuité visuelle.

# CHAPITRE I

---

## COMMUNICATION HOMME-MACHINE

### ET DEPISTAGE VISUEL

---

#### INTRODUCTION

L'étude de stratégies de mesures applicables au dépistage visuel tel que nous l'avons introduit, suppose que soit rappelé au préalable ce qu'est le système visuel humain. Nous allons donc décrire succinctement les fonctions qui font de l'oeil et du système nerveux afférent un dispositif de perception du monde environnant par la lumière que celui-ci émet ou réfléchit.

Après avoir défini dans quel esprit doit être abordé le dépistage et avoir présenté ses différents aspects tant stratégiques que matériels, nous décrirons les éléments de communication relatifs à l'interaction triangulaire liant les trois parties du système que sont le praticien, la machine et le patient.

#### I.1 LA PERCEPTION VISUELLE

##### I.1.1 RAPPELS D'ANATOMIE ET DE PHYSIOLOGIE DU SYSTEME VISUEL

---

D'un point de vue fonctionnel, le système visuel peut être décomposé en une partie purement optique et mécanique et en une partie

nerveuse.

Lors d'une description générale, on adopte plus facilement une partition anatomique : globe oculaire, voies optiques et cortex occipital.

L'oeil est comparable à une caméra (Fig. I-1) , et la lumière qui y pénètre traverse :

- \* un objectif constitué de deux lentilles, la cornée et le cristallin dont la distance focale est telle que le foyer image est normalement situé au niveau de la rétine. Par changement de courbure du cristallin ou accommodation, l'oeil fait la mise au point en fonction de la distance de l'objet ;

- \* un diaphragme permettant de régler l'intensité lumineuse, situé entre la cornée et le cristallin ;

- \* deux milieux remplis d'un liquide ; l'humeur aqueuse située entre la cornée et le cristallin, et un tissu conjonctif transparent, le corps vitré, situé entre le cristallin et la rétine.

La rétine constitue la surface sensible dans laquelle on trouve principalement des cellules nerveuses :

- \* des photorécepteurs de deux types : les cônes (six millions environ) assurant la vision colorée photopique (diurne) répartis principalement au niveau de la fovéa, sur l'axe optique ; les bâtonnets (130 millions environ) assurant la vision scotopique (nocturne) dont la densité se trouve maximale à 6 mm autour du centre de la fovéa et diminue progressivement vers la périphérie ;

- \* des cellules diverses assurant la liaison entre les photorécepteurs et un prétraitement de l'information.

La rétine constitue ainsi le transducteur du capteur visuel convertissant la lumière en énergie électrique et transformant l'information lumineuse de l'image en impulsions électriques codées. Cette information parvient au cortex occipital sur une aire visuelle en concordance point pour point avec la rétine, par l'intermédiaire des voies optiques (nerfs optiques, chiasma, bandelettes, corps genouillés et radiations optiques).

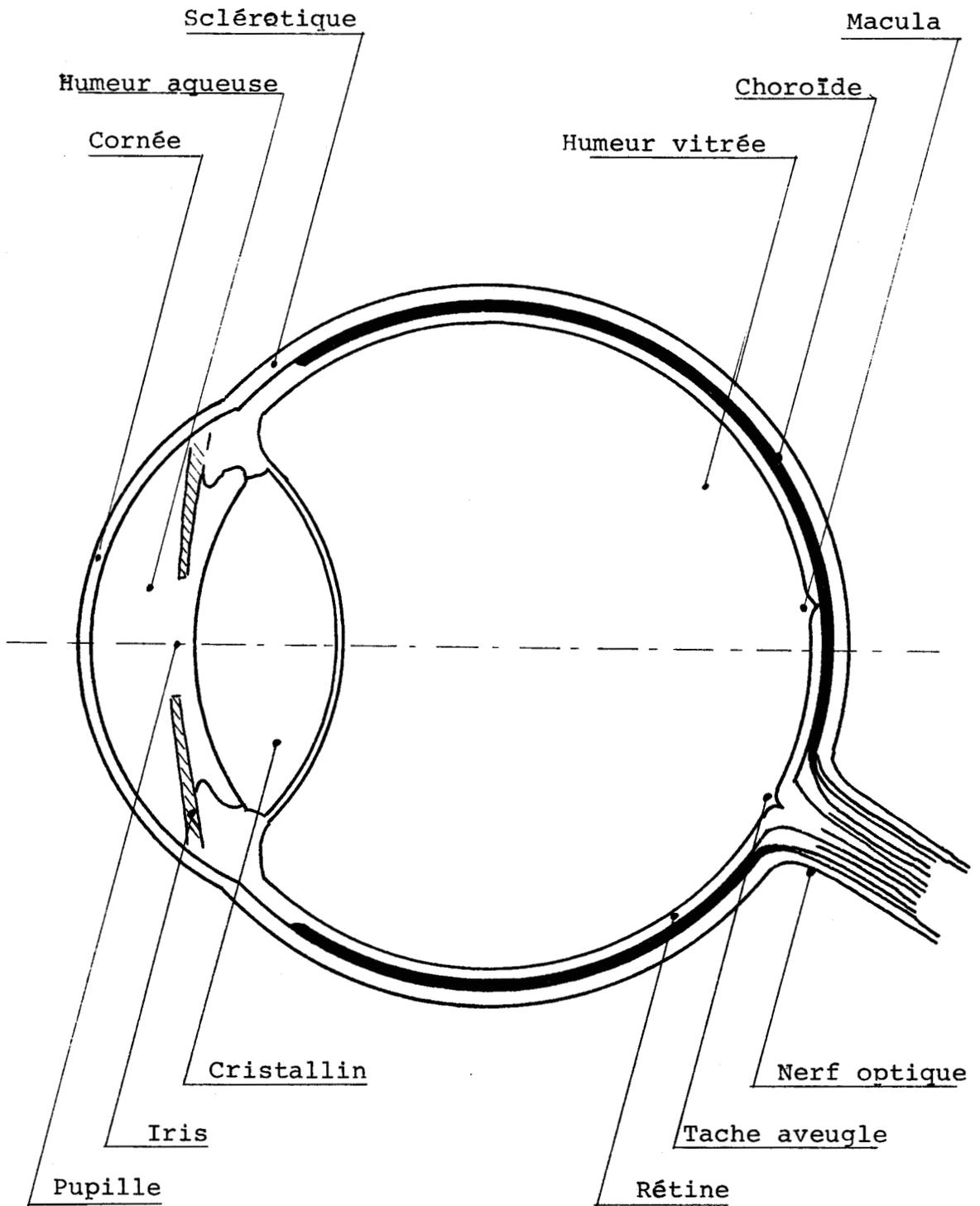


Fig. I-1 : Schéma d'une coupe antéro-postérieure de l'OEil



### I.1.2 PARAMETRES DE LA FONCTION VISUELLE / 1 /

-----

La perception visuelle est un phénomène psychologique ayant trait à la prise de conscience des objets visibles situés devant les yeux ; c'est donc un traitement de l'information en liaison avec des données mémorisées dans le cerveau et une reconnaissance des objets. Cela suppose un autre phénomène psychologique qu'est la sensation déclenchée par l'éclairement de l'épithélium rétinien. C'est avant tout un phénomène lié à la lumière et à l'espace et que l'on peut essayer de cerner et d'évaluer par la mesure de seuils selon diverses grandeurs caractérisant la sensation.

On peut caractériser la vision en termes de sensibilité, de répartition spatiale de cette sensibilité, de résolution, d'accommodation et de convergence.

#### a) Sensibilité .....

Sous ce terme, nous regroupons divers paramètres de la sensation. D'abord, et d'une façon globale, le système visuel peut s'adapter à l'intensité lumineuse grâce à deux mécanismes : l'un rapide mais limité, le réflexe pupillaire réglant dans un rapport de 1 à 5 la quantité de lumière pénétrant dans l'oeil ; l'autre plus lent mais plus vaste, l'adaptation à l'obscur propre à la rétine. L'ensemble permet ainsi un rapport d'amplitude de la variation de sensibilité de l'ordre de 10 milliards. Aux deux extrêmes on peut mesurer d'un côté la résistance à l'éblouissement selon diverses techniques et de l'autre, l'adaptation à l'obscurité par des seuils lumineux absolus ou différentiels par exemple.

Les facteurs de variation lors de la mesure des seuils sont des facteurs extrinsèques comme le contexte spatio-temporel de l'ambiance lumineuse, la composition spectrale du stimulus, son temps de présentation, ainsi que sa surface et des facteurs intrinsèques comme le diamètre pupillaire, l'endroit de la rétine concerné et évidemment les variations inter-et intra-individuelles.

On envisage également une sensibilité différentielle à la lumière avec contraste dans l'espace ou dans le temps ainsi qu'une sensi-

bilité au mouvement des objets perceptibles ; mouvement réel dans le cas de la vision périphérique où les objets qui bougent sont plus facilement perçus que les autres ou mouvement virtuel dans le cas du nystagmus physiologique (une image sur la macula n'est sensible que si elle bouge grâce aux vibrations incessantes de l'oeil).

Nous dirons que d'une façon générale, le système visuel n'est pas sensible à la lumière mais aux variations de lumière.

La vision est sensible également à la répartition spectrale de la lumière ; on parle de vision colorée ou de sens chromatique. La lumière n'est pas colorée et la couleur n'est pas un attribut absolu de la matière mais une sensation résultant du codage par la rétine du spectre réfléchi par les objets. Le système visuel permet ainsi de distinguer des lumières dont les compositions spectrales sont différentes. Selon la théorie trichromatique de YOUNG, la rétine possède trois types de cônes, sensibles chacun à une longueur d'onde différente. Toutes les couleurs peuvent être composées par le mélange additif des trois couleurs fondamentales : rouge, vert et bleu. La sensation colorée se décrit en termes de luminosité (liée à l'intensité lumineuse), de tonalité (liée à la longueur d'onde dominante du spectre) et de saturation (liée à la proportion de blanc dans le spectre).

La pathologie de la vision des couleurs s'exprime différemment selon la partie atteinte et son importance. On distingue les anomalies selon le type de récepteurs atteints et selon que l'atteinte est partielle ou totale.

Nous avons décomposé la sensibilité lumineuse en deux catégories : le sens lumineux et le sens chromatique. Les autres paramètres de la fonction visuelle ont trait à l'espace. On parle alors de sens spatial.

#### b) Résolution spatiale / 2 /

Elle se définit comme le degré d'aptitude de l'oeil à discriminer des détails spatiaux : on les mesure par l'angle qu'ils sous-tendent. On distingue divers types de détails spatiaux. La plus petite lacune visible entre deux points (minimum séparable) définit l'acuité visuelle courante mesurée par l'inverse de l'angle sous-

tendu par les deux points exprimé en minutes d'arc. Différentes échelles sont utilisées, linéaires ou logarithmiques.

L'acuité visuelle varie en fonction de l'ambiance lumineuse, elle est maximum en vision photopique, en fonction du contraste du test, maximum pour un contraste de 1, en fonction de la forme, de la couleur, du temps de présentation du test et de la distance.

La forme est importante dans la mesure où elle définit deux variantes de l'acuité visuelle : l'acuité angulaire (optotypes : anneau de Landolt, crochet de Snellen, E de Rasquin, mire de Foucault en figure I-2),

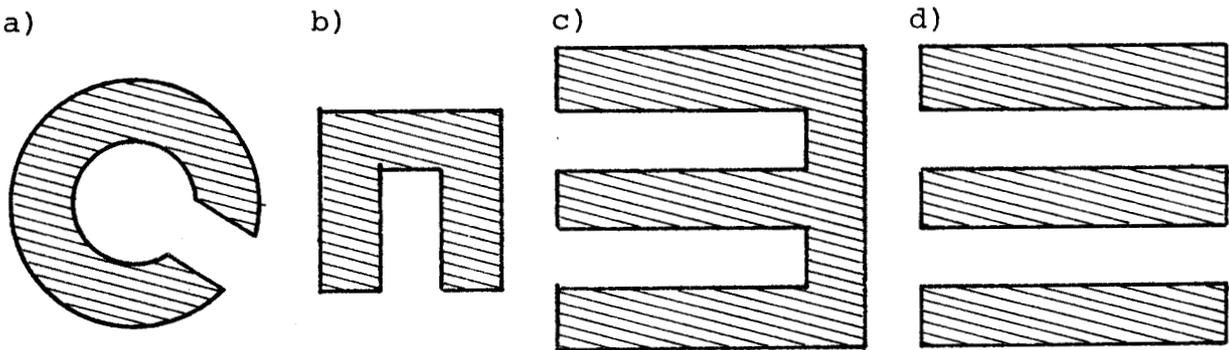


Fig. I-2 : Divers optotypes pour la mesure de l'acuité visuelle angulaire (a : anneau de Landolt, b : crochet de Snellen, c : E de Rasquin, d : mire de Foucault)

et l'acuité morphoscopique quand les optotypes sont des chiffres ou des lettres dont la reconnaissance demande un plus grand travail cérébral.

Des facteurs intrinsèques interviennent également, comme la réfraction de l'oeil occasionnant des images floues dans les cas de myopie, d'hypermétropie et d'astigmatisme, la transparence des milieux optiques, le diamètre pupillaire, la topographie rétinienne, la vision binoculaire et autres paramètres individuels.

#### c) Répartition spatiale de la sensibilité lumineuse

Elle s'évalue par la mesure du champ visuel consistant à déter-

miner les limites périphériques du champ de vision de chaque oeil et la topographie de la sensibilité. On met souvent en jeu la sensibilité différentielle.

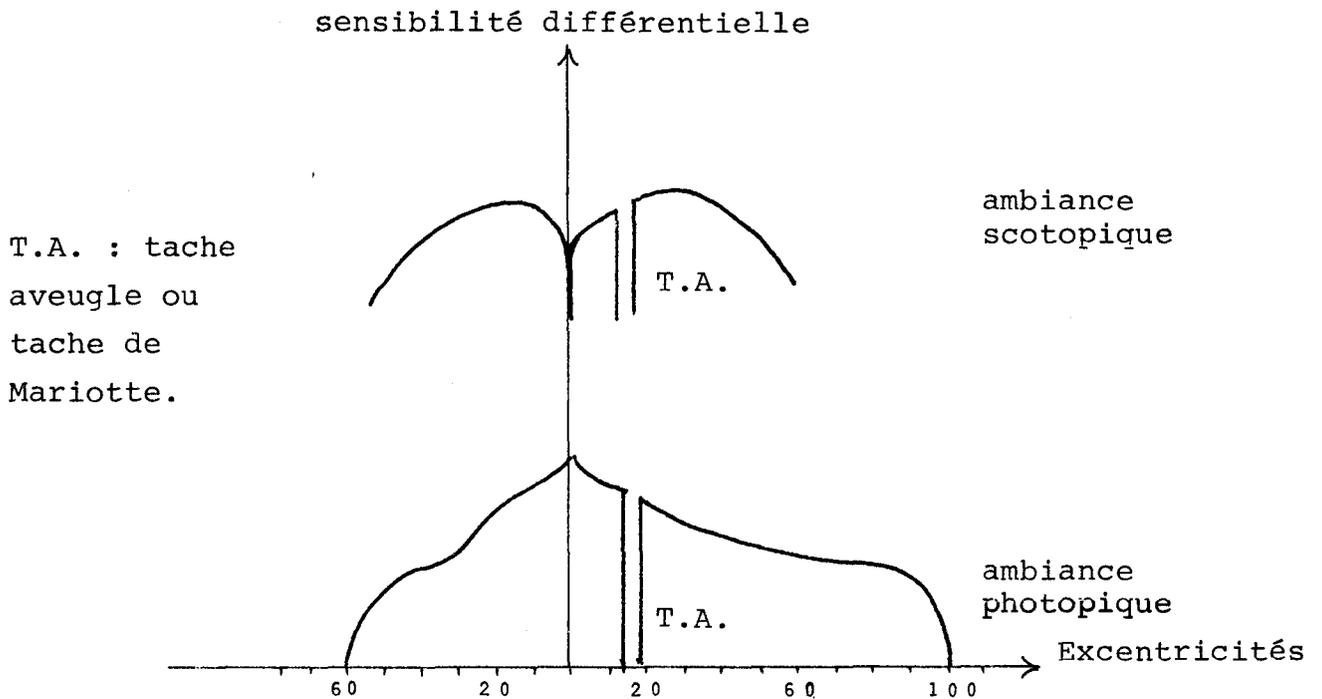


Fig. I-3 : Aspect des courbes de sensibilité lumineuse différentielle en fonction de l'excentricité angulaire (méridien horizontal)

Les courbes de la figure I-3 sont mesurées en périmétrie statique (sur fond lumineux, présentation de stimuli fixes mais de luminance croissante) ou en périmétrie cinétique (déplacement d'un spot du "Non-Vu" au "Vu" ou inversement). Dans les deux méthodes, on demande au patient de signaler l'apparition ou la disparition du point lumineux.

Les anomalies du champ visuel sont des déficits localisés de sensibilité au sein du champ (scotomes) ou des pertes de la moitié du champ visuel de chaque oeil (hémianopsies).

d) Accommodation et convergence  
 .....

Ce sont des mécanismes très liés qui ont trait à l'espace tri-

dimensionnel. L'accommodation est la faculté que possède le cristallin de modifier sa puissance de manière à ce que l'image rétinienne reste nette quelle que soit la position de l'objet situé dans une fourchette de variation de distance que l'on appelle parcours accommodatif. Les deux extrêmes étant le punctum remotum et le punctum proximum. Le parcours accommodatif varie essentiellement avec l'âge et la qualité de la réfraction de l'oeil.

La convergence fait appel aux mouvements combinés des globes oculaires et permet la fusion des images rétiniennes au niveau du cortex.

La vision tri-dimensionnelle ou vision du relief repose en partie sur ces deux mécanismes mais également sur les traitements corticaux de la perspective, des ombres et mouvements.

Le système visuel est donc d'une grande complexité et vouloir évaluer ses performances par la mesure de quelques paramètres liés à la physiologie et ayant peu de rapports avec les événements de la vie quotidienne, c'est en quelque sorte sous-estimer ses possibilités.

Cependant, si ces paramètres décrivent plus ou moins bien les aptitudes visuelles, ils jouent néanmoins le rôle d'indicateurs permettant de contrôler la qualité ou l'efficacité de la vision.

## I.2 EVALUATION DES APTITUDES VISUELLES / 3 /

### I.2.1 NECESSITE DU DEPISTAGE / 4 /

La vision humaine a ceci de particulier qu'elle permet d'extraire dans l'espace tri-dimensionnel qui nous entoure un maximum d'information des objets qui le peuplent, non pas par l'efficacité d'un mécanisme physico-chimique de perception mais par la diversité des mécanismes utilisés, sans performances poussées comme l'on en rencontre chez beaucoup d'autres animaux.

C'est dans cette diversité que s'exprime la qualité de l'information visuelle sur laquelle repose en partie le développement psychique de l'être humain. La société accorde donc beaucoup d'importance au contrôle de la qualité de la vision des enfants.

C'est le premier aspect du dépistage visuel qui consiste à rechercher les anomalies de la fonction visuelle chez les enfants à l'âge préscolaire et scolaire; le traitement précoce amenant dans bien des cas la guérison.

Ce dépistage préventif peut avoir lieu également dans le monde du travail afin de déceler les éventuelles répercussions du travail sur la fonction visuelle.

Une anomalie ou une atteinte ayant été décelée, on doit alors effectuer un contrôle périodique permettant de suivre l'évolution de l'affection.

Ces divers aspects du dépistage ont trait à la sauvegarde de la qualité de la vision chez tous les individus.

Une autre préoccupation de notre société est le contrôle de l'efficacité de la vision des individus dans leurs activités professionnelles ou privées si celles-ci mettent en jeu la sécurité d'autrui.

Ainsi, dans le monde du travail, on sélectionne les sujets en fonction de l'emploi afin d'assurer la meilleure adéquation entre l'homme et sa tâche. En effet, lors de la conduite automobile ou lors de certaines activités de loisir comme la chasse, l'individu doit jouir de performances visuelles suffisantes pour ne pas compromettre sa sécurité et celle des autres.

Ce type de dépistage suppose la définition et l'étude de certaines normes proposant pour chaque paramètre concerné de la fonction visuelle un seuil en dessous ou au dessus duquel l'individu est considéré comme inapte à telle activité donnée.

Généralement ces normes ne s'écartent pas trop de ce qui définit habituellement une "bonne vue" ; cependant, lors d'activités très spécialisées et à hauts risques (pilotage des avions de chasse par exemple) le profil de normes est au dessus de la moyenne. Dans ce sens, le dépistage consiste à rechercher des performances élevées pour tout ou partie des paramètres de la fonction visuelle.

Le profil de normes est évidemment variable en fonction de l'activité considérée. Tous les paramètres ne sont pas nécessairement

concernés. Les paramètres les plus couramment testés sont :

\* la vision centrale caractérisée par :

- l'acuité visuelle permettant de dépister les amétropies et les lésions anatomiques ;
- le champ visuel central (détections du glaucome) ;
- le sens chromatique utile lors de certaines activités (électronique, textile...).

\* la vision périphérique (principalement en vision nocturne) très importante lors de la conduite de véhicules ;

\* la vision binoculaire permettant un champ visuel plus étendu et une meilleure appréciation de la profondeur.

Contrôle de la qualité ou contrôle de l'efficacité c'est selon ce classement relatif au but poursuivi que nous avons regroupé les quatre grandes catégories de dépistage visuel : recherche des troubles pathologiques, vérification de normes, recherche des modifications d'aptitudes et sélection des performances.

### I.2.2 ASPECTS STRATEGIQUES

-----

Nous avons vu qu'il existe deux catégories de dépistage visuel : l'évaluation de la qualité de la vision et l'évaluation de son efficacité. Dans le premier cas, il est nécessaire de mesurer chacun des paramètres concernés ; dans le second, il suffit de vérifier que les seuils définissant la norme sont perçus par le sujet, sans se préoccuper des valeurs exactes des paramètres. L'examen est alors plus rapide.

La méthode que nous développons dans les chapitres II et III s'applique au premier cas ; mais il est évident qu'elle satisfait le second si l'on accepte de mesurer les valeurs exactes pour ensuite les comparer aux normes.

Dans le cas d'une mesure subjective exacte, la méthode générale consiste à définir sur l'espace mathématique sur lequel est définie la grandeur physique représentant le paramètre à mesurer, un domaine d'exploration rassemblant l'ensemble des points accessibles par ce paramètre. Puis, cet espace étant discrétisé, on doit déterminer

quels sont les points appartenant au domaine de perception du sujet.

A chaque point de l'espace est associé une classe d'optotypes (ou stimuli lumineux) dont la valeur d'une caractéristique commune reflète la position de ce point.

Ainsi, pour l'acuité visuelle, le domaine d'exploration peut être l'ensemble des points représentant la taille des E de Rasquin (voir chapitre II).

Un point peut être considéré comme appartenant au domaine de perception si l'optotype associé a été perçu par le sujet moyennant une certaine redondance. Théoriquement, tous les points doivent ainsi être testés afin de déterminer les limites du domaine. Cependant, on peut émettre certaines hypothèses simplificatrices destinées à diminuer le nombre de tests (chapitre II).

C'est le problème de la stratégie de choix des points-tests en fonction de l'information accumulée depuis le début de l'examen. Le problème corollaire est celui de la représentation de l'information.

Habituellement, pour la mesure de l'acuité visuelle, on présente les tests selon une séquence ascendante, descendante, aléatoire ou par approximations successives :

- \* la séquence ascendante consiste à présenter les optotypes selon une taille croissante et à considérer qu'une taille est perçue si l'on a obtenu par exemple 4 réponses correctes sur 5 tests de même taille. La mesure est terminée lorsque l'on trouve le premier point perçu ;

- \* la séquence descendante procède dans l'ordre inverse et s'arrête lors du premier point non perçu ;

- \* lors de la séquence aléatoire, tous les points doivent théoriquement être testés ;

- \* l'approximation successive consiste à tester le point au milieu du domaine d'exploration ; s'il est vu (4 sur 5), on teste au milieu du segment contenant les tailles plus petites (à gauche), sinon on teste au milieu du segment de droite. Et ainsi de suite par division successive du domaine d'exploration jusqu'à la précision voulue.

Ces séquences sont logiques et à la merci du critère de percep-

tion : si par accident le patient se trompe 2 fois sur 5 tests (critère 4 sur 5) malgré la perception correcte qu'il a de ce point, alors la séquence va mener à un résultat erroné.

Il est ainsi apparu nécessaire de trouver une stratégie de choix du point-test qui soit peu sensible aux erreurs du patient et donc peu liée aux réponses des tests effectués précédemment. Cependant, si la méthode consiste à rechercher d'une façon optimale les limites d'un domaine de perception, alors il semble évident qu'il faille utiliser au mieux l'information apportée par les réponses antérieures. Le choix doit donc se faire à chaque fois en tenant compte de toutes les réponses antérieures.

Cela suppose que soit élaboré un modèle de représentation globale de l'information, ce que nous avons fait grâce à la théorie des sous-ensembles flous (chapitre II).

D'autre part, la recherche optimale des limites d'un domaine de perception ne peut se faire que si l'on dispose, tout au long de la mesure, d'une information suffisamment uniforme sur le domaine d'exploration. Le choix des points-tests doit donc être également conditionné par un critère de dispersion qui autorise cette uniformité (chapitre III).

La méthode subjective doit s'assurer la participation du patient dans les meilleures conditions ; en particulier, en évitant les examens trop longs afin de minimiser la fatigue occasionnée par une attention trop longtemps soutenue. De même, on évitera de présenter au patient des optotypes dont l'interprétation et le codage de la réponse correspondante seraient trop complexes.

Selon la finalité de l'examen, le comportement conscient du sujet peut varier : ce dernier peut être sincère ou simuler une déficience ou une performance au dessus de la vérité ; nous parlerons, pour simplifier, respectivement de simulation - et de simulation +. La simulation + peut être aisément déjouée en codant aléatoirement les optotypes de façon à éviter l'apprentissage par le patient de la séquence des messages.

Par contre la simulation - est difficile à déjouer sans moyens sophistiqués. La solution la plus efficace est souvent la mesure

objective de certains paramètres physiologiques ou électrophysiologiques. Si ces méthodes devenaient implantables sur des machines automatiques relativement simples, cela serait certainement la solution la plus générale à tout problème de dépistage visuel. Sous certains aspects, le respect des libertés individuelles peut également s'opposer à une telle généralisation. Si la mesure objective n'était pas traumatisante psychologiquement, on pourrait cependant l'adopter pour les enfants dont le degré de participation à des mesures subjectives est d'autant plus incertain que leur âge est peu avancé.

C'est le problème de la validité et de la fiabilité des réponses qui est posé.

### I.2.3 ASPECTS MATERIELS / 5 /

-----

L'un des impératifs du dépistage visuel est que l'on puisse examiner un grand nombre d'individus en un minimum de temps et par du personnel peu qualifié en ophtalmologie. Enfin, et pour satisfaire en partie les exigences d'une production industrielle, l'instrument doit être conçu suffisamment universel de manière à pouvoir s'adapter à divers types et modes de dépistage en évitant la multiplicité des matériels.

De ces contraintes, on peut déduire les caractéristiques que doit posséder l'instrument de dépistage :

- a) fiabilité et robustesse afin de supporter une utilisation intense ;
- b) automatisation des mesures ; la machine est alors d'un emploi aisé, la tâche du praticien se limitant à la mise en place du patient devant la machine, à la rentrée des paramètres de fonctionnement et à l'interprétation des résultats ;
- c) rapidité et efficacité des mesures (caractéristiques liées à la stratégie) ;
- d) adaptivité aux types de dépistage et à l'évolution des normes soit par une action prévue du praticien, soit par la modularité du logiciel implanté en mémoire morte interchangeable ;
- e) intégration en une machine compacte des diverses fonctions

de mesure généralement utiles lors d'un dépistage : mesure de l'acuité visuelle, du champ visuel central, évaluation de la vision colorée, de la qualité de la vision binoculaire, de l'étendue du champ visuel périphérique (surtout latéral) ;

f) efficacité de l'interface patient-machine et donc du codage des réponses afin de rendre le dialogue le plus naturel possible.

Nous proposons, en annexe 3, une structure modulaire construite autour d'un microprocesseur. Celui-ci assure la gestion des images présentées sur un écran cathodique (couleur ou noir et blanc) et éventuellement le déroulement d'une stratégie de mesure. Sous certaines conditions, la présentation des stimuli sur écran cathodique satisfait les points a) et e) précités sans toutefois fournir la qualité et la précision obtenues avec les appareils utilisés en ophtalmologie. Elles sont pourtant suffisantes dans le cadre du dépistage visuel. / 6 /

Au niveau du protocole de mesure, le contrôle de la position de la tête du patient et l'occultation des yeux peuvent être confiés à la machine. Par contre, le contrôle de l'ambiance lumineuse pourrait être partagé entre le praticien et la machine.

Afin de mieux cerner les problèmes matériels et stratégiques du dépistage visuel nous proposons, dans la troisième partie de ce chapitre, une approche en termes de systèmes et d'information pour la description la plus générale des interactions vécues par le praticien, le patient et la machine.

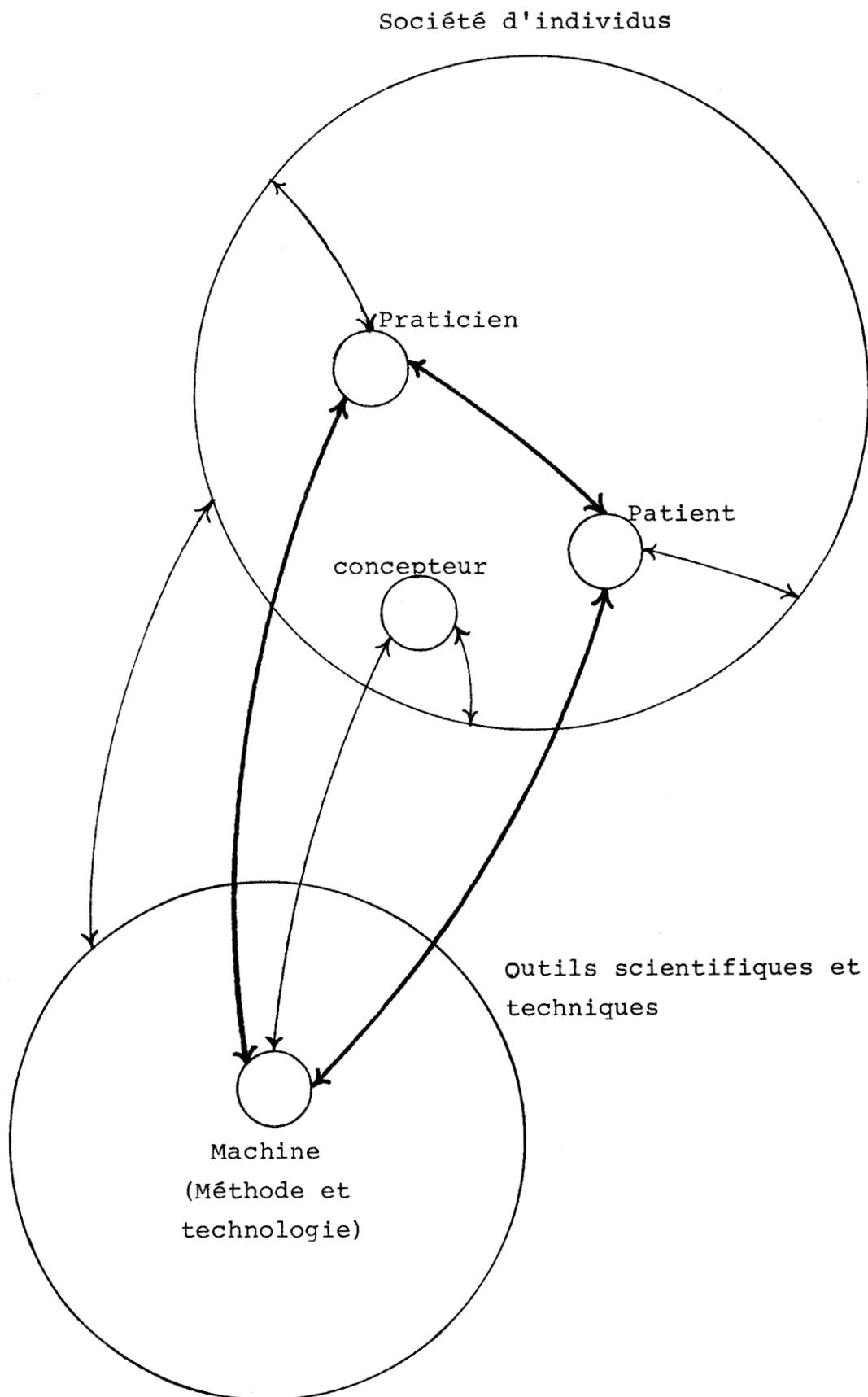
### I.3 INTERACTIONS PATIENT-MACHINE-PRATICIEN / 7 /

#### I.3.1 STRUCTURE DU SYSTEME / 8 /

-----

Le système tel que nous l'avons envisagé pour l'évaluation des performances visuelles est constitué de trois éléments dont deux éléments humains : le praticien, le patient et la machine. Cependant, pour voir les choses sous un angle plus général, on peut replacer ces trois éléments dans leur contexte en précisant, comme l'indique la figure I-4, que le praticien et le patient font partie d'un ensemble d'êtres humains que l'on nomme Société. C'est celle-ci qui régit en

Fig. I-4 : Interactions Praticien-Machine-Patient



partie les rapports de praticien à patient et qui définit, dans notre cas particulier et par l'intermédiaire des concepteurs, les modalités méthodologiques et techniques de ces rapports.

L'interaction triangulaire patient-machine-praticien n'est donc pas indépendante ; elle est conditionnée par la société et les outils disponibles à l'instant considéré. L'imbrication des systèmes mis en jeu est cependant trop complexe pour que nous ayons la prétention de formaliser cette interaction d'une façon globale. Nous nous limiterons aux trois éléments déjà cités en considérant que ce système est conditionné par un cahier des charges donné au temps présent et rassemblant les objectifs et modalités de l'évaluation des performances visuelles.

Lors de la description de l'interaction triangulaire, nous allons envisager trois éventualités liées au rôle du praticien : celui-ci peut dans un premier cas intervenir sur le déroulement de l'examen dont est chargée la machine, il peut également n'avoir pour rôle que l'initialisation de l'examen et la prise en compte des résultats à partir desquels il prendra des décisions ; ces deux cas concernent l'exploration fonctionnelle et le dépistage visuel. La troisième éventualité concerne l'absence du praticien ; l'évaluation des performances visuelles est prise en charge totalement par la machine mais à la demande du patient. Ce cas limite correspond à l'installation éventuelle d'un instrument automatique dans un lieu public ou un dispensaire par exemple où il pourrait être utilisé par les mères de famille qui y conduiraient leurs enfants afin qu'ils subissent un dépistage.

Dans chacun des cas, l'information communiquée entre les éléments du système est différente et liée au rôle de chacun.

Nous avons représenté figure I-5 une structure détaillée du système interactif le plus général.

### I.3.2 ELEMENTS DU SYSTEME

-----

#### \* le praticien .....

Le rôle du praticien est d'abord d'élaborer une décision concernant le patient : faire intervenir les résultats dans la conclusion

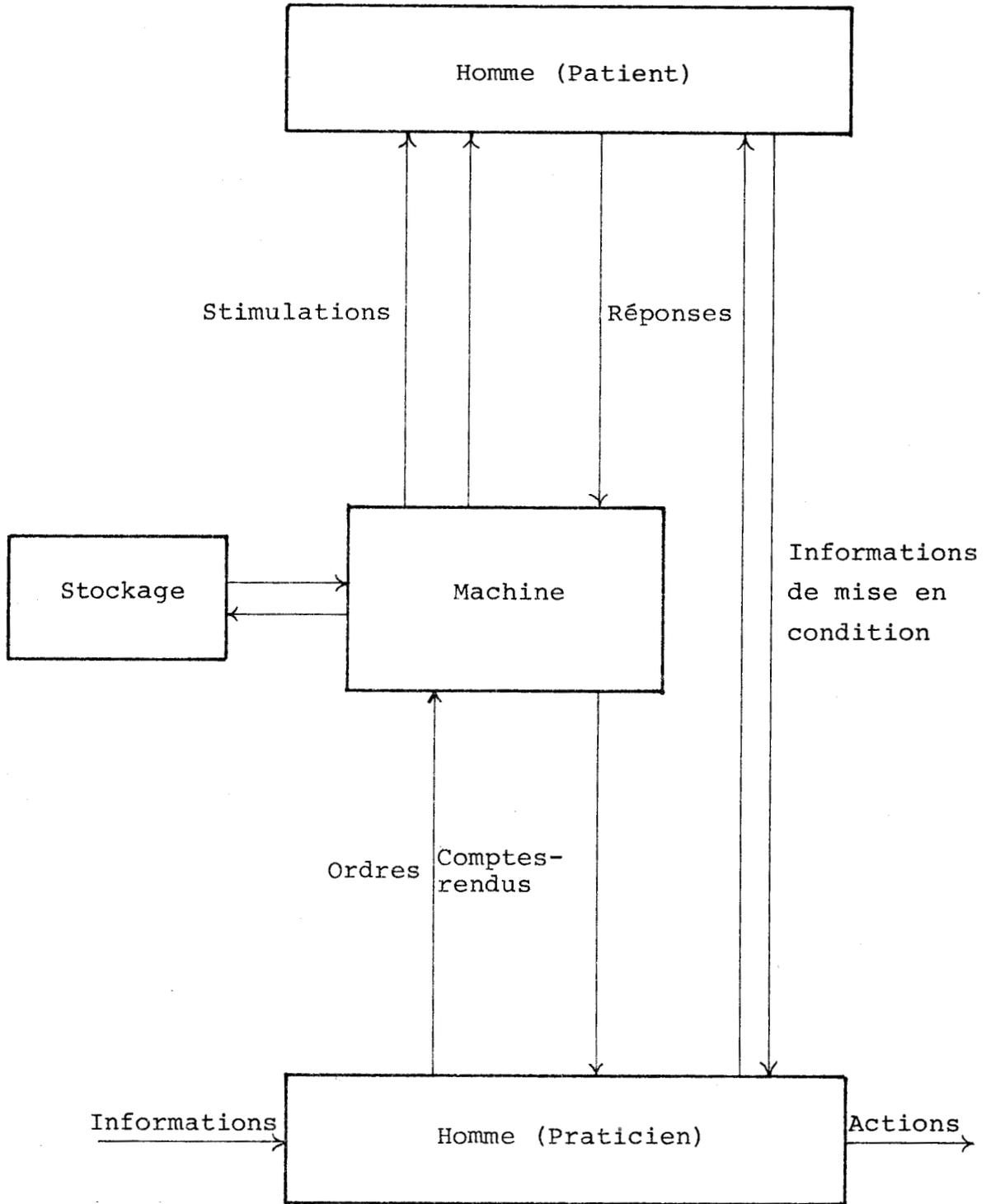


Fig. : I-5 : Structure du système triangulaire.



d'un diagnostic et d'un traitement thérapeutique (but médical), ou opérer une comparaison des résultats avec certaines normes (si cela n'entre pas dans les attributs de la machine) afin d'effectuer une sélection du patient (prévention ou adéquation de l'homme à une fonction).

Ces deux modèles de décision relient les principales actions du praticien aux informations dont il dispose : aussi bien les données professionnelles, sociales ou médicales que les résultats de l'examen communiqués par la machine. Dans le cas du dépistage visuel, nous montrerons qu'il est relativement aisé d'intégrer tout ou partie du modèle de décision à la machine.

A un niveau de décision inférieur et pour l'exploration fonctionnelle principalement, le praticien peut avoir à intervenir sur le fonctionnement de la machine. Cela suppose qu'il possède un modèle de représentation de ce que peut être le domaine de perception lié au paramètre visuel en cours d'évaluation chez le patient. C'est donc un modèle physiologique imprécis au départ mais allant en se précisant qui va conditionner le modèle de décision d'intervention du praticien.

Le but de l'intervention est d'essayer de favoriser la stratégie de la machine dans sa quête de l'information à extraire du patient. En particulier, elle peut consister à modifier le poids des réponses du patient dans certaines zones du domaine d'exploration ou encore d'intensifier le nombre de tests dans certaines zones sachant que l'on peut espérer y extraire plus d'information qu'ailleurs étant donnée l'information à priori (modèle physiologique) que possède le praticien. La machine peut en effet posséder un modèle de représentation moins élaboré, moins riche en information à priori que le modèle du praticien et donc mettre en oeuvre une stratégie exploratoire non optimale.

A ce niveau, le but du praticien est d'obtenir, par l'intermédiaire de la machine, le plus d'information possible sur le domaine de perception du patient. Cette quête d'information est un apprentissage avec ceci de particulier que l'on cherche à obtenir des choses connues (c'est certainement là un comportement typiquement humain).

Le modèle de décision peut ainsi s'exprimer verbalement, avec

tout ce que cela comporte de flou, par :

"faire Y si  $X_n$  sachant que par Y,  $X_n$  ressemblant à un X connu pourrait devenir X plus rapidement que sans l'intervention Y".

Y représente l'action d'intervention,  $X_n$  l'état d'observation du domaine de perception délivré à tout instant par la machine.

Le modèle de représentation du praticien s'enrichit au fil de l'évolution de l'état d'observation  $X_n$  et c'est la confrontation de  $X_n$  avec le modèle qui permet au praticien de décider ses interventions ponctuelles.

Cette stratégie d'intervention reste valable dans le cas où la machine effectue une évaluation objective d'un domaine de perception. Cependant l'évaluation d'un domaine comme celui défini pour l'acuité visuelle ne justifie pas une telle stratégie d'intervention dans la mesure où le modèle de représentation est très simple et intégrable dans la machine. Par contre, le champ visuel peut être affecté par des atteintes pathologiques plus ou moins bien connues par le praticien et dont l'introduction dans la machine n'est pas simple ni même peut-être souhaitable.

\* la machine  
.....

Comme nous l'avons vu, sa place n'est nécessaire que dans la mesure où elle peut prendre en charge la partie fastidieuse de la stratégie exploratoire c'est-à-dire le choix des tests, au niveau de décision hiérarchiquement le plus bas, et le traitement des réponses en vue de leur intégration à une connaissance globale du domaine de perception envisagé chez le patient. Cette connaissance, interne à la machine, s'exprime dans un modèle de représentation. Ce modèle est généralement assez simple mais peut, dans le cas éventuel de l'absence de contrôle hiérarchique du praticien, comporter des éléments d'information importants sur la physio-pathologie de la perception considérée.

D'une façon plus précise, la fonction de la machine est de choisir, en fonction de l'état du modèle de représentation qu'elle cherche à affiner, la position des points-tests dans l'espace d'exploration. Le choix de ces points peut être réorienté d'une façon globale par l'intervention du praticien. Ce modèle de décision a ceci de par-

ticulier qu'il élabore son action non pas directement de chaque mesure qu'il fait (la réponse du patient) mais de l'ensemble des réponses enregistrées depuis le début de l'examen. Ceci suppose une méthode d'agrégation des informations que nous discuterons plus loin.

Parallèlement, la machine doit décider l'arrêt de l'examen quand le modèle de représentation a atteint une précision suffisante, précision éventuellement choisie par le praticien. Dans le cas bien précis du dépistage automatique, elle devra alors comparer les résultats avec des mesures en mémoire.

D'autre part elle a une fonction de liaison à assurer avec le praticien lors de la phase d'initialisation de l'examen, permettant d'acquérir divers renseignements concernant le patient pour la mémorisation ainsi que les paramètres de fonctionnement et de même lors du déroulement pour modifier l'efficacité de la stratégie. La machine doit donc être réceptive à certains ordres du praticien.

#### \* le patient .....

Dans le système, sa fonction est relativement limitée. Elle est passive et consiste en un simple transcodage de l'information reçue sous forme de stimulus lumineux en une réponse verbale ou motrice. Il s'agit de retransmettre à la machine l'information qu'elle envoie et selon une certaine modalité. Une information verbale ou visuelle communiquée par la machine ou le praticien lors de la phase d'initialisation ou d'apprentissage permet au sujet d'interpréter le stimulus et de le transcoder en une séquence motrice qui constitue la réponse.

C'est l'observation, par la machine, de l'efficacité de ce transcodage qui permet d'évaluer les seuils de perception visuelle.

### I.3.3 DIALOGUES -----

L'interaction triangulaire entre le praticien, la machine et le patient peut se décomposer en trois dialogues :

#### I.3.3.1 Dialogue praticien-patient -----

Celui-ci a une dimension surtout psychologique dans le sens où

le praticien met le patient en condition de subir l'examen, lors de la phase d'initialisation ou d'apprentissage ; dans le sens également où le praticien peut percevoir les expressions émotives du patient non appréhendables par la machine dans leur forme gestuelle ou verbale. Ceci peut correspondre à un état de fatigue importante du patient ou à une incompréhension évidente du déroulement de l'examen. Dans ce cas, le praticien peut interrompre ou annuler l'examen en cours.

Dans l'éventualité de l'absence du praticien, la machine doit satisfaire le plus possible cette contrainte psychologique en fonction des limites technologiques des moyens de communication offerts. Ce problème n'est pas étudié ici.

#### I.3.3.2 Dialogue machine-patient / 9 /

##### \* Sens-machine → patient .....

Excepté le problème que nous venons d'évoquer, ce dialogue concerne la stratégie de mesure mise en oeuvre par la machine. Nous avons vu en effet que pour évaluer les seuils de perception ou les limites des domaines de perception, la machine émet à l'intention du patient des messages lumineux dont une ou plusieurs caractéristiques ont la dimension d'une grandeur géométrique ou lumineuse dans laquelle s'exprime le seuil ou la limite à évaluer. En fait, cette grandeur constitue le support de l'information contenue dans le message. Le patient est ainsi invité à reconnaître, à extraire cette information ; mais cette reconnaissance est liée à la possibilité de perception du support du message. C'est donc en faisant varier les caractéristiques de ce support et en observant la qualité de reconnaissance du patient que la stratégie détermine les seuils et limites de perception.

Prenons l'exemple des tests pour la détermination de l'acuité visuelle. Nous rappelons qu'un message est constitué par l'ensemble de l'information et du support de cette information. Dans ce sens, le support peut être une image représentant le E de Rasquin caractérisé par sa taille et son contexte lumineux. L'information est une orientation choisie parmi quatre orientations "naturelles" et le message est représenté par l'image du E orienté. Si le patient ne per-

çoit pas ou mal le message du fait de la taille trop petite de l'image, il est alors évident qu'il ne peut pas décoder l'information contenue et donc qu'il ne peut pas la retransmettre sauf par hasard ou déduction.

Dans cet esprit, on doit choisir l'information parmi un ensemble d'événements aléatoires (ou pseudo aléatoires) équiprobables afin d'éliminer la possibilité de la déduction. Le cardinal de cet ensemble ne doit pas être trop petit de façon à limiter l'influence du hasard mentionné plus haut. Ainsi, pour l'exemple cité, le cardinal est de quatre et donne donc au patient une chance sur quatre de retransmettre une information non décodée.

Cependant le cardinal ne doit pas être trop élevé car le patient risque de confondre deux informations trop proches dans le sens où ces informations peuvent être liées à une grandeur mesurable (cas de l'orientation que l'on peut associer à un angle). Cela peut avoir une incidence également sur l'apprentissage du codage qui est alors rendu plus difficile.

Si nous prenons l'exemple du test du champ visuel central selon la méthode de Friedman, (le support étant une image constituée d'un ensemble de points lumineux disposé sur un cercle de rayon variable, l'information étant le nombre de points de l'image) la distinction entre deux informations donc deux nombres, peut aussi être difficile si ces nombres sont proches et grands. Mais ici les facteurs sont psychologiques et culturels, en effet on pourrait montrer que les formes sous-tendues par des images de plus de quatre points sont perçues comme des cercles non discernables tandis qu'en dessous de quatre points l'individu perçoit, si les points sont bien disposés, un rectangle, un triangle ou un segment correspondant à des objets courants dans notre civilisation et auxquels on peut associer rapidement le nombre 4 ou 3 ou 2 ; le cercle étant difficilement associable à un nombre.

Cet exemple laisse supposer que le message est d'abord perçu comme une forme. Ceci nous amène, après avoir décrit en termes d'information le codage du message par la machine, à aborder les éléments de son transcodage par le patient.

Il est clair grâce à l'exemple précédent, que le choix du sup-

port et du type d'information et donc de la méthode de codage sont importants si l'on désire que ce décodage soit simple et rapide.

Afin que l'information d'un message perçu soit aisément extraite ou décodée, elle doit être clairement exprimée dans ce message c'est-à-dire sans ambiguïtés. C'est l'aspect psychologique et culturel de la première étape du transcodage : interprétation ou reconnaissance (Fig. I-6).

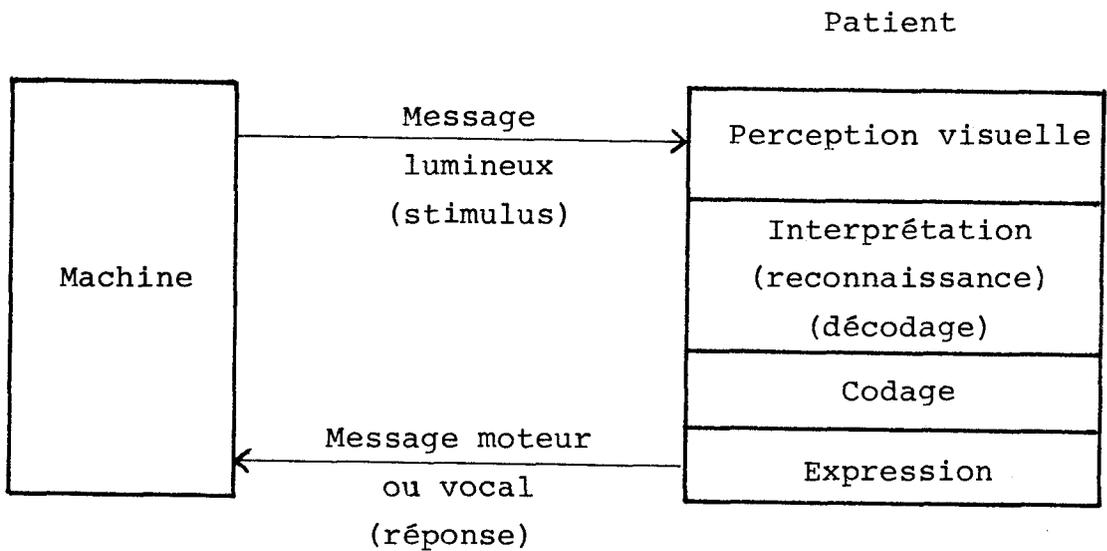


Fig. I-6 : Traitement de l'information par le patient.

L'étape de transmission dont la machine doit essayer d'évaluer les performances est la perception ; les trois autres étapes (interprétation, codage et expression) doivent être fiables (transparentes).

Ainsi par exemple, nous avons été surpris de constater lors des tests de notre méthode d'évaluation de l'acuité visuelle (relatés au chapitre IV) que le E de Rasquin que nous avons utilisé n'était quelquefois pas interprété comme une forme orientée mais comme quatre caractères distincts à savoir E, M, 3 et W ; la phase d'apprentissage étant relativement identique d'un individu à l'autre.

Nous avons également constaté que certaines personnes, bien qu'ayant compris qu'on leur demandait de reconnaître une orientation,

n'étaient pas intimement convaincues que le codage des informations "haut", "bas", "droite", "gauche" par les images que nous représentons ici par :  $\omega$  ,  $m$  ,  $E$  ,  $\exists$  était évident.

Un autre aspect de la phase de reconnaissance et d'interprétation qu'est le décodage du message (Fig. I-6) est lié au comportement du patient relativement à la simulation (Fig. I-7). Il peut exister deux types de simulation : la simulation + où le patient n'ayant pas perçu le message essaye de trouver l'information (ou réponse) correcte au hasard ou par déduction ; la simulation - où le patient ayant perçu le message choisit de répondre une information autre que celle reconnue.

Dans le premier cas, l'individu essaye de dépasser ses limites de perception. Cette attitude est relativement naturelle si la simulation est de faible importance. On peut la déjouer en prenant une probabilité d'apparition de l'information suffisamment petite, comme nous l'avons vu précédemment.

Dans le second cas, le patient limite volontairement ses performances. Nous sommes impuissants devant ce type de simulation à moins d'utiliser des techniques particulières que nous n'abordons pas dans ce mémoire.

L'information codée par la machine étant perçue et décodée par le patient, celui-ci doit (s'il n'y a pas simulation) la recoder en vue de l'exprimer verbalement ou gestuellement à l'intention de cette machine.

\* Sens patient → machine  
 .....

Afin d'évaluer, dans la chaîne de traitement de l'information chez le patient, les performances de la perception, nous devons éviter que n'interfèrent les autres niveaux. Nous avons montré que chez un patient coopérant la seule perturbation possible au niveau de l'interprétation (décodage) est d'ordre psychologique et se rapporte à la nature de l'information à reconnaître et à son lien avec le support. De même, au niveau du recodage, on doit veiller à l'évidence du lien entre l'information et l'expression gestuelle ou verbale. Il est ainsi plus efficace de coder verbalement les informations haut, droite, bas et gauche par ces mots eux-mêmes que par les mots "un",

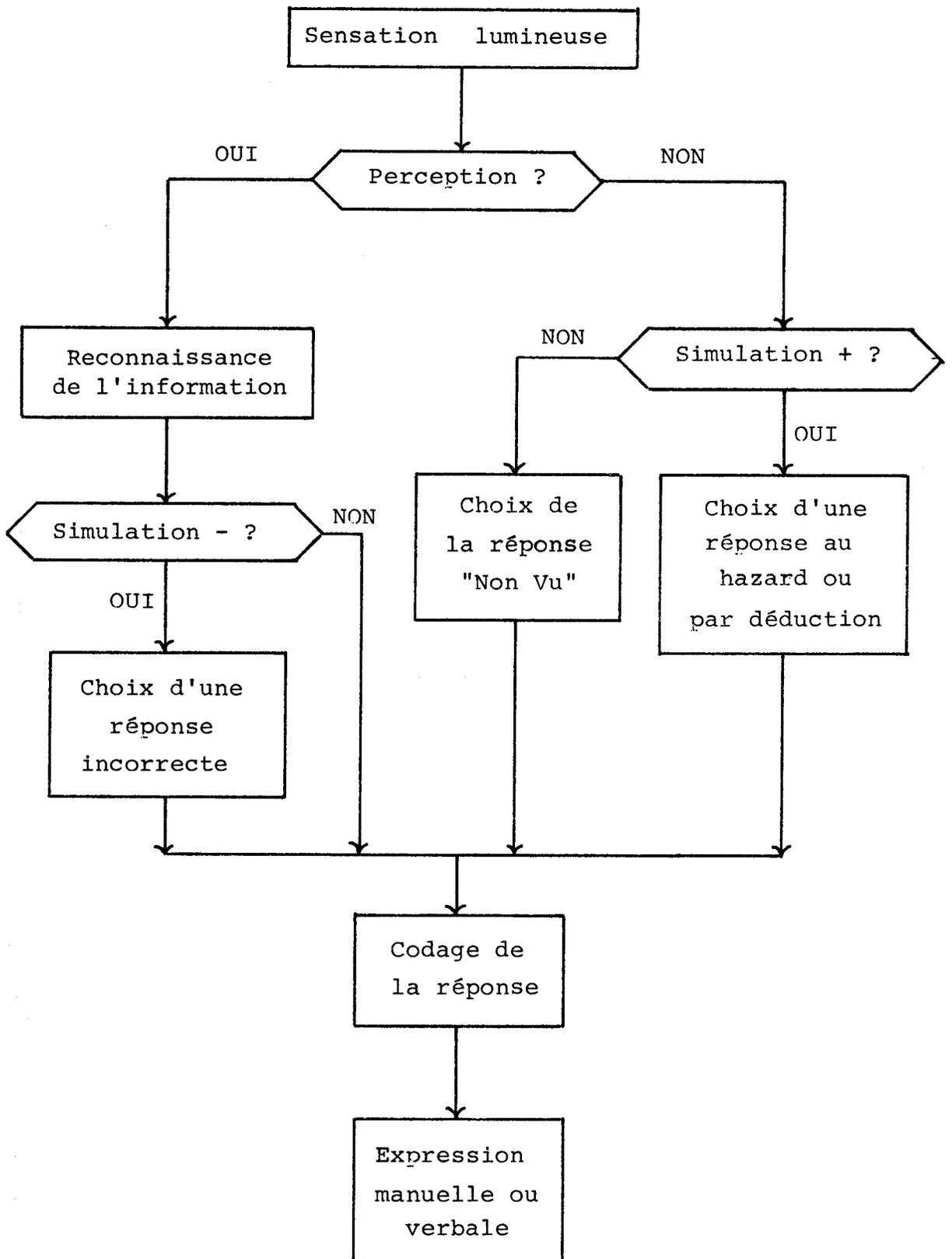


Fig. I-7 : Organigramme de transcodage de l'information par le patient.

"deux", "trois" et "quatre" par exemple.

L'expression gestuelle du patient est relativement bien appréhendable par la machine tout au moins sous une forme électro-mécanique ou électro-sensitive. Ainsi les "manches à balai", boutons poussoirs, potentiomètres linéaires ou rotatifs, dispositifs résistifs ou capacitifs sensibles au contact du doigt, dispositifs optiques de détection de présence sont-ils plus ou moins bien adaptés à appréhender l'expression gestuelle de la main du patient.

Cependant une contrainte s'impose : le patient, dont on évalue les performances visuelles dans une ambiance lumineuse donnée, ne peut quitter du regard l'écran ou le dispositif de stimulation sans modifier son adaptation à cette ambiance et donc la validité des mesures. Ce qui signifie que le patient ne peut observer même furtivement les organes de communication qui sont mis à sa disposition sur un pupitre. Ceci impose une limite au nombre de ces organes. Dans la mesure où le patient a l'usage de ses deux mains, on ne doit lui proposer que deux organes afin qu'il les ait en permanence sous la main. Cela permet de limiter les erreurs de manipulation.

Un autre point important est le nombre de dimensions de l'espace gestuel, c'est-à-dire le nombre de degrés de liberté de l'organe proposé. En effet, si l'on suppose qu'il existe  $N$  réponses possibles et une position neutre (absence de réponse) alors on peut aller, par le mouvement de l'organe de communication, de la position neutre à l'une des  $N$  positions correspondant aux réponses soit directement, sans passer par une autre position, soit indirectement en passant sur au moins une autre position. Dans le premier cas, une réponse est immédiate ; dans le second, elle doit être validée par le patient quand l'organe a atteint la position souhaitée. Les réponses immédiates ne peuvent avoir lieu que dans un espace à au moins deux dimensions ; c'est le cas du manche à balai par lequel on peut avoir  $N$  positions sur un cercle afin d'émettre une information d'angle par exemple. Dans un espace à une dimension (potentiomètre linéaire ou rotatif), les réponses doivent être validées, par un bouton poussoir par exemple, s'il en existe plus de deux. Dans ce cas, le patient dispose de deux organes.

Dans la mesure où la machine doit évaluer plusieurs paramètres

visuels avec des types différents d'information à coder, il peut paraître nécessaire d'utiliser un organe polyvalent pour la communication afin d'éviter le pupitre surchargé de manettes et boutons. Nous préconisons une surface sensible à la présence du doigt, munie d'une logique programmable qui puisse reconnaître et coder la présence d'un ou plusieurs doigts, le sens de déplacement d'un doigt ou tout autre mouvement sur une surface bidimensionnelle (Annexe 3).

Il existe deux modes de réponse : la réponse en boucle ouverte et la réponse en boucle fermée. Le premier est le plus simple mais le moins fiable ; le patient émet sa réponse verbale ou motrice mais ne sait pas ce qu'a "compris" la machine. Celle-ci peut éventuellement générer un "bip" sonore pour signaler qu'elle a reçu une réponse mais sans plus. Dans le second mode, la machine renvoie au patient sa réponse sur le même écran que celui de la stimulation et attend ensuite une validation ou une autre réponse. Ceci permet au patient de corriger ses éventuelles erreurs de manipulation. Ce mode de réponse ne sera employé que pour l'expression d'une information demandant une certaine précision dans le mouvement.

Dans ce paragraphe, nous avons présenté les diverses modalités de l'interaction subjective entre le patient et la machine et il en ressort que ce sont les possibilités d'interprétation et d'expression de l'individu qui doivent conditionner le choix de l'information et de son support constituant les stimuli.

#### I.3.3.3 Dialogue Praticien-Machine

- - - - -

A ce niveau, le dialogue appelle moins de réflexions car les contraintes sont peu importantes. Si le dialogue patient-machine doit être suffisamment naturel afin d'éviter une trop longue phase d'apprentissage, il n'en est pas de même pour l'interaction avec le praticien. Celui-ci utilisant souvent la machine peut s'adapter à tout protocole de communication. La relation avec le patient doit être peu sensible aux erreurs possibles de ce dernier tandis que la relation avec le praticien peut être pratiquement dépourvue de risques d'erreurs.

Ceci est lié au caractère d'interactivité de la communication.

L'interactivité suppose d'abord une communication à double sens où les informations échangées sont des données et des ordres émanant du praticien ou des messages signifiant la réception ainsi que des comptes-rendus d'action provenant de la machine.

Ce dialogue a lieu par l'intermédiaire de dispositifs de communication constitués généralement d'un clavier alphanumérique pour la saisie des informations du praticien et d'un écran cathodique pour la présentation lumineuse des informations alphanumériques ou éventuellement graphiques. Dans ce dernier cas, on adjoindra au clavier un "manche à balai" ou tout autre organe permettant le positionnement d'un spot sur l'écran.

De cette interaction, on peut dégager trois aspects importants :

- \* la globalité ;
- \* la précision ;
- \* la validation.

La globalité d'une commande est une des conditions de son efficacité. L'intervention du praticien sur le déroulement de la stratégie d'examen doit pouvoir s'effectuer sans connaissances particulières en informatique et donc d'une façon simple en utilisant le langage usuel augmenté du vocabulaire propre à l'ophtalmologie. Pour faciliter encore l'intervention, on peut proposer la sélection d'une commande par l'exploration d'un menu affiché sur une partie de l'écran. On peut ainsi obtenir l'exécution d'ordres complexes d'une façon fiable et succincte.

La globalité peut faire perdre à un ordre sa précision dans la mesure où cet ordre donne lieu à une action pouvant opérer dans un espace assez vaste. Pour intervenir sur l'exploration du champ visuel par exemple, le praticien doit pouvoir préciser l'endroit du domaine d'exploration où opère son intervention. Si la machine affiche sur son écran graphique l'état d'évaluation du domaine de perception par une représentation appropriée (voir chapitre II), alors le praticien peut indiquer la zone d'action par l'intermédiaire d'un organe de commande proprement graphique couplé à un spot ou un cercle, par exemple, mobile sur l'écran.

La validation permet à la machine de s'assurer de la validité

des informations communiquées par le praticien. Elle peut s'opérer par vérification de l'orthographe des mots de commande puis par présentation sur l'écran des paramètres variables de la commande avec attente d'une confirmation. A ce niveau, les protocoles de communication sont fort variables et nous n'entrerons pas dans des considérations détaillées.

On peut cependant donner un aperçu des différents types d'informations échangées :

\* par le praticien :

- données neutres : nom du patient, âge, etc...
- données d'initialisation : références d'examens antérieurs à prendre en compte, performances souhaitées (examen rapide, normal ou précis, par exemple)
- ordres :
  - . démarrage, arrêt ou interruption ;
  - . modification des performances souhaitées (globalement) ;
  - . modification des performances dans une zone ;
  - . modification du domaine à explorer.

\* par la machine : comptes-rendus :

- relatifs aux ordres du praticien :
  - . affichage des ordres d'action possibles ;
  - . affichage des paramètres de fonctionnement.
- relatifs à la mesure :
  - . paramètres variables : taux d'erreurs du patient, degré d'avancement de l'examen ;
  - . affichage du domaine de perception (représentation graphique) en cours d'évaluation.

## CONCLUSION

L'étude du système interactif tel que nous venons de le décrire est certainement trop vaste pour avoir pu être traitée dans son entier lors des travaux relatés dans ce mémoire.

Aussi nous sommes nous limités à l'étude, présentée dans les chapitres suivants, d'une stratégie de choix des tests lumineux pré-

sentés au patient par la machine. Cette stratégie de choix repose sur une méthode de représentation et d'agrégation des informations provenant des réponses successives aux tests.

Ce n'est donc là qu'un élément de l'étude du dépistage visuel qui devrait être poursuivi, au niveau de l'interaction patient-machine, par la recherche de nouveaux codages des messages lumineux émis par la machine en tenant compte des possibilités d'interprétation et de décodage de l'individu moyen et des possibilités naturelles de la motricité manuelle en particulier. Une étude corollaire devrait aboutir à la réalisation d'interfaces de communication adaptés. La réponse vocale pourrait pourtant, pensons-nous, supplanter à moyen terme la réponse manuelle.

Au niveau de la communication praticien-machine, le rôle du praticien mérite d'être précisé et le partage des tâches bien défini, surtout au niveau de la possibilité d'intervention sur le déroulement de la stratégie, en particulier lors de l'évaluation du champ visuel.

## CHAPITRE II

---

### REPRESENTATION ET AGREGATION DES INFORMATIONS

---

#### INTRODUCTION

Le chapitre précédent a fait apparaître la nature complexe ou relativement mal définie des paramètres de la fonction visuelle. La plupart d'entre eux sont constitués par des seuils de perception dont seule la mesure subjective intéresse notre étude et dont l'imprécision peut être inhérente à la nature du seuil ou consécutive à l'encodage des réponses.

Il est donc apparu nécessaire de trouver une stratégie de mesure automatique qui soit peu sensible aux réponses erronées. Cette tolérance aux erreurs doit ainsi permettre une mesure globalement convergente vers la valeur du seuil cherché.

La connaissance progressive de cette valeur se fait par intégration discrète et séquentielle des informations partielles, locales, élémentaires que constituent les réponses aux tests. Le choix de ceux-ci, qui conditionne l'évolution de la séquence, se fait à partir de l'analyse des réponses. Cela suppose une mémoire à plus ou moins long terme des événements antérieurs et il est évident que, dans certains cas, une mémoire trop courte peut entraîner des anomalies de convergence et dans le pire des cas, une divergence.

Nous verrons, dans le chapitre III, comment peut être effectuée la décision dans le choix des tests, à partir d'une connaissance globale réactualisée à chaque réponse. Le présent chapitre va nous

permettre de dégager une méthode de structuration et d'agrégation d'informations donnant une connaissance synthétique de la valeur du paramètre mesuré. Celle-ci aura d'autre part l'intérêt de pouvoir faciliter la communication praticien-machine par une représentation visuelle du type graphique, à une ou deux dimensions.

## II.1 DOMAINE FLOU DE PERCEPTION

### II.1.1 LA THEORIE DES SOUS-ENSEMBLES FLOUS

Nous ne donnerons, dans ce paragraphe, que les notions de base sur la théorie introduite en 1965 par L.A. ZADEH /10/.

Si nous considérons la théorie classique des ensembles, un élément  $x$  appartient ou n'appartient pas à un ensemble  $E$ , que l'on peut appeler ensemble vulgaire. Un sous-ensemble peut se définir, par rapport au référentiel  $E$ , par l'ensemble des couples :

$$\{(x, \mu_A(x))\}, \forall x \in E \quad \text{où}$$

$\mu_A(x)$  est la fonction caractéristique de  $A$ , qui prend ses valeurs dans l'ensemble  $\{0,1\}$ . Ainsi :

$$x \in A \iff \mu_A(x) = 1 \quad ; \quad x \notin A \iff \mu_A(x) = 0$$

La généralisation introduite par ZADEH consiste à permettre à la fonction caractéristique d'appartenance de prendre ses valeurs dans un ensemble totalement ordonné  $M$  que l'on peut réduire à l'intervalle doublement fermé  $[0,1]$ .

Ainsi, l'ensemble des couples :

$$\{(x, \mu_{\tilde{A}}(x))\}, \forall x \in E \quad \text{où} \quad \mu_{\tilde{A}}(x) \in [0,1],$$

définit le sous-ensemble flou  $\tilde{A}$  dans  $E$ .

Dès lors, un élément peut appartenir plus ou moins à  $\tilde{A}$  ;  $x$  appartient un peu à  $\tilde{A}$  si par exemple  $\mu_{\tilde{A}}(x) = 0,1$ . Il appartient assez bien si, par exemple,  $0,4 \leq \mu_{\tilde{A}}(x) \leq 0,6$  ; il appartient totalement si  $\mu_{\tilde{A}}(x) = 1$ .

On peut obtenir une représentation visuelle d'un sous-ensemble flou  $\tilde{X}$  en traçant la courbe discrète ou continue (selon E et M) de la fonction  $y = \mu_{\tilde{X}}(x)$  dans un repère où l'on porte en abscisse les éléments du référentiel E selon un ordre total ou arbitraire et en ordonnée l'indice d'appartenance  $\mu_{\tilde{X}}$ .

Nous avons représenté en figure II-1 ce que pourrait être le sous-ensemble flou des nombres réels proches de 7. Dans cet exemple,  $\mu(7)$  vaut 1 et l'indice décroît de part et d'autre du point  $x = 7$ . La figure II-2 décrit le sous-ensemble flou des grandes tailles pour un être humain. Ici  $\mu$  est nul pour toute taille inférieure à 1,50 m et vaut 1 pour toute taille supérieure à 2 m. L'indice passe progressivement de 0 à 1 entre ces deux valeurs.

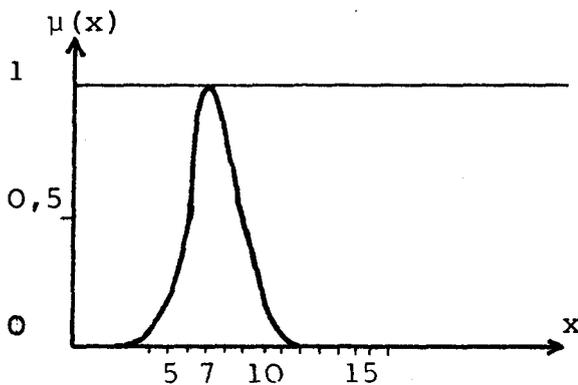


Fig. II-1 : Sous-ensemble flou des réels proches de 7

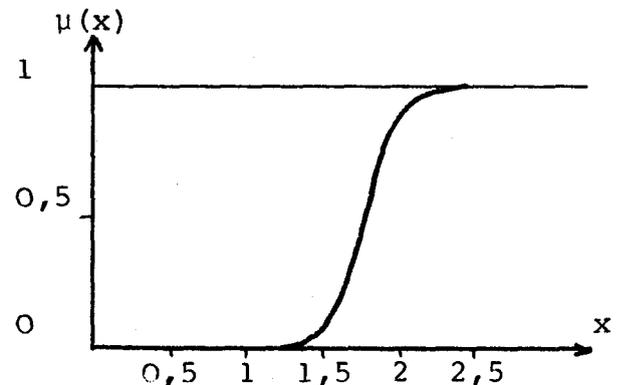


Fig. II-2 : Sous-ensemble flou des grandes tailles

C'est dans des mots comme "proche" ou "grand" que s'exprime la nature floue d'un sous-ensemble. A partir de ce concept de base, des logiques floues /11/, des méthodes de raisonnement flou /12/, des algorithmes flous /13/ traitant des éléments flous et des données avec une marge d'erreur, ont été formulés. Cette théorie permet aussi de mieux représenter ce qui est séparé par des frontières imprécises, comme dans la pensée, le langage, la perception de l'homme. Elle rend compte du subjectif individuel.

Dès lors, toute attribution de valeurs numériques à la fonction d'appartenance d'un sous-ensemble flou peut paraître arbitraire

si elle n'est pas liée à un individu car chacun a sa propre expérience des éléments et évènements imprécis ou mal définis.

Ce problème de l'évaluation des sous-ensembles flous a été peu traité dans la littérature. Certains auteurs /14/ ont proposé de faire subir à l'individu un questionnaire afin de déterminer les valeurs de l'indice d'appartenance par la moyenne statistique des réponses. Cette méthode a évidemment pour contrainte d'une part, de devoir tester chaque point du référentiel borné considéré et d'autre part, que chaque point ait été testé un nombre de fois suffisant pour que la moyenne ait une signification (Voir chapitre I sur la validité des réponses).

En suivant notre approche personnelle du dépistage visuel, nous allons voir comment on peut assimiler certains domaines de perception à des sous-ensembles flous et comment on les évalue à partir d'un nombre restreint de questions ou tests ; ceci, moyennant une hypothèse supplémentaire.

Auparavant, nous devons rappeler certaines notions comme la connexité, la convexité, les bornes, appliquées aux sous-ensembles flous, ainsi que l'indice de flou, plus spécifique, qui nous seront utiles pour la suite de ce travail.

Le lecteur trouvera dans les références /15/, /16/ de plus amples renseignements sur les opérateurs et propriétés des sous-ensembles flous.

\* Sous-ensemble vulgaire de niveau  $\alpha$   
 .....

C'est le sous-ensemble  $A_\alpha$  construit à partir du sous-ensemble flou  $\tilde{A}$  et pour lequel :

$$\mu_{A_\alpha}(x) = 1 \quad \text{si} \quad \mu_{\tilde{A}}(x) \geq \alpha \quad ; \quad \text{sinon} \quad \mu_{A_\alpha}(x) = 0$$

où  $\alpha \in [0,1]$ . Ce qui peut s'écrire :

$$A_\alpha = \{x / \mu_{\tilde{A}}(x) \geq \alpha\}, \quad \alpha \in [0,1]$$

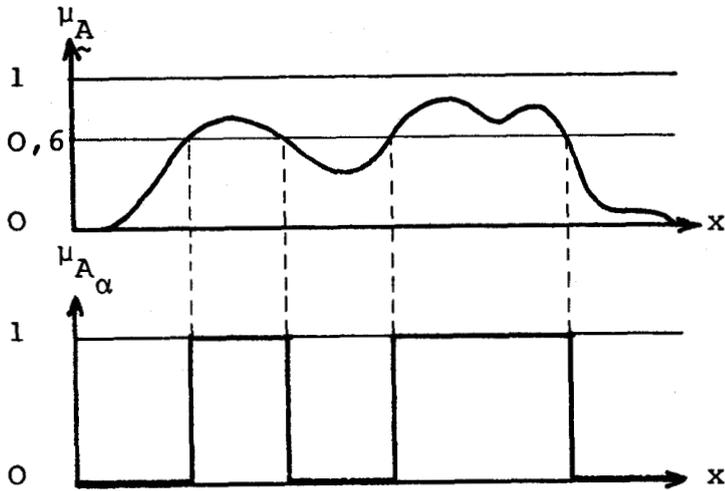


Fig. II-3 : Extraction du sous-ensemble de niveau  $\alpha = 0,6$  d'un sous-ensemble flou quelconque  $\tilde{A}$  unidimensionnel.

\* Bornes  
.....

Un sous-ensemble flou  $\tilde{A}$  est dit borné si tous les sous-ensembles vulgaires  $A_\alpha$  de niveau  $\alpha$  sont bornés. Ce qui signifie que l'indice d'appartenance est nul au delà des bornes.

Si par nature, les sous-ensembles flous rencontrés dans cette étude ne sont pas bornés, nous veillerons, pour la convergence de certains calculs, à définir des bornes à partir des limites naturelles de la fonction visuelle.

\* Distance de Hamming généralisée relative  
.....

Cette grandeur permet de chiffrer la différence existant entre deux sous-ensembles flous  $\tilde{A}$  et  $\tilde{B}$  définis sur un même référentiel  $E$ . On la définit mathématiquement par :

$$\delta(\tilde{A}, \tilde{B}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\mu_{\tilde{A}}(x_i) - \mu_{\tilde{B}}(x_i)| \quad \text{si } E \text{ est discrétisé}$$

$$\delta(\tilde{A}, \tilde{B}) = \frac{1}{b-a} \int_a^b |\mu_{\tilde{A}}(x) - \mu_{\tilde{B}}(x)| \cdot dx \quad \text{si } E \text{ est continu borné par } a \text{ et } b$$

On constate que  $\delta(\underline{A}, \underline{B}) = 0$  si  $\underline{A} = \underline{B}$ . Nous avons représenté en figure II-4 deux courbes de fonction caractéristique pour lesquelles l'aire de la surface comprise entre elles est proportionnelle à la distance de Hamming entre les sous-ensembles flous correspondants.

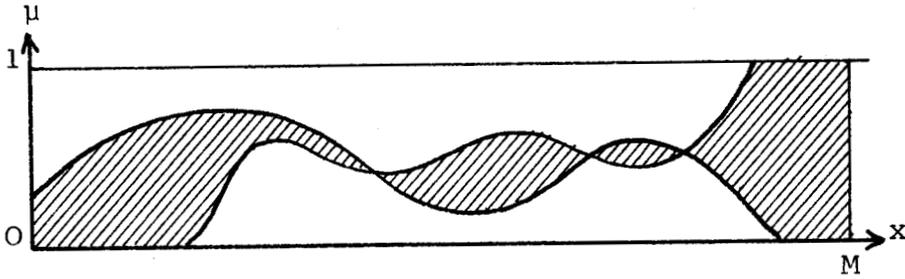


Fig. II-4 : Courbes caractéristiques de deux sous-ensembles flous continus, bornés en 0 et M. L'aire de la surface hachurée est proportionnelle à la distance de Hamming.

\* Sous-ensemble vulgaire le plus proche de  $\underline{A}$

C'est le sous-ensemble de niveau  $\alpha$ , noté  $A_\alpha$ , le plus proche, au sens de la distance de Hamming, du sous-ensemble flou  $\underline{A}$ . On le note  $\underline{A}$ .

$$\underline{A} \text{ est tel que } \delta(\underline{A}, \underline{A}) = \underset{\alpha}{\text{MIN}}(\delta(\underline{A}, A_\alpha)).$$

On montre que  $\underline{A} = A_{0,5}$ . C'est donc le sous-ensemble vulgaire de niveau 0,5.

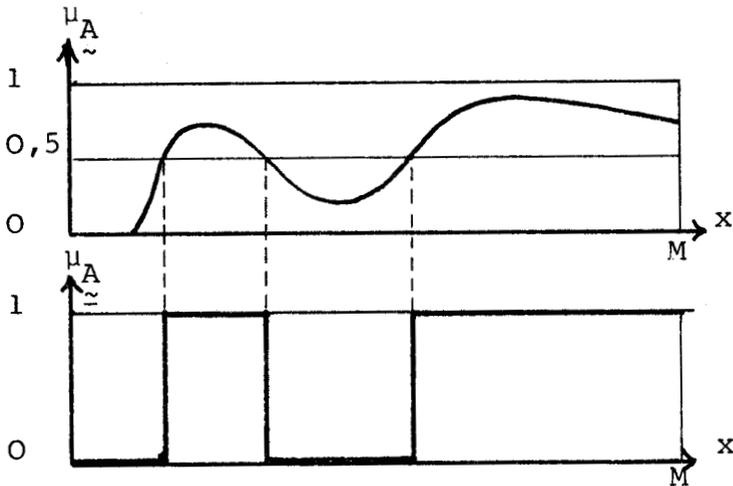


Fig. II-5 : Sous-ensemble vulgaire le plus proche de  $\underline{A}$

\* Indice linéaire de flou  
.....

Il est défini à partir de la distance de Hamming généralisée relative par :

$$v(\underline{A}) = 2 \cdot \delta(\underline{A}, \underline{\bar{A}}) \quad ; \quad v(\underline{A}) \in [0,1]$$

Le facteur 2 permet d'étendre le domaine de définition de  $\delta$  qui est  $|0,1/2|$ .

Cet indice permet de chiffrer le degré de flou d'un sous-ensemble. Ainsi le sous-ensemble le moins flou ( $v = 0$ ) est un sous-ensemble vulgaire ; le plus flou ( $v = 1$ ) est le sous-ensemble  $\underline{X}$  caractérisé par  $\mu_{\underline{X}}(x) = 0,5, \forall x \in E$ .

La figure II-6 nous permet de visualiser l'indice de flou d'un sous-ensemble flou quelconque  $\underline{A}$  par la surface hachurée entre la courbe caractéristique de  $\underline{A}$  et celle de  $\underline{\bar{A}}$ .

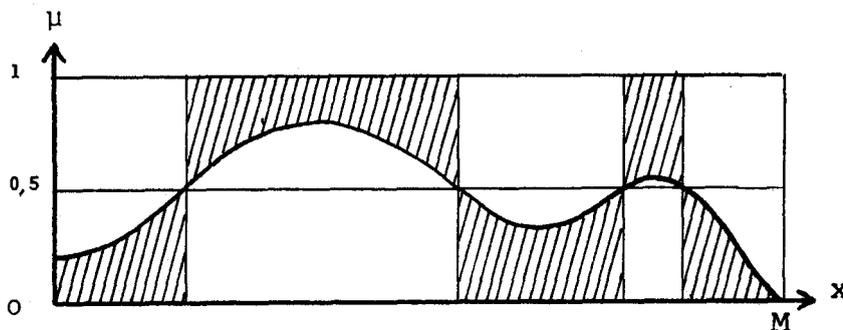


Fig. II-6

\* Connexité - convexité  
.....

Un sous-ensemble vulgaire  $A$  est connexe si deux points  $x_1$  et  $x_2$  quelconques de  $A$  peuvent toujours être joints par une ligne polygonale située toute entière dans  $A$ .

La convexité est une restriction du cas précédent quand la ligne polygonale est une ligne droite.

La figure II-7 en donne un exemple bidimensionnel.

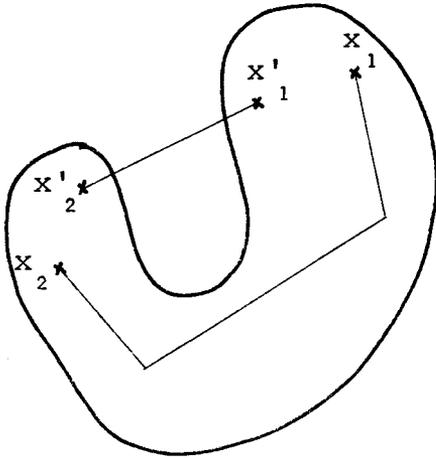


Fig. II-7 : Un sous-ensemble connexe mais non convexe

On peut étendre cette notion aux sous-ensembles flous de la façon suivante :

$\tilde{A}$  est connexe (respectivement convexe) si tous les sous-ensembles vulgaires  $A_\alpha$  de niveau  $\alpha$  sont connexes (respectivement convexes), où  $\alpha \in [0,1]$ .

Dans le cas d'un espace à une dimension, il est évident que les lignes polygonales deviennent des lignes droites et donc que la connexité entraîne la convexité.

Ainsi le sous-ensemble flou unidimensionnel représenté en figure II-8 est non connexe et non convexe.

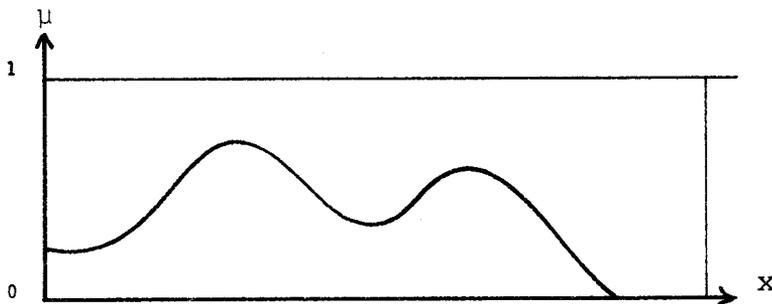


Fig. II-8

Ces quelques notions de base sur les sous-ensembles flous vont nous permettre de définir et de caractériser les domaines flous de perception.

### II.1.2 LES ESPACES DE PERCEPTION

-----

Nous avons vu au chapitre I que la fonction visuelle pouvait être caractérisée en termes de répartition, résolution, sensibilité, accommodation et convergence. Ces paramètres, que l'on peut considérer dans des référentiels ordonnés mono-, bi-, tri-dimensionnels, sont assimilables à des sous-ensembles flous que nous appellerons également ici, par extension, domaines flous de perception. Pour définir cette notion, nous dirons qu'un domaine flou de perception est le sous-ensemble flou des objets perceptibles au sens de la fonction de perception considérée. Nous définirons ainsi le domaine flou de répartition (champ visuel) ou le domaine flou des tailles d'objets séparables (pouvoir séparateur).

Dans ce sens, un élément de ces sous-ensembles flous ayant un indice d'appartenance proche de 1 sera considéré comme vu correctement, tandis que si l'indice est proche de 0, il sera considéré comme mal vu (ou non vu).

Par ailleurs, il est souhaitable que toute évaluation d'un sous-ensemble flou donne un indice de flou suffisamment faible pour être significatif. Nous verrons au chapitre IV qu'une évaluation du sous-ensemble flou qui permet de déterminer l'acuité visuelle, ne donne quasiment jamais un indice de flou inférieur à 0,05 ; ce qui correspond certainement au fait qu'une mesure très précise (indice de flou nul) n'a guère de réalité ; par contre, un indice de l'ordre de 0,1 est considéré comme acceptable.

D'autre part, les sous-ensembles que nous allons évoquer sont chacun représentatifs d'une information globale que le praticien peut appréhender telle qu'elle est (par une représentation graphique par exemple) mais dont il peut aussi désirer une information plus nette et plus compacte. Dans ce but, on peut accentuer le contraste des frontières du domaine considéré de façon analogue à une extraction de contour en reconnaissance des formes, par la méthode du seuil. Celle-ci consiste à choisir le sous-ensemble vulgaire de niveau  $\alpha$  à partir du sous-ensemble flou. Dans la pratique, le seuil  $\alpha$  ne sera pas trop éloigné de 0,5 afin de ne pas tenir compte d'éventuelles irrégularités faibles de la fonction d'appartenance qui

seraient consécutives à la mesure (voir chapitre IV). Nous verrons qu'une stratégie adaptée, pour le choix des stimuli, permettra de limiter l'amplitude de ces irrégularités, sans que nous ayons besoin d'un filtrage spatial.

Un seuil  $\alpha$  supérieur à 0,5 donnera une estimation stricte du domaine (Fig. II-9), tandis qu'un seuil inférieur en donnera une estimation plus large (Fig. II-10).

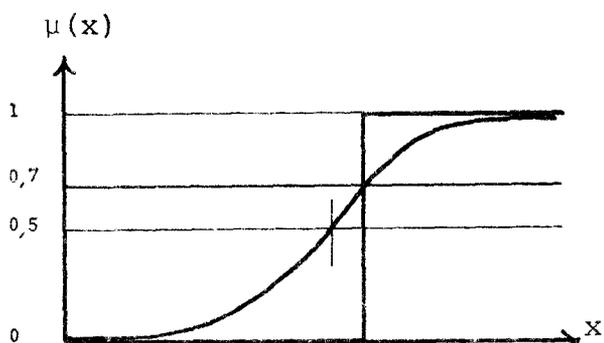


Fig. II-9 : Exemple d'estimation stricte de  $\tilde{X}$  par  $X_{0,7}$

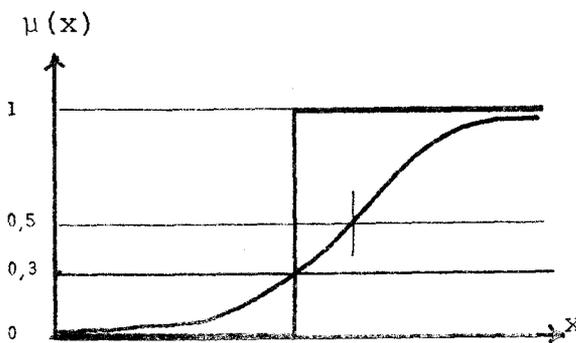


Fig. II-10 : Exemple d'estimation large de  $\tilde{X}$  par  $X_{0,3}$

Après avoir défini comment l'on pouvait concevoir les domaines flous de perception, nous allons traiter trois exemples caractéristiques en précisant la nature du référentiel et les propriétés inhérentes à chacune des fonctions visuelles considérées.

Signalons toutefois que les courbes des fonctions d'appartenance données dans ces exemples le sont à titre indicatif. Elle seront concrétisées et validées au moyen d'un modèle mathématique au cours du chapitre IV et ce pour l'acuité visuelle.

Remarquons également qu'on ne peut parler de convexité si la fonction d'appartenance d'un domaine flou issue d'une mesure admet des irrégularités, car dans ce cas les sous-ensembles flous ne seront jamais convexes. Néanmoins, la convexité aura un sens pour le modèle mathématique ou pour un domaine mesuré dont la fonction d'appartenance a subi un filtrage spatial.

On peut aussi introduire la notion de pré-convexité : un sous-ensemble flou sera pré-convexe si son sous-ensemble vulgaire le

plus proche est convexe.

### II.1.2.1 Phories

- - - -

Nous avons vu que la mesure des phories pouvait se ramener à déterminer l'écart de position entre les points de fixation des deux yeux. Cet écart est donc défini dans un espace de référence bi-dimensionnel représentant le plan de fixation et pour lequel le repère est choisi de manière à ce que son origine coïncide avec l'un des points de fixation. Cet écart définit alors une position (celle du deuxième point) pour laquelle deux images monoculaires séparées par cette valeur sont vues confondues ; toute autre position du plan ne remplissant plus cette condition.

L'imprécision naturelle sur cette position peut nous amener à définir le domaine flou de perception au sens de la convergence binoculaire comme le sous-ensemble flou des points de fixation permettant la correspondance rétinienne. Le référentiel est un espace à deux dimensions dont le repère admet pour unité une longueur.

La fonction d'appartenance de ce domaine décrit une surface tri-dimensionnelle dont deux des coordonnées sont celles du référentiel  $(x,y)$ , la troisième étant l'indice d'appartenance  $\mu$ . La figure II-11 représente la coupe selon le plan  $(x,\mu)$  d'une telle surface pour un écart approximatif de + 10 cm entre les points de fixation.

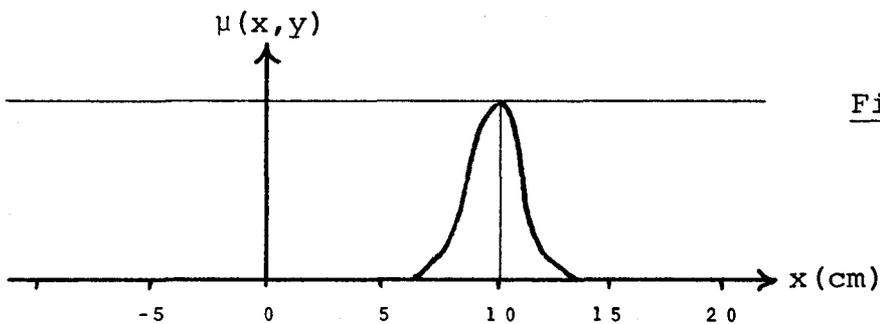


Fig. II-11

Ce domaine flou de perception est naturellement borné car c'est un domaine restreint ou quasi-ponctuel. En effet, on pourra toujours trouver une courbe fermée autour du point d'indice d'appartenance maximum, à l'extérieur de laquelle l'indice est nul.

Ce domaine restreint occupant selon les individus une position variable dans l'espace de référence, on est amené à prévoir un périmètre accessible. Celui-ci définit le lieu des points les plus éloignés de l'origine juste accessibles par le domaine flou de perception. Il sera fonction de l'anatomie du globe et de la cavité oculaires. On l'évaluera par une enquête visant à trouver les cas extrêmes d'anomalies de convergence de la vision binoculaire.

Ce périmètre définit également ce que nous convenons d'appeler le domaine d'exploration ou d'investigation à l'intérieur duquel la stratégie de mesure doit opérer.

Le domaine flou de perception, au sens de la convergence, est d'autre part théoriquement convexe (ou pratiquement pré-convexe). La surface d'appartenance n'admet en effet qu'un seul maximum car la superposition binoculaire ne se fait que pour une position relative unique (à l'imprécision près) des deux images vues par chaque oeil.

#### II.1.2.2 Acuité visuelle

- - - - -

Ce paramètre est évalué par la délimitation du domaine flou  $A$  des objets perceptibles au sens de la résolution. Ce domaine est défini sur un référentiel ordonné à une dimension qui peut avoir la nature d'un angle ou d'une taille positif  $T$  d'objet situé à une distance donnée de l'oeil. L'acuité mesure en effet un pouvoir séparateur. Elle est définie par le plus petit objet perceptible, donc par la borne inférieure du sous-ensemble vulgaire de niveau  $\alpha$ ,  $\alpha$  étant proche de 1 et choisi au chapitre IV.

Ce domaine est borné inférieurement car il existe toujours un objet de taille suffisamment petite que l'individu ne percevra pas. Par contre, la borne supérieure est théoriquement à l'infini. Cependant, un objet de taille angulaire supérieur à  $2^\circ$  aura une image débordant de la macula et dans ce cas, la mesure d'acuité n'a plus de sens. On prendra donc cette valeur  $M$  comme limite supérieure du domaine d'exploration.

La figure II-12 donne un exemple de sous-ensemble flou représentant un domaine de résolution. Nous avons porté en abscisse la

taille  $x$  de l'objet et en ordonnée l'indice d'appartenance  $\mu_A(x)$ . La courbe présente un palier dont la hauteur est proche de zéro, définissant les objets non vus et un palier dont la hauteur est proche de 1, définissant les objets vus. La zone intermédiaire définit, dans cet exemple, une taille d'acuité de 4,5 mm pour un seuil  $\alpha$  de 0,8 (ce qui donne une acuité de 3 dixièmes à 5 m).

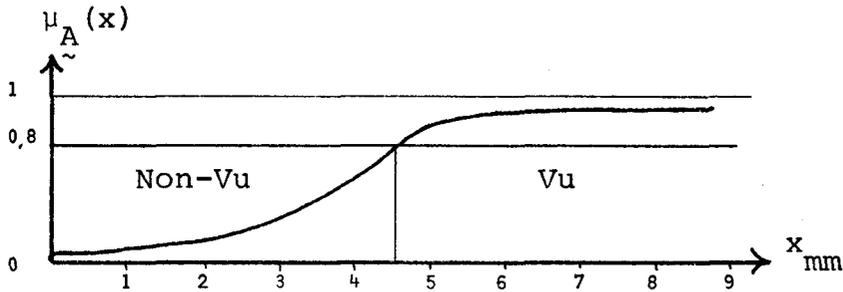


Fig. II-12

Par nature, le sous-ensemble flou des objets perceptibles au sens de la résolution est convexe. En effet, si certaines tailles d'objet sont perçues, il y a peu de raisons physiologiques pour que des tailles plus grandes ne le soient pas.

Ainsi, le domaine flou représenté en figure II-13 est médicalement très exceptionnel.

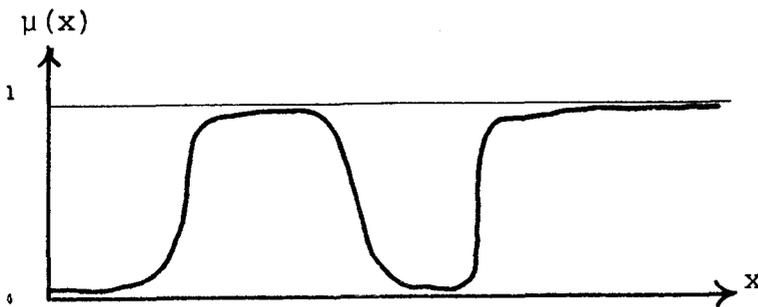


Fig. II-13

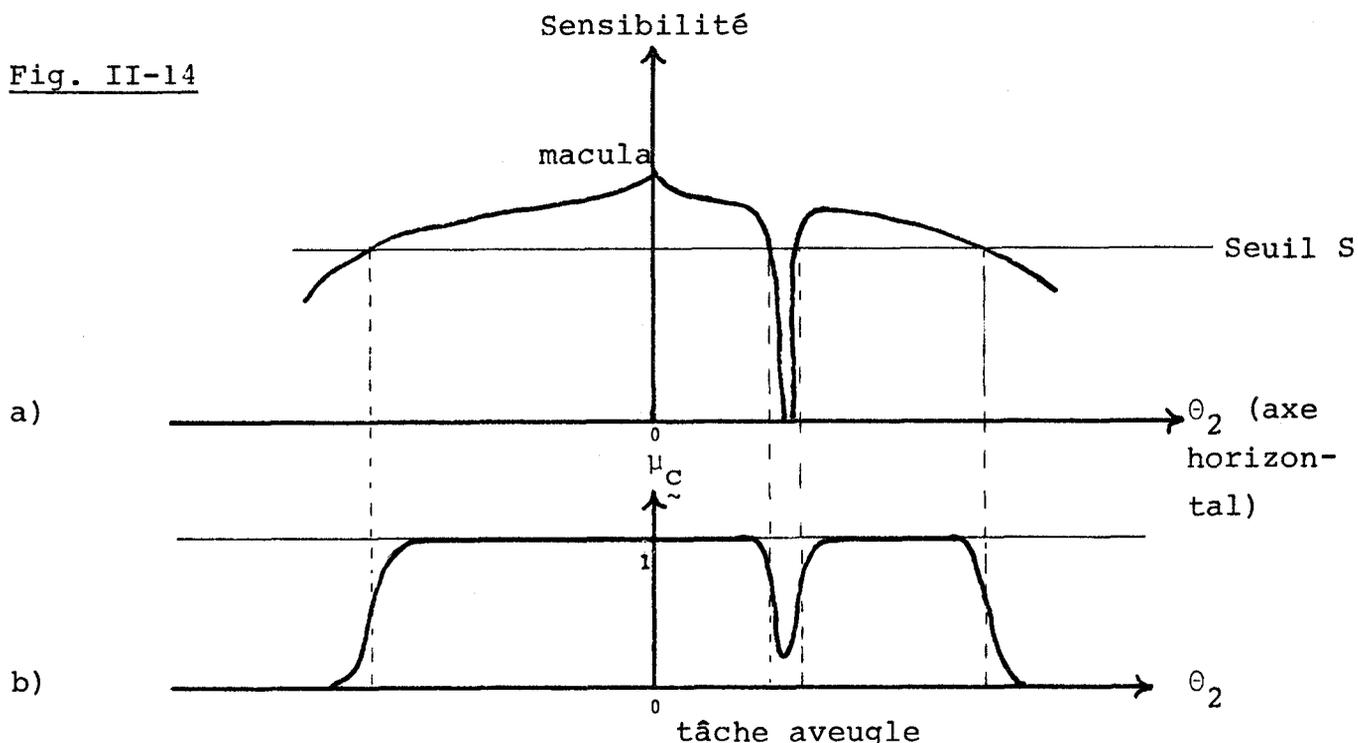
### II.1.2.3 Champ visuel

Si nous reprenons la surface de sensibilité photopique de la rétine introduite au chapitre I et si nous choisissons un seuil de sensibilité  $S$  correspondant à une luminance donnée  $L$  des stimuli,

alors on dira qu'un stimulus quasi-ponctuel localisé en P dans le champ visuel est percevable si la sensibilité du point correspondant de la rétine est supérieure à S. S est le plan de sensibilité testé.

On peut alors définir un domaine flou de perception au sens de la répartition par le sous-ensemble flou  $\tilde{C}$  des points perceptibles du champ visuel. Ce sous-ensemble est défini dans un plan orthogonal à l'axe optique de l'oeil considéré (ou dans un plan frontal pour le champ binoculaire), à une certaine distance d de celui-ci. Il peut être muni d'un repère de coordonnées polaires  $(\theta_1, \theta_2)$  (Voir chapitre I).

La fonction d'appartenance  $\mu_{\tilde{C}}(\theta_1, \theta_2)$  décrit dans ce cas une surface tri-dimensionnelle dans l'espace  $(\theta_1, \theta_2, \mu)$  et nous avons représenté en figure II-14-a, une coupe selon le méridien horizontal de la surface de sensibilité typique d'un oeil droit et en II-14-b, la coupe de la surface d'appartenance correspondante, déduite par le seuil S. L'intersection du plan de sensibilité S avec la surface de sensibilité permet de localiser les bords du sous-ensemble flou, que nous donnons ici d'une façon approximative car leur évaluation n'entre pas dans le cadre de notre mémoire.



La présence de la tâche aveugle, créant un puits dans la surface d'appartenance, conduit à dire que ce domaine flou n'est pas convexe. D'autre part, l'existence de déficiences en forme d'anneau, partageant le champ visuel en deux zones concentriques, entraîne également la non-connexité.

L'anatomie de l'appareil visuel détermine par ailleurs un périmètre maximum au delà duquel les stimuli ne seront plus perçus. Le domaine flou est donc borné par ce dernier. Le plus large des périmètres rencontrés définit le périmètre d'exploration.

### II.1.3 EVOLUTION DE LA FORME

-----

Par "forme" nous entendons la courbe ou la surface décrite par la fonction d'appartenance du sous-ensemble flou considéré.

Le but de la procédure d'examen visuel est d'obtenir, à la fin de celle-ci et à partir des informations séquentielles obtenues par le traitement des réponses, une information globale la moins floue possible.

Le déroulement de l'examen peut donc être caractérisé par l'évolution de la forme du sous-ensemble flou représentant le domaine de perception à évaluer. Cette évolution a pour état initial une forme floue, dont l'indice de flou est proche ou égal à 1, qui rend compte de l'information à priori que l'on a sur le paramètre visuel envisagé de l'individu. L'état final doit être constitué par une forme peu floue, c'est-à-dire un sous-ensemble dont l'indice de flou est proche de 0 et d'où l'on pourra tirer l'information demandée.

La grandeur mathématique qui peut le mieux refléter l'évolution de la forme est donc l'indice de flou. Celui-ci, en partant d'une valeur relativement grande, devra diminuer globalement jusqu'à un minimum fixé. Ce minimum constitue un seuil en dessous duquel l'information globale sur le domaine sera considérée comme ne pouvant plus être améliorée. C'est le critère d'arrêt de la procédure d'examen.

Le maximum de cet indice de flou correspond à la forme initiale du sous-ensemble flou, fonction de l'information à priori que l'on

a sur le domaine de perception du sujet. L'information initiale que l'on peut avoir est soit nulle ou négligeable, soit relativement importante.

Le premier cas s'applique aux examens occasionnels (permis de conduire) ou aux examens médicaux d'entrée d'un individu dans une nouvelle fonction (armée, administration). Le second cas concerne les individus suivis dont on contrôle périodiquement la perception (malades, pilotes d'essai, ouvriers soumis à de fortes contraintes visuelles).

Dans le premier cas, le sous-ensemble initial peut être représenté par celui dont la fonction d'appartenance vaut  $1/2$  quelque soit le point du domaine d'exploration. C'est en effet le sous-ensemble d'indice de flou maximum ( $v = 1$ ). On peut cependant faire l'hypothèse de certaines conditions aux limites : Ainsi, pour l'acuité, la borne inférieure du domaine d'exploration sera considérée comme non vue ( $\mu_A(0) = 0$ ) et la borne supérieure comme vue ( $\mu_A(x_{\max}) = 1$ ). De même, le périmètre du domaine d'exploration du champ visuel aura un indice d'appartenance nul.

A cette information initiale de base peut s'en ajouter une autre, qui dans le second cas, permet de définir une forme construite à partir de la forme évaluée lors d'un examen antérieur. La forme initiale sera donc identique à la forme antérieure sauf au niveau des frontières définies par un indice d'appartenance de  $1/2$ . A l'intérieur d'un cercle centré sur chacun des points des frontières, l'indice d'appartenance aura alors la valeur  $1/2$ . Nous parlerons de cercle dans un espace bi-dimensionnel, mais de segment dans un espace à une dimension. Ce cercle ou segment définit donc une zone d'imprécision de part et d'autre et tout le long des frontières du domaine évalué antérieurement.

La largeur de cette zone, déterminée par le diamètre du cercle d'imprécision, est fonction du degré de fiabilité de l'examen antérieur ainsi que de la vitesse de variation possible des performances visuelles du patient au cours du temps. Elle sera laissée à l'appréciation du praticien.

Si la stratégie d'exploration a pour tâche de tester les points

du domaine les plus flous, dont l'indice d'appartenance est le plus proche de 0,5 (voir chapitre III), le domaine à explorer sera alors dans ce cas réduit, de même que la durée de l'examen.

La figure II-15 représente un exemple de forme initiale déduite d'une forme antérieure pour le cas uni-dimensionnel de l'acuité visuelle.

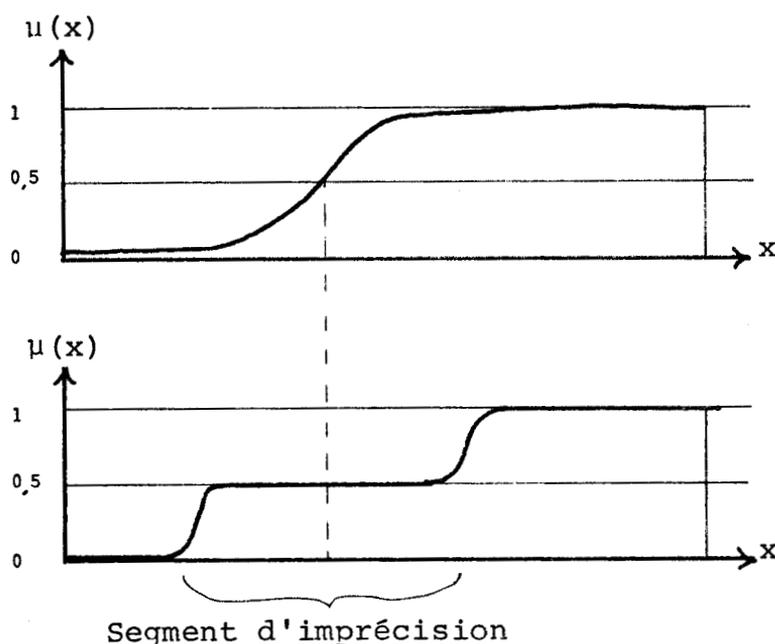


Fig. II-15 :

a) forme antérieure

b) forme initiale  
déduite

Remarquons enfin que, de par la nature de la composition des réponses en vue de leur agrégation, on ne peut faire prendre à la fonction d'appartenance les valeurs 0 et 1, sauf éventuellement aux limites. En effet, ces valeurs sont des invariants pour les lois de composition que nous allons envisager, donc des valeurs figées.

## II.2 AGREGATION DES REPONSES

Nous avons vu que le phénomène caractéristique lors du déroulement d'un examen, était l'évolution de la forme du sous-ensemble flou. En partant d'une forme initiale relativement floue, le sous-ensemble considéré doit évoluer vers une forme peu floue, grâce à l'apport d'information provenant des réponses. Il est alors évident que ces dernières doivent induire des déformations locales dans le

sens d'un accroissement ou d'une diminution de l'indice d'appartenance de la forme.

Dans les deux paragraphes suivants, nous allons analyser la nature des réponses et étudier la façon dont elles peuvent provoquer des déformations.

### II.2.1 NATURE DES REPONSES

-----

Nous n'aborderons pas ici le traitement préalable qui consiste à décoder les réponses motrices ou verbales du patient et à les comparer avec les optotypes présentés. Seule la valeur de la comparaison sera considérée.

Ainsi on définit une variable binaire R exprimant si la réponse est correcte ou incorrecte, une variable binaire N indiquant si le sujet a refusé de répondre, estimant que le test est en dehors de son domaine de perception (cas du Non-Vu) et le point P où s'applique la réponse.

Dans le cas du champ visuel, on peut envisager un test multiple, c'est-à-dire plusieurs stimuli ponctuels en différents points. La réponse peut alors aussi être multiple. L'intégration de cette réponse multiple est décomposée en intégration de réponses simples dont chacune a une valeur et une qualité communes ou éventuellement différentes si la réponse est suffisamment riche en information ou s'il existe une méthode déductive dans la stratégie.

L'analyse de ce type de réponse ne sera pas envisagée dans la présente étude.

Nous avons essayé d'adjoindre à une réponse simple un ensemble de paramètres qui définissent ce que l'on peut appeler la qualité.

Le premier paramètre, externe à la procédure, est la validation, si elle existe, de la réponse. Une réponse valide est une réponse pour laquelle les systèmes de contrôle (matériel et/ou logiciel) ont pu s'assurer qu'elle a été donnée en respectant le protocole d'examen. Une réponse non valide se doit d'être refusée par la procédure avec éventuellement un message d'alarme pour le patient ou pour le

praticien. Dans le cas où les systèmes de contrôle sont inexistants, les réponses seront toujours considérées comme valides.

On peut envisager un second paramètre externe qui serait le temps de réponse. En effet, la bonne réponse et le "Non-Vu" ont d'autant plus de qualité (de vérité, de poids) qu'ils sont rapides. Par contre, une mauvaise réponse rapide peut laisser supposer une erreur indépendante de la perception, c'est donc une réponse peu significative. D'autre part, le temps de réponse n'a de valeur que relativement à la moyenne de l'individu considéré. Ainsi, seule la distribution du temps de réponse normé peut avoir une signification quant à l'évaluation d'un domaine de perception (Voir l'annexe 1 sur le Temps de réponse).

Ces difficultés d'interprétation nous ont obligé à abandonner la possibilité de faire intervenir le temps de réponse dans notre méthode d'agrégation.

Un autre paramètre, celui-ci interne à la procédure, est la contradiction "à priori" ou "à posteriori". Une réponse est contradictoire si elle est correcte en dehors du domaine de perception, ou si elle est incorrecte à l'intérieur. A la fin d'un examen, quand on connaît le domaine, on peut évaluer à posteriori la contradiction de chaque réponse. La seule utilité étant alors de calculer le taux de réponses contradictoires pour définir, en quelque sorte, un indice de fiabilité de l'examen.

Par contre, en cours d'examen, la contradiction est relative à l'état d'évolution du sous-ensemble flou ; plus celui-ci se rapproche d'un minimum de flou, plus la contradiction acquiert de l'importance. Nous introduisons ici la notion de gravité de la contradiction, qui dépend donc de l'indice de flou mais aussi de la position relative, par rapport aux frontières du domaine, du point pour lequel le test a donné la réponse contradictoire. En effet, cette dernière a d'autant moins de signification que le point testé se trouve plus près des frontières.

Pour concrétiser cette notion de gravité, nous proposons l'équation suivante :

$$g = (1 - v) \cdot d_f \cdot c$$

où  $v$  est l'indice de flou,  $c$  la variable binaire indiquant s'il y a contradiction,  $d_f$  la distance normée entre le point test et le point de frontière le plus proche. On a  $g, v, d_f \in [0,1]$  et  $c \in \{0,1\}$ .

Si la qualité d'une réponse ne dépend que de la gravité d'une éventuelle contradiction, on peut l'exprimer par :

$$Q = (1 - g) q \quad ; \quad Q, q \in [0,1]$$

où  $q$  est la meilleure qualité, quand la gravité est nulle. Notons qu'une réponse non contradictoire a une gravité nulle.

Nous considérerons qu'une réponse de qualité nulle ne doit avoir aucun effet sur l'évolution, tandis qu'une réponse de qualité 1 doit faire passer l'indice d'appartenance à 0 ou à 1 (selon la réponse). Ce dernier cas n'est évidemment pas envisageable car nous avons déjà souhaité que les réponses n'aient pas un effet binaire mais plutôt cumulatif.  $q$  sera donc inférieur à 1 et sa valeur sera le reflet de l'importance accordée aux réponses ainsi que de la vitesse de l'évolution du sous-ensemble flou.

Remarquons que dans le cas d'un patient sincère, c'est-à-dire qui n'a aucun intérêt à simuler une déficience, on peut poser l'hypothèse que le "Non-Vu" a plus de valeur qu'une mauvaise réponse. Alors  $q$  s'exprimera de la façon suivante :

$$q = q_1 \cdot N + q_2 (1 - N) \quad ; \quad q_1 > q_2 \in [0,1]$$

$$N \in \{0,1\} \quad ; \quad (N = 1 \implies R = 0).$$

Si la réponse à un test était seule en jeu pour le point test considéré, alors la qualité de cette réponse indiquerait à quel degré ce point appartient ou n'appartient pas au domaine de perception. On peut alors représenter une réponse comme un sous-ensemble flou  $\tilde{R}$  sur le même référentiel que celui du domaine flou de perception. Si l'on suppose qu'une réponse n'apporte de l'information que pour le point  $P$ , alors les autres points  $X$  de  $\tilde{R}$  sont tels que :

$$\mu_{\tilde{R}}(X) = 0,5 \quad , \quad \forall X \in E \quad , \quad X \neq P$$

Le point P aura, si la réponse est correcte ( $R = 1$ ), un indice d'appartenance compris entre 0,5 et 1, proportionnel à la qualité  $Q$ . Ceci peut s'écrire, étant donné que  $Q$  varie de 0 à 1 :

$$\mu_{\tilde{R}}(P) = \frac{1}{2} + \frac{1}{2} Q \quad , \quad R = 1$$

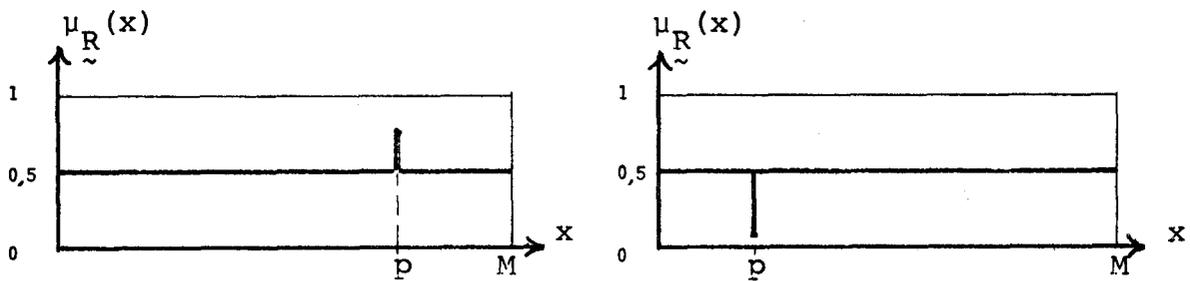
Par contre, une réponse incorrecte donnera un indice d'appartenance compris entre 0 et 0,5 qui diminuera si la qualité de la réponse augmente :

$$\mu_{\tilde{R}}(P) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} Q \quad , \quad R = 0$$

Ces deux équations peuvent s'écrire :

$$\mu_{\tilde{R}}(P) = \frac{1}{2} + (2R - 1) \frac{Q}{2} \quad , \quad R \in \{0,1\}$$

Nous donnons en figure II-16 un exemple de représentation pour chaque type de réponse ainsi définie, dans le cas de l'acuité visuelle.



a) Réponse correcte

b) Réponse incorrecte

Fig. II-16 : Réponses ponctuelles type (référentiel à une dimension)

Cependant on peut admettre que si une réponse renseigne sur l'appartenance du point testé, elle renseigne aussi, mais peut être moins, sur l'appartenance des points voisins. Nous avons ainsi généralisé le cas uni-dimensionnel de la figure II-16 en gardant la valeur extrême de l'indice d'appartenance du point P mais en faisant passer progressivement cet indice de la valeur extrême à la valeur de 0,5, de part et d'autre de P (Fig. II-17).

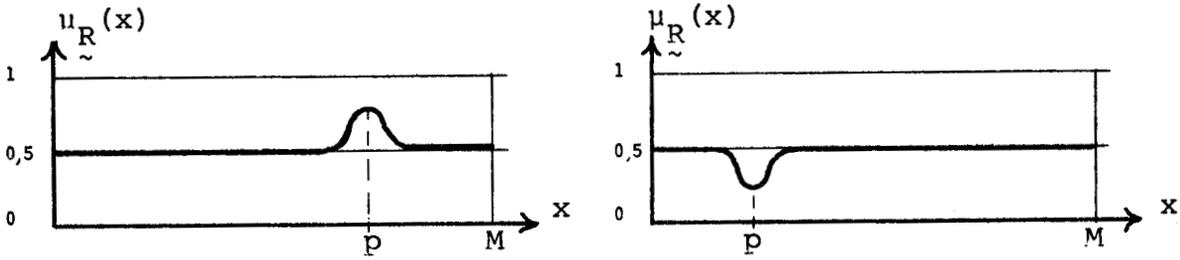


Fig. II-17 : Exemple type de réponse à influence sur le voisinage

La largeur de la zone en forme de bosse ou de creu, que nous appellerons zone d'induction ou d'influence, peut être de l'ordre de l'imprécision habituellement rencontrée dans l'évaluation de la position des frontières du domaine.

La détermination de la forme et de l'ampleur de cette zone d'influence se fera donc à partir d'une modélisation de la forme générale des sous-ensembles flous représentant les domaines de perception.

Dans le cas d'un domaine bi-dimensionnel, la zone d'influence de voisinage a évidemment une symétrie de révolution.

La réponse floue étant ainsi généralisée, on peut en retour définir une qualité généralisée. On la représente par une fonction  $q(X)$  dont la forme est choisie de manière à retrouver, à partir de celle-ci, l'allure des réponses que nous venons d'introduire.

La fonction d'appartenance de  $\tilde{R}$  précédemment définie par :

$$\begin{aligned} \mu_{\tilde{R}}(X) &= \frac{1}{2} + \frac{(2R - 1)}{2} Q & \text{si } X = P \\ \mu_{\tilde{R}}(X) &= \frac{1}{2} & \text{si } X \neq P \end{aligned}$$

est alors généralisée par :

$$\mu_{\tilde{R}}(X) = \frac{1}{2} + \frac{(2R - 1)}{2} q(X) \quad , \quad R \in \{0,1\}$$

La fonction  $q(X)$  a donc un maximum au point  $P$  dont la valeur sera égale à  $Q$ .

On peut définir la réponse  $\tilde{R}$ , d'une façon suffisante par l'ensemble :

$$\{q(X), R\}$$

pour l'étude des fonctions de correction que nous allons envisager dans le paragraphe suivant.

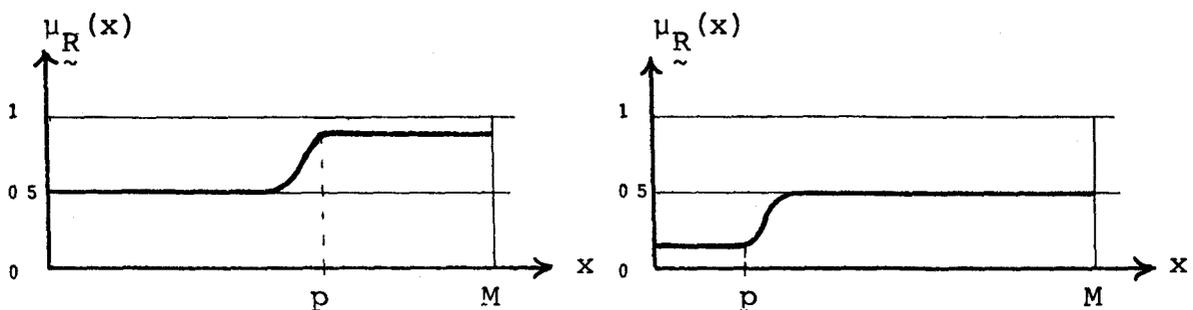
En considérant l'acuité visuelle, nous avons émis une hypothèse supplémentaire, vraie dans la quasi totalité des cas : si un sujet perçoit une certaine taille d'objet, on peut supposer qu'il percevra toute taille plus grande ; de même, s'il ne l'a pas perçue, il ne percevra certainement pas les tailles plus petites. Le voisinage de la zone d'influence est alors étendu à droite du point P pour une bonne réponse et à gauche pour une mauvaise réponse.

Pour une bonne réponse le maximum de l'indice d'appartenance étant, en  $x_p$ ,  $\mu_{\tilde{R}}(x_p)$ , on maintient, pour tout  $x$  supérieur à  $x_p$ , l'indice à cette valeur, c'est-à-dire :

$$\mu_{\tilde{R}}(x) = \mu_{\tilde{R}}(x_p) \quad , \quad \forall x \geq x_p$$

De même, l'indice d'appartenance d'une mauvaise réponse garde la même valeur pour tout  $x$  inférieur à  $x_p$ .

La figure II-18 donne un exemple type d'une telle influence à distance pour chaque réponse.



a) Réponse correcte

b) Réponse incorrecte

Fig. II-18

Cette notion d'influence de voisinage réduit ou étendu présente

évidemment un intérêt lorsque l'on suppose que tous les points du référentiel ne sont pas obligatoirement testés et lorsque l'on souhaite une forme suffisamment lisse pour la courbe ou la surface d'appartenance.

## II.2.2 LOIS DE COMPOSITION /17/ /18/ -----

Le sous-ensemble flou  $\tilde{X}$  représentant un domaine de perception et le sous-ensemble flou  $\tilde{R}$  représentant une réponse étant maintenant définis, il faut trouver une méthode de composition afin d'obtenir un nouvel  $\tilde{X}$ .

Rappelons qu'une bonne réponse  $\tilde{R}_B$  doit avoir, dans sa zone d'influence, un effet de croissance sur l'indice  $\mu_{\tilde{X}}$ , tandis qu'une mauvaise réponse  $\tilde{R}_M$  doit avoir un effet de décroissance.

Trouver une loi de composition telle que  $\tilde{X}_{n+1} = \tilde{X}_n \circ \tilde{R}$  est équivalent à trouver une loi de composition pour les indices d'appartenance :

$$\mu_{\tilde{X}_{n+1}}(x) = \mu_{\tilde{X}_n}(x) * \mu_{\tilde{R}}(x)$$

Si l'on considère  $x$  et  $\mu_{\tilde{R}}(x)$  comme des paramètres, le problème se réduit à chercher deux fonctions de la variable  $\mu_{\tilde{X}}$  :

$f_B(\mu_{\tilde{X}})$  pour une bonne réponse

$f_M(\mu_{\tilde{X}})$  pour une mauvaise réponse

(Pour alléger l'écriture, nous posons  $\mu = \mu_{\tilde{X}}$ )

Ces fonctions doivent respecter certaines contraintes. En effet, la loi de composition devant être interne, cela se traduit par :

$$0 \leq f_B(\mu) \leq 1 \quad \text{et} \quad 0 \leq f_M(\mu) \leq 1 \quad , \quad \forall \mu \in [0,1]$$

D'autre part, pour induire des effets de croissance ou de décroissance, nous devons avoir :

$$f_B(\mu) \geq \mu \quad \text{et} \quad f_M(\mu) \leq \mu$$

tout en respectant :

$$f_B(1) = 1 \quad \text{et} \quad f_M(0) = 0$$

Par raison de symétrie, nous proposons donc que 0 et 1 soient des invariants de  $f_B$  et  $f_M$ . Ceci peut se justifier d'une autre façon en admettant que si le point  $x$  appartient pleinement à  $\underline{X}$  ( $\mu_{\underline{X}}(x) = 1$ ), alors une mauvaise réponse ne peut changer cet état de fait, et vice versa pour  $\mu_{\underline{X}}(x) = 0$ . Donc  $f_B(0) = 0$  et  $f_M(1) = 1$ . Cette contrainte ne sera pas en contradiction avec la pratique où  $\mu$  appartient plus certainement à l'intervalle ouvert  $]0,1[$ .

Ces contraintes nous entraînent à éliminer les lois classiques de composition des sous-ensembles flous comme l'union ( $f_B(\mu) = \text{MAX}(\mu, c)$ ) et la somme algébrique ( $f_B(\mu) = \mu + c - \mu.c$ ) pour agréger une bonne réponse, ainsi que l'intersection ( $f_M(\mu) = \text{MIN}(\mu, c)$ ) et le produit algébrique ( $f_M(\mu) = \mu.c$ ) pour agréger une mauvaise réponse. ( $c$  représente ici  $\mu_R(x)$ ). (Voir figure II-19).

Si l'on contraint d'autre part ces fonctions à être monotones, alors les plus simples, mathématiquement, sont représentées par des morceaux de coniques ou de fonctions puissance passant par les points (0,0) et (1,1).

La figure II-20 représente  $f_B$  et  $f_M$  par deux arcs de cercle passant par (0,0) et (1,1) et dont les centres sont sur la droite  $y = 1 - x$ .

Sur la figure II-21, nous avons représenté par les fonctions  $\mu^p$  et  $\mu^{1/p}$ , où  $p \in ]0,1[$ , ainsi que par leurs symétriques par rapport au point  $(\frac{1}{2}, \frac{1}{2})$ . Parmi les quatre combinaisons proposées, nous ne garderons que celles représentées en b) et c) car elles se comportent d'une façon symétrique. En effet, dans ces deux cas, une bonne réponse pour  $\mu_1$  inférieur à 0,5 donnera le même écart (en valeur absolue) qu'une mauvaise réponse pour  $\mu_2$  supérieur à 0,5 ( $\mu_1$  et  $\mu_2$  étant symétriques par rapport à 0,5) et vice versa.

La première de ces deux combinaisons sera qualifiée de "prudente" ou "pessimiste", ce qui signifie qu'une bonne réponse aura un effet de correction plus important qu'une mauvaise réponse, si  $\mu$  est supérieur à 0,5 et inversement si  $\mu$  est inférieur à 0,5. La

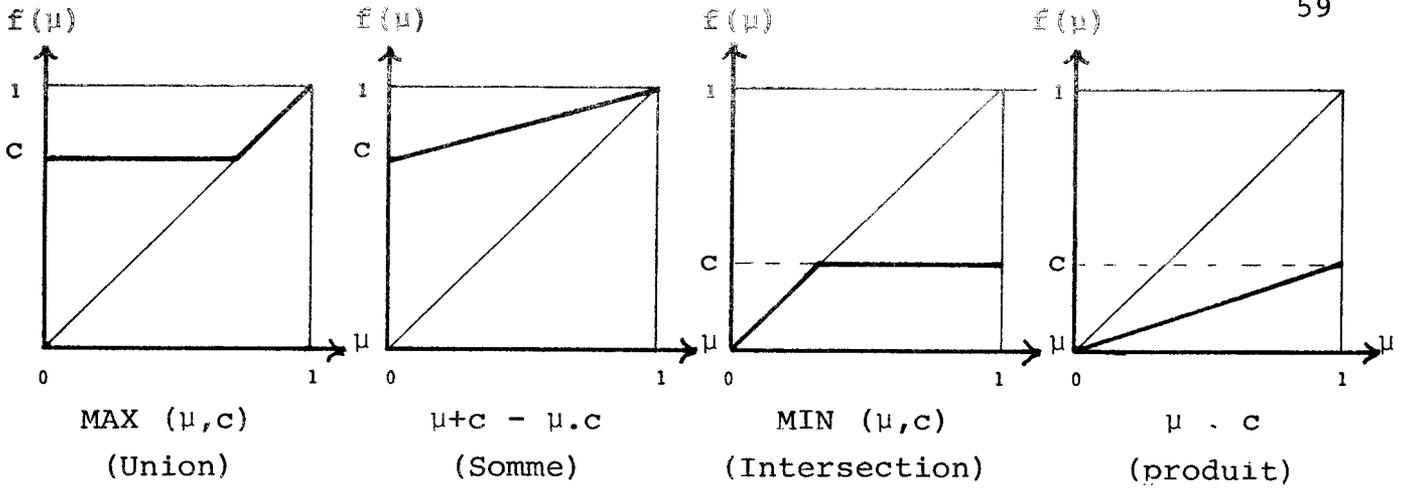


Fig. II-19 : Fonctions classiques de composition de l'indice  $\mu$  avec un indice constant  $c$ .

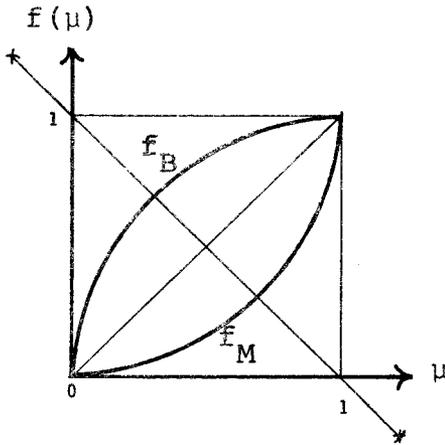


Fig. II-20 : Fonction de composition en arcs de cercle.

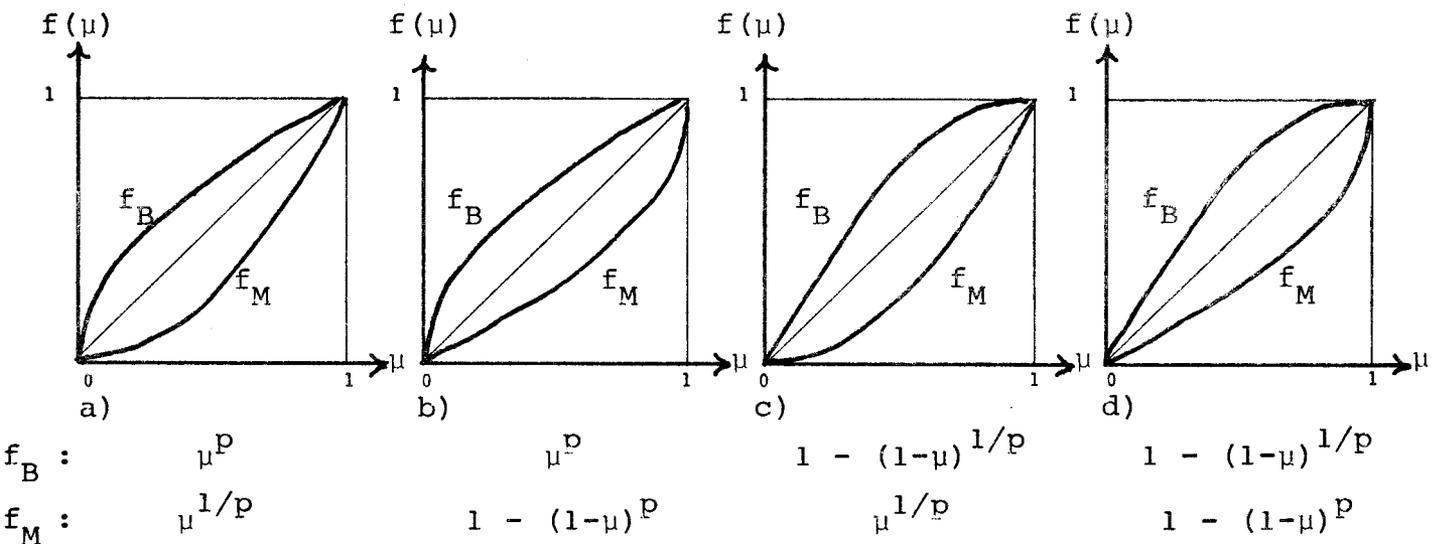


Fig. II-21 : Exemples de fonctions de composition à partir de la fonction puissance.



seconde combinaison (Fig. II-21-c) est plus optimiste car, pour une même valeur de  $p$ , la différence est moins sensible.

Dans les deux choix de fonction que nous venons de proposer, la réponse  $\tilde{R}$  intervient par sa qualité. Pour les arcs de cercle, l'effet de correction est d'autant plus faible que le rayon  $r$  est grand ( $r \in [1, +\infty[$ ). Si le but est d'avoir une correction proportionnelle à la qualité de la réponse, alors le rayon doit être, à une constante près, inversement proportionnel à  $Q$  :

$$r = K/Q$$

De même, les fonctions puissance ont d'autant plus d'effet que  $p$  est petit ; ce qui peut conduire à une relation du type :

$$p = (1 - Q)$$

Si nous choisissons le cas de la figure II-21-b pour exemple, s'exprimant ici par :

$$f_B(\mu) = \mu^p \quad \text{et} \quad f_M(\mu) = 1 - (1 - \mu)^p$$

et si nous l'étendons à tout l'espace de perception, alors la loi de composition d'une réponse  $\tilde{R}$  avec le domaine  $\tilde{X}$ , que nous représentons par :

$$\tilde{X}_{n+1} = \tilde{X}_n \circ \tilde{R}$$

s'exprimera, dans un cas uni-dimensionnel, par :

$$\mu_{\tilde{X}_{n+1}}(x) = [\mu_{\tilde{X}_n}(x)]^{(1-q(x))} \quad , \quad R = 1$$

$$\mu_{\tilde{X}_{n+1}}(x) = 1 - [1 - \mu_{\tilde{X}_n}(x)]^{(1-q(x))} \quad , \quad R = 0$$

où  $q(x)$  et  $R$  définissent pleinement la réponse  $\tilde{R}$ .

L'exemple d'une correction par une réponse correcte, d'un domaine uni-dimensionnel est donné en figure II-22.

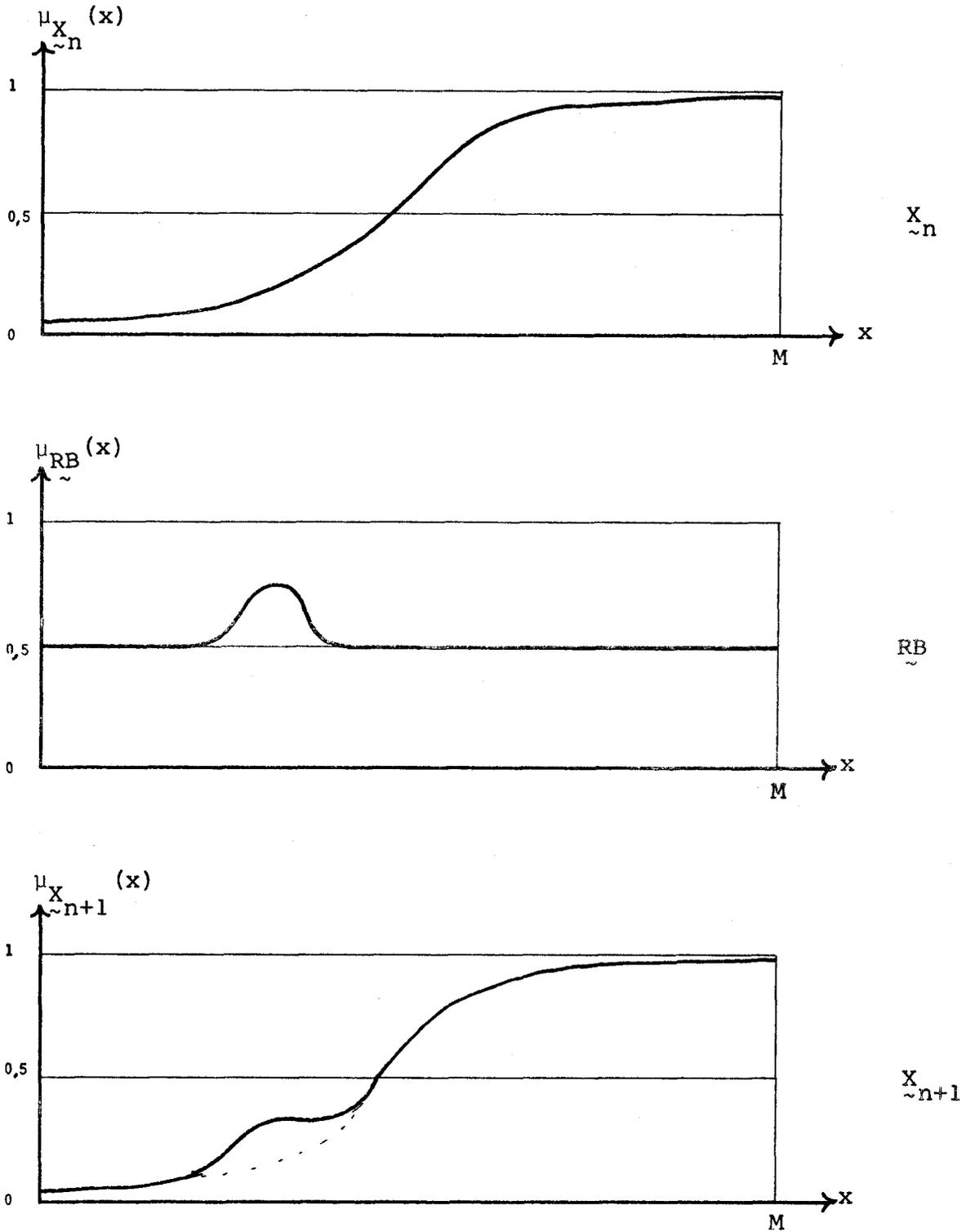


Fig. II-22 : Exemple d'agrégation d'une bonne réponse sur un domaine unidimensionnel quelconque.

## CONCLUSION

Après avoir assimilé les domaines de perception à des sous-ensembles flous, nous avons fait apparaître que, dans cette optique, l'aspect caractéristique du déroulement d'un examen visuel était constitué par l'évolution de la forme du sous-ensemble flou considéré. De plus, nous avons vu que cette évolution d'un sous-ensemble initial assez flou vers un sous-ensemble final peu flou était induite par l'action locale et pondérée des réponses sur l'indice d'appartenance du point testé, ainsi que sur son voisinage. Moyennant certaines hypothèses, nous avons donné à ces réponses, à l'origine binaires, un certain "volume", c'est-à-dire une amplitude ou importance variable qui est fonction de leur qualité, ainsi qu'une portée ou influence sur le voisinage du point testé.

C'est donc à partir de l'effet croissant ou décroissant des réponses successives que va s'opérer la minimisation du flou du sous-ensemble.

Si nous savons maintenant comment des réponses peuvent être agrégées pour donner une information globale, il demeure néanmoins le problème du choix des points à tester. Tel est l'objet du chapitre suivant.

## CHAPITRE III

---

### STRATEGIE D'EXAMEN

---

#### INTRODUCTION

Nous avons étudié dans le chapitre précédent une méthode de représentation et de prise en compte de l'information provenant des réponses aux tests. Cependant nous ne savons pas comment ces tests peuvent être choisis et séquencés à l'intérieur du périmètre d'exploration.

Pour illustrer notre réflexion, nous nous appuierons sur deux exemples : celui de l'acuité visuelle et celui du champ visuel.

Les séquences classiques de tests, introduites au premier chapitre, sont aléatoires ou logiques (Les tests multi-point pour le champ visuel n'étant pas traités ici). Dans le premier cas, le choix d'un point test dans le périmètre d'exploration est indépendant des réponses aux tests précédents. Dans le second cas, l'effet "logique" s'exprime par la dépendance du choix par rapport à la réponse ou aux réponses des tests sur le point précédent.

La stratégie que nous proposons consiste à rendre le choix des tests dépendant de toutes les réponses antérieures. Nous avons vu que les réponses contribuent à minimiser l'indice de flou du sous-ensemble flou représentant le domaine de perception considéré. L'histoire des réponses s'exprime dans ce sous-ensemble flou ; le choix d'un point test sera donc calculé à partir de la forme de celui-là.

Nous verrons ensuite comment s'organise le déroulement d'un examen et comment il peut s'adapter au patient et au but souhaité par le praticien

### III.1 CHOIX DES STIMULI

#### III.1.1 CONDITIONS DU CHOIX

Ce n'est pas la nature, mais la position des stimuli à l'intérieur du domaine d'exploration considéré qui fait l'objet de ce chapitre. Nous avons montré que le déroulement d'un examen visuel pouvait être caractérisé par l'évolution du sous-ensemble flou représentant le domaine de perception à évaluer, et que cette évolution était induite par l'action des réponses aux tests successifs ; aussi c'est cette succession des tests que nous allons étudier. Celle-ci doit, par un choix approprié de chaque test, faire passer le sous-ensemble de son état initial (indice de flou proche ou égal à 1) vers un état final peu flou (indice de flou proche de 0). Ceci doit se faire en un minimum de tests.

Cette évolution s'exprime, au niveau d'un point, par la progression de son indice d'appartenance de la valeur initiale 0,5 vers les valeurs 0 ou 1, au gré des réponses provenant des tests sur le point ou sur les points voisins, par influence de voisinage.

Rappelons que cette influence va nous permettre de ne pas être obligés de tester plusieurs fois un point pour voir son indice d'appartenance progresser vers 0 ou 1 ; les réponses aux tests sur les points voisins peuvent contribuer à cette notion. Cela va dans le sens d'une diminution du nombre total de points à tester.

D'autre part, la nécessité de discrétiser l'espace de référence afin de diminuer les temps de calcul sur ordinateur, va également dans ce sens.

La stratégie de choix des stimuli doit satisfaire deux contraintes. La première est relative à l'évolution de la forme du sous-ensemble flou considéré. La seconde est liée à la dispersion des points-tests sur le domaine d'exploration.

Un domaine de perception est caractérisé par la position de ses frontières et la stratégie de choix des points doit permettre aux réponses de faire ressortir ces frontières. Nous sommes donc conduits à définir des pôles d'intérêt rassemblant, en cours d'évolution, des points susceptibles de conduire à des zones frontières. L'union de ces pôles sera appelée domaine d'intérêt.

La dispersion peut être nécessitée par les besoins du dépistage visuel (chapitre I). Elle permet par ailleurs, grâce à l'uniformité qu'elle engendre sur le choix des points-tests et grâce à la méthode de choix des pôles d'intérêt répondant également à ce critère d'uniformité, d'obtenir une évolution uniforme du sous-ensemble flou. Ceci autorise une éventuelle intervention sur la procédure d'exploration d'un modèle physiologique du domaine de perception par l'intermédiaire du praticien ou par un système de décision programmé (III-1-3-2).

Le choix des points-tests se fait donc en deux temps : le choix du domaine d'intérêt qui est lié à l'évolution du sous-ensemble flou et le choix dispersé des points à l'intérieur de ce domaine. Ce dernier choix est indépendant de la forme du sous-ensemble flou. Nous admettons en effet qu'à l'intérieur du domaine d'intérêt, les points n'ont pas plus d'intérêt les uns que les autres et donc que leur choix n'est soumis à aucune autre contrainte que celle de la dispersion.

### III.1.2 RECHERCHE DES POLES D'INTERET

-----

Si le but est de minimiser l'indice de flou d'un sous-ensemble pour en faire ressortir les frontières, il est nécessaire de rechercher, lors du déroulement de la stratégie, les points du domaine dont l'indice d'appartenance est le plus proche de 0,5 et de les tester pour faire progresser leur indice vers 0 ou 1.

Le voisinage de l'indice d'appartenance de la valeur 0,5 doit être prise au sens large afin que la stratégie ne s'intéresse pas qu'aux points les plus proches des frontières déjà amorcées car il y a en effet d'autres pôles d'intérêt.

Prenons un exemple de sous-ensemble flou unidimensionnel continu pour expliciter ces pôles d'intérêt. La figure III-1 représente un état intermédiaire de l'évaluation de ce sous-ensemble.

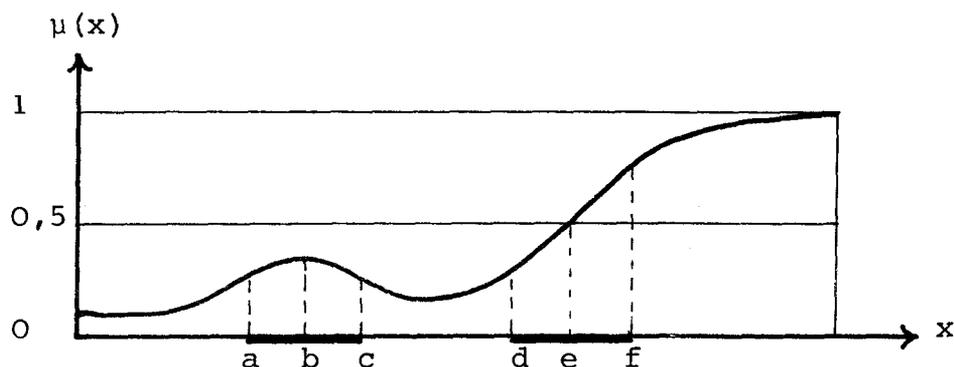


Fig. III-1

Nous appelons frontière amorcée, un segment de l'espace de référence, centré sur un point dont l'indice d'appartenance vaut 0,5 et sur lequel la dérivée  $\frac{d\mu}{dx}$  de la fonction d'appartenance garde toujours le même signe non nul. Ce cas est illustré par le segment  $[d, f]$  centré sur  $e$ , de la figure III-1. Si ce segment n'indique pas obligatoirement l'endroit d'une frontière, ce que nous ne saurons qu'en fin d'examen, il en a cependant la vraisemblance, plus que d'autres segments.

De même nous définissons, toujours dans le cas unidimensionnel, une zone contraire par un segment centré sur un point pour lequel la dérivée première  $\frac{d\mu}{dx}$  est nulle ; si, en tout point de ce segment, la fonction  $\mu(x)$  est inférieure à 0,5, alors la dérivée seconde  $\frac{d^2\mu}{dx^2}$  sera négative ; si, en tout point du segment la fonction  $\mu(x)$  est supérieure à 0,5, alors la dérivée seconde devra être positive. Ceci peut s'écrire, si  $a$  et  $c$  sont les bornes du segment :

$$\text{Signe} \left( \frac{d^2\mu(x)}{dx^2} \right) = \text{Signe} (\mu(x) - 0,5) \neq 0, \quad \forall x \in [a, c]$$

$$\frac{d\mu}{dx} \left( \frac{a+c}{2} \right) = 0$$

| III-1 |

Le segment  $[a, c]$  de la figure III-1 représente une zone contraire pour laquelle la dérivée seconde est négative ; nous l'appellerons zone contraire inférieure. Si nous y accordons quelque intérêt, c'est

parce qu'elle peut représenter un début d'évolution de l'indice d'appartenance des points du segment vers la valeur 1, et inversement pour une zone contraire supérieure pour laquelle l'indice d'appartenance des points pourrait tendre vers 0. Ces zones contraires rassemblent donc des points pour lesquels l'évolution de leur indice d'appartenance a été précédemment contraire, ou des points à évolution normale mais retardée car non suffisamment testés. Dans les deux cas, ces zones méritent l'attention de la stratégie de choix des tests.

La généralisation de ces pôles d'intérêt dans un espace à deux dimensions donnera, pour les frontières amorcées, des surfaces en forme de bandes de largeur variable le long des lignes de points dont l'indice d'appartenance vaut 0,5. Le segment des zones contraires pourrait être généralisé par un disque. Nous n'entrerons pas dans les détails d'une représentation mathématique de ces surfaces à deux dimensions, ce n'est pas notre propos.

Examinons maintenant une méthode approchée pour la recherche des pôles d'intérêt. Nous verrons ensuite comment choisir le point test à l'intérieur de ces pôles.

#### III.1.2.1 Méthode de la fenêtre

- - - - -

Définissons, sur l'espace de référence à une dimension  $E$ , une fenêtre mobile de largeur constante  $l$ . Les points contenus dans cette fenêtre constituent un sous-ensemble  $\tilde{F}$  du domaine flou de perception  $\tilde{X}$ . Si  $a$  et  $b$  sont les bornes de la fenêtre, on peut calculer l'indice de flou de  $\tilde{F}$  par :

$$v(\tilde{F}) = \frac{2}{l} \int_b^a \left| \mu_{\tilde{F}}(x) - \mu_{\tilde{F}}(x) \right| dx, \quad |III-2|$$

ou, si  $E$  est discrétisé, par :

$$v(\tilde{F}) = \frac{2}{l} \sum_a^b \left| \mu_{\tilde{F}}(x) - \mu_{\tilde{F}}(x) \right| \quad |III-3|$$

La position de la fenêtre peut être définie par la position de

sa borne gauche "a", par exemple ; la fenêtre aura donc comme notation  $F_{\sim a}$ .

On définira le domaine d'intérêt par l'ensemble vulgaire P rassemblant les points couverts par toutes les fenêtres  $F_{\sim a}$  dont l'indice de flou  $v(F_{\sim a})$  est supérieur à une valeur m donnée.

On constate en effet qu'à l'endroit des frontières amorcées et des zones contraires, l'indice de flou de la fenêtre mobile passe par des maxima.

Le domaine d'intérêt n'est pas obligatoirement connexe. Si nous le partitionnons en sous-ensembles connexes, nous obtenons les pôles d'intérêt précédemment introduits.

Nous allons voir que le seuil m ne peut rester constant lors du déroulement de la stratégie. En effet s'il est fixe, l'évolution vers 0 ou 1 de la valeur de l'indice d'appartenance des points du domaine d'intérêt va entraîner une disparition progressive de ce dernier, du fait de la diminution de l'indice de flou de la fenêtre sur ce domaine, faisant passer cet indice à une valeur inférieure à m.

La solution consiste donc à diminuer m à mesure que le sous-ensemble flou  $X$  évolue vers son état final.

Nous proposons la relation suivante :

$$m = v(\underline{x}),$$

qui peut être interprétée par : le domaine d'intérêt est constitué par l'ensemble P des points couverts par les fenêtres dont l'indice de flou est supérieur à celui de  $\underline{x}$ .

Ce qui veut dire que la fenêtre, quelque soit sa position, ne doit pas être plus floue que le sous-ensemble flou sur lequel elle est définie. C'est ce qui conditionne le choix des points à tester.

En reprenant les notations introduites précédemment, on représente alors le domaine d'intérêt unidimensionnel par l'ensemble P des x définis par :  $\forall a \in E,$

$$\text{si } (v(F_{\sim a}) \geq v(\underline{x})) \text{ alors } (x \in P, \forall x \in [a, a+1]) \quad | \text{III-4} |$$

On peut étendre cette notion de domaine d'intérêt sur un espace de référence à deux dimensions en choisissant une fenêtre mobile représentée, par exemple, par un cercle dont la position est repérée par son centre, ou par un rectangle dont la position est repérée par son centre ou par l'un de ses quatre coins. Cette dernière solution est préférable car elle est plus facilement exploitable sur calculateur.

De même, dans un référentiel à trois dimensions, on représentera la fenêtre d'exploration par un cube ou parallélépipède.

Comme nous allons le voir, les dimensions de cette fenêtre (rayon ou côtés) doivent être choisies en fonction de la dimension des pôles d'intérêt.

### III.1.2.2 Méthode simplifiée

Nous n'avons pas encore discuté la dimension de la fenêtre. Revenons au cas unidimensionnel. Il est possible de montrer, sur quelques exemples caractéristiques, l'influence de la largeur  $l$  de la fenêtre sur le domaine d'intérêt. Ce dernier est d'autant plus étendu que la fenêtre est large. Cependant, si l'objectif est de rechercher les pôles d'intérêt, la largeur de la fenêtre doit être inférieure à l'étendue de ces pôles.

Rien ne s'oppose au choix d'une largeur nulle, ce qui réduit la fenêtre à un point repéré par sa coordonnée  $a$ . Dans ce cas, la connaissance de l'étendue des pôles d'intérêt n'est plus nécessaire. D'autre part, le calcul de l'indice de flou de la fenêtre  $F_a$ , s'il est traité sur calculateur numérique, est plus limité donc plus rapide car il se réduit à :

$$v(F_a) = 2 \left| \mu_{\tilde{X}}(a) - \mu_{\tilde{X}}(a) \right|, \quad \forall a \in E \quad \text{||III-5|}$$

La condition d'appartenance du point "a" au domaine d'intérêt, qui s'écrit :

$$v(F_a) \geq v(\tilde{X}),$$

s'exprime alors par une condition sur l'indice d'appartenance du point "a" pour le sous-ensemble flou  $\tilde{X}$  :

$$|\mu_{\tilde{X}}(a) - \mu_{\tilde{X}}(a)| \geq \frac{1}{2} v(\tilde{X}) \quad |III-6|$$

Cette condition s'écrit alors :

$$\begin{aligned} \mu_{\tilde{X}}(a) \geq \frac{1}{2} v(\tilde{X}) \quad \text{si} \quad \mu_{\tilde{X}}(a) < 0,5 \quad , \text{ou par} \\ 1 - \mu_{\tilde{X}}(a) \geq \frac{1}{2} v(\tilde{X}) \quad \text{si} \quad \mu_{\tilde{X}}(a) \geq 0,5 \end{aligned}$$

On peut la formuler par :

$$1 - \frac{1}{2} v(\tilde{X}) \geq \mu_{\tilde{X}}(a) \geq \frac{1}{2} v(\tilde{X}) \quad |III-7|$$

Pour appartenir au domaine d'intérêt, un point doit donc avoir son indice d'appartenance compris entre deux valeurs calculées à partir de l'indice de flou du sous-ensemble considéré. Graphiquement, ce domaine est déterminé par l'ensemble des points dont la courbe d'appartenance est située entre les deux droites parallèles à l'axe des x et d'équations :

$$\begin{cases} \mu_1 = 1 - \frac{1}{2} v(\tilde{X}) & , \mu_1 \in [0,1] \\ \mu_2 = \frac{1}{2} v(\tilde{X}) & , \mu_2 \in [0,1] \end{cases} \quad |III-8|$$

Nous avons représenté en figure III-2 un exemple de pôles d'intérêt (zones hachurées) déduits d'une courbe d'appartenance.

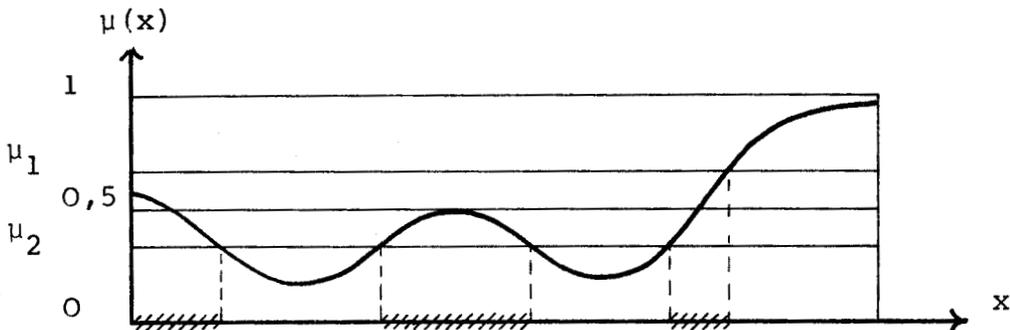


Fig. III-2 : Exemple de domaine d'intérêt unidimensionnel (zone hachurée) sur une courbe d'appartenance quelconque.

Ces deux droites, situées de part et d'autre de la droite d'équation  $\mu = 0,5$ , ont leur équation liée à l'indice de flou du sous-ensemble flou  $\tilde{X}$ . Elles vont donc suivre l'évolution de ce dernier et progresser, l'une vers la droite d'équation  $\mu = 0$ , l'autre vers la droite d'équation  $\mu = 1$ .

La stratégie a ainsi pour but de tester les points dont l'indice d'appartenance est compris entre les valeurs  $\mu_1$  et  $\mu_2$ . Par l'effet de croissance ou de décroissance des réponses à ces tests sur l'indice d'appartenance, la stratégie a pour action de confiner progressivement la courbe d'appartenance entre les deux droites d'équation :

$$\mu = 1 \quad \text{et} \quad \mu_1 = 1 - \frac{1}{2} v(X)$$

ou entre les deux droites d'équation :

$$\mu = 0 \quad \text{et} \quad \mu_2 = \frac{1}{2} v(X)$$

Seuls les points constituant les frontières du domaine ne subiront pas cette évolution. Ils garderont un indice d'appartenance compris entre  $\mu_1$  et  $\mu_2$ .

On généralise aisément dans ce cas la notion de pôle et de domaine d'intérêt à un sous-ensemble flou à deux dimensions, repéré par  $(\vec{i}, \vec{j})$ , en définissant, dans l'espace tri-dimensionnel  $(\vec{i}, \vec{j}, \vec{\mu})$  de la surface d'appartenance, deux plans parallèles au plan  $(\vec{i}, \vec{j})$ . Ceux-ci sont décrits par les équations |III-8|. Le domaine d'intérêt est alors constitué par l'ensemble (vulgaire) des points du plan  $(\vec{i}, \vec{j})$  pour lesquels l'indice d'appartenance  $\mu$  est compris entre ces deux plans.

Plus généralement, dans un espace à  $n+1$  dimensions  $(\vec{i}_1, \dots, \vec{i}_n, \vec{\mu})$ , on définira de la même façon deux hyper-plans parallèles à l'hyper-plan  $(\vec{i}_1, \dots, \vec{i}_n)$  ; ce dernier représentant le sous-ensemble flou considéré.

Cette méthode, que nous appelons méthode des deux seuils, est liée au critère de choix uniforme des points-tests permettant la détermination d'un domaine d'intérêt par deux seuils constants sur l'espace de référence du sous-ensemble flou.

On peut élargir, dans le cas bidimensionnel par exemple, les deux plans-seuils à des courbes non planes dont la position sur l'axe  $\vec{\mu}$  est encore liée à l'indice de flou  $v(\underline{X})$  mais également liée aux coordonnées sur le plan  $(\vec{i}, \vec{j})$ . L'élaboration des équations de ces courbes-seuils doit être liée à des hypothèses sur le choix des tests émanant d'un modèle physiologique que nous n'avons pas abordé dans ce mémoire.

La forme de ces courbes-seuils permettrait par exemple d'intensifier l'examen dans certaines zones considérées comme intéressantes par le praticien.

### III.1.3 CHOIX DU POINT TEST

-----

#### III.1.3.1 Contrainte d'uniformité

- - - - -

Le domaine d'intérêt (ensemble vulgaire) déterminé par la méthode simplifiée précédemment citée se décompose, s'il n'est pas connexe, en plusieurs sous-ensembles vulgaires connexes que nous avons appelés pôles d'intérêt. C'est à l'intérieur de ces pôles d'intérêt que nous avons convenu de choisir le point à tester.

La recherche de ce domaine d'intérêt correspond à la contrainte principale de la stratégie, qui consiste à trouver les frontières du domaine de perception considéré afin de les cerner et les préciser en testant les points des zones d'intérêt.

Elle correspond également à la contrainte relative au critère d'évolution de la forme du sous-ensemble flou, qui doit se traduire par une diminution uniforme de l'indice de flou de ce sous-ensemble. Afin de faire apparaître progressivement une frontière, il est nécessaire de tester les points situés de part et d'autre de celle-ci d'une façon égale, de manière à ce que la courbe d'appartenance progresse autant vers la valeur 0 d'un côté que vers 1 de l'autre. Ce qui signifie que l'évolution de la courbe doit être uniforme sur le domaine d'exploration.

La méthode de la fenêtre de largeur nulle, ou méthode des deux seuils, satisfait à ce critère d'évolution en ce sens qu'elle définit quels sont les points à tester (domaine d'intérêt) de manière à

ce que la courbe d'appartenance suit globalement et progressivement les deux seuils  $\mu_1$  et  $\mu_2$ .

Cette recherche d'une évolution uniforme trouve sa justification dans le but que nous nous étions proposé et qui consiste à obtenir, à tout instant, une information d'ensemble, une information globale sur laquelle doit s'appuyer le choix du point à tester.

### III.1.3.2 Intervention sur le domaine d'exploration

-----

Elle a d'autre part l'intérêt de permettre l'intervention, dans la stratégie, de directives ou de modifications émanant d'un modèle physiologique. Comme nous l'avons vu au chapitre I, ce modèle peut prendre la forme de lois programmées au niveau de la machine ou d'informations communiquées en cours d'examen par le praticien.

Au niveau du choix du point-test, la seule intervention envisageable est une modification du domaine d'exploration. En fonction de certaines caractéristiques normales ou pathologiques propres au domaine de perception considéré et à partir de l'état courant de la forme du domaine qu'elle évalue, la machine (ou le praticien) peut décider d'abandonner les tests dans une zone particulière du domaine d'exploration ou de les intensifier dans une autre zone.

Dans le cas d'une réduction du domaine d'exploration, c'est-à-dire d'une modification des bornes du sous-ensemble flou, l'indice de flou de ce dernier sera calculé sur le domaine réduit.

L'intensification de l'exploration consiste à augmenter la densité des tests dans une région du domaine qui présente un intérêt particulier d'un point de vue physiologique.

La condition de cette intervention est double. D'une part, étant donné que la décision est une décision comparative définissant si une région du domaine est plus intéressante ou moins intéressante qu'une autre, il est nécessaire que l'information sur laquelle repose cette décision soit le plus uniformément distribuée dans le domaine ; c'est le critère que nous avons introduit plus haut. D'autre part, pour que cette décision soit fondée, il faut que la quantité d'information soit suffisante, en d'autres termes, il faut que le

nombre de tests effectués depuis le début de l'examen soit suffisant, ou mieux encore, que l'indice de flou du sous-ensemble soit devenu inférieur à un seuil donné. Le choix de ce seuil résulte d'un compromis entre le critère d'une information suffisante (indice de flou suffisamment petit) et le but de l'intervention qui est de réduire le nombre de tests et donc le temps d'examen, cette réduction n'étant efficace que si elle est décidée en début d'examen (indice de flou élevé).

Si la décision d'intervention est prise par le praticien, c'est à ce dernier qu'incombe le choix du moment. Cela suppose néanmoins qu'il puisse prendre connaissance à tout instant de l'état d'évolution de l'examen. La machine devra donc être dotée d'un dispositif de visualisation interactif permettant au praticien d'observer une représentation graphique du domaine de perception en cours de mesure et lui permettant également, par des organes de commande appropriés, de désigner les régions du domaine où doit s'appliquer l'intervention.

Si la modification incombe à la machine, alors deux problèmes se présentent.

Le premier réside dans l'élaboration mathématique d'un modèle physiologique. Celui-ci doit rendre compte des caractéristiques générales, normales ou pathologiques, du domaine de perception considéré. A partir d'une information incomplète, mais uniforme, sur le sous-ensemble flou représentant le domaine de perception, on doit pouvoir déterminer quelles sont les régions qui ne présenteront plus d'intérêt dans la suite de l'examen, mais aussi les régions, encore imprécises, susceptibles de révéler des insuffisances visuelles chez le patient pour le peu que ces régions soient testées d'une façon plus fine ou plus répétée. Ce problème est donc celui de la synthèse d'une décision à partir d'un modèle et d'une information imprécise.

Le second problème est lié à l'analyse de cette information. Il faut d'abord déterminer expérimentalement le seuil en dessous duquel doit se trouver l'indice de flou pour que l'analyse puisse tirer à conséquences. D'autre part, il est nécessaire d'extraire, même d'une façon incomplète, les frontières du domaine et de déterminer leurs positions relatives afin de pouvoir les comparer ensuite au modèle.

C'est donc un problème de reconnaissance de forme sur un sous-ensemble flou caractérisé par l'indice d'appartenance de ses éléments.

Donnons un exemple simple. Considérons le sous-ensemble représentant le domaine de perception au sens de l'acuité visuelle. Supposons que son indice de flou soit devenu inférieur au seuil de décision (déterminé par ailleurs expérimentalement). Dans ce cas unidimensionnel, la reconnaissance de la forme est réduite à déterminer la position de la zone frontière par l'intersection de la courbe d'appartenance avec la droite d'équation  $\mu = 0,5$ , par exemple, ou par la recherche du maximum de l'indice de flou sur une fenêtre mobile. Au niveau du domaine d'exploration, si le modèle physiologique se résume en l'hypothèse que la frontière est unique, alors l'intervention consiste à éliminer du domaine d'exploration les points situés de part et d'autre d'un certain voisinage de la zone frontière. La largeur optimum de ce voisinage serait déterminée empiriquement. Nous verrons cependant au chapitre IV que la réduction du domaine d'exploration, dans le cas de l'acuité visuelle, n'est pas utile, du fait de l'hypothèse supplémentaire concernant l'influence étendue.

Par contre, la reconnaissance de la forme du domaine de perception représentant le champ visuel n'est pas aussi simple dans l'espace bidimensionnel. L'élaboration d'un modèle du domaine de perception rendant compte de la forme de la plupart des anomalies du champ, pose également des difficultés. De plus, nous sommes ici à la limite de la recherche du diagnostic.

Notre étude n'ayant approfondi que le cas de l'acuité visuelle, nous n'insisterons pas dans ce mémoire sur les possibilités d'intervention sur le domaine d'exploration.

### III.1.3.3 Exploration

- - - - -

On obtiendra une évolution uniforme de la forme du domaine de perception considéré en recherchant le domaine d'intérêt suivant la méthode simplifiée introduite précédemment, mais à la condition de choisir les points-tests d'une façon uniforme à l'intérieur de ce domaine d'intérêt.

En tester tous les points à la fois est évidemment impossible. Les tests multi-points sur le champ visuel (1 à 4 points simultanés par exemple) ne seront pas abordés ici. Il est donc nécessaire de trouver une méthode de choix séquentiel. Sur le domaine d'intérêt, ce choix sera aléatoire ou logique mais indépendant de la réponse au test immédiatement précédent, comme l'est le choix du domaine.

D'autre part, l'espace à explorer sera obligatoirement discrétisé avec un pas (ou quantum) lié aux échelles de mesures couramment utilisées pour chaque paramètre visuel.

Le critère d'uniformité du choix des points-tests est la dispersion. Elle exprime que deux points testés successivement ne doivent pas être confondus, ni même rapprochés et plus généralement que la densité des points-tests, pour une séquence de longueur quelconque, doit être la plus uniforme possible à l'intérieur du domaine d'intérêt.

#### \* Choix aléatoire .....

Une première solution consiste à choisir aléatoirement les points sur le domaine d'intérêt. Si l'on prend la méthode du tirage avec remise<sup>(\*)</sup>, alors rien ne nous assure que deux points successivement testés ne seront pas confondus ; on ne peut raisonner qu'en termes de probabilité. Une variante du tirage sans remise consiste à éliminer provisoirement du domaine d'intérêt, lors du choix du test d'ordre n uniquement, le point du test d'ordre n-1 ainsi que quelques points de son voisinage immédiat. C'est la taille de ce voisinage qui pose alors un problème dans le cas d'un domaine d'intérêt réduit à un seul pôle. En effet, si ce voisinage a une taille supérieure à celle du pôle, alors il est évident que la séquence va s'arrêter là. Le choix de cette taille n'est donc pas facile.

#### \* Balayage cyclique .....

Une méthode plus sûre consiste à balayer cycliquement le domaine d'exploration et à tester les points rencontrés, s'ils appartiennent

(\*) Un élément, ou point-test, choisi est replacé dans l'ensemble des éléments à choisir ; il peut donc être éventuellement choisi à nouveau.

au domaine d'intérêt. Pour satisfaire le critère de dispersion, ce balayage discontinu a un pas (pour chaque coordonnée) supérieur au pas de la discrétisation du référentiel afin de ne pas tester successivement des points trop voisins. Le balayage est cyclique de manière à ce que tous les points du domaine aient été testés une seule fois pendant le cycle ; un cycle est terminé quand la séquence de balayage revient sur un point de départ donné. Explicitons cette technique de balayage cyclique dans un espace unidimensionnel.

Soit un domaine d'exploration  $E$  discrétisé en  $N$  valeurs  $x_i$  ( $0 \leq i \leq N-1$ ). Le balayage peut être cyclique si le domaine est refermé sur lui-même, c'est-à-dire si  $x_N = x_0$ .

Si  $n$  est le numéro d'ordre des points de la séquence de balayage et si l'on représente un point par son indice  $i$ , alors cette séquence est caractérisée par :

$$i_{n+1} = i_n + p \quad \text{modulo } N$$

où  $p$  est le pas de la séquence ( $p \in \mathbb{N}^*$ ).

$N$  et  $p$  doivent satisfaire certaines conditions afin que tous les points soient testés en un seul cycle.

Si, d'un point de vue exploratoire, le domaine est rebouclé sur lui-même, alors on peut dire que le cycle s'effectue en un certain nombre de tours.

Un tour de  $N$  points se décompose en  $Q$  pas et  $p$  points où  $Q$  et  $p$  sont définis par la division :

$$N = Q \cdot p + r \quad , \quad r < p$$

La première condition est  $r \neq 0$  afin que le cycle ne se termine pas au premier tour ( $N = Q p$ ).

La seconde est que  $p$  et  $r$  soient premiers entre eux, sauf si  $r = 1$ , sinon  $p = K \cdot r$ ,  $K \in \mathbb{N}^*$ ,  $K < p$  et la relation  $N = Qp + r$  devient, pour  $K$  tours :

$$KN = K(Qp + r) = (KQ + 1) p$$

soit un nombre entier de pas. Le cycle se termine donc en  $K$  tours

( $K < p$ ) sans que les  $N$  pas aient été exécutés. Le cycle n'est pas total.

Si  $p$  et  $r$  sont premiers entre eux ou si  $r = 1$ , alors le cycle se termine en  $p$  tours et  $N$  pas. Il est total.

Les points du domaine sont donc balayés dans l'ordre de la séquence précédemment définie et, s'ils appartiennent au domaine d'intérêt, ils sont testés.

On résume ce cas unidimensionnel de la façon suivante, le point d'ordre  $n + 1$  défini par :

$$i_{n+1} = i_n + p \quad \text{modulo } N$$

est testé si :

$$\frac{1}{2} v(\tilde{X}) \leq \mu(x_{i_{n+1}}) \leq 1 - \frac{1}{2} v(\tilde{X})$$

où  $\tilde{X}$  est le sous-ensemble flou défini sur le domaine d'exploration.

Dans un espace bidimensionnel, le balayage cyclique est plus complexe (balayage en spirales sur des coordonnées polaires par exemple). Le problème est d'autant plus particulier que l'on peut envisager des tests multipoints dans le cas du champ visuel par exemple.

Notre étude des cycles de balayage s'est limitée au cas unidimensionnel.

Si le pas est suffisamment grand et si le cycle est total, alors cette méthode satisfait le critère de dispersion de l'exploration et donc de dispersion du choix des points à tester sur le domaine d'intérêt. Sa plus grande fiabilité nous la fait préférer au choix aléatoire.

### III.2 STRATEGIE AUTOMATIQUE ET ADAPTATIVE

La stratégie de choix des tests que nous venons d'aborder s'insère dans une procédure d'examen se décomposant en trois phases : une phase d'initialisation des paramètres de fonctionnement, suivie

éventuellement d'une période d'apprentissage pour le patient ; la phase de déroulement de l'examen supportant les fonctions de choix des points-tests et d'agrégation des réponses ; enfin la phase d'arrêt de la procédure.

Etant donné que cette procédure doit être implantée sur calculateur, nous allons la présenter sous la forme d'un organigramme. Lors de cette présentation, nous allons souligner la caractéristique la plus importante de la procédure, l'adaptativité.

Elle se manifeste à deux endroits. La procédure peut d'abord s'adapter à l'individu tant au niveau élémentaire de l'agrégation de la réponse qu'au niveau global de la stratégie de choix des tests par l'intervention sur la méthode d'exploration d'un modèle physiologique.

Elle peut également s'adapter au type d'examen demandé par le praticien pour tel paramètre de perception visuelle en permettant la modification de certains paramètres de fonctionnement influant sur les performances de la procédure d'examen.

Nous parlerons d'adaptativité si les modifications sont décidées en dehors de la machine, donc par le praticien ; dans le cas contraire, nous parlerons d'auto-adaptativité.

### III.2.1 PHASE D'INITIALISATION

-----

La machine étant en attente de commandes, la première tâche incombant au praticien est d'indiquer quel est le paramètre à mesurer, dans la mesure où la machine peut en mesurer plusieurs, ainsi éventuellement, que divers paramètres de stimulation (lumière, temps de présentation) et de communiquer les coordonnées du patient pour un éventuel stockage des résultats.

Ensuite, le praticien doit adapter la machine aux performances souhaitées ; celles-ci s'expriment en termes de compromis précision-temps. En effet, la précision ne s'obtient qu'en augmentant le nombre de tests près des frontières du domaine de perception et donc au détriment du temps d'examen.

Nous verrons au chapitre IV comment lier, dans le cas de l'acuité

visuelle, les paramètres d'agrégation des réponses et le seuil d'arrêt de la procédure à un paramètre C dont la valeur appartient à l'intervalle  $|0,1|$  et permettant au praticien d'affecter une valeur à ce compromis. La valeur zéro désigne un examen rapide et peu précis ; la valeur un désigne un examen précis mais plus long. On peut proposer, pour faciliter la mise en oeuvre et l'utilisation d'un tel concept, de discrétiser le référentiel du paramètre C et d'affecter à chaque valeur, un mot afin de constituer un référentiel du type : { rapide, normal, précis } par exemple. L'étude d'une telle mise en oeuvre n'a pas été faite.

Un autre facteur améliorant les performances au niveau du temps est le choix d'une forme initiale déduite, dans le cas d'un patient ayant déjà été examiné, d'une forme finale antérieure (paragraphe II.1.3). Le praticien doit donc pouvoir choisir entre une forme initiale normale et une forme déduite caractérisée par la zone d'imprécision dont on peut préciser la largeur au moyen de quelques valeurs discrètes.

Après avoir été informée des conditions de l'examen, la machine peut entamer une période d'apprentissage destinée à permettre au patient de se familiariser avec la nature des tests et avec les organes de réponse. Dans la mesure où la machine dispose de moyens suffisants pour informer le patient de ce qu'elle attend de lui, alors le contrôle de cette phase d'apprentissage peut être automatique ; dans le cas contraire, c'est le praticien qui doit l'assurer.

### III.2.2 DEROULEMENT DE LA MESURE

-----

Comme le montre l'organigramme général de la figure III-3, la phase de déroulement de la procédure est constituée d'une boucle itérative comprenant trois étapes :

- \* le choix du point-test, tel que nous l'avons déjà étudié précédemment, et sur lequel peut se manifester l'intervention éventuelle d'un modèle physiologique, ce qui dénote une capacité d'adaptation vis-à-vis du patient ;

- \* une étape d'entrée-sortie destinée à présenter au patient

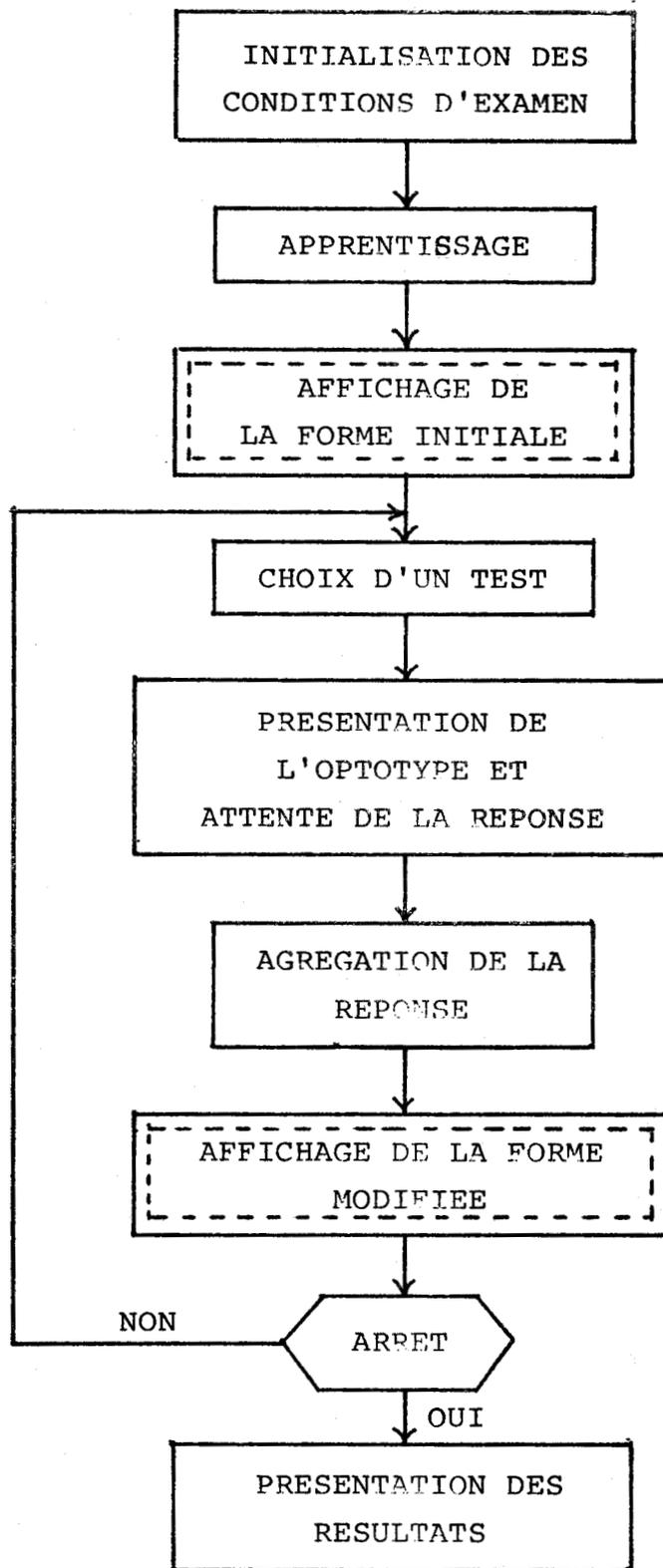


Fig. III-3 : Organigramme général de la procédure. En pointillé : présentation éventuelle d'information vers le praticien

l'image lumineuse de stimulation qui découle du choix du point-test et de l'encodage effectué (chapitre I). Les caractéristiques du test, autres que la position du point-test sur l'espace de représentation, ont pu être déterminées lors de la phase d'initialisation. Le système attend alors la réponse du patient et la décode afin d'obtenir les variables binaires R et N qui la caractérisent (chapitre II.2.1) ;

\* l'agrégation de cette réponse s'effectue à partir de la position du point-test et des variables R et N par la méthode du chapitre précédent. L'adaptativité se situe au niveau de l'importance (du poids) variable de la réponse, liée à ce que nous avons appelé la qualité de celle-ci. De plus, cette adaptation vis-à-vis du patient peut éventuellement être abordée lors de la phase d'apprentissage.

Si le type d'examen le rend souhaitable et si les moyens de communication graphique sont suffisants, on peut envisager d'afficher, à l'intention du praticien, une représentation graphique du domaine flou de perception réactualisée après chaque agrégation de réponse.

### III.2.3 PHASE D'ARRET

-----

Après l'agrégation de chaque réponse, le programme doit vérifier si la forme résultante satisfait le critère d'arrêt de la procédure, c'est-à-dire si l'indice de flou du sous-ensemble considéré a atteint le seuil minimum en dessous duquel on peut estimer que l'examen est terminé. Si cette condition n'est pas réalisée, le programme recommence un cycle de test. Dans le cas contraire, il arrête la procédure et présente au praticien les résultats non interprétés, interprétés ou comparés.

Les résultats non interprétés consistent en la représentation graphique du domaine flou de perception telle qu'elle est apparue après l'agrégation de la dernière réponse.

L'interprétation a pour but de délimiter les frontières du domaine et de les présenter sous forme alpha-numérique dans un langage adéquat. La frontière du domaine flou de perception au sens de la résolution, se réduit à un seul point qui peut être présenté en unité

d'acuité visuelle. Les frontières d'un champ visuel peuvent être représentées par quelques points particuliers ou estimées par une succession de segments linéaires. C'est un problème de reconnaissance de forme que nous n'avons pas abordé.

La comparaison automatique touche les résultats interprétés que l'on compare à des normes de perception préétablies pour telle ou telle activité humaine ou pour l'enfant. C'est le cas du dépistage visuel. La comparaison peut aussi s'effectuer par rapport aux examens antérieurs de l'individu afin de déceler toute modification des performances visuelles.

Un autre type de résultat peut être considéré : le temps de réponse. En effet, la machine peut présenter la courbe de répartition du temps moyen de réponse de chaque point du référentiel. Dans la mesure où cette courbe est analysable (voir annexe ), on peut l'inclure dans une interprétation globale des résultats.

## CONCLUSION

La procédure automatique d'évaluation d'un domaine flou de perception regroupe deux éléments essentiels du traitement de l'information : l'agrégation des réponses aux tests, que nous avons étudiée dans un chapitre précédent, et le choix des points-tests qui fait l'objet de celui-ci.

Afin de satisfaire les deux contraintes que sont la nécessité de rechercher les frontières du domaine de perception et la recherche uniforme de ces frontières, nous avons été amenés à introduire la notion de domaine d'intérêt à l'intérieur duquel les points-tests sont choisis d'une façon dispersée.

Il est bien évident que cette méthode de choix est liée au type de représentation que nous avons adoptée pour les domaines de perception car le domaine d'intérêt est déterminé à partir de l'indice d'appartenance des points du sous-ensemble flou correspondant.

Cette représentation, et donc cette stratégie de choix, correspondent au but initial que nous nous étions fixé, consistant à rendre le choix d'un point-test relativement indépendant de la réponse

aux quelques tests immédiatement précédents mais dépendant de la totalité des réponses agrégées depuis le début de l'examen.

Nous allons voir sur un exemple d'application que cette procédure d'examen répond à notre souhait.

## CHAPITRE IV

---

### MESURE DE L'ACUITE VISUELLE

---

#### INTRODUCTION /19/ /20/

Le but que nous nous sommes fixé pour ce chapitre est de montrer la faisabilité d'un instrument automatique de mesure de l'acuité visuelle quant à la méthode de choix des tests et d'agrégation des réponses. Nous ne prétendons nullement ici optimiser notre méthode mais plutôt en vérifier la cohérence. Les raisons principales sont que l'expérimentation de cette méthode demande un grand nombre de mesures difficilement envisageable sur du matériel humain, d'une part, et d'autre part que le matériel de stimulation que nous avons utilisé est peu adapté, quant à la vitesse de présentation des optotypes et à la qualité graphique requises pour une expérimentation réelle. L'étalonnage par comparaison aux méthodes classiques est donc reporté à une étude ultérieure.

Néanmoins, pour mieux observer les performances relatives de la stratégie nous avons utilisé un modèle de simulation statistique des réponses du patient. Ceci permet d'obtenir autant de mesures qu'on en désire pour considérer l'influence des divers paramètres de la méthode de choix, de la méthode d'agrégation et du modèle de réponse. Les résultats présentés sont évidemment tributaires de la qualité du modèle de réponse utilisé.

## IV.1 METHODE EXPERIMENTALE

### IV.1.1 MATERIEL UTILISE

Il doit satisfaire trois fonctions : la stimulation lumineuse du patient par la présentation d'optotypes, l'acquisition des réponses par un organe approprié et le traitement numérique des informations.

Afin de stimuler le système visuel du patient, nous avons choisi arbitrairement de présenter des E de Rasquin (chapitre I) blancs sur fond noir et selon quatre orientations dites naturelles : Haut, Bas, Droite et Gauche. La réponse du patient peut alors se faire par l'intermédiaire d'un "manche à balai" selon ces mêmes orientations. Le nombre de tailles a été fixé à 16 selon une échelle logarithmique.

La nécessité d'un traitement numérique nous conduit à utiliser un mini- ou micro-ordinateur. Celui-ci doit donc être doté de possibilités graphiques et d'interfaces d'entrée-sortie.

Le matériel dont nous avons pu disposer est le micro-calculateur Apple II Plus muni d'un écran cathodique noir et blanc. Nous lui avons connecté un pupitre supportant un "manche à balai". La programmation de la stratégie s'est effectuée en langage BASIC et en langage machine (le langage du microprocesseur 6502).

Les possibilités graphiques se résument en deux plans graphiques commutables d'une résolution de 290 x 192 pixels à deux couleurs (noir et blanc) et de quelques fonctions programmées de tracé de vecteurs ou de contours.

Etant donné que le E de Rasquin est une forme qui doit être remplie de blanc, la génération d'un optotype de grande taille est trop longue si elle est traitée en BASIC. Le transfert par bloc dans le plan graphique d'images déjà réalisées en mémoire n'est pas envisageable non plus ; il demande trop de place pour stocker toutes les images d'optotypes (16 tailles x 4 orientations x 8 kilo-octets). Le transfert à partir d'un disque magnétique est lui trop long. Nous avons donc été amené à écrire un programme en langage machine suffisamment spécialisé pour être rapide dans la génération de ce type

particulier d'image (annexe 2).

Nous avons considéré le E de Rasquin comme un ensemble de 4 ou 5 blocs rectangulaires (Fig. IV-1) contigus verticalement. L'information de position et de taille de chaque bloc a été calculée et rangée dans une table. Celle-ci est organisée en 64 sous-tables (16 tailles x 4 orientations) ; chacune contenant l'information pour 5 blocs (dont 1 bloc éventuellement nul) ; un bloc est codé en 6 octets. La table a ainsi un encombrement relativement réduit de 1920 octets.

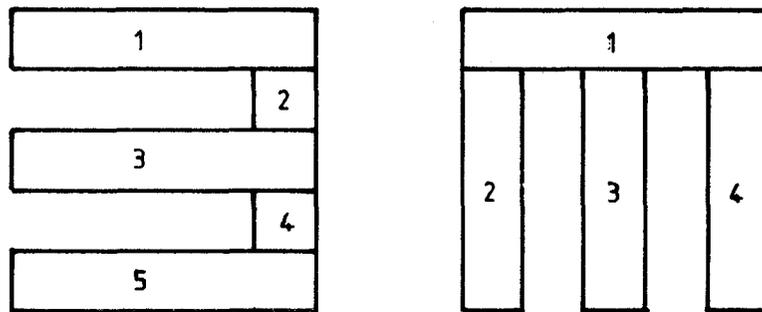


Fig. IV-1 : Décomposition du E de Rasquin en 4 ou 5 blocs (e = épaisseur).

Quand le numéro de l'optotype (sous-table) lui a été communiqué, le programme associé se charge de réaliser l'image correspondante dans la zone mémoire du plan graphique non affiché. Puis les deux plans sont commutés en synchronisme avec le balayage vidéo, afin d'éviter les déchirures d'images. L'image précédemment affichée dans l'autre plan est alors effacée, pour gagner du temps, à l'endroit seulement où se trouvent les blocs. Cet effacement optimisé suppose que le programme garde en mémoire le numéro de l'optotype précédent.

On obtient ainsi un temps moyen de génération d'optotype de 50 millisecondes.

Un autre aspect matériel important à considérer est le dispositif de réponse manuelle que nous mettons à la disposition du patient. Celui-ci est constitué d'un pupitre comprenant un bouton poussoir pour permettre la réponse "Non-Vu" et un manche à balai ainsi que du logiciel d'acquisition correspondant.

L'espace accessible au manche peut être décrit par l'intermédiaire de deux angles  $\alpha$  et  $\beta$  dans un repère orthogonal. Ces angles sont connus de la machine par deux potentiomètres dont la position  $(X', Y')$  est discrétisée en  $256 \times 256$  valeurs par le dispositif d'acquisition.

La position de repos (centrale) du manche est  $(127, 127)$  ; par le changement d'origine  $X = X' - 127$  et  $Y = Y' - 127$ , cette position devient  $(0,0)$ . Cet espace est alors partagé en 4 secteurs (Fig. IV-2) par le logiciel afin de coder les quatre orientations Haut, Bas, Droite et Gauche. La réponse selon l'une de ces quatre orientations n'est prise en compte que lorsque le manche sort de la position neutre centrale que nous avons étendu circulairement par une condition du type  $X^2 + Y^2 > R^2$  définissant un disque neutre de rayon  $R$ . Nous avons choisi  $R$  de façon à obtenir un angle de  $20^\circ$  environ.

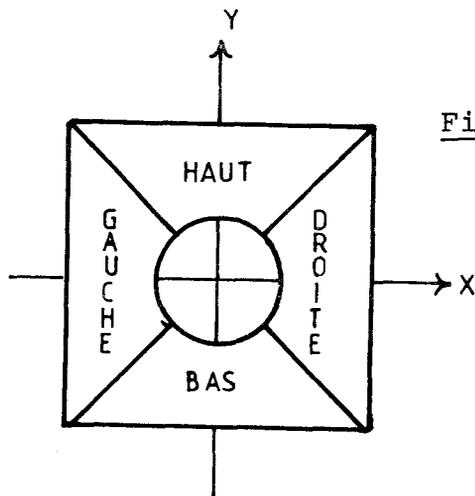


Fig. IV-2 : Codage de la position du manche à balai.

#### IV.1.2 METHODES DE CHOIX DES TESTS ET D'AGREGATION DES REPONSES

---

Le sous-ensemble flou des objets perceptibles au sens de l'acuité visuelle peut être défini sur l'espace des tailles d'optotype. Nous l'avons discrétisé en 16 valeurs selon une échelle logarithmique (annexe 2). Un changement de variable approprié permet d'assimiler l'espace des tailles à l'ensemble des nombres entiers  $T$  compris entre 1 et 16. C'est sur cet espace constituant le domaine d'exploration qu'est défini le sous-ensemble flou  $\tilde{A}$ .

Nous prendrons comme sous-ensemble flou initial la forme :

$$\mu_{\tilde{A}}(T) = 0,5, \forall T$$

L'indice de flou calculé par la formule :

$$v(\tilde{A}) = \frac{1}{8} \sum_{T=1}^{16} |\mu_{\tilde{A}}(T) - \mu_{\tilde{A}}(T)|$$

vaut alors 1 ; c'est le sous-ensemble le plus flou.

Le choix d'un point-test passe par le calcul du domaine d'intérêt. Nous l'avons introduit au chapitre III sous la forme de l'ensemble des T tels que :

$$\frac{1}{2} v(\tilde{A}) \leq \mu_{\tilde{A}}(T) \leq 1 - \frac{1}{2} v(\tilde{A})$$

Le domaine d'exploration est alors parcouru selon un balayage cyclique et chaque point rencontré dans le domaine d'intérêt est alors testé. Ce dernier est recalculé et varie donc entre chaque test. La dispersion des points-tests apportée par ce type d'exploration est efficace surtout au début de la mesure ; ensuite, le domaine d'intérêt se rétrécissant, les points-tests se trouvent de plus en plus rapprochés.

$TT_n$  étant la valeur de la  $n^{\text{ième}}$  taille testée, l'équation du balayage (chapitre III) devient :

$$TT_{n+1} = TT_n + PS \quad \text{modulo } 16$$

avec la condition : PS et p premiers entre eux

$$\text{ou } r = 1$$

où r est défini par la division  $16 = q \cdot PS + r$

Les solutions possibles pour la valeur du pas PS sont alors : 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15.

Par raison de symétrie on peut choisir les mêmes valeurs mais négatives. Cependant ce sont les valeurs les plus proches de 8 (ou

de -8) qui donnent la meilleure dispersion : -9, -7, +7, +9.

Pour l'agrégation des réponses nous avons fait appel aux fonctions :

$$f_B(\mu_{\tilde{A}}(T)) = |\mu_{\tilde{A}}(T)|^p \quad \text{pour une réponse correcte}$$

$$f_M(\mu_{\tilde{A}}(T)) = |\mu_{\tilde{A}}(T)|^{1/p} \quad \text{pour une réponse incorrecte}$$

Nous admettons une influence de voisinage étendu se traduisant par :

\* l'action de  $f_B$  sur l'indice d'appartenance de toutes les tailles de TT à 16, lors d'une réponse correcte en TT ;

\* l'action de  $f_M$  sur l'indice d'appartenance de toutes les tailles de 1 à TT, lors d'une réponse incorrecte en TT.

Le poids  $p$  des réponses est calculé à partir de la qualité de celles-ci par :

$$p = 1 - Q$$

Afin de simplifier l'étude,  $Q$  n'est lié qu'à la variable binaire NV valant 1 quand la réponse est "Non Vu". Nous affectons alors à  $Q$  une valeur  $q_1$  lors d'un "Non Vu" et une valeur  $q_2$  pour les autres réponses :

$$Q = q_1 \cdot NV + q_2 (1 - NV)$$

La mesure telle que nous la concevons est organisée selon l'organigramme présenté (Fig. IV-3). Celui-ci gère le choix des points tests, l'agrégation des réponses et le critère d'arrêt consistant à comparer l'indice de flou  $\nu(\tilde{A})$  à un seuil minimum SL déterminant l'arrêt de la mesure. Cet organigramme ainsi que le programme associé, est en fait un noyau destiné à être insérer soit dans une procédure d'examen réel, auquel cas il suffit de lui ajouter la phase d'initialisation et la phase de sortie du résultat, soit dans un organigramme destiné à étudier ce noyau par l'observation des performances en fonction des paramètres que l'on fait varier. Sur l'or-

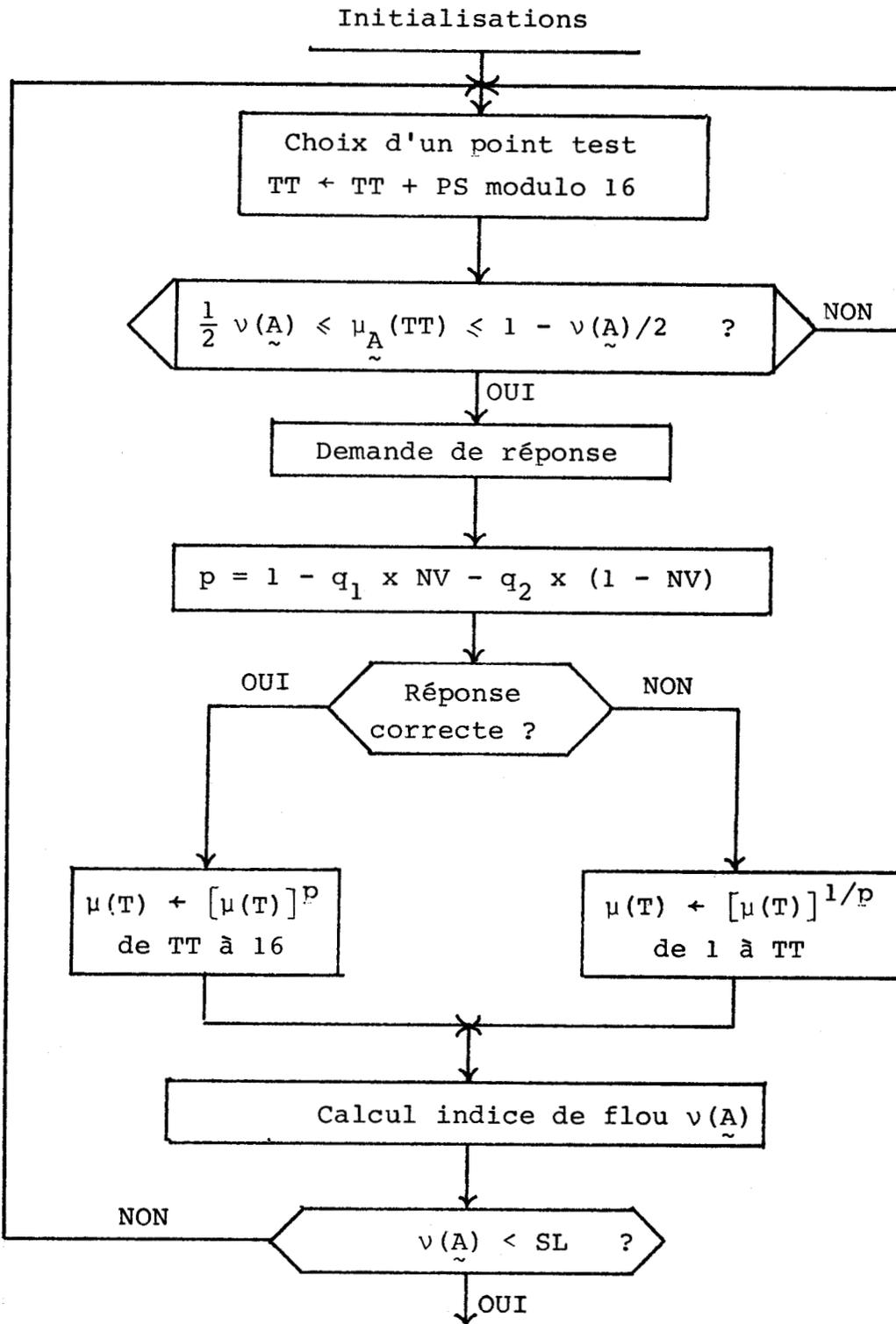


Fig. IV-3 : Organigramme noyau



ganigramme présenté, l'action "Demande réponse" est variable selon le cas ; lors de la mesure réelle, cela correspond à une présentation de l'optotype et à l'attente d'une réponse du patient. Lors de l'étude des performances, la présentation d'optotype est supprimée et la réponse du patient simulée.

#### IV.1.3 SIMULATION DU PATIENT

-----

Par l'intermédiaire d'un modèle statistique approché et d'un générateur binaire aléatoire à probabilité programmable, nous avons réalisé une simulation de la réponse du patient à un test de taille TT. Le modèle est un modèle d'observation qui ne prétend nullement décrire le processus de réponse du patient.

Nous avons procédé à une série de mesure sur un échantillon de population varié afin de dégager divers types de comportement. Chaque mesure consiste à présenter des optotypes de taille choisie aléatoirement (E de Rasquin) jusqu'à concurrence de 8 tests par taille, ce qui donne 128 tests. Nous avons ainsi limité le temps de mesure afin d'éviter toute variation des performances du patient due à la fatigue. (Les 128 tests demandent plus de 5 minutes d'attention soutenue).

La figure IV-4 présente deux exemples types de courbes obtenues pour le nombre de réponses correctes et le nombre de réponses "Non Vu".

Une fois normées à 1, ces courbes peuvent être assimilées à des courbes de probabilité plus ou moins significatives du fait du faible nombre (8) de tests par taille.

La courbe de probabilité de réponse correcte peut être modélisée par l'équation suivante :

$$\text{Pr}(T) = P_g + (P_d - P_g) \cdot \left( \frac{\text{Arctg}(K \cdot (T - A_c))}{\pi} + \frac{1}{2} \right)$$

où  $A_c$  est l'acuité du sujet considérée comme étant située au changement d'inflexion de la courbe.  $P_g$  est la probabilité asymptotique à gauche de  $A_c$ , et  $P_d$  la probabilité asymptotique à droite.  $K$  est un

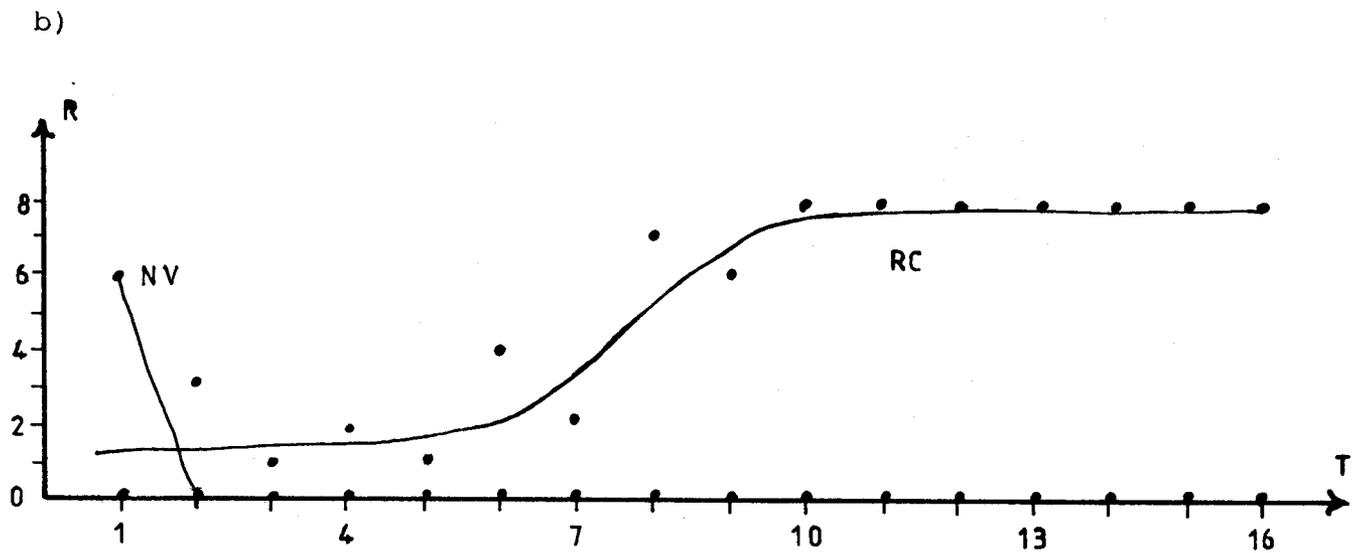
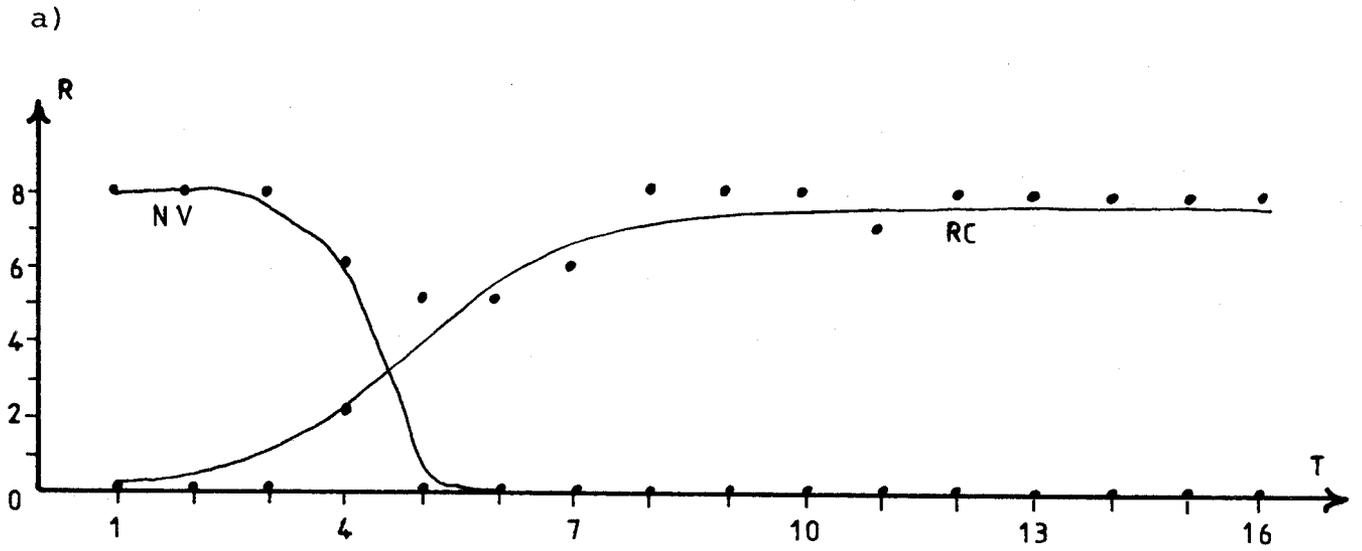


Fig. IV-4 : Deux exemples types de courbes des réponses correctes (RC) et des "Non Vu" (NV).

facteur de pente au point d'inflexion.

La figure IV-5 donne un exemple de cette courbe pour  $Ac = 10$ ,  $Pg = 0,2$ ,  $Pd = 0,9$ ,  $K = 1,5$ .

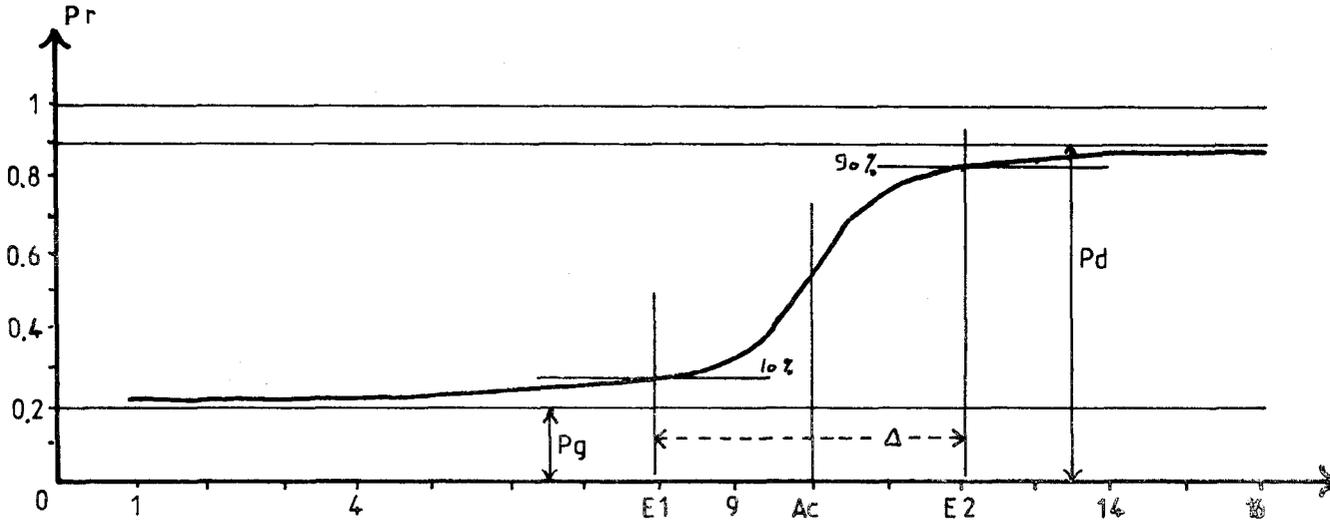


Fig. IV-5 : Courbe de probabilité en Arctangente.

Les seuils  $E_1$  et  $E_2$  définis à 10% et 90% de variation déterminent une fenêtre de largeur  $\Delta$  que nous appelons fenêtre de transition. On calcule  $\Delta$  par :

$$E_2 - E_1 = \frac{2}{K} \operatorname{tg}(0,4 \cdot \pi) \# \frac{6,2}{K}$$

Un modèle similaire, en termes exponentiels, peut s'écrire :

$$\operatorname{Pr}(T) = Pg + (Pd - Pg) \cdot \frac{1}{2} e^{K(T - Ac)} \quad \text{si } x < 0$$

$$\operatorname{Pr}(T) = Pg + (Pd - Pg) \cdot \left(1 - \frac{1}{2} e^{-K(T - Ac)}\right) \quad \text{si } x \geq 0$$

Le modèle en Arctangente nous a paru plus adapté.

La minimisation selon la méthode axe par axe /21/ d'une distance quadratique entre le modèle et une courbe de mesure statistique permet de connaître la valeur des paramètres du modèle adapté à cette mesure.

Ainsi, pour les deux exemples de la figure IV-4 et le modèle en Arctangente, on obtient les valeurs suivantes :

Exemple	Ac	Pg	Pd	K
a	5	0,04	0,95	1,8
b	7,3	0,19	0,98	2,7

La courbe des réponses "Non Vu" est modélisée d'une façon plus simple : sur la courbe mesurée, la plus grande taille TN entièrement non-vue (8 "Non-Vu") constitue le seuil de la courbe modèle valant 1 pour  $T \leq TN$  et 0 pour  $T > TN$ .

Les exemples présentés ont donc pour valeurs respectives : 3 et 1. Cependant il paraît plus logique de compter la position de ce seuil à partir de la position Ac de l'acuité du modèle. On aura donc une limite du "Non-Vu" LN telle que :

$$LN = TN - Ac,$$

ce qui donne aux exemples les valeurs -2 et -6,3.

La valeur de K est généralement comprise entre 1,5 et 6. Pd est compris entre 0,85 et 1 et reflète les erreurs du sujet. La valeur de Pg est liée à la limite du Non-Vu LN : si LN est grand (cependant rarement supérieur à -2) alors Pg est proche de 0 ; si LN est plus petit que -2 alors Pg se rapproche de la valeur 0,25 correspondant à la limite statistique du taux de réponses correctes lors de la non perception (1 chance sur 4 de trouver la bonne orientation de l'optotype). Le seuil du Non-Vu est évidemment lié à la décision plus ou moins consciente du sujet de vouloir améliorer ses performances nouvelles. Une valeur de -2 pour LN correspond sans doute à un sujet sincère, une valeur inférieure à un sujet simulateur.

Un modèle et ses paramètres étant choisis, il faut pouvoir générer une réponse avec une probabilité de bonne réponse donnée par le modèle pour la taille testée.

La probabilité Pr est arbitrairement discrétisée en 21 valeurs de 0 à 1 par pas de 0,05. Pour chaque valeur nous construisons un générateur de réponse ayant cette valeur de probabilité. Nous aurons donc 21 séquences pseudo-aléatoires indépendantes numérotées de 0 à 20 par l'indice j.

Un générateur binaire de probabilité donnée peut être élaboré à partir d'un générateur équiprobable. Nous utilisons les fonctions  $\text{INT}(x)$  pour partie entière de  $x$ ,  $\text{FRAC}(x)$  pour partie fractionnaire de  $x$  et  $\text{SGN}(x)$  pour le signe de  $x$  valant  $-1$ ,  $0$  ou  $+1$ .

On peut créer un générateur pseudo aléatoire équiprobable en utilisant par exemple /22/ l'équation :

$$X_{n+1}^j = \text{FRAC} (147 \cdot X_n^j) \quad , \quad 0 < X_n < 1$$

on obtient ainsi une séquence de grande longueur de nombres compris entre  $0$  et  $1$ .  $n$  est l'indice d'ordre d'apparition du nombre  $X$ .

Les 21 générateurs sont indicés par  $j$  :

$$j = \text{INT} (21 \cdot \text{Pr}) \quad , \quad 0 < \text{Pr} < 1 \text{ (modèle en Arctangente)}$$

L'espace de valeur  $]0,1[$  d'un générateur équiprobable peut ensuite être divisé en deux segments dans un rapport proportionnel à  $\text{Pr}$ . Si  $X_{n+1}^j$  est compris entre  $0$  et  $\text{Pr}$  alors la réponse  $R$  est correcte (admettons  $R = +1$ ), si  $X_{n+1}^j$  est entre  $\text{Pr}$  et  $1$  alors  $R$  est incorrecte (et vaut  $0$  ou  $-1$  par exemple). En effet, si l'espace  $]0,1[$  est équiprobable alors :

$$P(X_{n+1}^j \leq \text{Pr}) = \text{Pr}$$

On peut obtenir une telle segmentation par exemple par l'équation :

$$R = -\text{SGN} (20 \cdot X_{n+1}^j - j) \quad , \quad R \in \{-1, 0, +1\}$$

ou mieux par :

$$R = \text{SGN} (1 - \text{SGN} (20 \cdot X_{n+1}^j - j)) \quad , \quad R \in \{0, 1\}$$

En résumé, une réponse simulée peut être :

$$\left. \begin{array}{l} R = 1, NV = 0 \\ R = 0, NV = 0 \\ R = 0, NV = 1 \end{array} \right\} \text{ pour une réponse incorrecte}$$

pour une réponse correcte

## IV.2 RESULTATS

Les critères permettant d'évaluer les performances de la stratégie sont liés à la dualité rapidité-précision.

La rapidité d'un examen est en réalité dépendante également du temps de réponse du patient. Cependant, un critère plus rigoureux est le nombre de tests nécessaires pour aboutir à un sous-ensemble flou  $\tilde{A}$  dont l'indice  $v(\tilde{A})$  soit inférieur au seuil SL.

La précision peut être mesurée par l'erreur entre la valeur  $Ac$  du modèle de réponse précédemment défini et la valeur  $Ac'$  du point d'inflexion de la forme finale de  $\tilde{A}$  elle aussi modélisée.

La courbe d'appartenance de  $\tilde{A}$  final peut être modélisée par la même équation que celle choisie pour le modèle de réponse.

On peut ainsi comparer la courbe du modèle de réponse et la courbe du modèle de  $\tilde{A}$  et en tirer l'erreur :

$$E = Ac' - Ac$$

Le nombre de tests NT et l'erreur E sont fonctions de la valeur des différents paramètres des équations de la stratégie. Cependant leur vraisemblance est limitée du fait du comportement statistique du modèle de réponse. Nous avons donc été amené à réaliser, pour tout point de l'espace paramétrique, un certain nombre de mesure afin d'en tirer un nombre de tests moyen  $\overline{NT}$  et une moyenne de la valeur absolue de l'erreur  $|E|$ .

Nous avons donc réalisé à chaque fois 10 mesures pour des valeurs différentes de  $Ac$ , 5 valeurs entières et 5 valeurs demi-entières.

### IV.2.1 SEUIL D'ARRET ET POIDS DES REPONSES

Pour cette expérience, nous avons choisi un modèle de réponse dont les paramètres ont des valeurs moyennes sur l'échantillon de sujets déjà examiné.

$P_g, P_d, K, LN$  valent ainsi 0,1 ; 0,9 ; 3 et -2. Le pas d'exploration est de 7 avec un point de départ en  $T = 3$ .

La qualité  $q_1$  affectée aux réponses "Non-Vu" a été rendue égale à  $q_2$ . Ce qui veut dire que nous n'accordons pas ici d'importance particulière à ces réponses.

La valeur de SL ayant été prise dans l'ensemble :

$$\{0,05 / 0,1 / 0,2 / 0,35 / 0,5\} \quad \text{et}$$

la valeur de  $q_2$  dans  $\{0,3 / 0,5 / 0,7 / 0,9\}$ , nous avons recueilli pour chaque couple (SL,  $q_2$ ) la moyenne  $\overline{NT}$ , la moyenne  $|\overline{E}|$  et l'écart-type  $\sigma(|E|)$  que nous avons regroupés dans le tableau ci-dessous :

$q_2 \backslash SL$	0,05	0,1	0,2	0,35	0,5
0,3	25,1 0,21/0,23	19 0,28/0,23	13 0,57/0,34	9,9 1,06/0,77	7,1 1,12/0,5
0,5	15,4 0,31/0,25	11,3 0,39/0,25	8,5 0,63/0,87	5,5 1,06/0,82	4,1 1,5 /0,69
0,7	9,5 0,77/0,59	8,8 0,6 /0,54	5 0,5 /0,7	4,4 1,00/0,81	3,7 1,64/1,1
0,9	6,3 1,00/0,92	4,4 1,28/0,7	3,9 0,88/0,64	3,5 1,28/0,8	3 1,63/1,0

Tableau IV-1

$\overline{NT}$
$ \overline{E} /\sigma( E )$

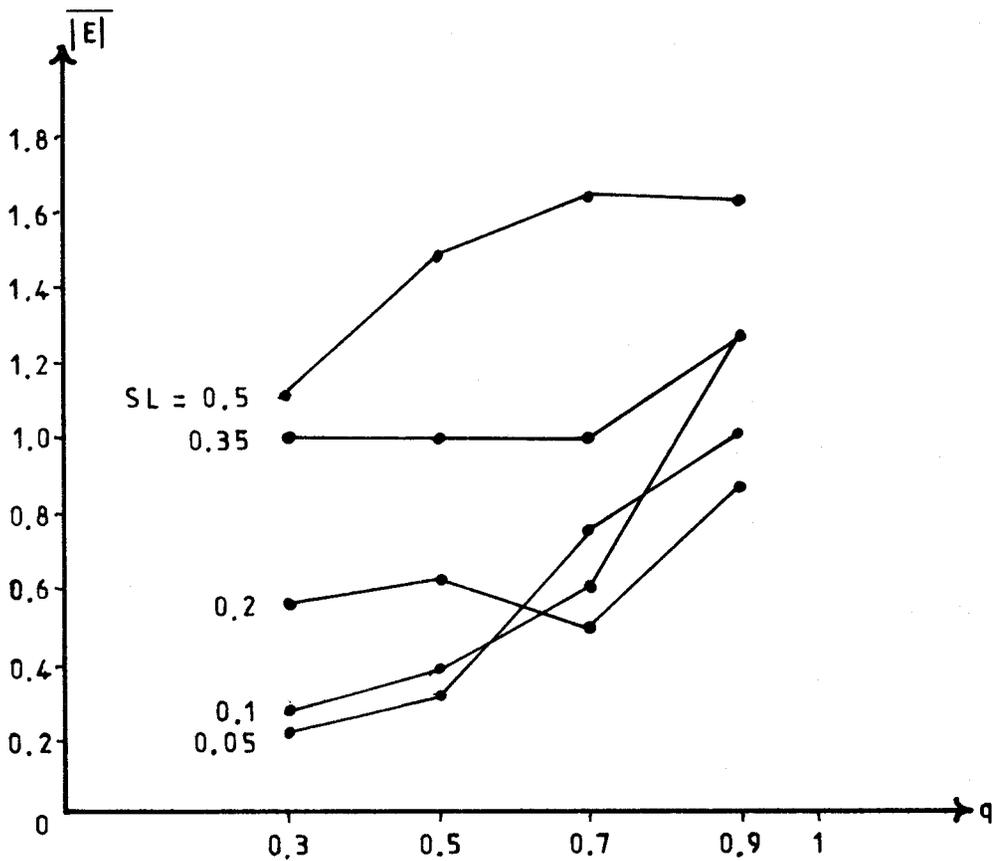
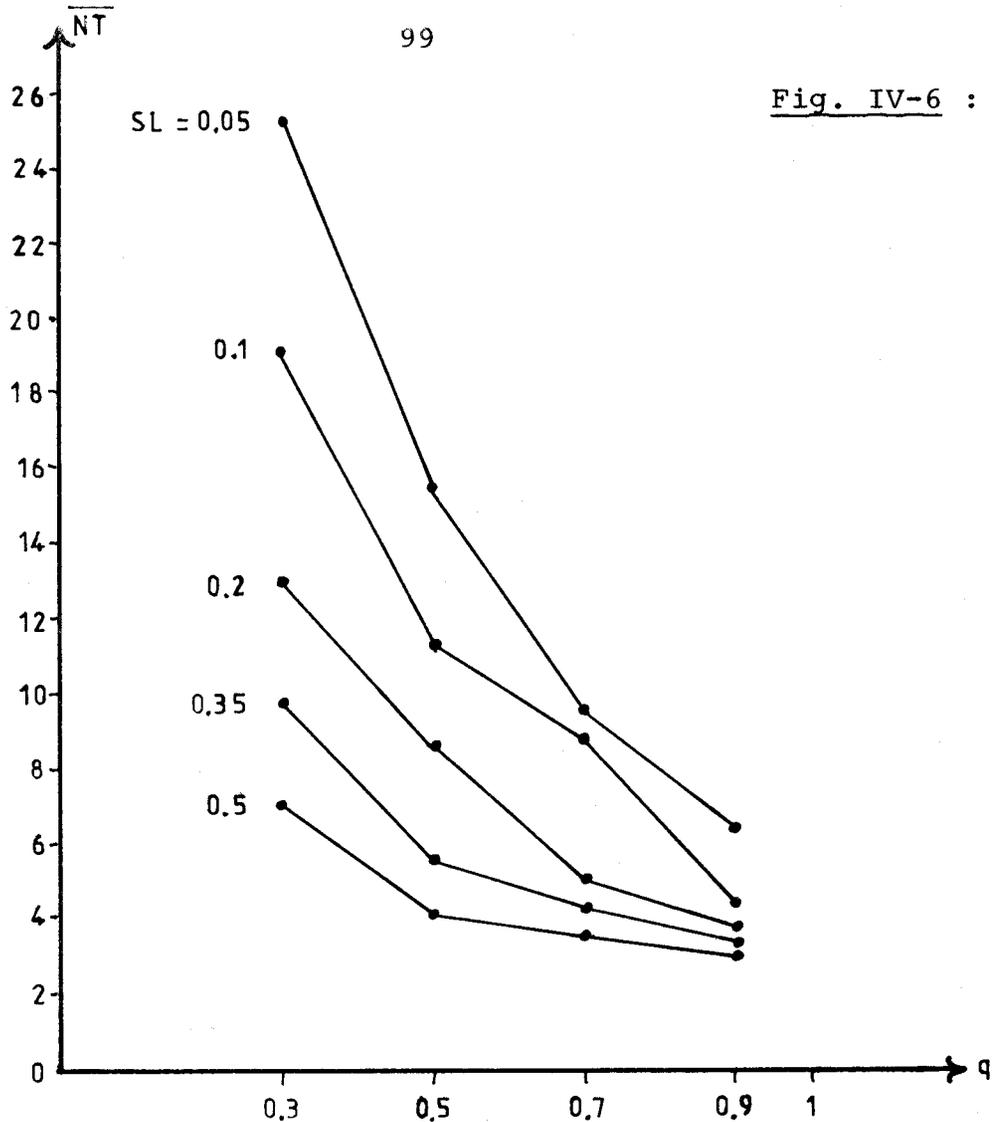
Les courbes correspondantes sont présentées en figure IV-6.

Nous constatons, sans étonnement que le nombre de tests croît avec la diminution du seuil d'arrêt SL et avec la diminution de la qualité ou poids accordée aux réponses.

Inversement, l'erreur moyenne croît avec SL et  $q_2$ .

L'idée selon laquelle on peut accorder une influence plus grande aux réponses "Non-Vu" qu'aux autres réponses est peu intéressante dans la mesure où cela n'améliore pas beaucoup les performances en rapidité.

Fig. IV-6 :



Nous avons affecté à  $q_1$  (poids du "Non Vu") la valeur 0,9, à  $(SL/q_1)$  la valeur (0,05/0,3), en maintenant les conditions précédentes. Le résultat est une baisse du nombre de tests nécessaires de 25 à 23, ce qui est peu sensible.

Ceci peut s'expliquer par le fait que la limite du "Non Vu" à -2 ne permet que très peu de tests pouvant apporter au début de la mesure des réponses "Non-Vu" dont le poids est important. En effet, le domaine d'intérêt se réduit très vite autour de  $A_c$  et n'atteint plus cette limite. Les valeurs de LN supérieures à -2 étant rares, il ne nous a pas paru utile de maintenir cette distinction de poids entre les réponses.

Nous donnons, à titre d'exemple, la courbe d'appartenance de  $A$  à la fin de la mesure ayant pour paramètres  $SL = 0,1$  ;  $q_2 = q_1 = 0,5$  ;  $LN = -2$  ;  $A_c = 6$  et résultats  $E = 0,5$  ;  $NT = 10$  ;  $A_c' = 6,5$ .

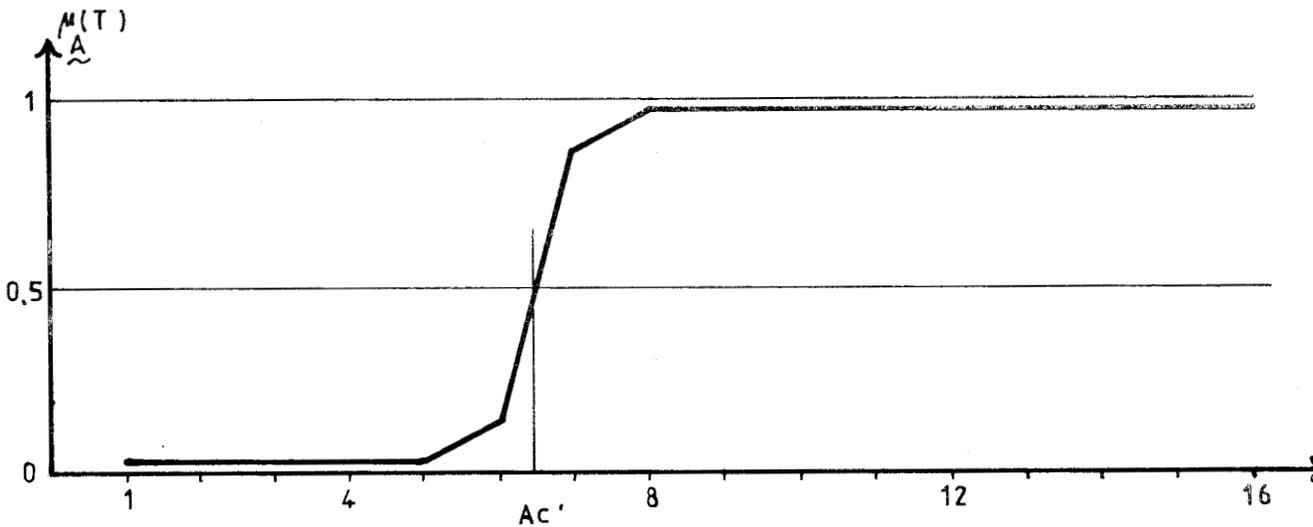


Fig. IV-7

Notons encore que la discrétisation de l'espace des tailles, si elle n'est pas suffisamment fine, ne permettra pas d'obtenir en moyenne la précision escomptée. Selon cette échelle, la meilleure précision est en moyenne de 0,25 unités de taille.

#### IV.2.2 INFLUENCE DU PAS D'EXPLORATION

Nous avons fait varier le pas d'exploration PS de -7 à +7 avec point de départ  $TT = 3$ . Les autres paramètres valent ici  $P_g = 0$ ,

$Pd = 1$  ;  $LN = -2$  ;  $K = 3$  ;  $q_1 = q_2 = 0,6$  ;  $SL = 0,05$  ; 10 mesures ont été effectuées chaque fois avec  $Ac$  compris entre 5 et 7. Les résultats sont les suivants :

PS	-7	-5	-3	-1	1	3	5	7
$\overline{NT}$	10,6	11,8	12,8	16,4	9,2	9,0	9,6	10,0
$ \overline{E} $	0,28	0,26	0,28	0,76	0,38	0,38	0,22	0,28

(moyennes sur 10 mesures)

Les valeurs du pas sont celles calculées au début de ce chapitre. L'erreur moyenne est sensiblement constante. Par contre, un pas négatif de faible amplitude augmente  $NT$  du fait d'un départ de l'exploration trop lent et mal orienté : le point de départ est en 3 et la zone d'intérêt entre 5 et 7. Il en aurait été de même pour les pas positifs si le point de départ avait été plus loin que  $T = 7$ .

La nécessité d'une dispersion des tests par un pas d'exploration cyclique suffisamment grand est ici justifiée. Elle n'est cependant efficace qu'en début d'exploration.

#### IV.2.3 INFLUENCE DU MODELE DE REPONSE

L'influence de ce modèle est déterminée par les valeurs des paramètres  $Pg$ ,  $Pd$ ,  $K$  et  $LN$ .

Le facteur de pente  $K$  a peu d'influence : dans une expérience où  $Pg = 0$  ;  $Pd = 1$  ;  $LN = -2$  ;  $q_1 = q_2 = 0,6$  ;  $SL = 0,05$  et  $PS = 7$ , nous avons obtenu sur 10 mesures les moyennes suivantes :

K	6	3	2	1,5	1,2	1
$\overline{NT}$	11,1	11,4	11,4	11,7	12,6	12,3
$ \overline{E} $	0,3	0,3	0,5	0,5	0,6	0,6

Rappelons que la largeur de la fenêtre de transition est approximativement de  $6/K$ .

Une autre expérience consiste à utiliser un modèle non probabiliste afin de mettre en évidence les performances maximales de la stratégie. Nous avons choisi un modèle où

$$\Pr(T) = 0 \quad \text{si} \quad T < Ac$$

$$\Pr(T) = 1 \quad \text{si} \quad T \geq Ac$$

ce qui correspondrait à  $P_g = 0$  ;  $P_d = 1$  et  $K = \infty$  pour le modèle statistique. Dans ces conditions les résultats sont les suivants, sur 10 mesures :

$\overline{NT}$	SL			
	$q_1 = q_2$	0,05	0,1	0,2
0,3		18,8	15,4	12,0
0,5		11,0	9,6	7,0
0,7		7,2	5,6	4,8

L'erreur moyenne est très constante et vaut 0,25 (écart-type 0,25).

Les différences entre cette expérience et l'expérience du paragraphe IV-2-1 reflète avec évidence la part d'incertitude apportée par les réponses du modèle probabiliste.

Une dernière expérience concerne les performances de la stratégie devant un sujet simulateur. Nous avons choisi le cas extrême où  $P_g = 0,25$  et  $LN = -16$  (pour supprimer les réponses "Non Vu").

Par ailleurs  $P_d = 0,9$  ;  $K = 3$ .

Les différences avec l'expérience IV-2-1 sont peu significatives, seule une légère augmentation de l'erreur est observable.

Ceci montre que même en se trompant trois fois sur quatre, un sujet peut avoir son acuité évaluée avec une relative efficacité. La condition est que  $P_g$  et  $P_d$  soient suffisamment différents. Ainsi on a obtenu les mêmes résultats avec un modèle représentant non plus un sujet simulateur  $(P_g/P_d) = (0,25/0,9)$  mais un sujet malhabile  $(P_g/P_d) = (0,1/0,75)$ . (Une valeur  $P_g = 0,1$  pour un sujet malhabile peut s'expliquer dans la mesure où il est difficile de se tromper

dans la manipulation du bouton poussoir destiné aux réponses "Non Vu").

Nous donnons les résultats de l'influence de la différence  $\Delta = Pd - Pg$  pour  $SL = 0,05$  ;  $q_1 = q_2 = 0,6$  ;  $LN = -16$  (pas de "Non Vu") ;  $K = 3$  et  $PS = 7$  (sur 10 mesures).

$\Delta$	1	0,75	0,5	0,25	0	(pour la symétrie : $Pd = 1 - Pg$ )
$\overline{NT}$	12	12,5	15	21	35	
$ \overline{E} $	0,5	0,62	0,58	0,87	5	
$\sigma( E )$	0,3	0,3	0,7	1	3	

#### IV.2.4 SELECTION DE LA PERFORMANCE

-----

L'idée d'une possibilité de sélection des performances de la machine par le praticien en fonction d'un compromis rapidité précision a été soulevée lors du précédent chapitre. Nous avons émis l'hypothèse d'un couplage entre les paramètres de seuil d'arrêt  $SL$  et de poids des réponses  $q$  avec un paramètre  $C$  pouvant varier de 0 à 1 et indiquer un examen rapide mais peu précis ( $C = 0$ ) ou lent et précis ( $C = 1$ ).

Si nous considérons qu'une erreur maximale de 1 unité reste encore acceptable, alors les résultats de l'expérience (IV.2.1) nous indiquent que, compte-tenu de l'erreur moyenne et de son écart-type, les conditions suivantes doivent être respectées :

$$q_1 = q_2 \leq 0,7$$

$$SL \leq 0,2$$

A l'intérieur de ces conditions, on peut alors varier les performances en choisissant par exemple :

$$SL = 0,05$$

$$q(C) = -0,4 \cdot C + 0,7$$

Les valeurs particulières donnent alors :

C	$\overline{NT}$	$\overline{ E }$	$\sigma( E )$
0	10	0,77	0,59
1	25	0,25	0,23

Ceci est une proposition de couplage. Tout autre équation est évidemment possible dans la mesure où une étude ultérieure en montrerait l'avantage.

Remarquons encore que des paramètres tels que  $SL \leq 0,05$  et  $q \leq 0,3$  n'apporteront pas de performances accrues quant à la précision. En effet, pour  $SL = 0,05$  et  $q = 0,3$  la limite de précision est atteinte :  $\overline{|E|} = 0,25$ . (La moyenne de l'erreur est calculée sur 5 mesures avec  $Ac$  entier donnant une erreur moyenne de 0,5 et sur 5 mesures avec  $Ac$  demi-entier donnant une erreur moyenne nulle).

### CONCLUSION

La vraisemblance des résultats que nous présentons est liée à la qualité du modèle de simulation des réponses utilisé. Cependant quelques mesures réelles sur des patients ont confirmé les expériences de simulation, en particulier pour le nombre de tests nécessaires en fonction des paramètres et pour la bonne immunité aux erreurs involontaires du patient.

Le seul point que nous n'avons pas pu vérifier est l'exactitude de la valeur d'acuité mesurée. En effet, pour cela, il serait nécessaire d'effectuer un étalonnage de la méthode par rapport aux méthodes classiques de mesure de l'acuité visuelle. L'insuffisance des qualités graphiques du stimulateur utilisé a reconduit cet étalonnage à une étude ultérieure.

Enfin, la possibilité d'intervenir sur les performances de la stratégie afin de l'adapter au type d'examen a été envisagée de façon à rendre l'intervention simple pour le praticien.

## CONCLUSION GÉNÉRALE

---

Ce mémoire ne traite qu'une partie de l'étude du système interactif particulier que constituent le praticien, le patient et la machine, lors des examens de dépistage visuel subjectif. Nous nous sommes attachés à la représentation et à l'agrégation des informations transitant du patient vers la machine.

L'idée originale est d'assimiler les domaines de perception à des sous-ensembles flous caractérisés par leur fonction d'appartenance. Celle-ci est construite par la composition des réponses successives.

Une notion importante que nous avons introduite est l'influence, proche ou étendue, d'une réponse sur le voisinage du point testé.

Le critère de choix des tests, s'effectuant par la recherche du domaine d'intérêt et une exploration caractérisée par la dispersion, est garant de l'uniformité d'évolution de la mesure, autorisant ainsi le praticien à intervenir dans certains cas sur le déroulement.

Les résultats de simulation ainsi que les quelques examens réels traduisent bien la relative immunité aux erreurs du patient.

Ceci laisse entrevoir la possibilité de réaliser un instrument compact et polyvalent utilisable aussi bien dans les centres de dépistage que dans le cabinet de l'ophtalmologiste.

Si cette méthode est applicable aux autres seuils de vision que

l'acuité visuelle, il paraît possible de la généraliser également à d'autres sens comme la bande passante auditive et le seuil de sensibilité sonore par exemple.

Cependant il nous paraît nécessaire d'imaginer de nouveaux codages des stimuli et réponses en tenant compte des possibilités naturelles d'expression vocale ou manuelle.

D'autre part la complexité de programmation d'un examen permise par le calculateur peut donner lieu à l'étude de stratégies mixtes où plusieurs seuils de perception seraient testés simultanément, par la présentation de stimuli polyvalents par exemple.

De plus amples développements sont donc envisageables.

Nous espérons avoir ainsi contribué à l'étude importante des relations entre l'Homme et la Machine dans le cadre particulier des examens médicaux.

## BIBLIOGRAPHIE

- 
- / 1/ - H. SARAUX, B. BIAIS  
"Physiologie oculaire"  
Masson (1973)
- / 2/ - G. PERDRIEL  
"Physiologie du sens des formes et de l'acuité"  
EMC Opht. (1947)
- / 3/ - G. VERRIEST, G. HERMANS  
"Les aptitudes visuelles professionnelles"  
Bull. Soc. Belge d'Ophtal. 169-1 (1975)
- / 4/ - M. BRIK  
"Le rôle du dépistage scolaire de la vision dans la prévention  
de l'amblyopie"  
J. Ped. Ophtal. 8-3 (1972)
- / 5/ - J.P. CHEVALERAUD  
"Etude de la fonction visuelle : dépistage de masse"  
Colloque sur le Génie Visuel, INSERM, PARIS (1979)
- / 6/ - G. SANTUCCI, C.L. VALOT, J. NATHIE  
"Etude de l'acuité visuelle en contraste coloré simultané sur  
écran de télévision"  
Rapport DRET 77/1105 (1977)
- / 7/ - R.G. ASHTON  
"A task methodology for measuring Man-Machine interaction"  
Datafair Conf. ; NOTTINGHAM (1973)

- / 8/ - E. ANDREEWSKY  
"Man-Machine interactions in normal subjects and in disorders  
of the central nervous system"  
Computers Biol. Med. ; Vol. 5 ; n° 1-2 ; (1975)
- / 9/ - D. WADDINGTON  
"Optimising the Man-machine interface"  
Electronic Engenering ; 50-611 ; (1978)
- /10/ - L.A. ZADEH  
"Fuzzy Sets"  
Information and Control, 8, (1965)
- /11/ - J.F. BALDWIN  
"Fuzzy logic and fuzzy reasoning"  
Inter. J. of Man-machine Studies, 11-4, (1979)
- /12/ - P. SCHEFE  
"On fondations of reasoning with uncertain facts and vague con-  
cepts"  
Inter. J. of Man-machine Studies, 12-1, (1980)
- /13/ - L.A. ZADEH  
"Fuzzy Algorithms"  
Information and Control, 12, (1968)
- /14/ - M. SUGENO, Y. TSUKAMOTO, T. TERANO  
"Subjective evaluation of fuzzy objets  
Stochastic control Symp. ; BUDAPEST ; (1974)
- /15/ - A. KAUFMANN  
"Introduction à la théorie des sous-ensembles flous"  
Tome 1, Eléments théoriques de base  
Masson, (1973)

- /16/ - A. KAUFMANN  
"Introduction à la théorie des sous-ensembles flous"  
Tome 4, Compléments et nouvelles applications"  
Masson, (1977)
- /17/ - G. BANON  
"Distinction between several subsets of fuzzy measures"  
Inter. J. of Fuzzy Sets and Systems (avril 1979)
- /18/ - T. DUBOIS  
"Une méthode d'évaluation pour les sous-ensembles flous appliquée à la simulation"  
IMAGO Discours à l'Univ. Cath. LOUVAIN 1 (1974)
- /19/ - E. TAQUET, P. VIDAL, J.C. HACHE  
"Application of Fuzzy Sets Theory to the automatic evaluation of visual acuity"  
WAMI Inter. Congress ; VERSAILLES, (1980)
- /20/ - E. TAQUET, J.C. HACHE  
"Evaluation automatique de l'acuité visuelle"  
I.T.B.M. 1-1 ; (1980)
- /21/ - J. RICHALET, A. RAULT, R. POULIQUEN  
"Identification des processus par la méthode du modèle"  
Gordon & Breach - Théorie des Systèmes -4- (1972)
- /22/ - B. JANSSON  
"Random number generators"  
STOCKOLM (1966)

A N N E X E     1

-----

TEMPS DE REPONSE

-----

Lors du premier chapitre, nous avons soulevé le problème de l'influence du temps de réponse sur le traitement des réponses. Nous avons rejeté cette possibilité du fait de la difficulté d'interprétation de ce temps et du fait de sa variabilité selon les individus.

Lors de l'expérience qui a permis de construire, pour la mesure de l'acuité visuelle, un modèle de simulation des réponses du patient (IV-1-3), nous avons enregistré le temps de réponse. Cela nous permet d'observer la courbe du temps de réponse moyen (8 tests par taille) en fonction de la taille des optotypes.

On peut regrouper les 50 examens effectués en 2 groupes : le groupe dont la courbe TRM lissée est "plate" et le groupe dont la courbe TRM lissée présente une zone d'amplitude maximale (Fig. 1-1).

Les courbes plates peuvent correspondre à des individus dont la psychologie ou la motricité sont quelque peu perturbées. La hauteur moyenne de ces courbes est généralement entre 1 et 1,5 secondes.

Dans le second groupe, la largeur de la zone maximale est variable. A droite de cette zone, la valeur (a) est le temps de réponse minimum de l'individu pour le décodage de l'optotype et l'encodage de la réponse par le manche à balai. A gauche, la valeur (b) reflète l'encodage de la réponse par le bouton poussoir "Non Vu". Entre les deux, la courbe correspond à un effort accru pour le décodage de l'optotype quand celui-ci est mal vu ou n'est pas vu. Une largeur importante de cette zone correspond donc à des individus simulant

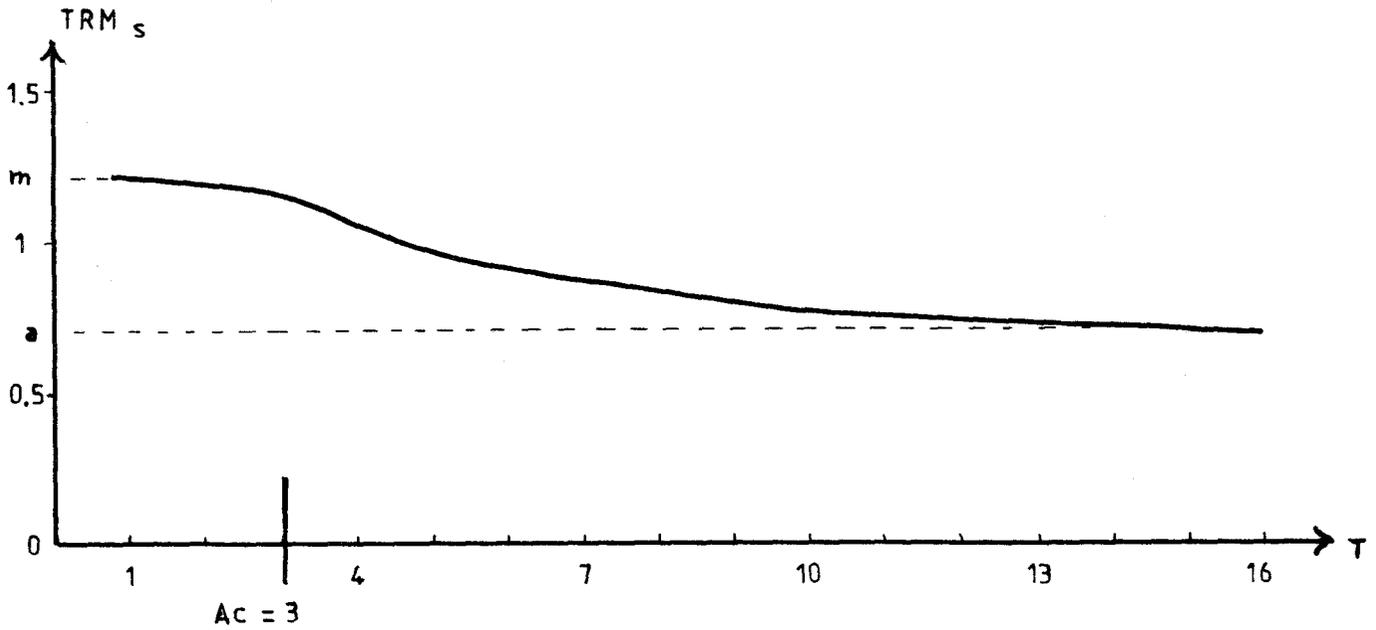
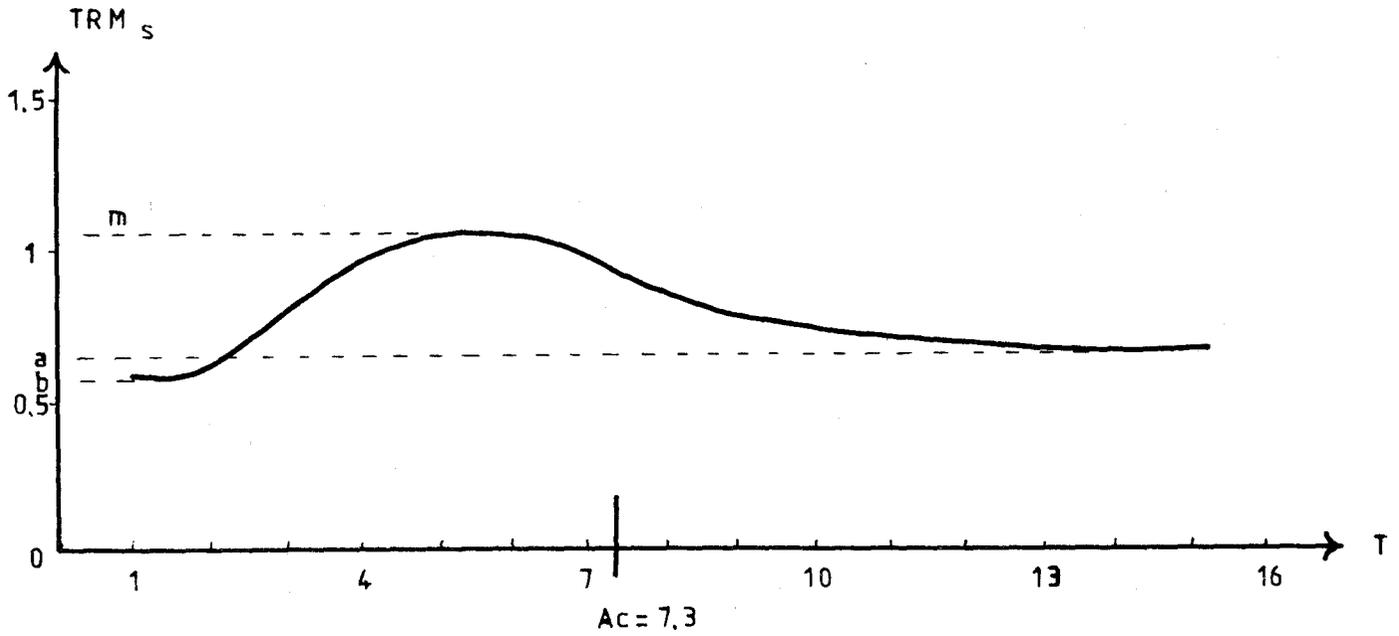


Fig. 1-1 : Cas général et cas particulier des courbes TRM (Temps de Réponse Moyen).



un avantage visuel (simulation +).

La largeur minimale de cette zone d'incertitude varie autour de 3 unités de taille, (mesurée entre les points d'intersection de la courbe TRM et de la droite  $TRM (T) = \frac{m+\alpha}{2}$ ).

La seconde courbe de la figure 1-1 montre un cas particulier où le patient essaie de simuler au maximum, ce qui fait que la courbe ne redescend plus pour les petites tailles.

Sur les deux courbes, nous avons indiqué la position de l'acuité mesurée par ailleurs. On constate généralement que cette position correspond globalement au point d'inflexion de la courbe TRM, à droite de la zone maximale, qui est également et approximativement un point d'intersection avec la droite  $TRM (T) = \frac{m+\alpha}{2}$ . Cette relation est cependant fort variable.

## A N N E X E 2

## GENERATION D'OPTOTYPES SUR APPLE II

Le programme en langage machine que nous présentons ne peut générer que des images décomposables en blocs rectangulaires.

Les deux plans graphiques Haute Résolution du calculateur Apple II ont une résolution de 192 lignes de 280 pixels. Sur l'écran, chaque pixel peut être repéré par ses coordonnées X et Y ; la position (0,0) est dans le coin supérieur gauche.

Chaque ligne de 280 points est regroupée en 40 segments de longueur 7. Ces segments consécutifs correspondent à 40 mots mémoire de 8 bits à adresses consécutives. 7 parmi les 8 bits sont des pixels, de Bit 0 (gauche) à Bit 6 (droite), le Bit 7 est réservé pour le graphisme couleur.

La coordonnée X doit donc être décomposée en un décalage d'adresse de mot AX par rapport à l'adresse du premier mot de la ligne et en une adresse de bit dans le mot.

Par contre les lignes de 40 mots ne sont pas consécutives dans la mémoire. On peut obtenir l'adresse mémoire du début de chaque ligne par un calcul logique ou par l'utilisation d'une table de conversion d'adresse. Nous avons choisi cette dernière solution, pour des raisons de rapidité, en décomposant la table en deux : une table TABH (implantée de H6000 à H60BF) donnant successivement les 8 bits hauts de l'adresse de chacun des 192 débuts de ligne et une table TABL (implantée de H60C0 à H617F) donnant les 8 bits bas de l'adresse (Tableau 2-1).

TABH	6000-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6008-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6010-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	6018-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	6020-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	6028-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	6030-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
	6038-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
	6040-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6048-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6050-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	6058-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	6060-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	6068-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	6070-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
	6078-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
	6080-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6088-	20	24	28	2C	30	34	38	3C
	6090-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	6098-	21	25	29	2D	31	35	39	3D
	60A0-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	60A8-	22	26	2A	2E	32	36	3A	3E
	60B0-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
	60B8-	23	27	2B	2F	33	37	3B	3F
TABL	60C0-	00	00	00	00	00	00	00	00
	60C8-	80	80	80	80	80	80	80	80
	60D0-	00	00	00	00	00	00	00	00
	60D8-	80	80	80	80	80	80	80	80
	60E0-	00	00	00	00	00	00	00	00
	60E8-	80	80	80	80	80	80	80	80
	60F0-	00	00	00	00	00	00	00	00
	60F8-	80	80	80	80	80	80	80	80
	6100-	28	28	28	28	28	28	28	28
	6108-	A8							
	6110-	28	28	28	28	28	28	28	28
	6118-	A8							
	6120-	28	28	28	28	28	28	28	28
	6128-	A8							
	6130-	28	28	28	28	28	28	28	28
	6138-	A8							
	6140-	50	50	50	50	50	50	50	50
	6148-	D0							
	6150-	50	50	50	50	50	50	50	50
	6158-	D0							
	6160-	50	50	50	50	50	50	50	50
	6168-	D0							
	6170-	50	50	50	50	50	50	50	50
	6178-	D0							

\*

Tableau 2-1



Une image est décomposée en blocs rectangulaires blancs sur fond noir. Le programme est prévu ici pour 5 blocs mais peut être modifié. Chaque bloc est créé dans la mémoire image selon l'information contenue dans la table d'image. Cette information tient en 6 octets donnant successivement :

- \* les coordonnées Y et AX du mot contenant le premier point supérieur gauche du bloc ;
- \* le nombre N de lignes de ce bloc ;
- \* le premier mot de ces N lignes ;
- \* le nombre M de mots de valeur HFF entre le premier et le dernier ;
- \* le dernier mot de la ligne.

Le fait de donner au préalable les mots de début et de fin de ligne permet d'en éviter le calcul par le programme.

Le E de Rasquin est ainsi décomposé en 5 blocs dont certains peuvent être nuls, ce qui donne une succession de 30 octets pour un E de taille et d'orientation données.

Les 16 tailles selon 4 orientations ont donc été analysées au préalable afin d'en extraire l'information des blocs. Une table de 64 images x 5 blocs x 6 octets a été établie (Tableau 2-2).

Ces images sont repérées par un numéro NI de 0 à 63 (rien n'interdit qu'on puisse en ajouter d'autres à la table, à la condition qu'elles soient décomposables en 5 blocs).

La succession des images répond à l'équation d'adresse (valeurs décimales) :

$$Ad = 25600 + 30.(4 . T - R)$$

où T est le numéro de taille (de 1 à 16) et R le code d'orientation valant 1, 2, 3, 4 pour les orientations respectives Haut, Droite, Bas, Gauche.

Seule la valeur  $4 . T - R$  est passée au programme dans la case mémoire d'adresse 6 (page 0).

L'échelle des tailles (de 1 à 16) est une échelle logarithmique.

6400- 00 00 01 7F 26 7F 01 00  
 6408- 01 00 00 00 01 00 01 00  
 6410- 00 00 01 00 01 00 00 00  
 6418- 01 00 01 00 00 00 5E 13  
 6420- 01 60 00 07 5F 14 01 04  
 6428- 00 00 60 13 01 60 00 07  
 6430- 61 14 01 04 00 00 62 13  
 6438- 01 60 00 07 5E 13 01 60  
 6440- 00 07 5F 13 04 20 00 05  
 6448- 00 00 01 00 00 00 00 00  
 6450- 01 00 00 00 00 00 01 00  
 6458- 00 00 5E 13 01 60 00 07  
 6460- 5F 13 01 20 00 00 60 13  
 6468- 01 60 00 07 61 13 01 20  
 6470- 00 00 62 13 01 60 00 07  
 6478- 5E 13 04 20 00 05 62 13  
 6480- 01 60 00 07 00 00 01 00  
 6488- 00 00 00 00 01 00 00 00  
 6490- 00 00 01 00 00 00 5B 13  
 6498- 02 7C 00 1F 5D 14 02 18  
 64A0- 00 00 5F 13 02 7C 00 1F  
 64A8- 61 14 02 18 00 00 63 13  
 64B0- 02 7C 00 1F 5B 13 02 7C  
 64B8- 00 1F 5D 13 08 4C 00 19  
 64C0- 00 00 01 00 00 00 00 00  
 64C8- 01 00 00 00 00 00 01 00  
 64D0- 00 00 5B 13 02 7C 00 1F  
 64D8- 5D 13 02 0C 00 00 5F 13  
 64E0- 02 7C 00 1F 61 13 02 0C  
 64E8- 00 00 63 13 02 7C 00 1F  
 64F0- 5B 13 08 4C 00 19 63 13  
 64F8- 02 7C 00 1F 00 00 01 00  
 6500- 00 00 00 00 01 00 00 00  
 6508- 00 00 01 00 00 00 59 13  
 6510- 03 7F 01 01 5C 14 03 60  
 6518- 00 01 5F 13 03 7F 01 01  
 6520- 62 14 03 60 00 01 65 13  
 6528- 03 7F 01 01 59 13 03 7F  
 6530- 01 01 5C 13 0C 47 00 63  
 6538- 5C 15 0C 01 00 00 00 00  
 6540- 01 00 00 00 00 00 01 00  
 6548- 00 00 59 13 03 7F 01 01  
 6550- 5C 13 03 07 00 00 5F 13  
 6558- 03 7F 01 01 62 13 03 07  
 6560- 00 00 65 13 03 7F 01 01  
 6568- 59 13 0C 47 00 63 59 15  
 6570- 0C 01 00 00 65 13 03 7F  
 6578- 01 01 00 00 01 00 00 00  
 6580- 00 00 01 00 00 00 56 12  
 6588- 04 70 02 07 5A 14 04 40  
 6590- 00 07 5E 12 04 70 02 07  
 6598- 62 14 04 40 00 07 66 12  
 65A0- 04 70 02 07 56 12 04 70  
 65A8- 02 07 5A 12 10 70 00 61  
 65B0- 5A 14 10 43 00 07 00 00  
 65B8- 01 00 00 00 00 00 01 00  
 65C0- 00 00 56 12 04 70 02 07  
 65C8- 5A 12 04 70 00 01 5E 12  
 65D0- 04 70 02 07 62 12 04 70  
 65D8- 00 01 66 12 04 70 02 07  
 65E0- 56 12 10 70 00 61 56 14

\*

Tableau 2-2

65E8- 10 43 00 07 66 12 04 70  
 65F0- 02 07 00 00 01 00 00 00  
 65F8- 00 00 01 00 00 00 54 12  
 6600- 05 7C 02 3F 59 15 05 3E  
 6608- 00 00 5E 12 05 7C 02 3F  
 6610- 63 15 05 3E 00 00 68 12  
 6618- 05 7C 02 3F 54 12 05 7C  
 6620- 02 3F 59 12 14 7C 00 60  
 6628- 59 14 14 07 00 3E 00 00  
 6630- 01 00 00 00 00 00 01 00  
 6638- 00 00 54 12 05 7C 02 3F  
 6640- 59 12 05 7C 00 00 5E 12  
 6648- 05 7C 02 3F 63 12 05 7C  
 6650- 00 00 68 12 05 7C 02 3F  
 6658- 54 12 14 7C 00 60 54 14  
 6660- 14 07 00 3E 68 12 05 7C  
 6668- 02 3F 00 00 01 00 00 00  
 6670- 00 00 01 00 00 00 51 11  
 6678- 06 40 04 01 57 15 06 7C  
 6680- 00 01 5D 11 06 40 04 01  
 6688- 63 15 06 7C 00 01 69 11  
 6690- 06 40 04 01 51 11 06 40  
 6698- 04 01 57 11 18 40 00 1F  
 66A0- 57 13 18 70 00 07 57 15  
 66A8- 18 7C 00 01 00 00 01 00  
 66B0- 00 00 51 11 06 40 04 01  
 66B8- 57 11 06 40 00 1F 5D 11  
 66C0- 06 40 04 01 63 11 06 40  
 66C8- 00 1F 69 11 06 40 04 01  
 66D0- 51 11 18 40 00 1F 51 13  
 66D8- 18 70 00 07 51 15 18 7C  
 66E0- 00 01 69 11 06 40 04 01  
 66E8- 00 00 01 00 00 00 4F 11  
 66F0- 07 70 04 0F 56 15 07 70  
 66F8- 00 0F 5D 11 07 70 04 0F  
 6700- 64 15 07 70 00 0F 6B 11  
 6708- 07 70 04 0F 4F 11 07 70  
 6710- 04 0F 56 11 1C 70 00 0F  
 6718- 56 13 1C 70 00 0F 56 15  
 6720- 1C 70 00 0F 00 00 01 00  
 6728- 00 00 4F 11 07 70 04 0F  
 6730- 56 11 07 70 00 0F 5D 11  
 6738- 07 70 04 0F 64 11 07 70  
 6740- 00 0F 6B 11 07 70 04 0F  
 6748- 4F 11 1C 70 00 0F 4F 13  
 6750- 1C 70 00 0F 4F 15 1C 70  
 6758- 00 0F 6B 11 07 70 04 0F  
 6760- 00 00 01 00 00 00 4C 11  
 6768- 08 7E 04 3F 54 15 08 60  
 6770- 00 3F 5C 11 08 7E 04 3F  
 6778- 64 15 08 60 00 3F 6C 11  
 6780- 08 7E 04 3F 4C 11 08 7E  
 6788- 04 3F 54 11 20 7E 00 03  
 6790- 54 13 20 78 00 0F 54 15  
 6798- 20 60 00 3F 00 00 01 00  
 67A0- 00 00 4C 11 08 7E 04 3F  
 67A8- 54 11 08 7E 00 03 5C 11  
 67B0- 08 7E 04 3F 64 11 08 7E  
 67B8- 00 03 6C 11 08 7E 04 3F  
 67C0- 4C 11 20 7E 00 03 4C 13  
 67C8- 20 78 00 0F 4C 15 20 60

\*

## Tableau 2-2 (suite)

67D0- 00 3F 6C 11 08 7E 04 3F  
 67D8- 00 00 01 00 00 00 47 10  
 67E0- 0A 78 06 0F 51 16 0A 7E  
 67E8- 00 0F 5B 10 0A 78 06 0F  
 67F0- 65 16 0A 7E 00 0F 6F 10  
 67F8- 0A 78 06 0F 47 10 0A 78  
 6800- 06 0F 51 10 28 78 00 3F  
 6808- 51 13 28 7C 00 1F 51 16  
 6810- 28 7E 00 0F 00 00 01 00  
 6818- 00 00 47 10 0A 78 06 0F  
 6820- 51 10 0A 78 00 3F 5B 10  
 6828- 0A 78 06 0F 65 10 0A 78  
 6830- 00 3F 6F 10 0A 78 06 0F  
 6838- 47 10 28 78 00 3F 47 13  
 6840- 28 7C 00 1F 47 16 28 7E  
 6848- 00 0F 6F 10 0A 78 06 0F  
 6850- 00 00 01 00 00 00 42 0F  
 6858- 0C 60 08 03 4E 16 0C 70  
 6860- 01 03 5A 0F 0C 60 08 03  
 6868- 66 16 0C 70 01 03 72 0F  
 6870- 0C 60 08 03 42 0F 0C 60  
 6878- 08 03 4E 0F 30 60 01 07  
 6880- 4E 13 30 7E 00 3F 4E 16  
 6888- 30 70 01 03 00 00 01 00  
 6890- 00 00 42 0F 0C 60 08 03  
 6898- 4E 0F 0C 60 01 07 5A 0F  
 68A0- 0C 60 08 03 66 0F 0C 60  
 68A8- 01 07 72 0F 0C 60 08 03  
 68B0- 42 0F 30 60 01 07 42 13  
 68B8- 30 7E 00 3F 42 16 30 70  
 68C0- 01 03 72 0F 0C 60 08 03  
 68C8- 00 00 01 00 00 00 3B 0E  
 68D0- 0F 60 0A 07 4A 17 0F 7C  
 68D8- 01 07 59 0E 0F 60 0A 07  
 68E0- 68 17 0F 7C 01 07 77 0E  
 68E8- 0F 60 0A 07 3B 0E 0F 60  
 68F0- 0A 07 4A 0E 3C 60 01 3F  
 68F8- 4A 13 3C 7F 01 01 4A 17  
 6900- 3C 7C 01 07 00 00 01 00  
 6908- 00 00 3B 0E 0F 60 0A 07  
 6910- 4A 0E 0F 60 01 3F 59 0E  
 6918- 0F 60 0A 07 68 0E 0F 60  
 6920- 01 3F 77 0E 0F 60 0A 07  
 6928- 3B 0E 3C 60 01 3F 3B 13  
 6930- 3C 7F 01 01 3B 17 3C 7C  
 6938- 01 07 77 0E 0F 60 0A 07  
 6940- 00 00 01 00 00 00 33 0D  
 6948- 12 70 0C 07 45 17 12 40  
 6950- 02 07 57 0D 12 70 0C 07  
 6958- 69 17 12 40 02 07 7B 0D  
 6960- 12 70 0C 07 33 0D 12 70  
 6968- 0C 07 45 0D 48 70 02 01  
 6970- 45 12 48 60 02 03 45 17  
 6978- 48 40 02 07 00 00 01 00  
 6980- 00 00 33 0D 12 70 0C 07  
 6988- 45 0D 12 70 02 01 57 0D  
 6990- 12 70 0C 07 69 0D 12 70  
 6998- 02 01 7B 0D 12 70 0C 07  
 69A0- 33 0D 48 70 02 01 33 12  
 69A8- 48 60 02 03 33 17 48 40  
 69B0- 02 07 7B 0D 12 70 0C 07

\*

69B8- 00 00 01 00 00 00 29 0C  
 69C0- 16 7E 0E 3F 3F 18 16 60  
 69C8- 02 3F 55 0C 16 7E 0E 3F  
 69D0- 6B 18 16 60 02 3F 81 0C  
 69D8- 16 7E 0E 3F 29 0C 16 7E  
 69E0- 0E 3F 3F 0C 58 7E 02 03  
 69E8- 3F 12 58 78 02 0F 3F 18  
 69F0- 58 60 02 3F 00 00 01 00  
 69F8- 00 00 29 0C 16 7E 0E 3F  
 6A00- 3F 0C 16 7E 02 03 55 0C  
 6A08- 16 7E 0E 3F 6B 0C 16 7E  
 6A10- 02 03 81 0C 16 7E 0E 3F  
 6A18- 29 0C 58 7E 02 03 29 12  
 6A20- 58 78 02 0F 29 18 58 60  
 6A28- 02 3F 81 0C 16 7E 0E 3F  
 6A30- 00 00 01 00 00 00 1F 0A  
 6A38- 1A 60 12 03 39 19 1A 70  
 6A40- 03 03 53 0A 1A 60 12 03  
 6A48- 6D 19 1A 70 03 03 87 0A  
 6A50- 1A 60 12 03 1F 0A 1A 60  
 6A58- 12 03 39 0A 68 60 03 07  
 6A60- 39 12 68 7E 02 3F 39 19  
 6A68- 68 70 03 03 00 00 01 00  
 6A70- 00 00 1F 0A 1A 60 12 03  
 6A78- 39 0A 1A 60 03 07 53 0A  
 6A80- 1A 60 12 03 6D 0A 1A 60  
 6A88- 03 07 87 0A 1A 60 12 03  
 6A90- 1F 0A 68 60 03 07 1F 12  
 6A98- 68 7E 02 3F 1F 19 68 70  
 6AA0- 03 03 87 0A 1A 60 12 03  
 6AA8- 00 00 01 00 00 00 13 09  
 6AB0- 1F 7F 15 01 32 1A 1F 60  
 6AB8- 04 01 51 09 1F 7F 15 01  
 6AC0- 70 1A 1F 60 04 01 8F 09  
 6AC8- 1F 7F 15 01 13 09 1F 7F  
 6AD0- 15 01 32 09 7C 7F 03 07  
 6AD8- 32 11 7C 40 04 03 32 1A  
 6AE0- 7C 60 04 01 00 00 01 00  
 6AE8- 00 00 13 09 1F 7F 15 01  
 6AF0- 32 09 1F 7F 03 07 51 09  
 6AF8- 1F 7F 15 01 70 09 1F 7F  
 6B00- 03 07 8F 09 1F 7F 15 01  
 6B08- 13 09 7C 7F 03 07 13 11  
 6B10- 7C 40 04 03 13 1A 7C 60  
 6B18- 04 01 8F 09 1F 7F 15 01  
 6B20- 00 00 01 00 00 00 06 07  
 6B28- 24 7E 18 3F 2A 1B 24 60  
 6B30- 04 3F 4E 07 24 7E 18 3F  
 6B38- 72 1B 24 60 04 3F 96 07  
 6B40- 24 7E 18 3F 06 07 24 7E  
 6B48- 18 3F 2A 07 90 7E 04 03  
 6B50- 2A 11 90 78 04 0F 2A 1B  
 6B58- 90 60 04 3F 00 00 01 00  
 6B60- 00 00 06 07 24 7E 18 3F  
 6B68- 2A 07 24 7E 04 03 4E 07  
 6B70- 24 7E 18 3F 72 07 24 7E  
 6B78- 04 03 96 07 24 7E 18 3F  
 6B80- 06 07 90 7E 04 03 06 11  
 6B88- 90 78 04 0F 06 1B 90 60  
 6B90- 04 3F 96 07 24 7E 18 3F  
 6B98- 00 00 01 00 00 00 FF FF

\*

L'épaisseur caractéristique du E de Rasquin, exprimée en nombre de lignes de balayage vidéo, suit une progression géométrique de raison 1,2. Les valeurs approchées sont les suivantes : 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 12, 15, 18, 22, 26, 31, 36.

Le programme utilise les deux plans graphiques ainsi que les cases mémoires suivantes (page 0) (adresses décimales) : 6, 7, 8, 9, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 206, 207, 235, 236, 237. Les plans graphiques et certaines variables doivent être initialisés avant de lancer le programme pour la première fois ; ceci peut se faire sous BASIC par les quelques instructions suivantes :

```
HGR2 : HGR : POKE - 16302,0
POKE 30,0 : POKE 31,100
POKE 206,84 : POKE 207,192
POKE 236,255 : POKE 237,32
```

L'utilisation de ce programme comme sous programme appelé par un programme BASIC peut se faire de la façon suivante :

```
POKE 6, 4 * T - R
CALL 25025
```

où (4 \* T - R) est le numéro d'image et 25025 l'adresse de début du sous programme.

Le listing du sous programme est donné ci-après.

```

0010 ;SOUS-PROGRAMME OPTOTYPE
0020 ;E. TAQUET , 1980
0030 ;
0040 TBI1 EQU 06
0050 TBI2 EQU 08
0060 TBI3 EQU 1E
0070 CINQ EQU 19
0080 AY EQU 1A
0090 N EQU 1B
0100 M EQU EB
0110 PTL EQU 1C
0120 PAGE EQU CE
0130 PACA EQU EC
0140 APC EQU ED
0150 TABH EQU 6000
0160 TABL EQU 60C0
0170 TBO EQU 64
0180 PB2 EQU C063
0190 ORG 61C1
0200 ;
0210 ;
61C1 D8 0220 DEBUT CLD
61C2 A900 0230 LDA #$00
61C4 8507 0240 STA TBI1+01
61C6 18 0250 CLC
61C7 2606 0260 ROL TBI1 ;:CALCUL DE
61C9 A506 0270 LDA TBI1 ; DEBUT TABLE
61CB 2A 0280 ROL ; IMAGE TBI
61CC 2607 0290 ROL TBI1+01 ;((6))*(32-2)
61CE 2A 0300 ROL
61CF 2607 0310 ROL TBI1+01
61D1 2A 0320 ROL ; 1 IMAGE =
61D2 2607 0330 ROL TBI1+01 ; 32 MOTS
61D4 2A 0340 ROL
61D5 2607 0350 ROL TBI1+01
61D7 38 0360 SEC
61D8 E506 0370 SBC TBI1
61DA 8506 0380 STA TBI1
61DC 8508 0390 STA TBI2
61DE A507 0400 LDA TBI1+01
61E0 E900 0410 SBC #$00
61E2 18 0420 CLC
61E3 6964 0430 ADC #TBO
61E5 8507 0440 STA TBI1+01
61E7 8509 0450 STA TBI2+01
61E9 EA 0460 NOP
61EA A905 0470 IM LDA #$05 ;:IMAGE EN
61EC 8519 0480 STA CINQ ; 5 BLOCS
61EE A000 0490 NB LDY #$00 ;:NOUV. BLOC
61F0 B108 0500 LDA (TBI2),Y
61F2 851A 0510 STA AY ;:N' DE LIGNE
61F4 C8 0520 INY ;:NOMBRE
61F5 C8 0530 INY ; DE LIGNES
61F6 B108 0540 LDA (TBI2),Y
61F8 851B 0550 STA N
61FA A001 0560 NL LDY #$01 ;:CONV. ADR.
61FC A61A 0570 LDX AY ;:NUMERO L.
61FE BDC060 0580 LDA TABL,X ;:CALCUL

```



6201	851C	0670		STA PTL	‡ ADRESSE
6203	BD0060	0680		LDA TABH,X	‡ DEBUT DE
6206	18	0690		CLC	‡ LIGNE
6207	65ED	0700		ADC APC	‡:SELON PAGE
6209	851D	0710		STA PTL+01	‡ 1 OU 2
620B	B108	0720		LDA (TBI2),Y	
620D	651C	0730		ADC PTL	‡ DEPLACEMENT
620F	851C	0740		STA PTL	‡ DANS LIGNE
6211	C8	0750		INY	‡: MOT DE
6212	C8	0760		INY	‡ DEBUT
6213	B108	0770		LDA (TBI2),Y	
6215	A200	0780		LDX #00	‡: 1 ER MOT
6217	811C	0790		STA (PTL,X)	‡:AFFICHAGE
6219	C8	0800		INY	‡:MOTS A 7F ?
621A	B108	0810		LDA (TBI2),Y	
621C	F00C	0820		BEQ FL	‡:FIN L. SI 0
621E	85EB	0830		STA M	‡: M MOTS
6220	A97F	0840		LDA #7F	‡ A 7F
6222	E61C	0850	R	INC PTL	‡:APRES DEBUT
6224	811C	0860		STA (PTL,X)	‡:AFFICHE FF
6226	C6EB	0870		DEC M	‡: M:M-1
6228	DOF8	0880		BNE R	‡:TEST SI M=0
622A	E61C	0890	FL	INC PTL	‡:FIN LIGNE
622C	C8	0900		INY	‡:MOT DE FIN
622D	B108	0910		LDA (TBI2),Y	
622F	811C	0920		STA (PTL,X)	‡:AFFICHAGE
6231	C61B	0930		DEC N	‡: -1 LIGNE
6233	F005	0940		BEQ FB	‡:FIN B. SI 0
6235	E61A	0950		INC AY	‡:LIGNE SUIV.
6237	18	0960		CLC	‡:SAUT POUR
623B	90C0	0970		BCC NL	‡ NOUV. LIGNE
623A	C619	0980	FB	DEC CING	‡:AUTRE BLOC
623C	F010	0990		BEQ IV	‡ ?
623E	A906	1000		LDA #06	‡: AJOUTE 6
6240	18	1010		CLC	‡ POUR
6241	6508	1020		ADC TBI2	‡ POINTER
6243	8508	1030		STA TBI2	‡ DATA
6245	A900	1040		LDA #00	‡ NOUVEAU
6247	6509	1050		ADC TBI2+01	‡ BLOC
6249	8509	1060		STA TBI2+01	
624B	18	1070		CLC	‡: SAUT A
624C	90A0	1080		BCC NB	‡ NB
		1090		‡	
		1100		‡COMMUTATION	
		1110		‡	
624E	A901	1120	IV	LDA #01	‡:PAGE 1 OU 2
6250	25EC	1130		AND PACA	‡ SELON PACA
6252	A8	1140		TAY	
6253	AD63C0	1150	SY	LDA PB2	‡: ATTENTE
6256	2A	1160		ROL	‡ SYNCHRO
6257	B0FA	1170		BCS SY	‡ TRAME
6259	91CE	1180		STA (PAGE),Y	
625B	A9FF	1190		LDA #FF	‡: BASCULE
625D	45EC	1200		EOR PACA	‡ PACA
625F	85EC	1210		STA PACA	‡ 00 :-: FF
6261	2920	1220		AND #20	‡:ADR. PAGE
6263	85ED	1230		STA APC	‡ CACHEE

```

6265 A905 1330 ;EFFACEMENT PAGE CACHEE
6267 8519 1340 ;
6269 A000 1350 LDA #05 ; 5 BLOCS A
626B B11E 1360 STA C1NQ ; EFFACER
626D 851A 1370 LDY #00 ;:TRI3=PRECED
626F C8 1380 LDA (TRI3),Y
6270 C8 1390 STA AY ;:NUMERO L.
6271 B11E 1400 INY ;: CHERCHE
6273 851B 1410 INY ; NBRE MOTS
6275 A001 1420 LDA (TRI3),Y ;
6277 A61A 1430 STA N ; DANS LIGNE
6279 BDC060 1440 LDY #01 ;: POUR AX
627C 851C 1450 LDX AY ;:CONVERSION
627E BDC060 1460 LDA TABL,X ; D'ADRESSE
6281 18 1470 STA PTL
6282 65ED 1480 LDA TABH,X
6284 851D 1490 CLC
6286 18 1500 ADC AFC ; SELON PAGE
6287 B11E 1510 STA PTL+01
6289 651C 1520 CLC ;: DECALAGE
628B 851C 1530 LDA (TRI3),Y ;
628D A200 1540 ADC PTL ; DANS LIGNE
628F A004 1550 STA PTL
6291 B11E 1560 LDX #00 ;:POUR IER M.
6293 AB 1570 LDY #04 ;:NBRE MOTS
6294 C8 1580 LDA (TRI3),Y ;
6295 C8 1590 TAY ; + MOTS DE
6296 A900 1600 INY ; DEBUT ET
6298 811C 1610 INY ; DE FIN
629A E61C 1620 LDA #00 ;: 00 = NOIR
629C 88 1630 STA (PTL,X) ;: EFFACE
629D D0F9 1640 INC PTL ; TOUTE
629F C61B 1650 DEY LA ;
62A1 F005 1660 BNE Z LIGNE ;
62A3 E61A 1670 DEC N ;:AUTRE LIGNE
62A5 18 1680 BEQ FBE ; ?
62A6 90CD 1690 INC AY ;: OUI
62A8 C619 1700 CLC NLE ;: SAUT EN
62AA F010 1710 BCC NLE ; NLE
62AC A906 1720 DEC C1NQ ;:AUTRE BLOC
62AE 18 1730 BEQ FIN ; ?
62AF 651E 1740 LDA #06 ;: CALCUL
62B1 851E 1750 CLC ; DEBUT
62B3 A900 1760 ADC TRI3 ; DATA
62B5 651F 1770 STA TRI3 ; AUTRE
62B7 851F 1780 LDA #00 ; BLOC
62B9 18 1790 ADC TRI3+01
62BA 90AD 1800 STA TRI3+01
62BC A506 1810 CLC ;:SAUT POUR
62BE 851E 1820 BCC NBE ; AUTRE BLOC
62C0 A507 1830 LDA TB11 ;: MEMORISE
62C2 851F 1840 STA TB13 ; ADR. TABLE
62C4 60 1850 LDA TB11+01 ; IMAGE
1860 STA TB13+01 ; COURANTE
1870 RTS ;: RETOUR

```

LABEL	TABLE
TBI1	0006
TBI2	0008
TBI3	001E
CING	0019
AY	001A
N	001B
M	00EB
PTL	001C
PAGE	00CE
PACA	00EC
APC	00ED
TABH	6000
TABL	60C0
TBO	0064
FB2	C063
DEBUT	61C1
IM	61EA
NB	61EE
NL	61FA
R	6222
FL	622A
FB	623A
IV	624E
SY	6253
NBE	6269
NLE	6275
Z	6298
FBE	62A8
FIN	62BC

# S O M M A I R E

---

AVANT-PROPOS

INTRODUCTION GENERALE..... 1

## CHAPITRE I COMMUNICATION HOMME MACHINE ET DEPISTAGE VISUEL

INTRODUCTION..... 4

I.1 LA PERCEPTION VISUELLE..... 4

I.1.1 RAPPELS D'ANATOMIE ET DE PHYSIOLOGIE DU SYSTEME VI-  
SUEL..... 4

I.1.2 PARAMETRES DE LA FONCTION VISUELLE..... 7

I.2 EVALUATION DES PERFORMANCES VISUELLES..... 11

I.2.1 NECESSITE DU DEPISTAGE..... 11

I.2.2 ASPECTS STRATEGIQUES..... 13

I.2.3 ASPECTS MATERIELS..... 16

I.3 INTERACTIONS PATIENT-MACHINE-PRATICIEN..... 17

I.3.1 STRUCTURE DU SYSTEME..... 17

I.3.2 ELEMENTS DU SYSTEME..... 19

I.3.3 DIALOGUES..... 23

I.3.3.1 Dialogue praticien-patient..... 23

I.3.3.2 Dialogue machine-patient..... 24

I.3.3.3 Dialogue praticien-machine..... 30

CONCLUSION..... 32

## CHAPITRE II REPRESENTATION ET AGREGATION DES INFORMATIONS

INTRODUCTION.....	34
II.1 DOMAINE FLOU DE PERCEPTION.....	35
II.1.1 LA THEORIE DES SOUS-ENSEMBLES FLOUS.....	35
II.1.2 LES ESPACES DE PERCEPTION.....	42
II.1.2.1 Phories.....	44
II.1.2.2 Acuité visuelle.....	45
II.1.2.3 Champ visuel.....	46
II.1.3 EVOLUTION DE LA FORME.....	48
II.2 AGREGATION DES REPONSES.....	50
II.2.1 NATURE DES REPONSES.....	51
II.2.2 LOIS DE COMPOSITION.....	57
CONCLUSION.....	62

## CHAPITRE III STRATEGIE D'EXAMEN

INTRODUCTION.....	63
III.1 CHOIX DES STIMULI.....	64
III.1.1 CONDITIONS DU CHOIX.....	64
III.1.2 RECHERCHE DES POLES D'INTERET.....	65
III.1.2.1 Méthode de la fenêtre.....	67
III.1.2.2 Méthode simplifiée.....	69
III.1.3 CHOIX DU POINT-TEST.....	72
III.1.3.1 Contrainte d'uniformité.....	72
III.1.3.2 Intervention sur le domaine d'exploration.	73
III.1.3.3 Exploration.....	75
III.2 STRATEGIE AUTOMATIQUE ET ADAPTATIVE.....	78
III.2.1 PHASE D'INITIALISATION.....	79
III.2.2 DEROULEMENT DE LA MESURE.....	80
III.2.3 PHASE D'ARRET.....	82
CONCLUSION.....	83

# CHAPITRE IV

## MESURE DE L'ACUITE VISUELLE

INTRODUCTION.....	85
IV.1 METHODE EXPERIMENTALE.....	86
IV.1.1 MATERIEL UTILISE.....	86
IV.1.2 METHODES DE CHOIX DES TESTS ET D'AGREGATION DES REPONSES.....	88
IV.1.3 SIMULATION DU PATIENT.....	92
IV.2 RESULTATS.....	97
IV.2.1 SEUIL D'ARRET ET POIDS DES REPONSES.....	97
IV.2.2 INFLUENCE DU PAS D'EXPLORATION.....	100
IV.2.3 INFLUENCE DU MODELE DE REPONSE.....	101
IV.2.4 SELECTION DE LA PERFORMANCE.....	103
CONCLUSION.....	104
CONCLUSION GENERALE.....	105
BIBLIOGRAPHIE.....	107
ANNEXE 1 : TEMPS DE REPONSE.....	110
ANNEXE 2 : GENERATION D'OPTOTYPES SUR APPLE II.....	113

