50376
1974
N° d'ordre : 466
162

50376
1974
162

THÈSE

présentée à l'

UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES de LILLE 1

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR 3me CYCLE

par

Patrick DUBOIS
Ingénieur I.S.E.N.

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE
Section de SCIENCES
LILLE

ETUDE ET REALISATION D'UN DISPOSITIF DE PERIMETRIE AUTOMATIQUE

soutenue le 27 Juin 1974 devant la Commission d'examen

Messieurs : P. VIDAL, Président
J.M.TOULOTTE, Rapporteur
N.MALVACHE, Examinateur
R.VERGNES, Invité
P.FRANCOIS, Invité

A tous ceux qui nous ont aidé à réaliser ce travail.

AVANT PROPOS

Le travail présenté dans ce mémoire illustre un nouvel aspect des relations qui s'établissent entre le laboratoire d'automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille 1 et le Centre Hospitalier Régional de Lille.

Nous adressons notre plus grande reconnaissance à Monsieur le Professeur VIDAL qui nous a accueilli et formé au sein de son laboratoire. Qu'il trouve ici l'expression de notre plus vive gratitude pour l'honneur qu'il nous a fait en acceptant la présidence de notre jury.

Nous voulons également remercier Monsieur TOULOTTE, Maitre de Conférences à l'Université des Sciences et Techniques de Lille 1, pour les encouragements et les conseils qu'il nous a prodigués.

Que Monsieur VERGNES, Professeur de Physique Biologique à l'Université du Droit et de la Santé de Lille 2, recoive l'expression de notre reconnaissance pour l'intérêt qu'il a porté à notre travail et pour sa présence dans notre jury.

Nous sommes également très honoré par la présence de Monsieur FRANCOIS, Professeur d'Ophalmologie à l'Université du Droit et de la Santé de Lille 2, et lui exprimons notre plus profonde gratitude pour la confiance qu'il nous a toujours accordée.

Nos remerciements vont également à Monsieur MALVACHE, Maitre de Conférences au Centre Universitaire de Valenciennes, qui, après avoir suivi la progression de ce travail, a accepté de participer à ce jury.

A Monsieur HACHE, Chef de Travaux au laboratoire de Physique Biologique de l'Université du Droit et de la Santé de Lille 2, nous devons l'inspiration de notre sujet. Nous le remercions vivement pour la collaboration précieuse et amicale qu'il nous a toujours réservée.

Enfin, nous ne saurions terminer cet avant-propos sans exprimer notre reconnaissance aux professeurs, chercheurs et personnels des différents laboratoires pour l'aide et l'amitié qu'ils nous ont apportées.

Réalisé à la demande du Service d'Explorations Fonctionnelles d'Ophtalmologie du Centre Hospitalier Régional de Lille, en collaboration avec le Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille, ce travail consiste en la mise au point d'un appareil permettant la stimulation lumineuse d'une région localisée de la rétine. Pour cela, il est nécessaire de prendre en compte les mouvements oculaires afin de former une image rétinienne stable, c'est à dire une image dont la position sur la rétine soit définie avec une précision aussi bonne que possible, dans un champ ou "périmètre" angulaire de 30°.

L'étude, menée au Laboratoire de Physique Biologique de l'Université du Droit et de la Santé de Lille, s'est concrétisée par la réalisation d'un dispositif d'examen clinique objectif, puisqu'il n'exige pas la coopération du sujet, et automatique, puisqu'il permet l'exploration successive et systématique de différentes zones rétiniennes par modification des conditions initiales. C'est ce dispositif que nous avons dénommé "périmètre automatique objectif".

Cet exposé commence par une présentation du cadre dans lequel se situe le travail entrepris. Y sont notamment précisées, les conditions générales imposées par l'utilisateur : les principes généraux de fonctionnement du système sont en relation étroite avec la nature des signaux électrophysiologiques et leur mode d'acquisition. Les notions de champ visuel et champ du regard nous conduisent à préciser l'importance des mouvements de la tête.

Le chapitre II, en décrivant les diverses méthodes mises au point pour étudier les mouvements oculaires, nous permet de retenir les éléments susceptibles de répondre au problème posé.

Les méthodes de stabilisation de l'image rétinienne présentent ici un intérêt tout particulier.

Le troisième chapitre, consacré à l'étude d'ensemble du dispositif, détaille les paramètres relatifs à la chaîne de poursuite des mouvements oculaires. La définition d'une séquence d'exploration par la succession de périodes de stimulation nous fait alors envisager la synchronisation des différentes tâches assurées par le système. Une attention particulière est accordée, dans cette partie, aux qualités de la stimulation.

La fonction du capteur peut se résumer à la transformation de la position oculaire en une grandeur électrique, grâce à l'association d'un photodétecteur et d'un dispositif optique approprié. Les deux parties du quatrième chapitre présentent les deux solutions que nous avons successivement envisagées. Elles se terminent par un exposé des performances du dispositif retenu.

Le déplacement de la stimulation s'effectue par un ensemble dénommé stimulateur qui constitue l'élément final de la chaîne de surveillance. L'analyse de son fonctionnement, menée au chapitre V, fait appel aussi bien aux caractéristiques géométriques de l'écran de projection qu'aux performances du dispositif électromécanique.

Le chapitre VI aborde les problèmes posés par l'utilisation du calculateur en réseau correcteur. Après avoir envisagé ses particularités d'entrée-sortie, nous présentons les réalisations des interfaces et l'analyse du programme de gestion de la chaîne de surveillance.

En dernier lieu, nous précisons les modalités et résultats des expérimentations du système, en particulier le recueil d'un électrorétinogramme localisé. Ces résultats sont confrontés aux objectifs initialement fixés. Nous indiquons enfin les divers perfectionnements envisageables compte tenu de l'évolution de la technologie.

-:-

CHAPITRE I

PRESENTATION DE L'ETUDE

La description anatomique de l'oeil et l'analyse des mécanismes électrophysiologiques de la vision constitue un préalable indispensable à cette étude . L'oeil est envisagé sous son double aspect d'appareil optique et de capteur photosensible : l'examen de ses paramètres nous conduit alors à définir les contraintes imposées à la stimulation et, par conséquent, à l'ensemble du dispositif.

I - 1. Les explorations fonctionnelles de la vision

Comme toutes les fonctions sensorielles, la vision fait intervenir un organe sensoriel proprement dit, l'oeil, et les centres supérieurs - le cerveau.

L'oeil peut être considéré comme un appareil photographique qui forme sur une couche sensible, la rétine, une image des objets extérieurs. Cette activité du globe oculaire est liée aux caractéristiques géométriques de l'objet, c'est-à-dire essentiellement sa taille et sa position.

L'oeil est également un appareil enregistreur qui capte l'énergie électromagnétique de la lumière pour la transformer en énergie électrique ; c'est au niveau de la rétine que se forment les "massages sensoriels", véritables codages de l'information.

Ces messages sont transmis aux centres supérieurs sous forme d'influx nerveux, dont le témoin est une onde électrique qu'il est possible de recueillir par électrodes.

En dernier lieu, la vision binoculaire s'organise par des activités spécifiques qui coordonnent les images des deux yeux de manière à amplifier la sensation du relief.

Les explorations fonctionnelles en ophtalmologie ont pour but d'estimer ou de mesurer les troubles relatifs à ces différents mécanismes de la vision. Plus particulièrement, l'électrophysiologie de la vision s'attache à définir les méthodes d'enregistrement et de classification des activités électriques liées à la perception visuelle par rapport auxquelles il est possible de définir certains cas pathologiques.

Le dispositif de périmétrie automatique objective a été conçu pour perfectionner les moyens d'analyse du praticien et apporter une aide à son diagnostic dans ce domaine ; il s'adapte aux méthodes d'explorations électrophysiologiques précitées et que nous étudierons de manière plus précise. Nous rappelerons d'abord certaines caractéristiques essentielles de l'anatomie et de la physiologie oculaires.

Il est à noter cependant que l'étude et la mise au point du dispositif présentent certains caractères particuliers qui tiennent compte des méthodes et techniques utilisées dans la clinique ophtalmologique du Centre Hospitalier Régional de Lille.

I - 2. Rappels anatomiques et physiologiques (1),(2)

L'oeil peut être considéré comme un appareil d'optique, qu'il est classique de comparer à un boitier de prises de vues photographiques.

Il se présente sous la forme d'un globe irrégulièrement sphérique, de diamètre antéro-postérieur égal à 27 mm environ ; ses axes transversal et vertical mesurent en moyenne 24 mm (figure I,1).

Avant d'atteindre la rétine, un rayon lumineux traverse successivement différents milieux qui sont : la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée. Le plus souvent, "l'oeil réduit", assimilé à une succession de trois dioptres sphériques, suffit à décrire les qualités optiques de l'oeil : le dioptre cornéen antérieur, d'indice n = 1,33 sépare l'air d'un

milieu constitué par la cornée et l'humeur aqueuse. Il est suivi du dipptre cristallinien antérieur (face antérieure du cristallin) puis du dioptre cristallinien postérieur.

On attribue au cristallin un indice moyen de n= 1,42 celui de l'humeur vitrée étant de n = 1,33.

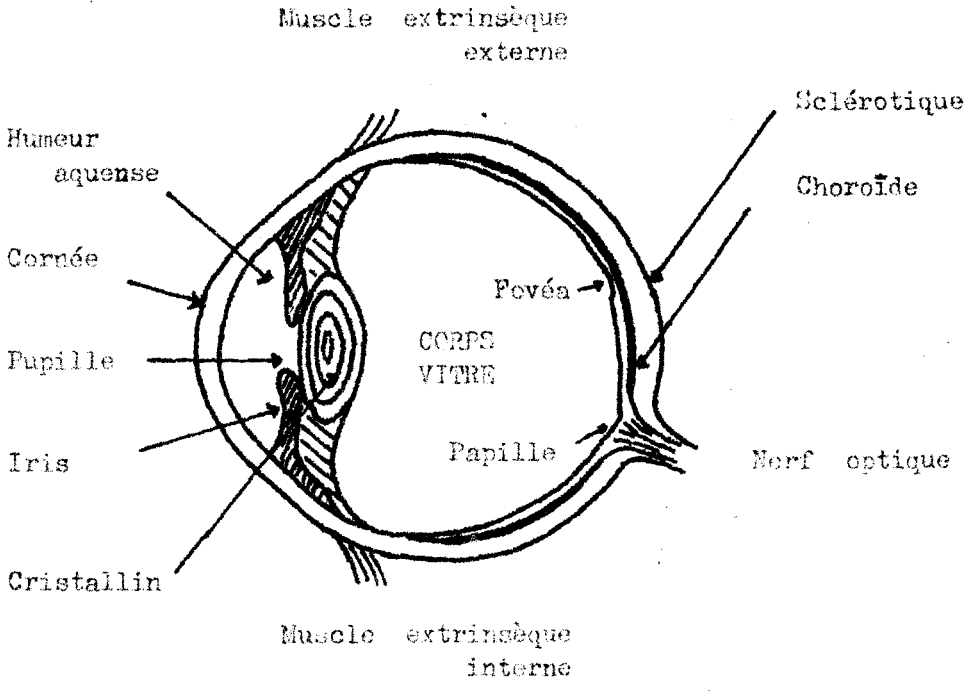


figure I.1. Coupe antéro-postérieure de l'oeil

Ces trois dioptres oculaires, approximativement centrés sur le même axe, l'axe optique, forment un appareil d'optique aux qualités assez médiocres, sauf au voisinage de cet axe.

Le système musculaire de l'oeil comporte 7 muscles : 4 muscles droits, 2 muscles obliques et le releveur de paupière ; l'action combinée des 6 premiers muscles entraîne des déplacements de l'oeil équivalents à une rotation et une translation. En pratique

la translation est négligeable devant la rotation qui se fait autour d'un point situé 15 mm en arrière de la cornée, point que l'on supposera fixe, ce qui est vrai pour les mouvements de faible amplitude (limités à 15°). Les mouvements de rotation s'accompagnent souvent de petits mouvements de giration de l'axe de visée (en effet de torsion) que nous négligerons : ils ne sont importants que lorsque la tête est penchée.

Deux notions, importantes pour la suite de notre étude, sont liées à cette motricité oculaire, celles de champ visuel et de champ du regard : le champ visuel correspond à toutes les positions d'une source lumineuse qui peut être perçue par l'oeil fixe avec la tête immobile, alors que le champ du regard englobe tous les points de l'espace que l'oeil peut appréhender, en les fixant successivement, pour une position donnée de la tête. On appelle axe du regard ou de fixation la droite qui joint le point de fixation au centre de rotation de l'oeil.

Les déplacements de l'axe du regard s'ajoutent donc au champ visuel pour définir le champ du regard. Leurs valeurs numériques respectives se trouvent consignées dans le tableau de la figure I.2.

	Limites du champ visuel (par rapport à l'axe optique)	Amplitudes maximales des déplacements de l'axe du regard
du côté temporal	109°	45°
du côté nasal	60°	40°
du côté supérieur	70°	45°
du côté inférieur	80°	50°

figure I.2. Définition des champs visuels et du regard.

L'examen anatomique de la rétine montre une organisation différentiée suivant les régions. La rétine périphérique présente une densité de cellules beaucoup plus faible que la rétine centrale ; la fovéa est la région où les cônes sont les plus nombreux et qui permet

un maximum de précision dans la vision : le mode de vision fovéale est appelé vision discriminative fine. Il existe au centre une petite surface, la fovéola, qui ne présente que des cônes. L'axe fovéola-centre optique définit l'axe visuel, qui forme avec l'axe optique un angle α de 4 à 8°. (figure I.3)

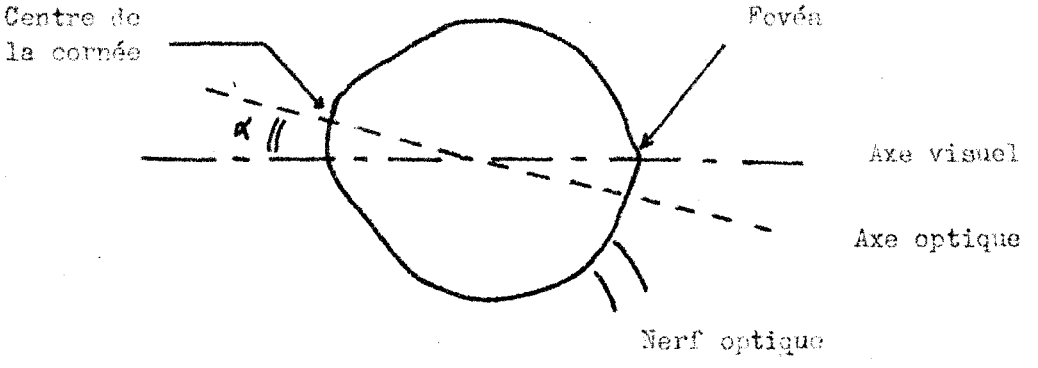


figure I.3. Axes visuel et optique de l'oeil réduit.

Les mouvements, volontaires ou réflexes, qui animent l'oeil de façon permanente ont pour rôle de rapprocher le point de fixation et la fovéa, c'est-à-dire de faire coïncider l'axe de fixation et l'axe visuel. Sous le terme de nystagmus, on groupe plusieurs types de mouvements saccadés et rythmés observables chez le sujet normal ou malade. L'ampleur de ces mouvements se réduit fortement, amplitudes de l'ordre de la minute, au cours de la fixation : ces micromystagmus semblent jouer un rôle important dans l'acuité temporelle et spatiale étonnament élevée de l'oeil humain.

A ces mouvements propres de l'oeil il faut ajouter ceux de la tête qui se manifestent dès que l'amplitude du déplacement requis atteint 15°. Ils commencent à apparaître lors d'une excursion de 6 à 8°. Cette remarque apporte un élément supplémentaire pour justifier la limitation de notre étude aux mouvements oculaires d'amplitude 15° maximale par rapport à l'axe du regard.

Dans le cadre de notre travail, l'oeil sera donc assimilé à une sphère mobile autour de son centre supposé fixe, sphère de rayon R = 12 mm dont les mouvements peuvent se réduire au produit de deux rotations autour de deux axes perpendiculaires entre eux et perpendiculaires à l'axe de visée.

Les qualités optiques de cet appareil photographique un peu particulier ne présagent en rien de la pellicule photosensible située au fond de la "boîte noire" : la rétine possède une organisation très particulière que nous allons maintenant examiner.

L'appareil d'optique constitué par les dioptres oculaires forme sur la rétine une image renversée des objets extérieurs. La rétine n'est pas seulement un organe sensoriel mais aussi un centre nerveux ; en effet, les voies optiques comprennent des organes récepteurs, cônes et bâtonnets, mais également des cellules, bipolaires et ganglionnaires, tous situés dans la rétine et qui font de celle-ci un véritable prolongement du système nerveux central.

L'excitation lumineuse provoque sur la rétine, au niveau des cellules photosensibles, une transformation chimique qui leur confère l'état excité. La dépolarisation se propage jusqu'à une cellule dite bipolaire qui constitue, en quelque sorte, l'étage de codage et de mise en forme du signal électrique. De la cellule bipolaire, l'excitation se dirige vers la cellule ganglionnaire, étage de transmission, dont les prolongements forment le nerf optique. Il existe un étage relais au niveau des corps genouillés externes, puis les fibres nerveuses vont jusqu'au lobe accipital où l'information est exploitée.

Les photorécepteurs de la rétine sont de deux types : les cônes et les bâtonnets ; on estime que l'ensemble de la rétine humaine compte 7 millions de cônes et 75 à 150 millions de bâtonnets. Ces cônes et bâtonnets ont des comportements relativement indépendants les uns des autres : la vision à forte luminance ou vision photopique est assurée par les cônes, alors qu'à faible luminance (vision scotopique) les bâtonnets présentent une sensibilité beaucoup plus grande. C'est la répartition de ces cellules qui permet d'établir la distinction, déjà mentionnée, entre la région centrale et la région périphérique de la rétine.

La fovéa centralis est une petite dépression de 1200 µ de diamètre, due au fait que la rétine est pratiquement réduite à cet endroit à la couche de photorécepteurs. Les bipolaires et ganglionnaires sont en effet rejetées latéralement. Dans la partie la plus centrale de la fovéa (300 à 400 µ de diamètre), les photorécepteurs sont exclusivement des cônes, au nombre d'environ 35 000. Dans la partie périphérique de la fovéa les bâtonnets viennent se mêler aux cônes et deviennent rapidement très nombreux. Le diamètre apparent de la fovéa est inférieur à 5°, celui de sa partie centrale de l'ordre de 1°.

Les régions parafovéales et périfovéales ont des rayons de l'ordre respectivement de 1 250 µ et de 2 750 µ ; la densité de cônes y décroit très vite. Dans la rétine périphérique, la prédominance des bâtonnets est considérable car la densité de cônes continue à diminuer de façon accentuée.

La distinction entre région fovéale et région périphérique s'accroit encore quand on considère les variations topographiques dans le câblage des récepteurs avec les cellules nerveuses : dans la périphérie rétinienne, les bâtonnets sont groupés en batteries nombreuses et connectés à un nombre moindre de cellules bipolaires, qui convergent elles-mêmes sur une seule cellule ganglionnaire. Les bâtonnets agissent de façon associative tandis que, dans la fovéa centrale, les cônes se connectent chacun à une cellule bipolaire, expliquant ainsi la qualité optimale de l'acuité visuelle dans cette région.

I - 3. Méthodes cliniques d'examen

Après l'étude de l'organisation et du fonctionnement de la rétine, l'objet du présent chapitre est surtout d'exposer les deux grands types d'exploration électrophysiologique actuellement pratiqués dans le domaine clinique : l'électrorétinogramme et le potentiel évoqué visuel.

C'est en 1849 que Du BOIS REYMOND mettait en évidence l'existence, entre le pôle antérieur et le pôle postérieur de l'oeil, d'un potentiel de repos obtenu en dehors de toute stimulation : le potentiel cornéo-rétinien. Quelques années plus tard, HOHNGREN publiait son premier rapport sur les variations du potentiel électrique oculaire après action de la lumière sur l'oeil ; c'est ainsi que furent recueillis les premiers potentiels d'action de la rétine.

I. 3. 1. L'électrorétinogramme (E.R.G.) (3)

Ce signal est la visualisation du courant d'action rétinien déclenché par une variation suffisante de l'éclairement ; Cet enregistrement témoigne d'une réponse électrique globale de la rétine ; bien qu'il n'ait, sur le plan physiologique, que peu d'intérêt pour faciliter la compréhension des mécanismes nerveux de la vision, c'est un témoin facile à enregistrer de l'activité visuelle et il a, en clinique ophtalmologique, un intérêt certain.

Pour l'enregistrer, la technique consiste à placer deux électrodes impolarisables de d'Arsonval, l'une au niveau de la tempe (électrode indifférente), l'autre sur la cornée, scellée dans un verre de contact.

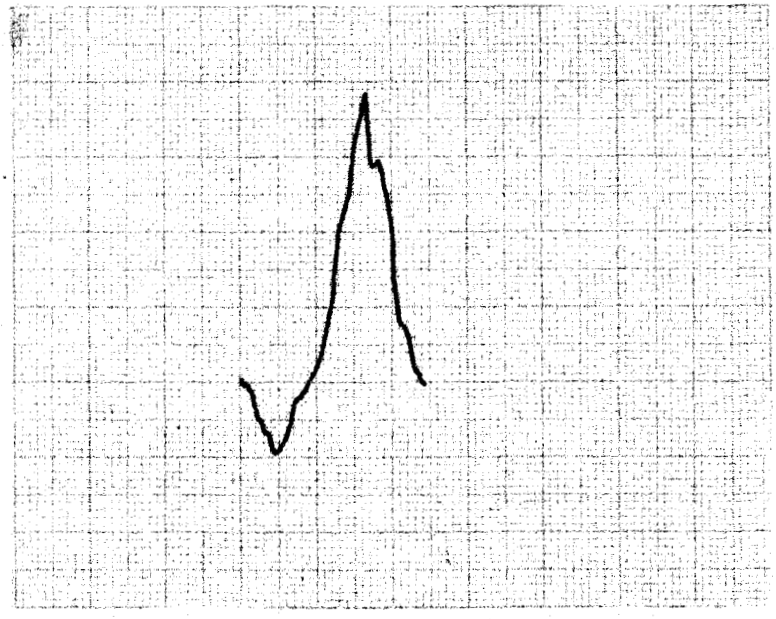


figure I.4. Enregistrement d'un ERG normal
Réponse à un stimulus de lumière blanche

Le signal reçu dépend de la couleur, de l'intensité et de la fréquence des éclairs de stimulation. La durée de stimulation avoisine la milliseconde. Toute la rétine est concernée par la stimulation car le fond de l'oeil se comporte comme une sphère intégrante en raison des réflexions multiples.

Avec un éclair blanc donnant 1 000 lux d'éclairement, sur la cornée pendant 3 à 4 ms, la réponse a la forme donnée par la figure I.4 ; les composantes en fréquence vont de 5 à 250 Hz, l'amplitude est de l'ordre de 200 µV.

I. 3. 2. Le potentiel évoqué visuel (P.E.V.) (4)

Au sens très général, on entend par potentiel occipital évoqué (P.O.E.), toute variation de potentiel électrique en un point quelconque du cerveau, consécutive à une stimulation expérimentale d'un organe sensitif ou sensoriel ou encore des voies sensitives ou sensorielles. En un sens plus précis, on appelle ainsi les variations lentes du potentiel recueilli sur le cortex cérébral dans les zones propres à chaque type de sensation.

La technique des potentiels évoqués a permis des études anatomiques et fonctionnelles très précises : en particulier, l'étude de la latence entre la stimulation et l'apparition du POE permet de distinguer les zones de projection directes ou primaires et les zones associatives dites secondaires, de latence plus grande : la stimulation n'y parvient qu'après le franchissement de plusieurs synapses.

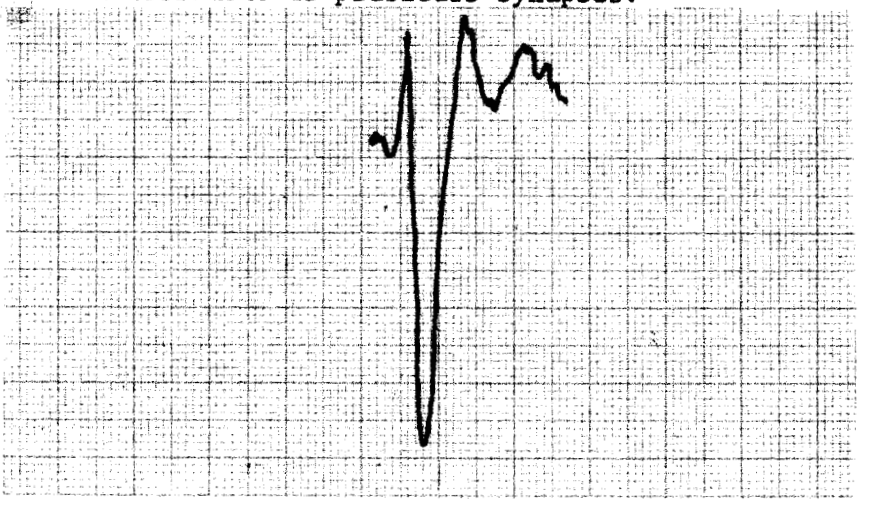


figure I.5. Enregistrement d'un PEV normal

Ce signal résulte lui aussi d'une réponse globale de toutes les aires. Toutefois, son amplitude est très faible (quelque µV) ; il est largement noyé dans l'électro-encéphalogramme qui témoigne de l'activité spontanée du cortex et dont l'amplitude sur le scalp est d'environ 50 µV.

Il est donc nécessaire d'extraire le PEV de ce "bruit de fond" ; la technique employée au Centre d'Explorations Fonctionnelles consiste à utiliser la corrélation du signal utile avec la stimulation, l'activité spontanée du cortex n'ayant aucun lien avec la stimulation apparaît donc de façon aléatoire. Le calculateur numérique PDP 12 dont dispose ce service reçoit les N signaux consécutifs à une série de stimulations successives et réalise, point par point, la moyenne de ces N courbes faisant ainsi disparaître le potentiel spontané dont la moyenne est nulle. Le résultat de ce traitement est le signal donné en figure I.5.

I - 4. Définition du problème : Objectifs

Ces techniques cliniques d'exploration (ERG, PEV) présentent toutes deux le même inconvénient : elles témoignent des activités rétinienne et corticale en réponse à une stimulation globale. Avec la stimulation localisée de la rétine, il est possible de recueillir une réponse électrophysiologique de caractère élémentaire. L'intérêt d'un tel mode de stimulation se manifeste dans deux domaines : sur le plan clinique, elle doit permettre de localiser plus finement les troubles éventuels de la vision ; dans le cadre de la neurophysiologie, elle peut contribuer à parfaire les connaissances des phénomènes liés à la perception élémentaire.

Dans son aspect clinique, le dispositif devra présenter des caractéristiques plus particulières quant à la stimulation employée qui devra :

- être de très petite taille (1° environ) de façon à n'exciter qu'un nombre restreint de cellules,

- être juste liminaire pour que la lumière diffusée sur les cellules voisines soit en-dessous du seuil de réponse,

- intéresser toujours le même point de la rétine.

En effet, une stimulation aussi faible que celle exigée dans le deuxième point ne peut donner qu'une réponse électrique faible sur la rétine et le cortex ; il faut donc l'extraire du bruit de fond. Ceci suppose l'emploi de stimuli répétés et, par conséquent, la possibilité d'immobiliser l'oeil du sujet pendant le déroulement de la séquence d'examen. Cette immobilisation rigoureuse ne peut être obtenue, même chez un sujet coopérant ; elle est à plus forte raison impossible avec un enfant, un comateux ou un sujet présentant un trouble visuel important. Pour stimuler toujours le même point de la rétine, il est donc impératif d'asservir les mouvements du spot de stimulation à ceux du globe oculaire.

Les mouvements de l'oeil examiné ont deux composantes distinctes :

- les mouvements de l'oeil par rapport à la tête du sujet ; nous les avons réduits à deux rotations par rapport au même centre,

- les mouvements de la tête par rapport à un repère fixe et indépendant du sujet : leur importance doit être réduite, sinon totalement éliminée.

En effet, le stimulus se matérialise par un point lumineux projeté sur un support physique ; il est difficilement envisageable de rendre ce support solidaire de la tête, surtout dans le cadre de consultations cliniques : rappelons que le dispositif doit être conçu de façon à être peu contraignant et non traumatique pour le sujet.

Les mouvements de la tête peuvent être considérablement réduits en installant le sujet en position couchée : les translations avant et arrière sont quasiment nulles, l'adjonction d'appuis latéraux minimisant les déplacements droite et gauche. Dans ces conditions, on peut admettre que les informations délivrées par le détecteur ne concernent que les mouvements oculaires proprement dits et que, d'autre part, la tête est suffisamment fixe par rapport au support de stimulation pour que ces informations soient validées et transformées en commande de déplacement du point lumineux. Il reste néanmoins nécessaire de vérifier expérimentalement ces hypothèses.

Une autre solution consiste à rendre le capteur solidaire de la tête (à l'aide d'un casque par exemple). Le blocage de la tête n'est alors plus si contraignant et l'assurance de ne prendre en compte que les mouvements oculaires propres est améliorée. Le choix d'une distance suffisamment grande (de l'ordre du mètre) entre l'oeil et la coupole de stimulation permet de minimiser l'erreur commise.

Cette deuxième solution paraît certainement la mailleure ; sa réalisation reste soumise à des contraintes technologiques, liées à la nature du capteur, et pratiques (fixation crânienne). Ce problème sera examiné de façon plus détaillée dans le chapitre consacré à l'étude du capteur.

Une autre contrainte apparaît, qui nécessite de préciser le champ d'exploration de la rétine. Les mouvements oculaires que nous venons de définir ont été limités, dans notre étude, à une amplitude maximale de 30° (15° de part et d'autre de l'axe visuel) ; à l'intérieur de ce périmètre angulaire, il est possible de stimuler la fovéola, centre de la fovéa. Le but d'un tel dispositif d'exploration clinique n'est pas d'examiner un seul point précis de la rétine, mais de stimuler toute la région fovéolaire, au cours de séquences d'exploration successives par modification des conditions initiales. La fovéa étant vue par le centre optique de l'oeil sous un angle de 5 à 10 °, il convient donc de porter la taille angulaire du champ

d'exploration à une valeur égale ou supérieure à 40 °. Cette amplitude, définie par rapport au centre de l'oeil, a la même valeur suivant les deux directions horizontale et verticale (figure I.6.).

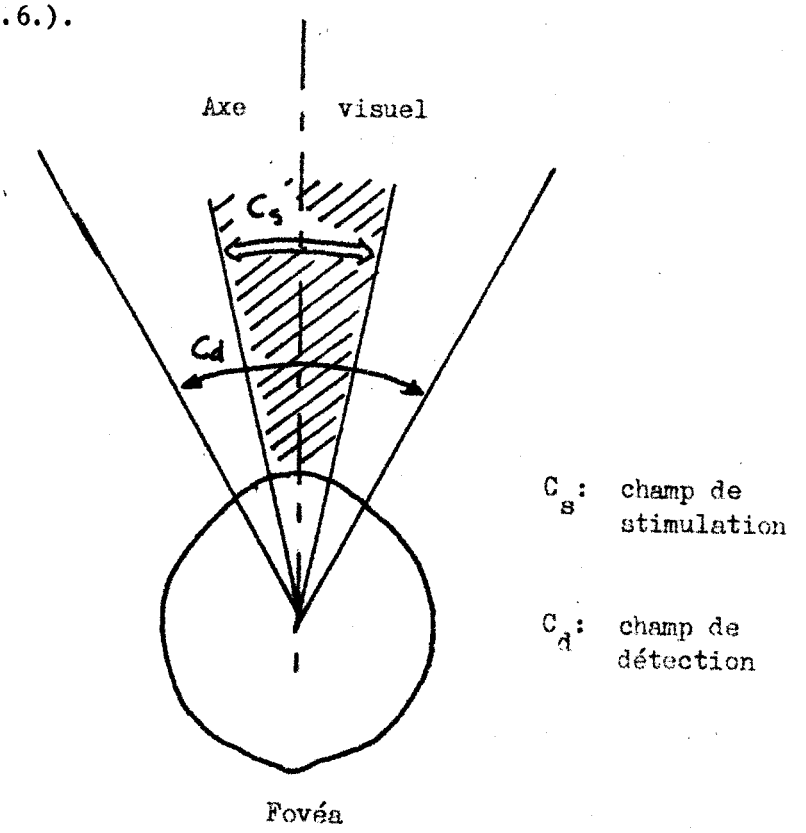


figure I.6. Champ de stimulation et champ de détection

L'espace réservé à la détection des positions oculaires est pour des raisons anatomiques, rejeté sur le côté temporal et le capteur se trouve placé dans le même plan horizontal que le globe oculaire. L'amplitude du champ de détection, déterminée par les caractéristiques géométriques du capteur et par le dispositif optique qui lui est associé, présente une valeur limite supérieure telle que les deux champs (champ de stimulation et champ de détection) soient disjoints ; le fonctionnement du capteur ne doit entraver à aucun moment celui de la stimulation lumineuse.

Enfin, il convient de mentionner deux autres aspects qui contribuent à définir le problème ; le premier tient à la mise en oeuvre des explorations fonctionnelles : le recueil des potentiels évoqués se fait au niveau du cortex et ne nécessite

donc pas, contrairement à l'examen ERG, la mise en place d'une lentille cornéenne. La distinction entre les explorations ERG et PEV se traduira de façon pratique par la présence ou l'absence d'une lentille cornéenne. Celle-ci réduit sensiblement la vitesse de l'oeil et elle est disponible pour supporter une source lumineuse ou un miroir pouvant servir à la détection de l'oeil.

Le second aspect est relatif à la présence, dans le service d'explorations fonctionnelles, d'un calculateur PDP 12, utilisé pour le traitement des signaux électrophysiologiques ; nous avons donc envisagé la possibilité d'inclure ce calculateur dans la chaîne de poursuite des mouvements oculaires.

- : -

Le dispositif de périmètrie automatique a pour but d'assurer deux tâches, la première étant un asservissement de position qui assure la formation d'une image rétinienne stable dans un périmètre de 30° et avec une précision du degré. La seconde fonction d'acquisition et de traitement des signaux électrophysiologiques est déjà mise en place depuis plusieurs années au Laboratoire d'Explorations Fonctionnelles de la vision. L'étude et la réalisation de l'asservissement constitueront par conséquent l'essentiel de ce travail. Le chapitre suivant, consacré aux méthodes d'étude des mouvements oculaires, nous permettra de retenir les éléments susceptibles de répondre au problème posé.

CHAPITRE II

RAPPELS HISTORIQUES

En raison du rôle important qu'ils tiennent dans le comportement humain et parce qu'ils sont des extensions relativement accessibles du cerveau, les yeux ont beaucoup attiré l'attention des expérimentateurs depuis fort longtemps. L'étude des mouvements oculaires en particulier a suscité, et suscite encore, de nombreuses recherches dont l'évolution a suivi celle des techniques mises en oeuvre ainsi que les progrès réalisés dans la connaissance des mécanismes de la vision.

Il est évident que les caractéristiques présentées par les divers appareillages mis au point dépendent essentiellement des objectifs choisis par l'expérimentateur : les performances recherchées pour une étude des mouvements globaux en cours de lecture vont différer de ceux que nécessite un examen des micronystagmus de l'oeil en fixation. De façon similaire, une étude analytique des mouvements de l'oeil sera davantage orientée vers la réalisation d'un dispositif d'enregistrement (graphique, photographique, cinématographique ...) de ces mouvements alors que le but de notre étude est d'obtenir une information précise, fidèle et immédiatement exploitable de la position de l'oeil à certains instants bien définis et à l'intérieur d'un périmètre déterminé.

La première partie de ce chapitre est consacrée aux diverses méthodes de recueil des mouvements oculaires, la seconde aux réalisations de stimulation stabilisée de la rétine.

II - 1. Méthode d'étude des mouvements oculaires

Notre propos n'est pas d'énumérer ici les nombreux moyens successivement mis au point, mais de retenir les techniques éventuellement susceptibles de répondre aux impératifs que nous venons d'établir (5) (6). De ce fait, nous n'insisterons pas dàvantage sur les méthodes se limitant à une observation directe des yeux, pas plus que sur celles qui font appel à un mode d'enregistrement mécanique : que ce soit par action d'une pointe sur un microphone (JAVAL en 1892) ou par déplacement d'un stylet sur un cylindre tournant passé au noir de fumée (HUEY en 1900), toutes ces méthodes mécaniques sont très contraignantes et risquent de léser l'oeil. Leur précision est d'ailleurs fort relative.

Les méthodes que nous présenterons peuvent se répartir en quatre catégories :

- L'enregistrement des potentiels biologiques
- La mesure du mouvement d'un point particulier sur un oeil libre
- L'enregistrement du déplacement d'un élément fixé sur l'oeil
- Les méthodes de mesure électriques

II. 1. 1.Enregistrement des potentiels biologiques

II.1.1.a. Electro-oculographie (E.O.G.)

DEWAR et KENDRICK en 1873 furent les premiers à effectuer des recherches sur les potentiels cornéo-rétiniens qui étaient connus depuis Du BOIS REYMOND en 1849. Mais il faut attendre 1935 pour qu'une interprètation correcte de ces variations de potentiels soit donnée, par MOWRER, RUSH et MILLER .

Les mouvements de l'oeil produisent des variations de potentiel sur la surface périorbitale, variations dues partiellement à l'action des muscles oculo-moteurs mais surtout à la distribution de charges en provenance de l'oeil agissant de lui-même comme un dipôle électrique tournant, positif à la cornée et négatif dans la région rétinienne.

Des enregistrements directs ont été pratiqués au moyen d'aiguilles électrodes, mais cette technique, difficile à pratiquer, donne peu d'information sur l'importance des écarts oculaires.

Le potentiel continu provenant de l'oeil lui-même, potentiel cornéo-rétinien (P.C.R.) est fréquemment utilisé pour servir à la mesure de la déviation du globe oculaire. Malheureusement, le signal que l'on désire n'est pas séparable du bruit électrique général d'origine biologique, imputable en particulier à l'activité des muscles et du cerveau ; ce bruit équivaut fréquemment à une rotation de 1 à 2° de l'oeil. L'enregistrement est rendu encore plus difficile lorsque les circonstances exigent la mesure des niveaux continus. Il faut tenir compte des variations constantes, mais lentes, du P.C.R. qui dépendent de facteurs tels que l'état émotif du sujet, les rythmes diurnes et l'éclairage ambiant. Mais ce sont surtout les problèmes de variations d'impédance et de polarisation des électrodes de recueil qui rendent la mesure délicate.

En utilisant un amplificateur différentiel à courant continu et basse impédance, WEISS a réussi en 1971 à obtenir une relation linéaire entre les variations de potentiel E.O.G. et la rotation de l'oeil. Il lui faut cependant effectuer des sommations sur plusieurs mouvements et tenir compte des variations du dipôle cornéen en fonction de l'adaptation du sujet pour obtenir une courbe moyenne dont le rapport signal/bruit est amélioré.

Parce qu'elle est d'une mise en oeuvre simple du point de vue clinique, cette méthode a des applications importantes, notamment pour l'étude des nystagmus (électronystagmographie). Sur le plan de la recherche et pour des mesures précises et fidèles, ses applications sont plus limitées.

II.1.1.b. Potentiels imposés : mesure d'impédance

En 1964, les japonais OHKA, ISHIDA, YOSHIDA, TAKASE et ONODERA proposent une méthode d'enregistrement par mesure de l'impédance d'un tissu soumis à un courant alternatif de 50 kHz. Les variations des composantes résistives et capacitives du tissu sont recueillies par quatre électrodes, et les auteurs en déduisent les variations des positions oculaires.

Sans préciser les limites de leur appareillage, ils semblent éprouver des difficultés à éliminer l'influence considérable de la contraction du muscle frontal.

II.1.1.c. Electro-myographie (E.M.G.)

La contraction des muscles s'accompagne, elle aussi, de l'établissement d'un potentiel d'action qui apparaît le long du muscle ; le recueil de l'électromyogramme traduit assez fidèlement l'activité musculaire.

En appliquant des aiguilles électrodes dans les muscles oculo-moteurs, BJORK dès 1955 puis JAMPOLSKY et MARK en 1959 n'observent des résultats satisfaisants qu'avec des sujets extrêmement coopérants.

II. 1. 2. Mesure du mouvement d'un point particulier sur un oeil libre

II.1.2.a. La photographie et le cinéma

Ils ont été et restent très utilisés mais seront d'office éliminés à cause du retard considérable introduit par le développement des pellicules.

II.1.2.b. La télévision

Les techniques de la télévision tournent cet obstacle en permettant une visualisation immédiate des résultats ainsi qu'une exploitation de l'image par le traitement du signal vidéo.

En 1958, MACKWORTH utilise deux caméras fixes, l'une dirigée sur la source lumineuse réfléchie par la cornée, l'autre sur la scène observée par le sujet. Les deux signaux sont mélangés pour donner une image de la vue du sujet avec un point de surbrillance représentant le point de fixation du regard.

SHACKEL obtient un résultat similaire en fixant une caméra sur la tête du sujet. Cela donne sur le moniteur une image générale de la scène observée par le patient ; l'amplification du potentiel cornéo-rétinien donne un signal marqueur de luminance qui représente, en surbrillance, le point fixé par l'oeil. Ce dernier système évite l'inconvénient de la méthode précèdente qui nécessite de fixer avec précision la tête du sujet ; en contre partie, il augmente le moment d'inertie de la tête et introduit des mouvements du cuir chevelu sur le crâne, ce qui provoque des imprécisions difficiles à éliminer.

Jusqu'à présent, les techniques de télévision n'ont pas encore trouvé d'application pour une méthode de mesure, en raison surtout du faible taux d'échantillonnage des images. Elles ne sont cependant à rejeter totalement car leur mise en oeuvre reste

relativement simple, peu contraignante et permet une bonne autonomie du sujet ; de plus, leur principe de fonctionnement permet de s'affranchir, dans une large mesure, des fluctuations de l'éclairage ambiant.

II.1.2.c. Réflexion d'un pinceau lumineux sur la cornée

Il existe à la jonction entre la sclère et la cornée (qui se trouve en avant de l'iris), une zone frontière appelée limbe scléro-cornéen. La différence de coefficient de réflexion de part et d'autre de cette frontière a conduit de nombreux chercheurs à focaliser un faisceau lumineux sur la jonction cornéo-sclérale et à mesurer la lumière réfléchie. Une variation de tension électrique aux bornes d'une cellule photosensible représente alors une variation dans le rapport de réflexion de la cornée à la sclère et, par conséquent, une modification de la position (horizontale ou verticale) de l'oeil par rapport au pinceau lumineux stationnaire (figure II.1).

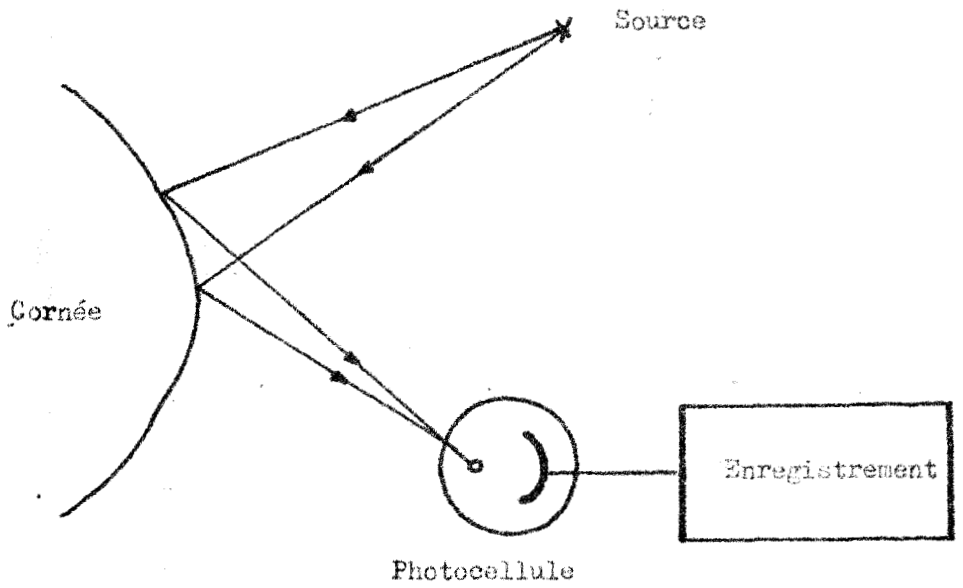


figure II.1 : Système d'examen simple par réflexion sur la jonction cornéo-sclérale.

Une adaptation de cette idée par RASHBASS utilise comme source lumineuse le spot d'un tube cathodique (figure II.2.). Les inégalités entre la lumière réfléchie par la cornée et par la sclère sont détectées à l'aide d'un photomultiplicateur ; le signal de sortie de ce tube sert à rétablir la position du spot jusqu'au moment où on obtient l'égalité dans les lumières réfléchies. Les signaux de déviation sur les plaques de l'oscilloscope constituent une mesure des mouvements de l'oeil.

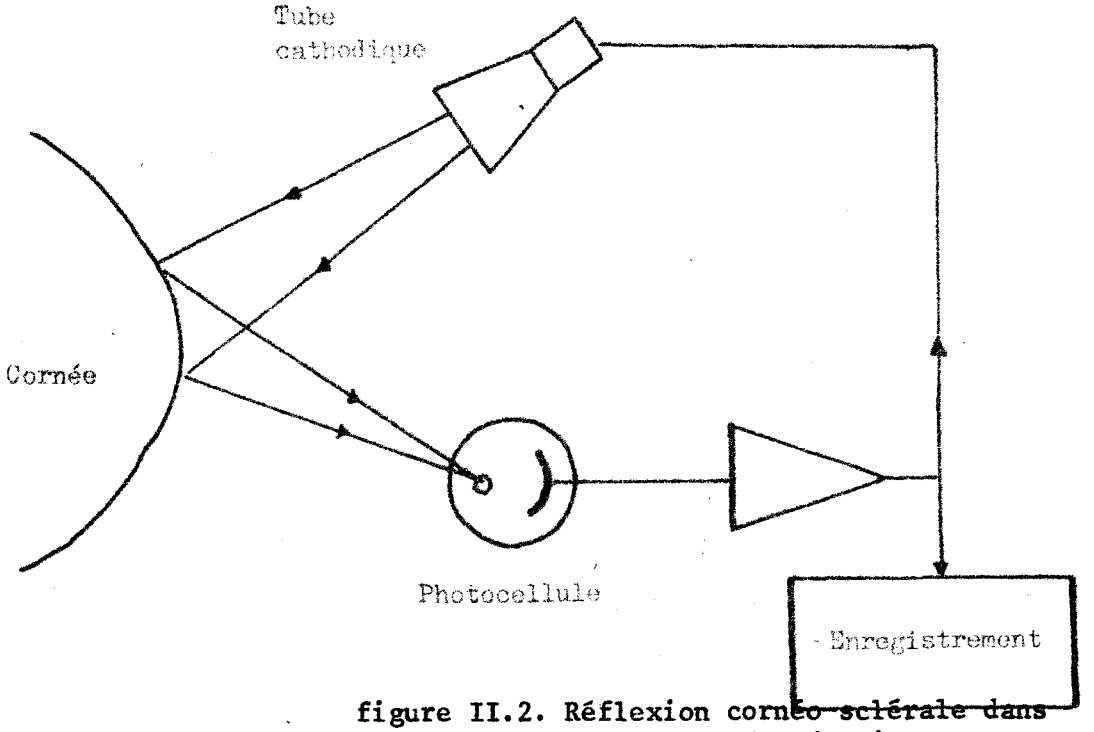


figure II.2. Réflexion cornéo-sclérale dans une boucle de réaction.

La séparation entre sclère et cornée n'étant pas très nette, ces méthodes comportent un coefficient d'erreur important ; les irrégularités anatomiques de l'oeil et le manque d'homogénéité du faisceau lumineux employé fixent une limite inférieure de résolution. La présence des paupières interdit la mesure correcte des déviations verticales de l'oeil.

En 1948, LORD et WRIGHT améliorent la méthode de DODGE et CLINE à l'aide de procèdés électroniques. Dans l'appareillage, l'oeil est illuminé et la surface frontale de la cornée agit comme un miroir convexe : elle produit un pinceau lumineux brillant se comportant comme une source virtuelle placée quelques millimètres derrière la cornée. Le mouvement de l'oeil déplace la source virtuelle et, par conséquent, la direction du faisceau réfléchi qui est focalisé sur un film photographique. LORD et WRIGHT n'emploient plus le film mais ils font réfléchir la lumière ultra-violette d'un faisceau concentré sur la pupille et limitent le faisceau par un diaphragme derrière lequel est placée une cellule photosensible. La tension de sortie donne une mesure de la déviation oculaire ; le faisceau, séparé en deux permet d'enregistrer les mouvements horizontaux et verticaux. Le schéma de principe de ce montage est donné en figure II.3.

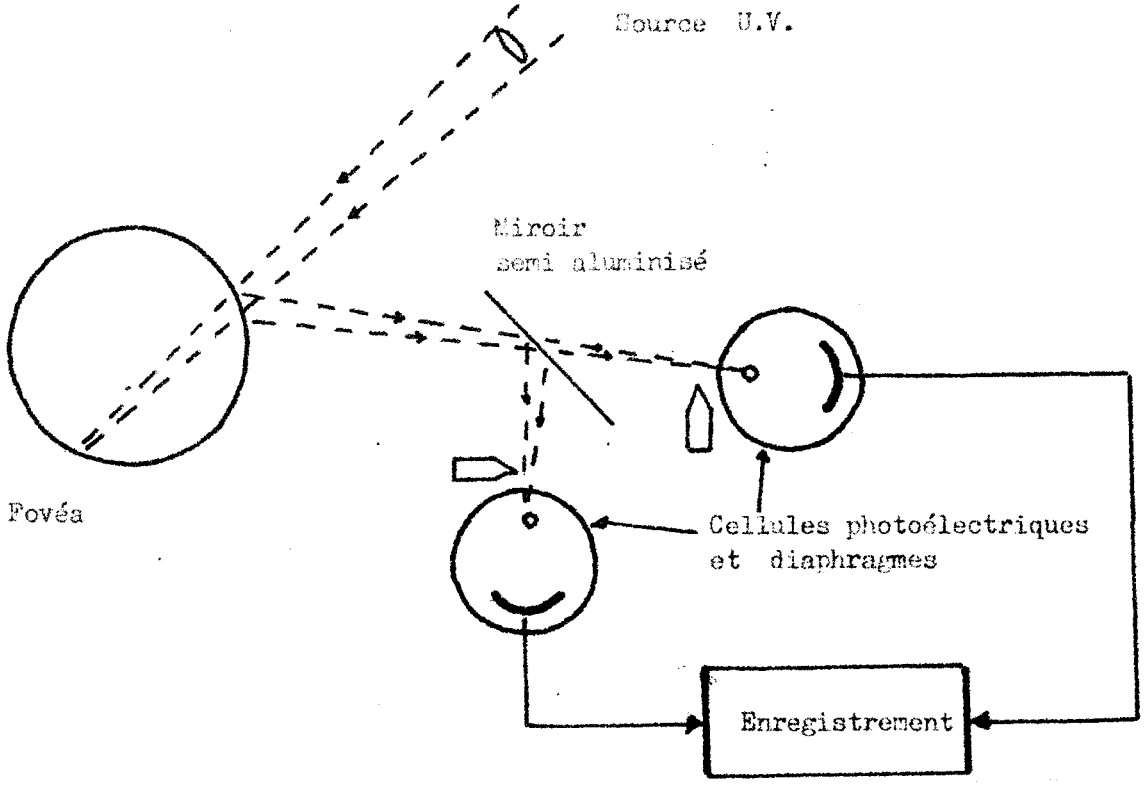


figure II.3. Enregistrement simultané des mouvements horizontaux et verticaux de l'oeil par réflexion d'une source U.V.

En dépit d'un certain nombre d'avantages, cette méthode comporte un inconvénient grave mais nullement insurmontable : la translation de la cornée produit un signal important et disproportionné qu'il est impossible de distinguer du signal représentant la vraie rotation de l'oeil. Cela impose alors, soit d'immobiliser rigoureusement la tête, soit de rendre solidaires le capteur et la tête.

Les méthodes mises au point qui utilisent la réflexion d'un pinceau lumineux sur la cornée sont nombreuses et ne diffèrent souvent que par la qualité du rayonnement employé (lumière blanche ordinaire, infra-rouge ou ultra-violet), ce qui permet de modifier, selon les conditions expérimentales, l'éblouissement imposé au sujet ; elles peuvent également se différencier suivant la forme du faisceau (parallèle ou convergent, projection d'images de forme géométrique déterminée). Mais les critiques formulées à leur égard sont identiques : les irrégularités anatomiques de l'oeil et la variation du rayon de courbure cornéen d'un sujet à l'autre rendent impossible tout étalonnage et ne permettent pas de retenir ces méthodes pour notre dispositif de repèrage des positions oculaires.

II.1.2.d. Balayage de la rétine

CONSWEET, dans son procédé, envisage un système optique venant balayer par un spot lumineux l'un des vaisseaux sanguins presque vertical dans la rétine. La lumière obtenue est réfléchie avec moins d'efficacité par le vaisseau que par les éléments sensibles entourant la rétine. Une présentation oscillographique de ce signal, réfléchi, avec une base de temps synchronisée par le faisceau d'analyse, produit un crochet analogue à ceux du radar lorsque le spot analyseur traverse l'artère.

Il est à noter que cette méthode mesure, non pas la rotation de la sphère à laquelle la rétine est supposée fixée de façon rigide, mais bien le mouvement propre de la rétine elle-même.

En contrepartie, elle fait usage de la lentille oculaire humaine (le cristallin) dont les qualités optiques sont médiocres et qui réduit la précision de cette méthode.

II. 1. 3. Enregistrement du déplacement d'un élément fixé sur l'oeil

Après avoir reconnu les limites relatives à l'exploration pratiquée directement sur l'oeil, nous envisagerons les méthodes d'enregistrement utilisant des éléments divers liés à l'oeil. Ces méthodes se rapprochent bien souvent de celles précèdemment décrites, notamment quant aux techniques mises en oeuvre. Seule diffère la nature de l'objet détecté qui n'est plus l'oeil (cornée, rétine), mais un élément quelconque (source lumineuse, miroir) fixé à l'aide d'une lentille cornéenne ou d'un verre scléral.

Avant d'examiner ces méthodes, il convient de faire une remarque préalable qui confirme la validité des méthodes d'enregistrement par verre de contact : des poids atteignant vingt fois celui de la lentille ont été ajoutés à cette même lentille sans que l'on ait observé des variations détectables dans le résultat des enregistrements. Des enregistrements séparés, pratiqués avec un petit miroir collé sur la cornée ne pouvaient être distingués de ceux pratiqués avec la lentille de contact. De plus grands mouvements, atteignant quelques degrés, ont été photographiés simultanément à plus de 1 000 images par seconde : les enregistrements par verre de contact et les films cinématographiques se sont superposés avec une grande précision.

II.1.3.a. Réflexion optique

DOLHMAN, en 1925, applique sur l'oeil un capuchon à succion en caoutchouc sur lequel est fixé un miroir réfléchissant un faisceau lumineux fixe vers une caméra de télévision. Cette

méthode est reprise par YARBUS en 1956 qui ne peut pas davantage éliminer les problèmes apportés par le ternissement du miroir par les humeurs de l'oeil. DOLHMAN reprend et perfectionne sa méthode d'exploration en collant sur la ventouse un petit écran d'aluminium qui vient intercepter le pinceau lumineux dirigé vers une cellule photoélectrique. La source lumineuse, extra-oculaire et le capteur photosensible sont tous deux fixés à un casque porté par le sujet.

HAYASHI (1960) préfère attacher le miroir directement au limbe cornéo-scléral, sur sa portion latérale externe. Le pinceau lumineux étroit illuminant le miroir converge, après réflexion, sur un verre teinté placé devant un objectif de caméra ; les déplacements du point surbrillant donnent une traduction des mouvements de l'oeil.

En 1958, DAVIS et MERTON essayent de réaliser une des techniques les plus difficiles : celle qui vise à étudier la torsion oculaire. Dans leur appareil, ils utilisent une lentille de contact cornéenne n'ayant pas de portion sclérale et y relient une équerre portant à son extrémité un disque de mica biréfringent. Le disque tourne par conséquent avec l'oeil à peu près autour du même axe. Le disque est traversé par une lumière infra-rouge, polarisée par un prisme de Nicol, et la radiation est réfléchie à partir d'un petit miroir fixe situé entre l'oeil du sujet et le mica. La rotation du disque fait varier le plan de polarisation du faisceau réfléchi qui se trouve analysé par un second Nicol ; la variation de lumière en sortie est mesurée par une cellule photosensible.

Cette méthode permet d'étudier l'effet oculaire de l'oscillation d'un sujet autour de deux axes imaginaires. Mais les résultats obtenus sont réduits à néant par la moindre translation horizontale du sujet.

Pour éviter la contamination des surfaces réfléchissantes par les humeurs de l'oeil, FENDER adapte à l'extrémité d'une équerre

fixée au verre de contact un miroir dont la surface est recouverte de rhodium ; il place devant la source de lumière un réseau de lignes parallèles dont l'image est formée, après réflexion, sur un second réseau orienté de façon similaire et disposé devant une cellule photoélectrique. Lorsque les deux réseaux coïncident, la tension de sortie de la cellule passe par un maximum, alors que, quand le réseau réfléchi se déplace d'une ligne, la tension est minimale.

La sensibilité de cet appareil est de quelques secondes d'arc par centimètre sur le tracé d'enregistrement, mais son application reste limitée à l'étude du spectre de fréquence du tressaillement oculaire.

II.1.3.b. Source lumineuse portée par l'oeil

Pour éliminer la contrainte apportée par les méthodes précèdentes, qui nécessitent de solidariser rigoureusement la source lumineuse réfléchie par miroir à la tête du sujet, BYFORD adopte en 1961 la modification suivante : il utilise lui aussi une équerre, fixée sur lentille de contact, à l'extrémité de laquelle est attachée cette fois une source lumineuse. Le principe de son dispositif est décrit par la figure II.4 : le mouvement angulaire de l'oeil, autour de son centre de rotation O, déplace la lampe C et un diaphragme optique D (en pratique une lame de rasoir) projette son ombre propre sur la surface sensible d'un photomultiplicateur. Le mouvement de C fait varier la surface d'éclairement m-n et modifie par conséquent le courant de sortie de la cellule. Une seconde lame G réduit la surface éclairée, ce qui diminue le courant permanent et améliore la sensibilité de la mesure. Tout cet ensemble de détection est maintenu par le sujet à l'aide d'une forme dentaire.

Cette méthode, par ailleurs excellente, ne permet d'enregistrer les mouvements que dans une seule direction ; son principe de fonctionnement pourra être retenu pour exciter, non pas un photomultiplicateur, mais un capteur photoélectronique biaxial.

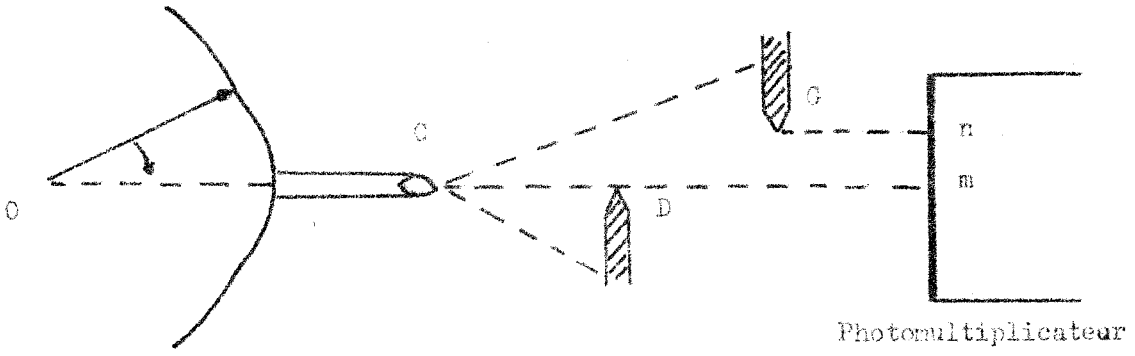


figure II.4. Dispositif de BYFORD avec source oculaire

En 1966, LHERMITTE, pour étudier les mouvements du regard chez un agnosique visuel, dispose un verre de contact au bord de la surface cornéo-sclérale ; il est maintenu par une petite ventouse appliquée après anesthésie locale. Au centre de ce verre est adaptée une mince tige de 25 mm supportant une ampoule entourée d'un cache noir ; une bille de verre dépoli permet de donner une intensité identique sous tous les angles au point lumineux filmé par une caméra.

Malgré des résultats satisfaisants, cette méthode utilisant une ventouse cornéenne, toujours mal supportée par le patient, ne peut être retenue dans le cadre d'une exploration clinique prolongée.

LECLERCQ,(1969) a mis au point un système de mesure des mouvements oculaires suivant deux directions perpendiculaires (7). La source oculaire est constituée d'une goutte de matière phosphorescente, dont la luminosité est entretenue par une source ultraviolette, et qui est fixée à l'oeil par une lentille cornéenne ; cette lentille adhère à l'oeil par capillarité et se déplace constamment sur la couche lacrimale intermédiaire. En choisissant une lentille cornéenne de très petite taille et de rayon de courbure interne légèrement inférieur à celui de la cornée, il est possible de l'immobiliser par effet de ventouse. Le point luminescent,

protégé par un léger film plastique, constitue alors une source lumineuse pratiquement ponctuelle rigoureusement solidaire de l'oeil ; son intensité demeure constante dans toutes les directions de l'espace.

Les variations de position de cette source sont transformées en variation d'intensité lumineuse par l'intermédiaire de coins de Goldberg : ces éléments optiques présentent en effet la propriété d'atténuer différemment l'intensité lumineuse suivant la position du faisceau incident. La lumière transmise, de faible intensité, est ensuite focalisée sur des photomultiplicateurs sensibles à la longueur d'onde utilisée. La détection biaxiale s'obtient en divisant le faisceau issu de l'oeil par des prismes accolés, comme le montre la figure II.5.

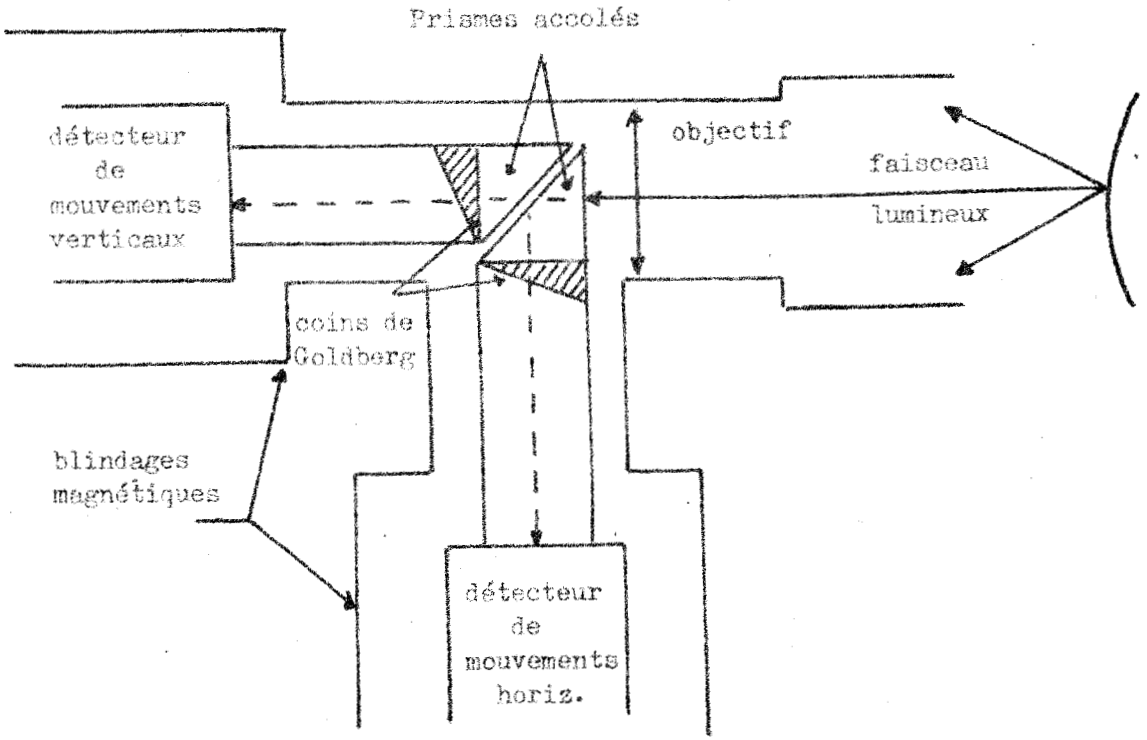


figure II.5. Mesure des mouvements oculaires à l'aide de coins de Goldberg

Les coins de Goldberg ne peuvent transmettre qu'un signal lumineux de faible intensité et nécessitent impérativement l'emploi de photomultiplicateurs. Comme tous les dispositifs

comportant de tels tubes, celui de LECLERCQ ne peut fonctionner que dans l'obscurité la plus complète ; il devra donc, lui aussi, être abandonné pour une application clinique dans laquelle la commodité de mise en oeuvre intervient de façon prépondérante.

II. I. 4. Méthodes électriques

Avant de terminer ce tour d'horizon des méthodes d'étude expérimentale des mouvements oculaires et de décrire la réalisation de dispositifs permettant la réalisation d'images rétiniennes stables, nous mentionnerons deux méthodes électriques non optiques.

En 1965, THOMAS met au point un accéléromètre de type piézo-électrique, fixé à un verre de contact. Il s'agit d'une petite lame fichée dans le verre par l'intermédiaire d'une goutte de titanate de zirconium ; le moindre mouvement de l'oeil entraîne une pression sur cette lame qui engendre un courant électrique.

Cette méthode ne peut, par nature, mesurer que des accélérations angulaires et nécessite deux intégrations pour déterminer le déplacement.

FUCHS (1967) préfère employer un solénoïde constitué de trois spires de fil métallique fin enroulées autour du globe oculaire. Soumis à l'action de deux champs magnétiques fixes, ce solénoïde induit, lorsqu'il se déplace avec l'oeil, des courants proportionnels aux déplacements dans les deux directions du plan.

Mais cette technique entraîne la mise en place d'un gros verre scléral, après anesthésie de l'oeil, ce qui la réserve strictement au domaine expérimental.

II. 2. Méthodes de stabilisation de l'image rétinienne

Quelles que soient les techniques auxquelles elles font appel, les diverses méthodes que nous venons de décrire sont toutes destinées à l'enregistrement des mouvements oculaires et, le plus souvent à leur mesure en temps différé. Les résultats qu'elles fournissent se bornent à nous renseigner sur les performances des modes de détection.

Les deux méthodes que nous présentons maintenant diffèrent radicalement des précédentes et justifient davantage l'intérêt que nous leur portons, car elles réalisent la stabilisation d'une image rétinienne.

La première, mise au point par BAUMGART donne une solution entièrement optique à ce problème, sans employer de grandeurs physiques intermédiaires : la source lumineuse est déplacée par l'oeil qui agit pour corriger de lui-même ses déplacements angulaires.

Le dispositif, décrit en figure II.6, se compose d'une source lumineuse fixe S réfléchie, par un miroir M attaché à la cornée, vers une lunette de Galilée L : cet ensemble de lentilles permet de diviser par deux la déviation angulaire du faisceau par rapport à l'axe L - M. Les déflexions, horizontales et verticales, du faisceau émergent correspondent alors exactement à celle de l'oeil. La projection de cette source S sur un écran, par l'intermédiaire de deux miroirs dont l'un est semi réfléchissant, donne un point de stimulation asservi à la rétine.

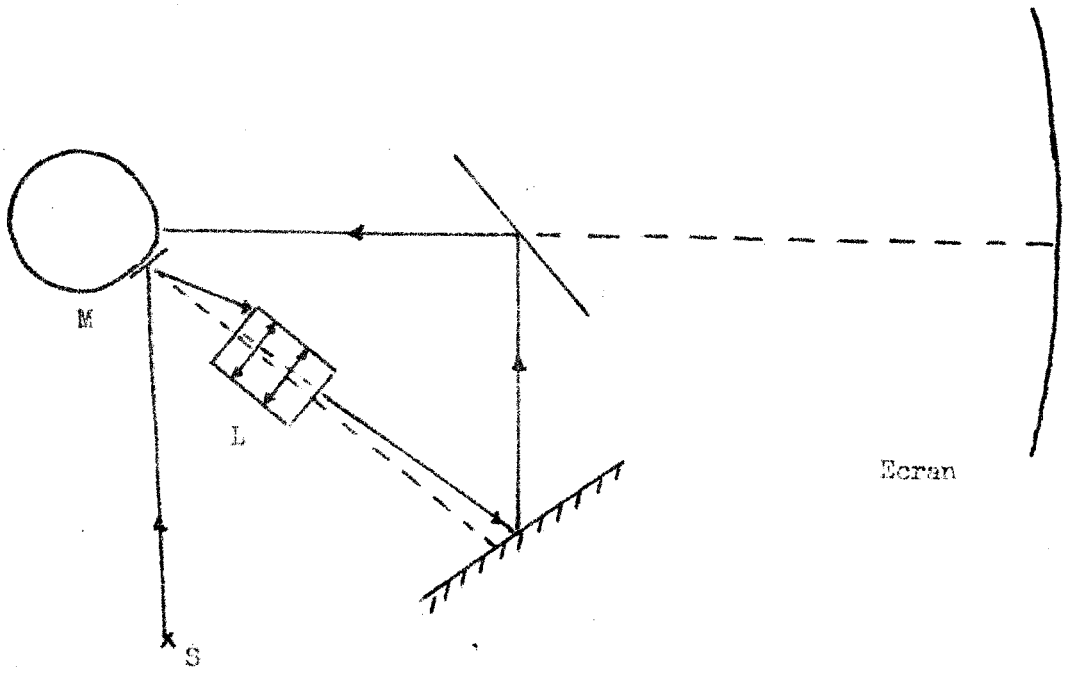
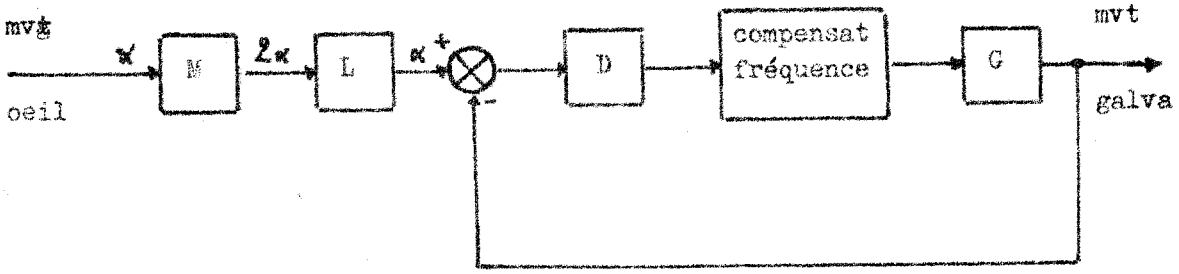


figure II.6. Formation d'une image rétinienne stable par système optique.

Le système, en ne faisant apparaître aucune variable annexe est bien protégé contre les bruits et la dérive dans le temps. Sa mise au point ne demande pratiquement aucun réglage. Sa stabilité dans l'espace est par contre réduite par les déformations sur la stimulation projetée apportées par le dispositif optique employé.

La précision obtenue avoisine la demi minute d'arc, mais s'accompagne d'une limitation importante sur l'amplitude du champ d'exploration (quelques degrés).

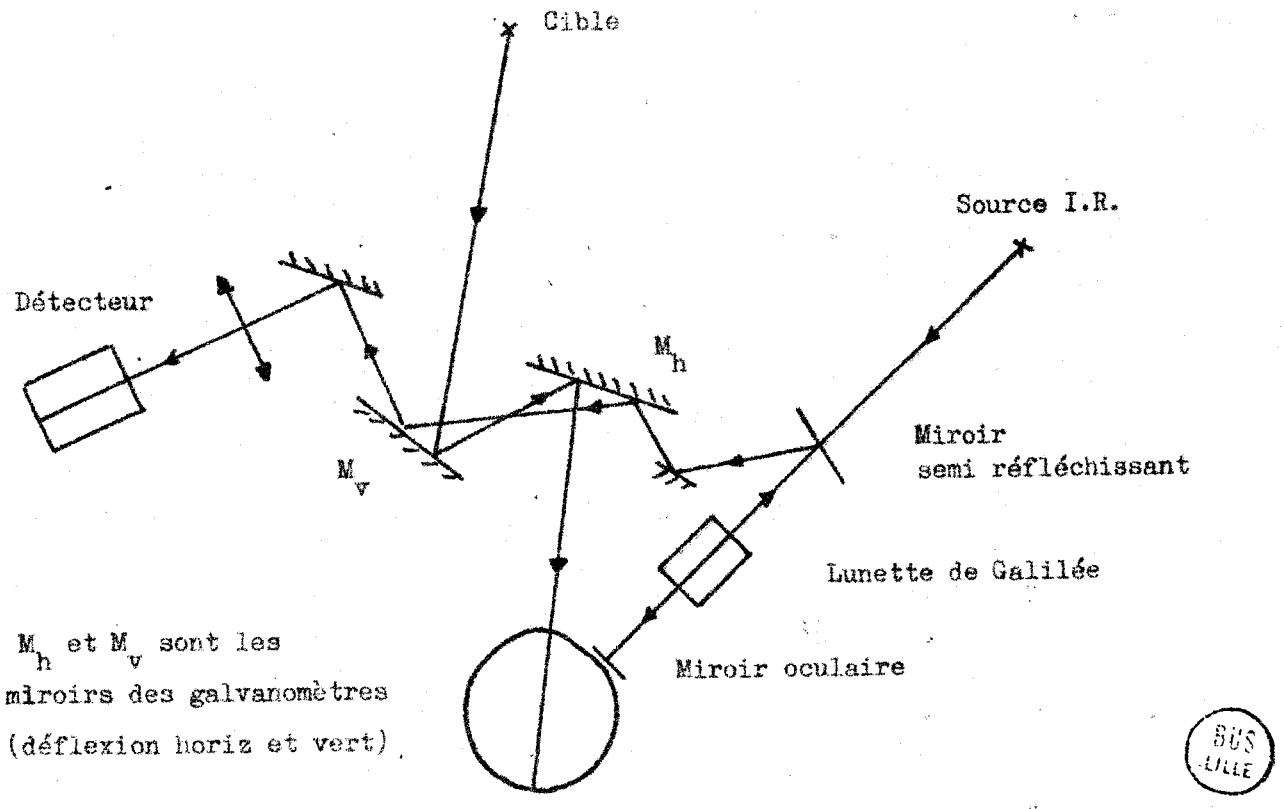
JONES et WEBSTER présentent en 1971 un dispositif dans lequel ils dissocient les sources de stimulation et de repérage (8). C'est ici encore un miroir fixé à une lentille cornéenne qui réfléchit une source infra-rouge fixe vers un objectif de Galilée. Le faisceau émergent traverse successivement deux miroirs, montés sur des galvanomètres, avant d'aller exciter un détecteur photosensible, constitué par quatre phototransistors. Le courant délivré par ce photodétecteur agit sur les galvanomètres dont les axes de rotation sont perpendiculaires, de façon à recentrer l'image de la source I.R. Ce système fonctionne en boucle fermée, suivant le schéma-bloc donné en figure II.7.



M : miroir cornéen
L : lunette de Galilée
D : détecteur
G : galva

figure II.7. Schéma-bloc de l'appareil de JONES

Une cible lumineuse est alors projetée vers l'oeil à travers les deux miroirs sans qu'il soit nécessaire de placer des lentilles de focalisation dans le chemin optique entre la cible et l'oeil : cette solution évite les déformations apportées aux images lors des grandes amplitudes.



BUS LILLE

figure II.8. Réalisation pratique de l'appareil de stabilisation

La figure II.8. donne la réalisation de cet apparail à l'aide des éléments optiques ; le faisceau I.R. est réfléchi par le miroir oculaire (M.O.), à travers un système de deux lentilles (L_1, L_2), vers les miroirs de galvanomètres à déflexion horizontale et verticale (M_H, M_V) pour venir frapper le détecteur. Le déplacement du rayon sur la surface photosensible est proportionnel à la différence entre la rotation de l'oeil et celle des miroirs.

La stabilisation de l'image rétinienne ainsi formée est obtenue avec une précision d'environ 10 minutes d'arc, et ce d'une manière continue, avec toutefois une limitation à 75 Hz dans la fréquence des mouvements oculaires repérés. Mais ce montage, dans lequel le bloc de détection doit nécessairement se désolidariser de la tête, ne peut fonctionner qu'avec un sujet très coopérant.

-:-

Au terme de cet examen des diverses méthodes mises au point, soit pour mesurer les mouvements oculaires, soit même pour réaliser une stabilisation de l'image rétinienne, il apparaît que la détermination d'ensemble de notre dispositif est essentiellement caractérisée par le choix du mode de détection des déplacements du globe oculaire d'une part, du mode de positionnement du point de stimulation d'autre part.

La technique de détection que nous avons adoptée tient compte de l'impératif majeur d'utilisation dans le domaine clinique, c'est à dire avec des sujets dont la morphologie oculaire est variable et mal connue. Pour cette raison, nous n'avons pas retenu les méthodes exploitant les signaux électrophysiologiques,

pas plus que les méthodes de repèrage direct de l'oeil. La détection oculaire se fait par repèrage d'un élément, dont les caractéristiques géométriques sont connues, fixé à l'oeil par lentille cornéenne ; nous avons également recherché à mettre au point un système qui ne soit pas trop contraignant et dont la mise en oeuvre reste relativement simple.

Le positionnement du stimulus semble pouvoir s'effectuer par action sur deux miroirs en rotation autour de deux axes perpendiculaires. Le choix du mode de commande de ces miroirs, ainsi que la discussion au sujet de l'écran utilisé se fera dans le chapitre V consacré à la stimulation ; le chapitre que nous ouvrons maintenant décrit les principes de fonctionnement de l'ensemble du dispositif.

-:-

CHAPITRE III

PRINCIPE GENERAL DU DISPOSITIF

Le dispositif de périmétrie automatique objective est conçu pour s'adapter à la pratique courante d'exploration fonctionnelles d'électrophysiologie visuelle. Plus exactement, il vise à rendre plus significatifs les signaux d'électrorétinographie et de potentiels évoqués visuels que l'on peut recueillir à l'aide d'une stimulation rétinienne localisée (9).

Les relations entre les divers éléments du système d'asservissement sont examinées successivement dans ce chapitre à l'aide du schéma fonctionnel d'ensemble. La stimulation lumineuse nécessitée par les besoins cliniques fait l'objet d'une étude particulière, dans la mesure où elle détermine une grande partie des contraintes du système. La définition de la période de stimulation permet ensuite de préciser les performances du calculateur et des périphériques, détecteur photosensible et bloc de positionnement de la stimulation. Ceci est considéré dans le but d'une minimisation du temps de retard de la chaîne de commande.

III - 1. Définition de la séquence d'exploration

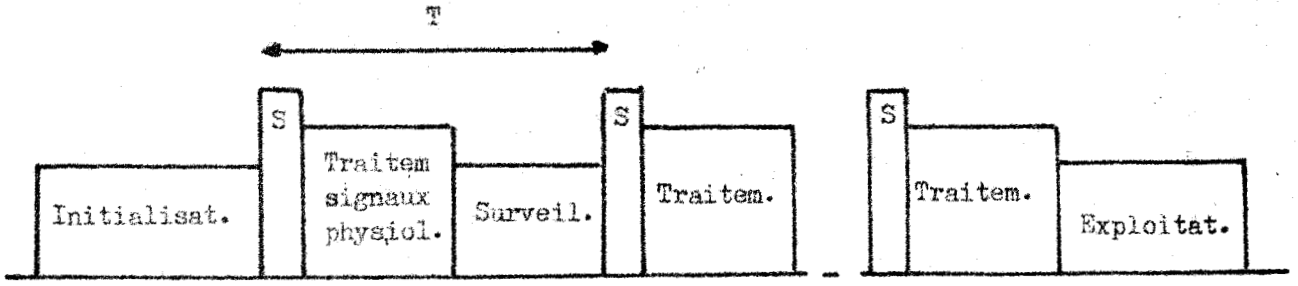
Au cours d'une séquence exploratoire, le dispositif doit assurer le déroulement conjoint de deux tâches distinctes : une tâche "de surveillance" asservit la position du stimulus à celle de l'oeil dans un périmètre de 30° et avec une précision du degré. La seconde tâche, "physiologique", est subordonnée à la première et permet l'acquisition et le traitement des signaux physiologiques en vue de leur exploitation en fin de séquence.

L'exploration comporte une phase initiale, définie par le praticien, et relative aux conditions de stimulation (intensité, taille, nombre N d'éclairs...) ainsi qu'au point de la rétine examiné. Elle s'achève par une phase d'exploitation des différents signaux électrophysiologiques recueillis au cours de l'examen. Pour l'essentiel cependant, la séquence est caractérisée par l'apparition de N éclairs successifs dont les manifestations physiologiques sont recueillies sur le sujet en vue d'une sommation ou d'un moyennage.

Le diagramme du temps de déroulement de la séquence exploratoire est donné figure III.1. Dans cette séquence, les trois phases d'initialisation, de surveillance et de traitement des signaux physiologiques sont gérées par le calculateur comme des routines d'un programme principal. Leur déroulement répétitif se termine lorsque le nombre N de stimulations fixé est atteint. Nous reprenons, de façon plus détaillée, ce rôle de synchronisation générale du calculateur au cours du chapitre VI qui lui est consacré.

Nous appelons période de stimulation T l'intervalle de temps, non nécessairement fixe, séparant l'apparition de deux stimulations successives. En effet, l'acquisition des signaux physiologiques se fait en mode de détection synchrone et il suffit de corréler la prise de ces informations avec le déclenchement de la stimulation ; ceci permet de ne pas imposer une valeur constante à la période T. Il faut néanmoins que cette valeur reste comprise entre les limites qui seront établies au paragraphe suivant.

Les tâches de surveillance, de déclenchement de la stimulation et d'acquisition des signaux physiologiques apparaissent au cours de la période T ; leur déroulement s'exécute impérativement dans cet ordre, les signaux physiologiques étant consécutifs à la stimulation, elle-même subordonnée à la surveillance.



S = stimulation

Figure III.1. Diagramme de temps d'une séquence d'exploration

III - 2. Définition de la stimulation

L'intérêt des résultats expérimentaux dépend étroitement de la qualité du stimulus réalisé. C'est pourquoi nous en examinons maintenant les caractéristiques.

Les paramètres qui définissent la stimulation sont au nombre de sept :

- la lumière
- la taille
- la forme
- la couleur
- la position
- le temps de présentation
- la période de stimulation

Ils sont établis avant la mise en route de l'exploration et restent invariants au cours d'une même séquence d'examen.

La luminance, ou contraste par rapport au fond de présentation, se règle par interposition de filtres neutres étalonnés devant la source lumineuse. Les niveaux de luminance varient dans

un rapport de 0 à 30 unités logarithmiques, par pas de 2 u.l.

Un diaphragme permet de modifier la taille entre 0,5 et 2° de diamètre apparent.

La forme géométrique du stimulus prend une importance particulière au cours d'un examen PEV. Des travaux récents (10) ont en effet montré que, pour ce type d'exploration, il est primordial de travailler avec des niveaux lumineux constants. La stimulation sera matérialisée, non pas par l'apparition momentanée d'un point lumineux, mais par la présentation permanente d'un damier, alternance de plages sombres et éclairées, dont la répartition s'inverse à chaque période T. De nombreux auteurs ont par ailleurs étudié la relation entre les signaux de PEV et les paramètres de cette mire : il semble établi que les meilleures réponses en amplitude s'obtiennent avec des intersections à angle droit et un contraste maximum entre plages sombres et éclairées.

La qualité chromatique modifie les conditions de vision, scotopique ou photopique. Il est nécessaire de pouvoir modifier la longueur d'onde de la stimulation, tout en lui conservant un caractère monochromatique. Cela donne une largeur de bande de quelques dizaines d'Angströms.

Les conditions initiales fixent également la position du point rétinien examiné par ses coordonnées à l'intérieur du champ de stimulation.

Le choix des paramètres temporels se fait lui aussi à partir de considérations physiologiques. La mire en damier est susceptible de prendre deux états distincts : le premier état (par exemple : noir, blanc, noir...) est quasi permanent et représente l'état de base noté niveau 0 de stimulation. Cet état se modifie pour inverser la présentation des plages (blanc, noir, blanc...), ce qui correspond à l'état actif ou niveau 1 de stimulation. Celui-ci apparaît pendant un temps t, temps de présen-

tation, au rythme de la période T de stimulation.

Le temps de présentation t utilisé en ERG se situe entre 1 et 10 ms ; il doit être suffisamment court pour ne pas provoquer de modifications importantes des cellules rétiniennes devant l'éblouissement, modification qualifiée de désadaptation de la rétine à l'obscurité. Sa valeur reste toutefois supérieure au seuil d'exposition des cellules photosensibles.

La période de stimulation T est plus grande que 100 ms ; au delà d'une fréquence voisine de 10 Hz apparaît en effet un aplatissement de la réponse ERG qui devient inexploitable. Cette fréquence, dite fréquence critique de fusion objective, correspond à un décrochement de la rétine dont les cellules ne parviennent plus à suivre le rythme imposé ; cette fréquence augmente avec la luminance de la stimulation. Pour limiter la durée de la séquence d'examen, la fréquence d'apparition n'est jamais inférieure à 1 Hz. Les valeurs de la période de stimulation T sont choisies entre 0,5 et 1 seconde.

III - 3. Organisation fonctionnelle d'ensemble

La réalisation du dispositif met en oeuvre des éléments chargés de déterminer les déplacements du globe oculaire, de positionner et de déclencher la stimulation lumineuse, de recueillir et de mettre en forme les signaux électriques d'électrorétinogramme et de potentiels évoqués visuels.

L'organisation d'ensemble peut se traduire par le schéma-bloc de la figure III.2 dans lequel sont représentées les relations qui s'établissent entre les fonctions "physiologique" et de "surveillance".

La fonction "physiologique" réalise l'acquisition et le traitement par calculateur PDP 12 des signaux issus de la rétine et du cortex, consécutifs à la présentation de stimuli répétés ; ce sous-ensemble fonctionne déjà en clinique d'explorations fonctionnelles du Centre Hospitalier Régional. Le principe d'extraction des signaux a été précédemment décrit et ne constitue pas l'essentiel de notre sujet ; il ne sera donc pas étudié davantage.

Le système - capteur, réseau correcteur et positionnement - constitue la chaîne de production du stimulus. D'après le diagramme des temps de la figure III.1, cette surveillance intervient de façon discontinue ; en réalité, son déroulement est permanent et il n'est validé que pendant les intervalles de temps précisément affectés à cette surveillance.

Le capteur comprend à la fois le détecteur photo-sensible et l'ensemble optique qui lui est associé pour transformer les déplacements angulaires du globe oculaire en variation de position d'un point lumineux sur la surface photosensible. La fonction de transfert de cet ensemble, soit le rapport : tensions électriques / positions angulaires horizontale et verticale de l'oeil est étudiée au chapitre IV.

Le bloc de positionnement, ou stimulateur, transforme un couple de grandeurs électriques en deux déflexions selon des axes perpendiculaires : il agit sur des miroirs déplaçant ainsi l'image d'une source fixe à la surface d'un écran. Sa fonction de transfert, étudiée plus particulièrement au chapitre V, dépend autant des caractéristiques géométriques de l'écran de projection que du choix des éléments actifs.

Le réseau correcteur a pour rôle d'assurer la liaison entre le capteur et le stimulateur. Les performances du dispositif

de surveillance peuvent être essentiellement résumées par la précision avec laquelle est réalisée la coïncidence des positions du point lumineux de stimulation et de l'oeil. Pour cela, l'analyse ultérieure des fonctions de transfert du capteur et du stimulateur fera apparaître les deux éléments les plus importants à cet égard qui sont leur pouvoir de résolution et leur temps de réponse.

L'étude du réseau correcteur, envisagée au chapitre VI, est alors conçue pour satisfaire aux critères de linéarisation de la fonction de transfert globale et de minimisation du temps de réponse, de façon à pouvoir prendre en compte les mouvements rapides de l'oeil. Sa réalisation s'oriente en conséquence vers la recherche d'un meilleur compromis entre calculateur câblé et programmé et d'un algorithme de calcul limitant les transferts d'entrée - sortie, afin d'optimiser les performances de la chaîne de commande.

Le bloc de contrôle gère l'ensemble de la séquence d'exploration en synchronisant le déroulement des diverses fonctions ; il organise la répartition du temps machine, définit les niveaux de priorité d'interruption relatifs aux différents périphériques. En particulier, ce module de contrôle réagit avec le réseau correcteur pour valider ou inhiber les commandes de sortie en fonction de contraintes préétablies telles que : oeil en dehors des limites de surveillance, vitesse maximale dépassée ...

L'examen nécessite la seule intervention du praticien au moment de l'introduction des conditions initiales. La séquence s'achève par l'exploitation des signaux recueillis, c'est-à-dire le plus souvent par une visualisation puis un stockage sur bandes magnétiques d'archives.

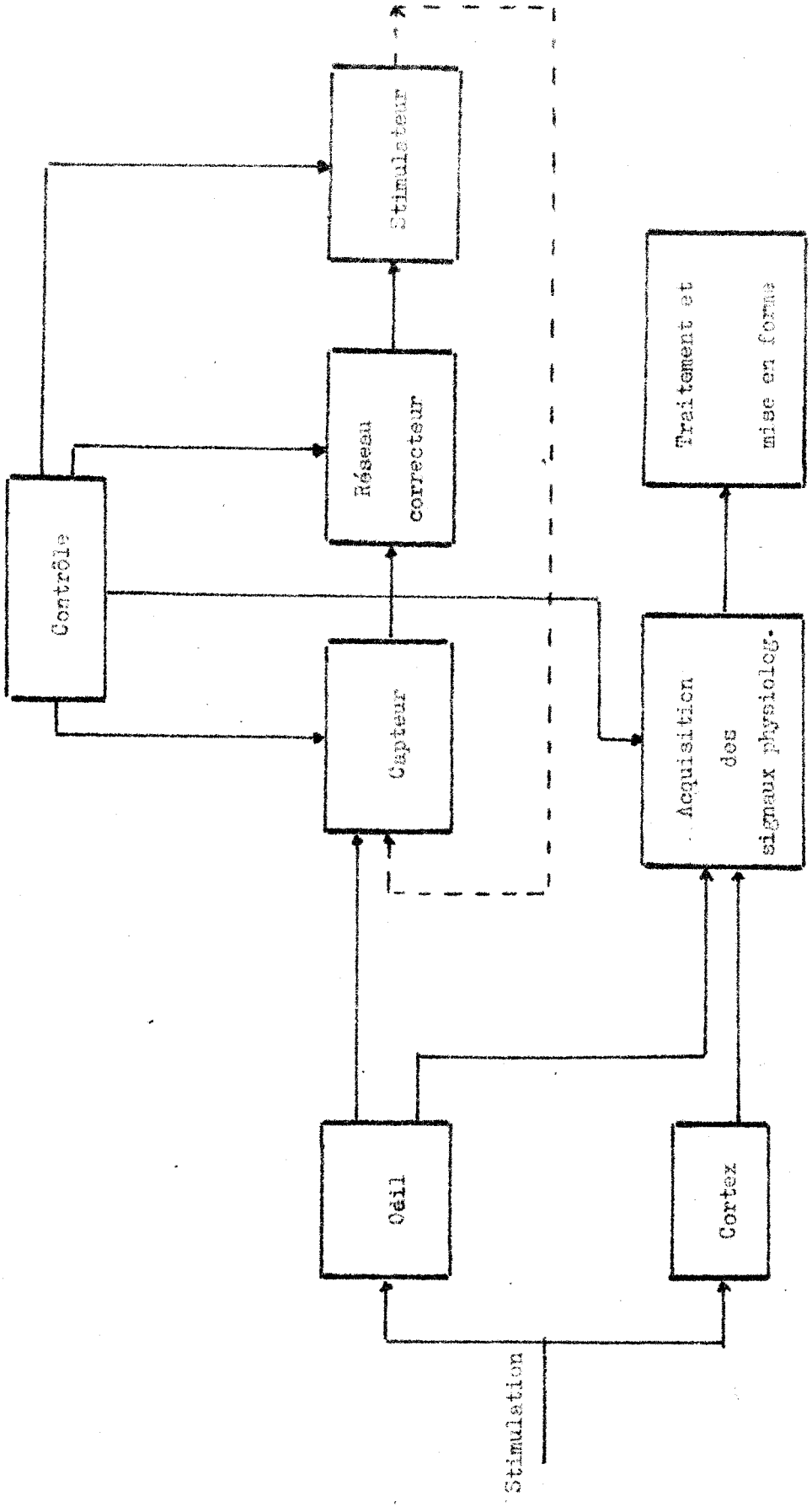
Remarque

En reprenant l'idée développée par JONES et WEBSTER dans le dispositif que nous avons décrit plus haut, il est possible d'envisager en fonctionnement en boucle fermée, suivant les pointillés de la figure III.2 : le capteur fonctionne alors comme détecteur d'écart entre la position de l'oeil et celle de la stimulation. Si cette solution permet de s'affranchir des dérives de la chaîne d'asservissement, elle nécessite, comme nous l'avons mentionné au chapitre précédent, l'éloignement du capteur par rapport à la tête du sujet. L'amélioration des performances ne nous a pas semblé devoir justifier le choix de cette solution, au moins dans une première phase de l'étude ; nous avons donc retenu le fonctionnement en boucle ouverte.

-:-

De ce chapitre, nous pouvons retenir la définition des deux fonctions réalisées par le dispositif. Parmi ces fonctions, seule retient notre attention la tâche de surveillance effectuée par une chaîne de trois éléments : capteur, réseau correcteur et bloc de positionnement de la stimulation. Nous présentons dans le chapitre suivant les problèmes relatifs au choix du capteur et la solution retenue pour sa réalisation.

-:-



BU LILLE

Figure III.2. Bloc diagramme du dispositif

CHAPITRE IV

ETUDE ET REALISATION DU CAPTEUR

Ce chapitre est consacré aux problèmes posés par le choix du photodétecteur, circuit délivrant une grandeur électrique liée à la position et à la brillance du point d'éclairement. Nous décrivons également l'ensemble du montage optique dans lequel ce détecteur se trouve inséré : ceci constitue le capteur de position.

Après avoir brièvement rappelé les impératifs liés aux mouvements oculaires, nous étudions les méthodes de repérage puis nous analysons les éléments photosensibles dans le sens de leur intégration à la fonction de transfert globale du capteur. La justification du choix de la matrice de photodiodes intégrées, illuminée à travers un objectif photographique se fait par l'examen des résultats expérimentaux.

IV - 1. *Rappels sur les mouvements oculaires ; contraintes sur le capteur.*

Le rôle du capteur est essentiellement de définir, à certains instants précis, la position de l'oeil par rapport à un repère fixe ; en toute rigueur, la connaissance de cette position n'est intéressante qu'aux instants où survient la stimulation lumineuse.

L'oeil étant assimilé à une sphère mobile autour de son centre, ses mouvements sont toujours réductibles à un couple de valeurs angulaires α_x, α_y par rapport à deux axes perpendiculaires se coupant au centre du globe comme le montre la figure IV.1 ;

ces axes déterminent la position de référence.

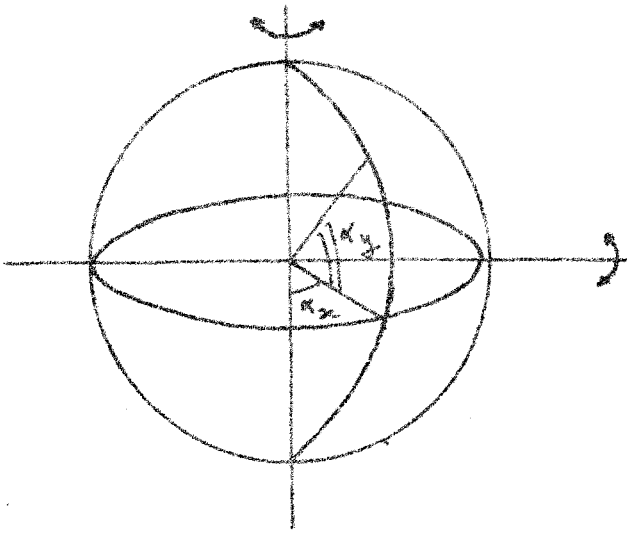


figure IV.1. Axes de rotation de l'oeil.

Ils permettent de définir la position d'un point particulier lié à l'oeil (vaisseau sanguin, point brillant...) par ses coordonnées X et Y par rapport à un repère supposé fixe. La fonction du système optique associé au photodétecteur est précisément d'établir la correspondance entre les variables angulaires α_x et α_y et les coordonées X et Y de ce point sur la surface photosensible.

Afin d'assurer la validité de cette correspondance, il est nécessaire de neutraliser les mouvements de la tête ; dans ce but, nous cherchons à solidariser le capteur avec la tête du sujet par une fixation crânienne.

Pour terminer cet examen des contraintes imposées au système de repèrage, mentionnons le rejet sur le côté temporal du périmètre de surveillance dont l'amplitude est de $\pm$ 15° par rapport à la position de repos. De cette façon, le capteur ne restreint jamais la taille du champ de stimulation - 5 à 10° autour de l'axe visuel - et permet l'exploration de la région fovéolaire.

L'éclair de stimulation ne doit pas perturber le fonctionnement du capteur par des réflexions parasites ; ce problème se résoud facilement en réservant des instants de fonctionnement distincts pour le capteur et pour le stimulateur.

D'autre part, la chaîne de surveillance étant ouverte, l'absence de dérive du capteur et son insensibilité aux parasites revêtent une grande importance. Son fonctionnement en lumière ambiante ou semi-atténuée doit pouvoir se faire sans modifications notables des performances.

Enfin, le capteur doit être adaptable aussi bien à l'oeil droit qu'à l'oeil gauche, et ce, de façon non traumatique ni contraignante pour le patient.

L'ensemble du capteur délivre une variable de sortie S, sous forme d'une grandeur électrique, liée de façon biunivoque au couple α_x, α_y, à la condition que cette position appartienne au domaine D, ou périmètre de surveillance. La fonction de transfert globale du capteur peut se diviser en deux sous-ensembles indépendants : le premier se rapporte au montage optique, le second caractérise le détecteur photosensible, comme le montre la figure IV.2.

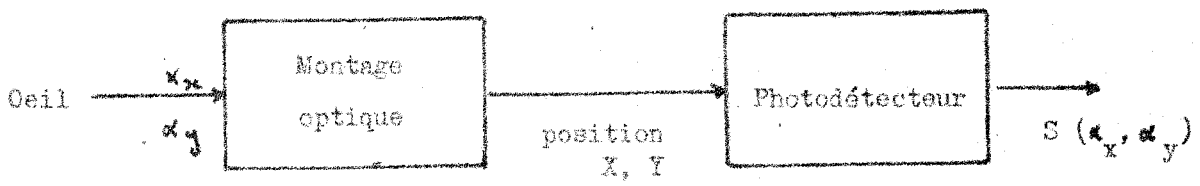


figure IV.2. Analyse de la fonction de transfert du capteur.

Si les photodétecteurs retenus permettent une bonne séparation des variables par le signal S (α_x, α_y) qu'ils délivrent, le montage optique introduit des non-linéarités de nature géométrique que nous étudions maintenant.

IV - 2. Méthodes de repérage.

Nous nous sommes imposés au chapitre II l'utilisation d'un verre cornéen ; cette solution présente l'avantage d'offrir des caractéristiques géométriques (rayon de courbure, épaisseur) et optique (indice de réflexion) constantes et compatibles avec la nécessité de s'affranchir des variations qui peuvent se présenter d'un sujet à l'autre ; cependant, elle peut occasionner une certaine gêne pour le patient et oblige à réaliser des verres spéciaux pour l'examen.

IV.2.1. Réflexion sur un miroir

La première méthode utilise un miroir plan, collé sur le verre cornéen, qui réfléchit vers la surface photosensible le faisceau issu d'une source lumineuse fixe S. Les déplacements angulaires (α_x et α_y) se traduisent par les variations des coordonnées (X et Y) du point d'impact du rayon réfléchi sur la surface sensible. Les figures IV.3 et IV.4 illustrent le principe de cette méthode.

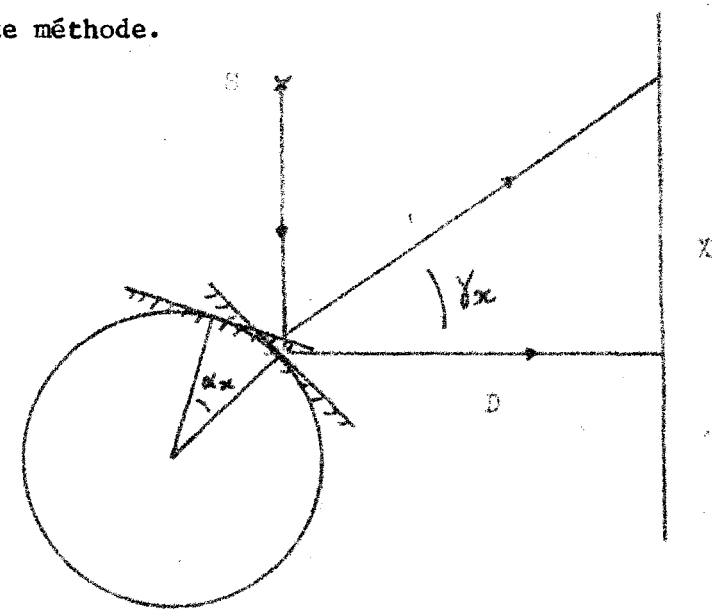


figure IV.3. Coupe horizontale

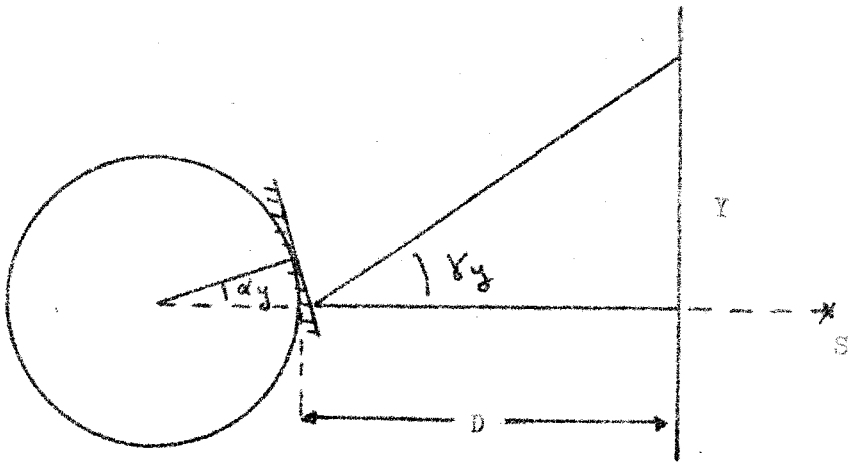


figure IV.4. Coupe verticale.

L'examen de ces figures fait apparaître deux relations angulaires :

$$\gamma_x = 2\,\alpha_x$$
$$\gamma_y = 2\,\alpha_y \qquad \text{(IV.1)}$$

mais elle met également en évidence la non linéarité inhérente à la méthode ; la relation qui s'établit suivant l'axe horizontal peut s'écrire :

pour $\alpha_y = 0$ $\qquad X = d\,(\alpha_x)\ \mathrm{tg}\ 2\,\alpha_x$

avec $d\,(0) = D$ $\qquad$ (IV.2)

et $d\,(-\alpha_x) \neq -d\,(\alpha_x)$

La relation suivant l'axe vertical est :

pour $\alpha_x = 0$

$$Y = \mathrm{tg}\ 2\,\alpha_x \left(D - R \left(\frac{1}{\cos \alpha_y} - 1 \right) \right) \qquad \text{(IV.3)}$$

où D est la distance de la surface sensible à l'oeil
et R le rayon de l'oeil.

Cette relation impose une première condition :

$$D > R \left(\frac{1}{\cos \alpha_{y\ max}} - 1 \right)$$

$$\alpha_{y\ max} = 15°$$

$$R = 12 \text{ mm}$$

$$D > 0{,}36 \text{ mm}$$

condition toujours réalisée, de part la localisation pratique du photodétecteur. La distance D est par contre choisie inférieure à une valeur limite, imposée par la dimension de la surface photoréceptrice :

En se limitant à l'approximation $X = D \text{ tg } 2 \alpha_{tx}$

$$Y = D \text{ tg } 2 \alpha_{y}$$

il faut prendre $D \leq \frac{L}{2 \text{ tg } 2 \alpha_{max}}$

avec L côté de la surface (carrée) photosensible

et $\alpha_{max} = \alpha_{x\ max} = \alpha_{y\ max} = 15°$

Il apparaît donc, après cette estimation, une relation non linéaire, entre les coordonnées X et Y du point lumineux projeté sur la surface photosensible et les angles α_x et α_y de rotation de l'oeil ; cette relation peut se mettre sous la forme générale :

$$X = d (\alpha_x, \alpha_y) \text{ tg } 2 \alpha_x \qquad (IV.4)$$

$$Y = d' (\alpha_x, \alpha_y) \text{ tg } 2 \alpha_y$$

A ces non linéarités, différentes selon les deux axes, s'ajoute une variation de taille du point lumineux projeté : la source lumineuse S n'étant pas rigoureusement ponctuelle, la section du rayon réfléchi varie elle aussi avec l'angle de rotation. Ce phénomène a pour conséquence importante de modifier la

quantité de lumière reçue par le photodétecteur.

IV.2.2. Image d'un point lumineux sur la cornée

Une seconde méthode de repérage consiste à former sur la surface sensible, à l'aide d'un objectif photographique, l'image du reflet de la source S sur le verre cornéen.

Ce verre présente par nature un rayon de courbure R' différent de celui (R) de l'oeil, ceci pour permettre une bonne adhérence sur la cornée par effet de ventouse. Cette propriété est mise à profit pour rendre sensible le déplacement de l'image S' de la source S avec la rotation du globe oculaire, comme l'illustre la figure IV.5.

Une première lentille forme sur le verre cornéen une image ponctuelle S' de la source S. Cette image est reprise par un objectif qui la focalise dans le plan du photorécepteur.

La taille du déplacement obtenu sur la surface sensible dépend ici essentiellement des dispositions angulaires respectives de la source S et de l'ensemble : objectif + détecteur, par rapport à l'oeil. Les relations $X = f(\alpha_x, \alpha_y)$ et $Y = g(\alpha_x, \alpha_y)$ ne peuvent donc être établies à priori : le principe de cette méthode nécessite un étalonnage systématique avec une recherche expérimentale des conditions optimales de fonctionnement : en particulier, le choix de la disposition de la source et du détecteur se déterminent de façon à obtenir une définition acceptable ($\Delta\alpha = 1°$).

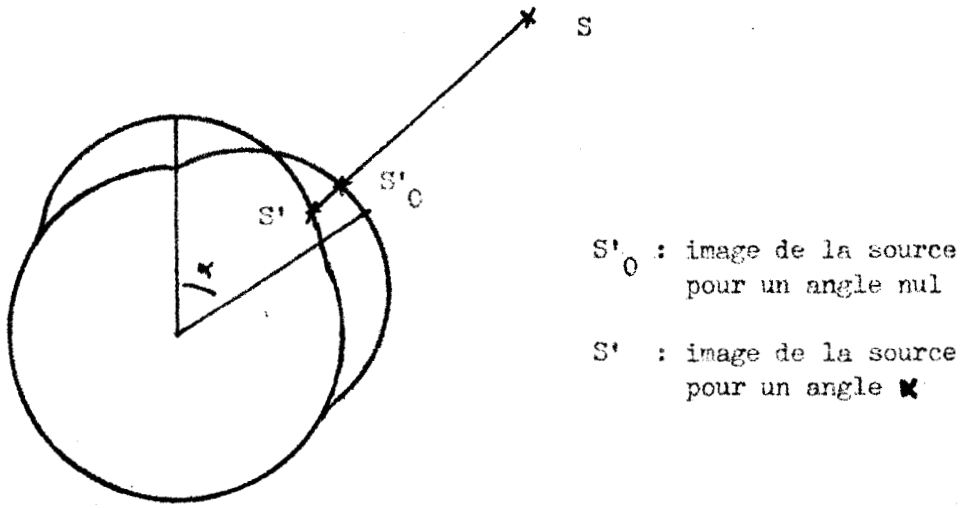


figure IV.5. Image d'un point lumineux sur verre cornéen.

Le rayon de courbure (R') de la lentille cornéenne est une valeur fixée car ces lentilles sont d'usage clinique ordinaire ; l'objectif photographique employé doit présenter un angle d'ouverture suffisamment grand et une distance focale liée au grandissement recherché (cf. figure IV.6).

Une variante de cette méthode consiste à placer la source lumineuse sur le verre cornéen : il faut alors choisir une source de très petite dimension. L'amélioration des résultats se traduit en particulier par une augmentation de contraste sur le photorécepteur. L'étude détaillée de cette méthode est exposée au paragraphe IV.4.

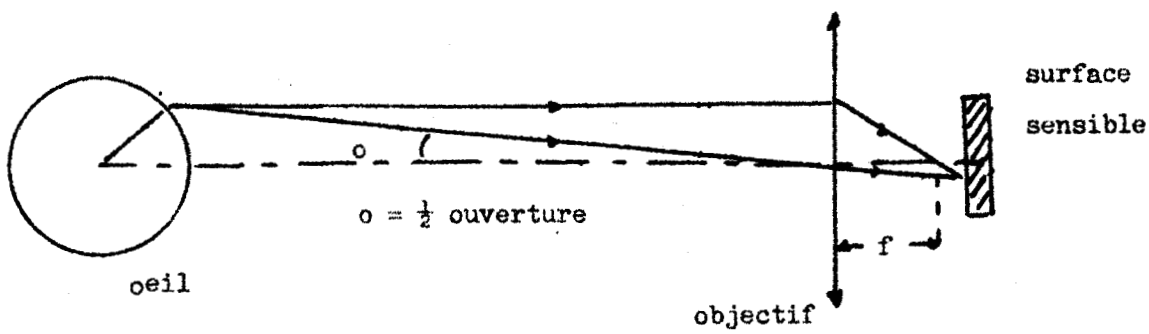


figure IV.6. Caractéristiques de l'objectif photographique.

L'analyse de ces deux méthodes de repérage fait apparaître la nécessité, dans l'un et l'autre cas, d'établir les relations X et Y = f (α_x, α_y) par un étalonnage point par point du système à l'intérieur du périmètre de surveillance. Dans la suite de notre étude, nous étudions les performances des photodétecteurs retenus puis leur mode de fonctionnement lorsqu'ils sont associés à chacune des deux méthodes de repérage ; nous en déduisons la fonction de transfert globale du capteur finalement retenu.

IV - 3. Etude du détecteur

Nous avons recherché, parmi les diverses solutions technologiques envisageables, un photodétecteur qui permette un repérage bidirectionnel tout en présentant une relative souplesse d'utilisation.

C'est pourquoi, la solution, initialement prévue, de phototransistors câblés sur la coupole de stimulation a été abandonnée. Parmi les réalisations de photodétecteurs du type intégré, sont apparus successivement le "potentiomètre optique SCIO", fabriqué par U.D.T. puis la matrice de photodiodes RA 32.32 de la marque RETICON. Les pages suivantes détaillent les performances de ces deux éléments et justifient de notre choix final.

IV.3.1. Caractéristiques techniques du SC 10

Le détecteur SC 10 se présente sous la forme d'une surface photosensible plane et carrée, sur laquelle sont déposées de façon continue des photodiodes au silicium à barrière de Schottky. Lorsqu'il est illuminé en un point quelconque de sa surface, il délivre deux courants proportionnels à la position du point par rapport au centre. Ces courants sont indépendants de la taille du point lumineux, puiqqu'ils correspondent à la position du centre de la tache. Ainsi, lorsque celle-ci tombe exactement au centre de la surface, les signaux électriques recueillis sont

nuls. Ces courants délivrés sont par contre liés à l'énergie lumineuse reçue.

Le circuit électrique équivalent à ce photodétecteur est donné sur la figure IV.7. Le point lumineux engendre un courant constant i_s qui correspond à la création d'électrons dans le matériau photosensible, à partir des photons incidents. Ce courant apparaît en un point de la surface toujours situé entre les extrémités de la résistance R_i du film métallique interne. C_d désigne la capacité de jonction entre le métal et le semi-conducteur. Lorsque le point lumineux se déplace, il en résulte une modification de la répartition des courants i_1 et i_2 dans chacune des branches 1 et 2, puisque l'intensité du courant dépend étroitement de la probabilité de recombinaison des électrons, autrement dit de la longueur de leur parcours à travers le matériau semi-conducteur. Si on adopte des résistances de charge R_{L1} et R_{L2} telles que :

$$R_{L1} < R_{i1} \quad \text{et} \quad R_{L2} < R_{i2}$$

le courant circulant à travers chaque branche ne dépend que des résistances internes R_{i1} et R_{i2}, dont la somme est constante : $R_{i1} + R_{i2} = R_i$; ce sont ces résistances qui varient linéairement avec la position du point lumineux.

Une mesure différentielle des tensions aux bornes de R_{L1} et R_{L2} permet de connaître la position du point.

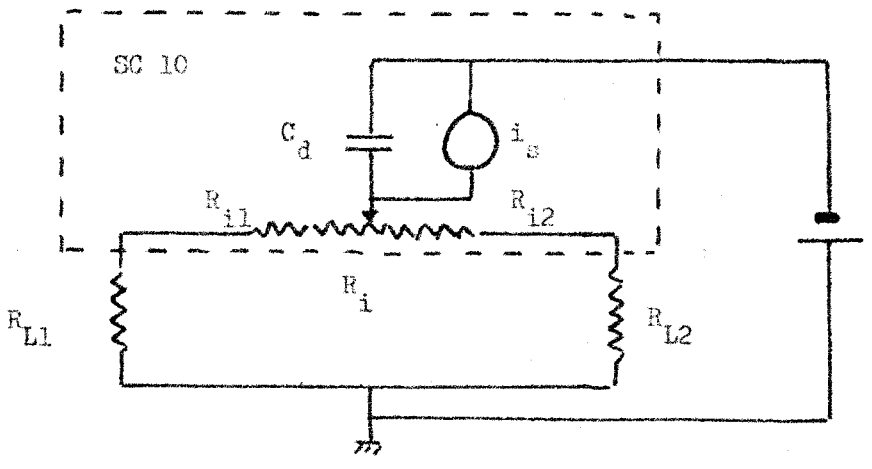


figure IV.7. Schéma électrique équivalent du SC 10

Sur un détecteur biaxial comme le SC 10, il faut évidemment effectuer deux mesures différentielles entre :

- 2 résistances R_{L1x} et R_{L2x} pour le premier axe
- 2 résistances R_{L1y} et R_{L2y} pour le second axe

Les caractéristiques de ce photodétecteur sont les suivantes:

sensibilité : 0,2 µA / mW / 0,025 mm (mesurée avec un laser HeNe à 6328 $\overset{\circ}{A}$)
linéarité : 1% à 1,27 mm du centre
6 % sur l'ensemble de la surface
résistance interne R_i : 20 KΩ
capacité de jonction : 350 pF
dimension de la surface sensible : 1 cm x 1 cm

IV.3.2. Dispositif de repérage oculaire.

Le montage auquel nous avons associé ce photodétecteur utilise la méthode de réflexion par miroir cornéen. La formation de l'image d'un point, obtenue par reflet direct sur le verre n'a pas donné un rapport entre l'intensité du point et la lumière totale (rapport signal/bruit) assez bon pour rendre possible une reconnaissance de la position oculaire. Les signaux électriques délivrés par ce type de détecteur résultent en effet d'une intégration de toute la lumière reçue par la surface sensible.

En conséquence, pour réaliser une mesure de déplacement avec ce photodétecteur, il est nécessaire de disposer d'une source lumineuse dont les caractéristiques énergétiques sont les plus stables possibles ; c'est la raison pour laquelle nous avons choisi comme source S un laser HeNe, dont la puissance, régulée à 0,1 % après 2 heures de fonctionnement, peut varier entre 0,5 et 1 mW. Une telle source présente de plus une répartition spectrale d'énergie homogène et connue qui dépend du mode de polarisation de l'onde émise (TEM_{oo}), ainsi qu'un haut degré de collimation.

Le choix d'un faisceau laser comme source de repérage appelle deux remarques importantes : la première a trait à la protection de la rétine. Dans un article consacré à la sensibilité des régions rétiniennes au rayonnement laser (11), LAPPIN et COOGAN présentent une courbe permettant de chiffrer la puissance d'un rayonnement laser susceptible d'entraîner des lésions ; la macula, région la plus sensible, ne peut supporter une puissance supérieure à 400µJ sans danger. Bien que le faisceau ne soit pas projeté directement sur l'oeil mais sur un miroir cornéen, il faut prévoir, pour des raisons de sécurité, une présentation discontinue de la source ; celle-ci se limite à la phase de surveillance de chaque période de stimulation, la puissance du rayonnement étant réduite au minimum.

La seconde remarque est relative à la nécessité, déjà évoquée, de dissocier les deux sources lumineuses, source de repérage et source de stimulation. La source de stimulation ne doit en aucun cas créer de perturbation et en particulier, provoquer aucun artéfact physiologique risquant de compromettre la validité des résultats. Avec une longueur d'onde de 6328 $\overset{\circ}{A}$, le laser employé donne une illumination qui reste dans le spectre visible. Il est cependant possible de choisir une source laser dont la longueur d'onde sorte du spectre visible ($\lambda > 8000\ \overset{\circ}{A}$), tout en restant compatible avec la réponse spectrale (3000 - 11000 $\overset{\circ}{A}$) du photodétecteur SC 10.

IV.3.3. Processus d'étalonnage et résultats.

Le montage mis en oeuvre pour établir l'étalonnage d'ensemble du capteur est schématisé à la figure IV.8.

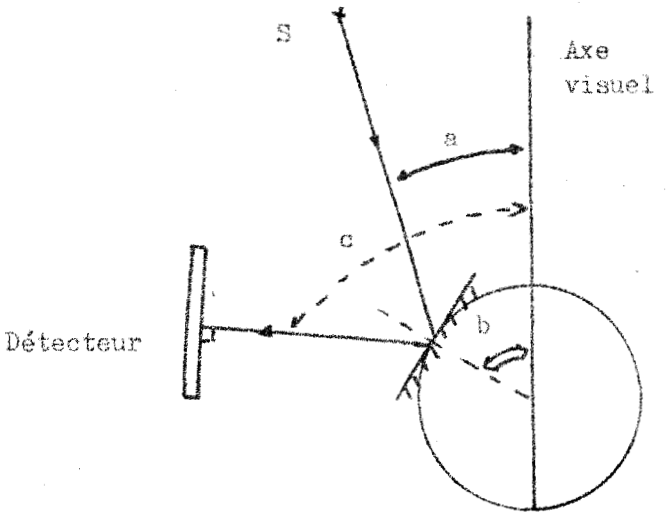


figure IV.8. Schéma du capteur de position oculaire (vue de dessus)

Les paramètres angulaires (a,b,c,) pris en référence à l'axe visuel, sont fixés aux valeurs suivantes :

a = 15°		position de la source
b = 32°		position du centre du miroir
c = 79°	(c = 2B + a)	position du photodétecteur

La taille du miroir dépend à la fois du rayon de courbure de la lentille et de l'amplitude des déplacements examinés. Le rayon moyen de l'oeil étant égal à 12 mm, celui de la lentille vaut 15 mm ; la demi-largeur du miroir (l) se calcule alors :

$$l = R' \operatorname{tg} \alpha_{max} = 4 \text{ mm} \qquad (\alpha_{max} = 15°) \qquad \text{(IV.5)}$$

Le miroir adopté a la forme d'un carré de 8 mm de côté.

La distance D entre le centre de la surface photosensible et le centre du miroir se détermine pour la position de référence, c'est-à-dire avec une déflexion nulle selon les deux axes de rotation. La surface sensible est disposée pour que, dans ces conditions, le rayon issu du miroir ait une

incidence normale au plan de la surface ; la relation simplifiée entre les coordonnées X et Y du point et la position angulaire de l'oeil α_x et α_y s'écrit :

$$X = D \text{ tg } 2\,\alpha_x \quad ; \quad Y = D \text{ tg } 2\,\alpha_y \qquad \text{(IV.6)}$$

en imposant de plus X et Y < 0,5 mm ($\frac{1}{2}$ largeur de la surface sensible)

$$\text{soit : } D < \frac{0{,}5 \text{ mm}}{\text{tg } 30^\circ} = 0{,}87 \text{ mm}$$

Le faisceau laser voit son diamètre réduit de 2 mm à 0,5 mm par un diaphragme, avant d'être filtré, ces deux opérations ayant pour effet de réduire la puissance lumineuse dans un rapport de 1 à 20. Avec un règlage de la puissance émise au minimum (0,5 mW), le miroir reçoit donc une puissance au plus égale à 25 µW.

Les manipulations d'étalonnage du capteur ont été menées à l'aide d'un "oeil factice", réalisé pour la circonstance ; cette boule de bois, mobile autour de deux axes perpendiculaires se coupant en son centre, permet de simuler les mouvements oculaires tels que nous les avons définis. De diamètre égal à 24 mm, elle est supportée par un axe horizontal (premier axe de rotation) solidaire d'un plateau circulaire tournant sur un socle fixe (axe de rotation vertical). Fixée à cette boule, une ampoule de 6 V projette l'image de son filament sur un écran plan gradué, disposé à 1 m du centre de cet oeil factice.

Ce dispositif permet l'étalonnage point par point du montage réalisé pour le repérage des positions oculaires, à l'intérieur du périmètre de surveillance défini. Le papier millimétré placé à une distance de 1 m, donne aux mesures une précision de lecture de 5' d'arc.

La mesure des tensions aux bornes du photodétecteur se fait en pratique par l'intermédiaire de deux amplificateurs différentiels, UDT 300, directement compatibles avec le photodétecteur SC 10. Ils présentent sur chaque voie une résistance

d'entrée de 10 KΩ et, avec un gain en tension de 250, permettent une excursion de tension de ± 10 V lorsque la surface sensible est entièrement balayée par le point lumineux. Ces spécifications sont données pour un faisceau laser, longueur d'onde $\lambda = 6328$ $\overset{\circ}{A}$, puissance 1 mW.

L'étude de la fonction de transfert du capteur consiste alors à déterminer les relations entre les déviations angulaires α_x et α_y et les tensions V_x et V_y recueillies à la sortie des amplificateurs différentiels. Le gain de ces amplificateurs est règlé de façon à donner une amplitude de 1 V pour une déviation angulaire maximale (15°) avec la puissance lumineuse choisie (0,5 mW) ; ceci est en effet compatible avec les niveaux d'entrées analogiques du P DP 12.

La détermination des relations :

$$V_x = f\ (\alpha_x, \alpha_y)$$

$$V_y = g\ (\alpha_x, \alpha_y)$$

s'est faite en étudiant d'abord le capteur suivant les deux axes principaux :

$$\left.\begin{aligned} V_x &= f\ (\alpha_x,\ \alpha_y = o) \\ V_y &= g\ (\alpha_x,\ \alpha_y = o) \end{aligned}\right\} \text{ déviation selon l'axe horizontal}$$

$$\left.\begin{aligned} V_x &= f\ (\alpha_x = o,\ \alpha_y) \\ V_y &= g\ (\alpha_x = o,\ \alpha_y) \end{aligned}\right\} \text{ déviation selon l'axe vertical}$$

L'exploration s'est ensuite étendue à l'ensemble du périmètre de surveillance, découpé suivant des axes secondaires :

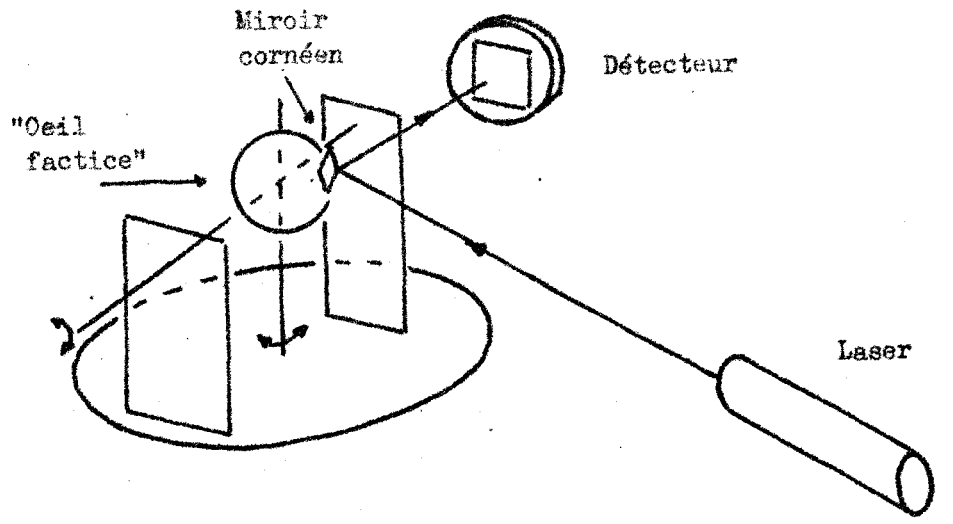
$$\left.\begin{aligned} V_x &= f_{ij}\ (\alpha_{xi},\ \alpha_{yj}) \\ V_y &= g_{ij}\ (\alpha_{xi},\ \alpha_{yj}) \end{aligned}\right\} \alpha_{xi} \text{ et } \alpha_{yj} \text{ variant de } -15° \text{ à } +15° \text{ par bonds de } 30'$$

L'illustration du dispositif expérimental est donnée à la figure IV.9.

Les résultats des diverses mesures pratiquées de façon répétée dans des conditions expérimentales identiques se sont avérés inexploitables, à cause de la trop grande dérive apparaissant dans les valeurs relevées. La sensibilité trop importante du photodétecteur aux variations d'énergie du faisceau laser rend impossible tout étalonnage du système avec la précision demandée.

Cette conclusion s'est trouvée confirmée par une manipulation complèmentaire au cours de laquelle le détecteur a été directement illuminé par le laser : celui-ci, allumé depuis 48 h, présentait une fluctuation de puissance de moins de 1 % ; cependant, les variations d'amplitude relevées à la sortie des amplis étaient d'environ 50 mV, soit l'équivalent de 3° d'angle.

L'interposition d'une lame de matériau polaroïd devant la surface photosensible a pour effet de réduire l'influence du bruit de fond, notamment les variations rapides des signaux. Cependant, des discontinuités parasites apparaissent, qui correspondent aux stries du polaroïd et les résultats obtenus ne sont pas davantage significatifs.



figuee IV.9. Montage expérimental du capteur de position (détecteur SC 10 et miroir cornéen)

Le photodétecteur analogique est donc inutilisable dans notre cas particulier ; il est trop assujetti aux fluctuations d'illumination (éclairage ambiant, variations de puissance de la source d'éclairage). Nous portons donc maintenant notre intérêt vers une solution de type numérique qui semble peut-être pouvoir mieux dissocier les deux grandeurs qu'elle détecte ; brillance et position du point lié au globe oculaire.

IV. 3. 4. Etude du détecteur RA 32 x 32

Conçu dès l'abord pour l'aide aux aveugles (12), cette matrice de photodiodes a bénéficié des plus récents apports de la technologie des circuits intégrés appliqués à l'optoélectronique. Dans ce domaine, la mise au point d'un élément détecteur d'images à la fois de petite taille, de faible poids et ayant une basse consommation d'énergie, est primordial. Le réseau intégré de photodiodes RA 32 x 32 proposé par la firme Reticon, qui allie la miniaturisation à un fonctionnement de type numérique, a retenu notre attention.

Après une présentation des principes de fonctionnement et des caractéristiques techniques de ce détecteur, nous examinerons les diverses possibilités d'exploitation du signal qu'il délivre puis son mode d'insertion dans chacun des dispositifs de repérage envisagé.

IV.3.4.a. Caractéristiques techniques du RA 32 x 32

Le réseau intégré RA 32 x 32 se présente sous la forme d'un ensemble de 1024 photodiodes au silicium, disposées en matrice carrée de 32 lignes par 32 colonnes. Toutes ces diodes sont explorées l'une après l'autre à l'aide de deux registres à décalages incorporés ; le résultat de ce balayage fournit un signal vidéo analogue à celui délivré par une caméra de télévision classique.

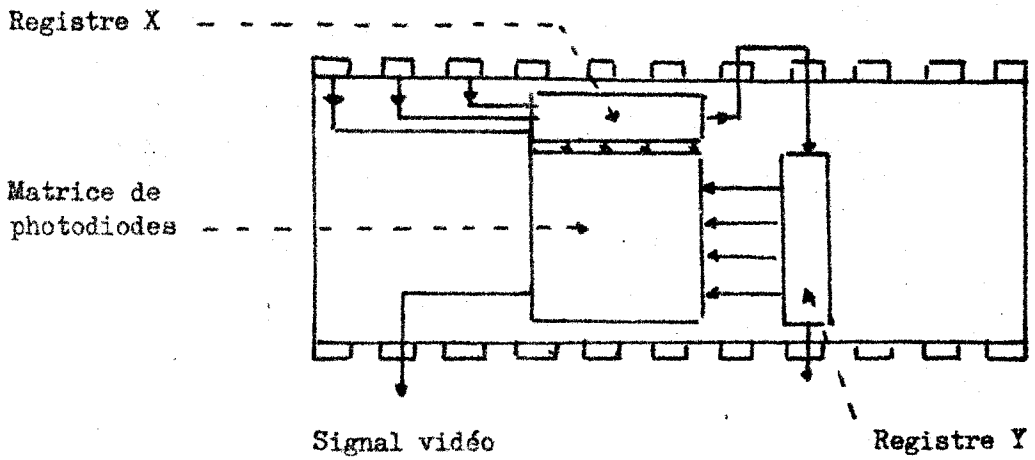


figure IV.10. Bloc diagramme de la matrice à autobalayage.

Une photodiode polarisée en inverse a, comme équivalent, un condensateur et une résistance en parallèle (13). Le condensateur est créé par la barrière de potentiel de la jonction PN avec une résistance de fuite R en parallèle ; cette résistance R est une fonction inverse de l'éclairement E reçu par la diode (figure IV.11).

Lors de la fermeture de l'interrupteur, au temps t = 0, le condensateur est chargé à la tension V_{cc}, puis il se décharge selon une loi exponentielle classique, illustrée à la figure IV.12, provoquant ainsi dans la résistance de charge r un appel de courant dont la valeur crête I_c vaut :

$$I_c = \frac{V_{cc} - V_t}{r} \qquad \text{où } V_T \text{ est la valeur de tension à l'instant T} \qquad \text{(IV.7)}$$

L'apparition de ce courant permet la mesure de l'éclairement reçu entre deux fermetures successives de l'interrupteur.

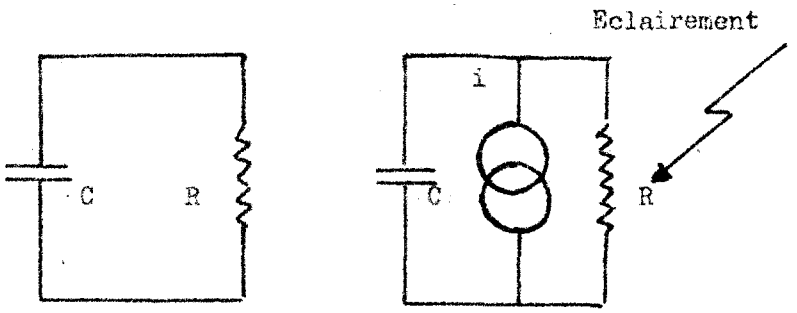


figure IV.11. Schémas équivalents de la photodiode polarisée.

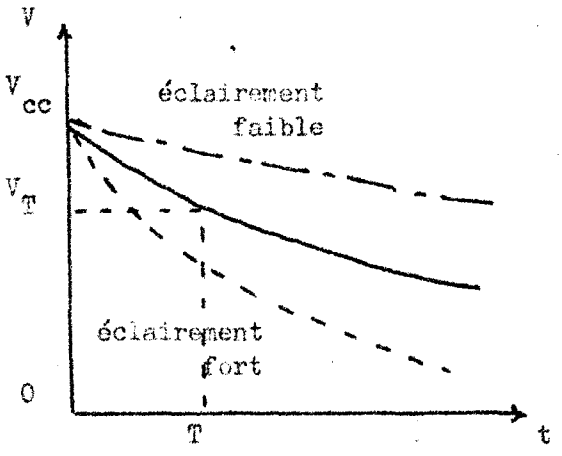


figure IV.12. Formes du courant selon l'éclairement.

Dans le noir complet, R est grand I_c très faible ; en saturation, R est presque nulle et I_c est maximum (figure IV.12).

Le rôle de l'interrupteur est en réalité tenu par des transistors MOS ; chaque photodiode de la matrice devant être adressée en X et en Y, la cellule de base du réseau intégré, reproduit 1024 fois, est en conséquence constituée d'une photodiode associée à deux commutateurs MOS. Cette cellule est traversée par trois lignes : deux lignes de sélection X et Y et une troisième portant le signal vidéo. En fonctionnement normal, une polarisation de 5 V est appliquée entre la ligne vidéo et la référence (common). Ainsi, lorsque les deux commutateurs sont fermés, la diode est polarisée en inverse ; que l'un ou l'autre des commutateurs soit ouvert, et la diode reste en circuit ouvert : la décharge se fait

par courant photoélectrique selon les variations de l'éclairement qu'elle reçoit.

La sélection des transistors MOS de commutation s'effectue à partir de deux registres : un registre à décalage dynamique fonctionne suivant l'axe des X piloté par un signal externe à fréquence rapide ; lorsque la 32^{e} diode de la ligne a été interrogée, une impulsion de fin de ligne apparaît et est envoyée sur le registre à décalage Y pour l'exploration de la ligne suivante.

L'ensemble des 1024 cellules et les deux registres à décalage sont déposés sur le même substrat. Le système présente de notables avantages par rapport à la solution à phototransistors qui nécessite un nombre d'interconnections plus important et présente une grande dispersion des caractéristiques. Le système d'autobalayage de notre réseau réalise en fait une transformation parallèle-série.

Le réseau RA 32 x 32 est logé dans un boîtier de type "dual-in-line" standard à 22 bornes, de dimensions 28 mm x 10,16 mm. La taille L de chaque photodiode est de 71 µ au carré, l'espacement (d) entre deux centres voisins de 101,6 µ.

Ce réseau doit être piloté par deux signaux carrés ϕ_1 et ϕ_2 complémentaires et une impulsion de départ (Start) qui initialise le balayage de chaque ligne ; ces signaux sont créés par un circuit de mise en forme (RD 2) à partir d'un signal d'horloge de fréquence f et d'une impulsion de fréquence f/N (circuit d'horloge RC 10). La fréquence f peut varier entre 20 kHz et 5 MHz, f/N est la fréquence de ligne. Le nombre N ne doit pas être inférieur à 35, ce qui correspond à un temps de retour de balayage de trois périodes d'horloge.

Le signal vidéo se présente, à la sortie de la matrice, sous la forme d'un train d'impulsions, de faible durée et de faible puissance ; ce signal, pour devenir exploitable, nécessite un amplificateur de courant ou un amplificateur de charge (CA 10) ayant un gain minimum en boucle ouverte de 40 dB à la fréquence

envisagée. Les parasites de commutation sont éliminés par un circuit de suppression d'image pendant le retour de ligne. L'ensemble de ces modules constitue la plaquette de circuit Réticon RS 2 C, son diagramme est donné sur la figure IV.13. Un échantillonneur-bloqueur détecteur de crête réalise la mise en forme finale du signal vidéo, dont l'amplitude varie entre OV - obscurité totale - et 10V - éclairement de saturation des photodiodes -. Il faut enfin noter l'existence d'un signal de fin d'image (E_f) délivré par la matrice pendant l'exploration de la dernière (32^e) ligne.

La figure IV.14 donne le diagramme de temps des divers signaux apparaisaant lors de la formation d'une image complète.

Le réseau RA 32 x 32 fonctionne en mode de "stockage d'image" : chaque diode intègre le courant photoélectrique pendant toute la période d'exploration de l'image et restitue la charge accumulée dans la ligne vidéo au moment où elle est sollicitée. La charge ainsi délivrée est proportionnelle à l'éclairement reçu, lorsque la diode n'est pas saturée, mais cette charge est également proportionnelle au temps d'image (T). La sensibilité est donc exprimée en fonction du temps image et de l'éclairement par la formule

$$S = \frac{Q}{T.L.\eta} \qquad \text{et } T = N.t \qquad \text{(IV.8)}$$

où T le temps image
t le temps horloge (t = 1/f)
Q la charge de saturation (Q = 0,75 pCb pour RA 32 x 32)
L la valeur de l'éclairement reçu sur la photodiode (en $\mu W/cm^2$)
η le rendement quantique dépendant de la longueur d'onde
S la sensibilité de la photodiode (S = 5 pA-$cm^2/\mu W$)
et N le nombre de photodiodes dans l'image (N = 35 x 32 = 1120, compte tenu des impulsions de retour de ligne)

La sensibilité est fonction inverse de la fréquence d'horloge et peut donc se régler de façon statique.

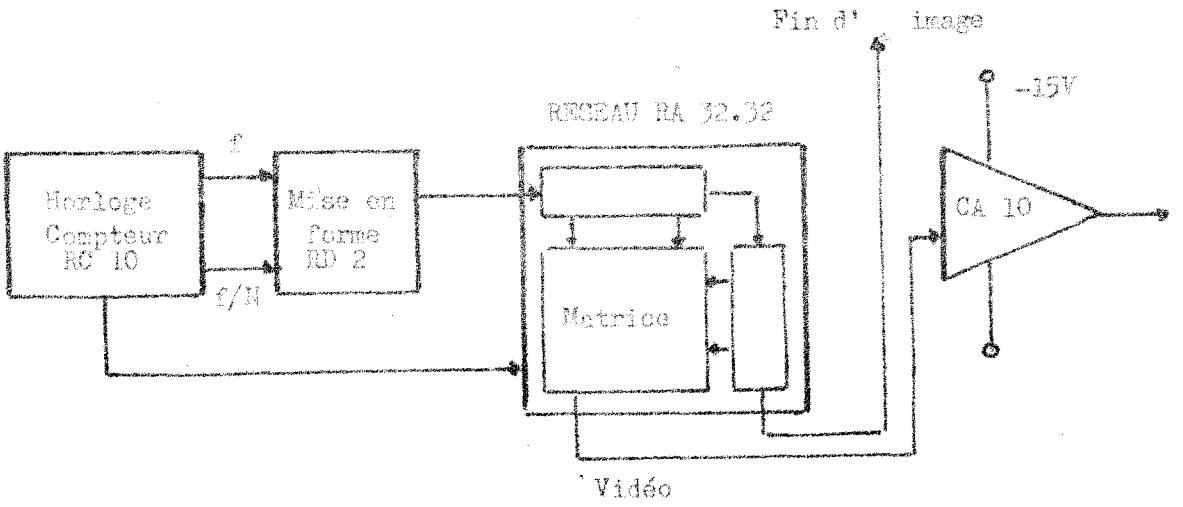


figure IV.13. Bloc-diagramme des circuits d'élaboration du signal vidéo.

IV.3.4.b. Analyse de l'image

Le signal vidéo disponible est constitué d'un train de 1024 impulsions, groupées en 32 séries de 32 impulsions (figure IV.14) : la hauteur de chaque impulsion varie entre 0 et 10 V selon l'éclairement reçu par la diode correspondante pendant un temps fixé (T). Cette information est donc à la fois de type analogique et numérique, la position du point éclairé dans l'image peut se déterminer exactement à l'aide des signaux de synchronisation, fin de ligne et fin d'image.

Le reflet par miroir d'une source fixe ou l'image d'une source oculaire, dirigés vers le réseau de photodiodes se traduit par la formation d'une tache qui illumine toujours plusieurs diodes simultanément (la taille d'une diode est de 71 µ au carré). La position de l'oeil (α_x, α_y) par rapport à deux axes fixes pourra dès lors se déterminer de diverses manières, selon l'exploitation qui sera faite des informations recueillies : le signal vidéo délivrant un signal analogique par la hauteur

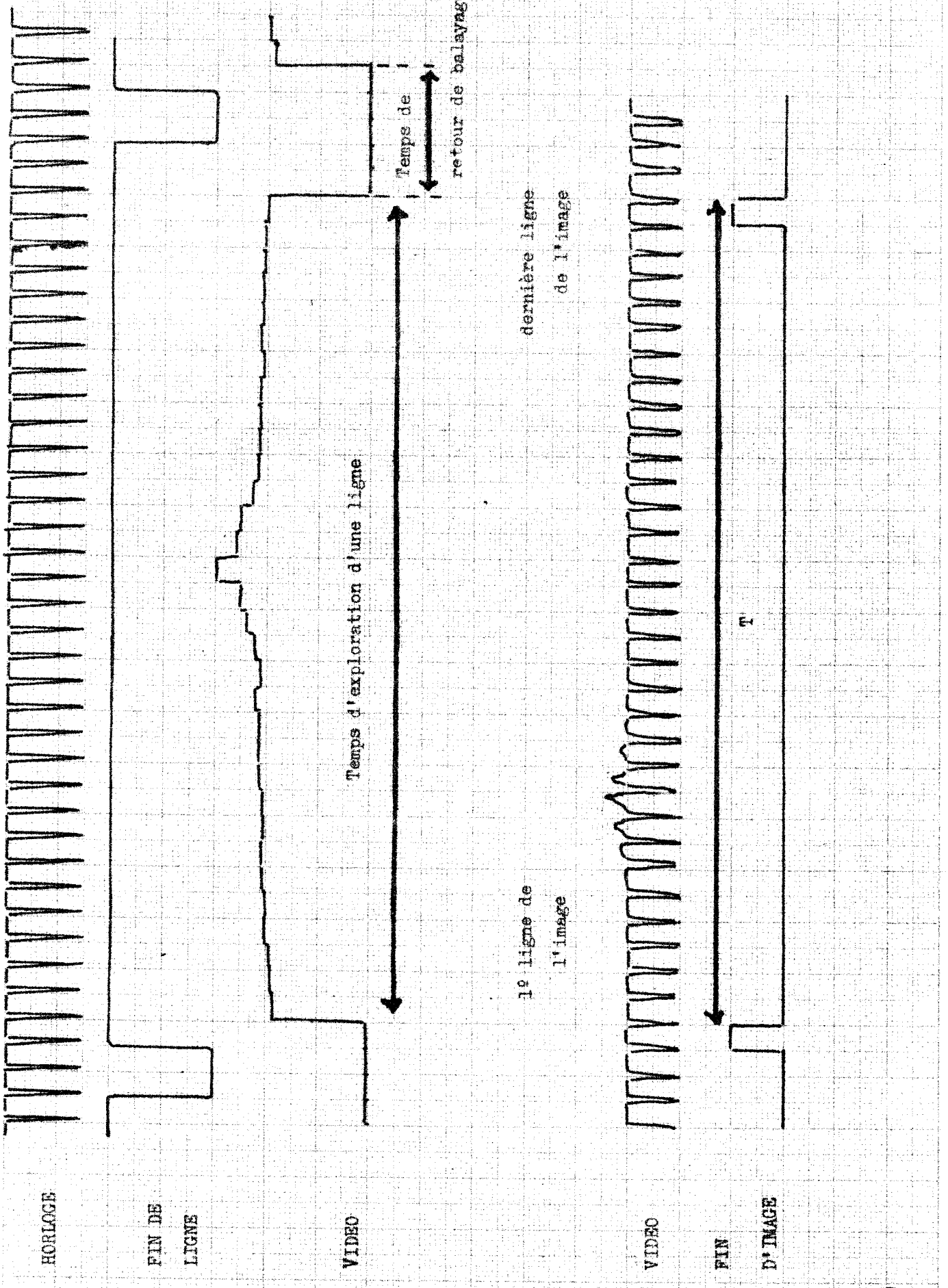


figure IV.14. Formes d'onde des signaux de matrice.

de ses impulsions et le signal d'horloge associé à un compteur binaire (10 bits) permettant de connaître la position, notée m ($0 \leq m \leq 1024_{10}$), de l'impulsion par rapport au début de l'image.

Une première solution consiste à détecter le bord de la tache : si l'on suppose que le balayage de l'image se déroule dans le sens indiqué par la figure IV.15 a, il suffit de fixer un seuil et d'effectuer un comptage au rythme de la fréquence (f) d'horloge.

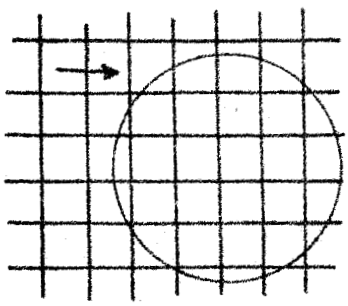


Fig. IV.15a. Sens de balayage de l'image.

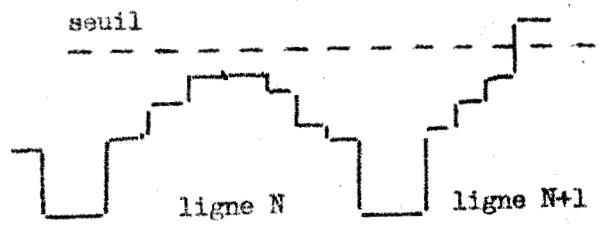


Fig. IV.15b. Détection du bord de la tache.

Dès que le signal vidéo franchit le seuil de tension choisi (figure IV.15b), il déclenche l'acquisition de la valeur du compteur horloge par un registre spécialisé qui contient alors la position (m) du bord supérieur droit de la tache par rapport au début de l'image. Cette méthode présente l'avantage d'une grande simplicité : en limitant le traitement câblé, elle est presque directement exploitable par le calculateur. Cependant, elle n'utilise pas la totalité des informations du signal et suppose que la taille de la tache reste constante.

Il est également possible d'envisager de déterminer le centre de la tache, toujours à l'aide d'un seuil préétabli et d'un comptage au rythme d'horloge . Nous repèrons cette fois, successivement pour chaque ligne, les positions de début et fin

de tache par franchissement du seuil fixé (figure IV.16). Il faut alors former pour chacune des lignes, la grandeur :

$$C_i = \left(\frac{m' + m}{2}\right)_i \qquad i \text{ de } 1 \text{ à } 32 \qquad \text{(IV.9)}$$

et la ranger dans un registre spécialisé.

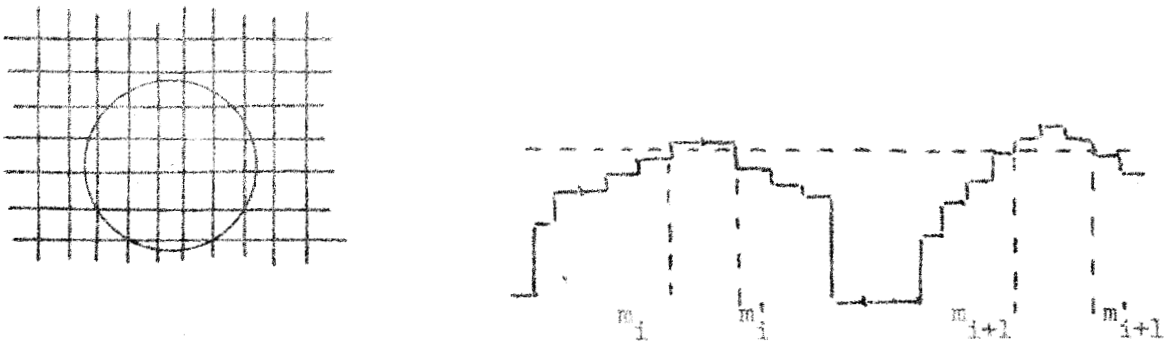


figure IV.16. Décomposition de l'image ligne par ligne.

La grandeur C_{i+1} remplacera C_i dans le registre si la taille de la tache $(m' - m)_{i+1}$ est supérieure à la taille $(m' - m)_i$; dès que la taille décroit, le comptage est arrêté et on retient la valeur du registre à cet instant : on a ainsi déterminé la position du centre C par rapport à l'origine de l'image. Cette méthode constitue une analyse plus fine de l'image ; elle suppose une forme de tache symétrique et sans concavités.

La détermination du <u>barycentre</u> M de la tache améliore encore l'exploitation du signal, tout en augmentant la complexité du traitement ; le principe est de repérer la position m_i de chaque point de l'image, en le pondérant par le niveau h_i d'éclairement reçu :

position M du barycentre $$M = \frac{\Sigma\, h_i\, m_i}{\Sigma\, h_i} \qquad i \text{ de } 0 \text{ à } 1024 \qquad \text{(IV.10)}$$

Cette définition nécessite l'introduction d'une métrique particulière, du type :

$$m_i = x_i + 32\, y_i \qquad 1 \leq x_i \leq 32 \qquad 0 \leq y_i \leq 31 \qquad \text{(IV.11)}$$

métrique qui transforme l'abcisse séquentielle m de l'impulsion en un couple (x, y) ligne-colonne représentatif des coordonnées du point dans l'image.

Le calcul de barycentre devient :

$$M = \frac{\Sigma\, h_i\ (x_i + 32\ y_i)}{\Sigma\, h_i} = \frac{\Sigma\, h_i\ x_i}{\Sigma\, h_i} + 32\ \frac{\Sigma\, h_i\ y_i}{\Sigma\, h_i} = X + 32\ Y \qquad \text{(IV.12)}$$

X et Y étant les coordonnées du barycentre.

L'exploitation de l'information analogique peut se faire de diverses manières. Il faut ici introduire une remarque concernant la valeur de cette hauteur (h_i) de la 1^e impulsion, valeur proportionnelle à la surface éclairée (s_i) de la 1^e diode et à la quantité de lumière (q_i) reçue en ce point :

$$h_i = s_i \times q_i \qquad \text{(IV.13)}$$

Il est possible d'admettre une répartition de lumière suivant une loi normale (figure IV.17), avec un maximum au centre de la tache. L' allure du signal vidéo qui lui correspond est celle de la figure IV.17.

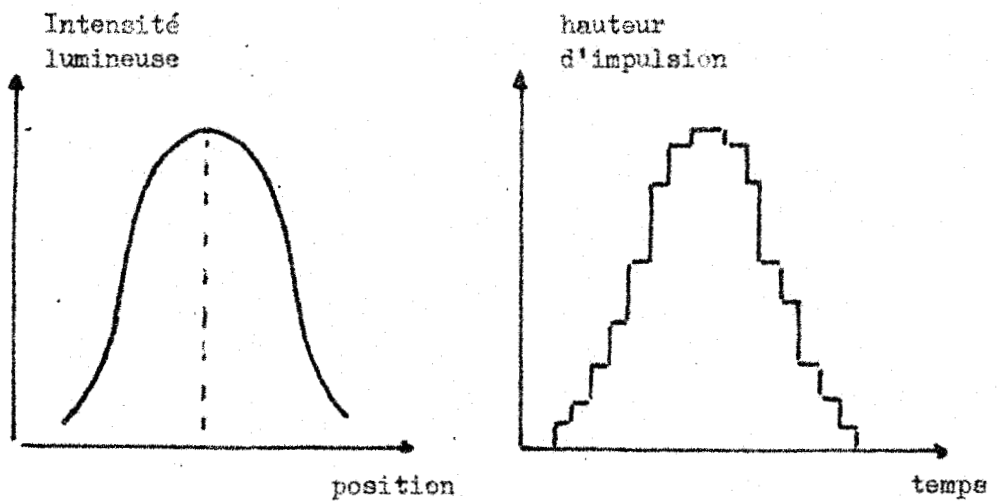


figure IV.17. Répartition de lumière dans la région éclairée et forme du signal correspondant.

Ce coefficient de pondération h_i de la i^{e} position peut être cette hauteur de l'impulsion ou une toute autre valeur.

Une solution simple consiste à ne prendre en compte que les diodes éclairées au dessus d'un seuil, il en résulte :

$$h_i = 0 \text{ ou } 1 \qquad h_i = 0 \text{ pour } 0 \leqslant h_i < \frac{h_{max.}}{2}$$

$$h_i = 1 \text{ pour } \frac{h_{max.}}{2} \leqslant h_i \leqslant h_{max}$$

La réalisation se fait à l'aide d'un compteur (10 bits) piloté par l'horloge et relié à un sommateur (20 bits) par l'intermédiaire d'un registre tampon ; le transfert de ce registre est commandé par un détecteur de seuil placé sur le signal vidéo. Le sommateur contient, à chaque fin d'image, la valeur $\Sigma\, h_i\, m_i$ pour $h_i \geqslant \frac{h.max}{2}$. Un second ensemble (compteur et sommateur), placé après le détecteur de seuil, effectue l'opération $\Sigma\, h_i$ ($h_i \geqslant$ seuil). Il reste ensuite à réaliser la division de ces deux grandeurs, par opérateur câblé ou programmé.

Cette dernière solution, la plus perfectionnée, peut être améliorée si on augmente le nombre des seuils fixés sur la hauteur de l'impulsion, à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique. Elle conduit à définir un barycentre par calcul qui sera d'autant plus proche du centre réel que la forme de la tache sera proche de la symétrie.

Dans le cadre de la réalisation présentée ici, la solution retenue sera cependant la détection du bord de tache, dont la mise en oeuvre est plus immédiate bien qu'elle offre une précision moindre que les autres. Un des perfectionnements apportés ultérieurement à ce travail consistera en la mise au point d'un calcul de barycentre.

IV.3.4.c Description du dispositif.

Le capteur réalisé utilise le principe de détection d'une source oculaire ; les travaux précédents ont en effet montré que la réflexion d'une source fixe par miroir cornéen entraîne une limitation trop importante sur l'amplitude du champ de détection. Le choix d'une détection à distance apparaît en contradiction avec les contraintes définies précédemment sur le capteur qui doit être solidaire de la tête ; il ne se justifie que par une mise en oeuvre plus immédiate et nécessite d'envisager, dans une étape ultérieure de développement, l'installation d'un capteur de position de la tête.

Nous détaillons maintenant les deux éléments constitutifs de ce capteur qui sont : la source oculaire et la lunette de focalisation.

La source portée par l'oeil est formée d'une microdiode électroluminescente du type MLED 60 Motorola. Avec un diamètre de 2,15 mm, une hauteur de 2,5 mm et un poids de 43 mg, elle peut aisément être installée sur un verre cornéen sans perturber les mouvements oculaires. Cette diode photoémissive présente un spectre infra-rouge centré sur 9000°_{A} d'une largeur de bande de 800°_{A} ; elle dissipe une puissance lumineuse de 800 µW sous une tension de 1,2 V et un courant de 80 mA : ce faible niveau d'énergie d'alimentation permet l'utilisation de cette diode sans aucun danger pour le sujet. Notons enfin que son angle d'ouverture est assez étroit (24° à $\frac{1}{2}$ puissance) pour faciliter une bonne discrimination des positions.

Une lunette téléscopique, assure la rigidité mécanique entre la lentille de focalisation et la matrice photosensible. La lentille convergente, constituée par un doublet achromatique, traité pour l'infra-rouge, du type Clairaut-Mossotti, a une distance focale de 300 mm calculée de façon à ce que le déplacement de la source à l'intérieur du champ de détection donne

une image dont le déplacement couvre l'ensemble de la surface sensible de la matrice.

Cette lunette est disposée sur l'un des bords de l'écran de stimulation : bord gauche pour l'examen de l'oeil gauche et bord droit pour l'examen de l'oeil droit. La figure IV.18 donne une représentation schématique du montage adopté. Les paramètres de construction de l'écran de stimulation imposent la valeur angulaire de l'inclinaison a de l'axe source oculaire, lunette par rapport à l'axe visuel, ainsi que la distance D de la lentille à la source :

$$a = 45°$$

$$D = 1 \text{ m}$$

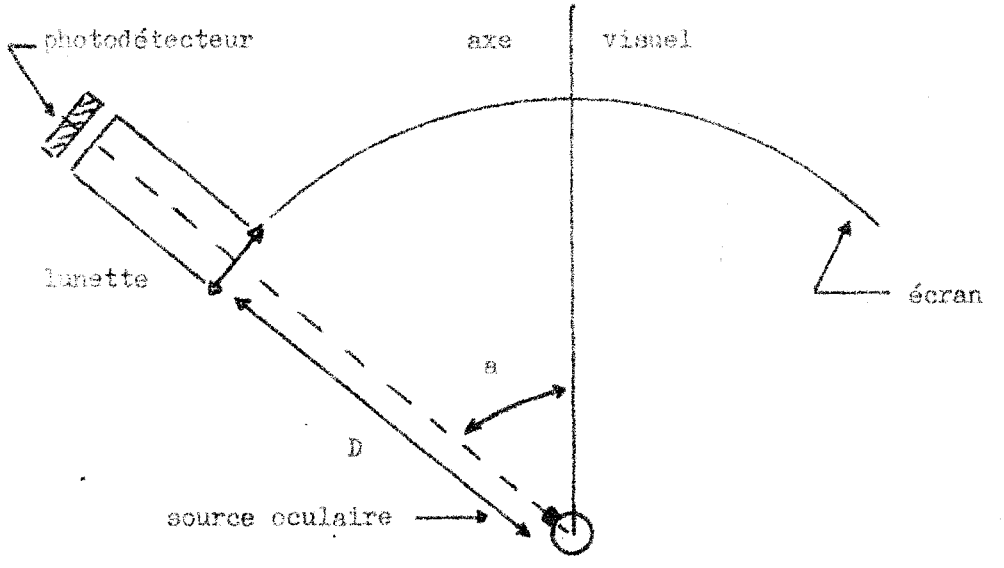


figure IV.18. Schéma du capteur réalisé.

L'installation de la diode électroluminescente sur le verre et la mise en place de ce verre sur l'oeil du sujet assurent l'alignement de la source oculaire avec l'axe de la lunette.

L'amplificateur de charge CA 10 est associé à la matrice dans un boitier fixé à l'arrière de la lunette dont la longueur

variable permet un règlage de la distance l entre la lentille et la matrice :

$$l = 410 \text{ mm} \pm 20 \text{ mm}$$

Les transferts de signaux entre les circuits de pilotage électronique d'une part et la matrice et l'amplificateur d'autre part, se font par un câble à 11 conducteurs d'une longueur de 1 m.

L'étalonnage de ce capteur, utilisé en détection du bord de la tache, a été effectué par l'intermédiaire de l'interface disposée entre ce dispositif et le calculateur PDP 12. Les résultats des mesures sont donc présentés dans le premier paragraphe du chapitre VI consacré à l'acquisition des données du capteur.

-:-

Avant d'aborder le chapitre consacré au positionnement de la stimulation, nous retiendrons de cette étude deux aspects principaux : le premier tient à l'utilisation d'une source oculaire permettant d'obtenir une bonne fiabilité des mesures ; la technologie des photoémetteurs laisse espérer une rapide évolution vers une augmentation sensible du rapport puissance lumineuse/taille de la source. L'apparition récente de réseaux photosensibles intégrés contribue également à améliorer la précision de la détection : de par leur grande souplesse d'emploi, ces photodétecteurs semblent les mieux adaptés au traitement numérique.

-:-

CHAPITRE V

ETUDE ET REALISATION DU STIMULATEUR

Après avoir étudié les divers éléments de prise d'information, nous considérons maintenant le stimulateur, élément final de la chaîne de surveillance définie au chapitre III. Nous désignons sous ce nom le dispositif permettant la présentation au sujet d'un point lumineux dont le déplacement suit le plus fidèlement et le plus rapidement possible celui de l'oeil examiné.

Recevant une commande C (α_x, α_y) liée à la position de l'oeil, il a pour rôle de réaliser un déplacement angulaire (β_x, β_y) du point lumineux. Cette réalisation suppose l'association de deux éléments : un système de déplacement de la source suivant deux axes, par rapport auxquels ont été définis les positions de l'oeil, et un écran sur lequel se forme l'image du point lumineux ainsi déterminé.

L'étude des contraintes relatives à ce sous-ensemble nous permet de préciser la nature de l'écran ainsi que la technique de déplacement finalement retenue. Ce chapitre s'achève par un exposé des résultats expérimentaux et une description de la source de stimulation employée.

V.1. Contraintes imposées au stimulateur

Le stimulateur doit figurer une image la plus exacte possible de la rétine et se présente donc sous forme d'une calotte sphérique. En adoptant un tel écran placé vis à vis du sujet de telle sorte que son centre de courbure coïncide avec le centre de rotation de l'oeil, comme l'illustre la figure V.1, il est possible d'établir une correspondance simple entre la position

du point rétinien et celle du point lumineux.

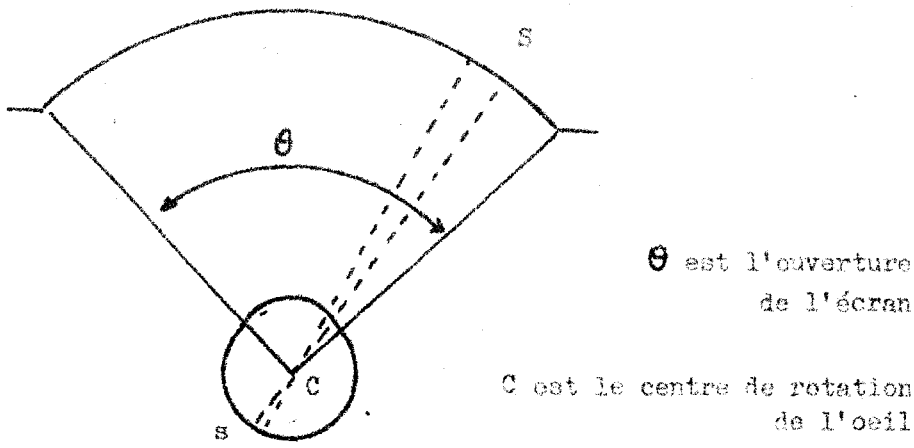


figure V.1. Disposition de l'écran par rapport à l'oeil.

Ayant admis de confondre centre de rotation et centre optique de l'oeil, il est normal de prendre une taille constante de stimulation sur la rétine quelle que soit la position du globe oculaire. Ceci suppose cependant la réalisation d'un point lumineux dont la taille (S) sur l'écran soit, elle aussi constante. Cet aspect sera déterminant lors du choix de la méthode de déplacement du point stimulus.

Dans une telle configuration, la distance D entre la stimulation et la rétine est constante ; la rotation de l'oeil, et par suite celle du point lumineux, s'effectuent autour du même axe C. Toutefois, les caractéristiques anatomiques sont essentiellement variables : la position du centre optique ainsi que le rayon de courbure de la rétine se modifient d'un sujet à l'autre et notamment chez les myopes. Il apparaît donc nécessaire d'adopter un rayon de courbure de l'écran assez grand ($R \simeq 1$ m) devant celui de l'oeil ($r = 12$ mm), ceci pour diminuer l'erreur relative introduite par l'approximation de la rétine sphérique.

Un autre paramètre important est l'angle d'ouverture de l'écran. Le champ d'exploration a été défini au paragraphe I.3 comme la somme des champs de stimulation et de détection ; le champ de détection, d'amplitude ±15° par rapport à l'axe visuel correspond aux déplacements de l'axe du regard alors que le champ de stimulation correspond à la taille de la région fovéolaire que l'on désire pouvoir examiner au cours de séquences d'exploration successives. L'angle d'ouverture θ vu par l'oeil du sujet, a donc une valeur au moins égale à 40°.

La dernière contrainte se rapporte aux paramètres de la stimulation ; la taille, la forme géométrique, la couleur et la luminance du stimulus, s'ils sont invariants au cours d'une même séquence d'exploration, doivent cependant pouvoir être réglés par le praticien. Dans le cas d'une stimulation en damier, l'image doit conserver sa forme et son orientation au cours du déplacement. De plus, la luminance qui définit le niveau de brillance par rapport au fond de présentation nécessite un écran dont l'aspect de surface soit le plus régulier possible.

Ces dernières remarques nous amènent à exclure la solution qui consiste à planter un ensemble de microlampes câblées sur la surface de l'écran. Malgré des avantages certains (faible temps de réponse, commande par niveaux T.T.L.), cette réalisation ne répond pas aux impératifs que nous venons de citer : la multiplication des sources lumineuses entraîne un éclairement différent en chaque point du champ de stimulation, contrairement à ce que donne une source unique balayant tout l'espace.

Nous envisageons enfin rapidement les avantages que procure l'emploi d'un écran de stimulation plan, même si cette solution n'est pas compatible avec les caractères anatomiques dont nous avons fait mention. Cependant ces avantages sont suffisamment importants pour être signalés ; comme le montre la figure V.2, la possibilité d'installer la source de stimulation derrière cet écran introduit une relation simple entre les rotations (β_x, β_y) du rayon lumineux et celles (α_x, α_y) de l'oeil :

$$\beta_x = \alpha_x$$
$$\beta_y = \alpha_y$$

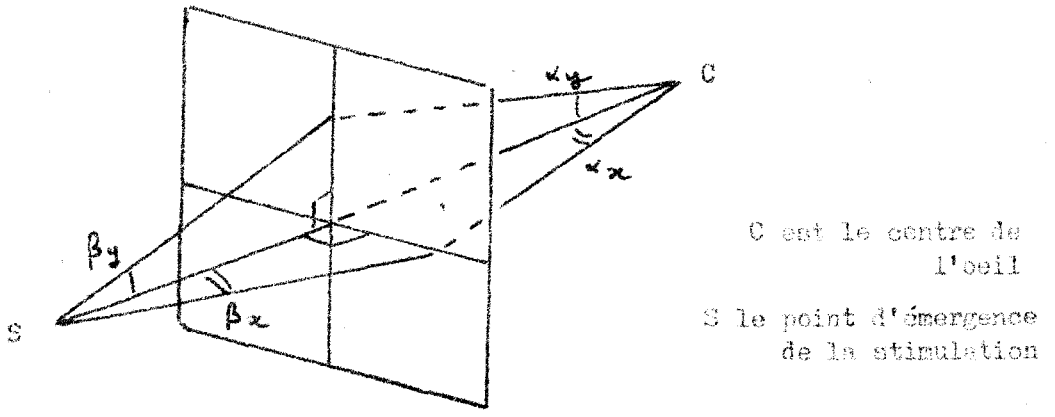


Figure V.2. Stimulation sur écran plan.

En conclusion, nous retenons donc la solution qui sonsiste à déplacer l'image d'une source fixe sur un écran sphérique à l'aide de miroirs plans tournants. Avant d'étudier les diverses techniques susceptibles de réaliser la rotation de miroirs, nous nous intéressons maintenant au problème d'optique géométrique que cela pose.

V - 2. Ecran sphérique : géométrie du déplacement.

Pour réaliser le plus exactement possible une image de la rétine, nous avons choisi de placer l'oeil examiné au centre C de courbure de l'écran : la distance D du point de stimulation à l'oeil est ainsi constante, à condition toutefois d'immobiliser parfaitement la tête. Ce choix nous empêche de faire coïncider le point S, source de stimulation, avec le centre C ; ce point S représente le point d'émergence du rayon lumineux après réflexion sur le ou les miroirs tournants.

Nous présentons ici deux solutions particulières dans lesquelles la source est placée sur le bord de la coupole - première solution - puis à une distance d du centre C - seconde solution - en examinant pour chacune d'entr'elles les équations qui relient le déplacement angulaire du point S, noté β_x, β_y à celui du globe oculaire, noté α_x, α_y. Le choix du mode de repérage adopté, ainsi que la situation du globe oculaire au centre de la coupole, nous permet de décomposer les mouvements de l'oeil en deux variables indépendantes α_x et α_y, compte-tenu des hypothèses qui nous font négliger les mouvements de torsion. En remarquant également que les mouvements horizontaux sont toujours plus amples que les mouvements verticaux, nous recherchons, lorsque cela est possible, une localisation de la source S qui réduise les non-linéarités suivant l'axe horizontal.

Dans la suite de l'étude, l'oeil est assimilé à son centre optique C et la source au point S.

V.2.1. Source au bord de l'écran

L'écran de stimulation n'est pas exactement hémisphérique, puisque son angle d'ouverture θ est inférieur à 180° ; le terme "bord de l'écran" employé ici n'est donc pas exactement approprié : il serait plus exact, mais moins commode, de parler d'une source S située à l'extrémité d'un diamètre fictif de la coupole, passant nécessairement par C, ainsi que le montrent les figures V.3 et V.4.

Une coupe horizontale de l'ensemble de stimulation met en évidence la relation simple qui existe entre la rotation horizontale α_x de l'oeil et celle β_x de la source :

$$\beta_x = \frac{\alpha_x}{2} \qquad (V.1)$$

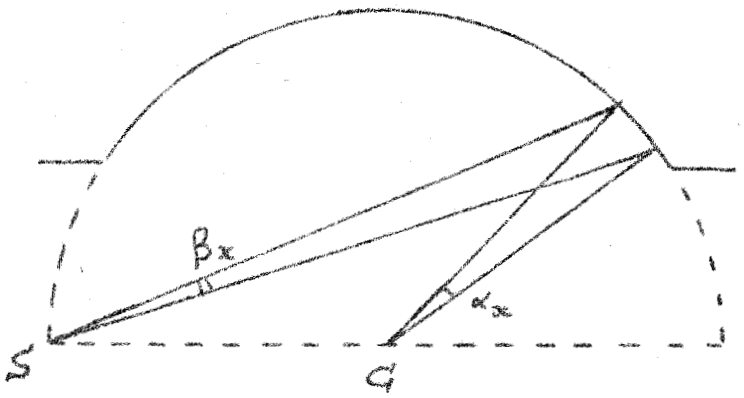


figure V.3. Coupe horizontale de l'ensemble de stimulation.

La représentation, dans l'espace, des déplacements dans un plan vertical (figure V.4) met en évidence la relation qui s'établit entre les composantes β_y et α_y :

$$\sin. \frac{\beta_y}{2} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sin. \frac{\alpha_y}{2} \qquad (V.2)$$

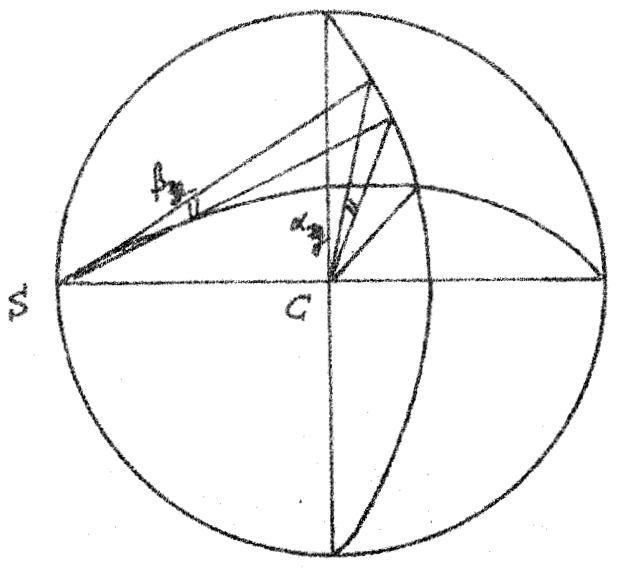


figure V.4. Déplacements verticaux.

Une approximation possible de la relation (V.2) est :

$$\beta_y = \frac{1}{\sqrt{2}} \alpha_y \quad \text{pour les petits angles } (\alpha_y \leq 15°)$$

Nous retenons, pour cette configuration, les deux relations suivantes :

$$\beta_x = 0{,}5\ \alpha_x \qquad (V.3)$$

$$\beta_y = 0{,}7\ \alpha_y \qquad (V.4)$$

cette dernière relation déterminant une précision :

$$\Delta \beta_y = | 0{,}7\ \alpha_y - \beta_{vrai} | \leq 6{,}5' \text{ d'arc}$$

V.2.2. Source à distance d de l'oeil

Il apparaît immédiatement, à l'examen des figures précédentes, que la différence entre les valeurs des angles α et β est d'autant plus faible que la source est proche de l'oeil. C'est pourquoi nous envisageons maintenant une seconde configuration dans laquelle la source S est placée à une distance d ($d << R$) de l'oeil (figures V.5. et V.6). <<

L'expression d'une relation entre les angles horizontaux oblige à prendre en compte, non plus les déplacements α_x et β_x, mais les positions a_x et b_x par rapport à un axe de référence - axe Ox, perpendiculaire à la direction SC (figure V.5) ; cet axe Ox coïncide avec la position de repos de l'axe optique de l'oeil.

La relation entre ces deux angles s'écrit alors :

$$\operatorname{tg} b_x = \frac{\operatorname{tg} a_x + h \left(\frac{1}{\cos a_x} - 1\right)}{1 + h \left(\operatorname{tg} a_x + \frac{1}{\cos a_x}\right)} \qquad (V.5)$$

avec $h = \frac{d}{R}$; R est le rayon de la coupole.

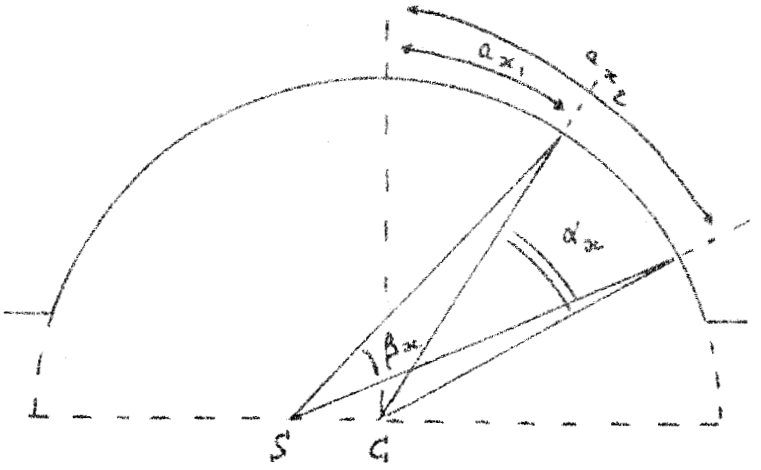


figure V.5. Déplacements horizontaux avec la source à proximité de l'oeil.

La correspondance entre les angles α_x et β_x s'obtient en écrivant :

$$\alpha_x = a_{x1} - a_{x2} \qquad (V.6)$$

$$\beta_x = b_{x1} - b_{x2} \qquad (V.7)$$

exprimant que le déplacement angulaire est la différence entre deux positions successives 1 et 2.

La relation entre les composantes verticales α_y et β_y du déplacement (figure V.6) s'écrit alors :

$$\sin\frac{\beta_y}{2} = \frac{1}{\sqrt{1+h^2}} \sin\frac{\alpha_y}{2} \qquad h = \frac{d}{R} \qquad (V.8)$$

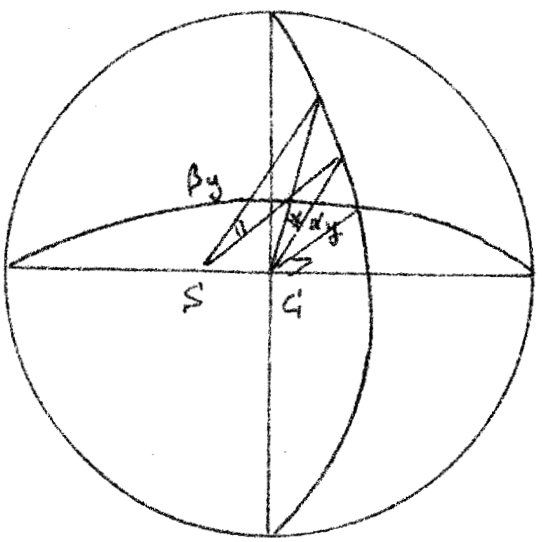


figure V.6. Déplacements verticaux avec la source à proximité de l'oeil.

Pour une valeur de h = 0,2 (d = 0,20 m et R = 1 m), valeur maximale compte-tenu des impératifs anatomiques, la quantité :

$$\frac{1}{\sqrt{1 + h^2}} \simeq 0,98$$

et une approximation de l'équation (V.5) donne :

$b_x = 0,95\ a_x$ avec une précision meilleure que 10' d'arc, relation qui devient, en utilisant (V.6) et (V.7) :

$$\beta_x = 0,95\ \alpha_x \quad | \Delta \beta_x | \leq 20' \text{ d'arc.}$$

De la même façon, une approximation pour les composantes verticales s'écrit :

$\beta_y = 0,98\ \alpha_y$ avec une précision meilleure que 1' d'arc.

La recherche d'une optimisation des mouvements horizontaux, les plus amples et les plus fréquents, nous conduit à effectuer une permutation des axes x et y, c'est à dire, d'un point de vue pratique, de placer la source S au-dessus de la tête du sujet, à l'aplomb de l'oeil; les relations définitives s'écrivent alors :

$$\beta_x = 0,98\ \alpha_x \quad | \Delta \beta_x | \leq 1' \qquad \text{(V.9)}$$

$$\beta_y = 0,95\ \alpha_y \quad | \Delta \beta_y | \leq 20' \qquad \text{(V.10)}$$

L'image de point lumineux formé sur la coupole est vue par l'oeil sous un angle solide o, décomposable lui aussi en o_x, o_y, s'exprimant en fonction de l'angle solide à la source ($s = s_x, s_y$) par les mêmes relations :

$$s_x = 0,98\ o_x \qquad \text{(V.11)}$$

$$s_y = 0,95\ oy \qquad \text{(V.12)}$$

Cette deuxième solution, adoptée pour la suite de l'étude, présente l'avantage sur la précédente d'établir, à niveau d'approximation égal, une meilleure concordance entre les déplacements du globe oculaire et ceux de la source ; d'autre part, elle entraîne une moindre distorsion de l'image vue par l'oeil.

V - 3. Déplacement de la source par miroir.

Pour les raisons exposées au paragraphe V.1, nous avons opté pour le déplacement d'une source fixe miroirs plans tournants, en excluant définitivement la solution consistant à implanter des sources fixes sur la coupole elle-même.

La commande de la rotation de ce ou ces miroirs va se faire par l'intermédiaire d'un système électromécanique, associant à une grandeur électrique - la commande C introduite au chapitre III - une rotation du rayon lumineux telle que les angles de déplacement (β_x, β_y) de la tache sur l'écran vérifie les relations (V.9) et (V.10).

L'emploi d'un seul miroir, mis en rotation autour de deux axes X et Y, donne une géométrie simple du déplacement de la source (figure V.7) : les composantes du déplacement β obtenu par réflexion sur le miroir sont alors :

$$\begin{aligned} \beta_x &= \gamma_x \\ \beta_y &= 2\,\gamma_y \end{aligned} \qquad \text{(V.13)}$$

si on note γ_x et γ_y les composantes horizontales et verticales de la rotation du miroir autour de ses axes.

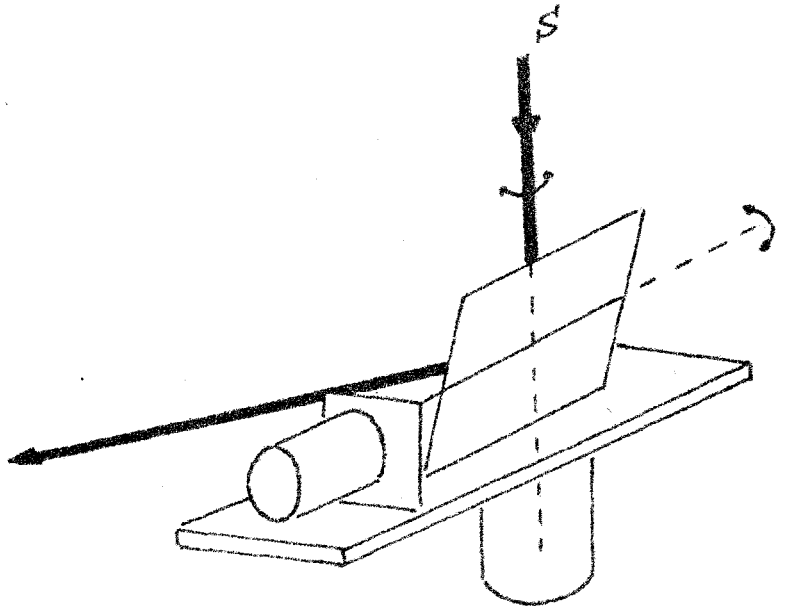


figure V.7. Déplacement de la source par un seul miroir.

La figure V.7 illustre le système envisagé pour réaliser cette double rotation du miroir. Le montage est de type gyroscopique, dans lequel le premier ensemble de rotation, suivant l'axe X, est lui-même mis en rotation par le second ensemble, autour d'un axe perpendiculaire. Le couple de charge, et par conséquent l'inertie de ce deuxième système électromécanique est d'autant plus augmenté que les masses mises en mouvement sont importantes (masse d'un moteur ou d'un galva : env. 800 g).

La seconde solution consiste à utiliser deux miroirs, placés vis à vis, ces miroirs étant alors les seules pièces tournantes du système de déplacement. Le rayon lumineux issu d'une source fixe subit alors deux réflexions successives sur les miroirs, comme l'illustre la figure V.8. Ici encore, le déplacement β du faisceau peut se décomposer en un couple (β_x, β_y) obtenu par la rotation des deux miroirs (γ_x, γ_y) ; la relation (V.13) reste applicable.

Les dimensions de ces miroirs, la hauteur h et la dimension l transversale, ainsi que la distance e entre les deux axes dépendent autant de la taille d du point lumineux que de l'amplitude maximale du balayage angulaire à réaliser.

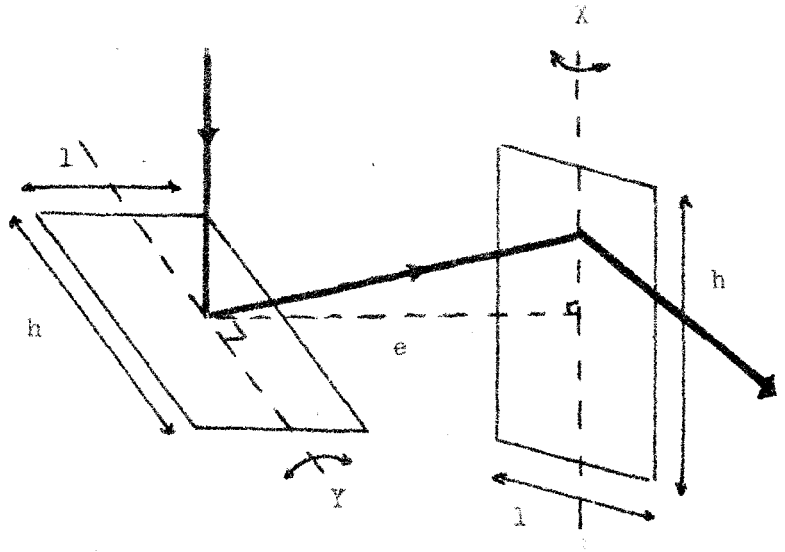


figure V.8. Balayage optique à l'aide de deux miroirs.

La valeur maximale du rapport $\frac{d}{e}$ en fonction de l'amplitude du balayage a été obtenue à partir de tables (14).

$$\frac{(d)}{2}\ \text{max.} = 0{,}475 \qquad \text{pour } \beta = 15°$$

Le diamètre d de la tache, vue sur l'écran sous un angle de 2°, vaut :

$$d = 3{,}5 \text{ cm}$$

L'entr'axe e est fixé à une valeur de :

$$e = 7{,}5 \text{ cm.}$$

la détermination de la taille du 1° miroir s'établit par la relation :

$$\text{largeur } l = \frac{d}{\cos 45°} \qquad \text{soit } l = 5 \text{ cm}$$

$$\text{hauteur } h = d \qquad \text{soit } h = 3{,}5 \text{ cm} \qquad (V.14)$$

Pour le second miroir :

$$l = \frac{d}{\cos 22{,}5°} \qquad \text{soit } l = 3{,}8 \text{ cm}$$

$$h = d + 2e \operatorname{tg} \beta_{y\,max} \qquad \text{soit } h = 7{,}5 \text{ cm} \qquad (V.15)$$

Il faut également déterminer la position du centre de rotation (S) par rapport auquel le rayon semble tourner, afin d'en déduire l'emplacement du système de miroirs vis à vis du centre C de la coupole. En disposant l'ensemble de sorte que la réflexion s'effectue d'abord sur le miroir d'axe vertical, la source lumineuse fixe et son optique de focalisation se trouvent situées au-dessus et à l'aplomb de ce premier miroir.

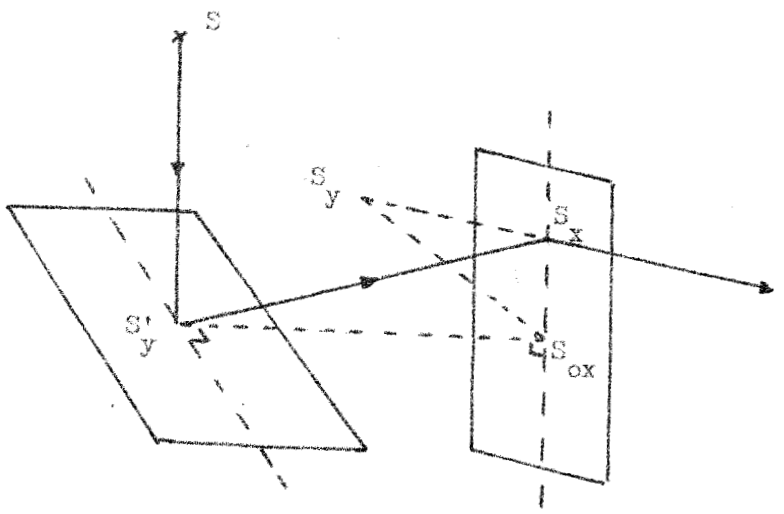


figure V.9. Définition des centres de rotation du rayon lumineux.

La rotation horizontale, mise en oeuvre par le miroir d'axe X vertical, s'effectue autour du point S_x situé sur cet axe X (figure V.9), point dont la distance au centre du miroir So_x dépend de l'angle de rotation du premier miroir :

$$\text{distance } (So_x - S_x) = e \text{ tg } \beta_y \qquad (V.16)$$

La rotation verticale, autour de l'axe Y, se fait autour d'un point fictif S_y, image virtuelle du point S'_y à travers le deuxième miroir ; S'_y est le point de la première réflexion. Ce point S_y est fixe, situé à une distance e du point So_x.

L'existence de deux centres de rotation distincts entraîne une distorsion de l'image, telle qu'illustrée par la figure V.10 ; l'erreur relative maximale se calcule en fonction de l'angle de déviation :

$$\frac{\varepsilon}{2\,p} = \frac{1 - \cos \beta}{\cos \beta} = 0{,}017 \text{ pour } \beta = 15° \qquad (V.17)$$

2 p est le déplacement correspondant à une déflexion de 30°, soit à une distance de R = 1 m,

$$2\,p = 0{,}525 \text{ m} \; ; \; \varepsilon \leqslant 0{,}9 \text{ cm équivaut à une erreur angulaire :} \qquad (V.18)$$

$$\Delta \beta \leqslant 0{,}5° \qquad (V.19)$$

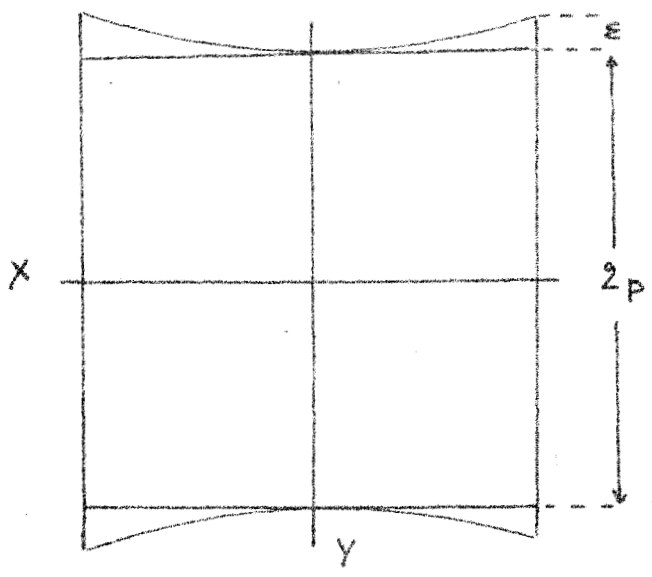


figure V.10. Distorsion de l'image.

Cette distorsion obtenue sur l'image par suite de la double réflexion s'ajoute à l'approximation que nous avons établie au paragraphe V.2.2 lorsque, comme c'est ici le cas, la source est placée à une distance d de l'oeil. Il faut néanmoins remarquer que cette erreur n'est importante que dans les régions extrêmes du balayage et qu'elle ne se manifeste que sur les déplacements verticaux, de moindre importance. Nous adoptons donc, comme dispositif de balayage de l'écran, un système de deux miroirs plans, placé à une distance d de l'oeil au-dessus de la tête du sujet ; les relations angulaires théoriques entre les rotations γ_x et γ_y de ces miroirs et les composantes α_x et α_y de la rotation de l'oeil seront en définitives:

$$\gamma_x = 0{,}49\ \alpha_x \qquad \Delta\gamma_x \leq 0{,}5' \qquad \text{(V.20)}$$

$$\gamma_y = 0{,}475\ \alpha_y \qquad \Delta\gamma_y \leq 10' \qquad \text{(V.21)}$$

V - 4. Dispositif de mise en rotation du miroir

L'élément actif de ce stimulateur, qui réalise la transformation du signal de commande en une rotation du point lumineux fait appel à un système électromécanique. Celui-ci doit fonctionner de façon discontinue, puisque son rôle est d'assurer un changement de position de la tache de stimulation sur l'écran ; ce changement n'intervient qu'entre les instants de déclenchement de la stimulation, à intervalle de temps fixé. Les caractéristiques de la réponse impulsionnelle d'un tel système ne sont donc pas un critère de choix déterminant : il suffit simplement d'obtenir un positionnement avec la précision requise et une stabilisation de l'image pendant le temps d'ouverture de l'obturateur.

Nous présentons brièvement trois types de dispositifs, accompagnés de leurs caractéristiques de fonctionnement, avant de consacrer le prochain paragraphe à une étude détaillée du dispositif réalisé.

Le modèle 232 XY de Spectra Physics met à profit les propriétés de la piézoélectricité pour permettre au faisceau lumineux d'effectuer une déflexion d'amplitude maximale 10° suivant deux axes orthogonaux ; ces axes sont indépendants et commandés l'un et l'autre par une tension variable ou continue avec une sensibilité moyenne de 0,25° / Volt. Un tel système nécessite la présence d'un convertisseur digital - analogique qui transforme les commandes issues du calculateur, sous forme de mots de 12 bits, en niveau continu de tension ; un intégrateur génère alors à partir de ce niveau une rampe dont le temps de montée doit être adapté à la réponse en fréquence de cet ensemble de quartz. Ce balayeur optique, conçu pour la déflexion de faisceau laser, se présente sous la forme d'un boîtier peu encombrant (3 cm d'épaisseur) dont les deux plus grandes faces (dimension 8 x 8 cm) portent chacune une fenêtre à travers lesquelles est transmis le rayon lumineux.

Le système proposé par General Scanning Inc. consiste à assembler sur un même chassis deux galvanomètres à cadre mobile. En plus d'une bonne linéarité dans la réponse et d'un rapport couple / inertie important, il présente une sensibilité et une caractéristique de transfert assez aisément modifiables. Une étude (15) relative à la commande impulsionnelle de systèmes électromécaniques du second ordre propose une commande par modulation de largeur et de hauteur en fonction des caractéristiques (fréquence propre et amortissement) qui minimise le temps de réponse en annulant les oscillations parasites. Une commande ainsi modifiée permet de réduire le temps de réponse d'un galvanomètre à l'échelon à quelques 100 µs.

Une troisième solution, de type numérique, consiste à employer des moteurs par à pas, commandés par une séquence d'impulsions dont le nombre détermine l'amplitude de la rotation, chaque impulsion correspondant à un incrément de position $\emptyset$ ($\emptyset$ pouvant varier de 90° à 1,8°). Malgré des caractéristiques fréquentielles moins intéressantes que celles des galvanomètres, les moteurs ont à leur avantage une meilleure robustesse mécanique.

Mais le facteur le plus décisif dans notre choix a été leur disponibilité plus grande : au moment de la réalisation du stimulateur, la livraison du balayeur optique par quartz SpectaPhysics) était suspendue et les galvanomètres à cadre mobile trop longs à obtenir.

V - 5. Description du stimulateur réalisé.

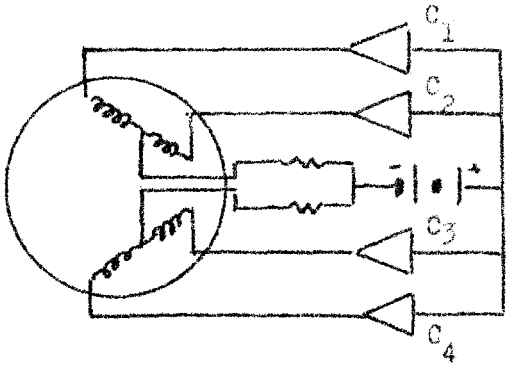
V.5.1. Caractéristiques des moteurs pas à pas.

Nous avons retenu les moteurs Slo-Syn série M, fabriqués par Superior Electric, parmi les nombreux modèles examinés, en raison de leur faible angle de pas ($\phi \mp 1{,}8°$) qui s'approche le plus de la valeur incrémentale recherchée et de leurs petites dimensions. Ces moteurs présentent huit pôles de stator et un rotor à aimant permanent.

Ils sont activités par des circuits de commutation transistorisés fonctionnant à des vitesses compatibles avec les performances du moteur, soit 500 à 1 000 pas par seconde.

Lorsqu'il est associé à une séquence de commande du type "quatre pas", l'arbre du moteur tourne à raison de 200 incréments par tour (figure V.11) ; une carte de commande, (STM 1800 C) associe quatre transistors de puissance aux circuits logiques qui assurent la répartition des impulsions dans chacun des enroulements, selon le diagramme donné dans le tableau de la figure V.12.

Ainsi, le moteur pas à pas transforme une séquence d'impulsions en un mouvement de rotation conditionné en vitesse par la fréquence des impulsions.



C_i désigne le
i° commutateur
et son amplificateur
de puissance

figure V.11. Circuit de commande quatre phases.

Pas	C_1	C_2	C_3	C_4
1	1	0	1	0
2	1	0	0	1
3	0	1	0	1
4	0	1	1	0
1	1	0	1	0

figure V.12. Séquence de commande quatre phases.

Les courbes caractéristiques de chacun de ces moteurs déterminent les relations entre la vitesse de rotation, exprimée en fréquence de pas, et le couple développé ; elles sont présentées sous forme d'un diagramme Couple-Fréquence (figure V.13), relatif au type de moteur et au mode de commande utilisés ; à une valeur choisie du couple correspond une fréquence maximale des impulsions à laquelle le moteur peut démarrer, s'arrêter et repartir en sens contraire sans perdre de pas. La région comprise entre les axes et la courbe définit la zone de démarrage, dans laquelle le moteur démarre sans erreur.

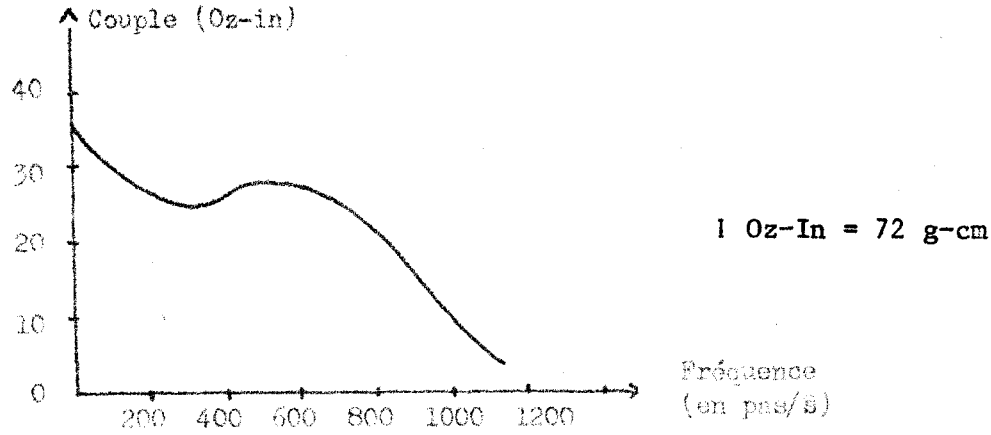


figure V.13. Courbe caractéristique du moteur M061 - FC02 avec commande quatre phases.

La charge maximale que peut entraîner le moteur sans perdre de pas apparaît à très basse fréquence, aux environs de cinq pas par seconde, alors que la fréquence maximale de démarrage est donnée pour une charge nulle.

La connaissance du couple à fournir est liée aux masses des miroirs (env. 10 g) ainsi qu'à leurs dimensions transversales à l'axe de rotation (5 cm). Le choix du moteur le plus approprié se fait alors à l'aide des courbes caractéristiques qui déterminent la fréquence maximale de démarrage ainsi que le couple de retenue, valeur maximale du couple que l'on peut appliquer sur l'arbre sans provoquer sa rotation en l'absence de commande.

Les moteurs M061 FC02 présentent des caractéristiques statiques et dynamiques qui les ont fait retenir pour la réalisation présentée ici ; leur couple de retenue est supérieur à 1000 g-cm, leur fréquence de fonctionnement voisine 1000 pas par seconde. L'erreur de positionnement, non cumulative, est inférieure à 3 % de l'incrément de pas, soit 3,24' d'angle. La commande requise se limite à une distribution adéquate des impulsions, selon le cycle en quatre phases ; les circuits de contre - réaction ne se justifient pas, dans la mesure où leur utilisation reste à l'intérieur de la zone de démarrage définie par la courbe caractéristique de la figure V.13. Puisqu'ils ne présentent aucune position privilégiée, toutes les exécutions de démarrage, arrêt et changement de sens de rotation peuvent se faire à chaque pas ; l'arrêt et le maintien de la position ne nécessitent aucun circuit de freinage auxilliaire. Par ailleurs, leurs dimensions sont suffisamment réduites pour permettre une installation du dispositif

stimulateur à proximité de la tête.

L'examen de la réponse impulsionnelle de ces moteurs apporte cependant une limitation à ces performances : la valeur élevée du temps de réponse (t = 2,6 ms) fournie par le constructeur, nous conduira à étudier ce paramètre de façon détaillée lors de l'examen des performances du dispositif.

V.5.2. Réducteurs

Les considérations géométriques précédentes ont permis d'établir les relations entre les angles de rotation des miroirs (γ_x et γ_y) et les angles de rotation de l'oeil (α_x et α_y) :

$$\gamma_x = 0{,}49\ \alpha_x \qquad (V.22)$$

$$\gamma_y = 0{,}475\ \alpha_y \qquad (V.23)$$

En fixant la limite inférieure des déplacements oculaire, le problème est alors de réaliser les angles de rotation des miroirs à l'aide de réducteurs : les rapports de réduction (R) s'établissent par les rapports des angles γ à l'incrément de pas ϕ du moteur, soit :

$$R_x = \frac{\gamma_x}{\phi} \qquad (V.24)$$

$$R_y = \frac{\gamma_y}{\phi} \qquad (V.25)$$

La première solution envisagée consiste à effectuer une division électronique du pas par une modulation de la distribution des impulsions sur les phases. L'angle de rotation incrémental du moteur peut alors être divisé en un nombre fixe et entier de pas plus petits ou "mini-pas" : le facteur de division choisi (F.D.) transforme une rotation de 200 pas par tour en un nombre de mini-pas par tour égal à N :

$$N = F.D. \times 200 \qquad (V.26)$$

Bien qu'elle s'accompagne d'une bonne précision de positionnement et qu'elle n'affecte pas les caractéristiques fréquentielles du moteur, cette technique ne permet qu'une division de pas dynamique ; la rotation de l'axe du miroir s'exprime toujours en multiple de l'incrément ϕ, l'arrêt ne pouvant jamais survenir sur une fraction de cet incrément.

Une réduction mécanique permet, au contraire, un fractionnement réel du pas de rotation : l'emploi de roues et courroies crantées (Halstrup), procure un jeu mécanique réduit. Une courroie en néoprène renforcé de fibres de verre comporte des dents disposées au pas de 2,032 mm ; elle donne un accouplement souple, minimisant le couple d'inertie au démarrage entre deux roues dont les nombres de dents respectifs déterminent le rapport de réduction.

Nous avons retenu des rapports de réduction dont la valeur s'approche le plus des rapports calculés pour une valeur du déplacement angulaire de $\alpha = 1°$.

Les valeurs théoriques calculées s'expriment par les relations :

$$R_x = \frac{0,49°}{1,8°} = \frac{1}{3,67} \qquad (V.27)$$

$$R_y = \frac{0,475°}{1,8°} = \frac{1}{3,79} \qquad (V.28)$$

nous avons adopté les rapports $R_x = R_y = 1/3,6$ (V.29), obtenus à l'aide d'une poulie de 20 dents, placée sur l'arbre du moteur et reliée à la seconde, fixée à l'arbre de rotation des miroirs (poulie de 72 dents), par une courroie de 88 dents.

Nous achevons ce chapitre par l'examen des performances obtenues avec le dispositif réalisé.

V.5.3. Description du dispositif.

Une coupole plastique, (Sitraplast), constitue l'écran de stimulation ; cette calotte sphérique, avec un diamètre de base d = 140 cm et une flèche centrale f = 28 cm, présente un rayon de courbure de 1 m et un angle d'ouverture au centre de 44,5°. Elle permet donc d'associer un champ de surveillance de 30° à un champ de stimulation de 14°. La figure V.14 donne un croquis côté de cet écran.

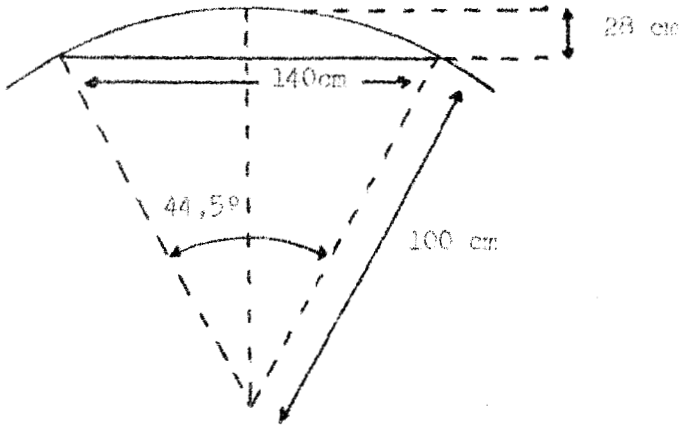


figure V.14. Dimensions de l'écran de stimulation.

Un bâti métallique supporte les moteurs, réducteurs et miroirs, dans la configuration précisée au paragraphe V.3. Les côtés de ce châssis sont déterminées essentiellement par les dimensions des miroirs :

1° miroir : largeur l = 5 cm
hauteur h = 5 cm
épaisseur x = 4 mm

2° miroir largeur l = 5 cm
hauteur h = 7,5 cm
épaisseur x = 4 mm

Ces miroirs sont métalisés en surface de façon à présenter un meilleur coefficient de réflexion, 95 %, et éviter les phénomènes de diffraction parasites. Ils se trouvent donc placés sur des axes de rotation déportés de 4 mm, de sorte que la surface réfléchissante soit tangente à son axe de rotation.

La configuration d'ensemble du stimulateur a été déterminée pour permettre la coïncidence de l'oeil avec le centre C de la coupole : pour un sujet assis, regardant l'écran placé devant lui, le bâti des moteurs se trouve au-dessus de sa tête ; la distance de la source de stimulation S au centre C présente ainsi une valeur minimale de 15 cm, cette valeur s'avère compatible avec les calculs menés au paragraphe V.2.2.

La source de stimulation est un projecteur de diapositives dans lequel est disposé une lampe à arc dont le déclenchement répétitif ou déclenché permet la production d'éclairs à des fréquences pouvant aller jusqu'à 100 Hz.

La procédure d'étalonnage de l'ensemble de déplacement de la stimulation a été réalisée en interposant devant la source un diaphragme de diamètre 0,5 mm donnant sur l'écran une tache lumineuse de diamètre 4 mm.

Le contrôle de la fréquence de fonctionnement, effectué par une observation des impulsions de commande à l'oscilloscope, fixe à 880 pas par seconde la vitesse maximale sans perte de pas. Le contrôle du positionnement se fait par le quadrillage d'une surface de papier millimétré disposé à la surface de l'écran : dans la limite de la précision de lecture, soit 6' d'angle, la reproductibilité de positions ainsi que la conservation de la taille du point de stimulation sont satisfaisantes. Cependant, il se manifeste un problème d'initialisation, lié à la disparition du couple de maintien des moteurs lorsque leur alimentation électrique, et donc leur excitation magnétique,sont coupées.

Après une vérification de la normalité des axes horizontal et vertical, l'essentiel de cet étalonnage consiste à

comparer la valeur réelle obtenue pour l'incrément d'angle β avec la valeur théorique $\alpha = 1°$. Les séries de mesures relevées pour l'ensemble du champ délimité par la coupole permettent d'établir les conclusions suivantes :

$$\beta_x = 0,99°$$

$$\beta_y = 0,94° \qquad \text{(V.30)}$$

Les résultats de ces étalonnages sont repris dans le chapitre VI, au cours duquel nous envisageons l'étude du calcu-lateur dans le dispositif.

-:-

L'analyse du stimulateur montre l'importance présentée par l'utilisation d'une source unique dont les paramètres sont plus facilement maîtrisés. L'apparition d'une non linéarité dans le déplacement de cette source réside davantage dans le principe d'une double réflexion du rayon lumineux que dans le choix des moteurs pas à pas. Ceci permet de penser que l'amélioration du stimulateur se trouve dans la réalisation d'un système à miroir unique ; le problème reste alors de parvenir, par une rotation conjointe du miroir et de la source lumineuse, à un déplacement de la stimulation sans déformation d'image.

-:-

CHAPITRE VI

ETUDE DE L'INSERTION DU CALCULATEUR

Ce chapitre aborde les problèmes posés par l'insertion du calculateur PDP 12 dans le système. L'analyse générale du dispositif nous a permis de distinguer au chapitre III les deux fonctions essentielles assurées par l'ensemble de périmétrie automatique objective : en conséquence, le calculateur intervient à la fois comme réseau correcteur dans la chaîne de surveillance des mouvements oculaires et comme élément de synchronisation pour l'acquisition des signaux électrophysiologiques.

Nous examinerons uniquement ici les relations entre ce calculateur et les périphériques (capteur et stimulateur) que nous lui avons associés.

VI - 1. Interface d'entrée ; acquisition des images.

Cette interface d'entrée transforme les signaux issus du capteur pour les rendre compatibles avec les grandeurs binaires traitées par le calculateur ; elle contrôle également le déroulement du transfert d'information selon un rythme adapté aux caractéristiques d'entrée-sortie du PDP 12.

VI.1.1. Exploitation des signaux de la matrice.

Le capteur donne la position de l'oeil par l'intermédiaire d'un ensemble de signaux liés à l'exploration séquentielle de la surface photosensible. L'analyse de l'image, par la recherche du bord de la tache ou par calcul de son barycentre, nécessite la détection de seuils associée à un comptage, ainsi que nous l'avons mentionné au chapitre IV. Nous indiquons brièvement les valeurs de ces signaux.

Un premier réglage possible est celui de la fréquence (f) du signal d'horloge, entre les valeurs extrêmes de 20 kHz et 5 MHz. Le choix de cette fréquence, qui détermine la sensibilité de la matrice et donc l'amplitude du signal vidéo, est fixé à 300 kHz. L'amplitude du signal vidéo est également modifiée par le gain de l'amplificateur de charge et le réglage de la tension de décalage (offset) entre les entrées différentielles ; la dynamique maximale obtenue, soit le rapport du signal utile, correspondant à la tache lumineuse, au niveau continu d'éclairement, est égal à 2. Un dernier paramètre du signal vidéo est le nombre total N d'impulsions par ligne : ce nombre est toujours maintenu à 36, soit 32 diodes explorées et 4 impulsions pour le retour de ligne . Cette valeur correspond à une minimisation du temps d'exploration de l'image. Pour des raisons de rapidité et de facilité de mise en place, nous avons retenu la solution du repèrage du bord de la tache.

VI.1.2. Caractéristiques d'entrée-sortie du PDP 12.

Ce calculateur travaille en logique parallèle de 12 bits, avec un temps de cycle de 1,6 µs. Il est conçu pour être relié à une grande variété d'équipements externes et présente, à cet égard, une grande souplesse d'emploi.

Les modes de transfert entre l'opérateur central et les périphériques peuvent se ranger en trois catégories : transfert programmé simple, transfert programmé interrompu et accès direct mémoire. Seuls les deux premiers modes sont examinés.

Les transferts programmés de données sont les plus simples et les plus économiques à réaliser. Bien qu'ils occupent un temps machine assez long, la fréquence maximale de transfert atteint cependant 148 kHz en mots de 12 bits, ce qui suffit pour la plupart des dispositifs utilisés.

Les échanges de données se font en mode parallèle, par l'intermédiaire de l'accumulateur qui est le registre arithmétique 12 bits de l'unité centrale (figure VI.1). Selon le sens du transfert, l'information transite par un bus d'entrée (12 lignes) ou un bus de sortie (12 lignes) auxquels sont raccordés tous les périphériques.

Une instruction d'entreé-sortie est un mot de 12 bits qui définit le code instruction (3 bits), le code opération (3 bits) et l'adresse (6 bits) du périphérique concerné par l'échange. Lorsqu'une instruction d' entrée-sortie est reconnue, l'état des 3 lignes de code opération, ainsi que celui des 6 lignes de sélection d'adresse, parviennent à l'ensemble des périphériques.

Ce type de transfert nécessite la présence d'un sélecteur de périphérique (figure VI.2) associé à chaque périphérique. Sur reconnaissance de son adresse, un séquenceur interne au sélecteur élabore une série d'instructions, déterminées par le code opération, pour les diriger vers le périphérique dont il commande ainsi les échanges avec l'unité centrale. Le fonctionnement de ce séquenceur permet de définir à partir de 7 codes opérations distincts 12 micro-instructions de transfert dont la combinaison judicieuse réduit le traitement software du périphérique. Le sélecteur de périphérique comporte également une bascule d'état qui témoigne de l'activité du périphérique : elle se trouve à l'état 1 lorsque le périphérique est prêt à transférer une nouvelle information. La sortie de cette bascule, combinée à une instruction particulière du séquenceur, se trouve reliée à une ligne de demande de saut de programme, permettant ainsi un test programmé de l'état du périphérique.

BUS LIEGE

Certains sélecteurs ont leur bascule également reliée à une ligne de demande d'interruption de programme. Le mode de transfert interrompu, plus rapide, évite une longue procédure de tests répétés sur l'état de cette bascule. Les interruptions doivent néanmoins être autorisées par le programme à l'aide d'une instruction particulière. Lorsque survient la demande d'interruption, les éléments du programme principal sont rangés en mémoire pour laisser

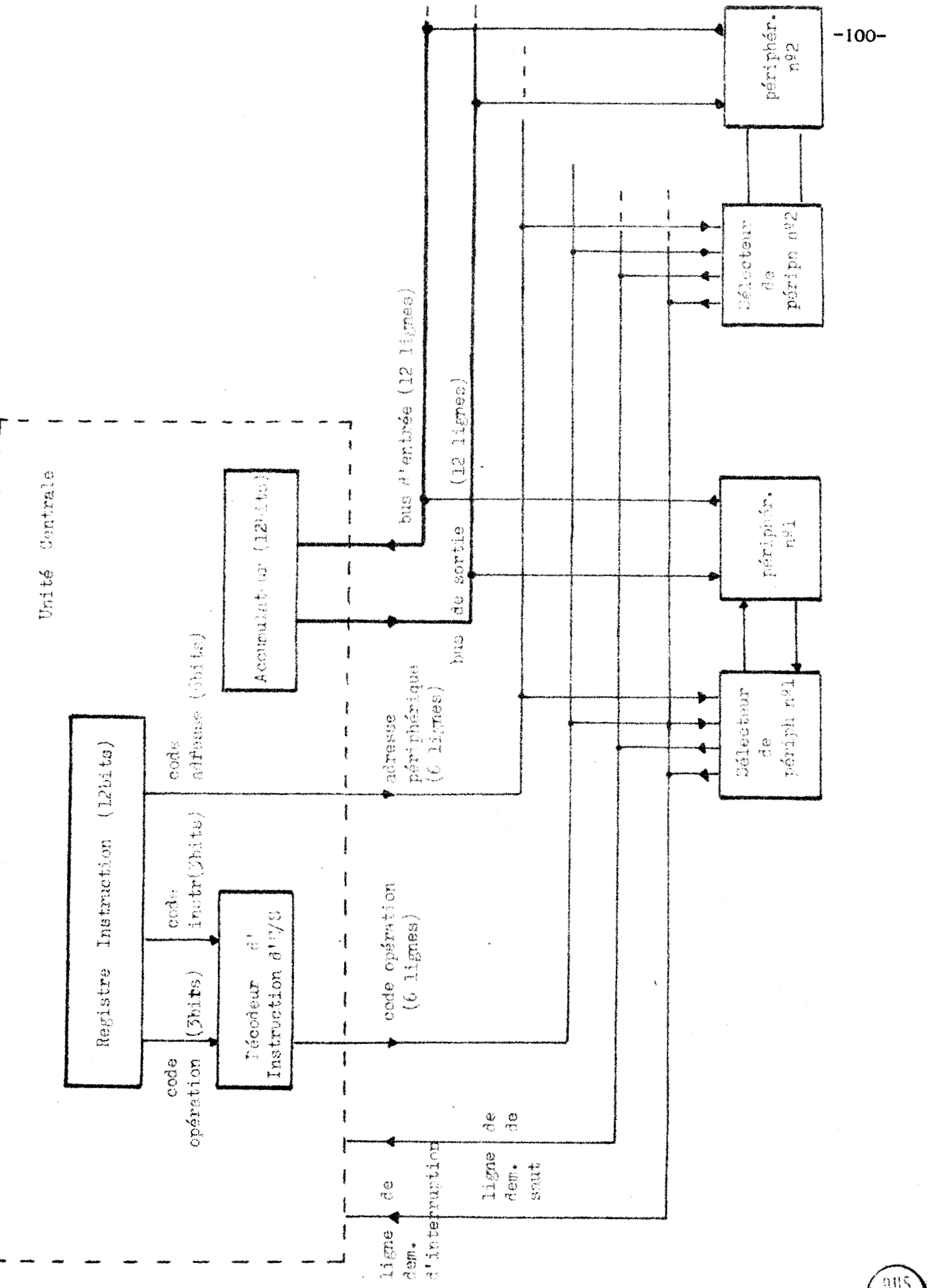


figure VI.1. Diagramme des transferts en mode programmé.

la place à une routine d'exploitation du périphérique.

Il est possible de relier plusieurs dispositifs à la ligne de demande d'interruption. Dans ce cas, une routine préalable doit faire la recherche du périphérique demandeur.

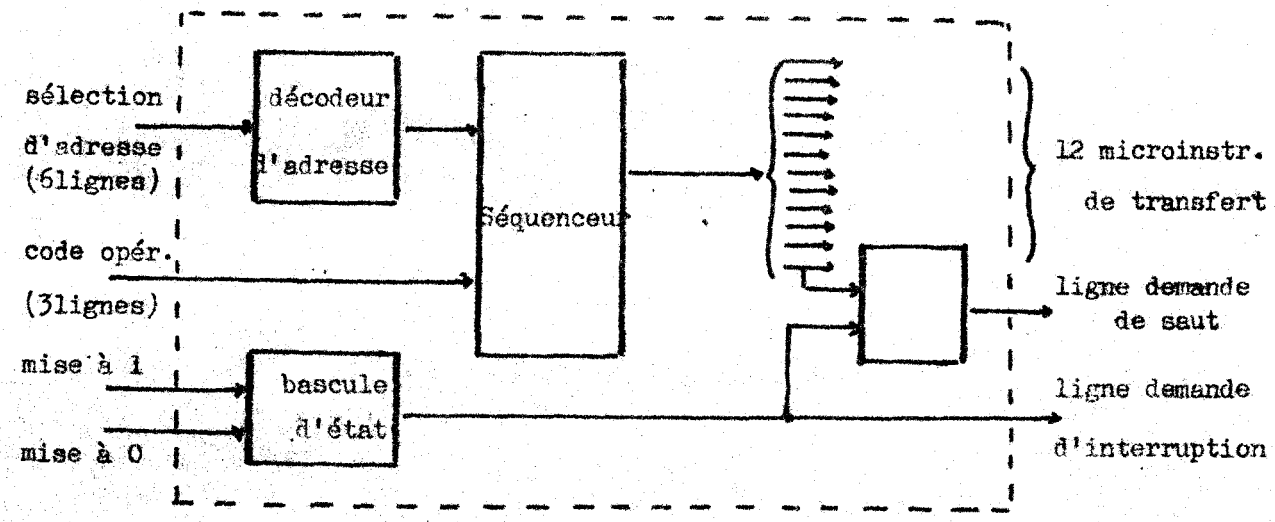


figure VI.2. Schéma fonctionnel d'un sélecteur de périphérique.

VI.1.3. Réalisation de l'interface d'entrée.

Une première solution à la réalisation de l'interface d'entrée consiste à utiliser une option précâblée du PDP 12 : l'horloge temps réel KW 12 permet de synchroniser le déroulement d'un programme avec des évènements extérieurs, de mesurer les intervalles de temps séparant diverses séquences et de fournir des interruptions de programme avec des délais s'échelonnant entre 2,5 µs et 40 s. Son panneau de commande comporte trois voies d'entrée destinées à recevoir des signaux externes par l'intermédiaire d'un trigger de Schmidt. Une horloge à quartz, est associée à cinq registres dont le contenu, fixé par programme, détermine le fonctionnement de cette interface.

L'acquisition des images du capteur peut se faire par l'incrémentation du registre compteur au rythme des impulsions d'horloge de la matrice, envoyée sur la première voie d'entrée. La seconde voie, associée à une interruption du programme, reçoit le signal vidéo. Lors du franchissement d'un seuil par ce signal, une routine de service de l'interruption range le contenu du compteur dont la valeur mesure la position de la tache dans l'image. Une telle interface d'entrée, exploitant les possibilités d'entrée-sortie précâblées du calculateur, réduit considérablement le traitement câblé des signaux du capteur. Cependant, son fonctionnement entièrement contrôlé par programme, entraîne d'importantes limitations sur la fréquence d'acquisition des données : la fréquence image doit être inférieure à 120 Hz.

La réalisation d'une interface d'entrée spécifique au dispositif est la solution retenue dans le cadre de ce travail. Elle se justifie en premier lieu par la recherche d'une acquisition plus rapide des informations. D'autre part, bien qu'elle soit de conception relativement simple et qu'elle fonctionne selon le principe de détection du bord de la tache, sa nature modulaire permet d'envisager l'augmentation de son degré de complexité, et, par suite de mieux répondre au problème posé.

Nous avons pu définir le double rôle que doit jouer l'interface d'entrée, illustré par la figure VI.3. A l'aide des signaux issus du capteur, une échelle de comptage élabore une grandeur binaire liée à la position de la tache dans l'image. Un sélecteur de périphérique commande ensuite le transfert de cette donnée vers l'unité centrale.

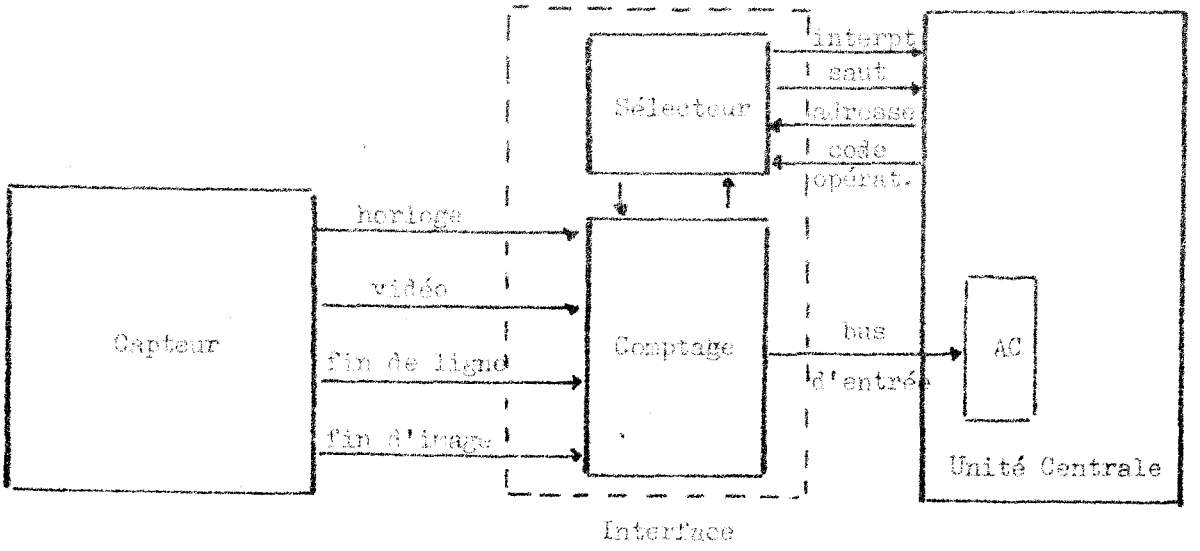


figure VI.3. Schéma fonctionnel des transferts de données d'entrée.

Nous utilisons un compteur (module M 738 Digital) dont le schéma est donné en figure VI.4. Il regroupe un compteur et un registre tampon de 12 bits dont la sortie peut être reliée au bus d'entrée de l'accumulateur. De la même façon, le compteur peut être présélectionné à une valeur quelconque par l'intermédiaire du bus de sortie de l'accumulateur. Il est possible de commander ces échanges de données, ainsi que la remise à zéro du compteur, par des instructions de transfert venant du sélecteur.

Le traitement des images par cette échelle de comptage utilise les quatre signaux du capteur : horloge, fin de ligne, vidéo et fin d'image, amenés par câbles coaxiaux jusqu'à une carte de connection (M 904). La figure VI.5 illustre les voies d'acheminement de ces divers signaux jusqu'au compteur.

Le signal d'horloge de la matrice est d'abord mis en forme par un trigger (M 503) ; il parvient à l'entrée Horloge du compteur dont l'incrémentation est interrompue périodiquement pour tenir compte des impulsions de fin de ligne. Il y a donc blocage pendant les quatre impulsions qui succèdent à l'exploration

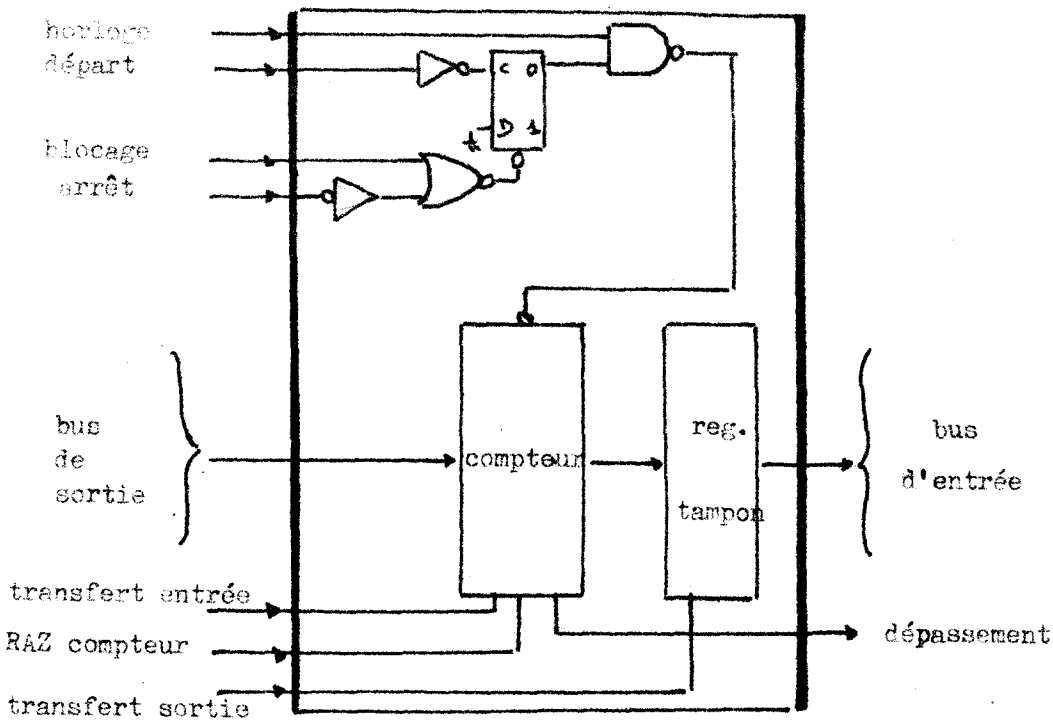


figure VI.4. Module M 738 : compteur et registre tampon.

des 32 photodiodes de la ligne. Cette opération est réalisée à l'aide du signal de fin de ligne dont la largeur est modifiée par un monostable (M 320) relié aux entrées Départ et Blocage d'horloge. L'état du registre de comptage évolue alors selon le diagramme des temps de la figure VI.6.

Une bascule bistable effectue, à la fin de chaque image, une réinitialisation du compteur à la valeur $(-1024)_{10}$, de façon à provoquer une indication de dépassement de comptage lorsqu'aucune tache n'a été détectée dans l'image.

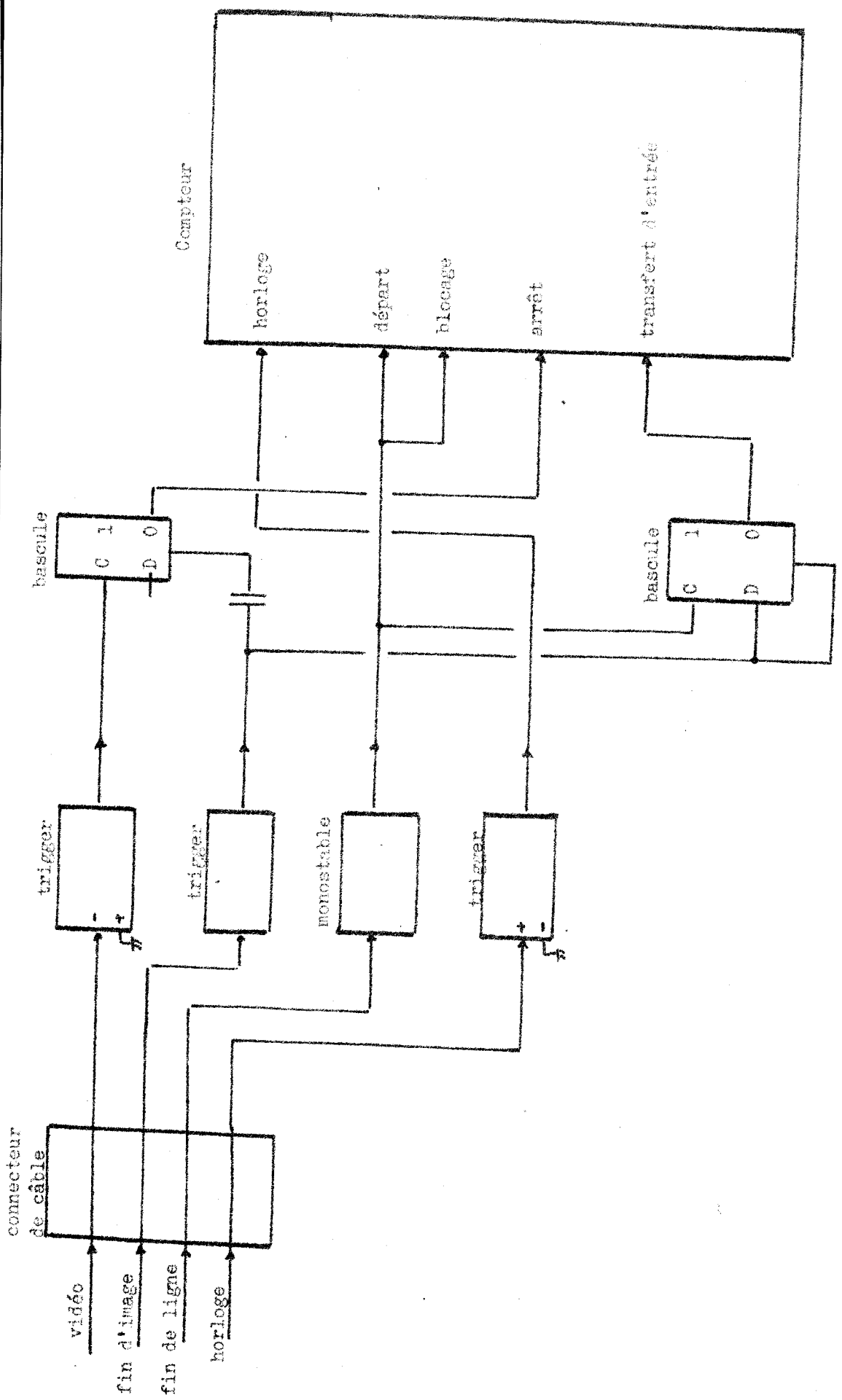


figure VI.5. Circuit logique d'interface pour l'exploitation des signaux du capteur.

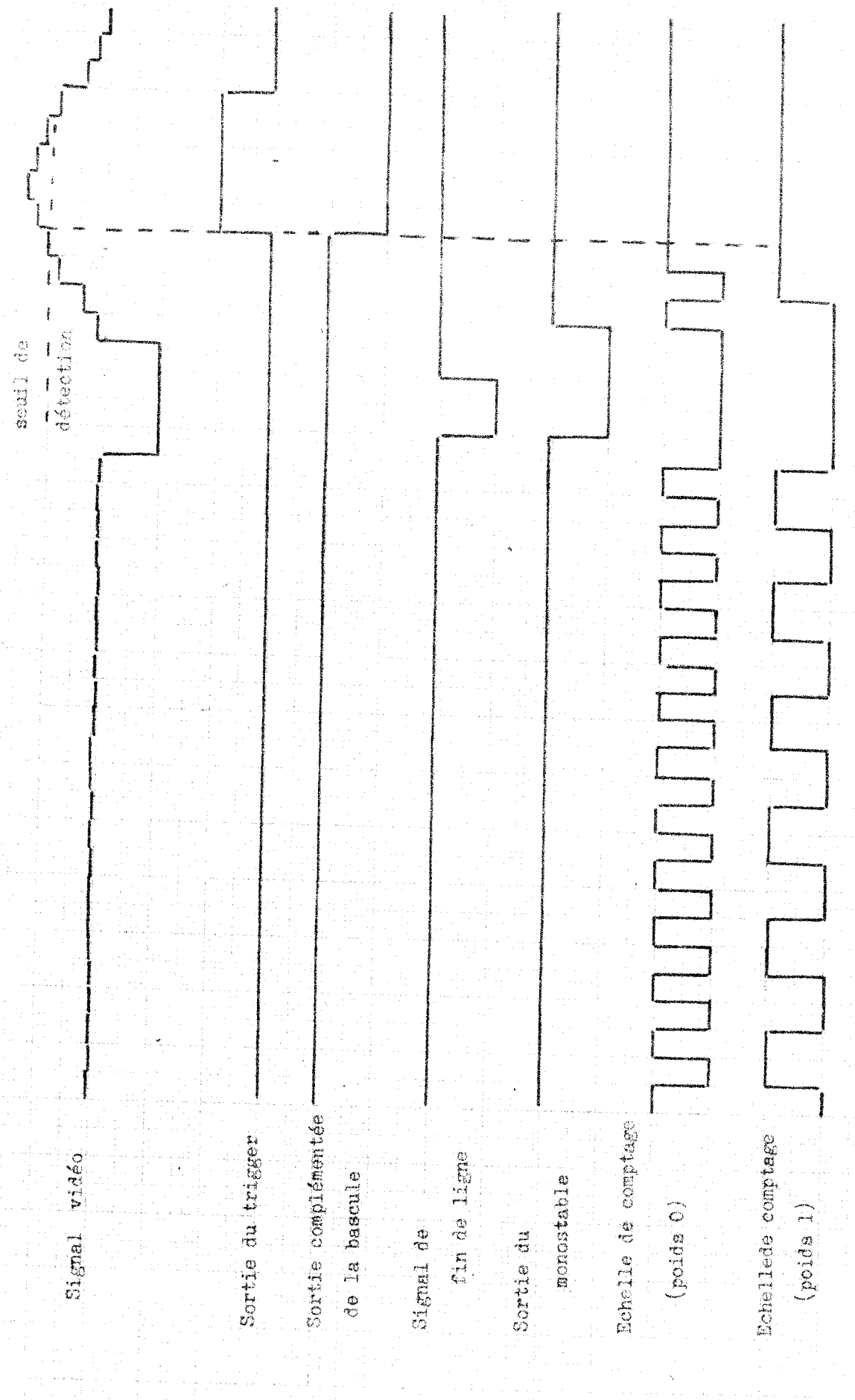


figure VI.6. Formes d'onde des signaux d'interface.

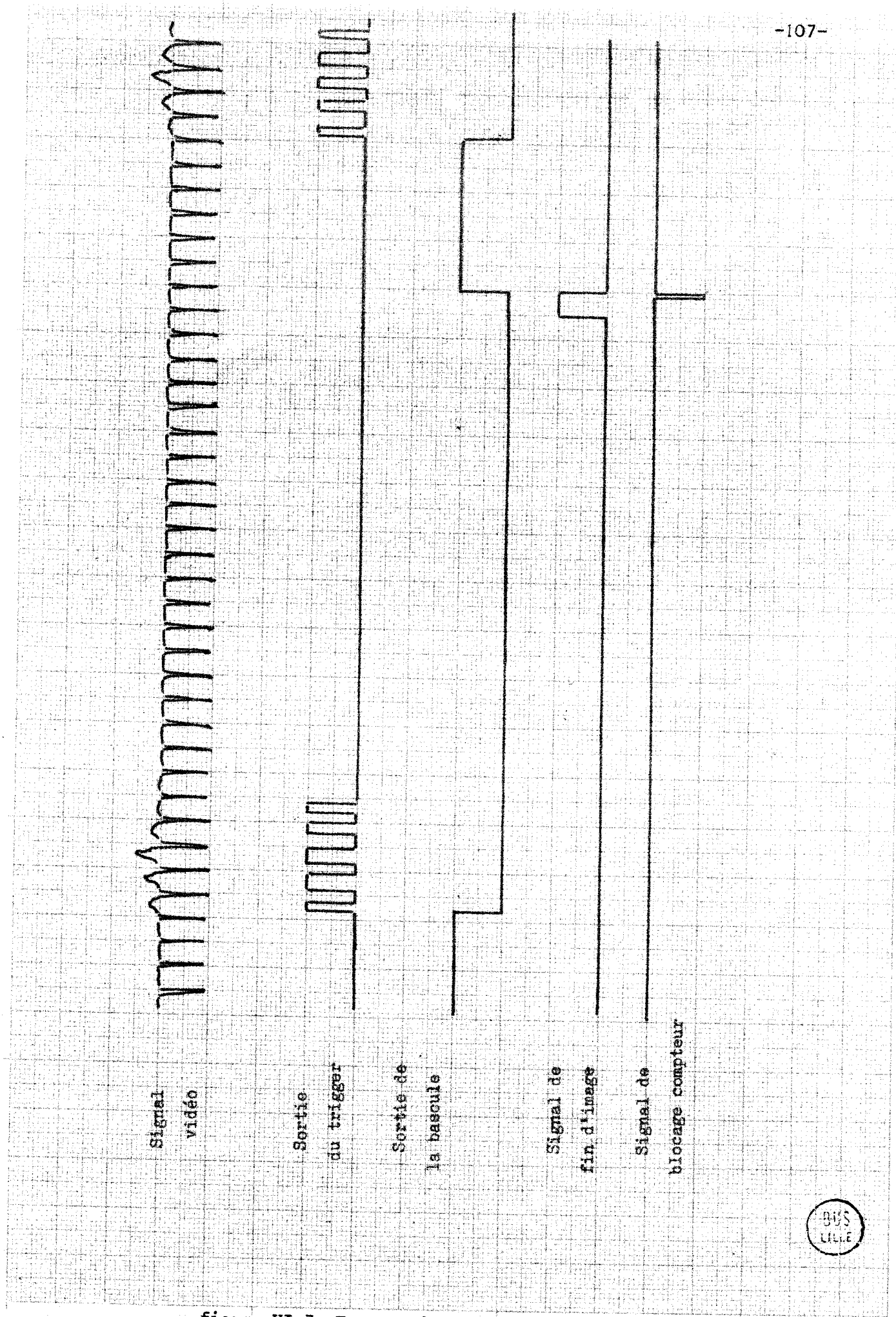


figure VI.7. Formes d'onde des signaux d'interface (suite)

Enfin,le second trigger de la carte M 503 reçoit le signal vidéo et restitue un train d'impulsions (figure VI.7) dont la largeur et le nombre dépendent de la valeur du seuil de détection, fixée entre + et - 5 V. Une seconde bascule bistable permet d'obtenir une transition descendante en coïncidence avec le début de la première impulsion de ce trigger. Sa remise à l'état initial se fait par le signal de fin d'image dont l'adaptation au niveau logique nécessite également un trigger (M 501).

La sortie de cette seconde bascule assure à la fois l'arrêt du comptage et le déclenchement de l'interruption de programme car elle est reliée à l'entrée Arrêt du compteur et au sélecteur de périphérique que nous examinons maintenant.

Celui-ci (M 107) présente la particularité de posséder deux bascules d'état (figure VI.8) testées par deux microinstructions distinctes et reliées toutes deux à l'interruption de programme. Elles permettent de reconnaître les deux conditions de fonctionnement du capteur, conditions mutuellement exclusives: la première bascule est mise à 1 par la bascule de vidéo et détermine la présence d'une tache dans l'image ; la seconde, mise à 1 par la sortie de dépassement du compteur, est activée lorsque l'oeil est sorti des limites du champ de surveillance. Il apparaît donc une interruption de programme systématique au cours de chaque image.

La remise à zéro des deux bascules d'état se fait par un troisième code opération combinant deux microinstructions. De la même façon, les ordres de remise à zéro de l'accumulateur et de transfert du contenu du compteur vers l'accumulateur sont réunis dans un seul code opération.

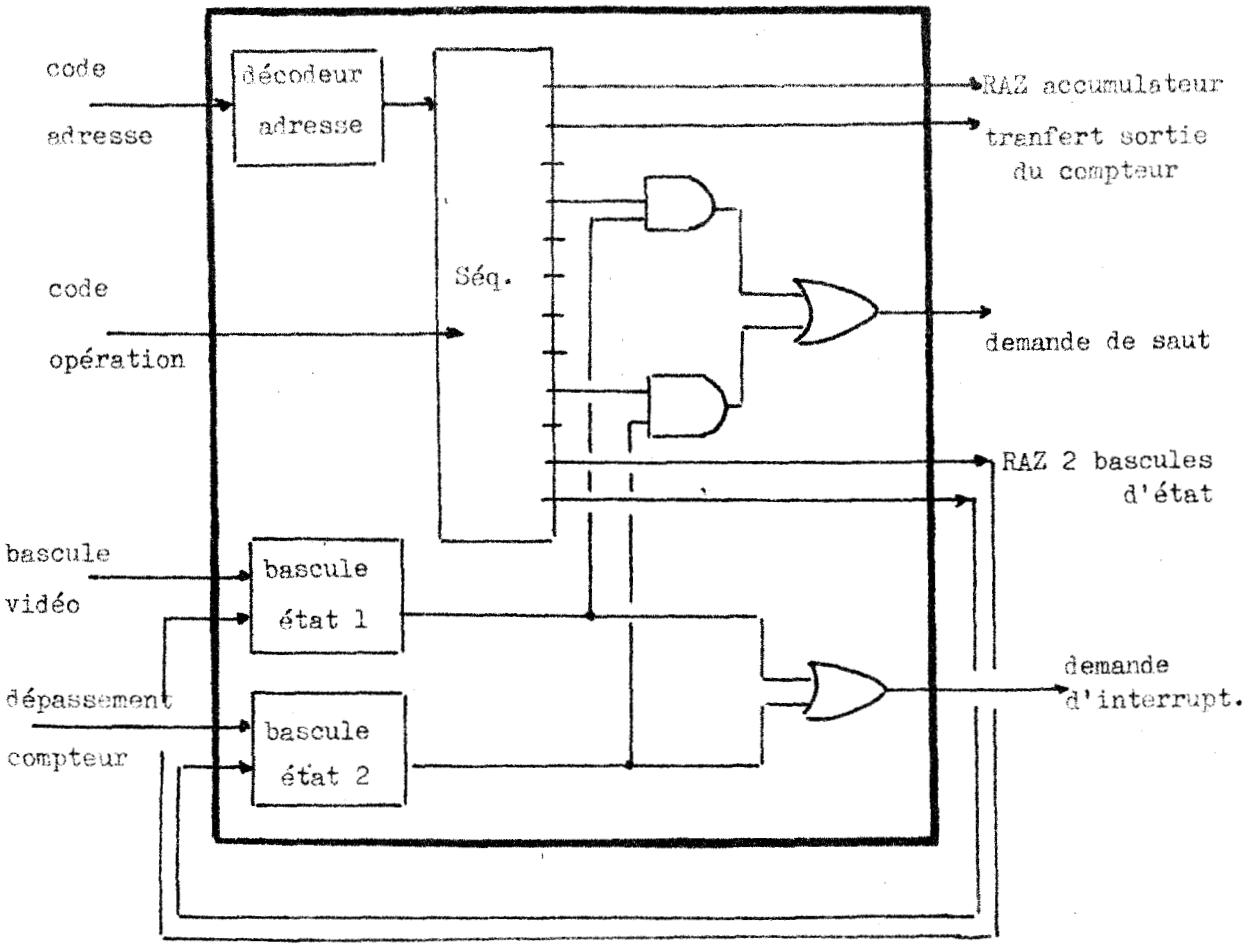


figure VI.8. Module M 107 : sélecteur de périphérique.

La gestion programmée des interruptions demandées par cette interface nous a fait définir quatre codes opérations qui correspondent respectivement à déterminer si l'apparition d'une tache a été reconnue, si elle n'a pas été reconnue (dans le cas d'une double réponse négative, le programme se branche sur le traitement d'une interruption parasite), à transférer l'information vers l'accumulateur préalablement vidé, et à remettre en position les deux bascules d'état du périphérique.

VI.1.4. Etalonnage du capteur et de son interface

Le but de ces essais est d'abord de vérifier la stabilité des mesures puis d'établir la relation entre les informations transférées et les positions de l'oeil. Pour cela, un programme en assembleur (MATTEST) visualise sur l'écran cathodique du PDP 12 un cadre de 32 x 32 points ; il reconnaît les deux types d'interruption

déclenchées par l'interface d'entrée et visualise, selon le cas, la valeur octale de la position de la tache dans l'image accompagnée de la localisation du point en surbrillance dans le cadre, ou une indication de dépassement de comptage.

La routine de gestion des interruptions exécute d'abord l'ordre de transfert de donnée avant les tests de reconnaissance du type d'interruption : de cette façon, le temps écoulé entre la demande d'interruption et l'acquisition de la valeur image est réduit à une valeur minimale de 12,5 µs ; elle correspond au temps d'exploration des trois derniers points de l'image dont l'acquisition est donc toujours impossible.

Dans un premier temps, une diode électroluminescente est fixée en diverses positions dans le champ de détection. Grâce à l'examen simultané du signal vidéo à l'oscilloscope et des valeurs visualisées par programme, il apparaît une absence totale de dérive ; la validité de l'information recueillie est limitée par les fluctuations d'amplitude du signal vidéo : l'incertitude qui en résulte, pour l'ensemble du champ de détection, est égale à une unité, ce qui correspond à une précision du 1/2 degré dans 30°.

La seconde partie de l'étalonnage consiste à monter la photodiode sur un verre porté par un sujet auquel il est demandé de fixer successivement divers points du champ de vision. Une série d'essais a été entreprise avec trois sujets différents. Pour des raisons relatives à l'installation actuelle du dispositif, les résultats exprimés ne portent que sur l'oeil gauche. Ils font apparaître tout d'abord une bonne reproductibilité des mesures, dans les limites déjà citées. La normalité des axes est, elle aussi, totalement satisfaisante pour l'ensemble du champ de détection dont l'exploration a été menée point par point.

L'expression des correspondances entre les positions angulaires de l'oeil et les grandeurs traitées par le calculateur, grandeurs que nous appelons "mots image", nécessite deux remarques préalables. Les positions angulaires α_x et α_y de l'oeil varient

de - 15° à + 15° par rapport au point central de fixation ($\alpha_x = \alpha_y = 0°$). Le principe de balayage de la matrice introduit une translation des axes telle que l'origine des positions repérées dans l'image se trouve en haut et à droite du champ ($\alpha_x = -15°$, $\alpha_y = +15°$). D'autre part, les mots images peuvent être décomposés d'une façon simple :

décomposition d'un mot image :

I I Y Y Y Y Y X X X X X (VI.1)

les deux premiers bits sont portés à 1 par la réinitialisation du compteur en fin d'image, les cinq bits suivants expriment l'ordonnée du point et les cinq derniers bits son abcisse.

Les résultats de l'étalonnage de la matrice et de son interface peuvent être présentés sous forme d'un tableau à double entrée dans lequel figurent les valeurs octales du mot image en fonction des positions angulaires α_x et α_y. Nous avons limité l'expression de ces résultats (figure VI.9) aux quatre régions extrêmes du champ de détection pour lesquelles il se manifeste des erreurs ; la région utile du champ se trouve donc amputée de quatre secteurs définis par les conditions suivantes :

$$\begin{aligned} &\alpha_x > 12° \quad \text{et} \quad \alpha_y > 10° \\ &\alpha_x < -11° \quad \text{et} \quad \alpha_y > 10° \\ &\alpha_x < -11° \quad \text{et} \quad \alpha_y < -10° \\ &\alpha_x > 12° \quad \text{et} \quad \alpha_y < -10° \end{aligned} \qquad \text{(VI.2)}$$

VI - 2. Interface de sortie ; commande du stimulateur.

Le rôle de cette interface est de transformer une grandeur logique reçue par l'intermédiaire du bus de sortie de l'accumulateur en une commande de rotation des deux moteurs incrémentaux. La faible vitesse de fonctionnement de ce périphérique, dont la fréquence maximale est de 1000 pas par seconde,

α_y \ α_x	-15º	-14º	-13º	-12º
+15º	6000	6002	6000	6000
+14º	6001	6042	6042	6043
+13º	6077	6101	6101	6044
+12º	6137	6140	6201	6104
+11º	6177	6201	6203	6203

α_x \ α_y	+13º	+14º	+15º
+15º	6000	6000	6000
+14º	6074	6074	6000
+13º	6075	6136	6076
+12º	6134	6134	6137
+11º	6234	6236	6237

α_y \ α_x	-15º	-14º	-13º	-12º
-11º	7477	7502	7502	7543
-12º	7537	7600	7503	7504
-13º	7577	7600	7642	7643
-14º	6000	7701	7702	7703
-15º	6000	7740	7742	7744

α_y \ α_x	+13º	+14º	+15º
-11º	7574	7536	7477
-12º	7574	7636	7577
-13º	7634	7636	7637
-14º	7735	7736	7737
-15º	7774	7774	6000

BUS LILLE

figure VI.9. Etalonnage du capteur (zones d'erreur)

ne nécessite pas de transfert en mode interrompu. D'autre part, l'amplitude du déplacement est également limitée à une valeur maximale de 30 pas.

VI.2.1. Commande des moteurs

Chacun des deux moteurs est activé par une carte de commande, le translateur STM 1800 C. L'association de ce module au moteur transforme une séquence de N impulsions en une rotation de l'arbre égale à N incréments de pas.

Cette carte de commande présente deux entrées distinctes déterminant le sens de rotation (figure VI.10). Ses six voies de sorties distribuent l'alimentation de puissance au moteur, selon une séquence de quatre phases décrite au chapitre V, en ordre direct ou inverse.

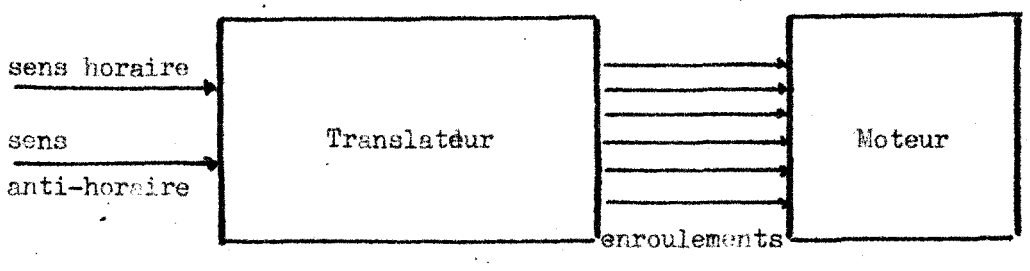


figure VI.10. Module de commande d'un moteur.

Les impulsions requises ont une amplitude comprise entre 8 et 10 V ; les impulsions négatives (positives) déclenchent l'excitation sur leur front montant (descendant).

L'interface de sortie doit donc, elle aussi, assurer une double fonction, (figure VI.11), par un sélecteur de périphérique qui contrôle l'exécution de la commande et par un ensemble logique qui réalise cette commande sous forme d'une transformation parallèle-série.

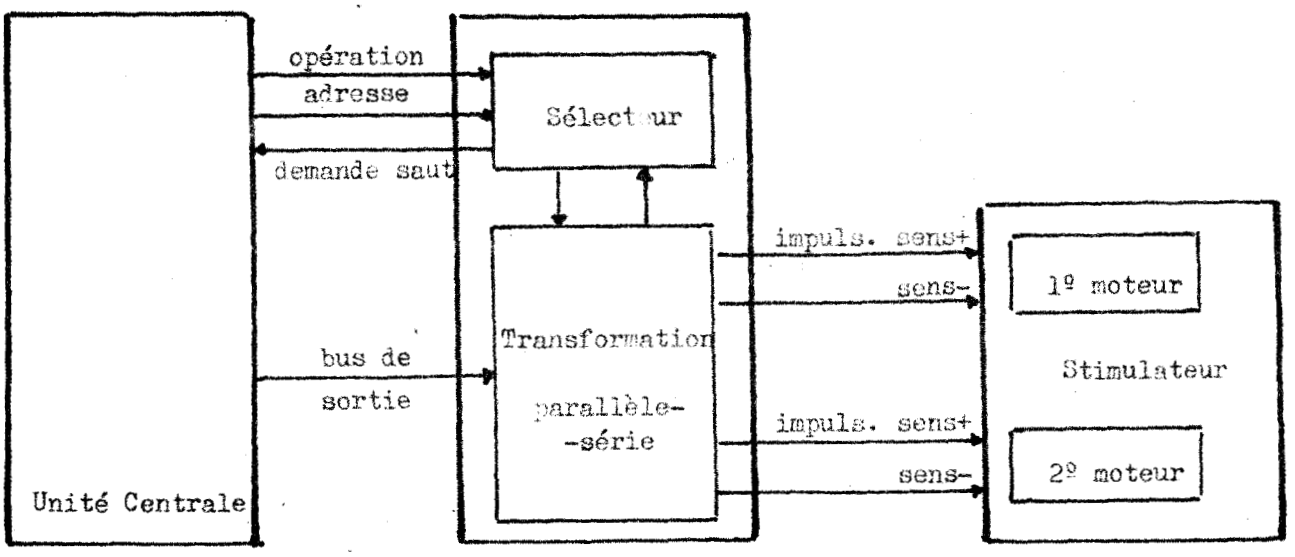


figure VI.11. Schéma fonctionnel du transfert de sortie.

VI.2.2. Réalisation de l'interface de sortie.

Une première solution consiste à concevoir un registre de 12 bits connecté au bus de sortie de l'accumulateur. La commande du nombre de pas à effectuer se présente alors sous la forme de deux 1/2 mots de 6 bits, soit deux fois 5 bits de valeur absolue + 1 bit de signe, en X et en Y. Pour chaque 1/2 mot, la transformation parallèle-série est réalisée à partir d'un compteur, incrémenté par un générateur d'impulsions, dont le contenu est comparé à celui du registre d'entrée. Les impulsions du générateur sont envoyées, après amplification de puissance, sur l'une ou l'autre voie du translateur selon le signe de la commande. Les impulsions sont bloquées dès que le comparateur a reconnu la coïncidence entre le contenu du compteur et celui du registre.

La solution retenue pour la réalisation de l'interface de sortie utilise une option précâblée du PDP 12 : l'unité de contrôle XY 12 génère les niveaux requis pour commander un traceur de courbes travaillant à 600 pas par seconde. L'élément de contrôle, situé dans l'unité centrale, est constitué d'un ensemble de décodage logique et d'amplification de puissance associé à trois sélecteurs de périphérique. Il convertit les instructions d'entrée-sortie du programme en commande de déplacement transmise à la

table traçante par une connection de câble (figure VI.12). Les diverses combinaisons de ces instructions permettent de réaliser tous les types de déplacement : + X, -X, + Y, - Y, lever et baisser la plume. Seuls les quatre premiers correspondent à la commande des deux moteurs incrémentaux dont nous avons besoin.

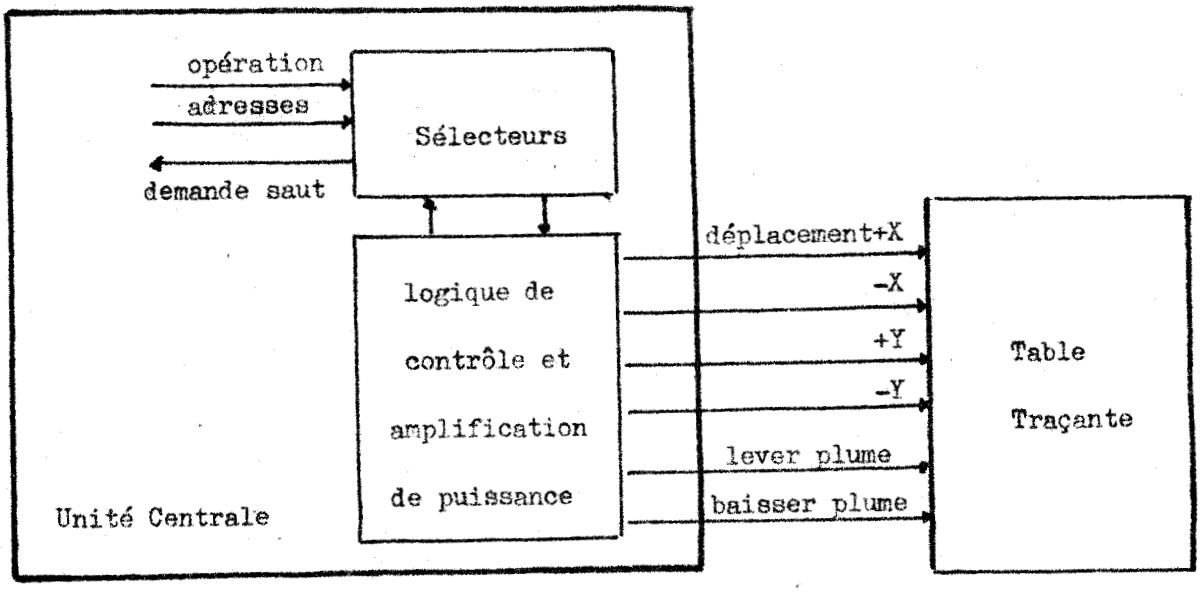


figure VI.12. Bloc-diagramme de l'interface XY 12.

Chacune de ces instructions entraîne l'exécution d'un seul incrément de pas ; la transformation parallèle-série doit donc être réalisée par un bouclage de programme subordonné à la valeur d'un compteur de nombre de pas incrémenté après chaque commande de déplacement. Cette procédure n'entraîne pas de limitation supplémentaire en fréquence, étant données les valeurs respectives du temps de réponse des moteurs et du temps d'exécution d'une séquence de programme.

Un programme d'essai (MOTEST), écrit lui aussi en langage assembleur, permet de vérifier le bon fonctionnement de cette interface de sortie. Pour cela, les deux translateurs sont reliés à l'unité de contrôle XY 12 après que la table traçante ait été branchée. Une modification apportée à la carte M 704 permet de fixer la fréquence des impulsions à 880 pas par seconde.

Les résultats d'étalonnage du stimulateur, fonctionnant sous contrôle du programme d'essai, ont été présentés à la fin du chapitre V ; disposant donc des paramètres des périphériques d'entrée et de sortie, nous abordons, dans cette troisième partie, l'analyse du réseau correcteur.

VI - 3. Réseau correcteur programmé.

Le calculateur, inséré dans la chaîne de surveillance, reçoit des informations (mots image M) correspondant à diverses positions successives de l'oeil à l'intérieur ou hors du champ de détection. Il doit élaborer une grandeur de commande (C) requise pour positionner la stimulation sur l'écran. Sachant que cette commande correspond à la différence entre deux mots image, nous définissons, à l'aide des résultats d'étalonnage du capteur et du stimulateur, la nature de la relation à établir entre les grandeurs d'entrée et de sortie, puis nous examinons le problème du temps de réponse.

VI.3.1. Relation entrée-sortie.

La relation entre grandeurs d'entrée et de sortie peut s'écrire sous la forme générale :

$$C = f(M - M')$$

où C est la commande

M le mot image à l'instant de la commande

M' le mot image à l'instant de la commande précédente.

Nous avons défini, au chapitre III, le caractère discontinu de la stimulation au cours d'une séquence d'exploration : chacune des stimulations est immédiatement précédée d'un positionnement du stimulateur, à la fin de la phase de surveillance. Il apparaît donc indispensable de mémoriser le mot M' considéré alors comme mot de référence auquel est confronté le mot M apparaissant avant la prochaine commande.

L'étalonnage du capteur a mis en évidence que le mot image M correspond directement au couple de coordonnées angulaires α_x et α_y de l'oeil. Exception faite des quatre régions extrêmes que nous avons mentionnées, le mot de 12 bits M (α_x, α_y) contient 5 bits de définition X, 5 bits de valeur Y et les 2 bits de poids le plus élevé égaux à 1. La routine d'exploitation commence par une validation de M, afin de reconnaître s'il appartient à la région utile du domaine de détection. Dans le cas défavorable, la valeur n'est pas reconnue et le programme retourne en attente d'une nouvelle acquisition.

Après acceptation de la valeur, le calcul de différence s'effectue par fractionnement en 1/2 mots de 6 bits, dont 5 significatifs ; l'écart de position en X, soit la différence algébrique $\alpha_x - \alpha'_x$, est rangé dans un registre appelé Delta X ; un contrôle permet de s'assurer que le contenu de cette mémoire présente bien une valeur absolue inférieure ou égale à 30. Une procédure similaire élabore l'écart de position verticale pour le ranger en Delta Y.

Il faut alors reprendre les résultats des essais du stimulateur pour établir les relations entre ces différences de positions angulaires et la commande C (C_x, C_y), où C_x est le nombre de pas demandé au moteur de déplacement horizontal et C_y le nombre de pas du moteur vertical. Les relations (V.30), mesurent la valeur réelle du déplacement incrémental de la stimulation lumineuse sur l'écran. L'équation de la commande s'exprime en conséquence :

$$C_x = \frac{1}{0,99} \quad \text{Delta X}$$

$$C_y = \frac{1}{0,94} \quad \text{Delta Y} \qquad \text{(VI.3)}$$

La résolution de ces équations nécessite l'utilisation de routines en flottant et allonge considérablement le temps de traitement, puisque nous ne disposons pas de flottant câblé. Nous prenons donc l'approximation suivante :

C_x = Delta X avec une erreur absolue maximale de - 0,3° pour 29,7° au lieu de 30°

C_y = Delta Y pour Delta Y ≤ 8° erreur absolue maximale de -0,48° pour 7,52° au lieu de 8°

(VI.4)

C_y = Delta Y + 1 pour 8° < Delta Y ≤ 24°

erreur absolue maximale de - 0,5° (23,5° au lieu de 24°)

C_y = Delta Y + 2 pour Delta Y > 24°

erreur absolue maximale de 0,38° (25,38° au lieu de 25°)

VI.3.2. Problème du temps de réponse.

La fréquence d'apparition des mots images n'a pas de valeur fixe : selon la position de l'oeil dans le champ de surveillance, l'interruption de l'exploration séquentielle de la matrice survient plus ou moins tôt, ainsi que la demande de transfert qui lui est associée. La valeur moyenne de la période d'acquisition du signal d'entrée est proche du temps de balayage des 1024 photodiodes, soit 3,7 ms. Le temps de fonctionnement du stimulateur présente une valeur plus élevée qui croit avec l'amplitude de la commande : sa limite supérieure est de 40 ms pour effectuer 32 pas.

La recherche d'un temps de retard minimum impose les deux conditions suivantes : l'envoi d'une seule commande par période de stimulation limite le nombre de transferts de sortie qui occupent, en mode programmé, un temps machine important ; d'autre part, les valeurs respectives des périodes du capteur et du stimulateur vis à vis de la période T autorise le calcul par programme d'une commande d'amplitude minimale.

Le déroulement d'une période de stimulation débute par le déclenchement de la stimulation, suivie de l'acquisition des signaux électrophysiologiques : pendant cet intervalle de temps,

les demandes d'interruption du capteur ne sont pas reconnues par le programme ; elles ne sont autorisées qu'à la fin du traitement des ERG et PEV. La première acquisition de mot image permet un premier calcul d'écart $Delta_1 = (Delta_{x1}, Delta_{y1})$ par rapport à la position de référence de la période précédente ; la seconde valeur image détermine le même calcul d'un deuxième couple $Delta_2$. Un test sur le signe de la quantité $Delta_2'$, définie par :

$$Delta_2' = |Delta_2| - |Delta_1| \qquad (VI.5)$$

entraîne l'exécution de la commande si le signe est positif ; les demandes d'interruption sont à nouveau verrouillées jusqu'à la fin de la prochaine phase de traitement des signaux physiologiques. Dans le cas où le signe est négatif, le programme reste en attente d'une nouvelle acquisition ; la situation la plus défavorable correspond à un bouclage dans cette phase d'attente : le cycle est cependant nécessairement interrompu par l'apparion d'un dépassement du compteur image, ce qui correspond à la sortie de l'oeil des limites de surveillance.

Le programme Périmètre est écrit pour répondre aux conditions que nous venons d'établir : son organigramme est présenté à la figure VI.16. Une phase initiale permet un positionnement du stimulus au gré du praticien et une vérification du bon cadrage de l'oeil dans le champ ; cette routine d'initialisation reprend pour une large part les programmes d'essais du capteur (Mattest) et du stimulateur (Motest).

Le sous programme de gestion des interruptions effectue, selon le résultat de tests successifs sur l'état des bascules de périphériques d'entrée, un branchement du programme vers l'une des trois routines suivantes : la première traite les images et commence par vérifier si la valeur acquise appartient à la région utile de détection ; elle calcule ensuite l'écart de position qu'elle compare à l'écart précédent : selon le résultat de cette opération, le programme appelle la routine de commande des moteurs ou invalide la dernière image reçue. La routine de traitement des dépassements de compteur d'images visualise sur l'écran cathodique du PDP 12 un message "oeil hors limites" en indiquant à l'opérateur

Routine d'initialisation,

- . positionnement des moteurs par l'utilisateur
- . vérification de la position de l'oeil par visualisation sur écran cathodique

Routine de gestion d'interruption,

- . acquisition du mot image
- . test sur les divers périphériques et branchement vers l'une des trois routines de traitement

Routine de traitement d'image,

- . validation du mot image
- . calcul de l'écart de position $Delta_{n+1}$
- . comparaison de $Delta_{n+1}$ avec $Delta_n$
- . si $Delta_{N+1} \leq Delta_n$, M_{n+1} devient mot de référence branchement vers la routine de commande des moteurs
- . sinon, retour en attente d'interruption

Routine de traitement du dépassement de compteur,

- . visualisation de "oeil hors limites" et des procédures de contrôle à effectuer

Routine de traitement des interruptions parasites,

- . en cas d'interruption par télétype, arrêt du programme par la frappe d'un caractère choisi

Routine de commande des moteurs,

- . interdiction des interruptions
- . calcul de C_x et C_y
- . boucles d'envoi d'impulsions alternées en X et en Y
- . rétablissement des interruptions

figure VI.16. Organigramme du programme Périmètre.

les mesures de contrôle à prendre. La troisième routine sert les interruptions parasites et permet notamment d'arrêter le déroulement du programme par la console de Télétype.

La commande des moteurs appelle une remarque supplémentaire, dans la mesure où, après un calcul des grandeurs C_x et C_y, elle réalise une commande alternée des deux moteurs afin de réduire le temps d'attente par le programme de ces périphériques lents.

-:-

Après ce chapitre, s'achève la définition du dispositif réalisé. Les options prises dans la réalisation des interfaces l'ont été dans un esprit de généralisation : la structure modulaire de l'interface d'entrée permet aisément d'augmenter son niveau de complexité, tandis que le choix d'une interface de sortie utilisant une commande de table traçante peut lui faire bénéficier ultérieurement de la souplesse et de la puissance apportée par les générateurs de vecteurs. Par contre, le calcul de la commande par programme répond à des contraintes très particulières et comporte des limitations importantes, en particulier au niveau de la précision du système. Le dernier chapitre présente divers résultats du périmètre automatique objectif, accompagnés de remarques concernant les diverses améliorations possibles.

-:-

CHAPITRE VII

EXPERIMENTATION DU DISPOSITIF ET CONCLUSIONS

Le périmètre automatique objectif a été testé au Laboratoire d'Explorations Fonctionnelles de la Vision où il se trouve installé. Pour effectuer l'expérimentation du dispositif, le concours de divers sujets nous était nécessaire et nous saisissons ici l'occasion de les remercier pour leur patience et leur esprit de coopération. Le port d'un verre de HENKES est en effet un préalable à la mise en route d'une séquence d'exploration ; l'installation de ce verre, maintenu par dépression entre la lentille et la cornée, nécessite quelques minutes d'adaptation et peut contribuer à réduire l'utilisation généralisée de cette méthode en cas d'allergie au port prolongé de la lentille ou de traumatisme de la cornée.

Ce chapitre présente plusieurs séries d'essais réalisés avec ce périmètre et suggère certaines améliorations aux différents éléments constitutifs du dispositif.

VII - 1. Influence des mouvements de la tête.

La première série d'essais est destinée à mesurer l'influence des mouvements de la tête sur la précision de la détection oculaire. La tête du sujet, assis en face de la coupole de stimulation, n'est maintenue que par appui sur une mentonnière ; elle conserve donc une importante liberté de déplacement latéral. Rappelons à cet égard qu'une rotation de 1° de l'axe du regard se traduit par un déplacement de l'oeil de 0,5 mm dans le champ de détection.

La nécessité de présenter au sujet un nombre élevé de stimulations (1000 stimulations ou plus pour une séquence d'exploration) pour obtenir une réponse électrophysiologique des régions paramaculaires entraîne un allongement de la séquence pouvant aller jusqu'à 8 mn. Il est donc important de pouvoir estimer l'importance de la fatigue dans le relâchement de la posture. Nous avons mesuré la stabilité du regard au cours d'une fixation volontaire demandée au sujet pendant 15 s, 30 s, 1 mn, 5 et 10 mn.Les résultats sont exprimés sous forme de courbes données à la figure VII.1 : diverses positions de fixation successives ont été choisies : au centre, aux extrémités droite et gauche, haute et basse du champ du regard. L'amplitude (1' d'angle au maximum) des micronystagmus ne permet pas d'expliquer les artéfacts de position qui se manifestent.

Une seconde série d'expériences consiste à provoquer un nystagmus de type optocinétique à l'aide de deux stimulations auxiliaires : deux lampes de flash sont disposées devant l'écran, selon une horizontale, une verticale ou une diagonale du champ du regard. Leur déclenchement alterné entraîne un déplacement de l'oeil du sujet qui a reçu la consigne de poursuivre ces deux cibles. La mesure de ces déplacements, réalisée pour diverses valeurs d'amplitude et diverses inclinaisons d'axes, est consignée dans le tableau de la figure VII.2. Elle met en évidence un phénomène d' "entraînement" de la tête qui se tourne dans la direction du stimulus présenté, de façon à rétablir la coïncidence entre l'axe visuel et l'axe optique de l'oeil. Ce phénomène prévisible apparaît pour les valeurs importantes de déplacements angulaires : l'oeil disparaît du champ de détection pour des valeurs inférieures aux limites théoriques.

L'exploitation rigoureuse de ces résultats reste néanmoins difficile car il faut considérer l'opérateur humain comme une fonction de transfert ajoutée à celle du capteur (17) ; en conséquence, la recherche d'une plus grande rigueur dans la détection des positions oculaires, si on rejette l'idée d'un capteur

solidaire de la tête, nécessite d'adjoindre au système un capteur de position de la tête.

VII - 2. Mesure du temps de retard.

La même expérience de nystagmus provoqué est reprise ici dans un fonctionnement complet du système : la mesure porte alors sur le temps de latence qui s'établit entre le positionnement de la stimulation auxiliaire et celui de la stimulation commandée par la chaîne de surveillance. Le déclenchement alterné des éclairs se fait à des fréquences de plus en plus élevées : pour des amplitudes maximales (30°) du déplacement selon un axe horizontal puis un axe vertical, les vitesses atteintes par l'oeil s'échelonnent entre 100 et 600°/s. Les résultats obtenus sont satisfaisants, puisqu'ils se traduisent dans tous les cas par l'apparition d'une stimulation commandée en réponse à la stimulation auxiliaire. Le temps de retard du système, dont la valeur précise n'a pas été mesurée, est suffisamment faible pour que la commande élaborée à partir des informations recueillies par le capteur soit toujours exécutée par les moteurs pas à pas. Le choix d'une telle solution, bien adaptée au contrôle numérique, permet de réaliser un positionnement de la stimulation apte à suivre les vitesses maximales de l'oeil, respectivement 600°/s en horizontal et 400°/s en vertical.

VII - 3. Définition de la stimulation

La source de stimulation est constituée par un projecteur de diapositives dans lequel la source lumineuse est remplacée par une lampe à quartz dont le déclenchement est commandé par la fermeture d'un contact. Ce type de stimulateur permet de disposer à volonté devant la source de lumière blanche divers filtres et diaphragmes, ainsi que des stimulations en forme de damier telles que nous les avons définies au chapitre III. Cependant, les problèmes posés par le stimulateur actuellement utilisé sont de deux ordres.

Le premier tient à la nature de la source de lumière dont le déclenchement s'accompagne d'un bruit de commutation suffisamment élevé pour provoquer des artéfacts de potentiels évoqués auditifs lors d'une séquence d'exploration en potentiel évoqué visuel. La solution envisagée pour remédier à ce défaut consiste à employer un tube au xénon dont la décharge impulsionnelle est silencieuse ; leur grande puissance instantanée, leur bonne stabilité énergétique et leur large spectre d'émission en font des sources parfaitement adaptées aux besoins de la stimulation.

Le second problème relatif à la stimulation est lié à la distorsion de l'image qui se manifeste pour des amplitudes de déplacement supérieures à 30° et lorsque la taille de la stimulation excède 2°. Ces conditions sortent du cadre dans lequel a été défini ce travail ; elles correspondent cependant à une extension des possibilités d'utilisation de cet appareil. En ce sens, la réalisation d'un stimulateur à miroir unique doit permettre d'obtenir une plus grande amplitude de balayage de l'écran.

VIII - 4. Recueil d'E.R.G. localisés.

Les tracés d'E.R.G. obtenus au cours de divers examens cliniques pratiqués à l'aide de ce périmètre sont donnés à la figure VII.3. Ils sont précisés par les paramètres de la stimulation utilisée : luminance, taille, forme, couleur, temps de présentation et nombre des stimuli.

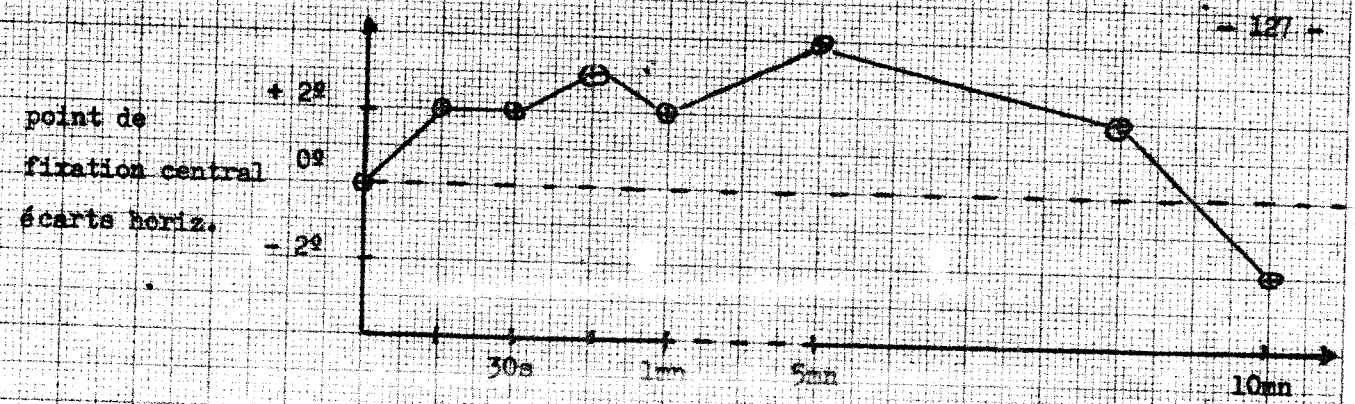
Seules les conclusions apportées par le praticien après un examen comparé de ces tracés de stimulation localisée avec les tracés obtenus de façon classique par une stimulation globale pourront décider de l'intérêt réel de ce dispositif.

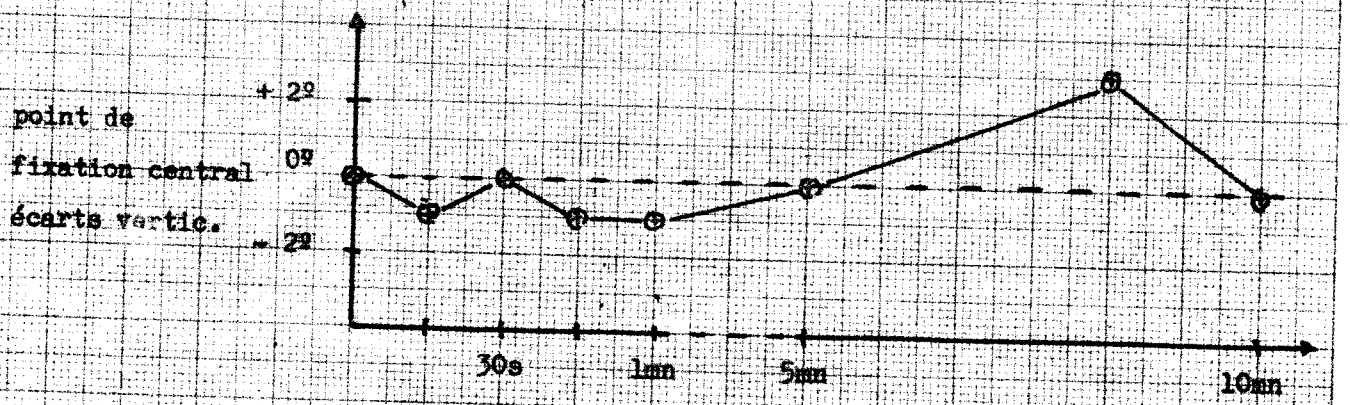
-:-

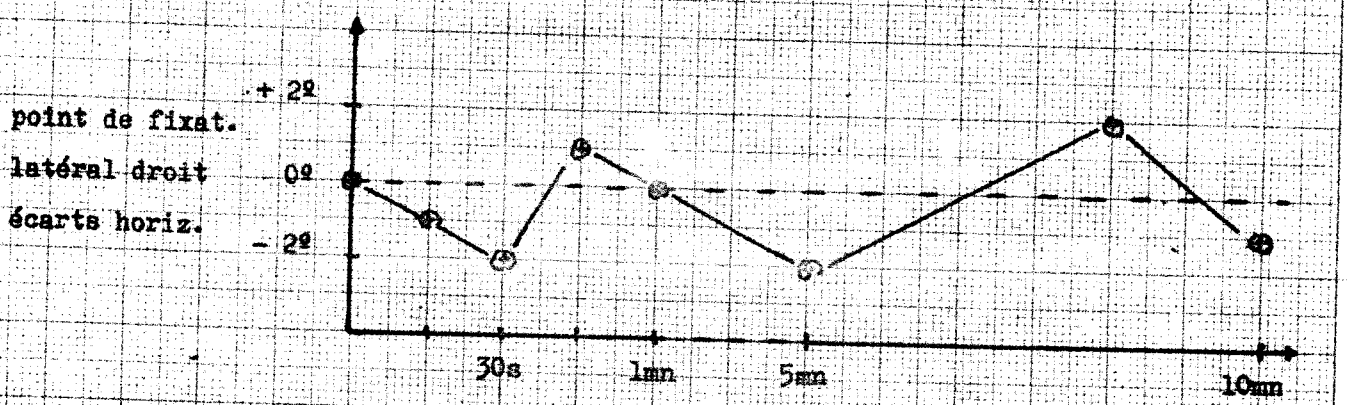
En reprenant le cahier des charges imposé au système, il apparaît que les choix de principe proposés pour la réalisation de ce dispositif de périmétrie automatique objective sont satisfaisants : si on s'en réfère aux résultats expérimentaux que nous avons présentés, aussi bien la détection (amplitude, précision et stabilité) que la stimulation (précision et rapidité du positionnement, modification des paramètres) est adaptée aux contraintes imposées.

Un problème majeur demeure cependant au niveau de la détection dont la qualité ne deviendra réellement acceptable qu'au prix d'une détection spécifique des mouvements de la tête.

-:-







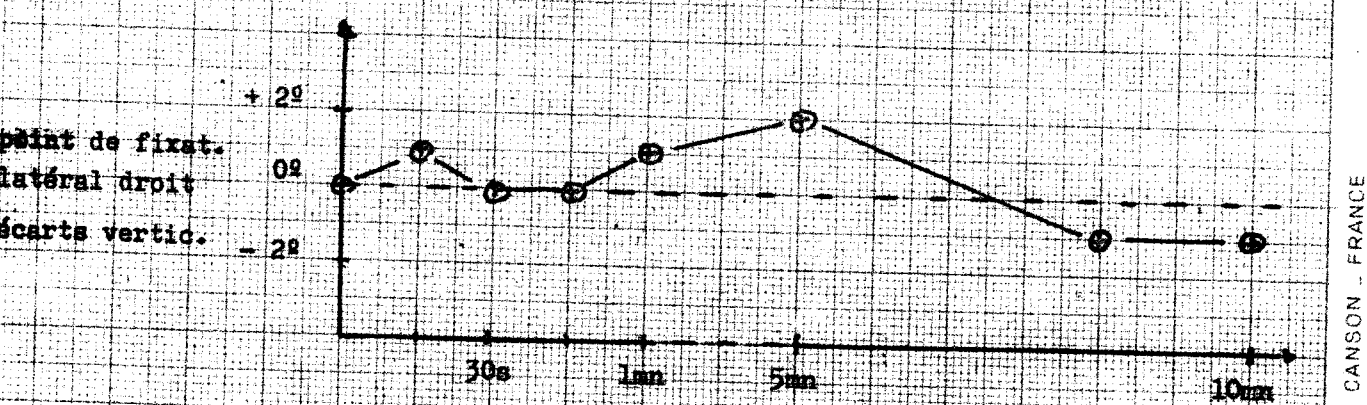
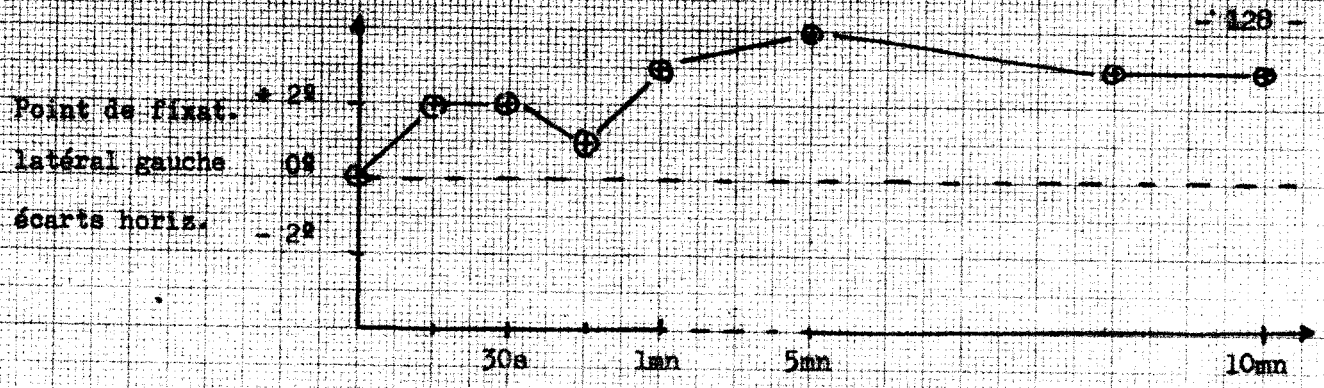
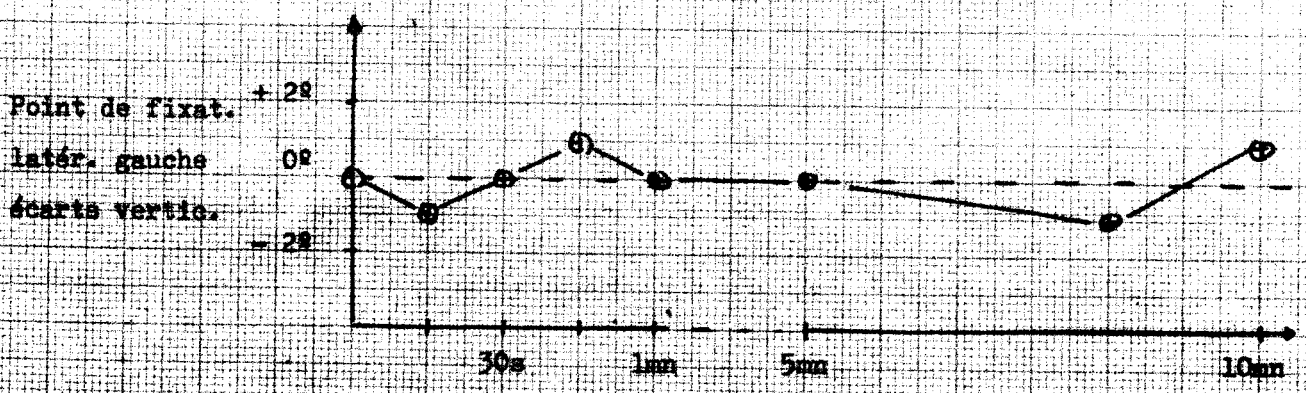
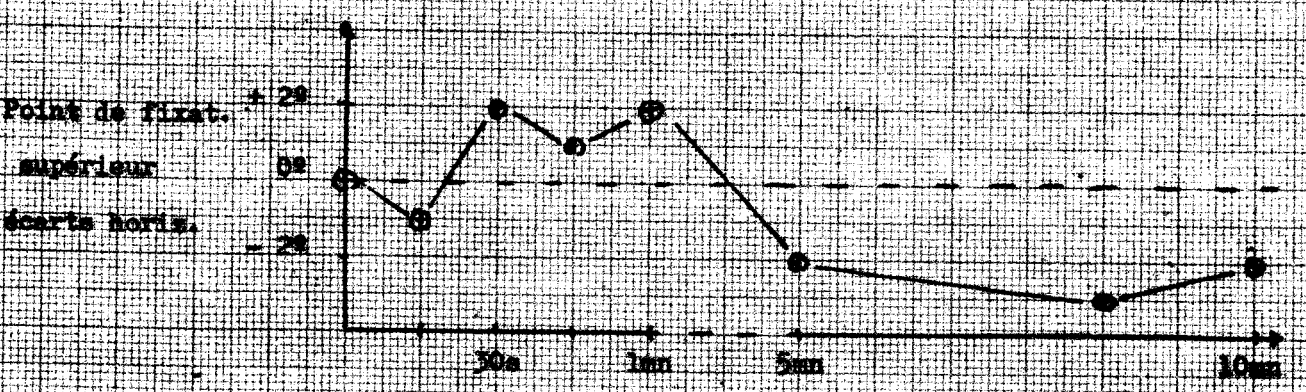


fig. VII. 1. Fixation volontaire : écarts à la position initiale au cours du temps.

LES PAPIERS CANSON - FRANCE







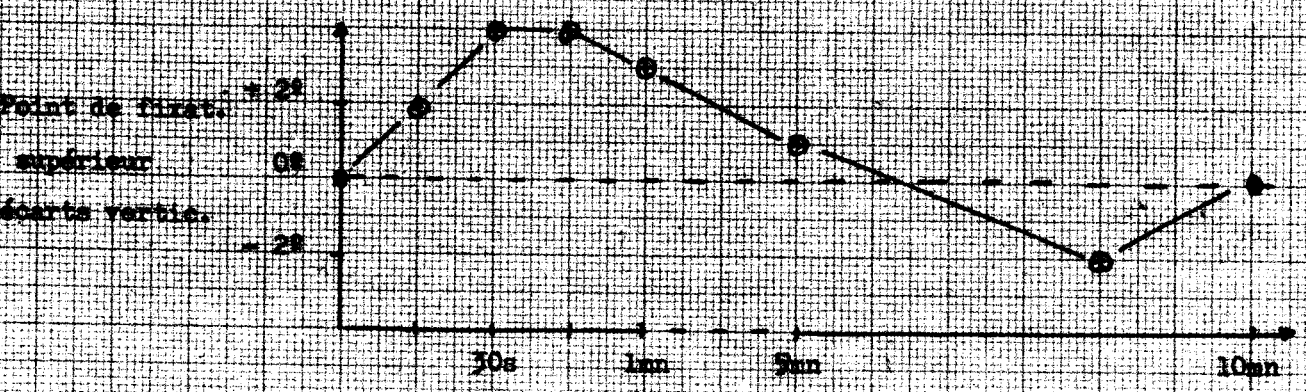


fig. VII. 1. (suite) Fixation volontaire.

LES PAPIERS CANSON - FRANCE

Amplitude du déplacement imposé selon :		"	Ecart des positions oculaires mesuré :	
		"		
		"		
- l'axe horizontal	4º	"	X = 4	Y = 1
	10º	"	10	2
	14º	"	15	1
	20º	"	21	1
	24º	"	27	1
	30º	"	/	/
		"		
		"		
- l'axe vertical	4º	"	X = 2	Y = 4
	10º	"	2	11
	14º	"	1	15
	20º	"	2	22
	24º	"	1	28
	30º	"	/	/
		"		
		"		
- la première bissectrice	4º	"	X = 3	Y = 5
	10º	"	9	10
	14º	"	16	16
	20º	"	21	24
	24º	"	/	/
	30º	"	/	/
		"		
		"		
- la seconde bissectrice	4º	"	X = 5	Y = 4
	10º	"	11	10
	14º	"	16	16
	20º	"	22	23
	24º	"	/	/
	30º	"	/	/
		"		

BUS LILLE

Figure VII.2. Nystagmus optocinétique : mouvements de l'oeil en réponse aux déplacements de la stimulation.

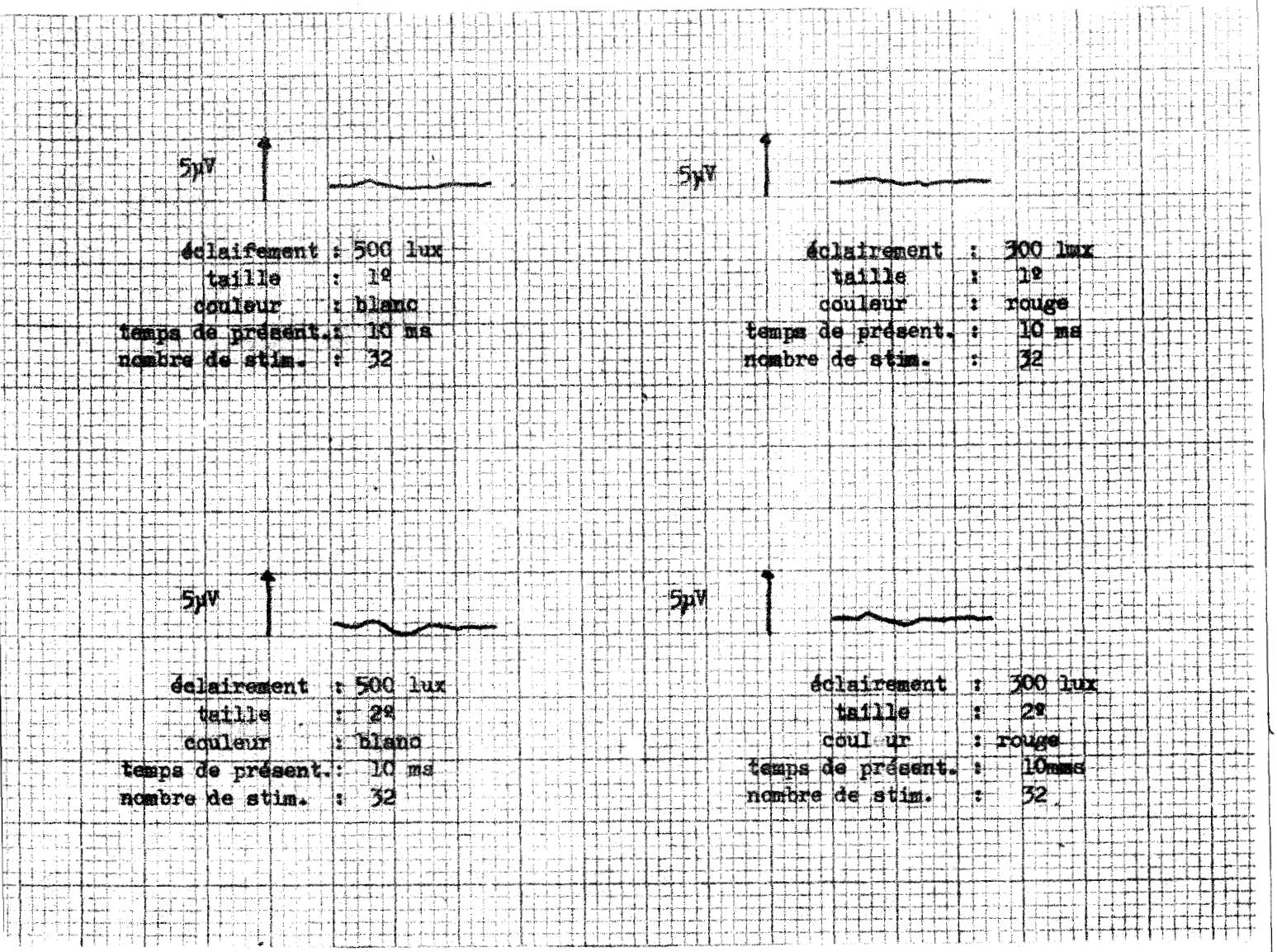


Figure VII.3. Enregistrement d'ERG localisés.

SDS LILLE

BIBLIOGRAPHIE

(1) P. BAILLIAUT et coll.
"Traité d'ophtalmologie"

(2) F. GREMY, J. PERRIN
" Eléments de biophysique, tome I"

(3) E. JAYLE et coll.
"L'électrorétinographie"

(4) F. GREMY, J.C. PAGES
"Eléments de biophysique, tome II"

(5) G. DHEDIN
"L'enregistrement des mouvements des yeux par une méthode optico-électronique"
Thèse pour le doctorat en médecine - Lille 1969

(6) G.H. BYFORD
"British communication and electronics" - 1971

(7) M. LECLERCQ
"Dispositif d'étude et modèle analogique du système oculo-moteur chez l'homme"
Thèse de docteur-ingénieur - Lille 1969

(8) R. JONES, J. WEBSTER et U. KEESEY
"An active feedback system for stabilizig visual images"
I.E.E.E. transactions on biomedical engineering 1972

(9) J.C. HACHE, P. DUBOIS, G. BERTOLACCI, E. VETU et N. MALVACHE.
"Une nouvelle méthode de stimulation pour l'étude des photorécepteurs"
Symposium commun de l'IUPS et de l'ISCERG - Brighton, Juillet 71

(10) N. LESEVRE et coll.
"Possibilités et limites de la méthode des potentiels évoqués et de leur traitement informatique pour aborder l'étude de la perception visuelle chez l'homme".
Symposium sur la perception visuelle - Lille 1973

(11) P.W. LAPPIN et P.S. COOGAN
"Relative sensitivity of various areas of the retina to laser radiation"
Archives of ophtalmology n° 84

(12) H.J. BOLL
"Electronics for the visually handicaped"
I.E.E.E. international convention and exposition, mars 1973

(13) J. LESER
"Les premiers réseaux intégrés de photodiodes et leurs applications

(14) "Optical scanners"
Notice technique de la société General Scanning Inc.

(15) P.J. BROSSENS
"Fast retrace optical scanning"

(16) J.C. HACHE, P. DUBOIS et P. FRANCOIS
"Etude de l'intérêt clinique des réponses évoquées visuelles obtenues par une stimulation localisée asservie aux mouvements de l'oeil"
Symposium de l'ISCERG - Bad Nauheim, octobre 1973

(17) N. MALVACHE
"Analyse corrélative des systèmes visuel et manuel et identification de l'opérateur humain".
Thèse de docteur-ingénieur - Lille 1970

C O N C L U S I O N

Par la maîtrise des paramètres de la détection et de la stimulation qu'il procure à son utilisateur, ce dispositif de périmétrie peut s'adapter facilement à la conduite d'examens cliniques très divers tels que la périmétrie de profil, l'électro-oculographie ou la mesure du rayon de courbure cornéen. Bien que son domaine d'application puisse également s'étendre à une contribution à l'étude des mouvements oculaires, il est avant tout conçu pour les explorations fonctionnelles.

L'introduction d'un calculateur câblé de barycentre permettra ultérieurement d'augmenter le pouvoir de résolution du capteur : la définition de la détection pourra alors aisément atteindre le demi ou le tiers de degré. En ce sens, les photo-détecteurs de type O.D.D. (digitaliseurs de données optiques) tels que les tubes vidicon ou les réseaux intégrés de photo-diodes présentent une souplesse d'emploi qui autorise une optimisation de l'exploitation des images par une commande programmée du balayage de la surface sensible.

L'adaptation de ce système à une détection directe de l'oeil, sans verre oculaire, pourra également élargir le domaine d'application de ce périmètre.

Le choix d'un stimulateur élaboré à l'aide d'un projecteur de diapositives répond parfaitement aux caractéristiques demandées à la source de stimulation. Le déplacement de cette stimulation sur un écran sphérique devra néanmoins se réaliser à l'aide d'un seul miroir.

Moyennant ces diverses améliorations qui permettront de le rendre totalement opérationnel, rien n'empêche de penser que le périmètre automatique objectif que nous venons de présenter puisse, à brève échéance, appartenir à l'instrumentation clinique ophtalmologique courante.

-:-

TABLE DES MATIERES

CHAPITRE I : PRESENTATION DE L'ETUDE

I.1. Les explorations fonctionnelles de la vision 1
I.2. Rappels anatomiques et physiologiques 2
I.3. Méthodes cliniques d'examen 7
I.4. Définition du problème : objectifs 10

CHAPITRE II : RAPPELS HISTORIQUES

II.1. Méthodes d'étude des mouvements oculaires 16
II.2. Méthodes de stabilisation de l'image rétinienne 30

CHAPITRE III : PRINCIPE GENERAL DU DISPOSITIF

III.1. Définition de la séquence d'exploration 35
III.2. Définition de la stimulation 37
III.3. Organisation fonctionnelle d'ensemble 39

CHAPITRE IV : ETUDE ET REALISATION DU CAPTEUR

IV.1. Rappels sur les mouvements oculaires : contraintes sur le capteur 44
IV.2. Méthodes de repérage 47
IV.3. Etude du détecteur 52

CHAPITRE V : ETUDE ET REALISATION DU STIMULATEUR

V.1. Contraintes imposées au stimulateur 74
V.2. Ecran sphérique : géométrie du déplacement 77
V.3. Déplacement de la source par miroir 83
V.4. Dispositif de mise en rotation du miroir 87
V.5. Description du stimulateur réalisé 89

CHAPITRE VI : ETUDE DE L'INSERTION DU CALCULATEUR

VI.1. Interface d'entrée ; acquisition des images 97
VI.2. Interface de sortie ; commande du stimulateur 111
VI.3. Réseau correcteur programmé 116

CHAPITRE VII : EXPERIMENTATION DU DISPOSITIF ET CONCLUSIONS

VII.1. Influence des mouvements de la tête 122
VII.2. Mesure du temps de retard 124
VII.3. Définition de la stimulation 124
VII.4. Recueil d'ERG localisés 125

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE
Section de SCIENCES
LILLE