N° d'ordre 89

50.376
1969
118

THÈSES

50376
1969
118

présentées à la

FACULTÉ DES SCIENCES DE L'UNIVERSITÉ DE LILLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR - INGÉNIEUR

par

Marc LECLERCQ
Ingénieur I.S.E.N.
Licencié Es-Sciences

1re Thèse : DISPOSITIF D'ETUDE ET MODELE ANALOGIQUE DU SYSTEME OCULO-MOTEUR CHEZ L'HOMME

2e Thèse : SYSTEMES AUTO-ADAPTATIFS ; APPLICATIONS AUX SYSTEMES BIOLOGIQUES

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE
Section de SCIENCES
LILLE

Thèses soutenues le 11 Janvier 1969 devant la Commission d'Examen

MM. R. DEHORS, Président
P. VIDAL, Rapporteur
P. NAYRAC,
J. C. RAOULT, Examinateurs

0300101097

A ma Femme,

A mes Parents,

A mes Beaux-Parents,

A V A N T - P R O P O S

Le travail que nous présentons a été réalisé au Laboratoire de Bionique du Service de Neurologie de la Faculté de Médecine de Lille, sous l'égide de l'Institut d'Automatique de la Faculté des Sciences.

Monsieur le Professeur DEHORS, directeur de cet Institut, nous a fait l'honneur d'accepter de présider notre jury de thèse ; nous en sommes très touché et l'en remercions vivement.

Nous avons été suivi et dirigé, tout au long de nos travaux, par Monsieur le Professeur VIDAL, à qui nous tenons à exprimer notre profonde reconnaissance pour l'intérêt et la sympathie qu'il nous a toujours manifestés.

Nous tenons également à exprimer notre vive gratitude à Monsieur le Professeur NAYRAC, Membre Correspondant de l'Académie de Médecine, qui nous a accueilli dans son Service et a mis à notre disposition des moyens matériels importants pour l'accomplissement de nos travaux ; nous sommes particulièrement sensible à l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de participer à notre jury de thèse.

Nous sommes très honoré également de la présence au sein de ce jury de thèse, de Monsieur RAOULT, dont la compétence en matière de bionique est bien connue ; nous remercions très vivement Monsieur RAOULT d'avoir accepté de juger notre travail.

Nous exprimons nos remerciements à Monsieur le Professeur FRANCOIS pour l'intérêt qu'il a bien voulu manifester pour nos travaux ainsi que pour l'aide que nous a apportée son Service d'Ophtalmologie.

Pendant toute la durée de notre séjour au Centre Hospitalier Régional, nous avons été conseillé et guidé, avec une bienveillante attention, par Monsieur le Professeur MILBLED, que nous tenons à assurer ici de notre profonde gratitude.

Nous sommes reconnaissant également à Monsieur le Professeur VANLERENBERGHE, pour les très nombreux services qu'il nous a aimablement rendus, ainsi que pour la mise à notre disposition, par Monsieur le Professeur HOUDAS et lui-même, de la calculatrice E.M.D. du Laboratoire de Physiologie.

Nos remerciements iront encore à Monsieur le Docteur PARQUET, pour son aimable collaboration.

L'ensemble de nos travaux n'a pu être mené à bien que grâce à la coopération d'une équipe de chercheurs de plusieurs disciplines, auxquels nous tenons à adresser nos plus vifs remerciements.

Tout particulièrement, nous tenons à rendre hommage à Messieurs les Docteurs MALBREL et DHEDIN pour l'importante contribution qu'ils nous ont apportée dans la partie médicale de nos travaux. Nous les assurons de notre sincère et profonde gratitude pour leur amicale et précieuse collaboration.

Nous avons également beaucoup apprécié l'aide importante que nous a apportée Monsieur MALVACHE, auquel nous adressons nos très vifs remerciements.

Nous remercions également vivement Monsieur MENU pour ses remarquables réalisations mécaniques.

Enfin, nous ne saurions terminer cet avant-propos, sans exprimer notre reconnaissance à toutes les personnes qui se sont aimablement prêtées à nos tests et nous ont ainsi permis de réaliser la partie expérimentale de nos travaux, ainsi qu'à tous ceux qui nous ont prêté leur concours et que nous ne pouvons malheureusement citer.

o o o
o o
o

I N T R O D U C T I O N

Depuis la naissance de la théorie du contrôle automatique, ses applications se sont très vite multipliées dans tous les domaines et il est ainsi apparu que les systèmes vivants de l'homme ou de l'animal sont constitués essentiellement d'ensembles régulateurs et d'asservissements auxquels s'applique la théorie du contrôle.

Cette juxtaposition, ou plus exactement, cette interpénétration de deux sciences, a priori très différentes, constitue ce que l'on a coutume d'appeler, actuellement, une "science carrefour", dont l'intérêt est double.

En effet, cette discipline apporte aux biologistes et aux physiologistes une manière nouvelle de traiter leurs problèmes, en leur permettant d'une part d'étudier les mécanismes automatiques qui régissent les phénomènes naturels, et d'autre part, grâce à la simulation sur calculateur de ces mécanismes, elle offre aux biologistes des possibilités plus grandes (introduction de perturbations, étude de comportements dans des conditions difficiles a réaliser in vivo...).

De plus, la connaissance des régulateurs physiologiques et biologiques fournit aux automaticiens de nouveaux types d'asservissements, dont la réalisation peut être à la base de la résolution de problèmes physiques particuliers.

Le premier aspect de cette science-carrefour définit ce que l'on a appelé autrefois, la CYBERNETIQUE, tandis que le deuxième aspect, plus récent, constitue la BIONIQUE. C'est dans ce cadre que se situent les travaux que nous avons réalisés et que nous nous proposons de décrire.

Après avoir donné un aperçu des différentes études déjà réalisées sur les mouvements oculaires, les méthodes utilisées et les résultats obtenus, nous décrirons le dispositif mis au point et indiquerons les principaux résultats expérimentaux obtenus. Nous ébaucherons ensuite une simulation du système oculo-moteur sur calculateur analogique ; et, enfin, nous concluerons sur les travaux réalisés et les perspectives qu'ils laissent entrevoir.

o o o
o o
o

CHAPITRE I

DIVERSES ETUDES DU REGULATEUR OCULAIRE

Dans le cadre de l'étude du comportement général de l'opérateur humain, il s'avère nécessaire afin de pouvoir préciser davantage les mécanismes qui interviennent, de connaître la fonction de transfert du système oculo-moteur, c'est-à-dire des régulations qui régissent les mouvements des yeux.

I 1. - TECHNIQUES UTILISEES.

Du fait de la difficulté d'expérimentation, les techniques utilisées présentent un grand nombre de variantes, dont nous allons brièvement passer en revue les plus importantes.

On peut classer les principales méthodes d'études des mouvements de l'oeil en trois catégories : l'enregistrement des potentiels biologiques, les méthodes optiques de réflexion par la cornée et l'utilisation des verres de contact.

I 1.1. - Enregistrement des potentiels biologiques.

Mise au point par MARG (23) et JAMPOLSKI (12), cette technique dont nous fournissons les points fondamentaux en annexe consiste à enregistrer les potentiels produits par les muscles oculaires lors de leurs contractions. Il ne peut être question d'utiliser un tel procédé pour

rechercher la fonction de transfert de l'oeil car la méthode ne trouve de justifications que dans des examens cliniques qualitatifs de précision très discutable . Elle présente en revanche l'avantage appréciable d'une grande simplicité.

I 1.2. - Méthode optique de réflexion par la cornée.

De bien meilleure précision, les méthodes optiques nécessitent une mise en oeuvre de moyens importants. Parmi celles-ci, les plus couramment utilisées consistent à recueillir l'image à travers la cornée, d'une source lumineuse de forme appropriée. Cette image impressionne un dispositif photo-électrique (ou simplement cinématographique) et fournit un enregistrement assez fidèle des mouvements du globe oculaire.

Cette technique dont le principal avantage vient de son inocuité totale pour l'oeil a été créée en 1901 aux U.S.A. par DODGE et CLINE (7). L'amélioration par les techniques de l'électronique moderne de ce procédé a permis notamment à STARK (33), JOHNSON (14 - 15), DALLOS (4 - 5 - 6) et COOK (3) d'obtenir les premiers résultats intéressants.

Cependant, l'hétérogénéité de la cornée et les coefficients de réflexion des diverses parties de la surface de l'oeil entraînent un "bruit" important ; aussi, la majorité des auteurs préfèrent-ils actuellement la technique des verres de contact.

I 1.3. - Technique des verres de contact.

L'idée d'utiliser la fixation d'un élément sur l'oeil revient à DOHLMAN (8) en 1925, qui imagina d'utiliser un capuchon à succion, en caoutchouc, disposé sur l'oeil, et sur lequel étaient montés des éléments d'optique.

Depuis, les progrès de l'optique ophtalmologique ont permis de remplacer le grossier capuchon de caoutchouc par des lentilles de contact en plastique dont l'usage est maintenant courant en ophtalmologie. Il est alors possible de se servir de la surface du verre de contact soit pour réfléchir

un faisceau lumineux comme dans la méthode précédente, soit pour y placer une minuscule source de lumière dont la variation de position est convertie en signal électrique par un ensemble photo-électrique.

Cette méthode, dans la mesure où la lentille adhère correctement à l'oeil, fournit une bonne précision associée à une grande sensibilité. En revanche, par suite des dimensions réduites imposées à la source, le capteur photo-électrique doit être puissant.

Ainsi, grâce à ces techniques, et plus particulièrement aux deux dernières, il est possible d'appliquer à l'oeil les méthodes d'étude des systèmes asservis, et d'en déduire une fonction de transfert du système oculo-moteur ; c'est ce qu'ont tenté de faire un certain nombre d'auteurs et nous allons résumer brièvement les résultats obtenus.

I 2. - PRINCIPAUX RESULTATS OBTENUS.

I 2.1. - Premiers travaux :

La première application de la théorie du contrôle au système oculo-moteur date de 1954, lorsque WESTHEIMER (35) donne une expression mathématique de la fonction de transfert de l'oeil, calculée uniquement à partir de considérations mécaniques fondées sur la forme géométrique du globe oculaire. Cette fonction, comme toutes celles étudiées par divers auteurs, relie la position angulaire de l'oeil considérée comme sortie, à la position d'un point lumineux considérée comme entrée.

En 1960, VOSSIUS (34) assimilant l'oeil à un système linéaire, propose comme fonction de transfert celle d'un système à contrôle proportionnel et intégral, avec retard, valable seulement pour des signaux d'entrée discontinus. Cependant, ce modèle, élaboré essentiellement à partir de considérations physiologiques, reste assez incomplet quant à la détermination de ses paramètres.

I 2.2. - Modèles perfectionnés :

En fait, il faut attendre 1961 pour trouver, aux U.S.A. des études plus approfondies.

RASHBASS (27), tout d'abord, établit avec certitude que le comportement du système nerveux n'est pas le même pour les mouvements continus et pour les mouvements saccadés de l'oeil. Tenant compte de ce fait, YOUNG, STARK (33 - 39) et JOHNSON (14 - 15) proposent alors deux modèles échantillonnés dans lesquels les deux types de mouvements sont engendrés par un asservissement comportant dans sa chaîne directe deux mécanismes différents représentatifs de ces modes de mouvements, et ne possédant pratiquement aucune interaction. Ces modèles issus à la fois de résultats expérimentaux et de considérations physiologiques ont par conséquent un aspect proche de la réalité.

Cependant, une différence essentielle caractérise ces asservissements : dans celui de JOHNSON présenté figure I 1., la période d'échantillonnage varie en fonction de l'état du système ; dans celui de YOUNG et STARK, cet échantillonnage se fait à période constante. Les tracés expérimentaux obtenus par les auteurs, et certaines considérations physiologiques donnent à penser que le modèle de JOHNSON est plus complet et plus proche de la réalité.

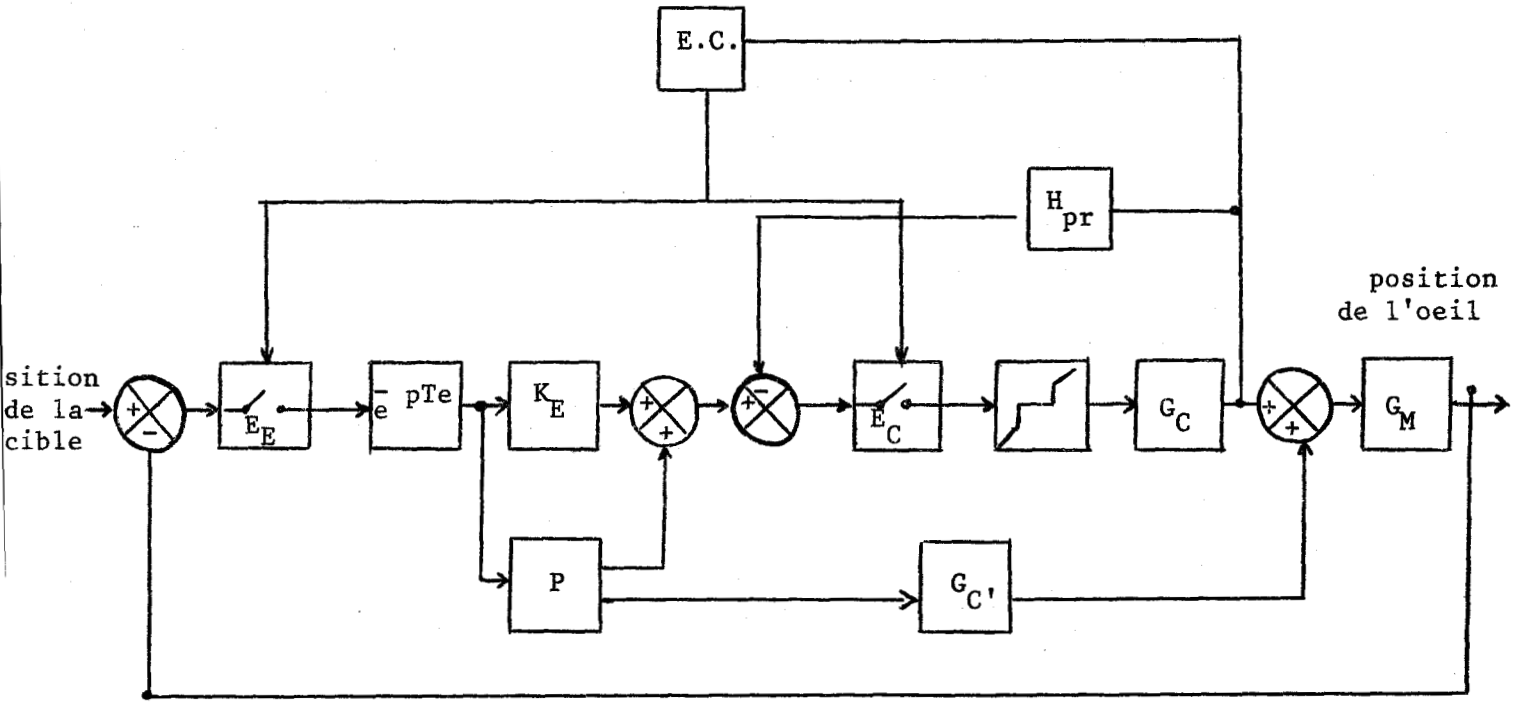


figure I 1.
Modèle de JOHNSON du
système oculo-moteur

E.C. Elément de contrôle des échantillonneurs, fonction de l'état du système.

E_E Echantillonneur de l'erreur.

E_C Echantillonneur de commande.

H_{pr} Elément de retour proprioceptif, dont n'est pas conscient le sujet.

P Elément de "prévision".

G'_C Fonction de commande du même type que G_C mais possédant un limiteur de vitesse.

BUS LILLE

La boucle supérieure (E_C, G_C) convient aux mouvements saccadés, celle du bas (P, G'_C) aux mouvements continus. Il faut cependant noter que ce modèle est uniquement symbolique et que H_{pr} et P notamment ne sont pas précisés.

Nous terminerons cet aperçu des principaux résultats par l'examen des travaux effectués par DALLOS (5) qui, à notre sens, élabore l'étude mathématique la plus précise réalisée à l'heure actuelle.

DALLOS soumet les sujets en expérience à des signaux d'entrée aléatoires gaussiens ; les résultats obtenus confirment en grande partie ceux de YOUNG et STARK, principalement en ce qui concerne les mécanismes responsables des mouvements continus et des mouvements saccadés. En outre, DALLOS précise les points suivants :

- le retard pur s'introduisant dans la fonction de transfert du système oculaire est fonction de la fréquence du signal d'entrée.
- les résultats enregistrés pour des entrées aléatoires ou des entrées sinusoïdales sont entièrement différents. Le rapport entre les fonctions trouvées dans l'un et l'autre cas fait intervenir un "élément de prévision" et un "élément de mémoire" (+) dont DALLOS fournit une expression mathématique.

Le modèle de DALLOS peut se schématiser de la manière présentée figure I 2.

(+) L'élément de prévision semble être un organe spécifique du comportement de l'opérateur humain. Des expériences récentes effectuées par FUCHS (10) ont permis de mettre ce fait en évidence en comparant le comportement de l'opérateur humain au cours de tests de poursuite visuelle, à celui de singes entraînés à ce genre d'expérience : à aucun moment, il n'est apparu, dans la réponse des singes, de phénomène d'anticipation ou de prévision.

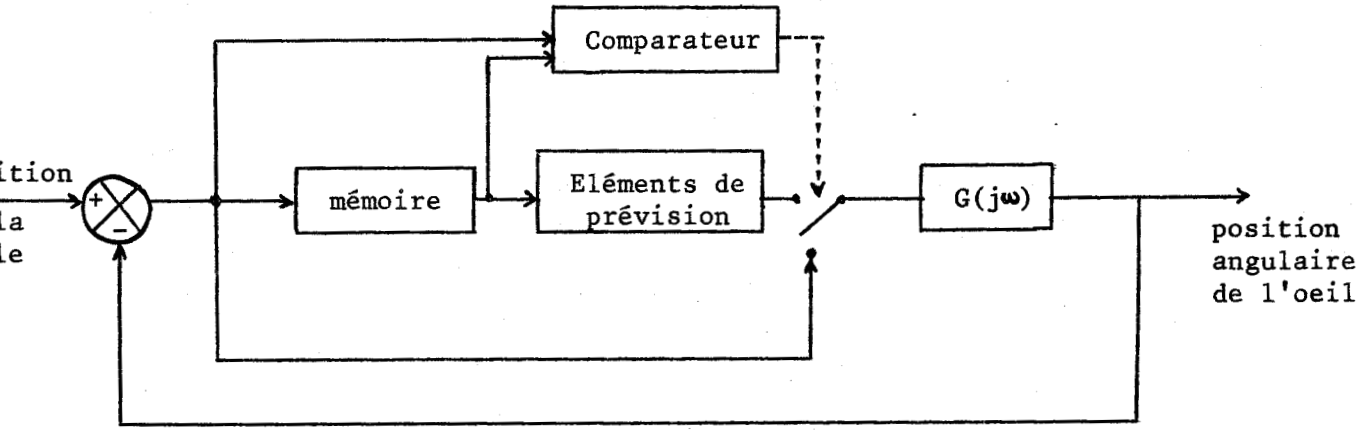


figure I 2.
Modèle de DALLOS du
système oculo-moteur

G (jω) représente la fonction de l'oeil, considéré comme système mécanique, à partir de sa forme géométrique.

I 3. - CONCLUSION.

Si les expérimentations sur les mouvements de l'oeil ont été entreprises il y a plus d'un demi-siècle maintenant, seuls les progrès récents de l'ophtalmologie, de l'électronique, et la naissance de l'automatique ont permis à ces études de se développer véritablement.

La très grosse majorité des travaux a été effectuée aux U.S.A., mais reste très incomplète. Il existe peu de dispositifs d'enregistrement

des mouvements de l'oeil dans les deux directions du plan, et les modèles proposés sont encore bien souvent insuffisants ou simplement théoriques. Les études faites dans d'autres pays, notamment en FRANCE (11 - 13 - 19) et en U.R.S.S. (37 - 38), sont encore rares et présentent souvent un aspect essentiellement qualitatif à but clinique.

En fait, la complexité des expérimentations entraîne beaucoup de difficultés, tout spécialement en ce qui concerne la source lumineuse liée à l'oeil et la transformation des mouvements de cette source dans les deux directions du plan en signaux électriques.

Le champ reste ainsi largement ouvert à des études complémentaires, et nous nous proposons d'exposer, dans ce qui suit, notre contribution.

-o-o-o-

CHAPITRE II

DISPOSITIF DE MESURE

II 1. - CHOIX DE LA METHODE DE MESURE.

II 1.1. - But recherché :

Nous venons de voir, dans ce qui précède, que s'il existe un assez grand nombre de méthodes possibles pour l'enregistrement des mouvements oculaires, les objectifs que nous nous sommes imposés pour notre étude permettent de faire un choix parmi celles-ci.

Dans le cadre des recherches que nous envisageons d'effectuer, il est indispensable d'obtenir l'enregistrement simultané des mouvements oculaires dans les deux directions du plan. Par ailleurs, l'utilisation de l'appareil dans un cadre hospitalier implique la possibilité d'enregistrer de très faibles mouvements aussi bien que des mouvements d'amplitude normale.

Néanmoins, une telle souplesse du dispositif n'a pu être obtenue qu'au prix d'une expérimentation assez délicate et d'un appareillage compliqué.

II 1.2. - Méthode adoptée :

Nous avons indiqué, au cours du chapître précédent, que les études basées sur l'enregistrement des potentiels musculaires fournissaient des données qualitatives de faible précision sur les mouvements

du globe oculaire. La précision exigée pour nos mesures a donc eu pour conséquence directe l'utilisation d'une méthode de détection optique.

En outre, les aberrations entraînées par le manque d'homogénéité de la surface de la cornée nous ont décidé à utiliser la technique des verres de contact.

Le dispositif mis au point comporte trois parties principales :

- une source lumineuse fixée sur le verre de contact, de dimensions très réduites, désignée sous le vocable : source oculaire.
- un système optique permettant de transformer les mouvements de la source oculaire en variations d'intensité lumineuse.
- un ensemble de détection photo-électronique permettant de transformer ces variations d'intensité lumineuse en variations d'intensités électriques.

Ce dispositif de mesure est sommairement schématisé figure II 1.

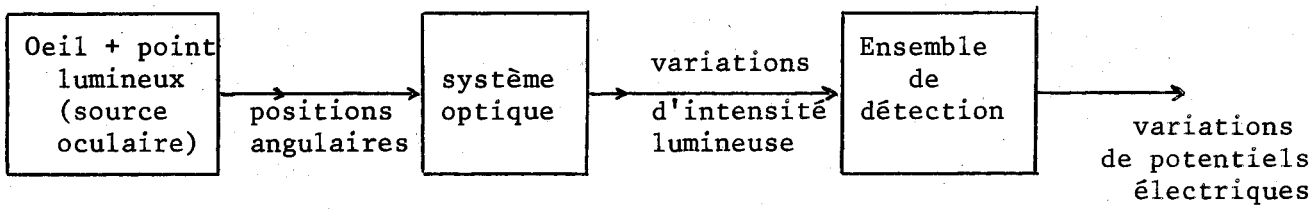


figure II 1.
Schéma simplifié du dispositif de mesure

Nous allons maintenant décrire séparément chacune des trois parties de cet ensemble.

II 2. - DESCRIPTION DU DISPOSITIF DE MESURE.

II 2.1. - La source oculaire :

La source lumineuse liée aux déplacements de l'oeil se compose de deux éléments : le support constitué par un verre de contact, et la source de lumière proprement dite, fixée sur ce verre.

II 2.1.1. - Les verres de contact :

Trois types de lentille de contact existent à l'heure actuelle, les lentilles cornéennes, les verres scléraux et les lentilles molles.

Réalisés dans une matière synthétique dure (métacrylate d'éthyle), les lentilles cornéennes et les verres scléraux diffèrent par leur taille et leur forme : les premières, petites, ont un diamètre inférieur à celui de la cornée, tandis que les seconds, plus larges, épousent la forme complète de l'oeil. Quant aux lentilles molles, ce sont des lentilles cornéennes ou sclérales, réalisées dans une matière synthétique spongieuse de fabrication très récente.

Pour notre prototype, nous n'avons pu utiliser les lentilles molles car leur consistance humide (90 % d'eau) rejette toute possibilité de fixation d'un corps quelconque à leur surface ; il en est de même des lentilles sclérales qui risquent, par leurs dimensions importantes, d'incommoder davantage le sujet en expérience et de poser des problèmes plus difficiles encore pour leur immobilisation sur l'oeil.

Nous avons, par conséquent, fixé notre choix sur les lentilles cornéennes, malgré le délicat problème de leur immobilisation sur la cornée. Les lentilles adhèrent en effet à l'oeil par capillarité, et, en utilisation normale, se déplacent constamment sur la couche lacrymale intermédiaire. Pour supprimer cette difficulté, nous avons adopté des lentilles de taille très petite (donc ultra-légères) et de rayon de courbure interne légèrement

inférieur à celui de la cornée ; on obtient alors un effet de ventouse suffisant pour assurer l'immobilité de la lentille par rapport à la cornée. En outre, les paupières du sujet en expérience sont maintenues ouvertes à l'aide d'un "blépharostat",écarteur de paupières utilisé en chirurgie de l'oeil.

II 2.1.2. - La source de lumière :

Compte-tenu du support minuscule dont nous disposions, il nous a fallu abandonner toute idée d'ampoule électrique si petite soit-elle. Nous avons également rejeté la solution d'un petit miroir, les nombreux auteurs qui l'ont utilisé s'étant en effet heurtés au problème du ternissage de celui-ci par les humeurs de l'oeil. La fixation du miroir en saillie sur la lentille élimine cette difficulté mais nécessite des verres de contact de grande dimension dont la fixation sur la cornée n'est pas sans danger.

Afin de réaliser un point de repère lumineux sur le verre de contact, nous avons utilisé de la matière phosphorescente. Ce point se présente sous la forme d'une minuscule goutte de matière luminescente sous l'action d'un rayonnement déposée sur la surface extérieure du verre ; cette goutte est protégée mécaniquement par une mince épaisseur de film plastique, qui évite la détérioration du point lumineux soit au cours des manipulations, soit par les humeurs de l'oeil, soit encore par les produits d'aseptisation de la lentille.

Afin de donner à ce point lumineux une stabilité et une luminosité maximales, une source de rayons ultra-violets éclaire l'ensemble en permanence. Cependant, il convient de prendre un certain nombre de précautions pour pouvoir utiliser cette source :

1. - Afin de s'affranchir d'un rayonnement parasite à 50 Hertz, nous avons alimenté la source de rayonnement ultra-violet en courant continu.

2. - Pour supprimer un niveau continu trop important dû aux ultra-violets eux-mêmes, nous avons interposé entre le système optique et la source lumineuse un filtre sélectif de la longueur d'onde du rayonnement

de la matière luminescente (sensiblement 4 700 Å).

Nous avons schématisé, figure II 2., l'ensemble complet, grâce auquel nous disposons d'une source lumineuse pratiquement ponctuelle, rigoureusement solidaire des mouvements de l'oeil, et d'intensité lumineuse constante.

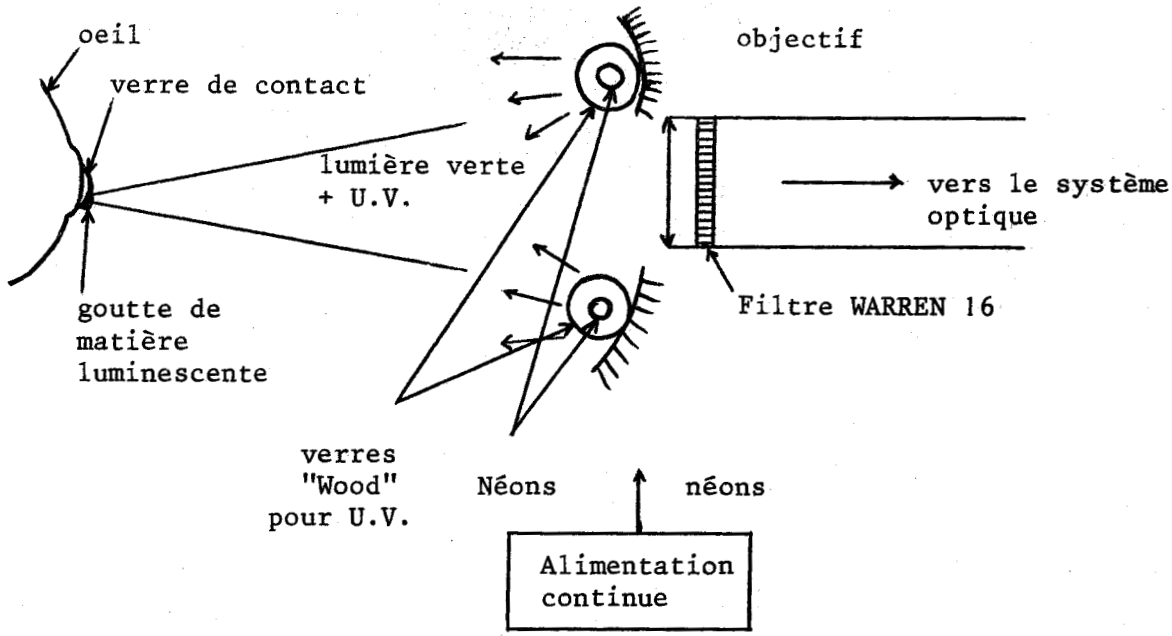


Figure II 2.

Schéma d'ensemble de la source oculaire.

Nous présentons, figure II 3., la photo <u>d'un oeil équipé de sa source oculaire</u>.

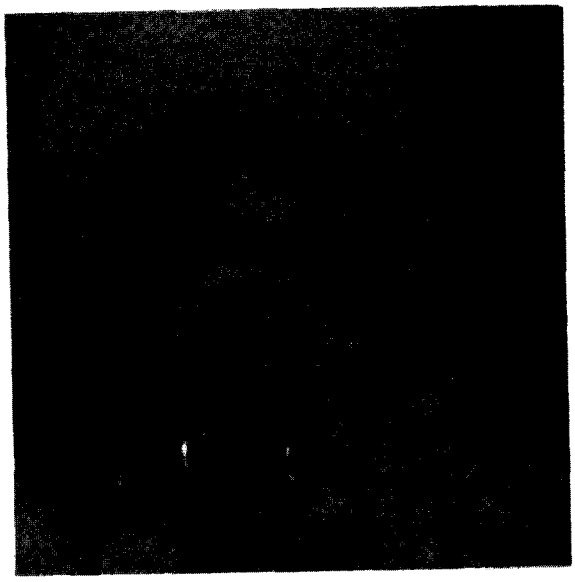


Figure II 3.

Oeil équipé de l'écarteur de paupière et de la source oculaire.

II 2.2. - Le système optique :

Le but du système optique est de transformer la variation de position du point lumineux en variation d'intensité lumineuse, grandeur facilement transformable, enregistrable ... à l'aide d'un capteur photo-électrique. Son principe repose sur la méthode dite des "coins de Goldberg" ("filtres à atténuation variable").

II 2.2.1. - Principe des filtres à atténuation variable :

Quand une onde lumineuse traverse une épaisseur z d'un milieu isotrope, son énergie varie selon e^{-kz}, et, en tenant compte de cette loi, il suffit de fabriquer des filtres en verre teinté, dits "coins

de Goldberg", pour atténuer l'intensité lumineuse d'un faisceau en fonction de la position de ce faisceau. Pour notre montage, nous avons fait réaliser des coins de Goldberg à atténuation linéaire, c'est-à-dire tels que l'intensité lumineuse du faisceau qui les traverse varie linéairement en fonction de la hauteur de ce faisceau par rapport à la base du coin (figure II 4).

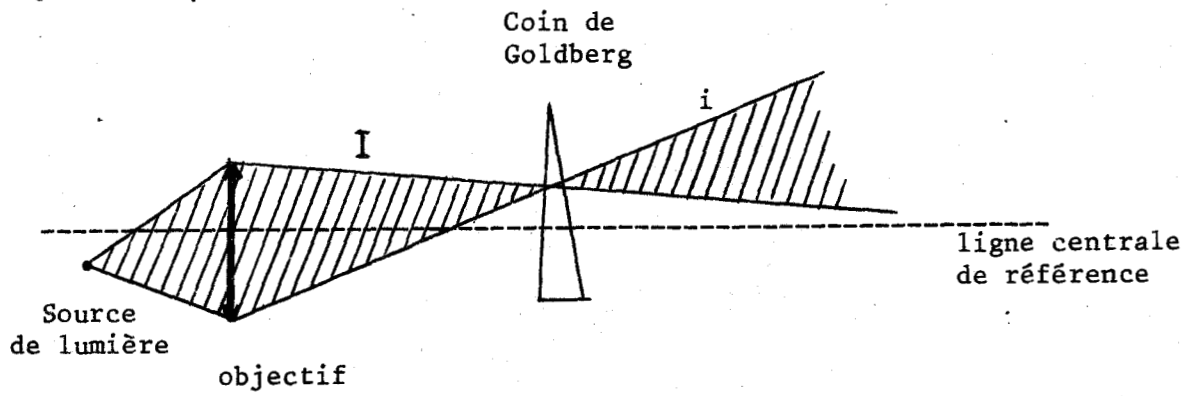


Figure II 4.

Coin de Goldberg. Principe.

L'atténuation choisie est telle que le rapport entre les intensités lumineuses à la base du coin et au sommet, est de 0,1.
Dans ces conditions, la loi $i = f(h)$, i intensité lumineuse à la sortie du prisme, h distance du point d'impact au centre (sens positif, de la base vers le sommet), s'exprime au moyen de la relation :

$$i = \frac{I}{10} \left(9 \frac{h}{H} + \frac{11}{2}\right)$$

H hauteur totale du prisme, I intensité lumineuse du faisceau incident.

II 2.2.2. - Description du système optique :

Désirant enregistrer les mouvements oculaires dans les deux directions du plan, nous avons conçu le dispositif de la figure II 5.

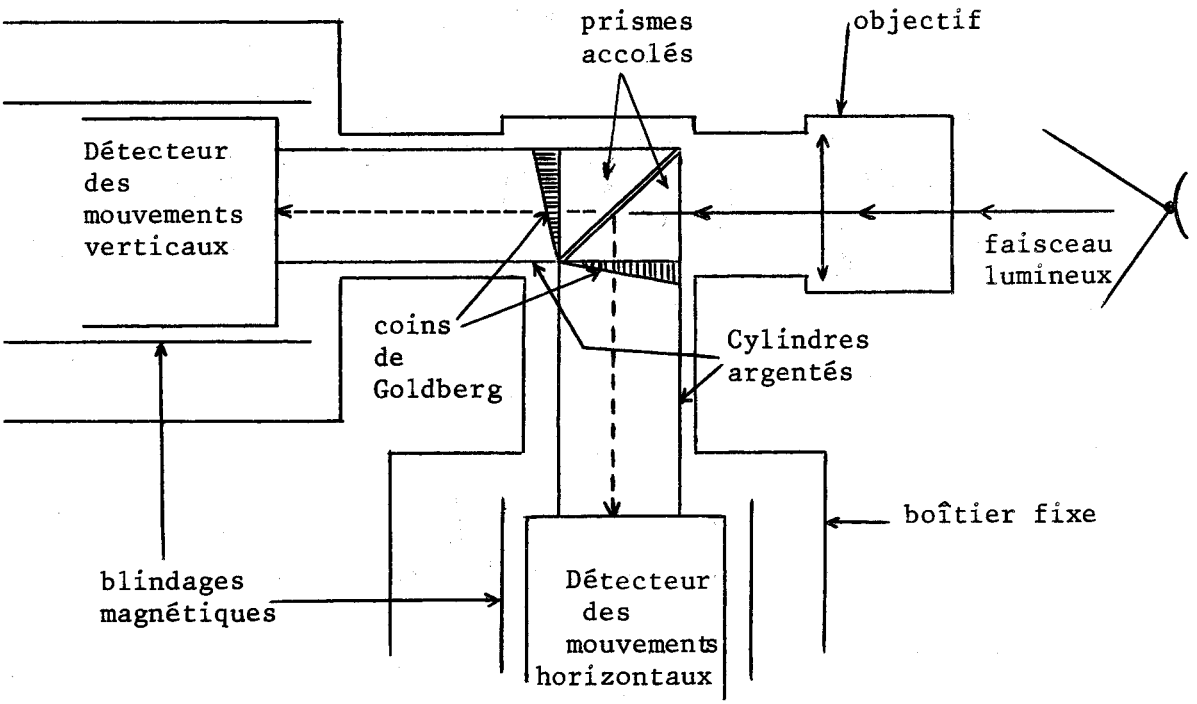


Figure II 5.

Schéma du système optique

L'image de la source oculaire formée par un objectif est dédoublée par un ensemble de deux prismes à réflexion totale accolés, permettant d'obtenir deux images identiques de la source oculaire.

Les deux images se déplaçant sur les coins de Goldberg placés à angle droit, donnent à leur sortie des sources lumineuses d'intensités

proportionnelles respectivement aux composantes verticale et horizontale du mouvement de la source oculaire. Les flux lumineux correspondants sont ensuite détectés par les capteurs photo-électriques.

Afin qu'aucune perte de lumière ne se produise dans le dispositif, nous avons placé, à la sortie des coins de Goldberg, des cylindres argentés permettant de conduire la totalité de la lumière aux détecteurs.

II 2.3. - L'ensemble de détection photo-électronique :

Du fait de sa taille minuscule, la source oculaire émet une lumière de faible intensité, dont le flux se trouve lui-même encore diminué par le système optique. Le faisceau émis par la source est d'abord limité par le champ angulaire de l'objectif, puis dédoublé par le système de prismes accolés ; chacun des deux nouveaux faisceaux subit ensuite une forte atténuation à la traversée du coin de Goldberg correspondant. Des réflexions parasites, enfin, à la rencontre de chaque surface optique viennent diminuer encore l'intensité lumineuse totale, malgré toutes les précautions apportées à la réalisation de ce système optique.

Il s'est donc avéré nécessaire d'utiliser des détecteurs photo-électriques très sensibles, en l'occurrence des photomultiplicateurs, donnant par ailleurs une relation de linéarité parfaite entre le flux lumineux et le courant électrique débité correspondant.

Un photomultiplicateur est constitué par l'association d'une cellule photo-émissive à vide et d'un multiplicateur électronique à dynodes, par émission secondaire. La loi de proportionnalité reliant le courant anodique I_A au flux lumineux reçu ϕ s'exprime au moyen de la relation :

$$I_A = K\, V_s^{\,n}\, (\sigma\, \phi + k I_o\, e^{-k'T})$$

I_o "courant d'obscurité"

σ coefficient de sensibilité de la photo-cathode

V_s Tension interdynodes

n nombre de dynodes

K, k et k' constantes

T température absolue

En fait, cette loi ne peut être considérée comme rigoureuse que pour un courant anodique inférieur à une certaine valeur dépendant de la constitution du photomultiplicateur.

Le choix du type de photomultiplicateur à utiliser a été déterminé d'abord par la longueur d'onde de la lumière émise par notre source (4 700 Å environ) ; celle-ci imposait un photomultiplicateur dont la couche photo-émissive soit en antimoniure de Césium $SbCs_3$ (sensibilité maximale vers λ = 4 400 Å). Compte-tenu, par ailleurs, d'essais effectués avec des points phosphorescents pour déterminer le gain G, nous avons choisi des photomultiplicateurs Radiotechnique-Coprim AVP 53, tels que :

I_A max = 1 m A

Proportionnalité rigoureuse pour $I_A \leqslant 100\ \mu$ A

$(V_A - V_K)$ max = 1 800 V

n = 11

$I_o \simeq 0,6\ \mu$ A max.

$\sigma \simeq 70\ \mu$ A/Lm

La mise en oeuvre de photomultiplicateurs nécessite un certain nombre de précautions : la tension d'alimentation des dynodes doit être régulée, l'influence des champs étant grande, l'appareillage doit être blindé ; la salle d'expérimentation doit être ventilée pour assurer une température sensiblement constante tout au long de l'expérience.

Par ailleurs, les photomultiplicateurs, malgré leur fabrication soignée, diffèrent l'un de l'autre, dans une même série (de 30 à 40 %) et il faut prévoir une possibilité de réglage séparé des gains de chacun des détecteurs (figure II 6). Le dispositif réalisé permet d'agir sur le gain de

chaque photomultiplicateur indépendamment de la tension d'alimentation, afin de rendre égaux les coefficients de linéarité des deux voies, et d'agir ensuite sur leur gain, de façon identique, grâce à la variation de la tension d'alimentation.

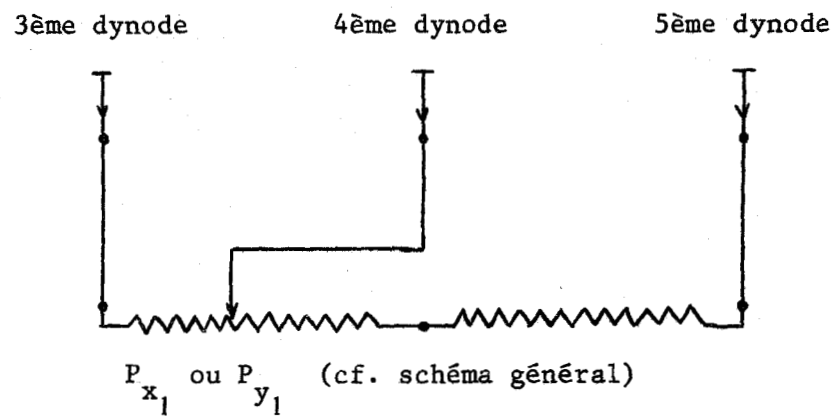


Figure II 6.

Réglage séparé du gain de chaque photomultiplicateur.

Enfin, et surtout, il faut protéger les détecteurs d'une surintensité occasionnée par une augmentation accidentelle de lumière qui détruirait irrémédiablement leur couche photosensible ; pour pallier cet inconvénient, nous avons réalisé le dispositif de sécurité décrit au paragraphe suivant.

II 2.3.2. - Dispositif de sécurité :

Cet ensemble a pour but de couper la haute tension d'alimentation des photomultiplicateurs lorsque le courant anodique de l'un des deux devient trop important, et de la maintenir coupée tant que la cause de la surintensité n'a pas été éliminée. A cet effet, nous avons réalisé un dispositif logique dont nous donnons le schéma de principe, figure II 7.

Deux éléments T_x et T_y de mise en forme des signaux, permettant de régler les seuils de sécurité pour chaque photomultiplicateur, actionnent une mémoire à l'arrêt. Cette mémoire déclenche, par l'intermédiaire d'un élé-

ment de puissance, un relais qui coupe l'alimentation haute tension.

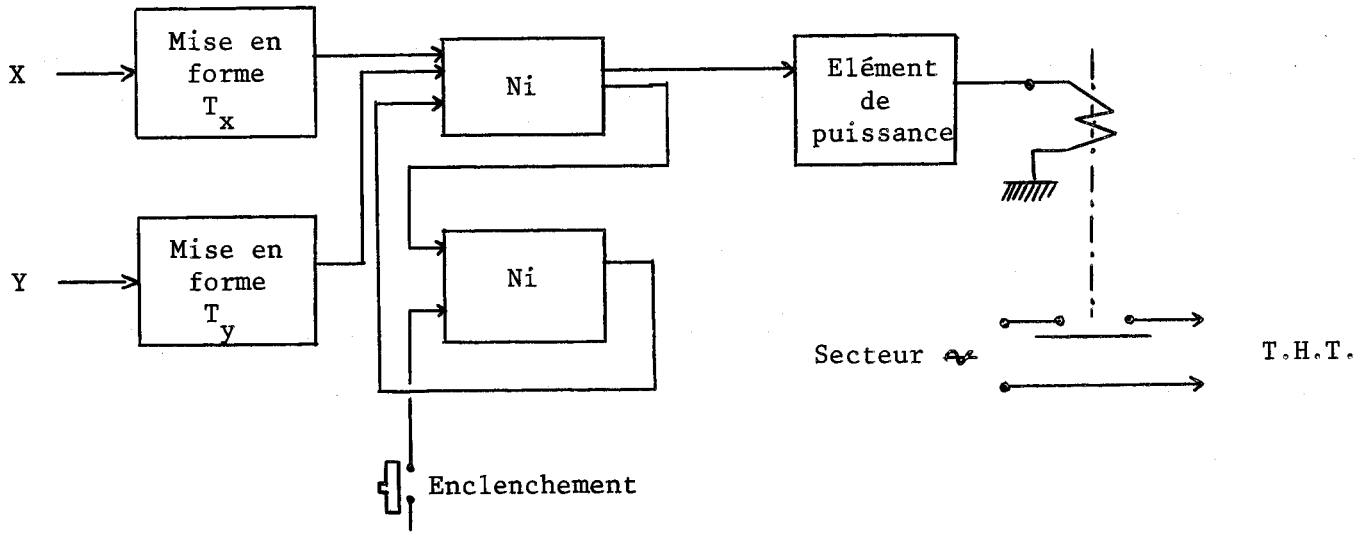


Figure II 7.

Dispositif de sécurité

Le schéma détaillé de la réalisation à transistors de ce dispositif est indiqué dans le schéma complet de l' ensemble de détection photo-électronique donné à la fin de ce chapître.

II 2.3.3. - Eléments complémentaires - Schéma-bloc de l'ensemble de détection :

a) Eléments complémentaires : En dehors des détecteurs et du dispositif de sécurité, l'ensemble de détection comprend les éléments suivants :

- une alimentation très haute tension (- 1 800 v) nécessaire aux photomultiplicateurs et assurant un débit de 8 m A, avec une stabilité de 5.10^{-4}. La qualité des résistances utilisées pour les ponts diviseurs permet de conserver une précision de 10^{-3} sur la tension V_s entre dynodes.
- une alimentation basse tension (- 15, + 15, + 5 volts, 200 mA) pour le

dispositif de sécurité et les amplificateurs de sortie.
- des amplificateurs de sortie. La valeur importante des résistances de charge des photomultiplicateurs par opposition à l'impédance d'entrée du dispositif de sécurité, impose l'utilisation d'adaptateurs d'impédance. Par ailleurs, la suppression du niveau continu de chaque détecteur est assurée à la sortie de chaque voie par des sommateurs.

Compte-tenu des performances exigées de l'ensemble de détection, notamment en ce qui concerne le rapport signal/bruit, nous avons choisi des amplificateurs intégrés présentant une dérive et un bruit de fond négligeablespour notre problème (amplificateurs NEXUS SQ3A).

b) Schéma-bloc de l'ensemble de détection photo-électronique :

Nous présentons, figure II 8, un schéma-bloc montrant la disposition générale des éléments de l'ensemble de détection.

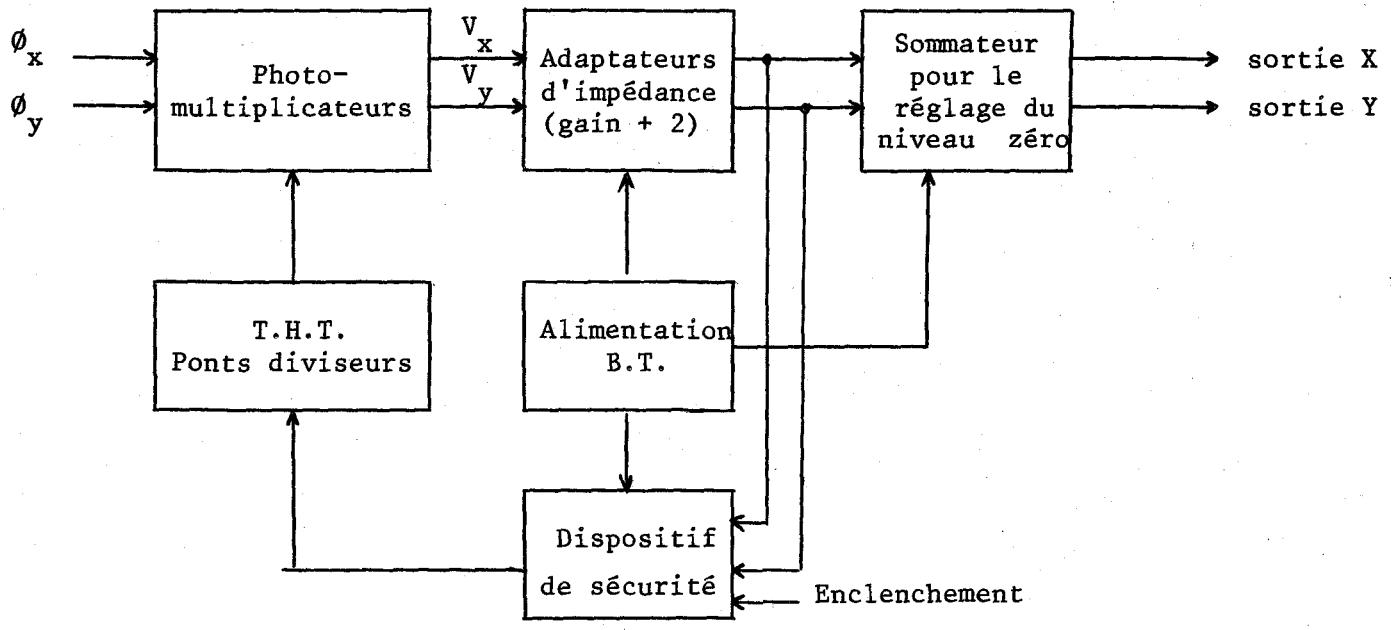


Figure II 8.

Schéma-bloc de l'ensemble de détection

II 2.3.4. - Plan détaillé de l'ensemble de détection :

Nous donnons, en annexe, le plan complet détaillé de l'ensemble de détection, où figure chaque partie du schéma-bloc précédent : l'alimentation basse-tension, les photo-multiplicateurs et leurs ponts diviseurs, le dispositif de sécurité et les amplificateurs de sortie.

II 3. - ETUDE DES PERFORMANCES DU DISPOSITIF DE MESURE.

Les trois parties du dispositif de mesure, que nous venons de décrire, réalisent, par construction, une loi de linéarité parfaite entre leur entrée et leur sortie. Pour la source oculaire, il s'agit de la relation entre les mouvements de l'oeil et ceux du point lumineux, pour le système optique, de la loi traduisant la variation de position du point en variation d'intensité lumineuse, et pour l'ensemble de détection, de la fonction flux lumineux - intensité électrique.

Nous allons, dans ce qui suit, étudier les limitations de cette linéarité par les différentes causes d'erreur inhérentes au dispositif, et en déduire une évaluation de la précision et de la sensibilité des mesures. Enfin, nous comparerons les performances du montage à celles issues d'autres méthodes existantes.

II 3.1. - Etude de la source oculaire :

Deux causes d'erreurs principales s'imposent a priori lors de l'étude de la source oculaire : les mouvements relatifs éventuels du verre de contact par rapport à la cornée, et la non-ponctualité de la source lumineuse.

II 3.1.1. - Mouvements du verre de contact :

Bien que l'effet de ventouse réalisé en prenant, pour la lentille, un rayon de courbure inférieur à celui de la cornée, laisse à penser que le verre de contact est parfaitement solidaire de l'oeil, nous avons, pour vérifier cette hypothèse, filmé en très gros plan, un oeil en

mouvement, équipé de sa source lumineuse.

La comparaison des positions respectives du point lumineux et d'un repère anatomique fixe de l'oeil n'a permis de déceler aucun déplacement de la lentille, quelle que soit l'amplitude et la rapidité des mouvements.

II 3.1.2. - Ponctualité de la source lumineuse :

La non-ponctualité de la source lumineuse s'avère en revanche une cause d'erreur non négligeable. Le fait que les mouvements de l'oeil peuvent être considérés comme des mouvements de rotation autour d'un point fixe (cf annexe 1) entraîne une variation de la surface éclairante de la source oculaire et par conséquent une variation du flux lumineux à l'entrée du système optique. Cette variation se traduit non seulement, par une erreur systématique sur chaque voie, mais encore par un couplage entre les deux sorties du dispositif de mesure, et il est donc important d'évaluer cette erreur ; la figure II 9 représente la sphère de rotation du point lumineux, et le système d'axes adopté, l'axe Oz étant l'axe optique de symétrie.

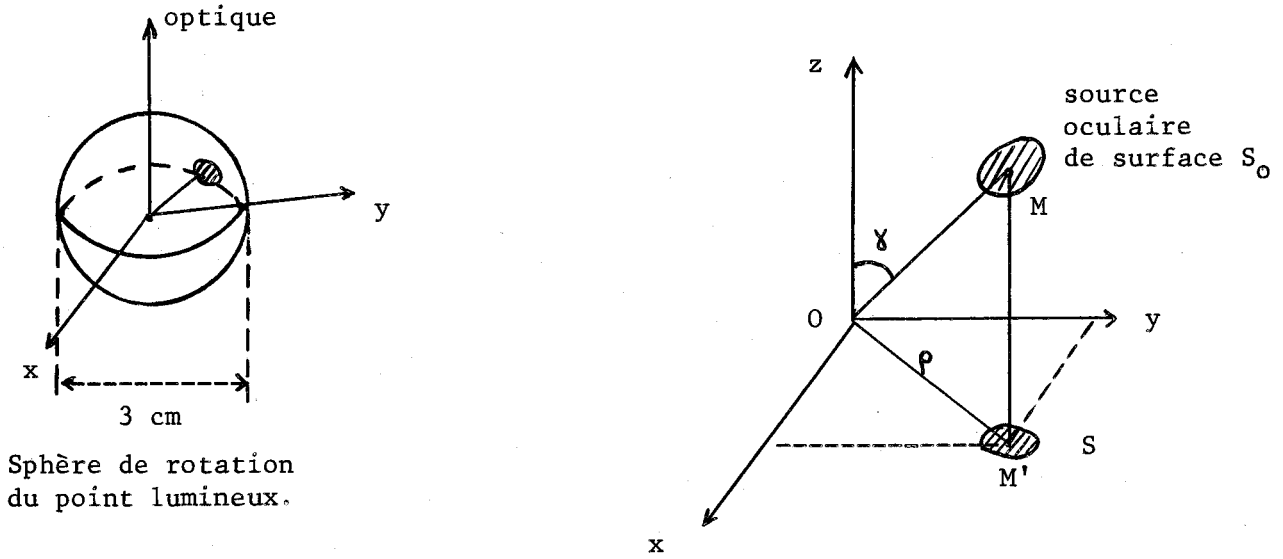


Figure II 9.

Variation de surface de la source oculaire

L'éclairement de la source oculaire étant proportionnel à sa surface, il s'agit de calculer la projection de cette surface sur le plan de l'objectif, c'est-à-dire sur le plan xoy qui lui est parallèle.

Soit S_o cette surface, S sa projection ; nous avons :

$$S = S_o \sqrt{1 - \frac{x^2 + y^2}{R^2}}$$

R , rayon OM de la sphère de rotation

x et y, coordonnées du point lumineux M dans le plan de l'objectif. L'intensité lumineuse correspondante est donc donnée par la relation :

$$I = I_o \sqrt{1 - \frac{x^2 + y^2}{R^2}}$$

I_o intensité lumineuse de la source S_o, I intensité lumineuse de sa projection sur le plan xOy.

L'intensité lumineuse de la source oculaire, captée par le système optique, varie en fonction des mouvements de cette source et il en ré-

sulte, sur chaque voie, une erreur relative égale à $\sqrt{1 - \frac{x^2 + y^2}{R^2}}$.

On n'aura ainsi une linéarité de la source oculaire que dans la mesure où cette fonction sera proche de 1 et la représentation graphique (figure II 10) de la quantité $\sqrt{1 - \frac{\rho^2}{R^2}}$ en fonction de ($\frac{\rho}{R}$) permet de chiffrer exactement l'erreur introduite.
(ρ = OM' , rayon du cercle maximum décrit par le point lumineux, autour de l'axe optique).

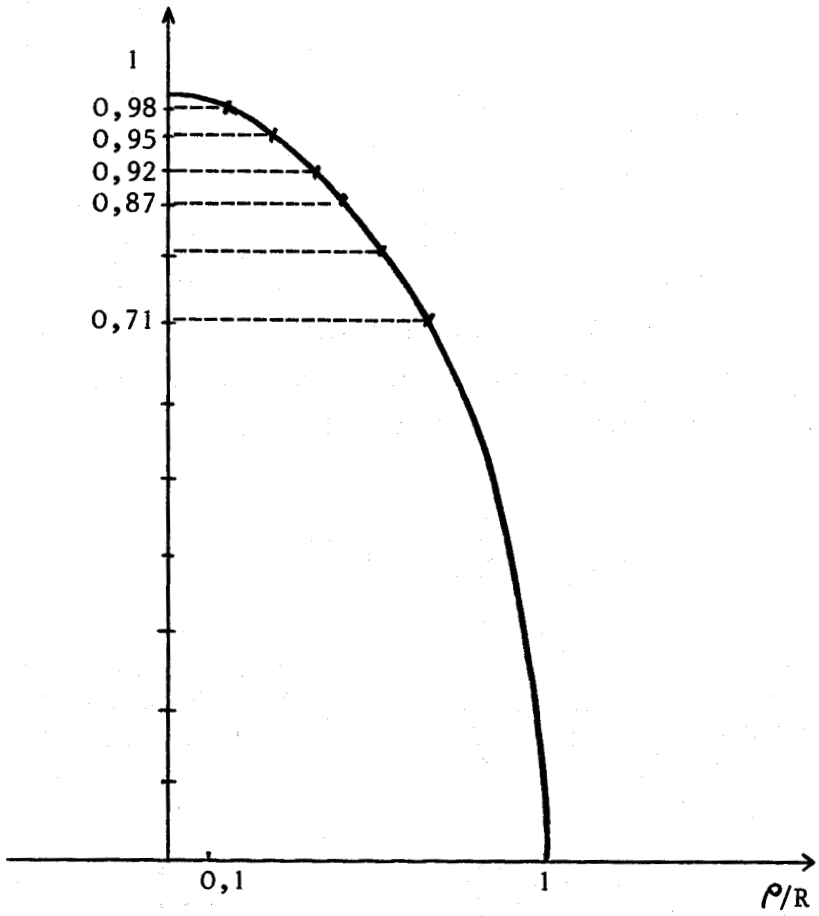


Figure II 10.
Représentation de la fonction $\sqrt{1 - \frac{\rho^2}{R^2}}$ en fonction de $\frac{\rho}{R}$.

Il est aisé de constater, à partir de cette courbe, que l'erreur n'atteint 5 % qu'à partir de $\rho/R = 0,3$, ce qui correspond à un angle de 17°, c'est-à-dire à une déviation angulaire totale de l'oeil voisine de 35°.

De tels mouvements dépassent l'amplitude habituelle des déplacements de l'oeil et rares sont les circonstances où ils se produisent sans que le sujet ne tourne la tête.

Dans notre cas particulier, le signal présenté au sujet (cf. chapître III) lui impose des déplacements angulaires globaux inférieurs à 10°, ce qui donne une erreur due à cette non ponctualité, inférieure à 1 %.

II 3.2. - Etude du système optique :

Afin d'étudier de façon précise la linéarité du système optique, nous avons utilisé, au lieu de la source oculaire, le spot lumineux d'un oscillographe cathodique ; les mouvements du spot et les tensions de sortie ont été enregistrés simultanément. Le schéma de l'expérience réalisée est représenté figure II 11.

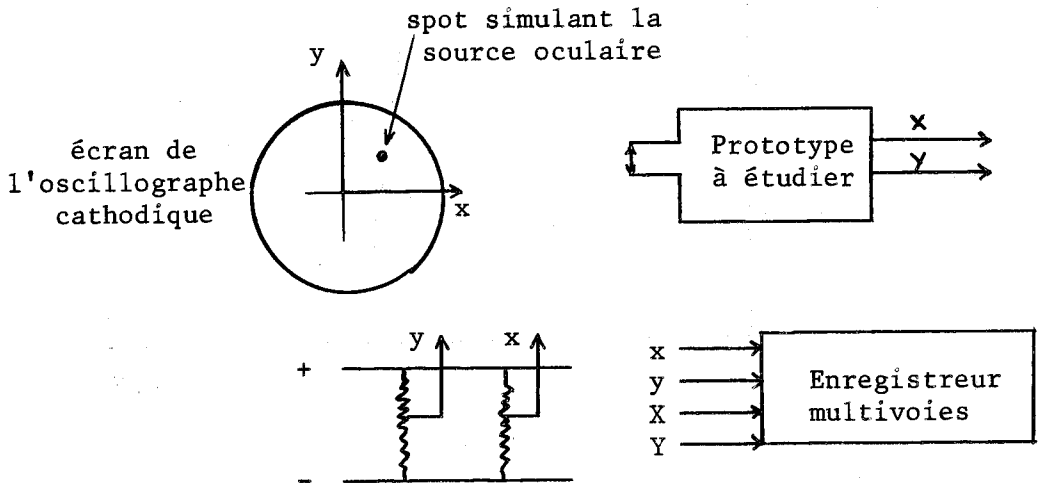


Figure II 11.

Vérification de la linéarité du système optique.

Le système optique est placé face au spot de l'oscillographe cathodique, dont il enregistre les déplacements commandés par un dispositif potentiométrique. L'enregistrement des composantes du mouvement (x, y) et des sorties du dispositif de détection (X, Y) a permis d'établir les graphiques X (x), Y (x), X (y) et Y (y) (figure II 12).

Les courbes Y (y) et X (x) permettent de constater que la limitation due au champ angulaire apparaît assez brutalement, et que dans la mesure où l'on reste à l'intérieur des limites ainsi mises en évidence, l'on est assuré d'une excellente linéarité de chaque voie.

Le domaine de linéarité absolue, commun à X et Y, est approximativement constitué par un cercle de 1 cm de diamètre, ce qui, compte-tenu du rayon de la sphère de rotation de l'oeil ($\simeq$ 15 mm), correspond à un angle solide total d'environ 33°.

En revanche, les courbes X (y) et Y (x) qui caractérisent en quelque sorte le couplage entre les voies (ou l'incidence d'un mouvement, dans une direction, sur la direction opposée), ne sont linéaires que sur une longueur de 4 mm ($\pm$ 2 mm), soit un angle solide total d'environ 15°. Au-delà, il apparaît un couplage qui croît lentement(pour un angle de 28°, le couplage est inférieur à 5 %) ; ensuite, l'imprécision augmente très rapidement.

Dans nos conditions expérimentales, (angle solide total inférieur à 10°), on peut par conséquent considérer comme négligeable l'erreur introduite par le système optique.

II 3.3. - <u>Etude de l'ensemble de détection photo-électronique</u> :

La fonction $I = f(\phi)$ liant l'intensité du courant électrique au flux lumineux dans les photo-multiplicateurs est rigoureusement linéaire, dans la mesure où cette intensité reste inférieure à 100 μ A. En fait, dans notre cas particulier, la faiblesse de l'intensité lumineuse de la source oculaire nous a permis de travailler avec la valeur maximale de

BUS LILLE

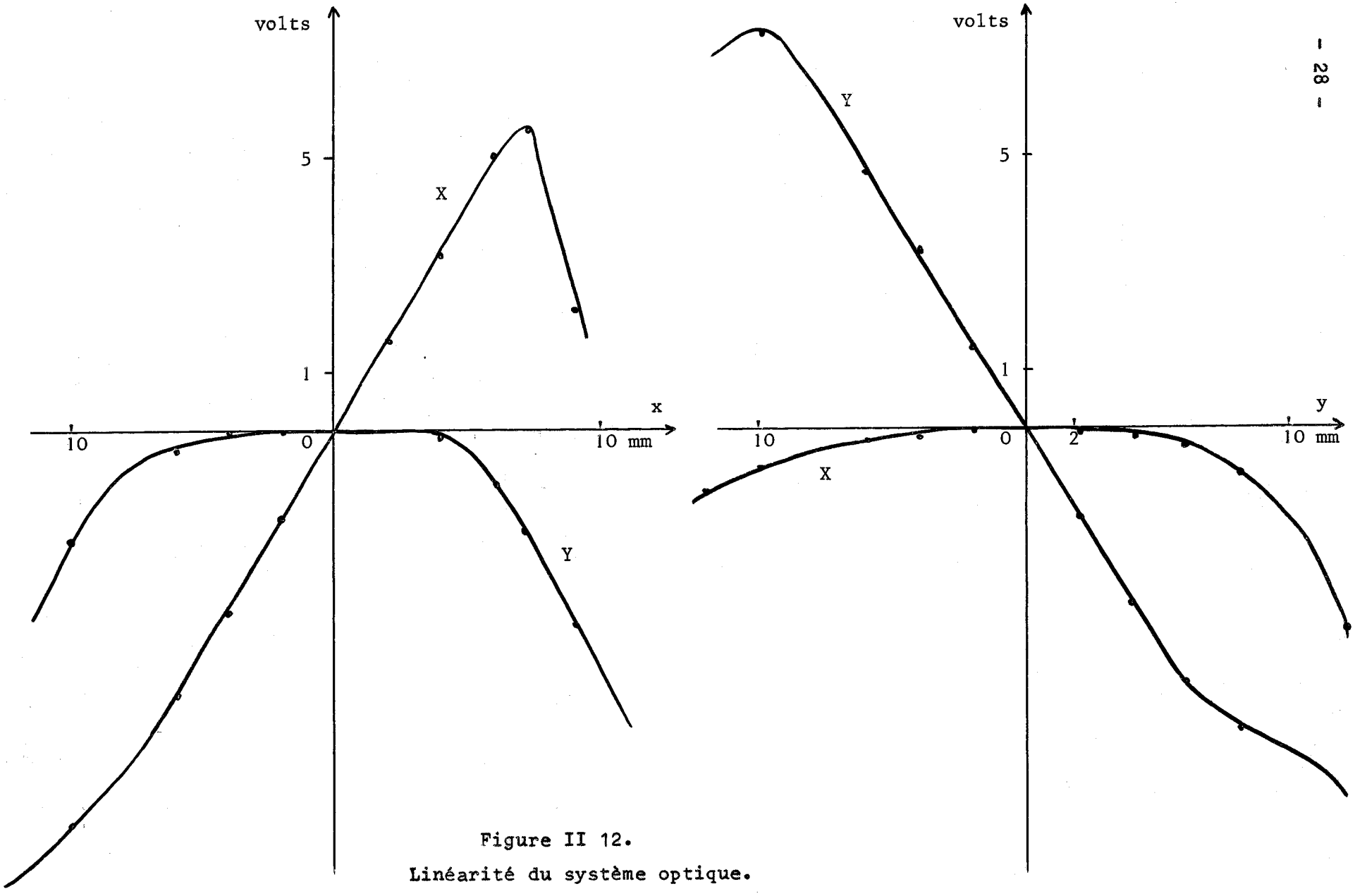


Figure II 12.

Linéarité du système optique.

la haute tension sans jamais atteindre cette intensité limite.

Par ailleurs, les mesures du paragraphe précédent ont été faites avec le système optique associé à l'ensemble de détection photo-électronique et les résultats obtenus concernent ces deux ensembles.

II 3.4. - Performance du dispositif global :

II 3.4.1. - Précision :

Les résultats obtenus dans les paragraphes précédents permettent de tracer la courbe donnant la précision de chaque voie, en fonction de l'angle solide total des mouvements de l'oeil (figure II 13). Cette courbe a été obtenue en tenant compte de tous les facteurs prépondérants d'imprécision : non linéarité, couplage, pour les différentes parties du dispositif de mesure.

Elle permet d'évaluer la précision maximum sur les mesures effectuées, compte-tenu de l'amplitude des mouvements imposés à l'oeil.

II 3.4.2. - Sensibilité :

La méthode utilisée présente du fait des possibilités optiques, une sensibilité élevée car lorsqu'on tombe dans les limites du bruit de fond électronique, il est possible de modifier le gain optique du système. Cependant, toute augmentation du gain se traduit par une limitation du champ angulaire, et il y a lieu d'établir un compromis entre ces deux exigences.

Ce compromis est, bien entendu, imposé par le domaine de mesure, et, tel qu'il a été réalisé, notre dispositif fournit, en moyenne, un niveau continu de 0,5 volt pour une déviation angulaire d'environ 10°. Le niveau de bruit étant de 10 mv, si l'on accepte un rapport signal/bruit minimum de 1,5, on obtient une sensibilité supérieure à 20 minutes d'arc.

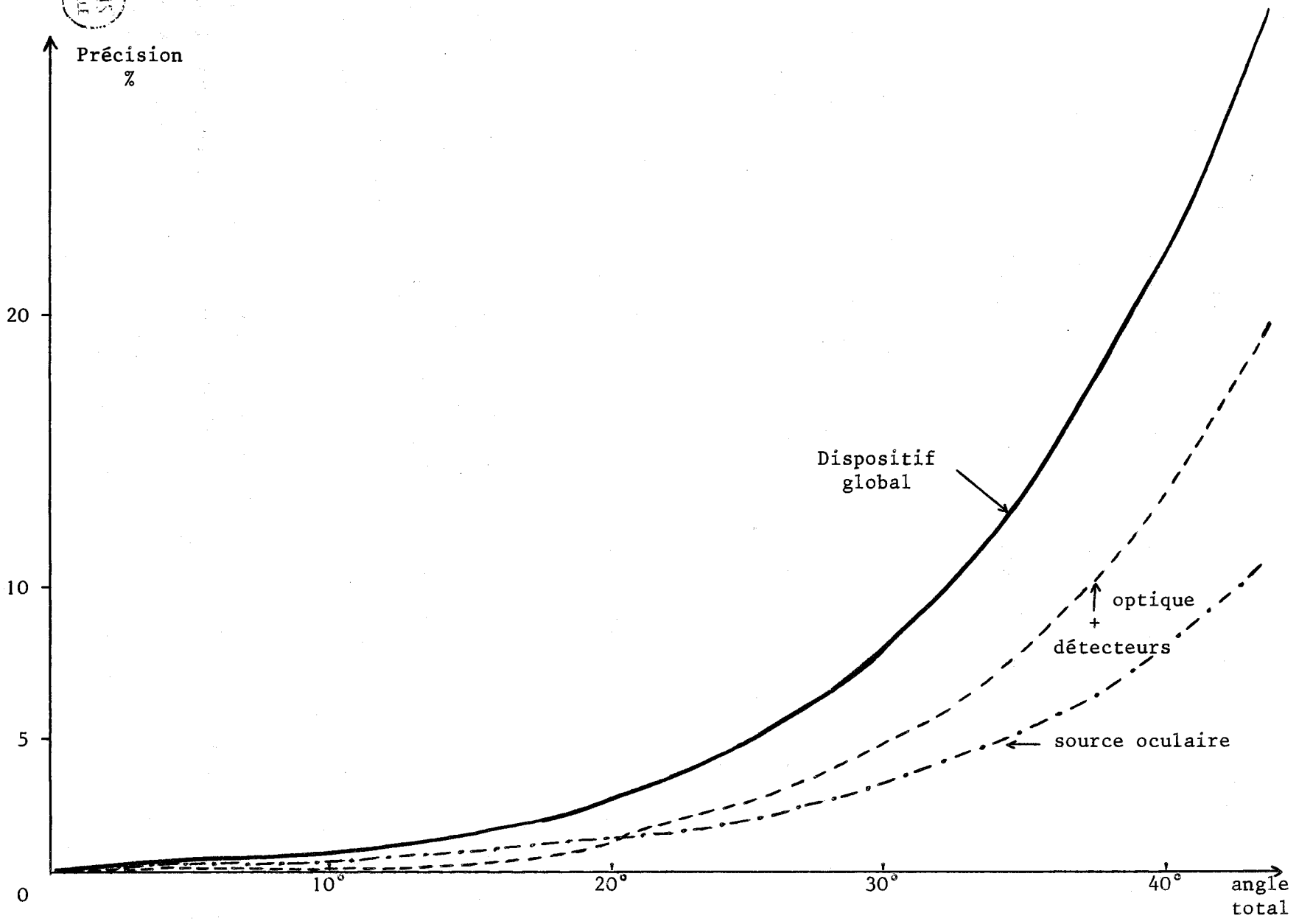


Figure II 13.

Précision du dispositif de mesure.

Nous allons, dans le paragraphe suivant, comparer ces performances avec celles des dispositifs actuellement réalisés, et essayer de dégager les avantages et inconvénients de la technique que nous préconisons.

II 3.5. - Comparaison avec les méthodes existantes :

Il n'est pas possible, ni utile, dans le cadre de ce paragraphe, de décrire toutes les méthodes existantes, tous les dispositifs, et d'en indiquer leurs caractéristiques et performances. En revanche, il nous a paru intéressant de résumer les performances essentielles des diverses méthodes dans le tableau de la figure II 14.

Méthodes	Sensibilité moyenne	Domaine d'utilisation	Précision
Optiques	3 minutes d'arc	0 à 5° verres de contact 0 à 12° reflet cornéen	$<$ 10 %
Electro-oculographie	5 degrés	5 à 40°	$>$ 10 %
Dispositif élaboré	20 minutes d'arc	0,3° à 30°	variable 0 à 10 % suivant l'angle

Figure II 14.

Il est facile de voir, à la lecture de ce tableau, que notre dispositif de mesure couvre un domaine d'utilisation très large. En outre, ainsi que nous l'avons vu, sa sensibilité peut être grandement améliorée par un simple changement d'objectif.

Il convient, par ailleurs, de remarquer que la quasi totalité des méthodes ne permet que des enregistrements unidirectionnels ; les seules techniques permettant une étude dans deux dimensions, avec une précision

valable sont optiques, limitées toutefois à une amplitude de quelques degrés au maximum.

En revanche, l'utilisation de notre appareillage implique l'immobilisation parfaite de la tête du sujet, et un certain nombre de précautions (cf. chapître III) rendent l'expérimentation délicate.
La nécessité de la pose de verre de contact, de la fixation de la tête et de l'éclairage du dispositif par des rayons ultra-violets, font que dans les applications cliniques où l'on ne peut obtenir une coopération entière et totale du malade, on préfère utiliser une méthode électro-oculographique, en sacrifiant sensibilité et précision à l'obtention de résultats qualitatifs.

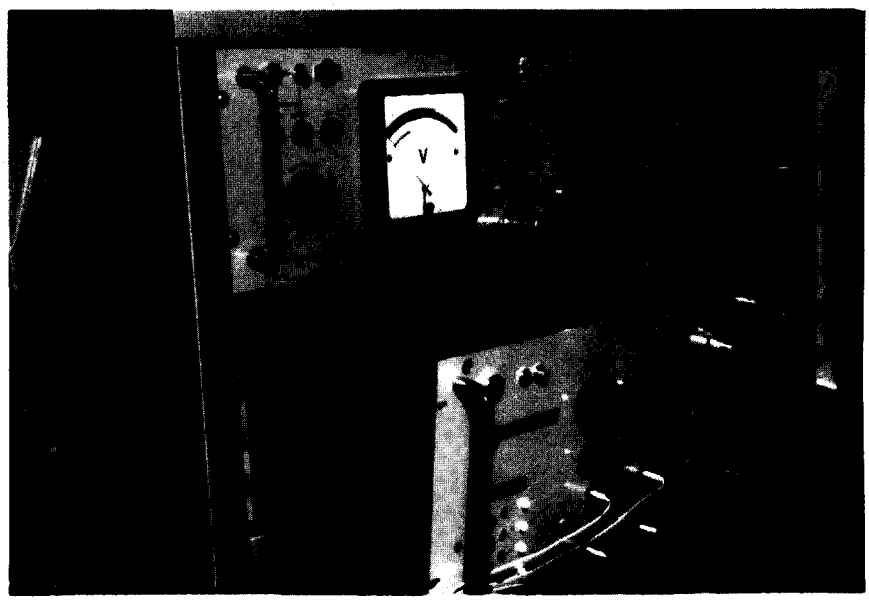
II 4. - CONCLUSION.

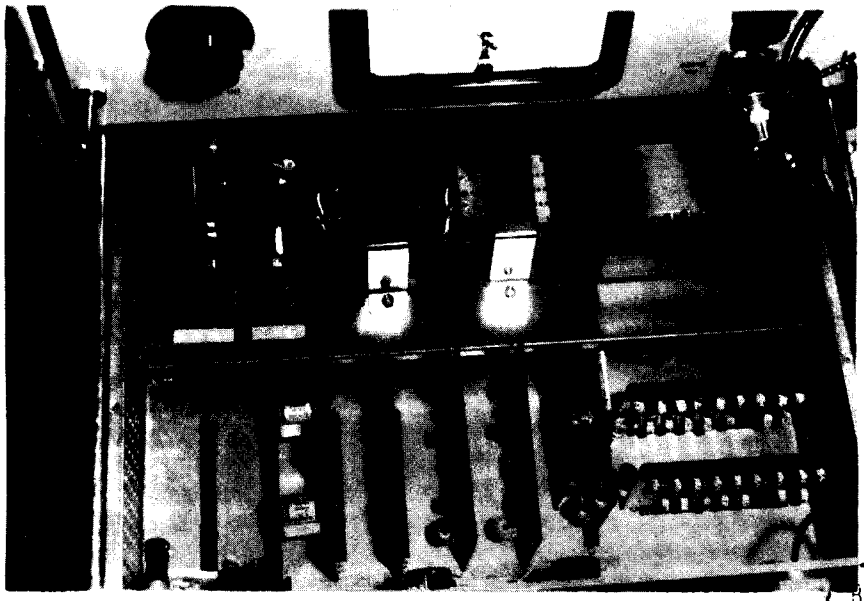
Le dispositif de mesure mis au point permet l'exploration des mouvements de l'oeil ; sa précision élevée et sa forte sensibilité en font un excellent appareillage pour l'étude du système oculo-moteur de l'homme.

Sur le plan clinique, ses possibilités, notamment l'enregistrement des mouvements de l'oeil dans les deux directions du plan, ouvrent un champ très vaste pour l'investigation des maladies susceptibles d'affecter le système oculo-moteur, dans la mesure où l'on peut obtenir une certaine coopération de la part du sujet.

Dans le chapître suivant, nous allons exposer les résultats obtenus sur une population de sujets sains, et sur quelques sujets pathologiques.

-o-o-o-





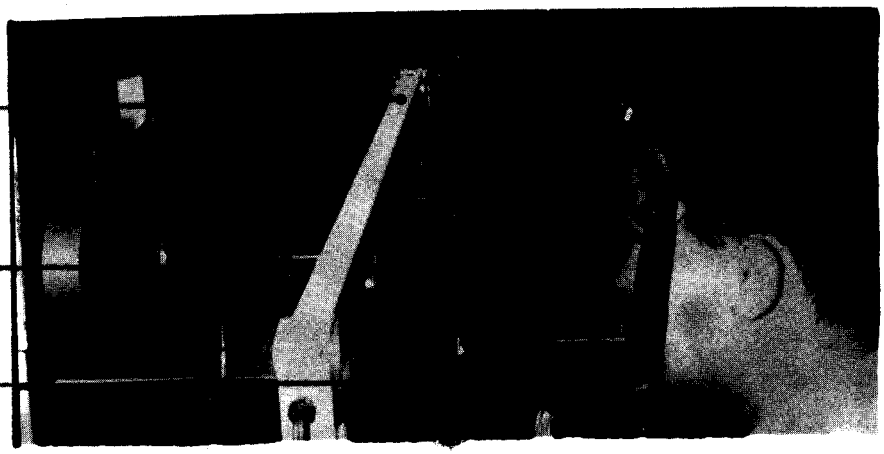
BUS
LILLE

DISPOSITIFS ELECTRONIQUES

Source d'ultra-violets

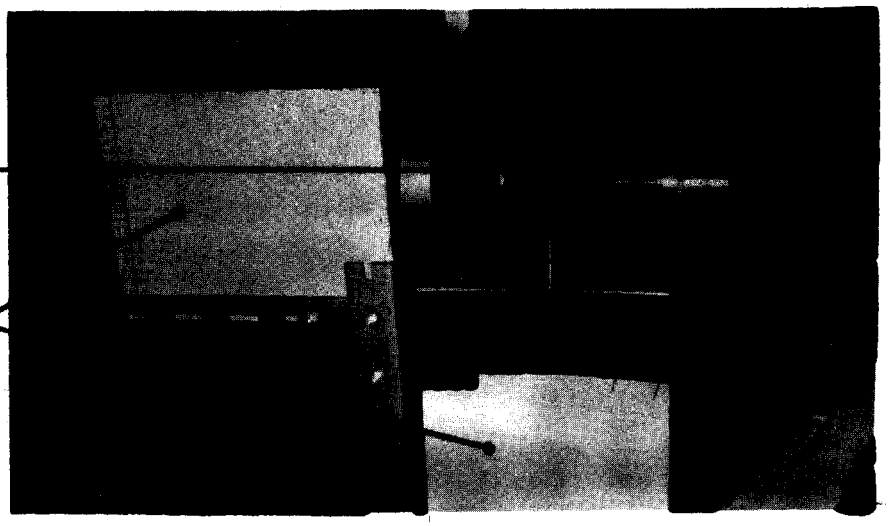
Système optique

Fixation dentaire



Système optique

Boitiers des détecteurs



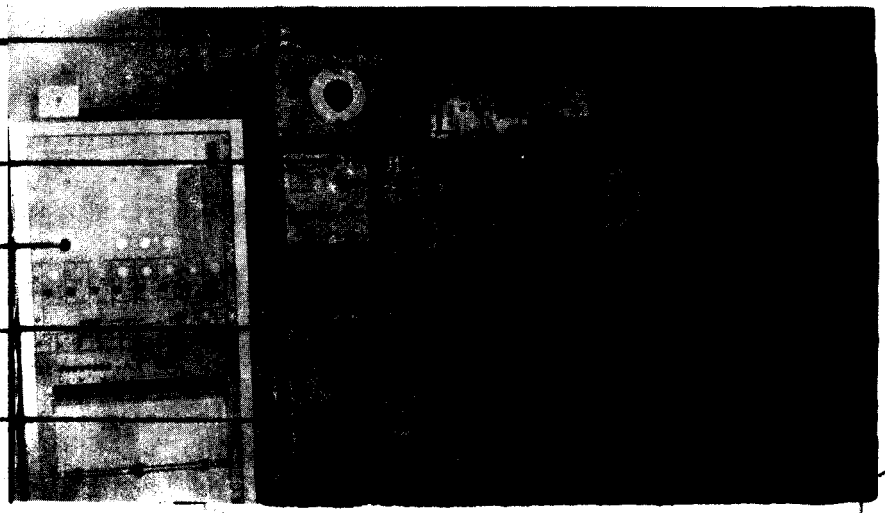
Générateur d'échelons programmés

Calculatrice analogique

Enregistreur multi-voies

Dispositifs électro-niques

Oscillographe de contrôle



BUS LILLE

ENSEMBLE EXPERIMENTAL

CHAPITRE III

RESULTATS EXPERIMENTAUX

III 1. - ENSEMBLE EXPERIMENTAL.

En dehors du dispositif de mesure lui-même précédemment décrit, l'ensemble expérimental comprend un certain nombre d'éléments complémentaires que nous nous proposons de décrire, et dont nous présentons, figure III 1, la disposition générale.

III 1.1. - Cabine d'expérimentation :

La réalisation de cette cabine a été imposée par la nécessité de placer les détecteurs et le sujet dans l'obscurité la plus complète, en raison de la très grande sensibilité des photomultiplicateurs. Pour éviter toute réflexion de lumière parasite, l'intérieur de la cabine a été peint en noir mat. Enfin, sa très grande étanchéité a nécessité une ventilation destinée à l'aérer et à la maintenir à une température sensiblement constante.

Outre cela, l'intérieur de la cabine comporte un oscillographe cathodique dont le spot lumineux constitue la "cible" (ou signal d'entrée) pour le sujet. Par ailleurs, la fixation de la tête est assurée de façon très satisfaisante par une "fixation dentaire", plaque métallique recouverte de mousse plastique dans laquelle mord le sujet. Pour faciliter les réglages de position de l'oeil par rapport à l'axe du système optique, la fixation dentaire repose sur un support mobile dans les trois directions de l'espace.

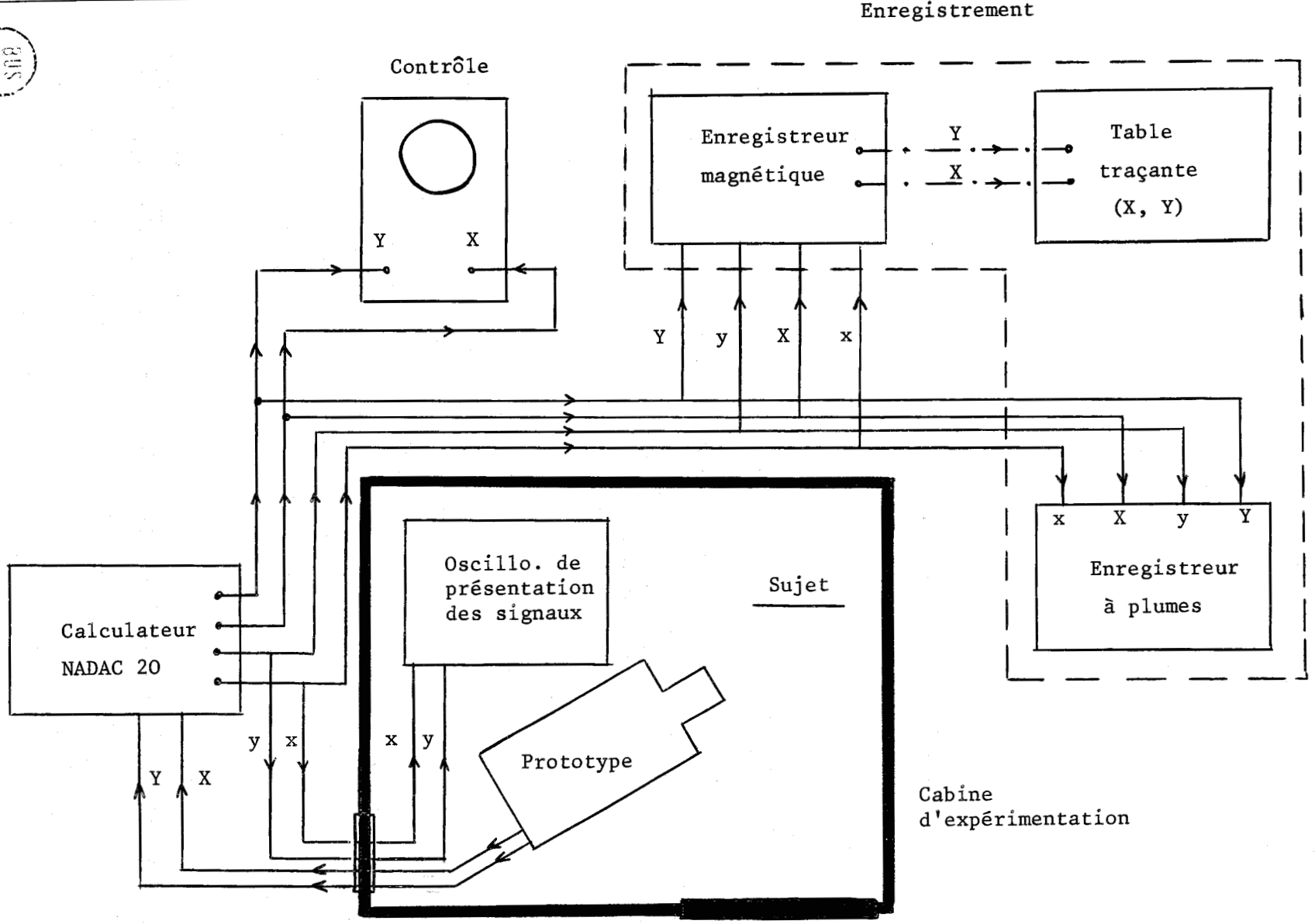


Figure III 1. Ensemble expérimental complet.

III 1.2. - Production des signaux d'entrée :

La production des signaux d'entrée à présenter au sujet nécessitant un certain nombre d'amplificateurs opérationnels, nous avons utilisé, pour la réalisation de notre prototype, ceux d'un calculateur analogique à courant continu (NADAC 20). Son incorporation dans l'ensemble expérimental permet, par ailleurs, de centraliser toutes les entrées et sorties et a ainsi grandement facilité notre expérimentation.

Afin d'étudier la réponse du système oculo-moteur à des entrées bien définies, nous avons présenté aux sujets trois types principaux de signaux : des échelons, des sinusoïdes, des signaux continus quelconques.

Tous les signaux continus ont été élaborés sur le calculateur.

Les échelons ont été obtenus à partir d'un appareil mis au point par MANESSE (22). Cet appareil engendre des signaux périodiques de forme quelconque, approchés par paliers successifs, la forme d'onde étant programmée extérieurement à l'aide d'une matrice à diodes, et la durée de base du crêneau, imposée extérieurement par un générateur basse fréquence.

Afin de nous affranchir de tout appareillage annexe, nous avons réalisé, sur le calculateur analogique, le générateur de signaux en dents de scie présenté figure III 2.

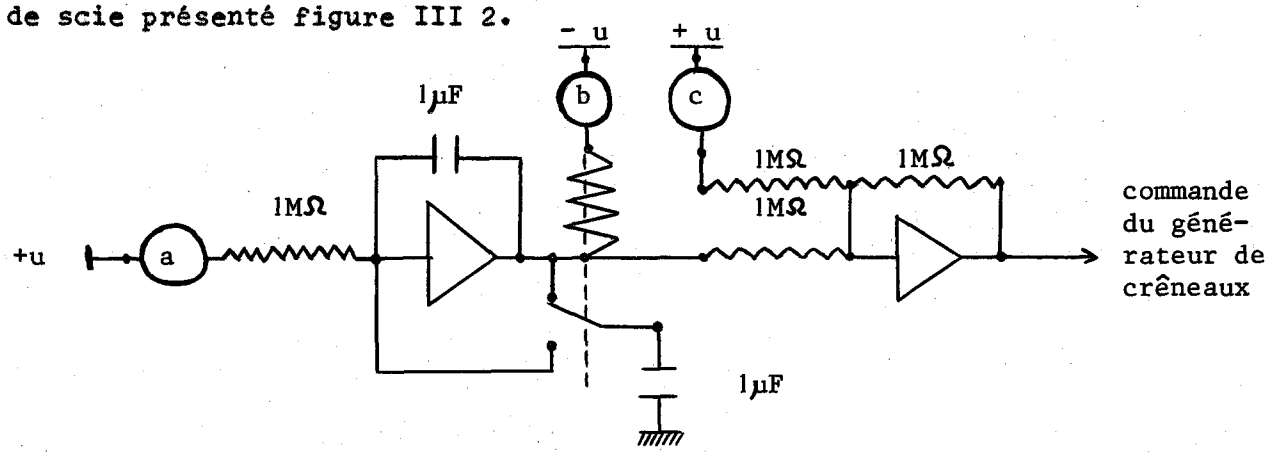


Figure III 2.

Générateur de tension en dents de scie pour la commande du générateur de crêneaux.

La tension de sortie de ce générateur a une forme en dents de scie, de période $\frac{b}{a}$ secondes, d'amplitude totale bu, le niveau continu étant imposé par le potentiomètre C (figure III 3).

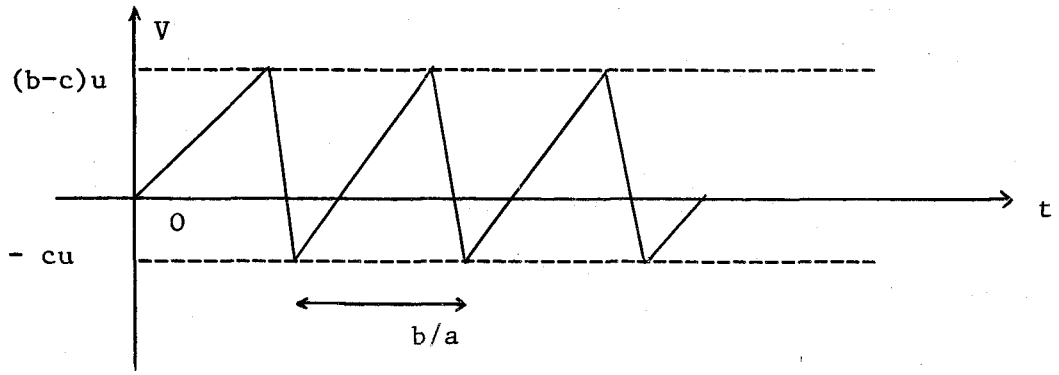


Figure III 3.

Forme de la tension de commande du générateur d'échelons.

Par ailleurs, le générateur de fonctions périodiques de formes quelconques approchées par paliers successifs possède une sortie double, chacune des voies (V_A et V_B) donnant une demi période du signal. L'ensemble complet de la figure III 4 permet l'obtention d'une séquence d'échelons programmés, identique pour tous les sujets.

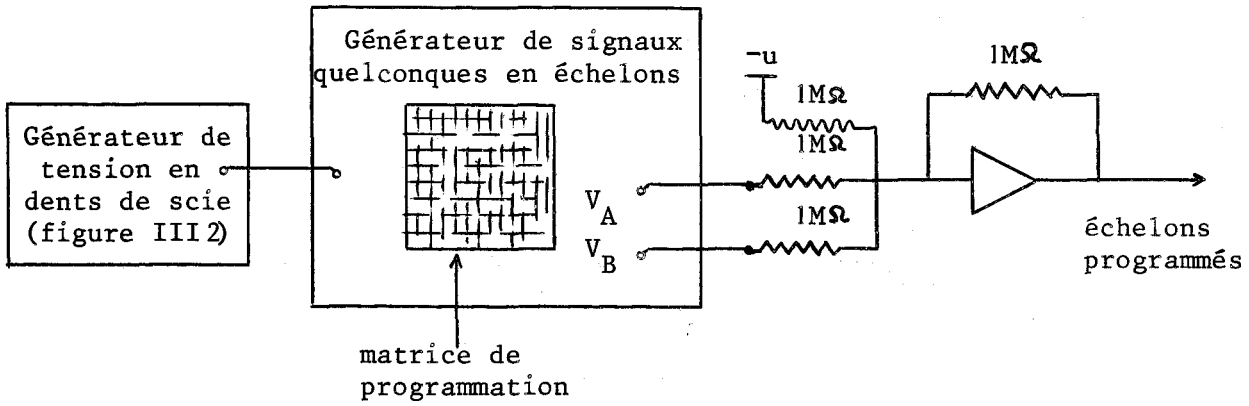


Figure III 4.

Système de production d'échelons programmés

III 1.3. - Enregistrement :

L'ensemble des signaux d'entrée et de sortie a été conservé grâce à un enregistreur à plumes dont la fréquence de coupure était suffisamment élevée (40 Hz) pour ne pas perturber la forme des signaux reçus.

En revanche, pour les enregistrements sur table traçante (fréquence de coupure de l'ordre de 3 Hz) nous sommes passés par l'intermédiaire d'un enregistreur à bande magnétique destiné à reproduire à vitesse lente certains mouvements rapides de l'oeil. L'usage de cet enregistreur à bandes magnétiques permet, par ailleurs, de conserver les enregistrements les plus récents pour un traitement ultérieur éventuel des informations sur calculateur hybride.

III 2. - EXPERIENCES REALISEES.

III 2.1. - Protocole expérimental :

Chaque test réalisé à l'aide de l'ensemble expérimental décrit ci-dessus est effectué selon le protocole suivant :

1. - Mesure des rayons de courbure de la cornée du sujet : cette mesure est nécessaire pour déterminer quel verre de contact sera utilisé ; elle est faite très rapidement à l'aide d'un appareil spécial d'ophtalmologie.
2. - Réglages de positions de l'ensemble du dispositif (hauteurs du siège et de la fixation dentaire, position de l'oeil dans l'optique, etc...).
3. - Insensibilisation locale de l'oeil : cette insensibilisation se fait au moyen de quelques gouttes d'anesthésiant.
4. - Pose de l'écarteur de paupières et du verre de contact : étant donné l'effet de ventouse réalisé par le verre sur la cornée, cette opération a toujours été pratiquée et doit toujours l'être, par un médecin ophtalmologiste, parfaitement initié à la technique des verres de contact.
5. - Positionnement du point lumineux dans l'axe optique :ce réglage est effectué de façon précise et rapide, grâce à un réticule fin placé momentanément devant l'objectif, et par l'intermédiaire du support mobile de la fixation dentaire.
6. - Présentation des signaux au sujet et enregistrement (paragraphe III 2.2.).
7. - Dépose de l'écarteur de paupières et du verre de contact : la remarque

faîte à l'alinéa 4 s'avère ici encore plus importante ; après avoir retiré le verre, un collyre aseptisant est déposé dans l'oeil, pour prévenir tout risque d'infection due à une irritation locale éventuelle de la cornée.

Il convient de remarquer que, sur l'ensemble des sujets expérimentés,pas un seul n'a ressenti une sensation de douleur quelconque, si ce n'est de la fatigue d'une fixation prolongée du point cible. Plusieurs sujets se sont proposés, pour des expérimentations ultérieures, si le besoin s'en présentait.

En conséquence, il semble possible d'affirmer que la méthode mise au point est d'une inocuité totale pour l'oeil et le sujet, dans la mesure où toutes les précautions indiquées dans le protocole expérimental sont satisfaites.

II 2.2. - Signaux d'entrée :

De façon à permettre l'analyse des résultats, nous avons présenté à chaque sujet les mêmes signaux :

Trois séries d'échelons (verticaux, horizontaux et obliques), chaque série étant identiquement composée d'échelons de trois amplitudes différentes (2°30', 5° et 10° en x et y ; 3°30', 7° et 14° en oblique) et de trois durées différentes (1, 4 et 8 secondes) ; la séquence constituant chaque série d'échelons était programmée une fois pour toutes.

Trois séries de sinusoïdes (verticales, horizontales et obliques), d'amplitude constante (10°) et de fréquence croissante, avec de courtes pauses aux fréquences multiples de 0,5 hz.

Ces deux types différents de signaux ont permis d'effectuer sur un grand nombre de sujets, l'étude du régime dynamique du régulateur oculomoteur, et de fournir des renseignements concernant la physiologie de l'oeil. Cette étude principale a été effectuée sur des sujets sains et sur quelques sujets pathologiques.

Par ailleurs, afin de compléter nos mesures, et de montrer les possibilités de l'appareil, nous avons procédé à quelques expériences complé-

mentaires relatées au paragraphe III 3.5.

III 3. - RESULTATS.

III 3.1. - Présentation des mesures :

Après avoir sommairement étudié la population des sujets expérimentés, nous donnerons successivement les résultats obtenus lors d'une réponse aux échelons, puis aux sinusoïdes et essaierons d'en faire l'interprétation. Nous comparerons ensuite ces résultats avec ceux obtenus chez les sujets pathologiques, et enfin nous donnerons un aperçu des expériences complémentaires effectuées sur quelques sujets.

Nous avons utilisé pour analyser les résultats, les notions statistiques classiques afférentes aux séries de nombres. Dans la plupart des cas, et dans le but de ne pas surcharger l'ensemble des résultats, nous n'avons calculé que la moyenne arithmétique M, l'écart type σ et le coefficient de variation V , c'est-à-dire le rapport σ/M permettant de comparer, de façon simple, la dispersion de séries différentes.

Pour certaines données concernant l'ensemble des sujets, nous avons représenté la courbe de distribution des valeurs, et calculé plusieurs caractéristiques complémentaires : la médiane, les premier et troisième quartiles, l'écart interquartiles, le range, le coefficient de corrélation linéaire, les courbes de régression.

III 3.2. - Population étudiée :

Notre étude principale a porté sur une population de 42 sujets normaux et 6 pathologiques. Les 42 sujets normaux se répartissent en 22 Hommes et 20 Femmes, l'âge moyen des hommes étant de 30 ans ($M = 30$ ans, $\sigma = 9,5$ ans, $V = 0,32$), celui des femmes, de 31 ans ($M = 31$ ans, $\sigma = 11,5$ ans, $V = 0,37$). Il s'agit donc d'une population relativement homogène, d'âge jeune.

Il importe cependant de constater que sur l'ensemble (M = 30,5

ans, σ = 10,5 ans et V = 0,34), 80 % des sujets se situent entre M + σ et M - σ, c'est-à-dire pratiquement entre 20 et 40 ans et il y aura lieu d'en tenir compte lors d'études de corrélation entre l'âge et certains paramètres.

Nous avons considéré comme normaux, les sujets d'état général bon, ne présentant aucune maladie susceptible d'affecter la motricité oculaire. Nous avons conservé, dans nos statistiques, en accord avec les ophtalmologistes, les sujets amétropes, considérant qu'une atteinte de l'acuité visuelle ne constituait pas une pathologie de la motricité oculaire, dans la mesure où le sujet pouvait voir le point et en apprécier les déplacements. Cependant, nous avons effectué, dans la partie consacrée aux sujets pathologiques, une étude rapide de quelques caractéristiques des sujets amétropes (soit 55 % de notre population expérimentale) à des fins comparatives.

III 3.3. - Réponse indicielle :

III 3.3.1. - Mesures effectuées :

Les expériences ont porté sur les séries d'échelons décrites en III 2.2. Les enregistrements effectués ont permis de constater que la réponse aux échelons présentait toujours les mêmes caractéristiques qualitatives : un retard T_L appelé par les physiologistes, temps de latence, précédant une montée extrêmement rapide et franche, suivie d'un ajustement, soit immédiat, soit avec dépassement ou palier.

Nous présentons, dans les pages suivantes, quatre enregistrements de réponse aux échelons verticaux (figure III 5), horizontaux (figure III 6) et obliques (figures III 7 et III 8). Les deux voies supérieures représentent la composante verticale du signal d'entrée et celle du mouvement de l'oeil, les voies inférieures, leur composante horizontale.

L'examen des enregistrements rend compte de la rapidité

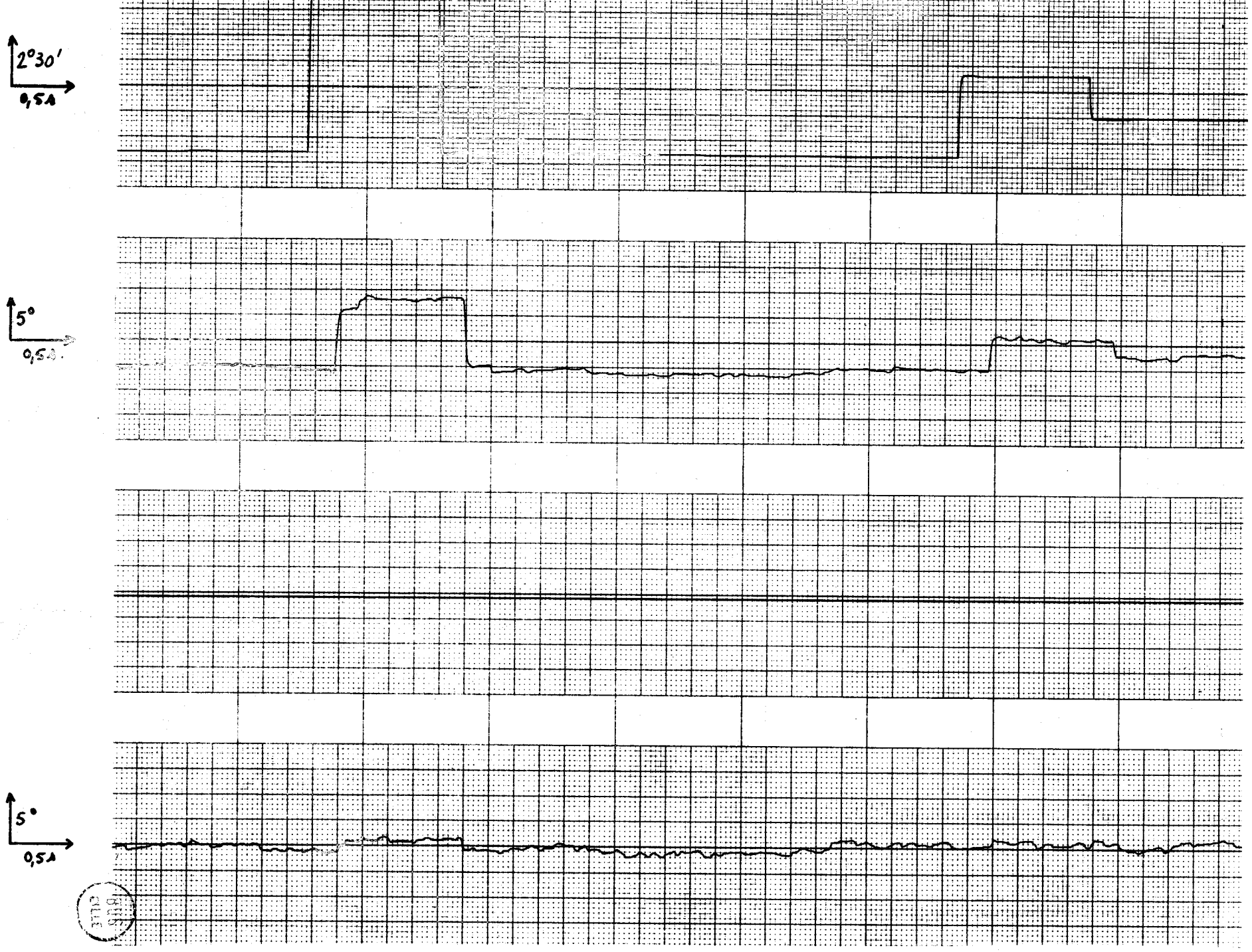
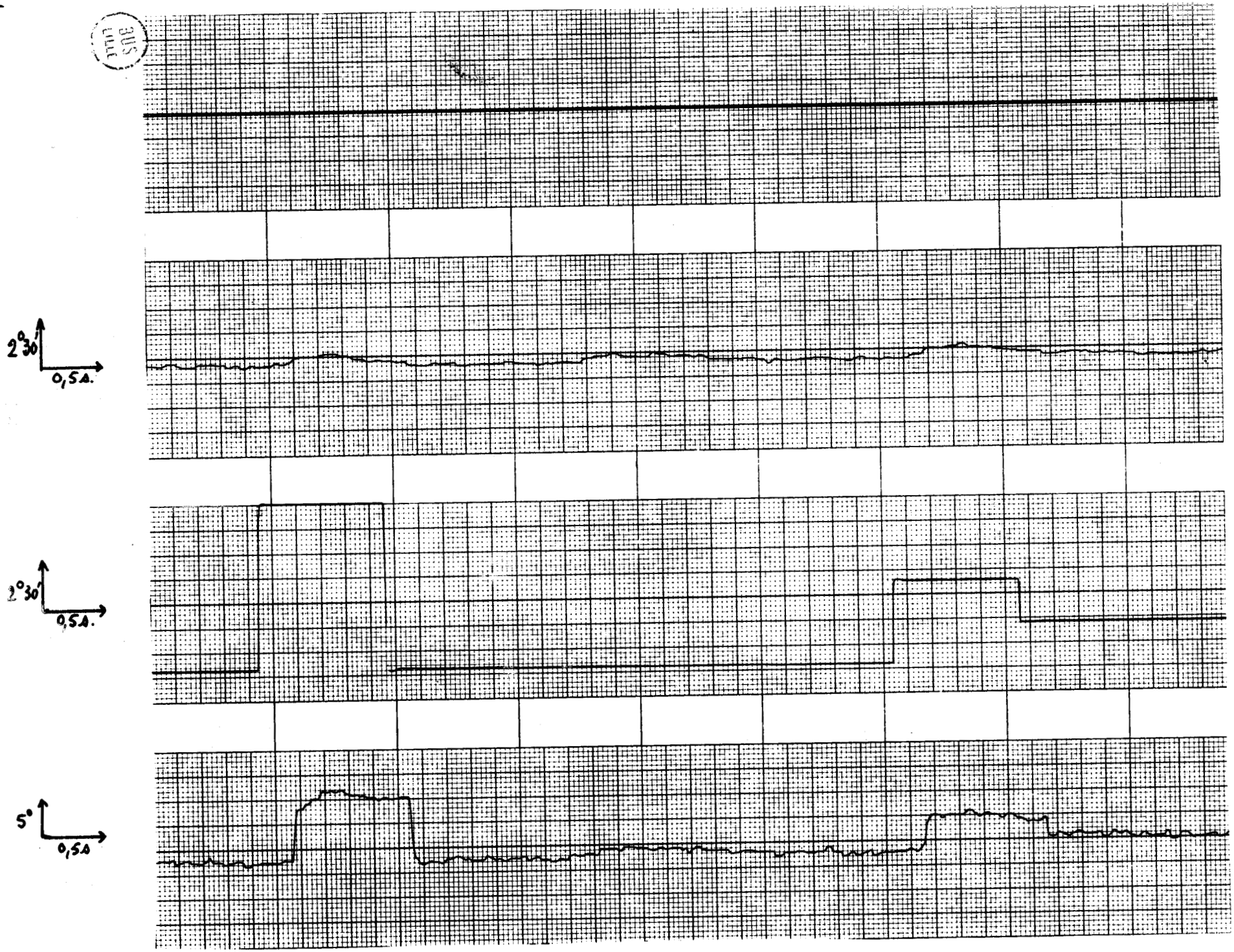


Figure III 5. - Echelons verticaux.


2°30'
0,5 s.
2°30'
0,5 s.
5°
0,5 s

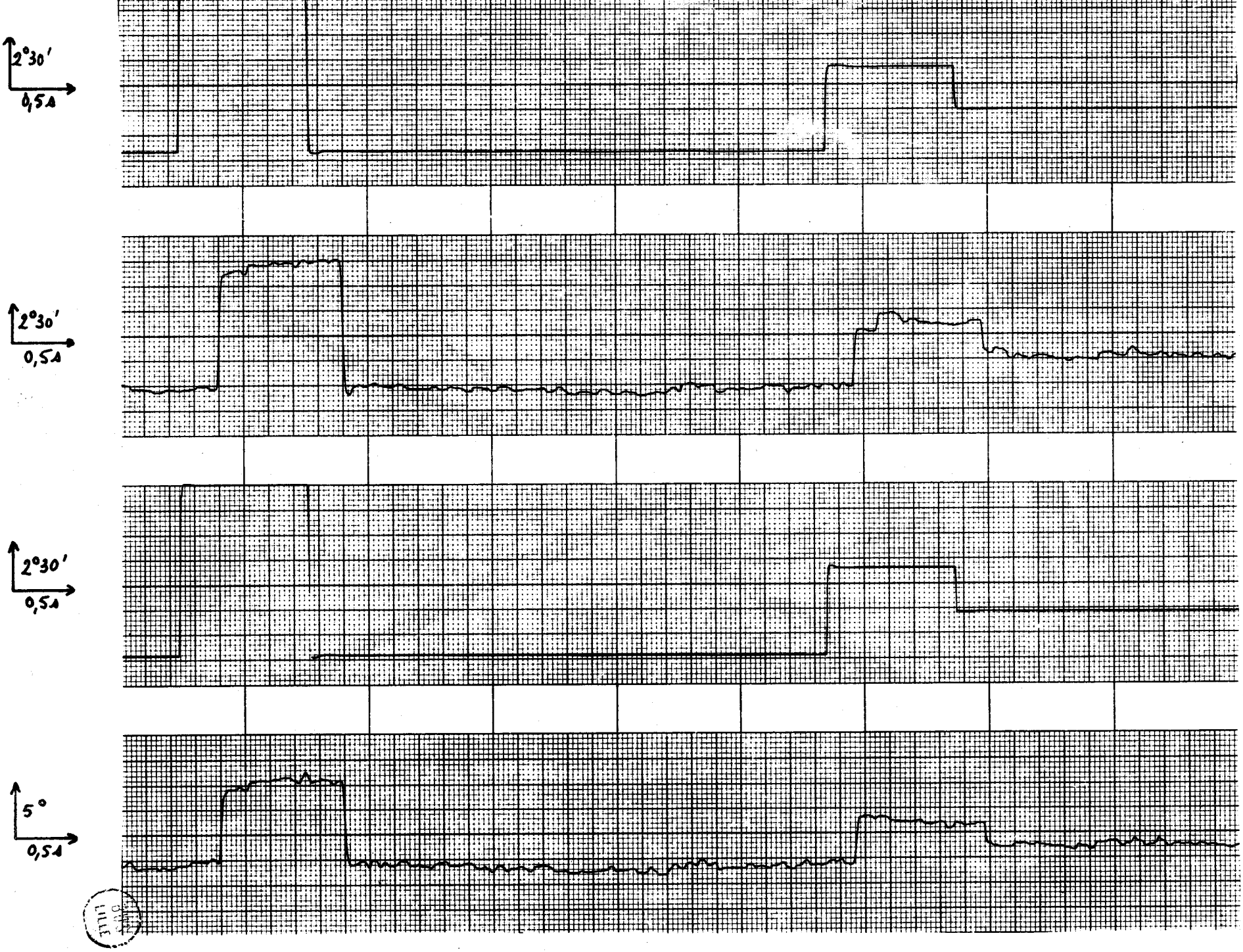
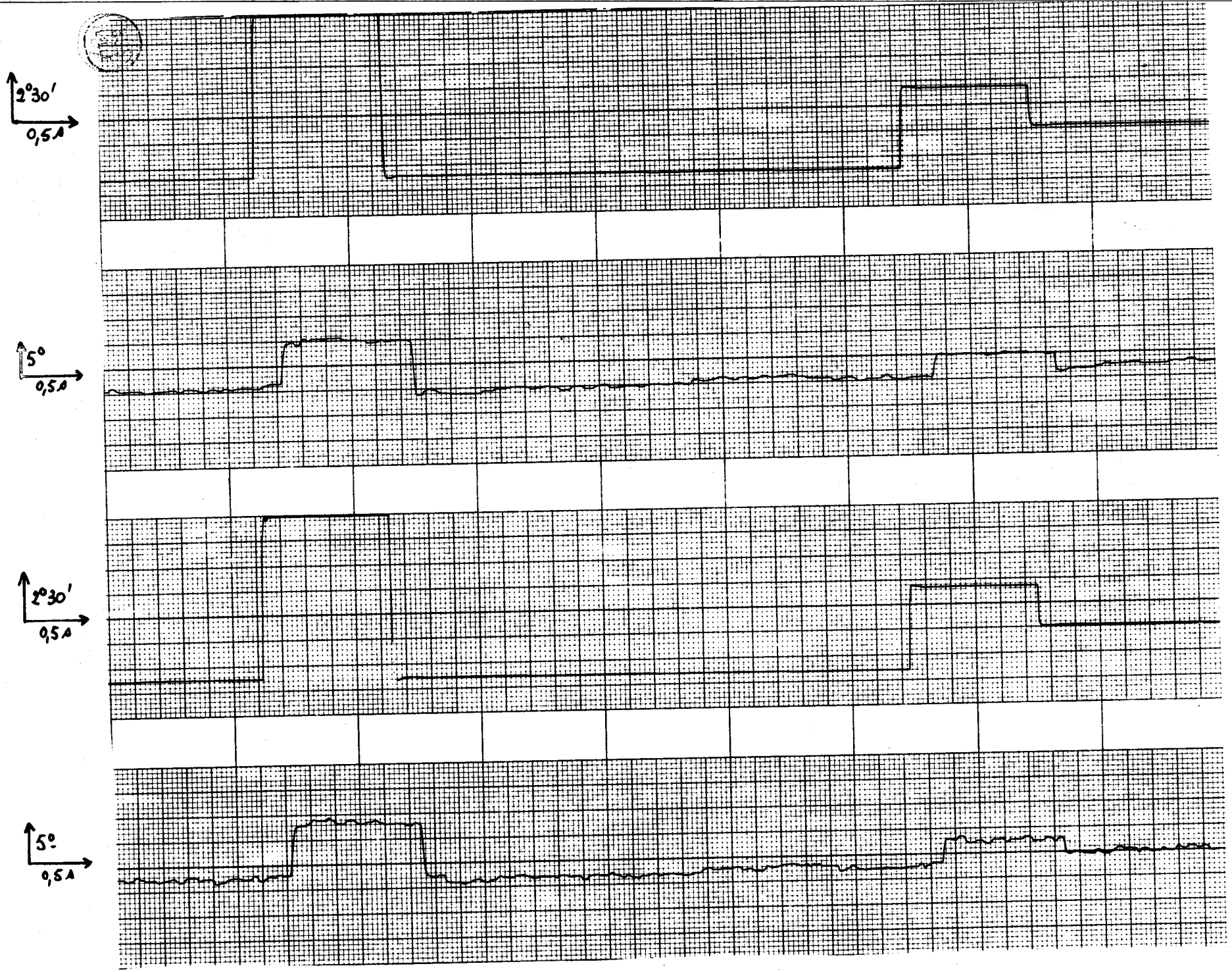


Figure III 7. - Echelons obliques.


2°30'
0,5 A
5°
0,5 A
2°30'
0,5 A
5°
0,5 A

des mouvements de l'oeil ; nous avons pu mesurer, sur la plupart des réponses, des déplacements dont la vitesse angulaire dépassait 400 degrés par seconde.

Pour tous les sujets, à partir de tracés, nous avons mesuré le temps de latence T_L et nous avons classé les formes de réponses selon les trois catégories de la figure III 9 :

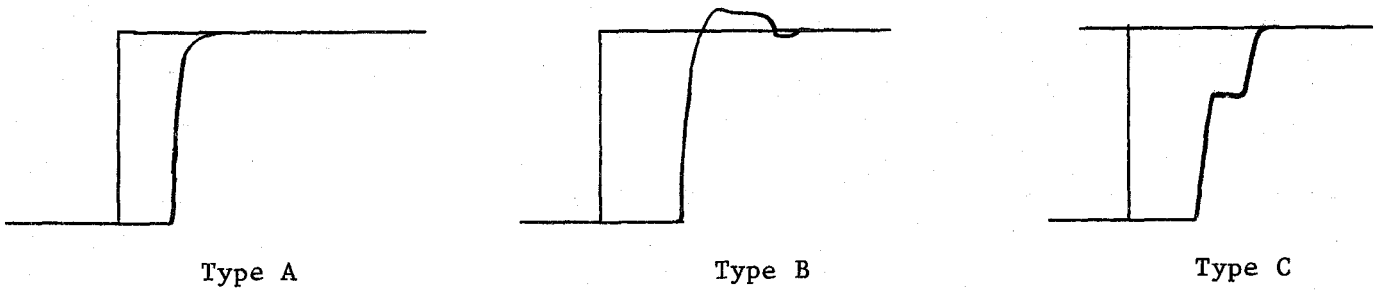


Figure III 9.

Différents types principaux de réponse du système oculo-moteur à un échelon.

Le type A représente toutes les réponses à ajustement immédiat. Dans le type B, nous avons mis toutes les formes présentant un ou plusieurs dépassements. Le type C englobe toutes les réponses effectuées en plusieurs temps, c'est-à-dire avec un ou plusieurs paliers. Une quatrième catégorie, enfin, classée D, contient les réponses diverses.

Pour chaque échelon, nous possédons deux données essentielles, le temps de latence T_L et la forme de la réponse. Le temps de montée n'a pu être mesuré en permanence car il est toujours inférieur à 4/100 de seconde; toutefois, nous l'avons mesuré avec exactitude, au cours d'expériences complémentaires (paragraphe III 3.5.).

Ces deux caractéristiques ont fait l'objet d'une étude complète en fonction des paramètres sujet, et échelon.

III 3.3.2. - Etude du paramètre "sujet" :

Ce paragraphe comporte une étude de la réponse indicielle en fonction du sexe et de l'âge des sujets, ainsi qu'une étude

de cette réponse pour l'ensemble de la population étudiée. Les tableaux 1 et 2 fournissent le temps de latence T_L en 1/1 000 de seconde et le pourcentage des réponses de type A, B, C et D.

SUJETS		7	10	11	12	15	21	22	30	31	34	35
T_L 1/100 de s.	M	30	23	25	34	19	19	23	26	24	43	22
	σ	8,97	2,98	7,32	6,2	2,68	3,4	3,44	4,96	3,88	28,12	5,24
	V	0,30	0,12	0,29	0,18	0,14	0,18	0,15	0,19	0,16	0,65	0,24
Formes %	A	60,6	47,0	34,3	53,8	37,2	46,3	22,2	33,3	20,4	22,9	64,8
	B	3,0	23,5	9,3	23,0	11,8	2,4	28,9	33,3	50,0	12,5	11,1
	C	27,2	27,4	50,0	23,0	50,8	51,2	48,8	33,3	29,6	64,5	24,0
	D	9,2	2,1	6,4	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,0	1,1	0,1

SUJETS		36	37	39	41	42	43	46	47	48	49	50
T_L 1/100 de s.	M	24	25	26	22	22	25	24	22	21	23	32
	σ	3,4	5,12	6	4,8	2,24	6,4	3,8	4,56	3,6	5,12	20,5
	V	0,14	0,20	0,23	0,22	0,10	0,26	0,16	0,21	0,17	0,22	0,64
Formes %	A	64,9	49,1	41,8	66,6	36,9	49,1	54,7	16,6	46,9	29,2	26,6
	B	14,0	20,3	46,5	6,2	36,9	13,1	16,6	0,0	32,6	21,9	6,6
	C	21,0	30,5	11,6	27,0	21,7	37,7	26,1	83,4	16,3	43,8	61,6
	D	0,1	0,1	0,1	0,2	5,5	0,1	2,6	0,0	4,2	5,1	5,2

BU LILLE

Tableau 1

Sujets masculins - Réponse indicielle - Résultats individuels

SUJETS		3	5	8	13	14	16	17	18	20	23
T_L 1/100 de s.	M	40	27	27	25	26	30	22	31	22	30
	σ	9,96	10,72	3,72	4,8	6,2	4	3,48	12,56	3	4,88
	V	0,25	0,40	0,14	0,19	0,24	0,13	0,16	0,40	0,14	0,16
Formes %	A	61,5	42,8	31,1	40,8	22,2	56,2	68,0	38,8	81,5	41,0
	B	11,5	0,0	13,3	40,8	17,4	9,3	8,0	35,1	13,8	5,3
	C	7,6	54,2	55,5	14,2	52,3	34,3	24,0	5,5	4,6	53,5
	D	19,4	3,0	0,1	4,2	8,1	0,2	0,0	20,6	0,1	0,2

SUJETS		24	26	27	29	32	33	38	40	44	45
T_L 1/100 de s.	M	26	22	30	29	25	33	23	30	26	23
	σ	4,12	5,8	4,92	6,72	6,28	12,16	4,92	7,4	6,52	4,04
	V	0,16	0,26	0,16	0,23	0,20	0,37	0,21	0,25	0,25	0,17
Formes %	A	69,0	73,3	31,5	41,1	47,2	52,6	31,3	64,1	52,9	62,0
	B	14,2	20,0	26,3	14,7	20,0	23,6	17,6	10,2	29,4	10,0
	C	16,6	6,6	31,5	41,1	32,7	23,6	50,9	25,6	17,6	22,0
	D	0,2	0,1	10,7	2,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1	6,0

BUS LILLE

Tableau 2

Sujets féminins - Réponse indicielle - Résultats individuels

Résultats d'ensemble : Nous présentons, figures III 10 et III 11, une étude de T_L pour l'ensemble des sujets, ainsi qu'une étude identique pour T_R, temps de réaction manuel à un stimulus lumineux. Nous avons introduit ce temps à titre comparatif car il s'agit d'une grandeur physiologique importante dont la comparaison avec T_L peut être utile, notamment pour les problèmes de tracking manuel (cf. expériences complémentaires). La mesure de T_R a été faite à l'aide de l'appareillage suivant : l'expérimentateur allume une ampoule électrique que le sujet doit éteindre le plus rapidement possible, à l'aide d'un bouton poussoir qu'il tient en main. Le temps de réaction T_R est mesuré automatiquement par un compteur électronique ; le temps indiqué dans nos résultats est la moyenne, pour chaque individu, d'une trentaine d'essais successifs.

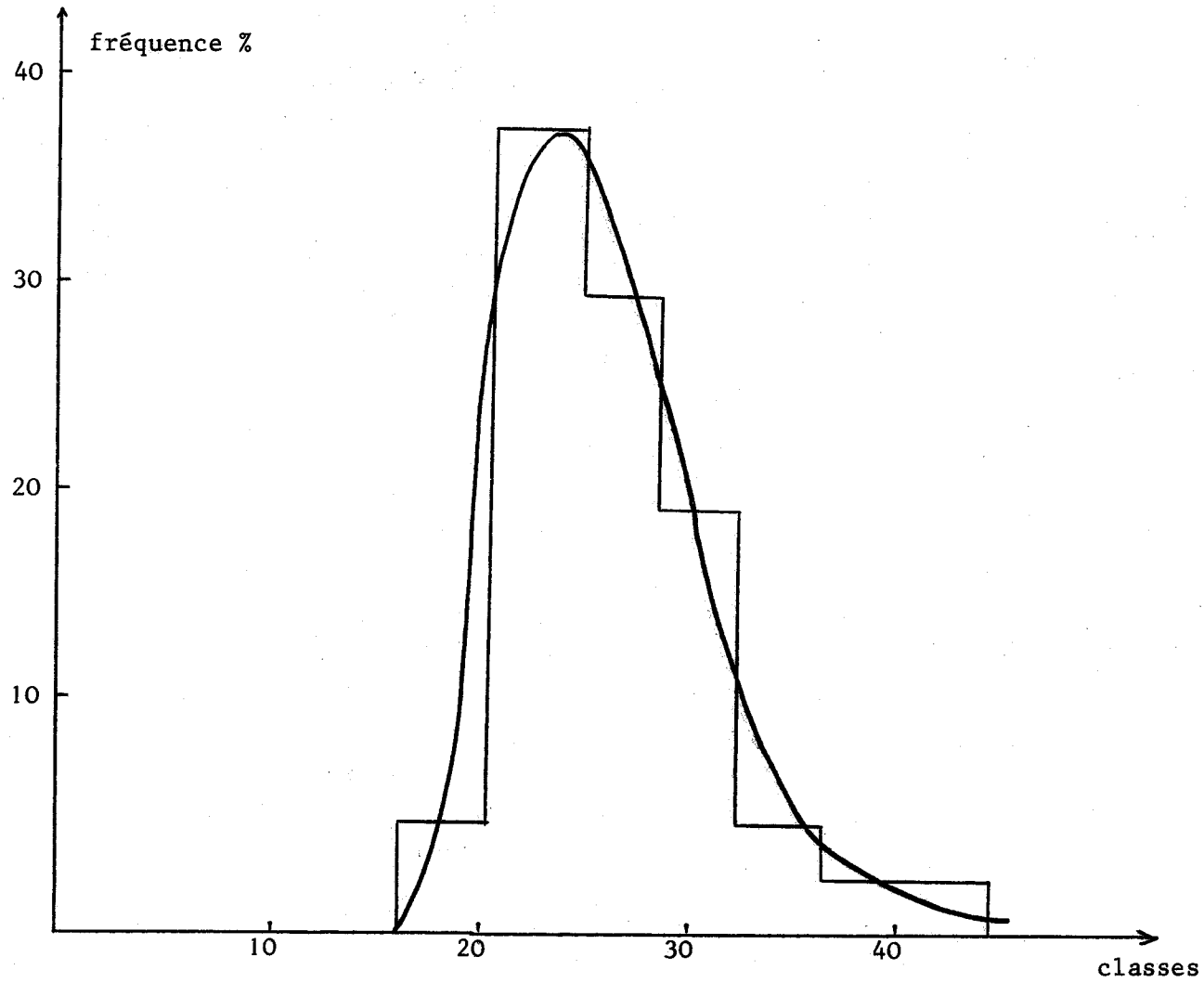
On constate immédiatement que les courbes de distribution de T_L et T_R présentent une pointe fort aiguë, traduisant une faible dispersion des résultats. Le temps de réaction T_R moyen est légèrement plus court que le temps de latence T_L ; sa dispersion est également plus faible.

La séparation des résultats pour les hommes et les femmes n'a pas donné de différences notables ; le tableau 3 résume les résultats pour l'ensemble de la population étudiée.

	T_R 1/100 s.			T_L 1/100 s.			% formes			
	M	σ	V	M	σ	V	A	B	C	D
Ensemble	23,9	3,3	0,14	26,2	4,99	0,19	46,2	18,1	32,6	3,1

Tableau 3

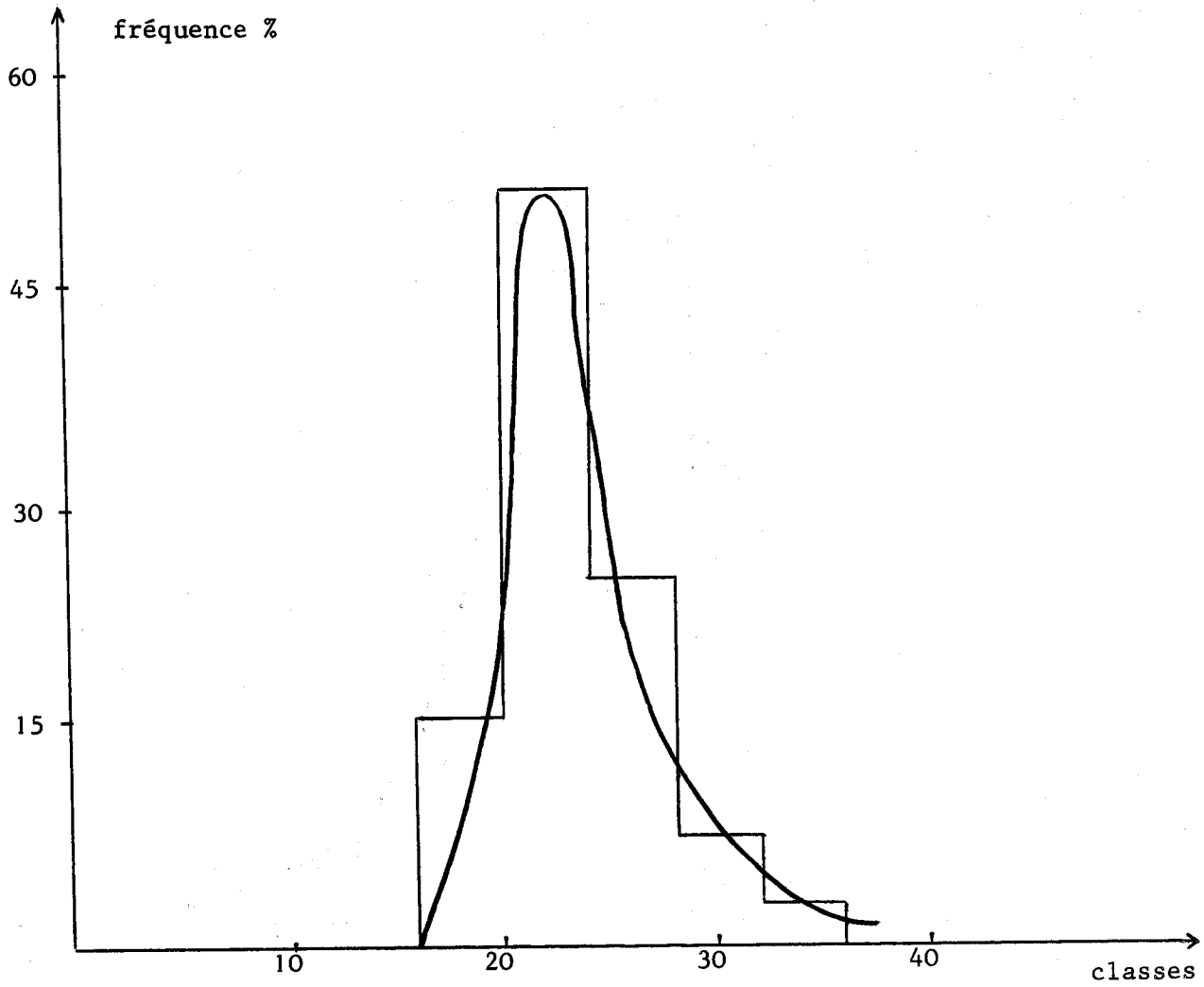
Résultats d'ensemble



	Moyenne	Médiane	Mode	Premier Quartile	Troisième Quartile	Ecart inter-quartile	"Range" (écart maximum)	Ecart-type	Coefficient de variation
Série numérique	26,2	25		22	30	8	24	4,99	0,19
Série Classée	27,9	28	23					4,90	0,17

Figure III 10. Etude de T_L pour l'ensemble des sujets.

BUS LILLE



	Moyenne	Médiane	Mode	Premier Quartile	Troisième Quartile	Ecart inter-quartile	"Range" (écart maximum)	Ecart-type	Coefficient de variation
Série numérique	23,9	24		21	26	5	19	3,30	0,14
Série classée	25,2	24	22					3,74	0,15

Figure III 11. Etude de T_R pour l'ensemble des sujets.

Corrélations : Afin d'avoir une idée des liaisons qui pourraient exister entre T_R , T_L et l'âge des sujets, nous avons calculé les coefficients de corrélation linéaire $r(T_R , T_L)$, $r(\text{âge}, T_R)$ et $r(\text{âge}, T_L)$. Les résultats obtenus sont les suivants :

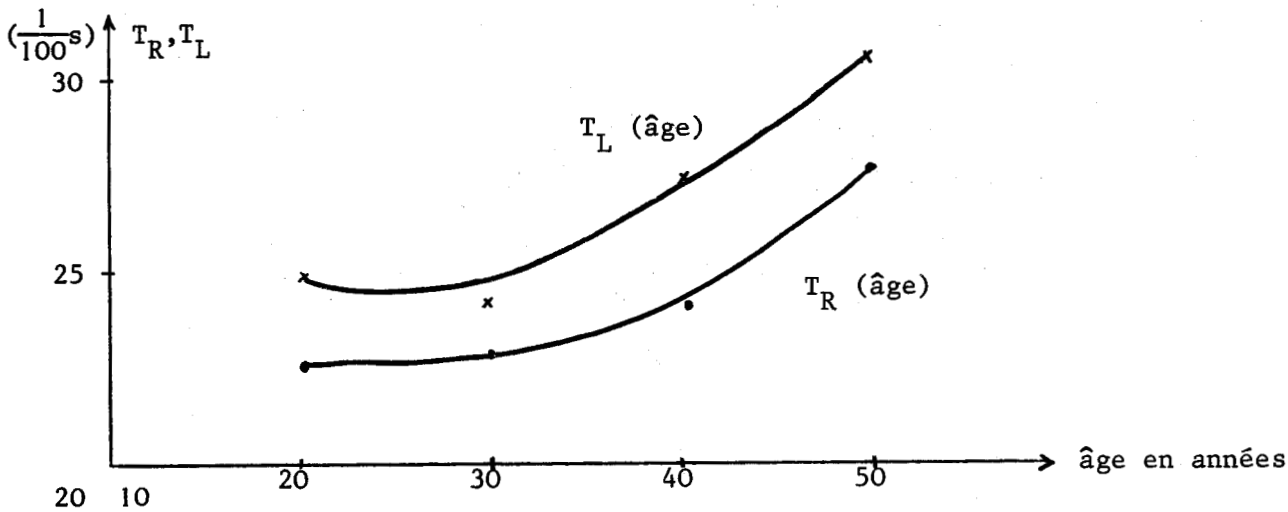
$$r(T_R , T_L) = + 0,34$$
$$r(\text{âge}, T_R) = + 0,27$$
$$r(\text{âge}, T_L) = + 0,25$$

Il convient d'interpréter ces chiffres avec beaucoup de circonspection, car, si les quantités envisagées semblent ne pas être corrélées, il faut remarquer que la distribution des âges de la population étudiée est très étalée.

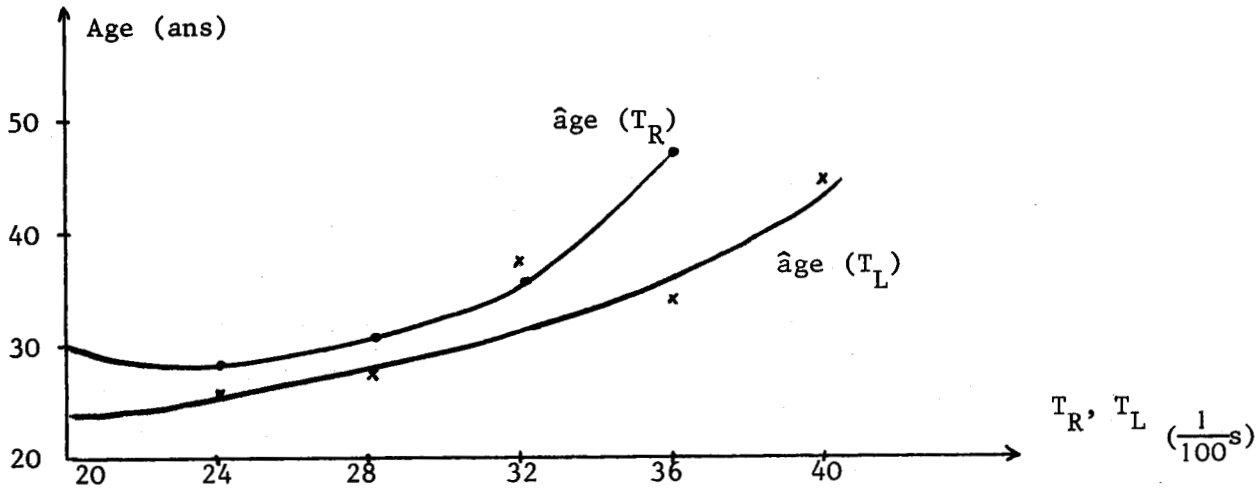
Dans le cas présent, une étude de régression s'impose, entre les coefficients T_R et T_L, et entre T_R, T_L et l'âge. Les courbes obtenues (figure III 12) montrent assez nettement une augmentation importante de T_R et T_L avec l'âge, à partir de 35 à 40 ans. Elles permettent de constater que T_R et T_L ne sont indépendants, et de retrouver en outre le fait que, dans une même classe d'âge, T_R est, en moyenne, inférieur à T_L.

Les résultats que nous venons d'énoncer sont, bien entendu, valables uniquement pour l'ensemble des individus ; ils ne font qu'indiquer une tendance générale et ne sauraient être vérifiés pour chaque sujet en particulier.

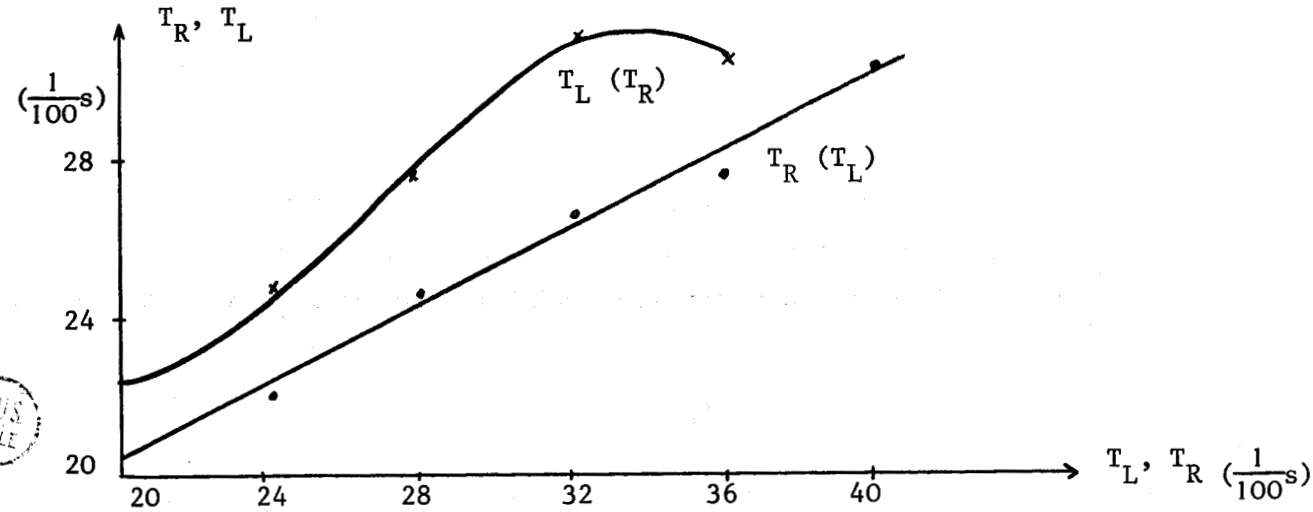
Ayant étudié l'évolution des caractéristiques de la réponse à l'échelon en fonction du paramètre "sujet", nous allons maintenant déterminer l'influence du paramètre "échelon" sur ces caractéristiques.



Courbes de régression de T_R et T_L en âges.



Courbes de régression des âges en T_R et en T_L.



BUS LILLE

Courbes de régression de T_R en T_L et de T_L en T_R.

Figure III 12.

III 3.3.3. - Etude du paramètre "échelon" :

Quatre données caractérisent des signaux d'entrées en échelon :

- deux données qualitatives : l'axe (vertical, horizontal, oblique) et l'orientation.
- deux données quantitatives : la durée et l'amplitude.

Les valeurs de T_L (moyenne, écart-type, coefficient de variation) et les formes des réponses, en fonction de ces variables sont regroupés dans les tableaux 4, 5 et 6.

MOUVEMENTS		T_L (1/100 s)			% formes			
AXE	ORIENTATION	M	σ	V	A	B	C	D
VERTICAL	Ascendante	26	11	0,43	37,1	39,9	19,7	3,3
	Descendante	29	7,76	0,27	38,8	27,2	32,0	2,0
	Moyenne	28	9,48	0,34	37,9	33,6	25,8	2,7
HORIZONTAL	de G à D (oeil gauche)	25	7,2	0,28	61,8	7,5	28,6	2,1
	de D à G	26	6,76	0,26	49,2	9,7	39,8	1,3
	Moyenne	25	6,98	0,27	55,5	8,6	34,2	1,7
OBLIQUE	Composante verticale	26	14,88	0,57	43,9	18,6	33,9	3,6
	Composante horizontale	26	14,88	0,57	47,6	12,2	37,7	2,5
	Moyenne	26	14,88	0,57	45,7	15,4	35,8	3,1

Tableau 4

Caractéristiques de la réponse indicielle en fonction de l'axe et de l'orientation de l'échelon.

MOUVEMENTS		T_L (1/100 s)			% formes			
AXE	DUREE (sec.)	M	σ	V	A	B	C	D
VERTICAL	1	26	11,2	0,43	36,9	40,0	19,8	3,3
	4	29	8,44	0,29	32,8	28,1	38,0	1,1
	8	28	5,84	0,21	51,8	26,5	19,0	2,7
HORIZONTAL	1	25	7,36	0,29	62,6	6,8	28,6	2,0
	4	26	6,92	0,27	43,3	7,0	48,5	1,2
	8	25	6,14	0,25	61,2	15,3	22,4	1,1
OBLIQUE	1	24	12	0,50	46,2	20,8	30	3,0
	4	27	8,32	0,31	41,5	10,0	46,5	2,0
	8	25	6,56	0,26	57,0	8,5	30,7	3,8
ENSEMBLE des ECHELONS (moyenne)	1	25	10,19	0,41	48,6	22,5	26,1	2,8
	4	27	7,89	0,29	39,2	15,0	44,3	1,5
	8	26	6,21	0,24	56,7	16,7	24,0	2,6

Tableau 5

Caractéristiques de la réponse indicielle en fonction de l'axe et de la durée de l'échelon.

BUS LILLE

MOUVEMENTS		T_L (1/100 s)			% formes			
SENS	AMPLITUDE (d°)	M	σ	V	A	B	C	D
VERTICAL	2°30'	26	6,04	0,23	52,5	28,1	15,4	4,0
	5°	28	12	0,43	34,7	33,5	28,8	3,0
	10°	29	9,88	0,34	27,7	39,1	31,9	1,3
HORIZONTAL	2°30'	25	7,12	0,28	75,1	10,0	14,2	0,7
	5°	25	6	0,24	54,9	10,5	32,7	1,9
	10°	28	7,88	0,28	39,0	5,4	53,8	1,8
OBLIQUE	2°30'	23	6,28	0,27	59,2	14,1	21,8	5,9
	5°	24	5,6	0,23	50,7	14,9	33,0	1,4
	10°	28	14,4	0,51	30,7	16,9	49,4	3,0
ENSEMBLE des ECHELONS (moyenne)	2°30'	25	6,48	0,26	62,3	17,4	17,1	3,2
	5°	26	7,87	0,30	46,8	19,6	31,5	2,1
	10°	28	10,72	0,38	32,7	20,7	45,0	1,6

Tableau 6

Caractéristiques de la réponse indicielle en fonction de l'axe et de l'amplitude de l'échelon.

BUS LILLE

Les indications d'amplitude en degrés sont celles des composantes horizontale et verticale du mouvement, pour les signaux obliques.

Le tableau 4 fait apparaître certaines différences entre les mouvements horizontaux et verticaux : pour les mouvements horizontaux, la valeur du temps de latence est plus faible, et le pourcentage de réponses A nettement plus élevé. Dans les mouvements obliques, il est assez remarquable de constater l'égalité des temps de latence pour les deux composantes ; cette égalité apparaît nettement sur les tracés recueillis, alors que la forme de la réponse est parfois très différente pour les deux composantes de la réponse à un échelon oblique.

L'étude de la réponse à l'échelon en fonction de la durée est assez peu significative du point de vue de la variation de T_L. Il semble que T_L augmente avec la durée de l'échelon, mais il conviendrait pour conclure sûrement d'effectuer une étude portant sur un plus grand nombre d'échelons de durées différentes.

On peut constater, par ailleurs, une assez nette diminution de l'écart-type et du coefficient de variation lorsque cette durée augmente. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que le sujet est d'autant moins surpris par l'échelon qu'il a le temps de s'y préparer.

Enfin, il semble qu'il y ait une relation entre T_L et le type de réponse, hypothèse que nous étudions plus loin.

Les résultats concernant la réponse à l'échelon en fonction de l'amplitude présentent des variations beaucoup plus nettes. Il apparaît ainsi que le temps de latence augmente avec l'amplitude ; il en est de même pour l'écart-type et le coefficient de variation. Les formes de réponses semblent liées comme précédemment aux valeurs de T_L et, afin de vérifier cette hypothèse, nous avons effectué l'étude suivante :

Relation entre la valeur du temps de latence et le type de réponse :

Afin de voir si le type de réponse est lié à la valeur du temps de latence, nous avons calculé pour les différentes valeurs de T_L

rencontrées dans les tableaux précédents, la moyenne des pourcentages des formes de réponse. Nous présentons, figure III 13, les résultats obtenus.

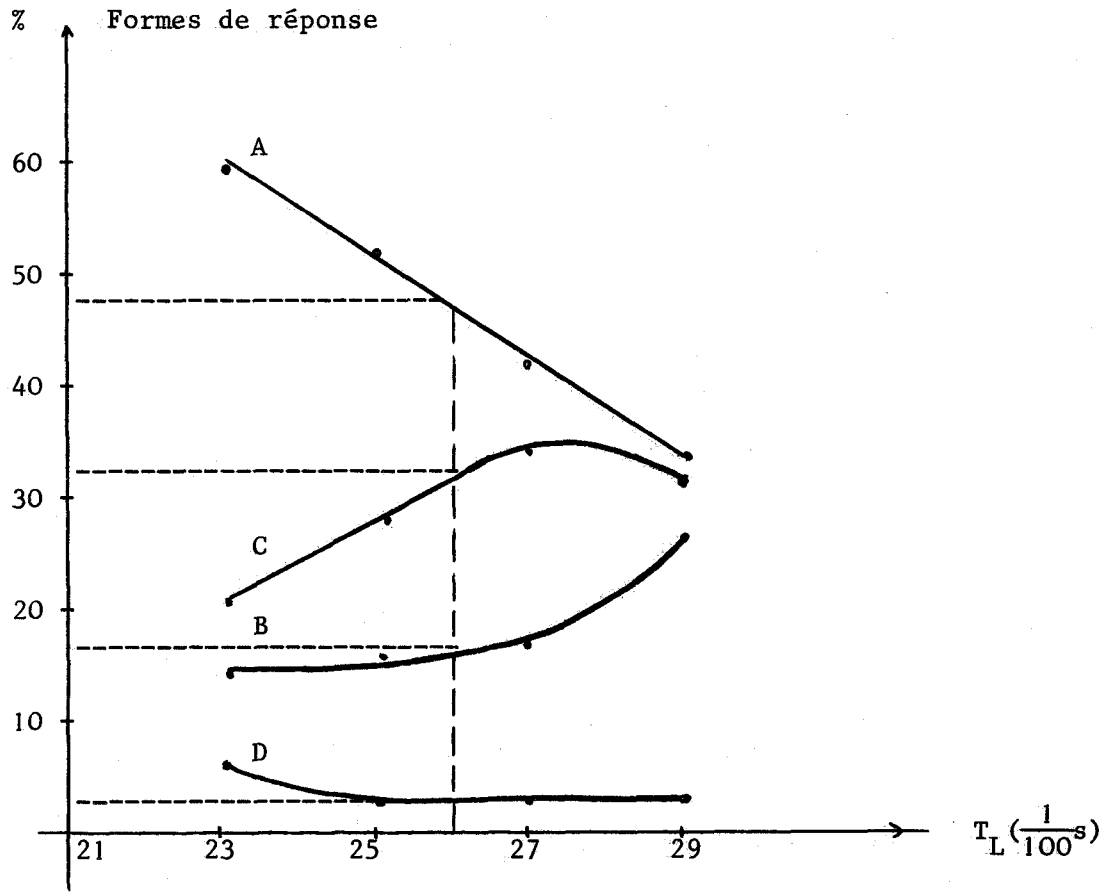


Figure III 13

Relation "forme de réponse", Temps de latence

Il est aisé de constater, à l'examen des courbes précédentes, que si le pourcentage de réponses de type D varie assez peu, en revanche au fur et à mesure que T_L augmente, les réponses de type A font place progressivement aux réponses de types B et C.

Il est donc permis de penser qu'il existe une relation entre la forme de réponse et le temps de latence.

III 3.3.4. - Conclusion :

On peut récapituler l'ensemble des résultats obtenus lors de l'étude de la réponse indicielle, de la façon suivante :

- le retard varie assez peu dans l'ensemble : peu d'écarts entre sexes, entre individus et chez un même sujet ; toutefois, des variations importantes peuvent se produire entre individus, à propos de la forme des réponses.
- le paramètre âge du sujet accroît sérieusement T_L à partir de 35 à 40 ans.
- la durée et surtout l'amplitude des échelons modifient les réponses ; de même le comportement varie suivant l'axe de ces mouvements.

Il existe, enfin, une relation de dépendance entre les divers paramètres étudiés (T_R, T_L et la forme des réponses).

III 3.4. Réponse harmonique :

III 3.4.1. Mesures effectuées :

L'étude de la réponse harmonique s'est effectuée selon le protocole décrit au paragraphe III 2.2. Comme pour les échelons, nous avons défini un certain nombre de caractéristiques dont nous avons étudié les variations en fonction des paramètres sujet et signal.

Nous présentons figures III 14 à III 17 un certain nombre de réponses caractéristiques à des sinusoïdes horizontales, verticales et obliques.

L'ensemble des tracés recueillis nous a permis de constater que l'oeil répond toujours de la même façon à des mouvements sinusoïdaux : jusqu'à une certaine fréquence, variable selon les sujets, la réponse est sensiblement linéaire (avec un retard non constant) ; elle prend ensuite l'aspect de crêneaux, jusqu'au moment où le sujet "décroche" complètement, soit en exécutant n'importe quel mouvement, soit le plus souvent, en s'immobilisant. Certains sujets ont un comportement linéaire et adaptatif, tout au long de l'expérience.

Les caractéristiques que nous avons définies sont les suivantes :

- Mode de réponse : A, linéaire ; B, crêneaux ; C, quelconque.
- Fréquence de décrochage Nd.

Leur étude fait l'objet des paragraphes suivants.

III 3.4.2. - Domaine de validité du système linéaire :

Cette étude, destinée à connaître l'importance relative de chaque mode de réponse en fonction de la fréquence du signal d'excitation, est présentée tableau 7. Dans ce tableau, tous les pourcentages ont été rapportés au nombre de sujets, de façon à montrer la disparition progressive des réponses des sujets au fur et à mesure que la fréquence augmente.

Nous avons aussi différencié les types de mouvements afin de mettre en évidence leur éventuelle influence.

Les résultats, pour l'ensemble des signaux, sont schématisés figure III 18. Il ressort de cette figure, qu'en général, pour une fréquence d'environ 0,7 Hz, le comportement du système, macroscopiquement linéaire au départ, devient non linéaire. Par le terme macroscopiquement linéaire,nous voulons dire qu'un examen rapide des enregistrements ne met pas en évidence l'adaptibilité et la fonction de prédiction.

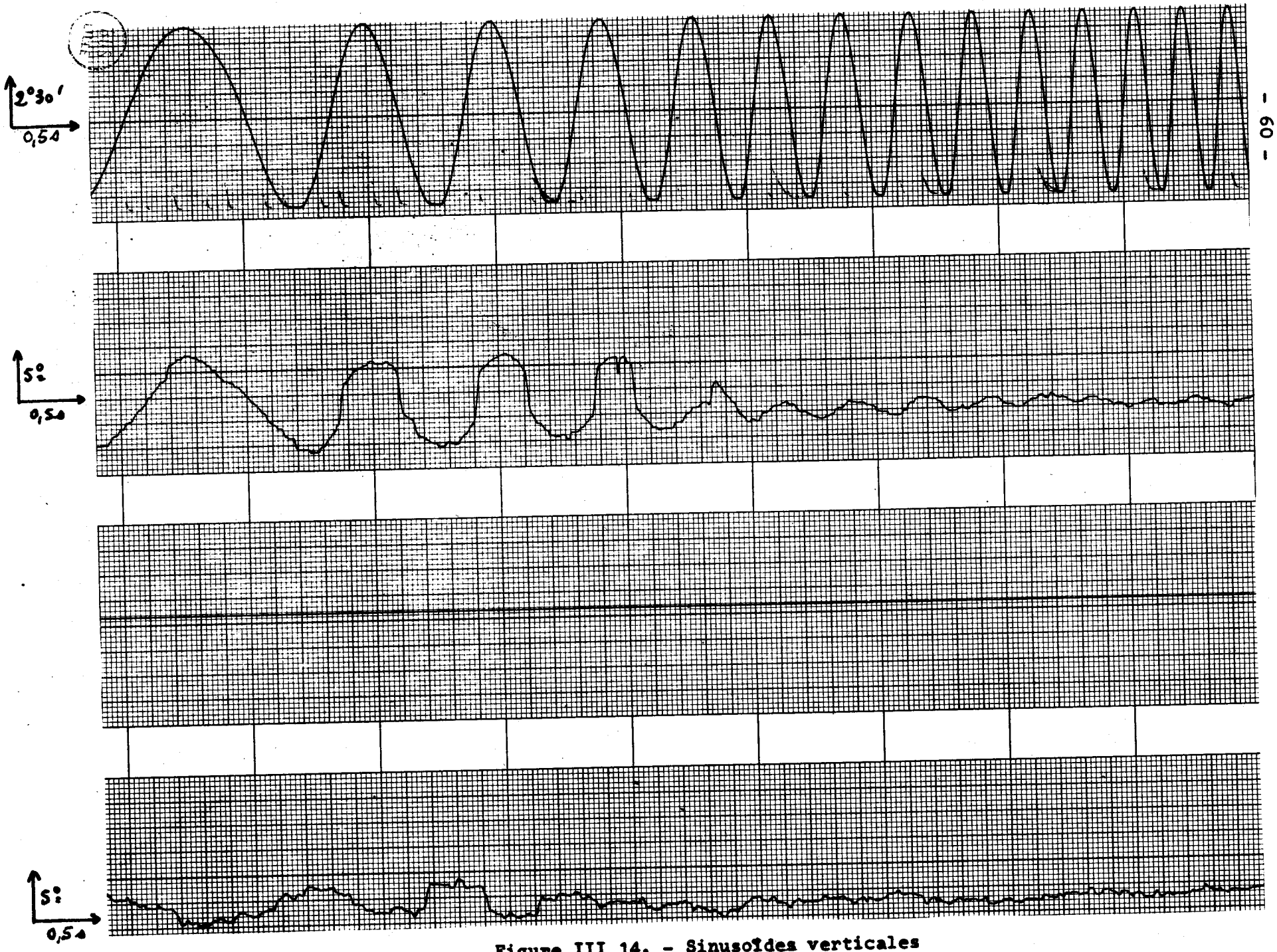


Figure III 14. - Sinusoïdes verticales

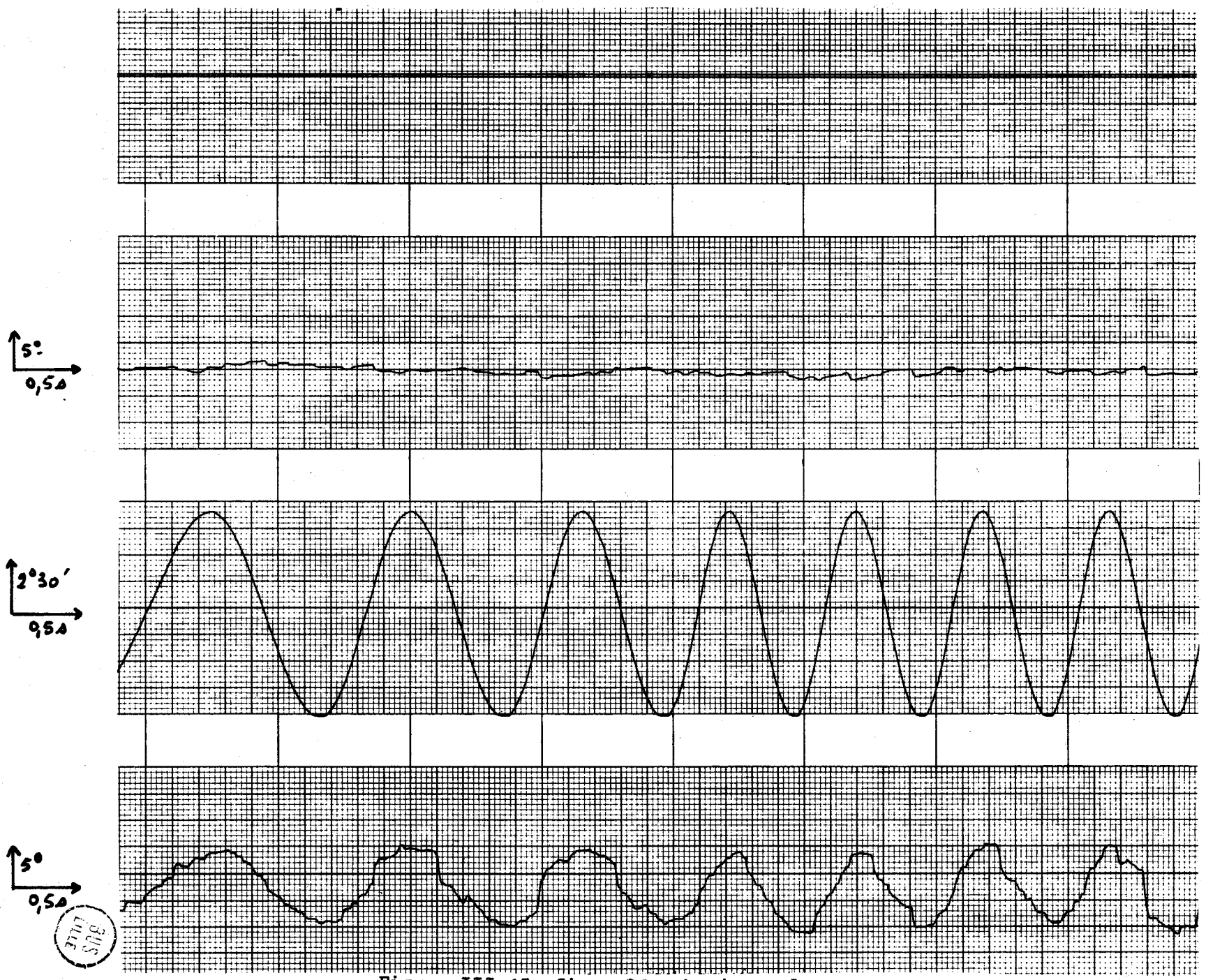


Figure III 15. Sinusoïdes horizontales.

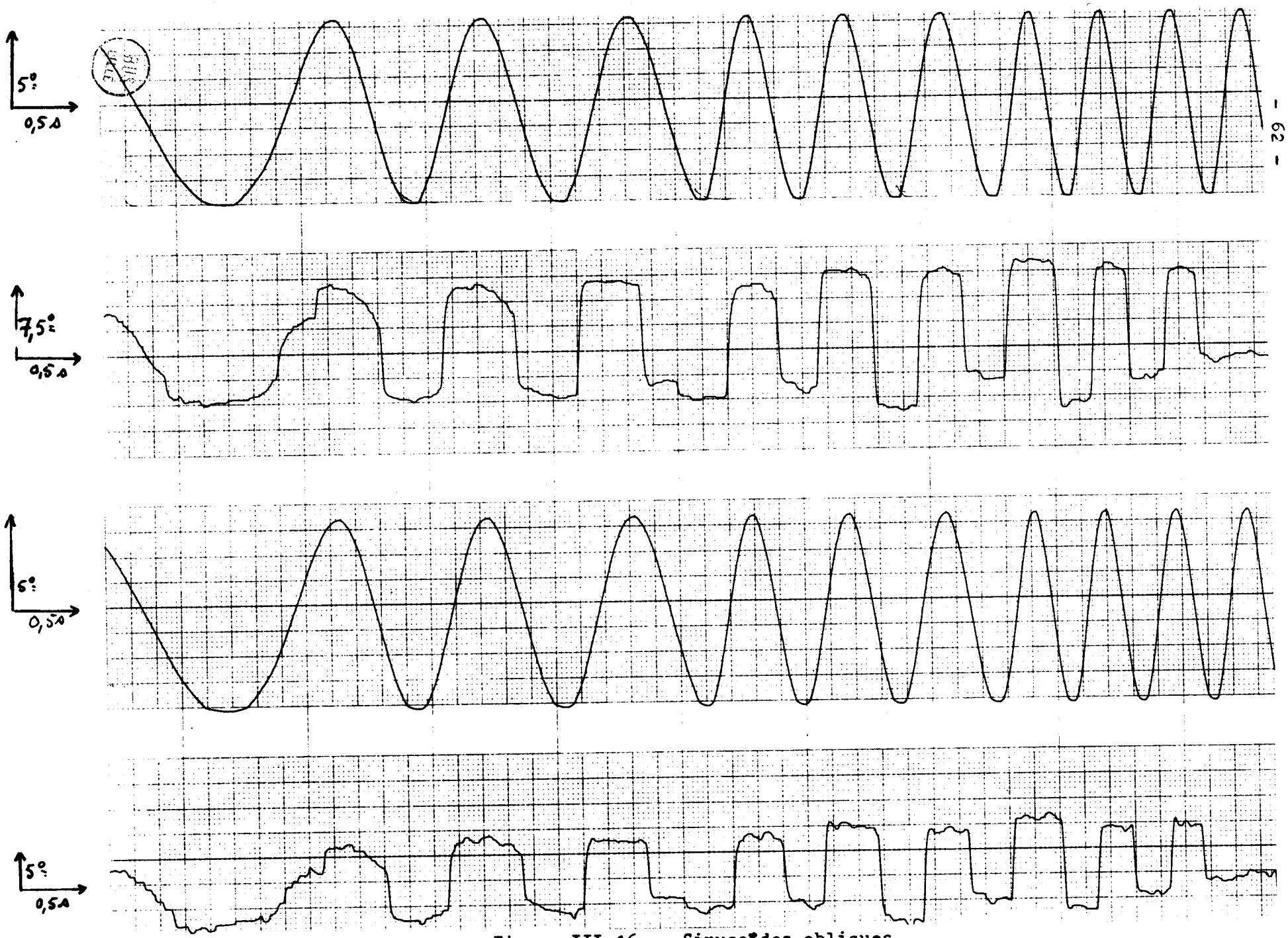


Figure III 16. - Sinusoïdes obliques

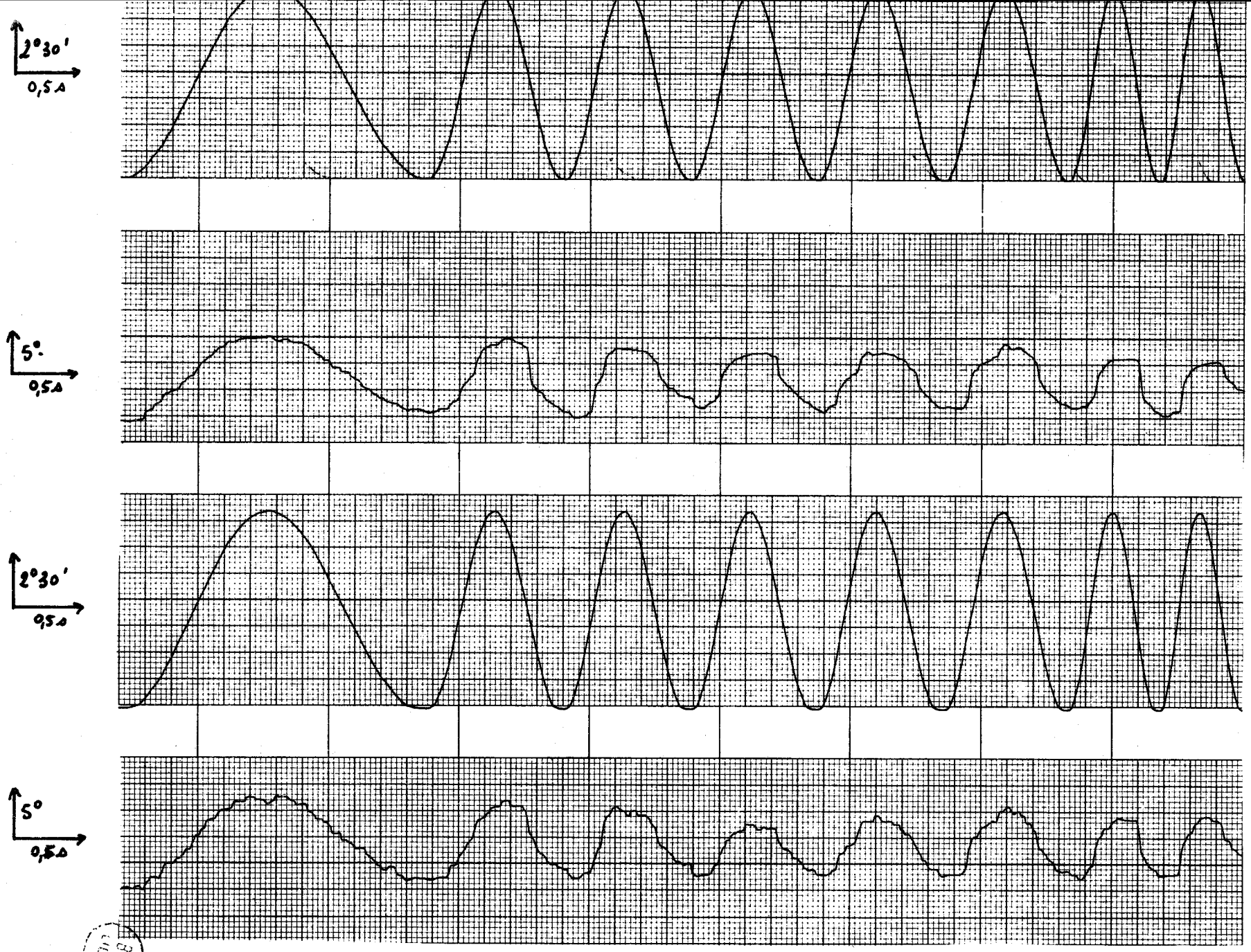


Figure III 17. - Sinusoïdes obliques

Fréquence(Hz)		0,5			1			1,5			2			2,5		
Mode (%)		A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Signaux verticaux		71,4	19	9,6	21,4	71,4	7,2	16,6	47,6	0,2	9,5	11,9	0	0,2	0	0
Signaux horizontaux		88	7,1	4,7	54,7	40,4	4,9	30,9	33,3	2,3	11,9	14,2	0	4,7	2,35	0
Signaux obliques	V	78,5	14,2	7,3	19	76,3	4,7	7,1	52,3	0	4,7	21,4	0	0,2	0	0
	H	76,1	14,2	11,7	19	71,4	9,6	4,7	57,1	0	4,7	21,4	0	0,2	0	0
Ensemble		78,5	13,6	7,9	28,5	64,9	6,6	14,8	47,6	1,2	7,7	17,2	0	1,3	0,6	0

Tableau 7

Etude du domaine de validité du système linéaire

Un certain nombre de sujets répondent continuement de façon "linéaire", avec toutefois un déphasage non constant entre l'entrée et la sortie ; leur fréquence de décrochage est en général plus élevée. En revanche, nous n'avons jamais rencontré de sujet répondant uniquement, selon le mode non linéaire : chaque fois que des crêneaux sont apparus dans la réponse d'un sujet à une sinusoïde de 0,5 Hz, en diminuant progressivement cette fréquence, nous avons toujours réussi à faire en sorte que le sujet retrouve le mode de fonctionnement "linéaire".

La différenciation des signaux suivant leur axe permet de constater que la réponse de l'oeil à des sinusoïdes horizontales reste beaucoup plus longtemps "linéaire" que dans le cas de sinusoïdes verticales ou obliques, la limite se situant alors aux environs de 1,15 Hz. Ce résultat est à rapprocher de ceux que nous avions constatés pour la

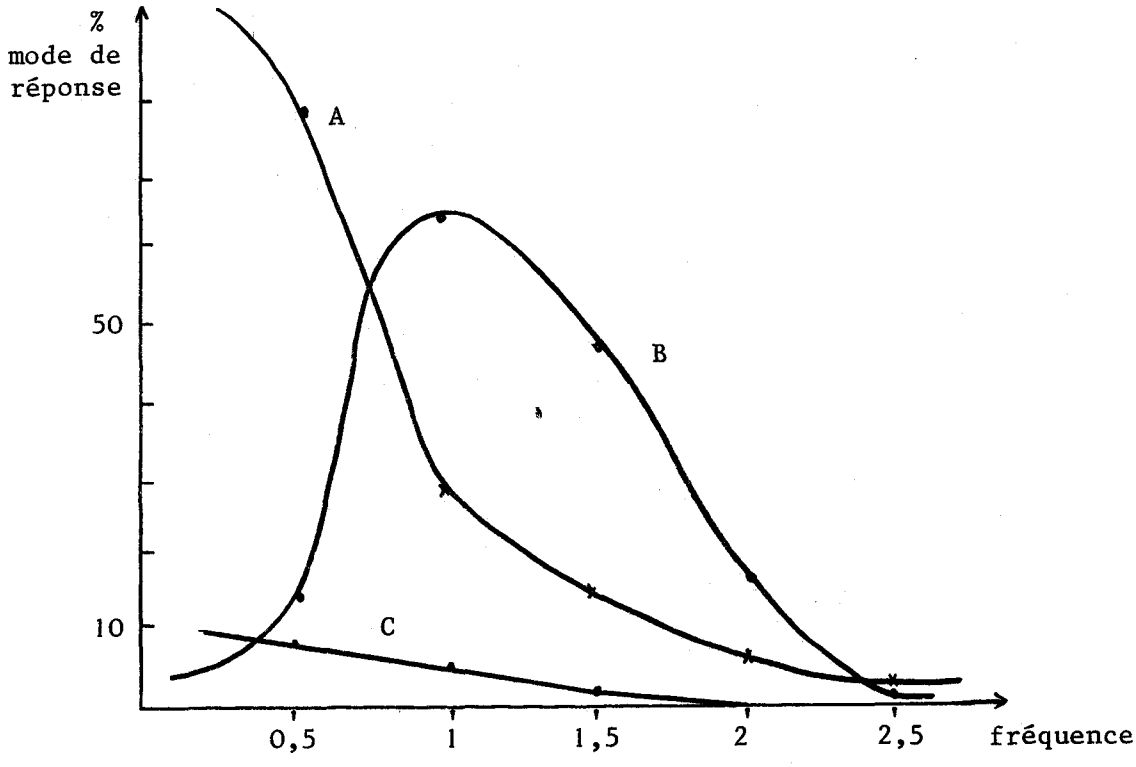


Figure III 18.

Domaine de validité du système "linéaire".

réponse indicielle (réponses horizontales présentant un retard plus faible).

III 3.4.3. - Etude de la fréquence de décrochage :

Nous présentons, dans ce paragraphe, un relevé statistique complet de la valeur de Nd, comme nous l'avons fait pour T_R et T_L de l'étude de la réponse indicielle.

La courbe et le tableau de la figure III 19 ont été construits à partir de la moyenne, pour chaque sujet, des fréquences de décrochage obtenues dans les mouvements horizontaux, verticaux et obliques ; on retrouve la forme de courbe déjà rencontrée lors de l'étude

des échelons, pour T_R et T_L.

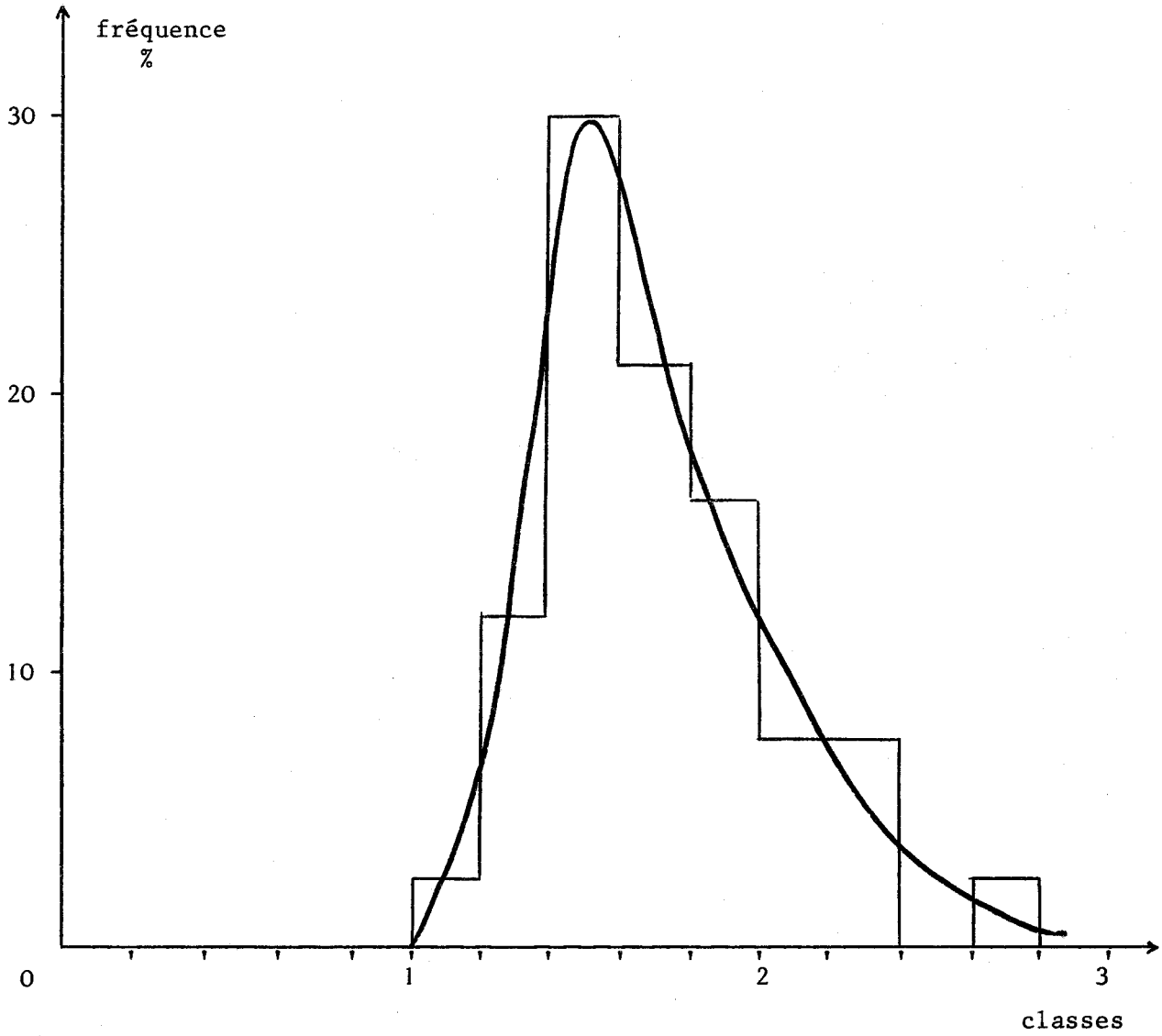
$$r\ (Nd,\ Age) = -0,19$$
$$r\ (Nd,\ T_R) = -0,37$$
$$r\ (Nd,\ T_L) = -0,48$$

Ces coefficients très faibles montrent qu'il n'existe aucune corrélation linéaire entre les paramètres considérés. Cependant, nous ne pouvons nous prononcer sur l'existence de relations qu'après avoir examiné les courbes de régression de la figure III 20.

Ces courbes mettent en évidence le fait que les paramètres T_R, T_L et Nd ne sont pas indépendants ; il en est de même pour Nd et l'âge.

Sans fournir d'indications sur la nature des liaisons existantes, elles permettent cependant d'affirmer qu'aux faibles valeurs de T_L et de T_R correspondent les fortes valeurs de Nd et réciproquement. Bien qu'il fût possible de prévoir ce résultat, il était important de le mettre en évidence afin de montrer que les réponses aux sinusoïdes et aux échelons sont liées et ne sont pas le fait de deux systèmes indépendants.

Les courbes de régression âge - Nd, malgré leur irrégularité, mettent en évidence une relation entre ces deux paramètres. Ce résultat était prévisible compte-tenu de la relation déjà trouvée entre T_R, T_L et l'âge.

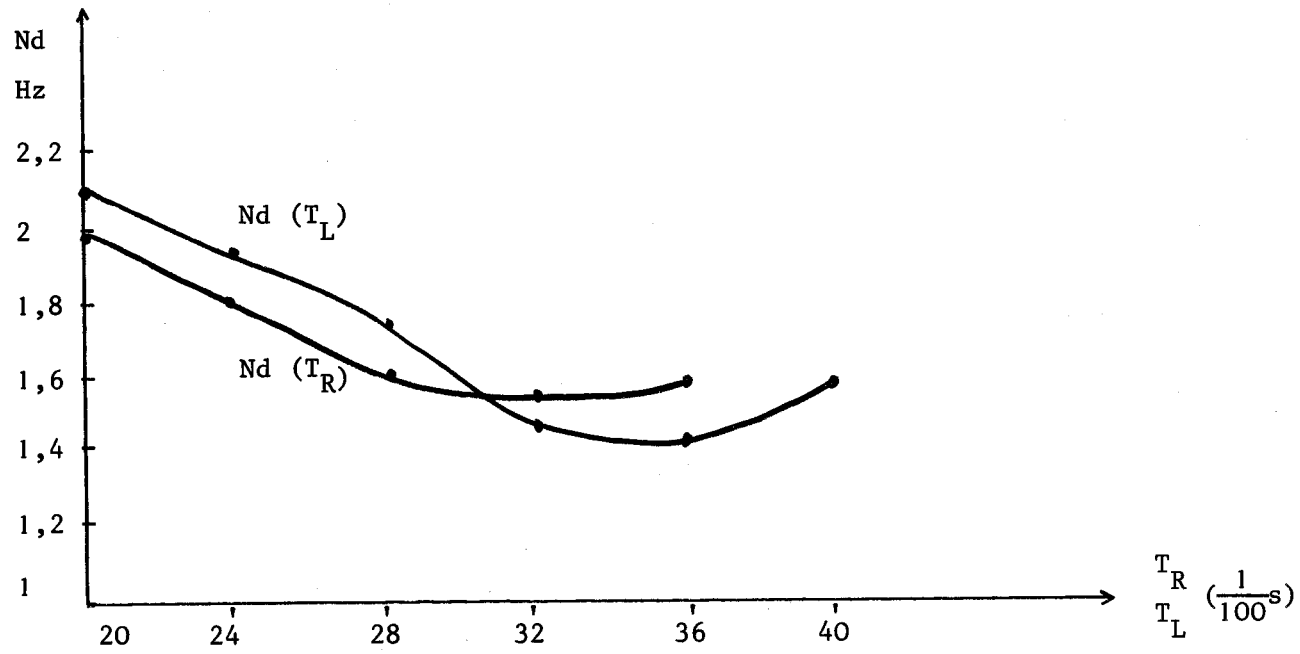


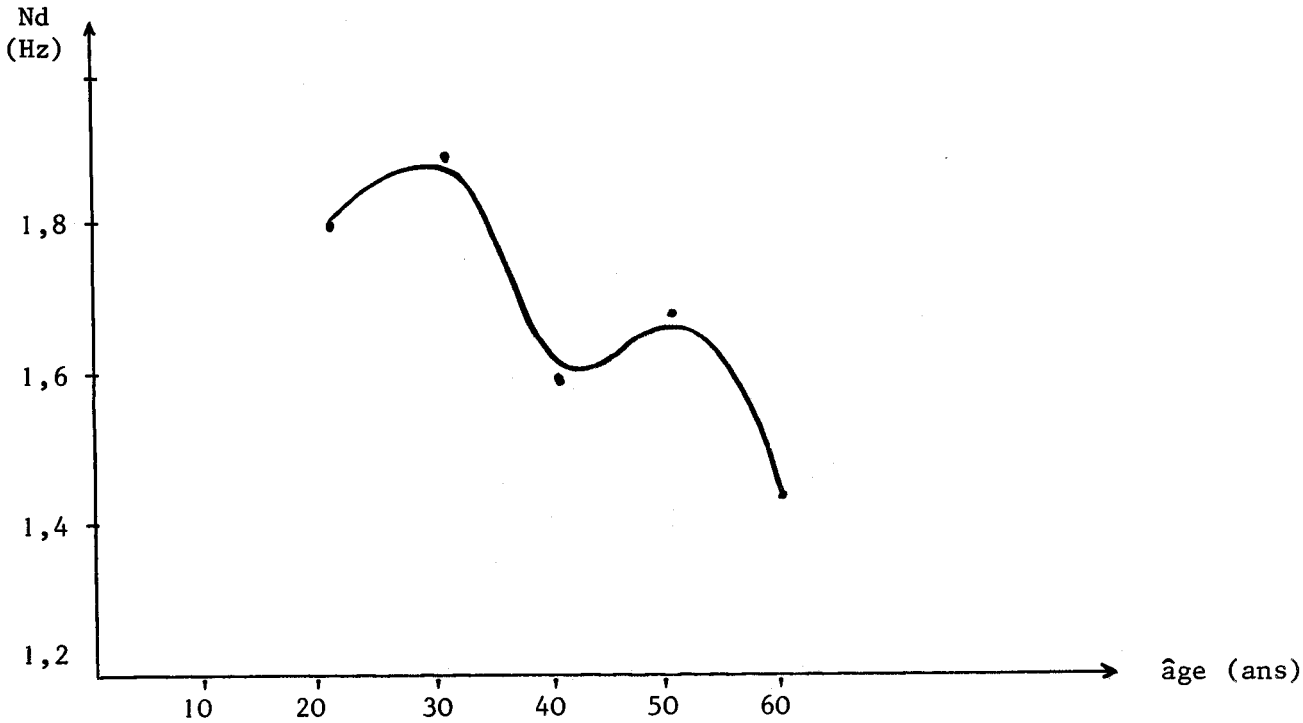
	Moyenne	Médiane	Mode	Premier quartile	Troisième quartile	Ecart inter-quartile	"Range" (écart maximum)	Ecart type	Coefficient de variation
Série numérique	1,75	1,7		1,4	2	0,6	1,7	0,33	0,19
Série classée	1,80	1,8	1,52					0,35	0,19

Figure III 19.

Etude de la fréquence de décrochage

BUS LILLE





BUS LILLE

Figure III 20.

Courbes de régression de Nd en T_R et T_L et de Nd en Ages

III 3.4.4. - Conclusion :

Les résultats enregistrés au cours de l'étude de la réponse harmonique ont permis d'aboutir à la conclusion que la réponse se fait selon un mode différent suivant les caractéristiques du signal d'entrée et suivant les individus.

L'ensemble des études de la réponse indicielle et de la réponse harmonique nous permettront, au cours du chapître IV, d'ébaucher un modèle du système oculo-moteur. Avant d'aborder ce dernier point, nous présentons, dans les paragraphes suivants, une étude de la réponse de quelques sujets pathologiques ainsi qu'un certain nombre d'expériences complémentaires.

III 3.5. - Réponse de sujets pathologiques :

Nous présentons, en premier lieu, dans ce paragraphe, les mesures relatives à six sujets atteints de maladies susceptibles d'affecter le système oculo-moteur. Les chiffres obtenus permettent de comparer les résultats à ceux de l'ensemble des sujets sains.

Par ailleurs, dans une deuxième partie, nous donnons quelques renseignements concernant les sujets amétropes, afin d'étudier l'influence de l'acuité visuelle sur le mouvement des yeux.

III 3.5.1. - Sujets pathologiques :

Les tableaux de la page suivante (tableau 8) résument, pour les six sujets étudiés, l'ensemble des résultats obtenus à partir des mêmes expériences que celles effectuées sur des sujets sains. Ils conduisent aux constatations suivantes :

- Les valeurs moyennes de T_R et de T_L présentent une augmentation très sensible par rapport à la moyenne des sujets sains ; il en est de même pour l'écart-type et le coefficient de variation.

- Les formes de réponse s'apparentent à celles des sujets normaux, tant pour les réponses aux échelons que pour les réponses aux sinusoïdes.

SUJETS	T_R	T_L			Formes(échelons) %				Nd
		M	σ	V	A	B	C	D	
4	49	33	17	0,52	30,7	15,3	30,7	23,3	2,2
6	28	30	14	0,47	37,7	16,3	35,1	10,9	1,9
9	33	52	18	0,35	34,8	32,6	32,6	0	1,2
19	25	23	4,8	0,21	40,7	11,1	44,4	3,8	1,6
25	27	29	8,7	0,30	62,8	22,8	14,2	0,2	1,5
28	29	pas de tracés interprétables							
Moyenne	32	33	12,5	0,37	41,3	19,6	31,4	7,7	1,7

Résultats globaux

Fréquences (Hz) / Modes (%)	0,5	1	1,5	2	2,5
A	52,6	10,5	5,2	-	-
B	42,1	68,4	36,8	-	-
C	5,3	10,5	15,7	10,5	-

BUS LILLE

Formes des réponses aux sinusoïdes

Tableau 8

Caractéristiques des réponses de sujets pathologiques

- La fréquence de décrochage moyenne, dans la réponse harmonique, n'est pas sensiblement modifiée. Il convient de remarquer que certains sujets, dont les temps T_R et T_L sont très importants, arrivent néanmoins à des fréquences de décrochage élevées (sujets 4 et 6) ; un autre (sujet 19) pour lequel T_R et T_L sont très courts, présente une fréquence Nd assez faible. Le sujet 9 enfin, souffrant d'une grave affection de l'acuité visuelle, possède des temps considérablement plus longs et une fréquence Nd très faible. Ces résultats montrent l'importance de l'état de la rétine et du système de perception, donc du détecteur dans les mouvements oculaires.

Nous essayons, dans le paragraphe suivant, d'évaluer cette importance de l'acuité visuelle, par l'étude des sujets non emmétropes.

III 3.5.2. - Sujets amétropes :

Parmi l'ensemble des sujets sains de notre population expérimentale, un grand nombre (55 %) présentaient une déficience de l'acuité visuelle, soit par myopie, soit par hypermétropie ou presbytie, soit enfin par astigmatisme. En première approximation, nous les avons considérés comme normaux, du point de vue de notre étude. Il est en fait permis de se demander dans quelle mesure la diminution de l'acuité visuelle peut modifier les performances du système oculomoteur.

Afin de le savoir, nous avons établi le tableau 9 qui présente les principales performances des sujets amétropes que nous avons séparés en deux catégories, les myopes et les autres (les myopes représentant 50 % des sujets amétropes).

L'examen des résultats ne fait apparaître aucune différence fondamentale, pour les valeurs de T_R, T_L et Nd entre les sujets normaux et les sujets amétropes. Seules les formes de réponse sont modifiées, les myopes ayant des réponses indicielles du type C très nombreuses.

On peut en conclure que dans la mesure où le sujet non emmétrope distingue suffisamment le signal d'entrée, l'approximation de le compter parmi les sujets normaux se justifie; seuls les "ajustements" de position peuvent être modifiés, les temps restant sensiblement identiques.

	T_R	T_L	Nd	Formes (échelons) %			
				A	B	C	D
Myopes	24,3	25,7	1,8	40,5	15,1	42,5	1,9
Autres	25,1	26,7	1,76	52,3	22,8	19,7	5,2
Amétropes en général	24,7	26,2	1,78	46,4	18,9	31,1	3,6

Tableau 9

Performances des sujets amétropes

III 3.6. - Expériences complémentaires :

Un certain nombre d'expériences complémentaires se sont révélées nécessaires, d'une part, pour préciser les caractéristiques du comportement du système oculo-moteur, d'autre part, pour étudier diverses possibilités du dispositif de mesure.

III 3.6.1. - Temps de montée de la réponse indicielle : Etant donné l'extrême brièveté du temps de montée de la réponse indicielle, il n'a pas été possible de le mesurer avec précision sur tous les enregistrements. Nous avons donc réalisé quelques tracés en utilisant un enregistreur magnétique grâce auquel nous avons pu passer les enregistrements à vitesse lente sur l'enregistreur à plumes. Nous présentons, figure III 21, plusieurs réponses à un échelon de 10 degrés.

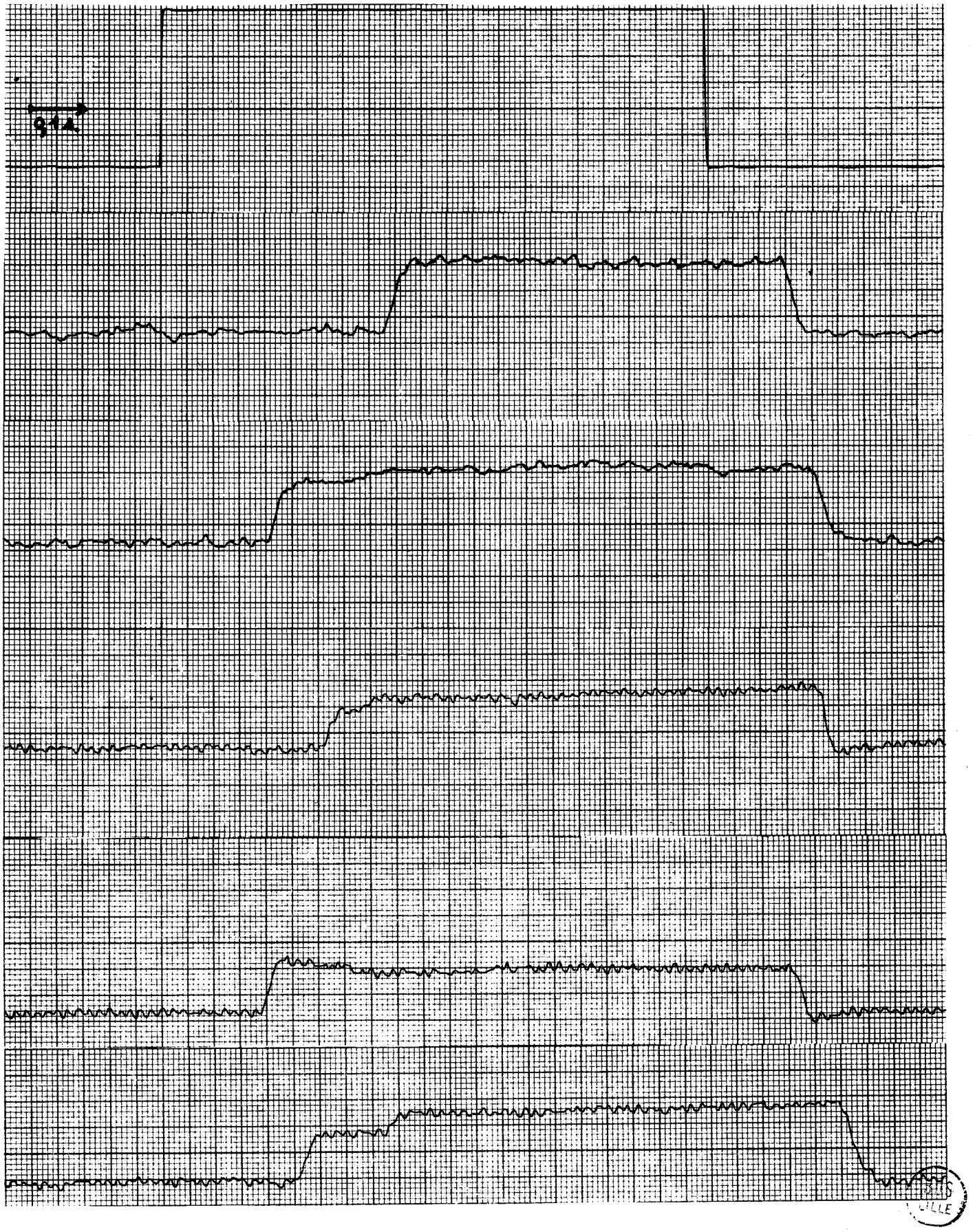


Figure III 21. - Enregistrement d'échelons à grande vitesse.

On constate aisément que le temps de montée varie entre 2,5 et 5 centièmes de seconde, la valeur moyenne semblant se situer aux environs de 3 centièmes de seconde. Cette rapidité de la réponse correspond à une vitesse angulaire moyenne supérieure à 300 degrés par seconde, le maximum de vitesse se situant aux alentours de 400 à 450 degrés par seconde.

III 3.6.2. - Signaux d'entrée pseudo-aléatoires :

Le fait de présenter des signaux d'entrée périodiques simples tels qu'une sinusoïde présente l'inconvénient d'introduire une fonction d'anticipation du signal chez le sujet, fonction dont il est assez difficile d'évaluer la part réelle dans la réponse.

Afin de connaître le comportement du système oculo-moteur soumis à des signaux non anticipables, nous avons utilisé, comme entrée, la superposition de deux sinusoïdes de fréquences et d'amplitudes différentes. Le résultat fournit un signal d'entrée dont il est difficile au sujet de prévoir l'évolution et que nous avons appelé, pour cette raison, signal "pseudo-aléatoire".

La figure III 22 montre la réponse de l'oeil à un tel signal plan-pseudo-aléatoire. On constate immédiatement que, comme dans la réponse harmonique, le déphasage entre l'entrée et la sortie est pratiquement inexistant, ainsi du reste que l'atténuation (du moins dans les fréquences).

L'apparition de crêneaux ne se produit que fort tard dans la réponse. Enfin, la différence entre les fréquences des sinusoïdes utilisées permet de mettre en évidence l'existence des mouvements de torsion (ou de "gération") du globe oculaire.

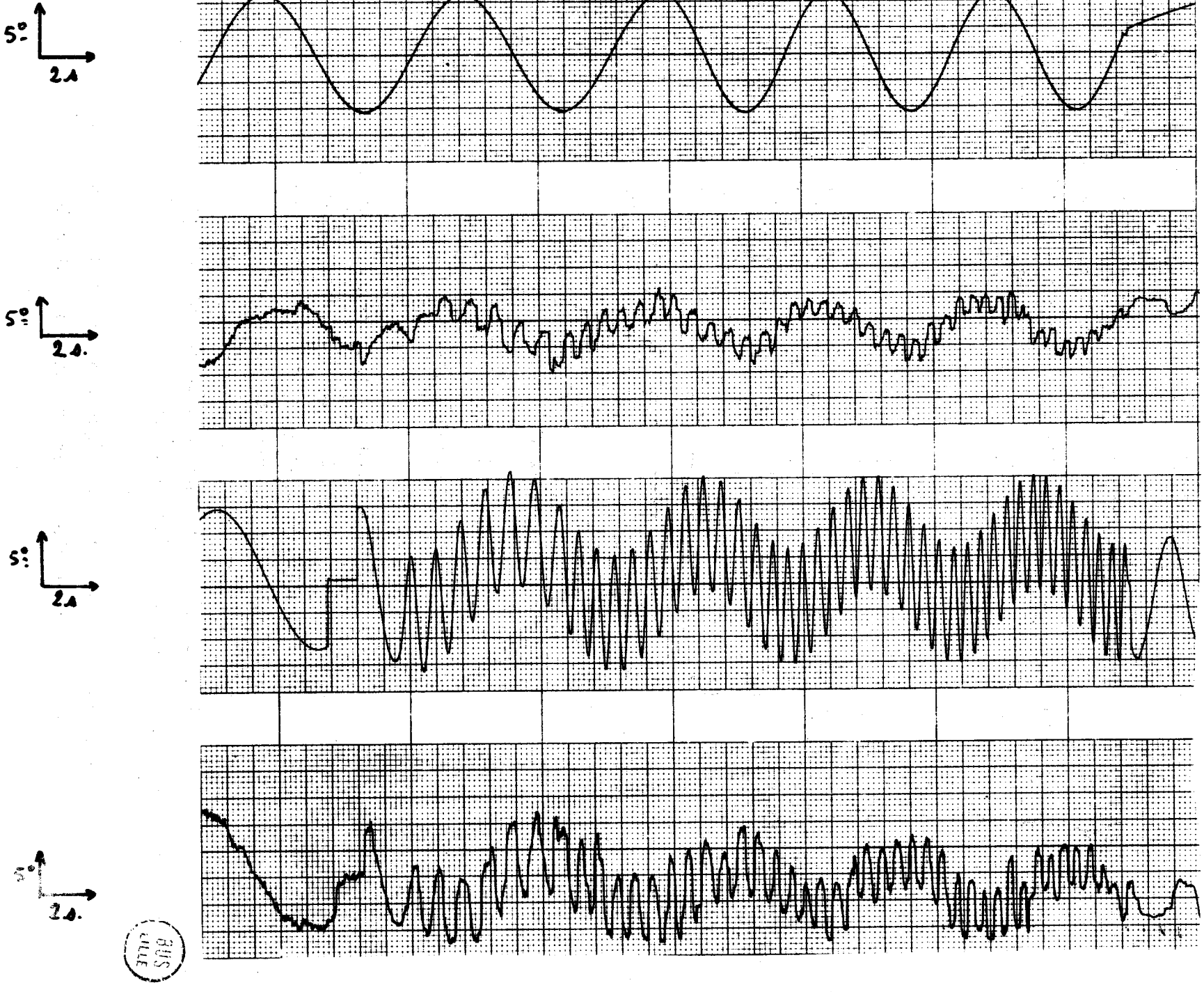


Figure III 22. - Signaux pseudo-aléatoires.

III 3.6.3. - Tests simultanés de poursuites manuelle et visuelle :

Préalablement à nos recherches sur le système oculo-moteur, nous avions mis au point une méthode d'étude du comportement de l'opérateur humain, exécutant des tâches de poursuite manuelle verticale (16). Les tests de poursuite manuelle consistent dans l'expérimentation présentée figure III 23.

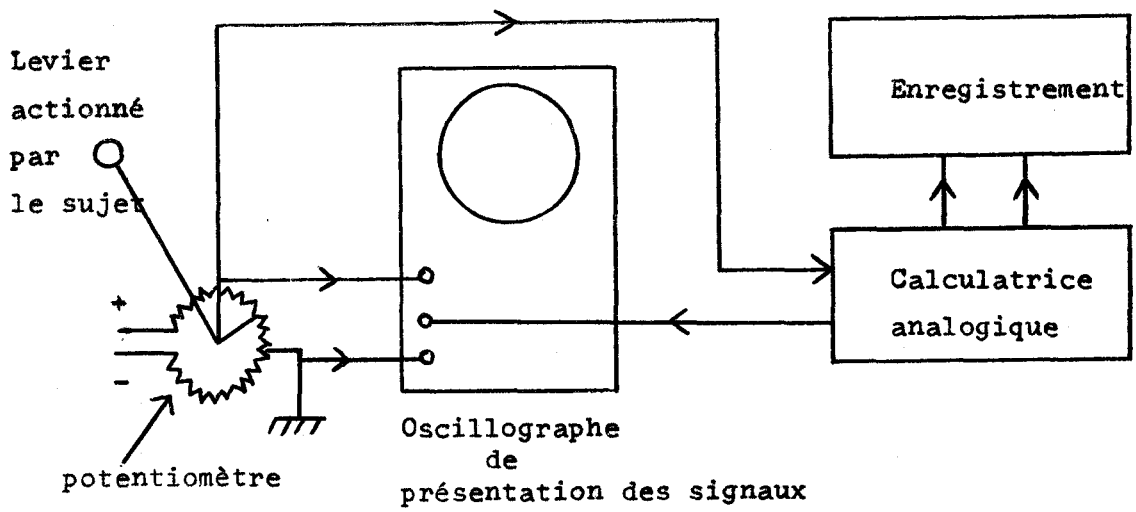


Figure III 23.

Tests de poursuite manuelle

A l'aide d'un levier commandant l'axe d'un potentiomètre, le sujet peut déplacer le spot d'un oscillographe cathodique dont la deuxième voie est commandée par les signaux d'entrée issus de la calculatrice analogique. Le test consiste à assurer à tout instant la correspondance des deux spots. On dispose ainsi, sur l'enregistrement (comme pour les tests de poursuite visuelle) de signaux d'entrée et de sortie qui permettent d'étudier le comportement du sujet.

Grâce à un dispositif mécanique simple, nous avons rendu le levier mobile dans deux directions, actionnant deux potentiomètres.

Il est ainsi possible, à l'aide du dispositif réalisé, d'effectuer des tests de poursuite manuelle bidimensionnelle, à la condition de disposer, pour la représentation des spots "cible" et "suiveur", d'un oscillographe bicanon.

Enfin, à l'aide de l'ensemble expérimental mis au point pour l'étude du système oculo-moteur, on peut enregistrer les mouvements des yeux simultanément avec les mouvements de la main et ainsi les comparer.

La figure III 24 présente les composantes verticales du signal d'entrée de la réponse de l'oeil et de la réponse de la main (dans l'ordre sur la figure) pour un opérateur effectuant des tests de poursuite manuelle.

Il est aisé de constater que la réponse de la main est nettement plus amortie que celle de l'oeil ; en revanche, le temps de latence manuel s'avère souvent plus court que le temps de latence visuel.

Enfin, l'examen de la réponse harmonique (non présentée ici) montre que très souvent l'oeil "décroche" longtemps avant la main (1,75 Hz en moyenne pour l'oeil ; 2,5 Hz pour la main). Ce dernier point traduit le caractère semi-réflexe de la commande du système oculo-moteur par opposition à la commande entièrement volontaire des muscles de la main.

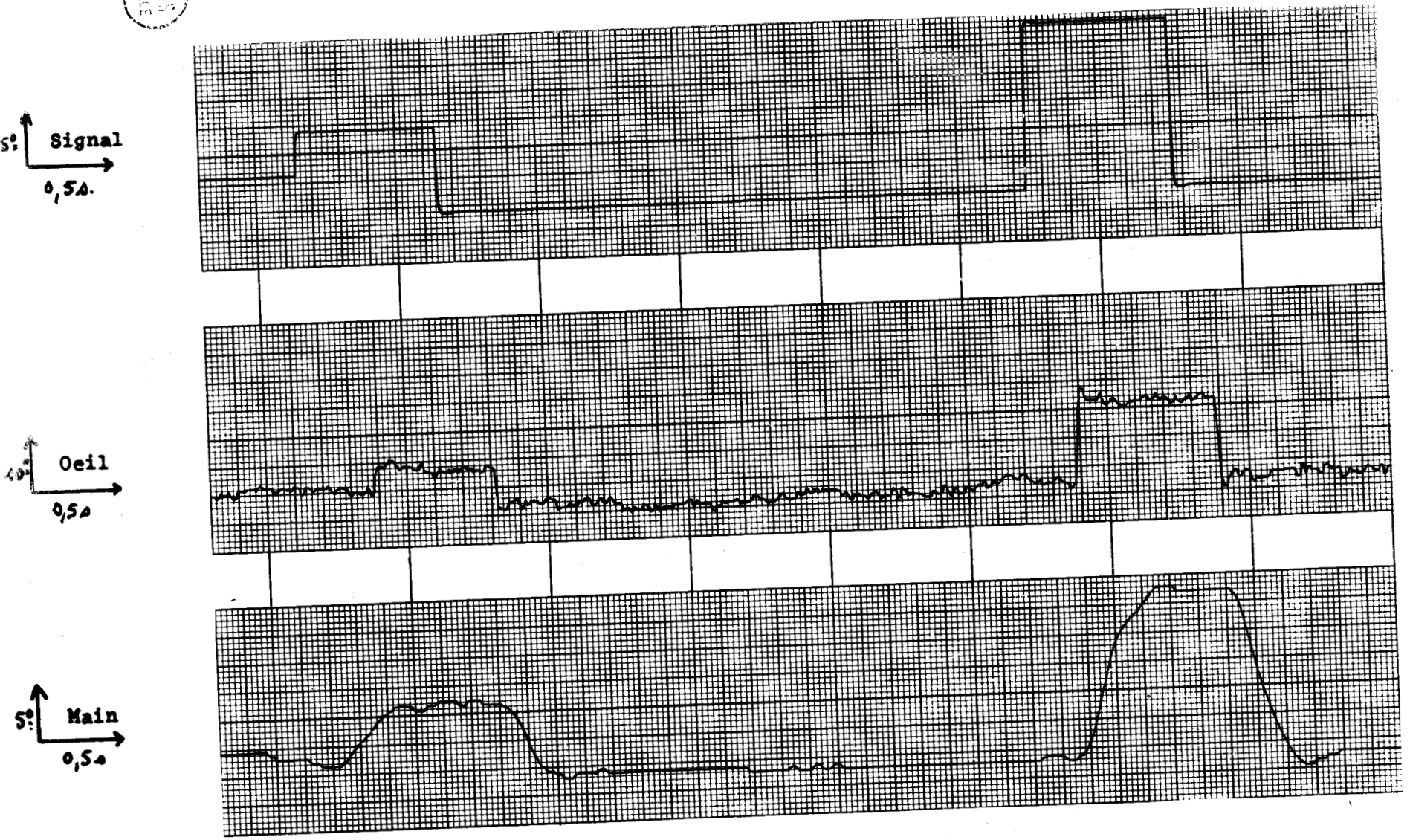


Figure III 24. - Poursuites visuelle et manuelle.

III 3.7. - Conclusion :

L'ensemble expérimental mis au point nous a permis de mettre en évidence un certain nombre de résultats sur les mouvements de l'oeil.

Les réponses indicielle et harmonique nous ont fourni les indications nécessaires à une étude précise du système oculo-moteur dans des conditions bien déterminées.

Les tracés obtenus chez quelques sujets pathologiques ont permis de constater les grandes possibilités du dispositif sur le plan clinique, pour l'exploration de maladies affectant les mouvements de l'oeil.

Enfin, quelques expériences complémentaires ont complété nos données sur le comportement du système oculo-moteur, et ouvert un vaste domaine de recherches ultérieures.

-o-o-o-o-

CHAPITRE IV

SIMULATION DU SYSTEME OCULO-MOTEUR

IV 1. - MODELE PHYSIOLOGIQUE DU SYSTEME OCULO-MOTEUR.

Afin de mieux comprendre le comportement du système oculo-moteur et de faciliter ainsi la mise en oeuvre d'un modèle analogique, nous présentons (figure IV 1) un modèle physiologique simplifié, emprunté à JOHNSON (14).

La rétine peut être considérée comme un capteur de lumière dont elle transmet l'information au système nerveux central. Compte-tenu de sa position sur la sphère mobile de l'oeil, elle agit également comme détecteur de position de la cible.

Le cortex visuel par l'intermédiaire de la rétine fournit une image consciente et relaie l'information sur les aires associatives. Celles-ci reçoivent par ailleurs les informations de position du corps et de l'oeil et émettent le signal de commande des centres oculo-moteurs destinés à produire le mouvement. Ceci implique que la décision de poursuivre la cible a été prise.

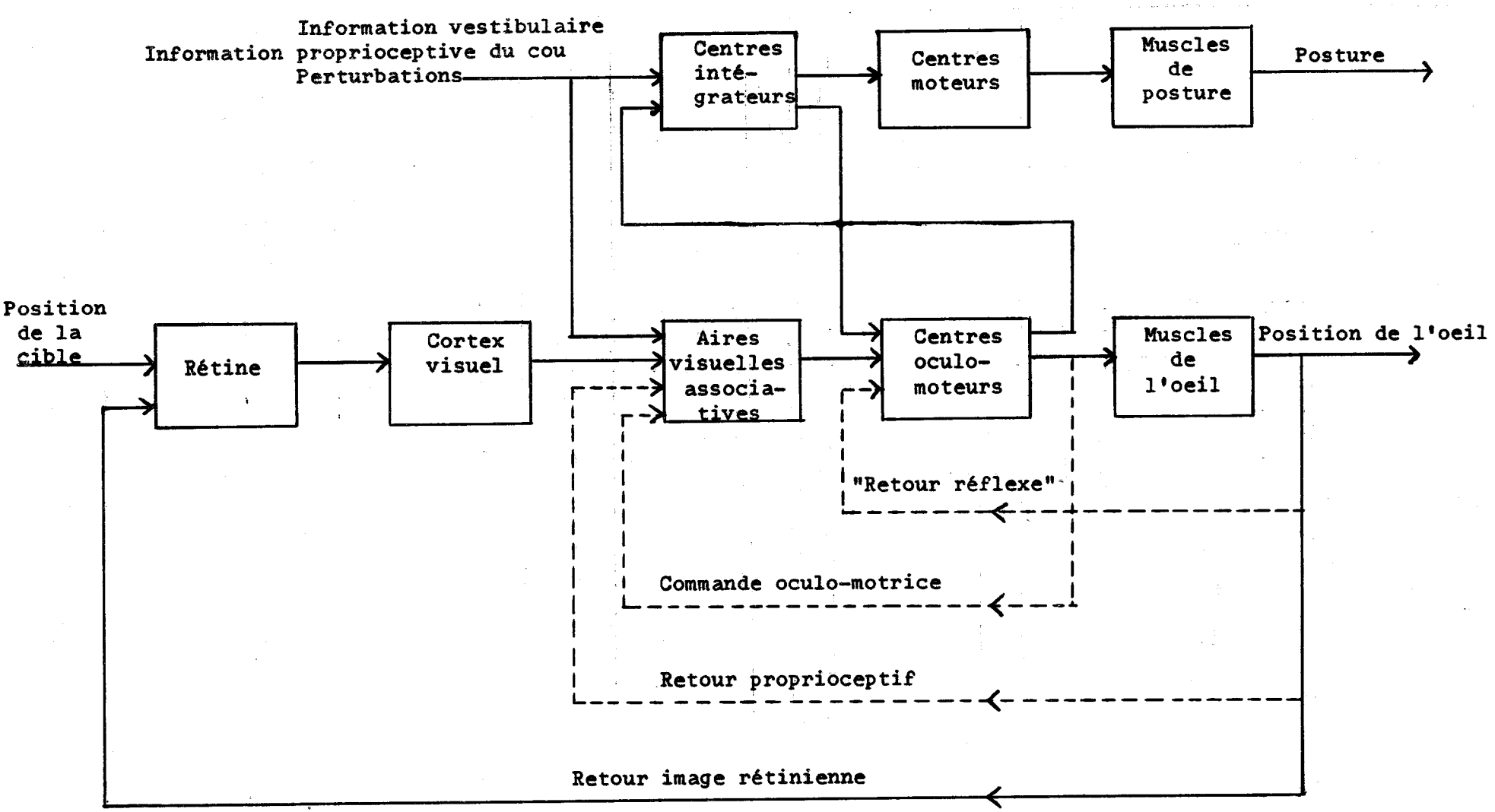


Figure IV 1. - Schéma-bloc physiologique simplifié du système oculo-moteur.

Le centre oculo-moteur reçoit l'information concernant le mouvement à effectuer et transforme celle-ci en commande de muscles (ce qui inclue les mécanismes d'innervation réciproque et de contraction).

Le schéma-bloc "muscles de l'oeil" correspond à l'ensemble des caractéristiques du globe oculaire et des muscles : moment d'inertie, frottement visqueux, constante d'élasticité et transformation des impulsions électriques codées issues du système nerveux central, en forces de contraction dans le muscle.

Le retour proprioceptif et le retour de commande sont pré sentés en pointillés pour montrer quelle serait leur configuration si chacun était effectif ; en effet, aucun jugement n'a été formulé au sujet de leur existence réelle. Un retour correspondant à une tension réflexe est représenté mais il est aisé de montrer que cette boucle a peu d'effet sur le système (24).

Les autres éléments du schéma-bloc servent à coordonner les mouvements de la tête et du corps avec ceux des yeux ; quand la tête est maintenue en place, on peut considérer que ces composants sont sans action (ce qui est le cas dans nos expérimentations).

Avant de décrire la simulation réalisée, nous allons dans le paragraphe suivant, rappeler les principales caractéristiques du comportement du système oculo-moteur, telles que les ont mises en évidence nos expériences du chapître précédent.

IV 2. - COMPORTEMENT DU SYSTEME OCULO-MOTEUR.

Nous résumons dans ce paragraphe les données essentielles du comportement du système oculo-moteur, en introduisant par ailleurs quelques considérations supplémentaires permettant de caractériser les différents paramètres intervenant dans la simulation.

La réponse du système à des échelons fait apparaître :

1 - Un retard important τ_L (temps de latence), de l'ordre de 25/100 de seconde, fonction notamment de l'amplitude de l'échelon.

2 - Un temps de montée extrêmement bref d'environ 4 à 5/100 de seconde.

3 - Un comportement dynamique présentant les caractéristiques correspondant à la réponse d'un système du second ordre.

La réponse du système à un signal d'entrée sinusoïdal présente, pour les fréquences élevées, un caractère saccadé très caractéristique, avec un "décrochage brutal", pour une fréquence de l'ordre de 1,75 Hz. Par ailleurs, l'aspect général de la réponse permet de supposer qu'il existe un phénomène d'adaptation et de prédiction, dont les caractéristiques sont assez difficiles à définir et dont il ne nous sera pas possible, dans le cadre des travaux entrepris, de tenir compte réellement.

Nous nous sommes principalement attachés à simuler le comportement du système oculo-moteur soumis à une entrée ayant la forme d'un échelon, comportement dont les caractéristiques sont relativement bien définies, en

essayant de faire en sorte que le modèle obtenu satisfasse également à certains caractères essentiels de la réponse harmonique (notamment le comportement aux hautes fréquences).

Par ailleurs, il est indispensable de faire apparaître, dans le modèle, un seuil δ_o, caractérisant le pouvoir de perception de la rétine, variable selon les individus, et dont l'ordre de grandeur est de une minute d'arc.

Enfin, certains aspects des réponses associées à des considérations physiologiques conduisent essentiellement à rechercher un modèle discret comportant un retard, fonction de l'amplitude et de la vitesse du signal d'entrée. Celui-ci sera simulé par l'intermédiaire d'un échantillonneur à période variable.

IV 3. - MODELE REALISE.

Le modèle réalisé possède un retard variable suivi d'un second ordre échantillonné. Etant donné l'ordre de grandeur du retard par rapport au temps de montée (relevé lors d'une réponse indicielle), ces deux caractéristiques ont été séparées ; le modèle est, très schématiquement, constitué selon le schéma de la figure IV 2.

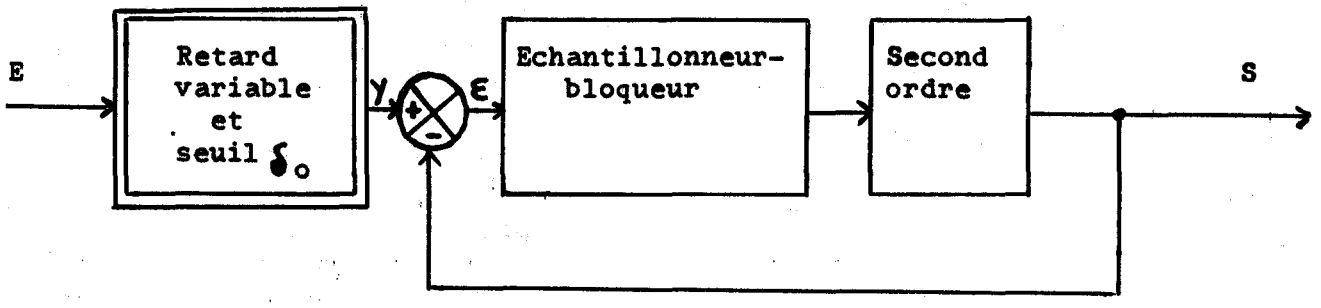


Figure IV 2. - Schéma simplifié du modèle

Nous allons, dans les paragraphes suivants, décrire successivement chacun des éléments du schéma.

IV 3.1. - Second ordre échantillonné.

La simulation du second ordre échantillonné a été réalisée selon le schéma de la figure IV 3. L'introduction d'un retour tachymétrique dans la simulation est nécessaire car l'on souhaite obtenir un système stable répondant en deux périodes d'échantillonnage (40).

Le temps de montée pouvant être, par un choix convenable des paramètres, voisin de deux périodes d'échantillonnage, si nous désirons qu'il soit égal à 4 centièmes de seconde en moyenne, il faut prendre $T_1 = 0{,}02$ s., soit une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz, avec $T = 1$ (T, constante de temps du filtre).

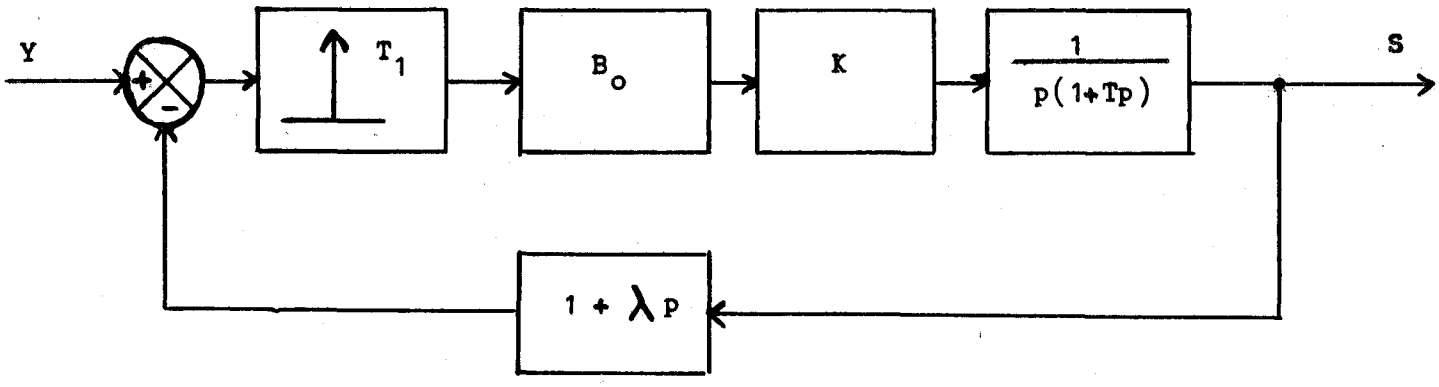


Figure IV 3. Simulation du second ordre échantillonné.

Pour un bon fonctionnement de la simulation, un changement de l'échelle des temps est souhaitable, étant donné l'importance de la fréquence d'échantillonnage trop élevée pour les composants dont nous disposions ; nous avons choisi comme fréquence de travail, la fréquence 3 Hz ; dans ces conditions, les valeurs des paramètres sont les suivantes : $K = 10,6$

$\lambda = 0,4$

$T = 1$

$T_1 = 0,33$

IV 3.2. - Simulation du retard variable.

Pour la réalisation pratique du dispositif, le retard a été constitué à partir d'un échantillonnage à fréquence variable dont nous donnons, figure IV 4, le schéma de principe.

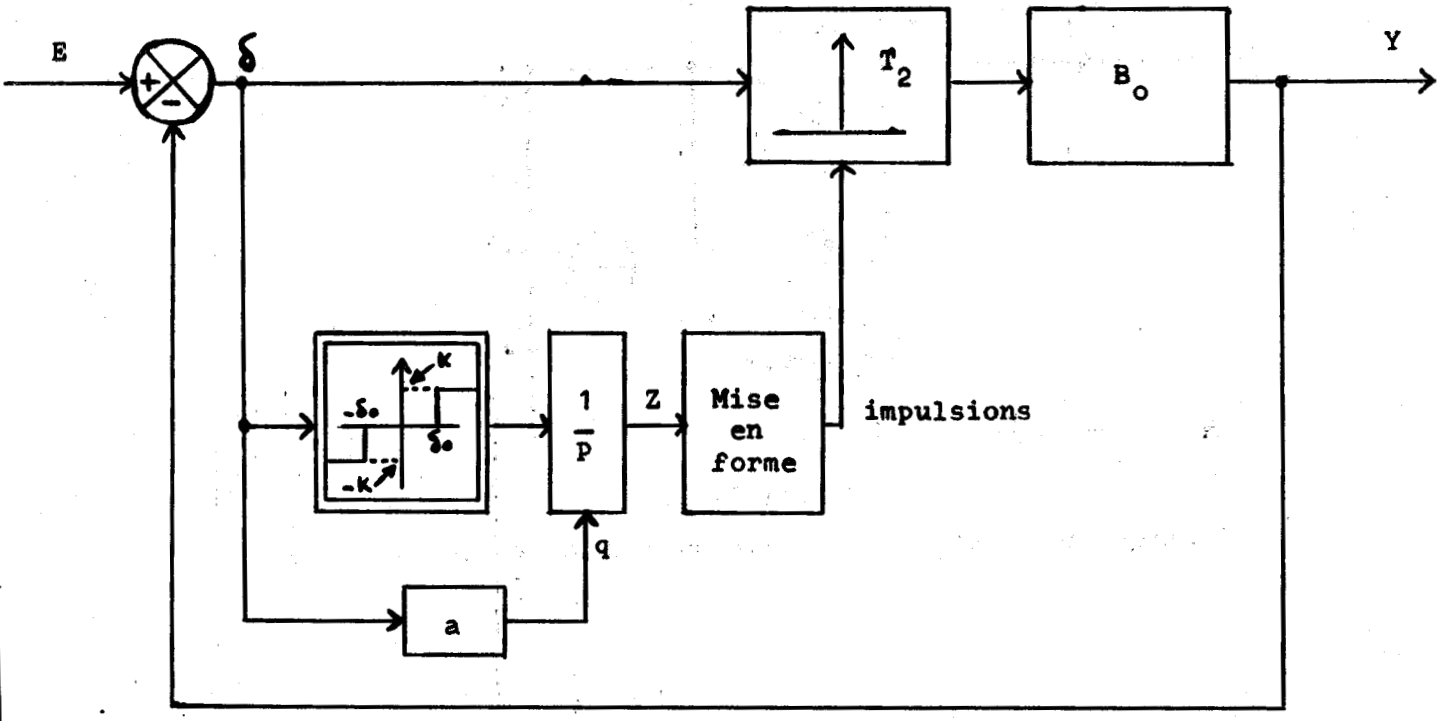


Figure IV 4.
Schéma de principe de la réalisation du retard variable.

La fréquence d'échantillonnage de l'échantillonneur T_2 est modulée par un système tout ou rien intégrateur, à quantum q variable. Ce quantum q est directement proportionnel à l'écart de position δ , soit $q = a\,\delta$.

Le seuil δ_o du relais définit l'écart minimum perceptible par l'oeil. Ce relais est suivi d'un intégrateur tel que lorsque la tension de sortie de ce dernier atteint le quantum q, il y a émission d'une impulsion par un circuit de mise en forme ; il en résulte dans le temps une séquence impulsionnelle qui constitue la commande de l'échantillonneur.

Le principe de l'intégrateur à quantum q est donné ci-dessous (figure IV 5).

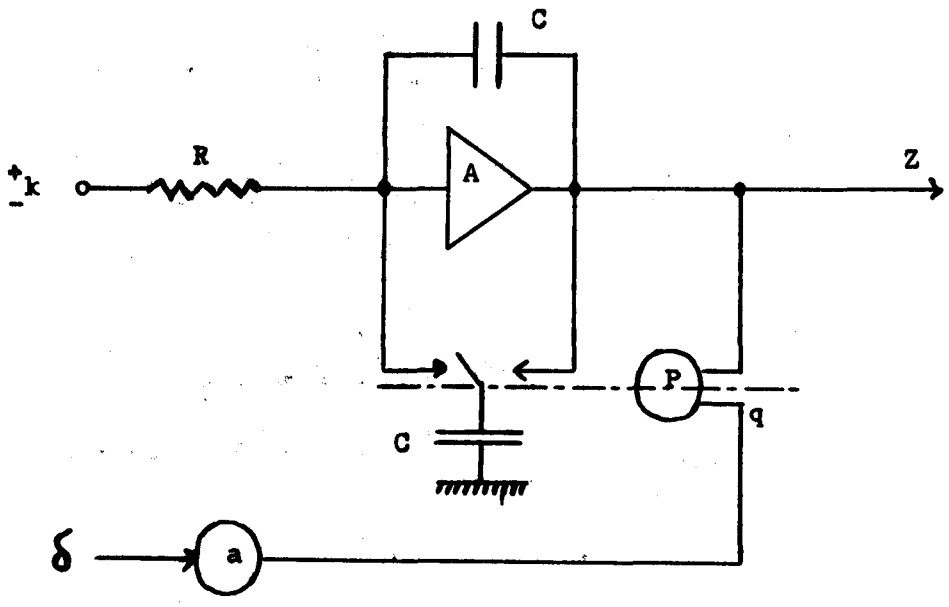


Figure IV 5.
Principe de l'intégrateur tout ou rien à quantum q.

Il s'agit d'un intégrateur dont l'entrée est soit + k, soit - k, et dont la sortie est périodiquement remise à zéro, la période variant en fonction de q.

La figure IV 6 présente les différentes étapes du fonctionnement du retard variable ; le signal d'entrée E a été choisi en échelon pour faciliter la compréhension du dispositif.

La sortie y du dispositif global de la figure IV 4 est la tension d'entrée E du système, bloquée, retardée d'un temps τ_L défini par l'équation :

$$\frac{1}{RC} \int_0^{\tau_L} \pm k \, dt = \pm q = \pm a \delta$$

En fait, en toute rigueur, pour les signaux continus, il faudrait écrire $\int_{t_0}^{\tau_L}$ et non $\int_0^{\tau_L}$, t_0 étant le temps mis par δ pour atteindre la valeur δ_0. Cette valeur t_0 pourra être négligée, car en pratique, elle s'est révélée très petite devant τ_L.

Ce qui fournit $\tau_L = a \frac{RC}{k} \delta$

Si l'on réalise $\frac{RC}{k} = 1$, on obtient immédiatement :

$$\tau_L = a \delta$$

La réponse du système à un échelon est un échelon identique, retardé par rapport au précédent de τ_L, retard proportionnel à l'amplitude de l'échelon. Dans le cas d'une sinusoïde, le montage simule un échantillonneur bloqueur à fréquence d'échantillonnage variable, fonction de δ. Cependant, comme δ est une variable (et non plus une constante comme dans le cas de l'échelon), le quantum q est variable ; il est fonction de l'amplitude du

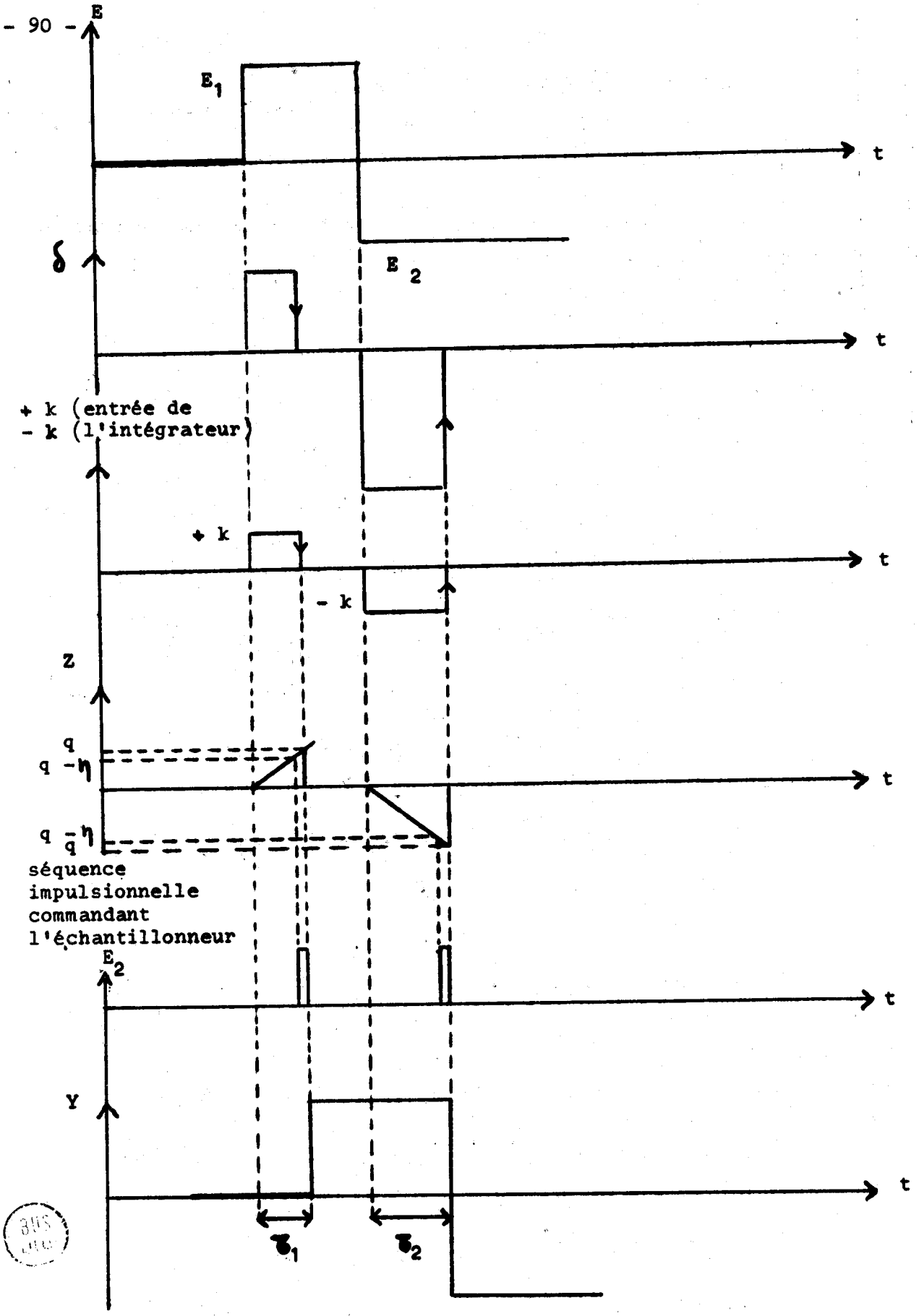


Figure IV 6. Etapes du fonctionnement du retard variable.

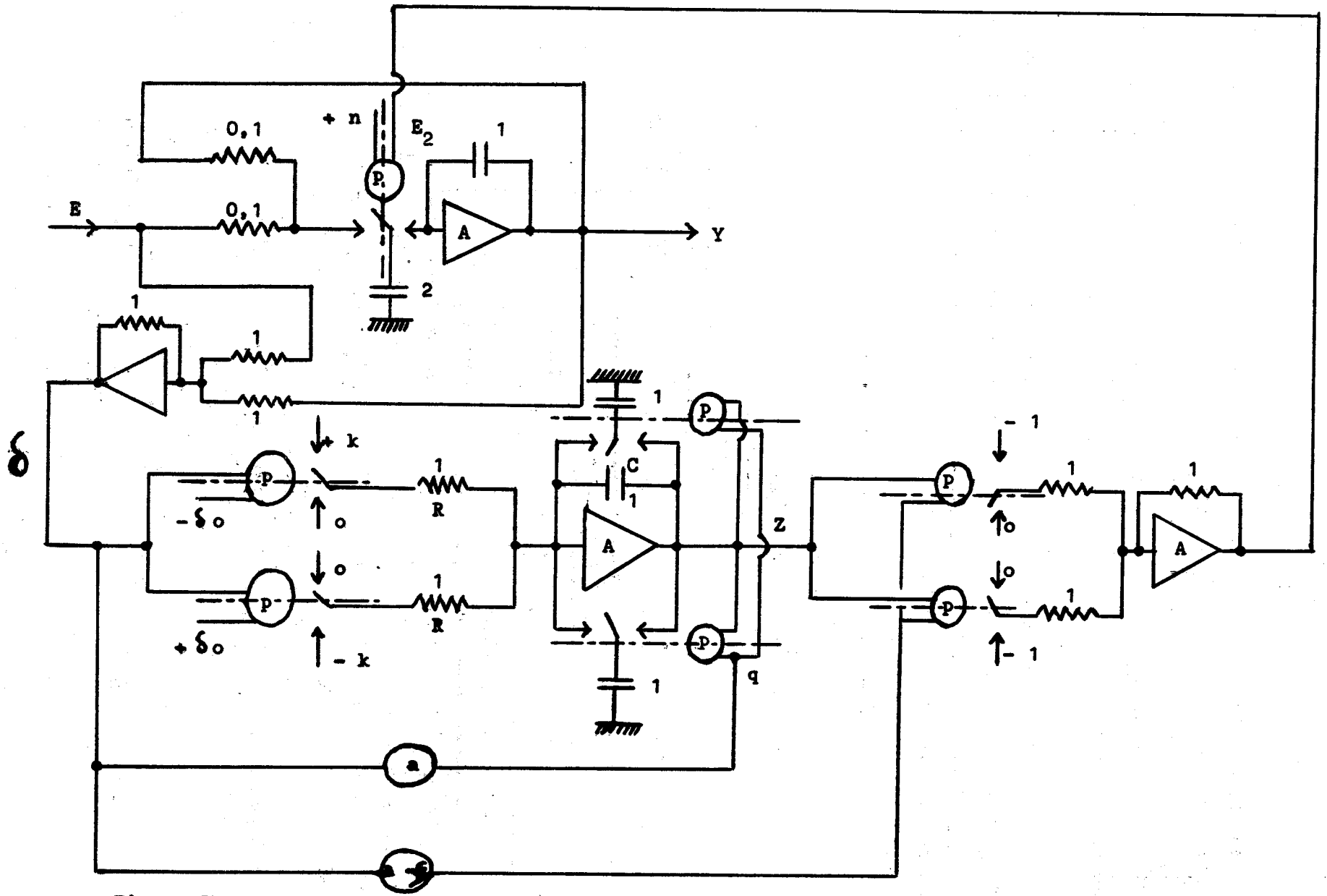


Figure IV 7. Schéma de la réalisation pratique du retard variable.

signal d'entrée et l'on peut en conclure que la fréquence d'échantillonnage est fonction de la vitesse du signal d'entrée.

Nous présentons, figure IV 7, le schéma de la réalisation pratique du dispositif.

Le dispositif se comporte, en bien des points, de façon comparable au système oculo-moteur et nous allons en montrer quelques caractéristiques essentielles à l'aide de l'étude de la réponse du retard variable à la fonction en escalier de la figure IV 8.

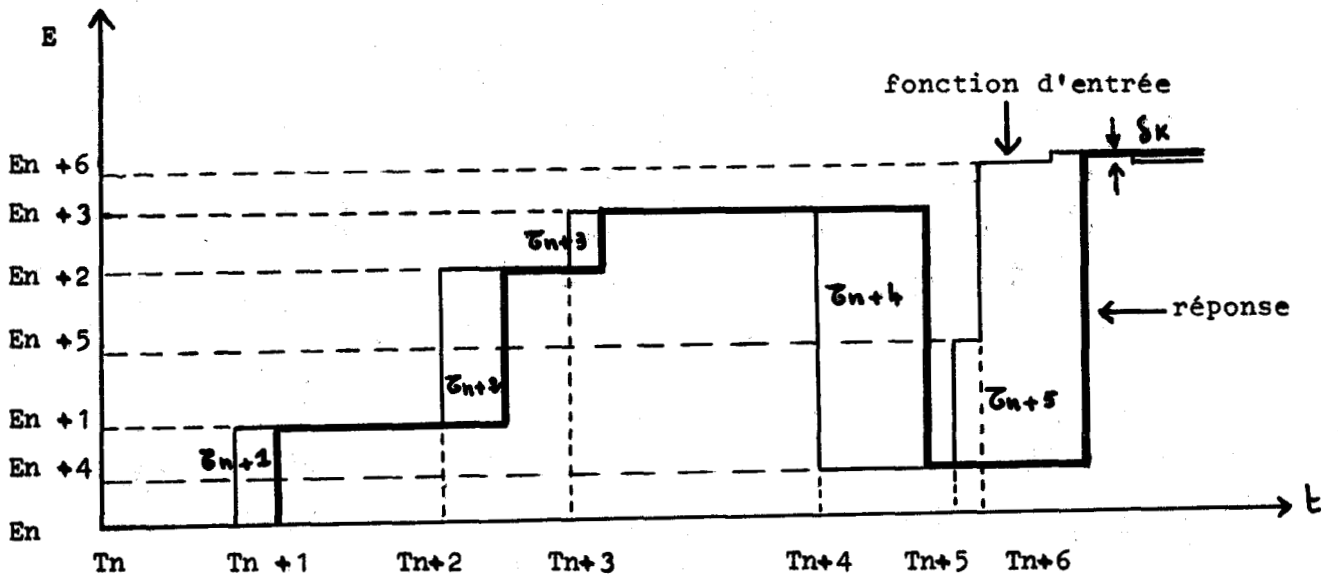


Figure IV 8.

Réponse du modèle à une fonction quelconque.

Dans le cas d'une fonction échantillonnée, bloquée, il vient :

$$\tau_L(i) = a\delta i = a\,(Ei - Ei - 1)$$

D'où :

$$\tau_L\,(n + 1) = a\,(En + 1 - En)$$

$$\tau_L\,(n + 2) = a\,(En + 2 - En + 1)$$ et ainsi de suite....

Si la durée d'un palier est trop courte pour que l'intégrale $\frac{1}{RC}\int_0^{\tau_L(i)} \pm k\,dt$ ait le temps d'atteindre le quantum q, la commande du relais n'a pas lieu et la sortie Y garde l'état antérieur.

Ainsi, pour $\delta_{n+5} = E_{n+5} - E_{n+4}$, la durée du palier est telle que :

$$\frac{1}{RC}\int_0^{\tau_{n+5}} k\,dt < a\,(E_{n+5} - E_{n+4}) = q$$

Dans ce cas, le retard $\tau_L\,(N + 5)$ est égal, non pas à $a\,(E_{n+5} - E_{n+4})$, mais à $a(E_{n+6} - E_{n+4})$

$$\tau_L\,(n + 5) = a\,(E_{n+6} - E_{n+4})$$

Le modèle, tout comme l'oeil, peut "sauter" ou "oublier" des paliers, quand la durée de ces derniers n'est pas suffisante par rapport à l'amplitude de l'échelon.

Par ailleurs, tout palier d'amplitude $|\delta_k| < \delta_o$ sera ignoré par le modèle.

Cette simulation met en évidence l'existence de deux seuils, dont l'un, δ_o , pouvoir séparateur de la rétine, a déjà été introduit ; l'autre n'est autre que le temps d'impression minimum de la rétine, Δ T,(valeur retrouvée par la simulation), dont les physiologistes situent la valeur aux alentours de 0,0: seconde. Ce second seuil impose la condition :

$$\frac{1}{RC}\int_0^{\Delta T} \pm k \, dt < q = a\delta$$

soit :

$$\Delta T < a \frac{RC}{k} \delta$$

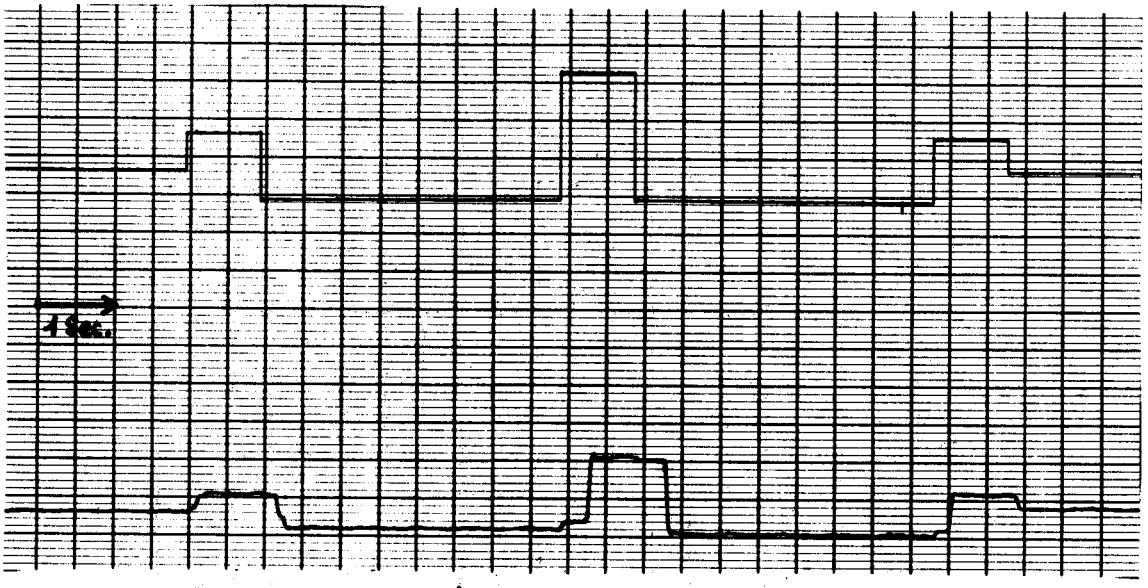
Il résulte des propriétés précédentes que l'effet du deuxième seuil est prépondérant et, lors de la réponse à des sinusoïdes, quand la vitesse du signal devient trop élevée, le modèle perd une grande quantité d'information avant que le quantum q n'ait atteint la valeur correspondante au seuil Δ T. On retrouve ainsi la forme de réponse en"créneaux" caractéristique de la réponse de l'oeil à des sinusoïdes de fréquence élevée.

IV 3.4. - Enregistrements :

Nous présentons dans les pages suivantes quelques tracés caractéristiques recueillis à l'aide du modèle réalisé.

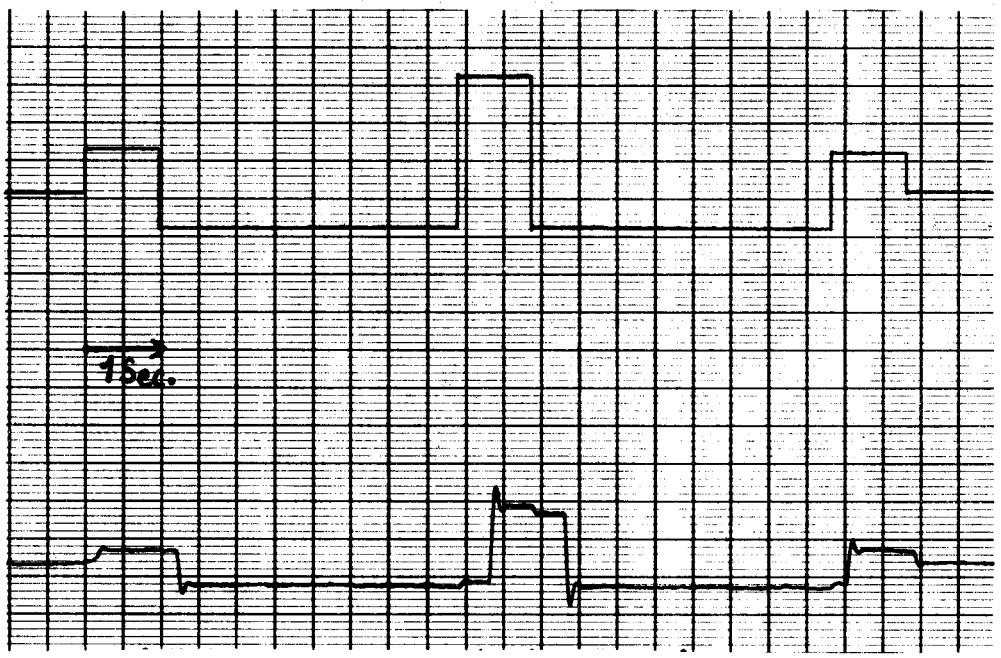
On constate leur profonde analogie avec ceux issus des relevés expérimentaux.

Tracé obtenu pour $\lambda = 0,5$; K = IO ; et T = I

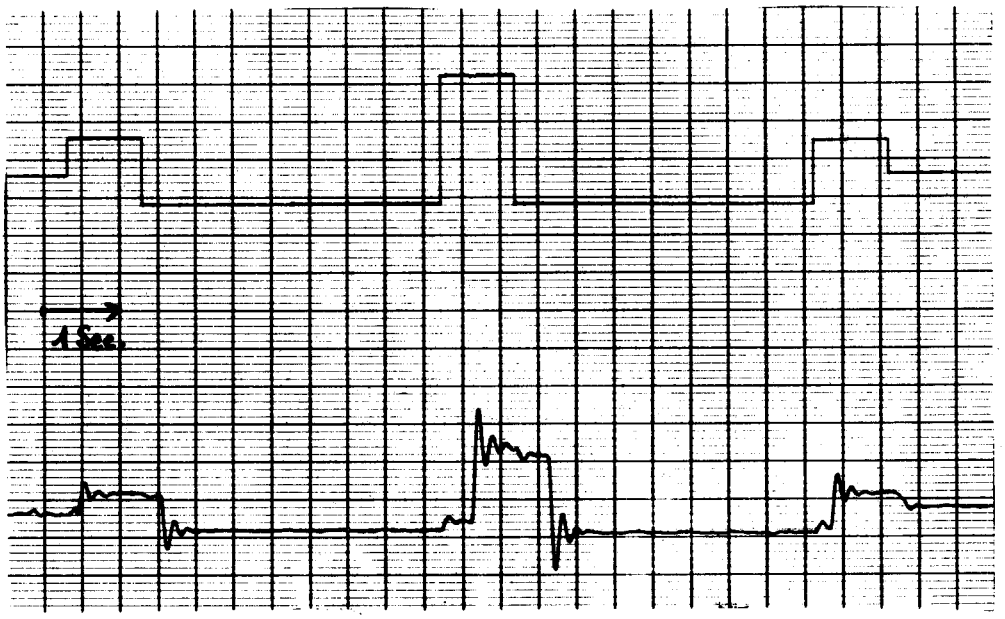


Tracé obtenu pour $\lambda = 0,4$; K = IO ; et T = I

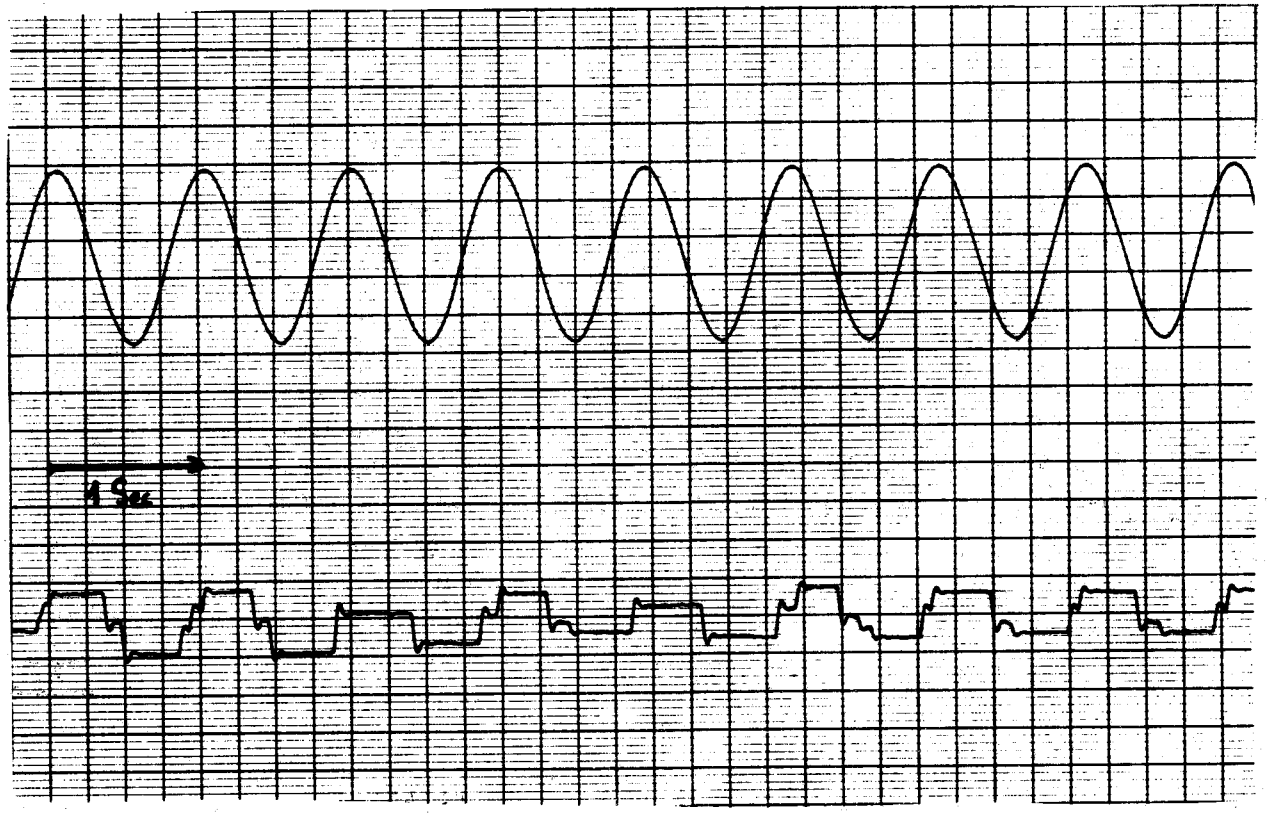
BUS. LILLE



Tracé obtenu pour $\lambda = 0,3$; K = 10 ; et T = 1



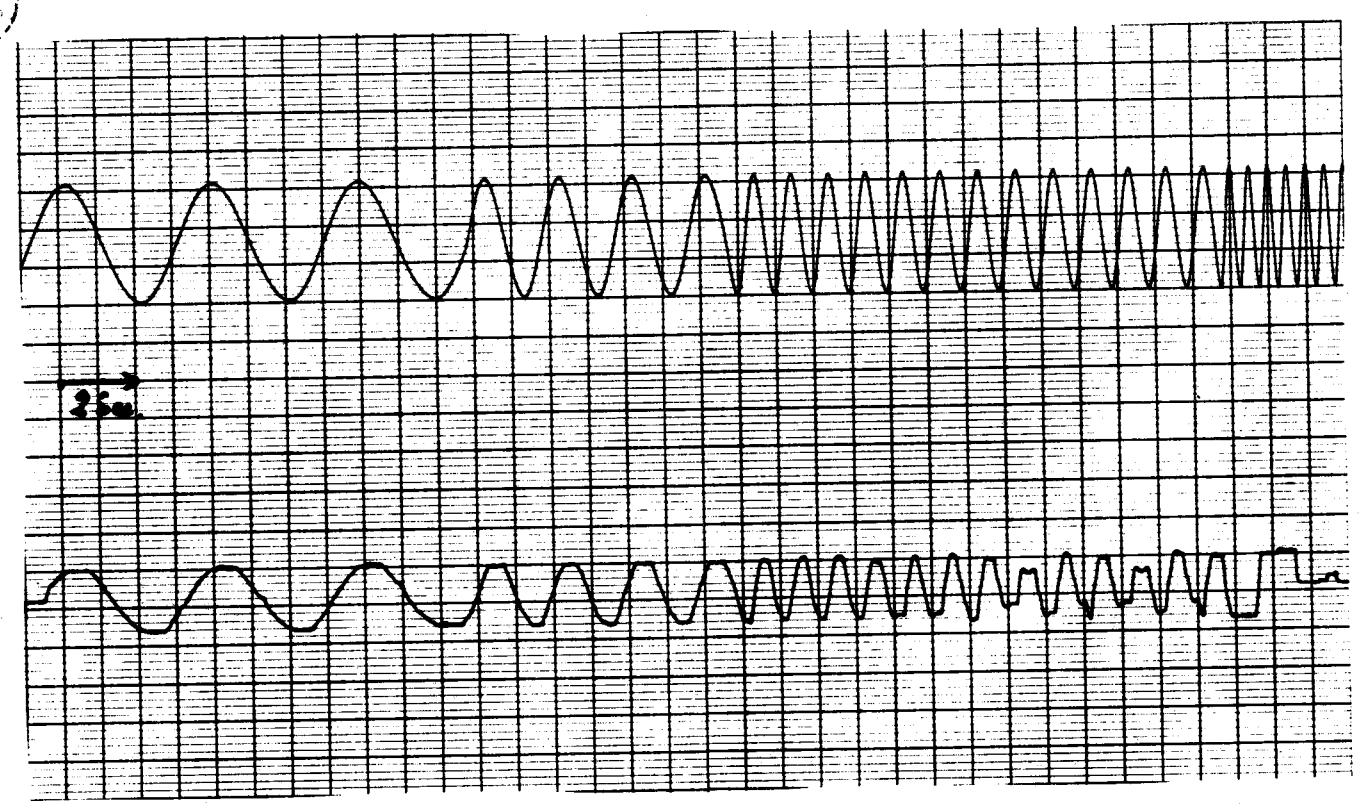
Tracé obtenu pour $\lambda = 0,2$; K = 10 ; et T = 1



Aspect de la réponse à une sinusoïde
obtenue pour $\lambda = 0,3$; $K = 10$; et $T = 1$

BUS LILLE

BUS LILLE



Réponse à une sinusoïde de fréquence croissante

obtenue pour $\lambda = 0,4$; $K = 10$; et $T = 1$

IV 4. - CONCLUSION.

Les résultats obtenus ont permis de mettre en évidence l'importance des seuils dans le comportement du système oculo-moteur, seuil en durée (temps minimum d'impression de la rétine) et seuil en amplitude (pouvoir séparateur de la rétine).

La simulation mise au point permet de reproduire les caractéristiques essentielles du système oculo-moteur de façon satisfaisante. Elle reste cependant très perfectible et des études ultérieures complémentaires devraient permettre d'améliorer le modèle échantillonné obtenu et de se rapprocher davantage du comportement réel du système oculo-moteur, en tenant compte d'un terme de prédiction et d'adaptation.

o-o-o-o-o-o

BUS LILLE

CONCLUSION GENERALE

Les travaux que nous venons de décrire ont abouti à la réalisation d'un appareillage auquel la précision, la sensibilité et la gamme étendue des mesures donnent des possibilités multiples.

Il nous a permis d'une part d'étudier le comportement du système oculo-moteur de l'homme soumis à des signaux d'entrée bien définis, et d'en réaliser la simulation.

D'autre part, sur le plan clinique, son inocuité en fait un appareil d'examen sûr et efficace qui permet l'étude et la détection d'un certain nombre de maladies neurologiques et ophtalmologiques affectant le système oculo-moteur.

En outre, sur le plan de la recherche, grâce à sa possibilité d'enregistrement des mouvements oculaires dans les deux directions du plan, il facilite l'étude des processus de reconnaissance des formes.

Enfin, notre appareillage vient compléter un ensemble de dispositifs précédemment réalisés, dans le cadre de la bionique, par une équipe de chercheurs (détecteur de projection du centre de gravité, dispositif de "tracking" manuel). Sa mise en oeuvre simultanée avec ces autres dispositifs ouvre une voie de recherche intéressante en permettant de compléter nos connaissances du comportement de l'opérateur humain.

o o o
o o
o

A N N E X E S

-o-o-o-o-o-o-

- ANNEXE 1 -

RAPPELS D'ANATOMO-PHYSIOLOGIE DE L'OEIL HUMAIN.

Nous donnons, dans ce qui suit, quelques notions très succintes sur l'anatomie de l'oeil et la physiologie des mouvements oculaires.

1. Cavités orbitaires : chaque oeil est logé dans une orbite, pyramide quadrangulaire dont la base est située en avant, et le grand axe, oblique, en arrière et en dedans, d'environ 4,5 cm de longueur.

2. L'oeil : la forme de l'oeil est irrégulièrement sphérique. Ses dimensions sont les suivantes :
   - -poids : 7 grammes
   - -volume : 6,5 cm3
   - -diamètre antéro-postérieur : 2,5 cm
   - -axe transversal : 2,5 cm
   - -axe vertical : 2,3 cm

Il comporte trois parois : à l'extérieur, la sclérotique prolongée en avant par la cornée transparente, puis la choroïde, continuée par l'iris percé de la pupille qui joue le rôle de diaphragme, et enfin, la rétine, à l'intérieur, membrane nerveuse, réceptrice, dont la partie la plus sensible, la macula ou tache jaune permet le maximum d'acuité visuelle.

Il contient, en avant, l'humeur aqueuse, liquide limpide entre la cornée et le cristallin, le cristallin, lentille biconvexe, déformable, le corps vitré, masse transparente située entre le cristallin et la rétine.

3. La cornée : La cornée est constituée d'une surface arrondie, parfaitement transparente, dont le rayon de courbure varie entre 7,0 et 8,5 mm.
4. Les muscles de l'oeil : Le système musculaire de l'oeil se compose de de 7 muscles : 4 muscles droits, 2 muscles obliques et le releveur de la paupière supérieure.

Les muscles droits comprennent, sur les faces horizontales, le droit interne et le droit externe, et sur les faces verticales, le droit supérieur et le droit inférieur.

Les obliques sont constitués du grand oblique, dans la partie supérieure de l'oeil, relié à ce dernier par l'intermédiaire d'une "poulie" osseuse, la "poulie de réflexion", et du petit oblique, dans la partie inférieure.

5. Mouvements de l'oeil : Chaque muscle a un rôle bien précis dans les mouvements de l'oeil :
   - le droit externe porte la cornée en dehors,
   - le droit interne porte la cornée en dedans,
   - le droit supérieur porte la cornée en haut et un peu en dedans,
   - le droit inférieur porte la cornée en bas et un peu en dedans,
   - le grand oblique porte la cornée en bas et en dehors,
   - le petit oblique porte la cornée en haut et en dehors,
   - le releveur de paupière possède une certaine importance car tout mouvement de l'oeil s'accompagne d'un mouvement des paupières.

L'action combinée de ces muscles entraîne des déplacements de l'oeil équivalents à une translation et une rotation ; en pratique, la translation est négligeable devant la rotation.

La rotation de l'oeil se fait autour d'un centre situé à 15 mm en arrière de la cornée, point pratiquement fixe par rapport à la tête.

Les mouvements de rotation s'accompagnent souvent de petits mouvements de giration autour de l'axe de visée.

6. Rappels sur la perception : L'appareil d'optique que constitue l'oeil donne des objets extérieurs une image renversée sur la rétine, mise au point grâce au rôle accommodatif du cristallin. Cette image excite les cellules visuelles (cônes et bâtonnets) dont l'influx nerveux transmis par le nerf optique parvient aux centres visuels du cerveau. La vision centrale permet de voir le détail des objets avec un maximum de précision au niveau de la fovéa où les cônes sont plus nombreux.

Au centre de la fovéa, se situe l'image du point fixe ; ce dernier n'est pas situé sur l'axe optique de l'oeil car la fovéa est du côté temporal et un peu en dessous.

-o-o-o-o-

- ANNEXE 2 -

ELECTRO-OCULOGRAPHIE :

Nous décrivons, dans cette annexe, une méthode d'enregistrement des mouvements oculaires dont l'usage est préféré par certains médecins.

1. Principe de la méthode : Elle repose sur l'enregistrement de la différence de potentiel existant entre les parties antérieure et postérieure du globe oculaire.

Ce P.C.R. (Potentiel Cornéo-Rétinien) existe au repos.

Une série d'expériences ont amené à démontrer la réalité d'une relation linéaire entre les variations du P.C.R. et les changements de position du globe oculaire.

Celui-ci permet, expérimentalement, de connaître l'amplitude d'un mouvement enregistré au cours de l'exploration à partir des données du calibrage angulaire effectué en faisant fixer au sujet différents points connus de la ligne médiane.

Restrictions à la validité de la relation linéaire entre P.C.R. et changements de position du globe oculaire :

- Sur de longues durées (30 mn à 1 h), le P.C.R. peut subir des variations de l'ordre de 50 %.
- Le signal donné par un clignement de paupières n'est pas interprétable.
- Il faut admettre au départ les hypothèses suivantes : la superposition des axes électrique et optique de l'oeil, la correspondance entre la position de repos de l'oeil et la ligne iso-électrique, la proximité entre l'axe visuel et la ligne de fixation.
- La conductibilité des tissus de la face du sujet est inégale et des mouvements d'amplitude identique peuvent ne pas être enregistrés avec une variation de potentiel identique.

2. Réalisation pratique : Différentes conditions sont à réunir pour l'emplacement des électrodes :

- placer celles-ci dans le sens du mouvement à enregistrer.
- déterminer l'emplacement où la déflection sera obtenue avec un gain maximum, et correspondre uniquement aux mouvements dans la direction enregistrée.

Les seuls résultats valables sont obtenus en utilisant des dérivations binoculaires qui augmentent le gain et qui rendent davantage indépendants les mouvements dans chaque direction.

Un certain nombre de précautions doivent être prises pour réunir les meilleures conditions :

- décaper et dégraisser la peau.
- éviter la transpiration (pièce fraiche).
- fixer les électrodes de façon sûre (sparadrap, collodion, lunettes, etc...).
- utiliser des électrodes en métal peu polarisable (Pt) ou en alliage à polarisation lente (mélange Argent - Chlorure d'Argent). Le plus souvent, ces électrodes ont une forme de cupule remplie d'une gelée conductrice ne se desséchant pas.

3. Résultats : - Les résultats obtenus ne peuvent être considérés comme valables que pour les mouvements dépassant 10 degrés au moins.

- Les mouvements de torsion échappent à l'enregistrement car ils se font suivant l'axe électrique.

4. - Applications : - La méthode d'électro-oculographie, compte-tenu de sa faible précision et de sa mauvaise sensibilité s'applique essentiellement en clinique.

- Elle est seule valable dans le cas de sujets mobiles, ou d'étude de mouvements des yeux, paupières closes (sommeil, hypnose).

-o-o-o-o-

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

1 - BROCKHURST R.J. and LION K.S. : Analysis of ocular movements by mean of an electrical method. A.M.A. Arch. Ophtal. 46 : Sept. 1951, 311-314

2 - BYFORD G.H. : Eye movement recording. Nature, Suppl. G.B. 1959, 184, n° 19, 1493-1494

3 - COOK G. - STARK L. and ZUBER B.L. : Horizontal Eye Movements studied with the on-line computer. Arch. of Ophtal., Vol. 76, n° 4, 589-595, 1966

4 - DALLOS P.J. : Learning phenomena during tracking eye motions. Digest 15th, Annual Conf. Engrg. in Medicine and Biology. Chicago III November 5.7.1962, p. 33

5 - DALLOS P.J. : A small signal analysis of the human eye fixation mechanism. Ph. D. dissertation. NORTHWESTERN University 1962

6 - DALLOS P.J. and JONES R.W. : Learning behavior of the eye fixation control system. I.E.E.E. Transactions on automatic Control, July 1963, 218 à 227

7 - DODGE R. and CLINE T.S. : The angle velocity of eye movements. Psychol. Rev. 1901, 145-157

8 - DOHLMAN G. : "Acta Oto-Larying." Suppl. 5, 1925

9 - FENDER D.H. and NYE P.W. : An investigation of the mechanisms of eye movement control. Kybernetic, July 1961, Vol. 1, p. 81-88

10 - FUCHS : Periodic eye tracking in the monkey. J. Physiol. 1967, 193 161-171

11 - GABERSEK U. : L'électro-oculographie. Thèse Fac. Sciences, Paris 1960, FOULON

12 - JAMPOLSKY A. - MARG E. - TAMLER E. : Elements of human extra-ocular electro-myography. A.M.A. Arch. Ophtal. 1959

13 - JEANNEROD M. : Principes et méthodes de l'enregistrement des mouvements oculaires chez l'homme. Advances in Ophtal., Vol. 19, p. 52 à 99 (Karger, Basel/New York, 1968)

14 - JOHNSON L.E., Jr : Dynamic Analysis of Visual tracking. SRC 28 - B - 63 - 6. Systems Research Center. Case Institute of Technology. Cleveland Ohio, 1963

15 - JOHNSON L.E., Jr : Human eye tracking of aperiodic target functions. 37 - B - 63/8. System Research Center. Case Institute of Technology, Cleveland, Ohio, 1963

16 - LECLERCQ M. : Réponse à l'échelon de l'opérateur humain. Société de Biologie, Lille, 24.6.1966. Avec la collaboration de NAYRAC P., MILBLED G. et PARQUET Ph. J.

17 - LECLERCQ M. : Nouvelle méthode d'exploration des mouvements oculaires (note préliminaire). Soc. Opht. de Paris, 19.10.1968. Avec la collaboration de NAYRAC P. - FRANCOIS P. - MALBREL P.H. et DHEDIN G.

18 - LEGRAND Yves : Optique physiologique Tomes 1 et 3. Edition de la "Revue d'optique". Paris.

19 - LHERMITTE L. - CHAIN F. - ARON D. - MONTARNAL A. : Recherches sur les mouvements du regard dans un cas d'agnosie visuelle. Rev. Neur. Juin 1966, 114, 6, 409-420

20 - LORD M.P. and WRIGHT W.D. : Eye movements during monocular fixation. Nature 162, 25, 1948

21 - LUDVIGH E. : Control of ocular movements and visual interpretation of environnement. A.M.A. Arch. Ophtal. 48, 442, 1952

22 - MANESSE G. : Générateur de signaux périodiques de forme quelconque, approchés par paliers successifs. Automatisme n° 78, Juillet-Août 1965.

23 - MARG E. : Development of electro-oculography. A.M.A. Arch. Ophtal. 1951, 45, 169

24 - MILHORN H. : Human eye tracking of aperiodic functions. The application of control theory to physiological systems, p. 255 -282. W.B. SAUNDERS Company, Philadelphia, London 1966

25 - NACHMIAS J. : Two dimensional motion of the retinal image during monocular fixation. J. Opht. Soc. Amer. 1959, 49, n° 9, 907-908

26 - RASHBASS C. : New method for recording eye movements. J. Opht. Soc. Amer. 50. 642, 1960

27 - RASHBASS C. : The relationship between saccadic and smooth tracking eye movements. J. Physiol. Vol. 159, December 1961, p. 326-338

28 - RATLIFF F. and RIGGS L.A. : Involuntary motions of the eye during monocular fixation. J. Exp. Psychol. Vol. 40, 687-701, Déc. 1950

29 - REEB G. et FUCHS A. : Statistiques commentées. GAUTHIER-VILLARS, Paris, 1967.

30 - SHERRINGTON C.S. : Further experimental note on the correlation of action of antagonic muscles. Proc. Roy. Soc. (Lond.) 53 : 407-1893

31 - SMITH W.M. and WARTER P.J. : Photoelectric technique for measuring eye movements. Science U.S.A. (1959), 130, n° 3384, 1248-1249

32 - SMITH W.M. and WARTER P.J. : Eye movement and stimulus movement : mvt. photoelectric electromechanical system for recording and measuring tracking motions of the eye. J. Opt. Soc. Amer. (1960), 50, n° 3, 245-250.

33 - STARK L - VOSSIUS G. and YOUNG L.R. : Predictive Control of eye movements. Quaterly Progress Report n° 62. Research Laboratory of electronics, Massachussets, Institute of Technology, Cambridge, July 15, 1961.

34 - VOSSIUS C. : Das system der Augenbewegung S. Biol. 112 : 27, 1960

35 - WEISTHEIMER G. : Eye movement to a horizontally moving visual stimulus. A.M.A. Arch. Ophtal. 1954, 52 : 932

36 - WEISTHEIMER G. : A note on the response characteristic of the extra-ocular muscle system. Bull. Math. Biophys. 20 : 149, 1958

37 - YARBUS A.L. : New method for recording the eye movements. Biofizika 1, n° 8, 713-2, 1956 (USSR)

38 - YARBUS A.L. : Le rôle des mouvements des yeux dans les processus de vision. Moscou, 1965, Naouka, p. 137 et 141

39 - YOUNG L.R. and STARK L. : Variable feedback Experiments testing a Sampled Data Model for eye tracking. I.E.E.E. Trans. Profession Tech. Group on the Human Factors in Electronics. J.F.E. 4 : 38, 1963

40 - TOULOTTE - LAURENT - VIDAL : Régulation par échantillonnage et correction tachymétrique. Communication au Congrès International des Systèmes pulsés. Budapest, 8 au 12 Avril 1968.

41 - LAURENT F. et DEHORS R. : Simulation des fonctions de transfert discrètes sur calculateur analogique par courants continus.
C.R. Acad. Sc. Paris, t. 262, p. 928-930 (18 Avril 1966)
42 - VIDAL : Systèmes échantillonnés non linéaires. (1968) - (GORDON and BREACH).
43 - LECLERCQ M. : Sur un procédé d'enregistrement des mouvements oculaires. Application aux tests de poursuite. Société de Biologie, LILLE, 20.11.1968.
Avec la collaboration de P. NAYRAC, G. MILBLED, Ph. J. PARQUET et G. DHEDIN.

o-o-o-o-o-o

TABLE DES MATIERES

AVANT-PROPOS

INTRODUCTION

Chapître I : DIVERSES ETUDES DU REGULATEUR OCULAIRE..... p. 1

I 1. - Techniques utilisées

I 2. - Principaux résultats obtenus

I 3. - Conclusion

Chapître II : DISPOSITIF DE MESURE..... p. 9

II 1. - Choix de la méthode de mesure

II 2. - Description du dispositif de mesure

II 3. - Etude des performances du dispositif de mesure

II 4. - Conclusion

Chapître III : RESULTATS EXPERIMENTAUX..... p. 33

III 1. - Ensemble expérimental

III 2. - Expériences réalisées

III 3. - Résultats

Chapître IV : SIMULATION DU SYSTEME OCULO-MOTEUR..... p. 81

IV 1. - Modèle physiologique du système oculo-moteur

IV 2. - Comportement du système oculo-moteur

IV 3. - Modèle réalisé

IV 4. - Conclusion

CONCLUSION GENERALE

ANNEXES 1 : Rappels d'anatomo-physiologie de l'oeil humain.

2 : Electro-oculographie.

3 : Schéma complet de l'ensemble de détection photo-électronique.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOTHEQUE UNIVERSITAIRE
Section de SCIENCES
LILLE

Seconde Thèse

Propositions données par la Faculté

LES SYSTEMES DE CONTROLE AUTO-ADAPTATIFS ;

APPLICATIONS AUX SYSTEMES BIOLOGIQUES.

o o o
o o
o

BIBLIOTHEQUE UNIVERSITAIRE
Section de SCIENCES
LILLE

Vu et permis d'imprimer,

Le 24 Décembre 1968,
Le Doyen de la Faculté des Sciences.

R. DEFRETIN .

Cette Thèse a été imprimée par le Service de Polycopie
de l'Association Corporative des Etudiants en Médecine
de Lille.