

50376  
1968  
172

THESES  
PRESENTEES

A LA FACULTE DES SCIENCES DE L'UNIVERSITE DE LILLE

POUR OBTENIR

LE TITRE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LILLE  
MENTION "SCIENCES"

PAR

PHILIPPE JEAN PARQUET

DOCTEUR EN MEDECINE  
CHEF DE CLINIQUE A LA FACULTE  
ASSISTANT DES HOPITAUX

1ère Thèse : MODELE ECHANTILLONNE D'OPERATEUR HUMAIN EN REGIME DYNAMIQUE

2e Thèse : DONNEES RECENTES SUR LE FONCTIONNEMENT DES SYNAPSES  
NEURO-MUSCULAIRES

Soutenues le 21 décembre 1968 devant la  
Commission d'Examen :

MM. DENORS - Président  
VIDAL - Rapporteur  
NAYRAC  
GUILBAUT

SCD LILLE 1



D 030 272693 9



N° d'ordre : 76

50376  
1968  
172



50376  
1968  
172

THESES

PRESENTEES

A LA FACULTE DES SCIENCES DE L'UNIVERSITE DE LILLE

POUR OBTENIR

LE TITRE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LILLE

MENTION "SCIENCES"

PAR

PHILIPPE JEAN PARQUET

DOCTEUR EN MEDECINE

CHEF DE CLINIQUE A LA FACULTE

ASSISTANT DES HOPITAUX

-----

1ère Thèse : MODELE ECHANTILLONNE D'OPERATEUR HUMAIN EN REGIME DYNAMIQUE

2e Thèse : DONNEES RECENTES SUR LE FONCTIONNEMENT DES SYNAPSES  
NEURO-MUSCULAIRES

Soutenues le 21 décembre 1968 devant la  
Commission d'Examen :

MM. DEHORS - Président

VIDAL - Rapporteur

NAYRAC

GUILBAUT



030 031655 2

## AVANT-PROPOS

Le travail présenté dans ce mémoire est le fruit de la collaboration fructueuse établie depuis plusieurs années entre le laboratoire d'automatique de la faculté des Sciences et le laboratoire de la Clinique Neurologique et psychiatrique de la Faculté de Médecine de LILLE.

Cette collaboration est due à la réunion de deux Scientifiques qui ont permis cette collaboration et qui en France ont été les premiers à la matérialiser, en créant un laboratoire commun où travaillent ensemble des chercheurs issus de deux disciplines différentes.

Nous remercions plus particulièrement Monsieur le Professeur Roger DEHORS de nous avoir donné la possibilité d'effectuer un tel travail et nous le prions de trouver ici l'expression de notre sincère gratitude. Nous sommes très honorés de le voir présider le jury de notre thèse.

Sans la bienveillante attention de Monsieur le Professeur Pierre VIDAL aucun des travaux déjà présentés et actuellement en cours n'aurait pu voir le jour. Nous tenons à lui exprimer ici notre très vive reconnaissance.

Depuis de très nombreuses années, notre Maître, le Professeur Paul NAYRAC veille sur nos travaux scientifiques avec vigilance et intérêt. Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de notre respectueux attachement.

Monsieur le Professeur GUILBAUT a bien voulu nous confier notre second sujet de thèse. Nous savons qu'il attache une grande importance à la collaboration entre les chercheurs formés par les facultés de Sciences et de Médecine. C'est dans cet esprit que nous lui soumettons ce travail. Nous le remercions vivement d'avoir accepté de le juger.

Nous sommes heureux de remercier pour son aide importante Monsieur Marc LECLERCQ qui nous a permis la réalisation technique du protocole expérimental.

Nous remercions aussi tous ceux de nos amis tant du laboratoire d'automatique que de la clinique neurologique qui nous ont aidé de leurs précieux conseils tout au long de la réalisation de ce travail.

APPLICATION A LA BIOLOGIE DE LA THEORIE DU CONTROLE  
ET DE LA FORMULATION MATHEMATIQUE NECESSAIRE A SON  
UTILISATION.

L'importance fondamentale de l'homéostasie est une évidence biologique. Il y a un peu plus de cent ans, Claude BERNARD formulait le principe très général de la nécessité de la fixité du milieu intérieur pour le maintien de la vie.

CANNON, en 1926, énonçait ainsi le problème :

"Dans des ensembles, comme notre corps, composés de matériaux instables et constamment exposés à des actions perturbatrices, la constance est par elle-même la preuve de l'existence de systèmes agissant ou prêts à agir pour maintenir cette constance. Si un état demeure stationnaire, c'est parce que chaque tendance au changement est automatiquement compensé par l'accroissement de l'activité d'un ou de plusieurs facteurs qui luttent contre cette modification".

Cette notion de régulation est une notion bien connue des physiologistes. L'analyse de ces mécanismes est le domaine de la physiologie.

L'homme a construit depuis plus d'un siècle des dispositifs destinés à effectuer une régulation. Le plus connu d'entre eux est sans conteste le régulateur de James WATT, mais celui dont la connaissance est sans doute la plus intuitive est le thermostat.

Les lois qui régissent ces régulateurs, construits par l'homme sont groupées sous le nom de théorie du contrôle. Cette théorie, relativement récente a été élaborée par des physiciens, des mathé-

maticiens et des ingénieurs. Ils ont essayé d'obtenir des outils mathématiques les plus favorables à l'étude des dispositifs construits par l'homme.

Les méthodes, qu'emploient la physiologie et la biologie, ont conduit à des résultats qui confirment leur efficacité et la légitimité de leur utilisation.

Certains biologistes, cependant, ont cherché d'autres méthodes applicables à la physiologie et à la biologie en général, avec l'intention d'une part de formuler plus rigoureusement les faits biologiques, et d'autre part de retrouver des lois plus générales encore que les lois mises en évidence par les méthodes de la physiologie classique.

Ces méthodes nouvelles existaient déjà et c'est ainsi qu'ils se sont tournés vers la théorie du contrôle. Mais appliquer la théorie du contrôle aux faits biologiques est-il possible, souhaitable et même utile ?

Une "quantification" très rigoureuse des faits biologiques est indispensable. Le biologiste, pour commencer à travailler, se trouve alors dans l'obligation de définir et d'individualiser le phénomène biologique. Il doit le mesurer très précisément et étudier minutieusement ses variations en tenant compte de la méthode qui lui fournit les mesures. Cet impératif indispensable conduit à une plus grande clarté, ce qui n'est pas un avantage négligeable.

Si le fait biologique est rigoureusement défini, mathématiquement défini, il n'y a pas d'obstacle majeure à le manipuler comme une valeur mathématique et à lui appliquer les lois de la théorie du contrôle.

Cette théorie du contrôle peut-elle rendre compte du fonctionnement des machines vivantes ?

La théorie du contrôle comprend une partie qui décrit les systèmes linéaires. Cette partie de la théorie, la plus ancienne, permet une simplification des faits d'expériences, donnant la possibilité de les décrire rationnellement, de dépasser l'empirisme et de dégager des concepts indispensables (stabilité, régime transitoire, régime permanent...). Mais comme l'ont bien montré des auteurs tels que ELKIND, TUSTIN, NORTH, FITTS, les faits biologiques ne sont pas des phénomènes linéaires. C'est ce que NAYRAC a appelé "L'OBSTACLE DE NON LINEARITE".

En effet, les faits biologiques sont pour l'essentiel des phénomènes non linéaires. Leur appliquer les lois qui régissent les phénomènes linéaires ne représentent donc qu'une approximation grossière, suffisante, mais qui ne peut conduire à des acquisitions fondamentales. L'ingénieur ne méconnaît pas les systèmes non linéaires et toute une partie de la théorie du contrôle est consacrée aux dispositifs non linéaires. Cette partie est tout à fait applicable aux phénomènes biologiques.

Lorsqu'on les considère ainsi, le biologiste se rend assez vite compte, que la concordance n'est pas parfaite et que tel ou tel trait caractéristique du fait biologique n'est pas étudié, si on l'assimile à un système non linéaire.

Là encore, la théorie du contrôle fournit au biologiste l'outil indispensable. Il existe une théorie plus ou moins complètement élaborée, traitant des systèmes échantillonnés, des systèmes paramétriques, des systèmes autorégulés, qui permet d'aborder dans sa

plénitude le fait biologique. Celui-ci fournit sans doute des exemples très démonstratifs de ces différentes variétés de systèmes. Le biologiste peut donc en retour fournir à l'ingénieur un sujet d'étude. C'est là un exemple typique de relation fructueuse interdisciplinaire.

Cette manière de concevoir le fait biologique a conduit à de très nombreux travaux. Les travaux les plus accomplis ont amené à une localisation plus précise des phénomènes biologiques, une détermination plus rigoureuse des valeurs biologiques, une meilleure compréhension et une quantification du comportement d'un système, une prévision de la sortie du système, vérifiable expérimentalement. Ces travaux sont plus ou moins élaborés suivant le potentiel de l'équipe qui les a entrepris ; mais des travaux comme ceux de GRODINS, sur le fonctionnement respiratoire, de STARK sur la pupille, de FARLEY sur la perception, de VON BEKESY sur l'audition peuvent être considérées comme de bons exemples des progrès acquis de cette manière.

On est ainsi conduit à une représentation mathématique des faits biologiques, devenant aisément manipulables. Il suffit alors de réaliser une expérience-preuve pour vérifier la validité du travail mathématique. Ce travail mathématique peut se faire plus facilement sur calculatrice, on réalise alors un modèle électronique du comportement d'un système biologique. Celui-ci n'est qu'une spécification du modèle mathématique auquel on est arrivé. Cette simulation sur calculatrice n'est pas une des parties les moins rentables pour le biologiste.

En biologie, nombreux sont les exemples d'asservissements et de régulations étudiés en tant que tels grâce à la théorie du contrôle.



## 1 - LE REGULATEUR RESPIRATOIRE.

La première analyse mathématique du fonctionnement respiratoire considéré comme un régulateur a été effectuée pendant la seconde guerre mondiale. On avait demandé à GRAY de considérer un cas très précis et très particulier : les besoins en oxygène des pilotes volant à des altitudes élevées. Pour résoudre ce problème, GRAY a analysé mathématiquement les faits et a ainsi formulé sa "théorie des facteurs multiples". Bien que, comme le fait remarquer GRODINS, ni le terme de boucle de réaction, ni le terme de schéma-bloc, n'y soient présents, c'est quand même la première étude du régulateur respiratoire fonctionnant en boucle fermée.

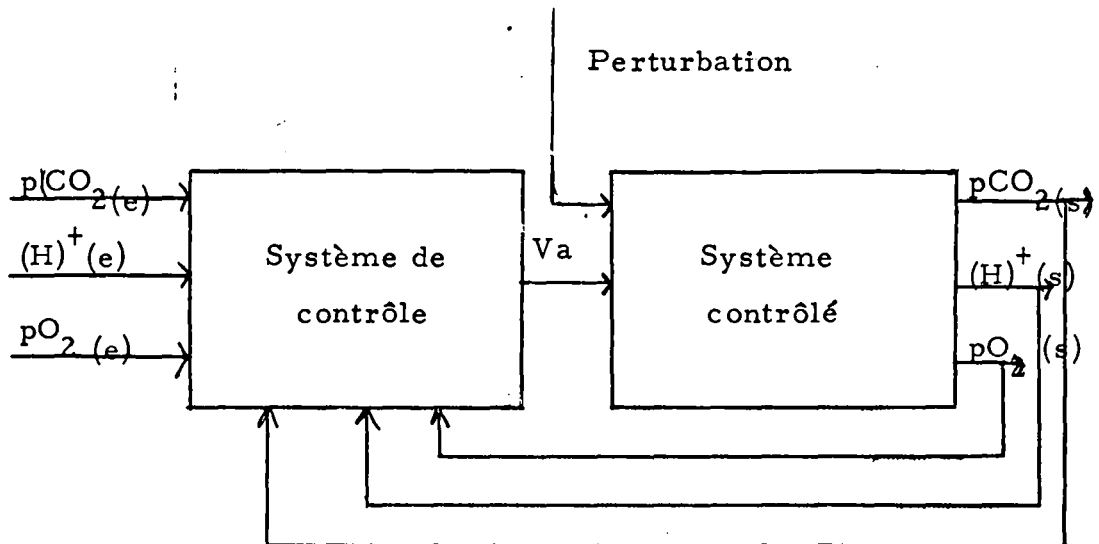
Des études ultérieures plus complètes ont été faites par GRODINS-BELLEVILLE, LOESCHCKE, YAMAMOTO, DEFARES...

L'adaptation de la ventilation pulmonaire aux exigences du moment est un des domaines où la théorie du contrôle a conduit à des résultats immédiatement rentables.

L'hypercapnie artérielle, l'acidose et l'hypoxie déterminent une augmentation de la ventilation pulmonaire. L'hyperventilation pulmonaire provoque l'hypocapnie artérielle, l'alcalose, l'hypoxie. Ces deux faits suggèrent l'existence d'un régulateur destiné à garder la valeur de la  $p\text{CO}_2$  artérielle,  $(\text{H})^+$  et  $p\text{O}_2$  la plus proche possible de la valeur "normale", lorsque le système est soumis à une perturbation.

Le régulateur respiratoire peut donc être représenté par le schéma-bloc suivant. La sortie du système de contrôle est unique -

ment représentée par la valeur de la ventilation alvéolaire  $V_a$ .



Il est évident que sous les blocs sont résumés toute une série de détails morphologiques et fonctionnels, formant eux-mêmes des sous-systèmes, que le physiologiste connaît bien et qu'il s'étonne de voir ici négligés. Nous procédons ainsi pour permettre une meilleure compréhension du protocole d'étude.

Cherchons tout d'abord la loi du système de contrôle. GRAY démontre que  $p\text{CO}_2$ ,  $(\text{H}^+)$  et  $p\text{O}_2$  exercent un effet individuel et distinct sur les valeurs prises par  $V_a$  et que, de plus, ces effets sont sommés.

Cette affirmation est le résultat de minutieuses études expérimentales où l'on fait varier l'un des paramètres, les autres demeurant constants, puis deux paramètres, le troisième gardant la même valeur.

GRAY obtient une loi de la forme :

$$\dot{V}_a = 1,1 (H)^+ + 1,31 p \text{CO}_2 - 90 + 10,6 \times 10^{-8} (104 - p\text{O}_2)^{4,9}$$

$\dot{V}_a$  est exprimée en litre par minute,  $(H)^+$  la concentration artérielle en  $\mu\text{M/litre}$ ,  $p\text{CO}_2$  et  $p\text{O}_2$  en mm de Hg.

GRAY a montré d'autre part que les effets des variations des valeurs prises par  $p\text{CO}_2$  et  $p\text{O}_2$  n'étaient pas indépendantes et qu'il y avait un seuil d'activité pour  $\text{CO}_2$ .

Il est facile d'obtenir l'équation théorique du système contrôlé :

$$p\text{CO}_2 = p\text{CO}'_2 + \frac{\text{KMR}}{\dot{V}_a}$$

$$p\text{O}_2 = p\text{O}'_2 - \frac{\text{KMR}}{\dot{V}_a}$$

$p\text{CO}'_2$  et  $p\text{O}'_2$  sont les valeurs trachéales de  $p\text{CO}_2$  et  $p\text{O}_2$ .

MR est un coefficient caractérisant les relations entre les échanges gazeux. Il est supposé très voisin pour  $\text{CO}_2$  et  $p\text{O}_2$ .

K permet de tenir compte de la pression atmosphérique.

On obtient d'autre part :

$$(H)^+ = a p\text{CO}_2 + b$$

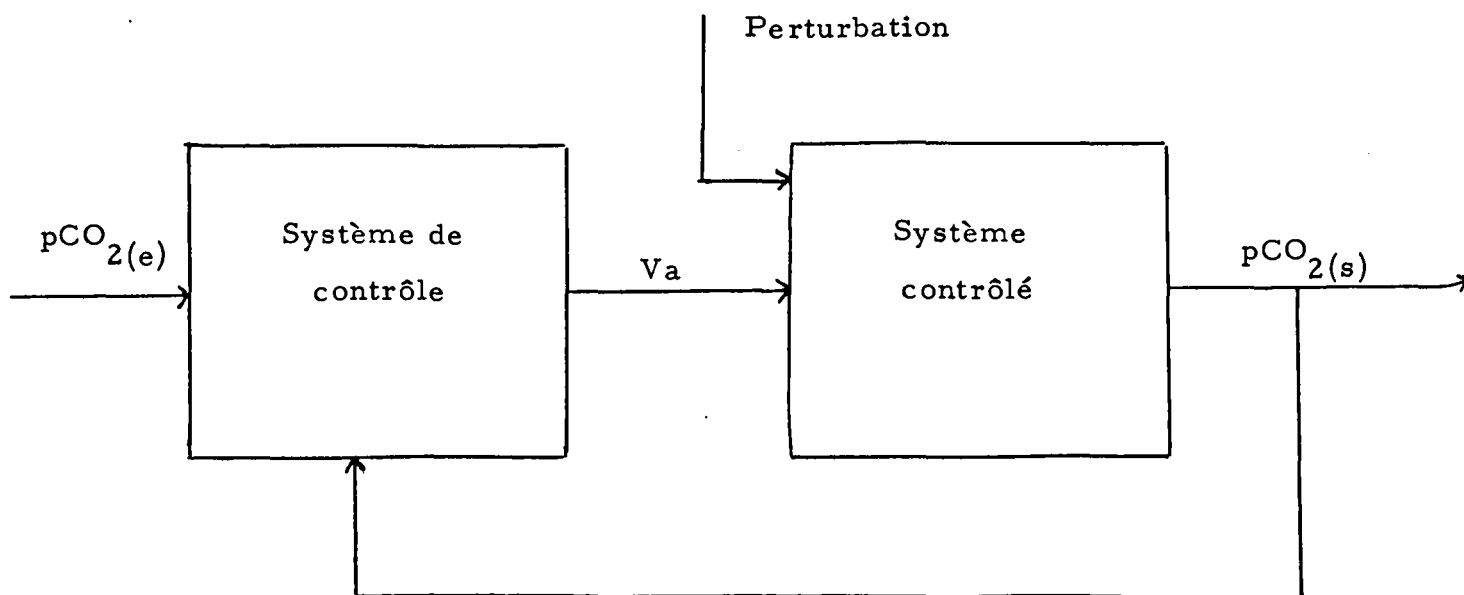
a et b étant deux variables, dépendantes de la concentration en bicarbonate, de la teneur en  $\text{O}_2$  et de la saturation en  $\text{O}_2$  du sang.

Ce premier travail, malgré son caractère un peu schématique, et dont nous n'avons donné qu'une vue parcellaire, a eu le mérite d'introduire toutes une série d'études et en particulier le travail de base de GRODINS, que l'on retrouvera amplement détaillé

dans son livre "Control theory and biological systems".

Nous nous permettrons, pour la clarté de l'exposé, de simplifier encore le problème et de ne plus considérer que la seule entrée  $p\text{CO}_2$  du système. Cependant, nous tiendrons compte des coefficients qui expriment les relations de ce paramètre avec les autres paramètres, afin de garder toute sa rigueur à l'exposé des faits. Cette manière de procéder ne nous est pas particulière. Elle a été amplement justifiée par GRODINS lui-même, par DEFARES... qu'il nous soit donc permis de l'employer.

Le schéma-bloc devient alors :



Si le système fonctionne comme un régulateur, la valeur de consigne doit être fournie au système de contrôle. Si la valeur de consigne n'est pas nulle, il faut ajouter à la valeur de la sortie du système de contrôle une valeur de référence  $X$  de manière à annuler l'erreur de régime permanent.  $X = K$  valeur de consigne.



Il est évidemment très difficile de relier un dispositif physico-mathématique tel que le détecteur d'erreur, compris dans le système de contrôle, à une structure anatomique précise. Cependant, cette manière de faire se justifie si elle aboutit à la description et à la prévision du comportement du système.

Lorsqu'il existe une seule boucle de réaction, l'équation du système de contrôle trouvée expérimentalement s'écrit :

$$V_a = 2 pCO_2 (s) - 75$$

Le détecteur d'erreur, la valeur de consigne et la valeur de référence peuvent être explicités à partir de cette équation en écrivant par exemple :

$$V_a = 2 (p CO_{2(s)} - 40) + 5$$

La valeur de  $pCO_2$  est choisie arbitrairement égale à 40 quand  $pCO'_2 = 0$ .

$V_{a(r)}$  est alors égal à 5.

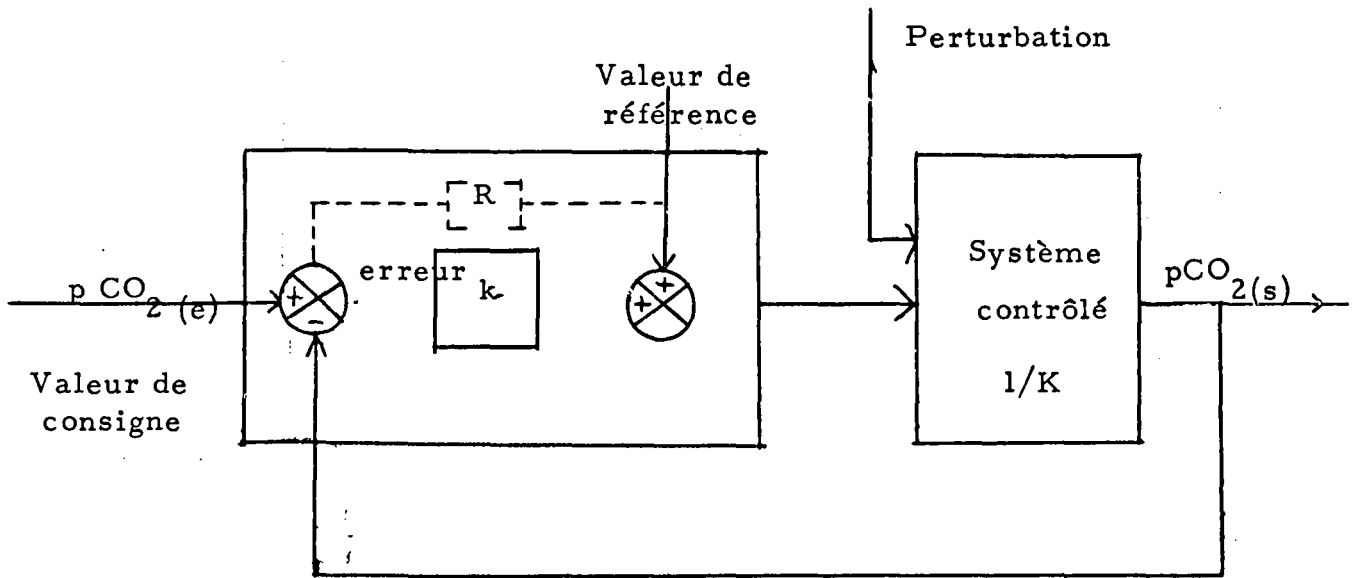
Dans ce cas, on obtient :

$$V_{a(r)} = \frac{KMR}{pCO_{2(e)}} = 5$$

Nous aurions pu tout aussi bien choisir une autre valeur de consigne, 50 par exemple, on aurait alors :

$$V_a = 2 (pCO_2 (s) - 50) + 25$$

$$V_{a(r)} = \frac{KMR}{pCO_2(e)} = 25$$



L'erreur s'obtient en faisant valeur de consigne - valeur de sortie. L'équation  $V_a = 2(pCO_2(s) - 40) + 5$  montre bien que le détecteur d'erreur effectue la différence entre les valeurs de la sortie et la valeur de consigne ce qui confirme les faits physiologiques quand  $pCO_2(s)$  croît  $V_a$  augmente. Cette modification est produite par le système contrôlé. C'est une opération linéaire régit par l'équation :

$$pCO_2(s) = \frac{KMR}{V_a} + pCO_2'$$

Il existe une équivalence entre les différents systèmes d'unités et une analogie entre la masse d'un système mécanique par exemple et l'inductance d'un système électrique, entre l'amortissement mécanique et la résistance électrique.

Il est commode de décrire un système quelconque en utilisant les symboles habituellement employés pour décrire un système électrique, à condition de respecter les équivalences. On obtient ainsi une description tout à fait conforme, bien que le système ainsi décrit ne soit pas forcément électrique, mais les symboles employés étant mathématiquement définis, ce modèle peut être considéré comme une spécification d'un modèle mathématique plus général. C'est ce mode de raisonnement que nous allons maintenant employer.

Soit  $\Delta_v$  la chute de potentiel dans une résistance parcourue par un courant  $i$ . La résistance  $R$  est définie par la relation  $\Delta_v \cong Ri$  ou  $R = \frac{\Delta_v}{i}$ . Dans la loi d'OHM,  $R$  est constant, mais dans notre définition,  $R$  n'est pas obligatoirement constant,  $R$  n'est pas si restreint.

Soit  $v$  la tension aux bornes d'un condensateur et  $q$  la charge de ce condensateur. La capacité  $C$  est définie par la relation  $q = c u$  ou  $c = \frac{q}{v}$ .  $C$ , dans notre définition, n'est pas obligatoirement une constante.

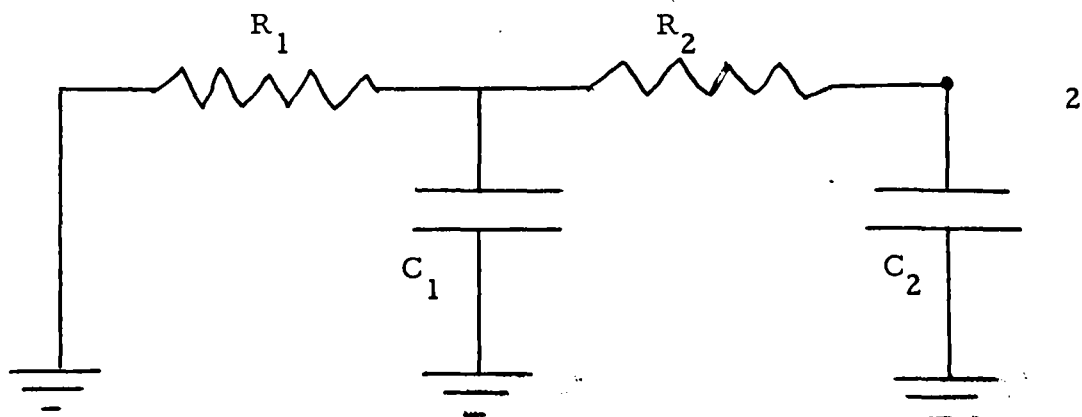
Choisissons  $pCO_2$  comme l'équivalent d'une tension ; appelons  $v_1$  la  $pCO_2$  artériel (assimilé avec un certain coefficient à  $pCO_2$  alvéolaire) et  $v_2$  la  $pCO_2$  veineuse (assimilée de la même manière à  $pCO_2$  tissulaire). Le volume circulant de  $CO_2$  est assimilé au courant  $i$ .

Les poumons et l'ensemble des tissus peuvent être considérés comme deux condensateurs : les poumons sont alors caractérisés par la capacité  $C_1$  et la tension  $v_1$  ( $P_a \text{CO}_2$ ), les tissus par la capacité  $C_2$  et la tension  $v_2$  ( $P_v \text{CO}_2$ ). La production corporelle de  $\text{CO}_2$  est assimilée à une source de courant, entrant dans le condensateur tissulaire  $C_2$ . C'est normalement la seule alimentation. Il y a aussi passage de courant des tissus  $C_2$  vers les poumons.  $C_1$  puis des poumons  $C_1$  vers l'extérieur, "le sol".

$C_2$  et  $C_1$  sont reliés par une résistance  $R_2$  qui n'est pas nulle, car si  $R_2 = 0$ ,  $v_2 = v_1$ , on aurait  $P_v \text{CO}_2 = P_a \text{CO}_2$  ce qui est contraire à l'évidence des faits.

Il doit aussi y avoir une résistance  $R_1$  entre  $C_1$  et la terre, c'est-à-dire entre les poumons et l'atmosphère, car si  $R_1 = 0$ ,  $v_1$  serait égale à 0, c'est-à-dire  $P_a \text{CO}_2 = P \text{CO}_2$  atmosphérique ce qui est contraire aux données de l'expérience.

La figure 7 résume le dispositif.





$p\text{CO}_2$  a été assimilé à une tension, le débit de  $\text{CO}_2$  à un courant, le volume de  $\text{CO}_2$  à une charge.

Le biologiste est alors tenté d'essayer de calculer immédiatement les relations entre  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $C_1$ ,  $C_2$  avec des quantités physiologiques. Ceci est facile mais long. Nous allons plutôt essayer de démontrer la validité de cette manière de faire en donnant un exemple. Si les résultats obtenus sont cohérents, la manière de procéder est correcte et nous sommes autorisés à manipuler les quantités définies plus haut sans obligatoire référence immédiate aux quantités physiologiques.

Pour la commodité de l'exemple, nous prendrons à la place de  $R$  la résistance  $g \equiv \frac{1}{R}$ .

Nous nous servons des symboles placés dans les tableaux suivants :

$V_a$	ventilation alvéolaire
$B$	pression barométrique
$Q$	débit cardiaque
$\alpha$	pente de la courbe d'absorption du $\text{CO}_2$ par la masse sanguine.
$L$	volume pulmonaire
$\beta$	pente de la courbe d'absorption corporelle (moins les poumons) du $\text{CO}_2$
$p_a \text{CO}_2$	pression partielle de $\text{CO}_2$ artériel
$p_v \text{CO}_2$	pression partielle de $\text{CO}_2$ veineux
$F_i$	teneur en $\text{CO}_2$ de l'air inspiré.

Nous posons par définition :

$$g_1 = \frac{1}{R_1} = \frac{V_a}{B - 47}$$

$$g_2 = \frac{1}{R_2} = Q$$

$$C_1 = \frac{L}{B - 47}$$

$$C_2 = \beta \quad ;$$

$$v_1 = p_a \text{CO}_2$$

$$v_2 = p_{\bar{v}} \text{CO}_2$$

$$E = Fi (B - 47)$$

$I_2$  = production corporelle de  $\text{CO}_2$

On a dans le tableau précédent  $g_2 = \alpha Q$  c'est-à-dire le produit de la valeur de la pente de la courbe de dissociation du  $\text{CO}_2$  par le débit cardiaque. Une équation de ce genre ne peut qu'exister, puisque si  $\alpha$  ou  $Q$  étaient égaux à 0,  $g_2$  serait égale à 0, c'est-à-dire pas de transport de  $\text{CO}_2$  entre les tissus et le poumon.

La vérification quantitative est la suivante. On a, en état stationnaire, partant de la définition  $g_2 \equiv \frac{1}{R_2}$

$$\Delta_{\bar{v}} = \frac{I_2}{g_2} \quad \Delta_{\bar{v}} \text{ étant la tension aux bornes de } C_2$$

$$\text{or } g_2 = \alpha Q$$

on a donc :

$$\Delta_{\bar{v}} = \frac{I_2}{Q}$$

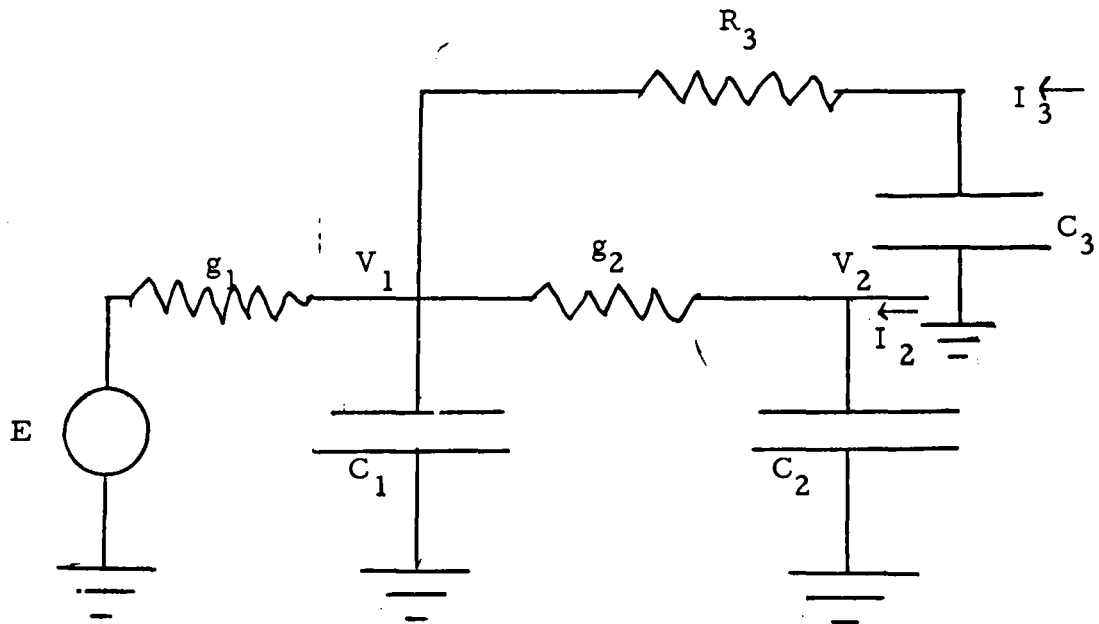
Expérimentalement, on peut déterminer la valeur de  $\Delta_v$ , la différence de pression artérielle entre le sang veineux et le sang artériel, elle est de l'ordre de 5 mm de Hg (analogie entre volts et mm de Hg).

Si la relation  $g_2 = \alpha Q$  est correcte  $\frac{I_2}{\alpha Q}$  doit aussi être égal à 5 mm de Hg. Quand on choisit les valeurs habituellement trouvées pour  $I_2$ ,  $\alpha$  et  $Q$ .

Lorsque  $I_2 = 0,250$  litre par minute, on a  $Q$  et  $\alpha = 5$  litres par minute et  $0,010$  litre de  $CO_2$  par litre de sang par mm de Hg, d'après ALTMAN, GIBSON et WARY, (HANDBOOK of Respiration Philadelphia, SAUNDERS 1958). Ceci donne bien 5 mm de Hg.

DEFARES dans un article très documenté a établi les relations entre les quantités manipulées et la valeur des quantités physiologiques.

Compliquons un peu le schéma précédent par l'addition d'un troisième ensemble. Résistance-Condensateur dont nous nous servirons ultérieurement. La source de courant  $E$  représente la teneur en  $CO_2$  de l'air inspiré. Dans les conditions habituelles  $E = 0$  mais on peut donner expérimentalement toutes les valeurs possibles à  $E$ .

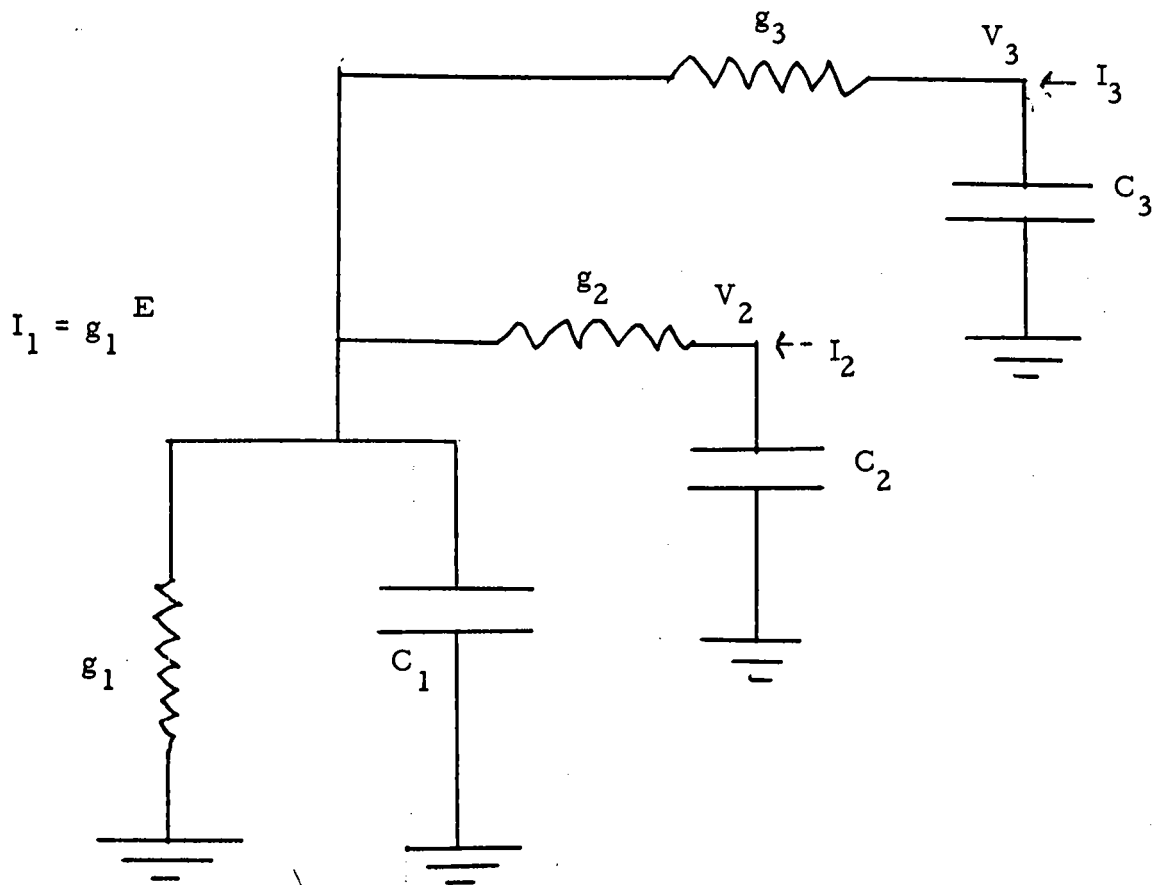


Le dispositif se résume ainsi :

Le système contrôlé comprend les deux ensembles  $C_1 R_1$  et  $C_2 R_2$ . Sa sortie est la variable  $pCO_2$ . Ses entrées sont  $I_2$  (production corporelle de  $CO_2$  et l'apport de  $CO_2$  venant de l'air inspiré quand  $E > 0$  ( $E$  n'est pas une perturbation)).

D'après le théorème de NORTON, une source de tension peut être remplacée par une source de courant, ce qui donne  $I_1 = g_1 E$ . On obtient alors :





$I_1 = g_1 E$  représente alors la perturbation. En se référant au tableau des équivalences donné plus haut, on a

$$I_1 = g_1 E = \frac{a}{(B - 47)}$$

Nous n'avons pas là affaire à un système linéaire. C'est un système non linéaire. Il existe dans ce système une "valve" permettant d'introduire  $I_1 = g_1 E$ , c'est-à-dire un paramètre du système. C'est ce qu'on appelle parfois une boucle de retour avec paramètres variables.

Ce type de système nécessite une analyse complexe du point de vue de la théorie du contrôle.

#### ETUDE DU CONTROLEUR :

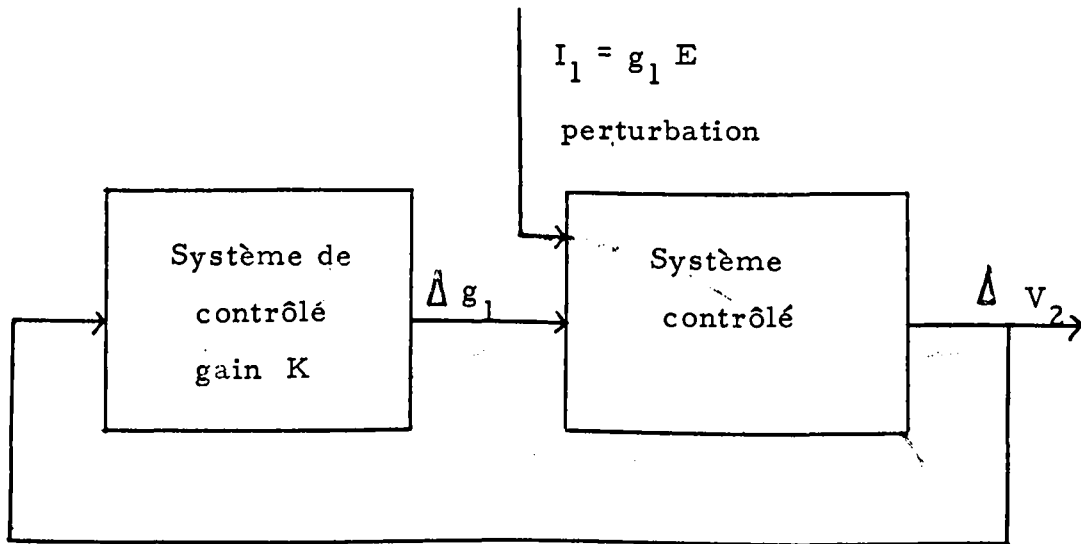
Le but principal de cette étude n'est pas de détailler la structure du contrôleur, ni les multiples enchainements fonctionnels qui s'y déroulent. Ceci représente une nouvelle étude particulière. Nous ne tiendrons compte ici que du comportement général du contrôleur. Pour cela, il nous suffit de savoir quelle est sa sortie, quelle est son entrée et quelle est la relation qui les y lient.

La sortie est représentée par les variations de la ventilation pulmonaire, c'est-à-dire la variation de  $g_1$ , dans certaines conditions, on peut même considérer  $g_1$  elle-même comme la sortie du contrôleur ; dans le modèle de GRODINS, on n'a que deux possibilités ; une possibilité très complexe : choisir  $v_1$  comme variable contrôlée, ce qui amène des difficultés d'analyse mathématique, un choix plus simple en prenant  $v_2$  c'est-à-dire  $p_{\bar{v}}\text{CO}_2$ . Ce qui simplifie l'analyse.

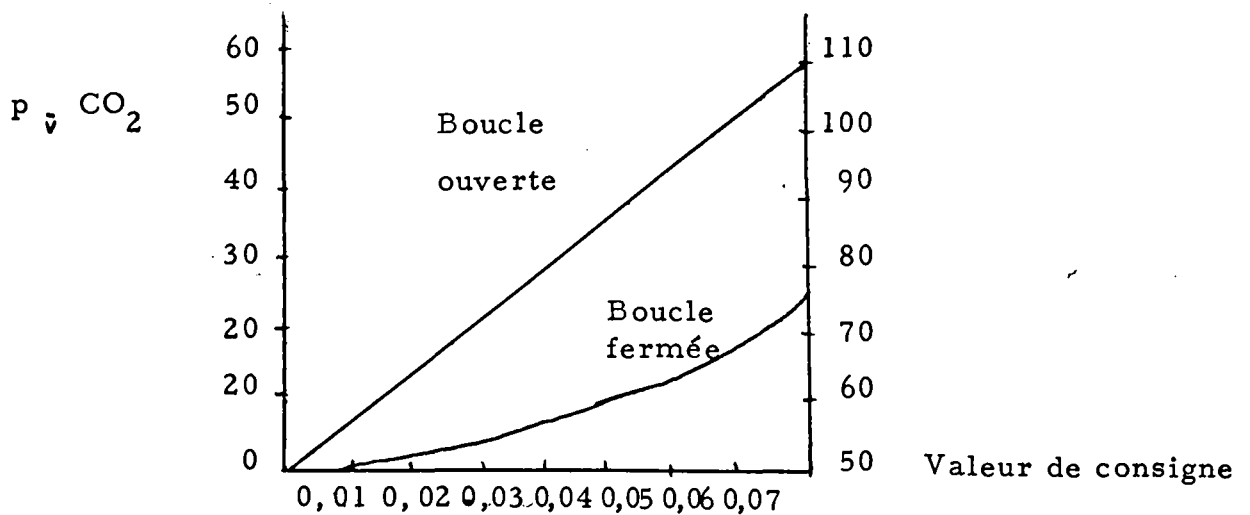
Lorsqu'on étudie les variations de  $p\text{CO}_2$  dans la veine jugulaire interne, pendant le régime transitoire, les courbes ne montrent pas d'hystérésis importante. Ceci permet de supposer que, dans le modèle de GRODINS, si on choisit  $v_2$  comme variable contrôlée, le système utilise un contrôle proportionnel.

Bien que certains auteurs, ARMSTRONG, DUTTON, RILEY, YAMAMOTO, aient affirmé l'existence de chemorécepteurs sensibles à la teneur en  $\text{CO}_2$  du sang veineux, ils ne semble pas jouer un rôle important et on ne peut donc valablement considérer  $p_{\bar{v}}\text{CO}_2$

comme valeur de sortie. C'est ce qui explique l'imprécision des résultats obtenus par GRODINS lors des prédictions faites lorsque le système fonctionne en régime transitoire, mais l'ensemble des résultats reste valable pour le reste du comportement du système. Le schéma de GRODINS peut être représenté ainsi :



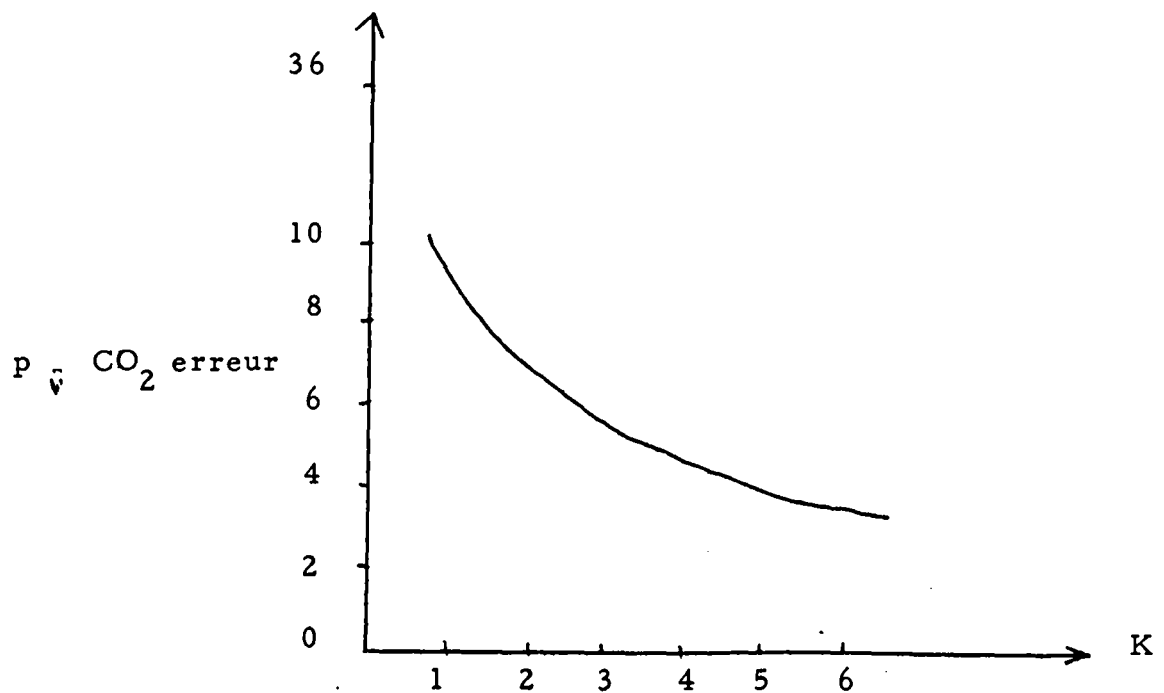
Les courbes expérimentales obtenues par GRODINS et par d'autres auteurs permettent de calculer la valeur du gain K.



Ce graphique donne la valeur d'état stationnaire en boucle ouverte et en boucle fermée. On voit par exemple qu'une inhalation de 5 % de  $\text{CO}_2$  ( $F_i \text{CO}_2 = 0,05$ ) le décalage obtenu pour le système est inférieur à 8 mm de Hg, alors que l'erreur d'état stationnaire du système sans la boucle serait de 40 mm de Hg, soit 5 fois plus grande.

Ce graphique montre aussi que le contrôle est plus précis lorsque  $F_i \text{CO}_2$  est une valeur faible.

La figure suivante montre la variation de  $p_{\bar{v}} \text{CO}_2$  en fonction de gain  $K$  du contrôleur.



La valeur habituelle de  $K$  est 2.



---

Comme cela était prévisible le décalage devient plus petit quand la valeur de K augmente, ce qui représente un avantage manifeste. Cependant si K prend des valeurs trop élevées, la valeur de la variable contrôlée présente des oscillations pendant la durée du régime transitoire, un gain élevé amoindrit la stabilité du système.

Nous avons donné ici un aperçu très parcellaire de l'ensemble des travaux de GRODINS. Il ne saurait être question de rendre compte ici de toute une série de travaux.

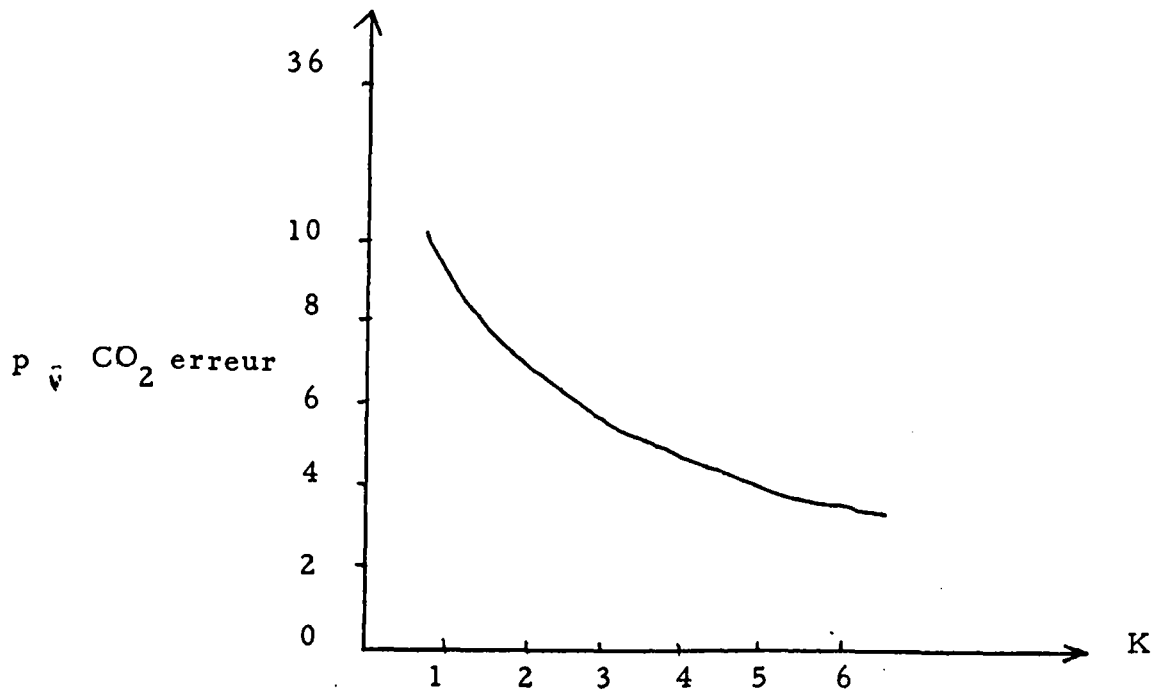
De très nombreux auteurs ont repris ces études parmi ceux-ci nous ne ferons que citer YAMAMOTO (1960), BELLVILLE (1960), LOESCHCKE (1960), DEFARES (1962), DORNHORST (1963), LAMBERSTEN (1963), LLOYD (1963).

Les phénomènes pathologiques respiratoires tels que la respiration de CHEYNES-STOKES ont été aussi étudiés de cette manière et GUYTON, CROWELL et MOON ont fait un travail très complet.

Ce graphique donne la valeur d'état stationnaire en boucle ouverte et en boucle fermée. On voit par exemple qu'une inhalation de 5 % de  $\text{CO}_2$  ( $F_i \text{CO}_2 = 0,05$ ) le décalage obtenu pour le système est inférieur à 8 mm de Hg, alors que l'erreur d'état stationnaire du système sans la boucle serait de 40 mm de Hg, soit 5 fois plus grande.

Ce graphique montre aussi que le contrôle est plus précis lorsque  $F_i \text{CO}_2$  est une valeur faible.

La figure suivante montre la variation de  $p_{\bar{v}} \text{CO}_2$  en fonction de gain  $K$  du contrôleur.



La valeur habituelle de  $K$  est 2.

---

Comme cela était prévisible le décalage devient plus petit quand la valeur de K augmente, ce qui représente un avantage manifeste. Cependant si K prend des valeurs trop élevées, la valeur de la variable contrôlée présente des oscillations pendant la durée du régime transitoire, un gain élevé amoindrit la stabilité du système.

Nous avons donné ici un aperçu très parcellaire de l'ensemble des travaux de GRODINS. Il ne saurait être question de rendre compte ici de toute une série de travaux.

De très nombreux auteurs ont repris ces études parmi ceux-ci nous ne ferons que citer YAMAMOTO (1960), BELLVILLE (1960), LOESCHCKE (1960), DEFARES (1962), DORNHORST (1963), LAMBERSTEN (1963), LLOYD (1963).

Les phénomènes pathologiques respiratoires tels que la respiration de CHEYNES-STOKES ont été aussi étudiés de cette manière et GUYTON, CROWELL et MOON ont fait un travail très complet.

## 11 - AUTRES APPLICATIONS.

De très nombreux domaines de la biologie et de la pathologie ont bénéficié de l'utilisation de la théorie du contrôle et de l'analyse mathématique des faits biologiques.

C'est pourquoi nous nous bornerons ici à ne citer que quelques travaux originaux particulièrement marquants. CLYMER et GRABER ont donné une bonne revue générale en 1964, bien qu'axée surtout sur les problèmes de simulation. MASTURZO vient de publier un livre "Cybernetic Medicine" où l'on trouvera une somme très importante de références utiles. Il faut enfin citer les articles de GRODINS, WARNER et MILLER publiés dans le livre de STACY et WAXMAN "Computers in Biomedical Research".

La régulation cardiovasculaire a été étudiée en détail par GRODINS et ses élèves. Un excellent résumé a été fait par GRODINS lui-même dans "Control theory and biological systems".

Dans ce domaine, il est impossible de ne pas citer les travaux de Van HARREVELD et SHADLE (1951), de GUYTAR (1955), de WARNER (1959) et de COX (1962) sur les mécanismes du fonctionnement cardiaque.

Les travaux de CLYNES (1960) sur le "respiratory heart rate reflex".

Les travaux de NEAL (1960) sur le débit cardiaque.

Les travaux de WARNER (1958) sur le fonctionnement des baro-récepteurs carotidiens.

Les travaux de APERIA (1940), WARNER (1955), STACY et GILLES (1959), STREETER sur le comportement des artères.

---

L'étude de la régulation de la température corporelle ne peut plus se faire sans faire intervenir la théorie du contrôle. Le travail de CROSBIE représente le premier grand travail de synthèse. Il comporte cependant un grand nombre de simplifications, rendues obligatoires par le matériel mis à la disposition de l'auteur. Les prédictions bien que défectueuses quant au régime transitoire, sont tout à fait valables quand on considère le régime permanent. Citons aussi les travaux moins complets de HARDY.

Aucun domaine mieux que l'endocrinologie ne se prête à l'utilisation de la théorie du contrôle. Les travaux ont donc été très nombreux. Nous ne ferons que relever les travaux de HOHLWEG (1960), de LINQUETTE (1962).

L'étude de YATES et URQUHART sur le contrôle de la concentration plasmatique des hormones adreno-corticales.

Les travaux de SILINK (1962) sur la pathologie thyroïdienne, de PAVLOV (1956) sur les relations systèmes endocrines et fonctions végétatives. Les voies de projection hypothalamique ultérieurement découvertes, ont confirmé la validité de la méthode.

L'étude des constituants normaux et pathologiques du sang, l'élimination rénale, biliaire et pulmonaire ont fait l'objet de très importants travaux.

Signalons les travaux de SILVERMAN et BURGEN (1961) qui ont étudié la variation de la fonction de transfert et le comportement du système lorsqu'on injecte un produit passant dans le sang soit par voie digestive, soit par voie veineuse, les études du comportement d'une substance injectée en intraveineux de TAYLOR et

WIEGLAND, l'étude du comportement sanguin de la psicofuranine de GARRET (1960).

L'étude de BOLIE (1951) de la régulation de la teneur en sang du glucose, les études françaises de MAZABRAUD et VENDRIES, l'étude de la fonction respiratoire du sang de DELAND (1962).

Ce mode d'étude a été appliqué au système biochimique. Nous n'en donnerons qu'un exemple : l'analyse et la simulation des systèmes enzymatiques.

Simulation d'enzymes isolées.

- simulation d'un système à un enzyme :

CHANCE (1940) sur calculatrice analogique, en 1960 (Hexokinase) sur calculatrice digitale ainsi que dans ses travaux échelonnés entre 1960 et 1964, HIGGINS (1959) GARFINKEL (1961), HOMMES (1962), HOMMES et KOCHAVI (1962) (hexokinase), WALTER et MORALES (1964).

- simulation "d'enzyme idéale" :

HIGGINS (1959-1961) sur calculatrice analogique.

- simulation d'enzymes réelles :

HOMMES (1962) (carboxypeptidase A hydrolysant la chloroacetyl -L- phenylalanine) BROCKS et BRIGHT (B methylaspartase). PASSONEAU et LOWRY (1962) (phosphofructokinase).

- simulation de systèmes enzymatiques :

On ne considère pas seulement les propriétés d'une enzyme mais aussi leur relation entre elles, et avec leurs substrats, leurs coenzymes, leurs produits.

---

C'est ainsi que l'on a étudié la glycolyse dont deux modèles ont été proposés par CHANCE (1960) et GARFINKEL et HESS (1964).

L'étude de grandes fonctions métaboliques a été aussi faite : nous citerons ici les travaux de WOOD (1963), de SHORE et CALLAHAN (1962), ESTABROOK (1962).

Des modèles cellulaires ont aussi été proposés : le métabolisme cellulaire de la glycine a été proposé par GARFINKEL (1963). L'étude de la simulation du métabolisme cérébral a été faite par GARFINKEL (1964).

Le rôle de la membrane cellulaire a été étudié par SIMMONDS (1956).

MOROWITZ (1964) a étudié le comportement des macro-molécules.

Nous allons donner dans le chapitre suivant un exemple d'étude neurophysiologique presque complète utilisant la théorie du contrôle.

Les données historiques et nos travaux personnels sur l'opérateur humain résumées dans le livre C fourniront un second exemple de l'application de la théorie du contrôle dans le domaine de la neurophysiologie.

Quant au domaine de la neurophysiologie, il représente un chapitre tellement vaste qu'il est impossible d'en donner ici un aperçu. Il n'existe actuellement aucune revue générale groupant en un ensemble tous les travaux accomplis.

On est obligatoirement amené à compulser une énorme masse de documents, ce qui nécessiterait un travail de plusieurs années.



### III - LA PUPILLE HUMAINE CONSIDEREE COMME UN SERVO MECANISME

Les études de STARK sur la pupille de l'homme considérée comme un exemple de systèmes asservis constituent une remarquable application de la théorie des asservissements en biologie.

Les réactions photomotrices sont le fait d'une autorégulation assurée par un dispositif de contrôle par l'erreur. Le mouvement de la pupille est commandé par un système de contrôle dont l'entrée est constituée par la différence entre l'éclairage idéal de la rétine et l'éclairage effectivement réalisé à l'instant considéré.

STARK utilise un stimulus constitué par une variation sinusoïdale d'intensité lumineuse, variation dont l'amplitude est assez petite, pour qu'on puisse supposer le système linéaire.

La réponse consiste en la variation de la surface pupillaire.

Grâce à un artifice technique, cet auteur a pu réaliser un fonctionnement en boucle ouverte et en déterminer la fonction de transfert.

Dans les conditions habituelles, le système régulé de la pupille est tout à fait stable et fonctionne avec un gain faible.

#### III - 1. Données anatomiques

Le dispositif qui assure le fonctionnement des mouvements de la pupille possède une structure complexe. Il comprend la rétine, les nerfs optiques et leurs importants relais dans le corps

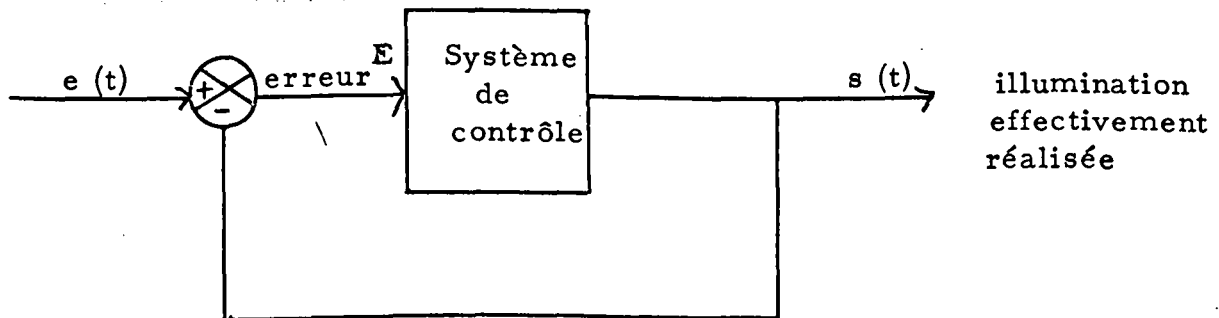
genouillé, l'écorce cérébrale, le noyau d'Edinger-Westphall, le ganglion ciliaire, le sympathique médullaire, le ganglion cervical supérieur, etc...

### III - 2. Etude expérimentale

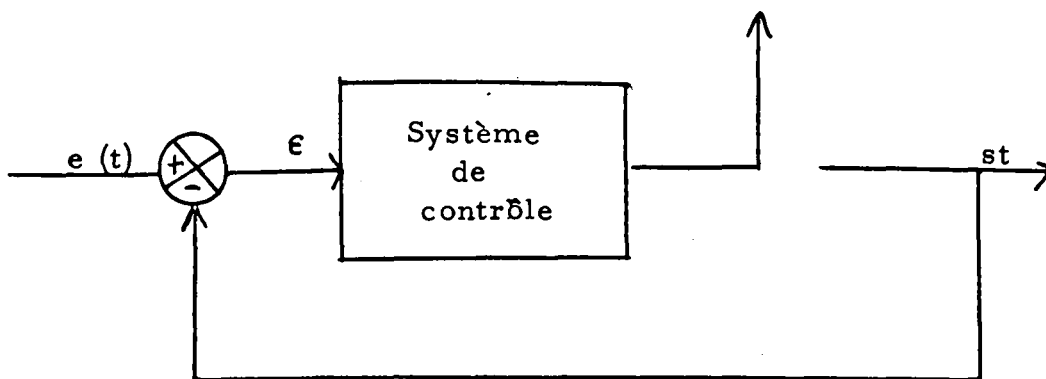
La méthode expérimentale employée est tout à fait originale. Elle a déterminé en grande partie la qualité des travaux de STARK.

Le système pupillaire est conçu comme un servomécanisme assurant la régulation de l'impact lumineux sur la rétine conformément au schéma suivant.

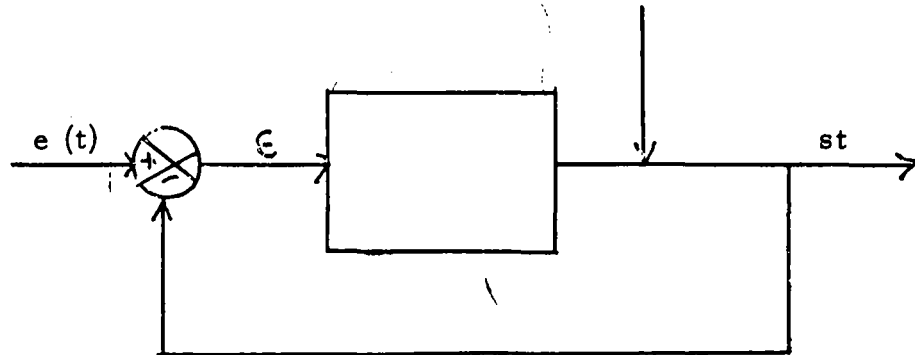
Illumination de référence



Le dispositif permet d'ouvrir la boucle



Il permet aussi d'introduire une perturbation



### III - 2. 1. Mesure de la surface pupillaire

La mesure de la surface de la pupille est effectuée de manière continue, en éclairant iris et pupille par une source infra-rouge et en notant le flux lumineux réfléchi à l'aide d'une cellule photoélectrique, sensible uniquement aux rayons infra-rouge.

La pupille est habituellement sombre car la plupart des rayons lumineux qui la traversent sont absorbés à l'intérieur de l'oeil par la couche pigmentaire de la rétine. L'iris par contre réfléchit une grande quantité de rayons qui le frappent.

Quand la surface de la pupille est grande, la surface de l'iris est petite ; la quantité de lumière réfléchie parvenant à la cellule photoélectrique est donc faible. Par contre, quand la surface de la pupille est petite, la surface irienne est grande, le flux lumineux réfléchi est plus grand.

Il est donc possible d'enregistrer de manière continue les variations de la réponse du système pupillaire.

L'élimination par un dispositif approprié des rayons infra-rouges de grande longueur d'ondes, diminue l'effet thermique, source d'inconfort pour le malade.

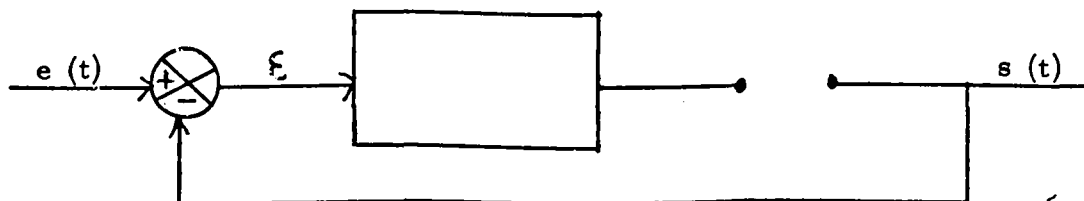
L'instrument doit être calibré pour chaque sujet, le pouvoir réflecteur de l'iris variant d'un sujet à un autre. On peut ainsi obtenir la correspondance entre le courant débité par la cellule photoélectrique et la valeur de la surface pupillaire. La relation  $\text{surface} = f(\text{courant})$  n'est pas linéaire, mais la variation peut être négligée si on ne considère le phénomène que dans la portion linéaire de la courbe.

### III - 2. 2. Le stimulus lumineux

Le stimulus lumineux est contrôlé quantitativement par un dispositif électronique.

La variation de l'intensité du stimulus peut prendre la forme d'une sinusoïde, d'une fonction échelon ou quelque autre forme désirable.

A l'aide d'une boucle de rétroaction, on peut même se servir de la surface de la pupille comme signal de commande de la variation de l'intensité du stimulus. Par exemple, on peut faire que l'augmentation de la valeur de la surface pupillaire déclenche une diminution de l'intensité du stimulus. Physiologiquement, le processus est inverse, l'élargissement pupillaire augmente la quantité de lumière parvenant à la rétine. On réalise ainsi l'ouverture de la boucle.



Il est loisible aussi à l'expérimentateur de changer la polarité du signal engendrée par l'aire pupillaire, puis l'introduire en rétroaction dans le contrôle du stimulus. Ainsi la diminution de la

surface de la pupille amène la diminution de l'intensité du stimulus. Ceci amplifie les résultats habituellement obtenus.

On peut ainsi apprécier quantitativement l'apport du feedback physiologique au système de contrôle de la lumière. On verra qu'en augmentant le gain tout le système devient instable et que le système pupillaire se met à osciller. Cette artificielle technique est donc du plus haut intérêt dans l'étude de la pupille humaine considérée comme un servo-mécanisme.

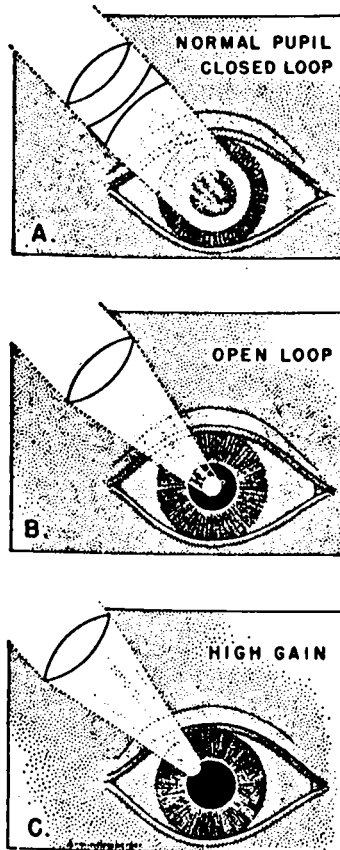
Il est possible de décomposer expérimentalement les fonctionnements en boucle fermée ou en boucle ouverte en modifiant les rapports des surfaces de la pupille et du stimulus.

Le fonctionnement en boucle fermée est le fonctionnement physiologique. L'éclairage ambiant diffus permet aux variations de la surface pupillaire de modifier la quantité de lumière atteignant la rétine. Pour recréer ces conditions, il suffit de donner à la surface du stimulus une valeur plus grande que celle de la surface pupillaire maxima.

Si l'on désire obtenir des renseignements sur les variations amplitude-phase, c'est-à-dire sur le fonctionnement en boucle ouverte, il convient de faire que la surface du stimulus soit inférieure à la plus petite surface pupillaire possible, et que les centres des deux surfaces soient concordants. Les mouvements de l'iris n'influencent donc plus la valeur du flux lumineux à destinée rétinienne.

Pour obtenir un gain élevé, le spot lumineux doit tomber exactement sur le bord de la pupille, de petits mouvements de l'iris amènent alors de grandes variations dans l'intensité lumineuse parvenant à la rétine.

Dans les conditions normales en boucle fermée, la lumière est diffuse, la surface pupillaire agit sur le flux rétinien. Au contraire, un petit spot central produit un boucle ouverte en éliminant l'influence de la réponse du système au stimulus. Enfin, le petit spot marginal augmente le gain et amène des oscillations.



### III - 2. 3. Le système d'enregistrement

Un système d'enregistrement simultané comporte trois canaux : un pour le stimulus, un pour la réponse, le 3ème n'intervient que lorsqu'il existe des variations minimales de la surface de la rétine. On peut alors comparer le système à gain élevé au système à gain réduit inscrit sur le canal qui enregistre la réponse naturelle.

On peut compliquer un dispositif en ajoutant un 4ème canal disposé de manière à soumettre la réponse à un filtre de passante étroite ce qui exagère la réponse fondamentale.

### III - 3. Analyse de la fonction de transfert :

L'utilisation de petits stimulus sous forme de signaux sinusoidaux afin d'obtenir une fonction de transfert du système linéaire a été pratiquée en boucle ouverte.

Le système pupillaire est en fait plus compliqué que ne l'indique cette approximation linéarisée, obtenue en utilisant uniquement de faibles variations en un point donné.

La perturbation est introduite et transmise par la boucle. Elle est mesurée au point d'interruption, ainsi la réponse du système est sans action sur la perturbation, qui reste entièrement commandée par l'expérimentateur. La relation entrée - sortie, c'est-à-dire la fonction de transfert, est très simplifiée. C'est pourquoi un élément essentiel de ce mode d'approche expérimentale est le développement de la boucle ouverte.



Les stimulus sinusoidaux sont utilisés parce que les techniques expérimentales sont précises, l'analyse mathématique relativement aisée, ainsi que la construction et le fonctionnement de l'appareil. Par exemple, une fois la rétine adaptée à l'intensité d'une lumière moyenne, on peut faire des modulations sinusoidales sur toute la gamme des fréquences, la pupille ne fonctionne alors qu'en état stationnaire. L'approche par un faible signal permet une approximation linéarisée du servo pupillaire, elle est nécessaire pour obtenir le gain absolu. La pupille est très sensible au niveau auquel on opère. Avec un signal faible, le niveau auquel on opère reste relativement constant et la réponse du système pupillaire peut être rendue entièrement reproductible.

En outre, il y a plusieurs opérateurs non linéaires dans le système pupillaire. Par exemple, le transformateur logarithmique qui représente la loi de WEBER-FECHNER, ou encore la multiplication de la surface pupillaire par l'intensité lumineuse extérieure pour obtenir l'illumination rétinienne.

Grâce à l'utilisation de signaux faibles, on peut ignorer l'opérateur logarithmique, d'où linéarisation et substitution d'un opérateur soustractif à un opérateur multiplicatif.

Il convient de préciser le concept de gain et la définition opérationnelle utilisée dans les travaux de STARK.

Le gain en boucle ouverte est un rapport dont le numérateur est la réponse du servo mécanisme en boucle ouverte, le dénominateur étant le signal introduit. Il est bien entendu que le signal doit avoir complètement traversé les boucles jusqu'au point où il a été introduit. C'est une grandeur sans dimensions, puisque le signal et la réponse, en un même point donné, doivent être mesurés en unités de même dimen-

sions. Peu importe où se trouve l'interruption de la boucle, puisqu'un théorème fondamental en servo analyse linéaire démontre l'identité de toutes les fonctions de transfert en bouclé over-all.

Le point d'interruption de la boucle pupillaire est tout juste avant l'introduction de la perturbation. Celle-ci est une variation du flux rétinien causé par une variation de l'intensité extérieure. La variation de l'intensité lumineuse doit être multipliée par la surface du disque en boucle ouverte à condition que l'intensité soit mesurée en ce point.

$$F_e = A_{av} \Delta I$$

$F_e$  = perturbation = variation de l'illumination rétinienne

$A_{av}$  = aire moyenne

$\Delta I$  = variation de l'intensité extérieure

La réponse est la variation du flux due à la variation de l'aire pupillaire qui se serait produite si on avait laissé l'aire pupillaire agir sur la lumière en entrant par la pupille. Ainsi, la variation de surface est multipliée par l'intensité moyenne considérée comme si elle était uniformément distribuée sur toute la surface pupillaire.

$$F_i = I_{av} \Delta A$$

$F_i$  = réponse = variation hypothétique de la surface pupillaire

$I_{av}$  = intensité moyenne hypothétique

$\Delta A$  = variation de surface.

Ceci suppose que la rétine ne distingue pas entre les différentes distributions d'intensité lumineuse sur le plan de la pupille.

Le gain se calcule comme suit :

$$G(s) = \frac{F_i}{F_e} = \frac{I_{av} \Delta A}{A_{av} \Delta I} = \frac{\Delta A / A_{av}}{\Delta I / I_{av}} = \frac{\frac{\Delta A}{A_{av}}}{\frac{\Delta I}{I_{av}}}$$

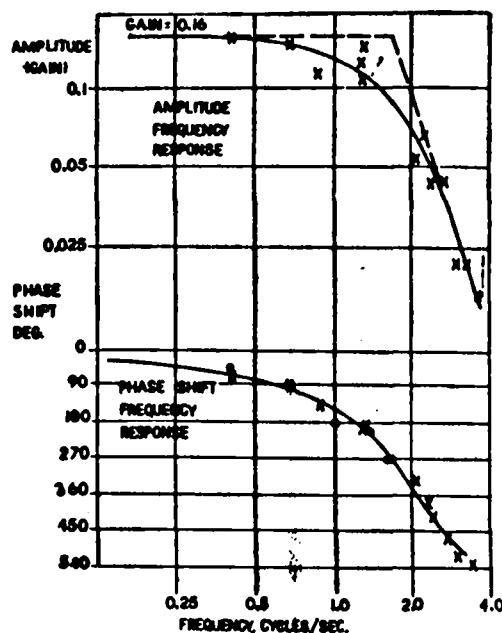
Le numérateur ou réponse du système et le dénominateur ou perturbation ont les mêmes dimensions. Le gain est donc représenté par un nombre sans dimensions.

Il est possible d'enregistrer simultanément les variations de l'intensité lumineuse-stimulus et de la surface pupillaire-réponse.

Négligeons pour l'instant le bruit que contient la réponse. On distingue aisément dans la réponse une distorsion harmonique. Elle est due à la non linéarité du système. Elle introduit une erreur de plus de 10 % dans la mesure du déphasage.

Cette expérience permet de recueillir les valeurs de l'amplitude relative du stimulus et de la réponse et leur déphasage. Ces deux grandeurs sont mesurées plusieurs fois soit en boucle ouverte, soit en boucle fermée, pour un certain nombre de fréquences et d'amplitudes.

Lorsqu'on construit avec ces données le diagramme de Bode, on constate que le gain est faible, que pour des fréquences élevées, il subit un brusque affaiblissement. On remarque aussi l'importance du déphasage.





Seule la description mathématique est satisfaisante. Elle est représentée par la fonction de transfert, c'est la fonction de l'opérateur complexe de fréquence  $s$ .

Le diagramme fonctionnel montre les éléments de la boucle dont la fonction de transfert est  $G(s) : H(s)$  fonction de transfert reliant la variation de la surface de la pupille (sortie) à la variation de l'intensité lumineuse (entrée) et  $I_{av}$  multiplicateur d'intensité (linéarisé).

La valeur de la fonction de transfert  $G(s)$  est indépendante de la position du point d'interruption, à la seule condition que la réponse ait parcouru entièrement la boucle pour revenir au point d'introduction de la perturbation.

Le diagramme de Bode peut donner la fonction de transfert en boucle ouverte. Le gain à basse fréquence est de 0, 11. La courbe d'amortissement semble avoir une pente asymptotique de  $18 \frac{db}{octave}$  au-delà de la fréquence de rupture.

Trois facteurs de retard dans le temps donnent cette pente. Les valeurs effectives des constantes de temps sont difficiles à calculer rigoureusement à partir de l'expérience, mais en faisant une approximation grossière, on peut les évaluer chacune à 0, 1 seconde. Les retards apparaissent dans la portion du graphique qui représente le décalage obtenu pour des fréquences élevées. Cependant sur le diagramme, on voit bien que la phase effective est de  $540^\circ$  à 4 cycles par seconde. Le déphasage minimale calculé plus haut ne vaut que pour  $270^\circ$ . Le déphasage est non minimal dans les  $270^\circ$  restants, il est de l'ordre de 0, 18 seconde que l'on peut exprimer ainsi - 0, 18 s.

On a ainsi la fonction de transfert en boucle ouverte.

$$G(s) = \frac{0,16 e^{-0,18 s}}{(1 + 0,1 s)^3}$$

La fonction de transfert en boucle fermée est reliée à celle en boucle ouverte par la relation suivante :

$$F(s) = \frac{G(s)}{1 + G(s)}$$

Le gain en boucle fermée est de 0,14. Il peut être aussi déterminé expérimentalement en plusieurs points comme égal à 0,15.

Le retard, mesuré lors de la réponse du système à une fonction échelon, est de l'ordre de 0,18 s.

La concordance de ces valeurs est satisfaisante, quand on considère la difficulté de l'expérimentation.

#### III - 4. Etude de la stabilité : l'hippus pupillaire :

Pour connaître les feedbacks qui caractérisent les servo-mécanismes, on doit avoir recours à l'analyse du système. En physiologie, il est indispensable de se plier à la même discipline. Des propriétés comme le pouvoir oscillant et la stabilité, sont des propriétés de l'ensemble du système et ne peuvent être attribuées à tel ou tel composant du système.

Ainsi, l'hippus pupillaire induit devient compréhensible, lorsqu'on l'assimile aux oscillations qui surviennent dans un

système rendu instable lorsqu'on accroît le gain de la boucle.

De plus, considérer la pupille comme un servo-mécanisme permet de dresser un protocole expérimental destiné à vérifier les prédictions déductibles de cette conception.

Etroitement liée à d'autres propriétés comme le gain et le déphasage, la stabilité est la caractéristique fondamentale des servo-mécanismes. Dans leurs constructions, les ingénieurs cherchent à obtenir les systèmes les plus stables possibles, à éliminer les oscillations, même au prix d'une réduction de l'amplitude de la réponse et de la rapidité d'installation de celle-ci.

Lorsqu'un système est instable, cette instabilité se manifeste sous forme d'oscillations. Celles-ci peuvent être d'amplitude croissante ou d'amplitude constante.

La boucle du servopupillaire est stable, car le gain  $\gamma$  est faible, en dépit de l'importance du retard de phase. Si on augmente expérimentalement la valeur du gain, le système devient instable. On constate alors la présence d'oscillations entretenues dont la fréquence peut être calculée en se basant sur ce que prédit la théorie des servo-mécanismes en analyse linéaire, cette fréquence est retrouvée par l'expérimentation.

Lorsqu'on modifie le fonctionnement du système pupillaire par l'action de drogues pharmacodynamiques, on enregistre expérimentalement des perturbations dont les caractéristiques fondamentales sont en tous points semblables à celles que la théorie prévoit et l'expérience confirme lors du fonctionnement normal à gain faible.

La précision des prédictions faites à partir de la théorie est une évidente preuve de la validité de l'analyse linéaire de ce servo-neural.

En focalisant la lumière sur le bord de la pupille, comme cela se fait avec la lampe à fente, on obtient l'hippus pupillaire induit. Le gain du système a été augmenté et les oscillations induites donnent l'hippus, à condition que l'intensité lumineuse soit constante au cours de l'expérience. Ces oscillations sont dues au système ; elles ne sont pas imposées au système par la fréquence du stimulus. La variation de la surface pupillaire représentant les oscillations peut être enregistrée, on peut déduire la fréquence des oscillations.

On remarque que la fréquence des oscillations obtenues pour un gain élevé est à peu près celle qui se produit lors des expériences à faible gain quand le déphasage est de  $180^\circ$ .

La stabilité est la caractéristique fondamentale des servo-mécanismes, les oscillations sont le fait de l'instabilité du système. Celles-ci sont limitées dans leur amplitude par la linéarité du servo-mécanisme. Tous ces éléments peuvent être réunis dans une représentation graphique appelée diagramme de Nyquist.

Lorsque, dans ce diagramme de Nyquist, le point critique, correspondant à un gain de 1 pour un déphasage de  $180^\circ$ , n'est pas entouré par la courbe, le système est stable. Lorsqu'il est instable, la courbe englobe le point critique. C'est le cas du servo-pupillaire fonctionnant expérimentalement avec un gain élevé. Toute erreur s'ajoute à la précédente et s'agrandit chaque fois que le signal parcourt le circuit car, avec un décalage de  $180^\circ$ , le dispositif de contrôle agit dans la direction opposée à celle qui réduit l'erreur. On a alors affaire à un feedback positif ou régénératif producteur l'instabilité.



Lors de plusieurs expériences, on peut faire varier le gain comme on l'a montré précédemment. On peut vérifier que seul le gain change alors et non les autres propriétés du système. Ceci confirme le peu d'importance de la non linéarité du système. La fréquence est une fonction à croissance monotone. Puisqu'en première approximation seule l'échelle a été changée, il faut s'attendre à ce que les oscillations instables de haut gain se développent avec la fréquence pour laquelle le système à gain faible passe par le déphasage de  $180^\circ$ . Cette prévision est confirmée expérimentalement.

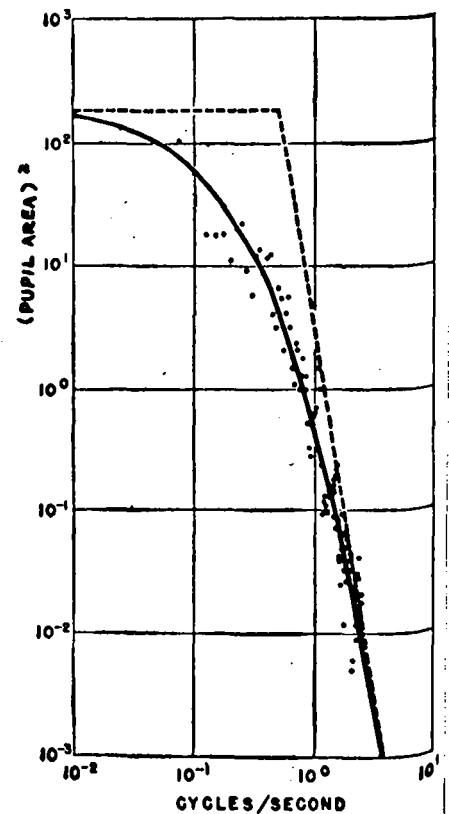
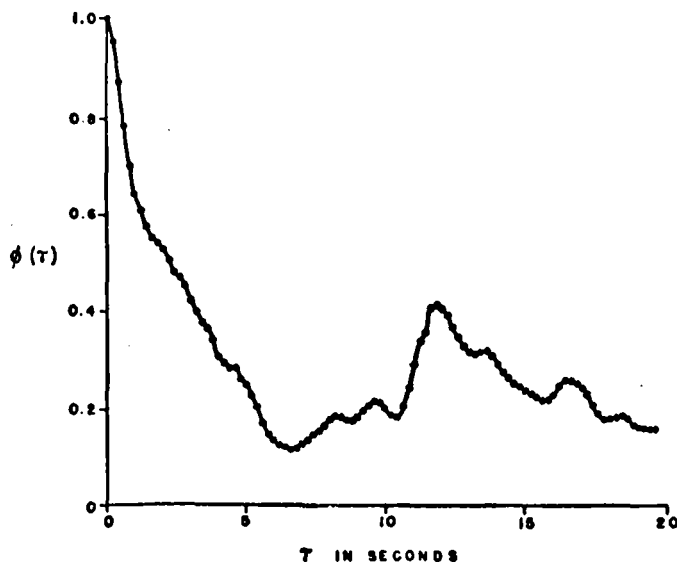
Le critère de Nyquist supposait linéarité. La réponse doit être doublée en grandeur si on introduit un signal double. Le principe de superposition vaut. Ceci a une application pratique. On doit utiliser de petits signaux pour favoriser l'approche linéaire, pour permettre aussi la fonction multiplicatrice, pour être autorisé à négliger la distorsion harmonique et les autres non linéarité dépendant de la fréquence.

### III - 5. Etude des fluctuations continues de la surface pupillaire :

Même soumise à un éclairage d'intensité constante, la pupille présente de petites variations de sa surface. Celles-ci sont visibles pour un observateur attentif. Elles peuvent être assimilées à un bruit. Ces fluctuations dans le temps de l'aire de la pupille peuvent être enregistrées. On peut alors tracer la fonction d'autocorrélation et le spectre de puissance.

Comme le montre à la fois la fonction d'autocorrélation et le spectre de puissance, l'agitation pupillaire est constituée

pour sa plus grande part par un bruit moyen dans les bandes de fréquence de 0,05 à 0,3 cycles par seconde. Les données expérimentales permettent de tracer un spectre de puissance dont la pente est de 36 décibels par octave avec une fréquence de cassure autour de 0,5 c/s.



Le spectre de puissance obtenu à partir des variations en fonction du temps du diamètre de la pupille a une pente de 18 décibels par octave, mais à la même fréquence de cassure que celui du spectre de puissance des variations de l'aire pupillaire

Le spectre de puissance des fluctuations du diamètre aurait donc la moitié de la pente du spectre des variations de la surface pupillaire.

Le spectre de puissance pour une bande de fréquence allant de 0,5 c/s présente une distribution irrégulière de la puissance en fonction de la fréquence.

Les variations dans le temps et la fonction d'autocorrélation présentent des caractères qui suggèrent l'existence de signaux cohérents. Mais la comparaison spectre de puissance et fonction d'autocorrélation ne permet pas de l'estimer à plus de 5 % de la valeur de la fonction du temps.

#### Origine des fluctuations de la surface pupillaire.

L'agitation pupillaire ne peut pas être une manifestation de l'instabilité du servo-pupillaire fonctionnant comme un contrôle par l'erreur.

De tels systèmes peuvent osciller, mais il faut alors la conjonction de deux facteurs : un retard considérable du cheminement de la réponse dans la boucle de rétroaction et une amplification de celle-ci aboutissant à provoquer une action régénérative.

Il existe en effet un retard important dans le système pupillaire, mais un gain de l'ordre de 0,16 tel que nous l'avons défini plus haut, ne permet pas d'obtenir une amplification susceptible de déclencher des oscillations.

De plus, il n'y a pas concordance entre les bandes de fréquence obtenues et celles qu'on obtient habituellement lors de l'instabilité.

Enfin, lorsque la boucle est ouverte, donc lorsqu'il ne peut y avoir d'action régénérative dans la boucle, l'agitation pupillaire demeure semblable.

Elle n'est donc pas la manifestation de l'instabilité du système.

D'autres propriétés linéaires des servo-mécanismes tels que le "back-lash" contre coup ou le "dead-space" temps mort peuvent aussi amener des oscillations.

Mais on ne rencontre pas dans l'analyse du système les variations du gain que l'on rencontre habituellement dans le back lash et le dead-space.

De plus, ces propriétés non linéaires ne peuvent donner des oscillations que lors du fonctionnement en boucle fermée. Or, on rencontre cette agitation pupillaire à la fois lors du fonctionnement en boucle ouverte et en boucle fermée.

L'agitation peut provenir du circuit lui-même ou y être amenée par un système extérieur.

On a montré expérimentalement la concordance parfaite des fluctuations lors de l'enregistrement simultané des deux pupilles.

Cela a pour première conséquence d'éliminer la possibilité de considérer ces fluctuations comme des mouvements spon-

tanés du muscle irien assimilables à ceux que l'on retrouve dans plusieurs variétés de muscles lisses.

La comparaison entre la fréquence des réponses en boucle ouverte et le spectre de puissance des fluctuations permet de savoir si c'est une propriété du circuit ou si elle est extérieure à celui-ci.

Le rôle des ces fluctuations de la surface pupillaire est difficile à préciser. Elles pourraient jouer un rôle spécifique ou représenter la tolérance du servo-pupillaire aux erreurs mal corrigées.

Il est peu probable qu'elles permettent la focalisation permanente d'une image stable ou qu'elles fournissent des renseignements utiles au système d'accommodation, puisque l'immobilisation fonctionnelle de la pupille n'affecte pas les caractéristiques de ces deux fonctions.

### III - 6. Schéma-bloc du système pupillaire :

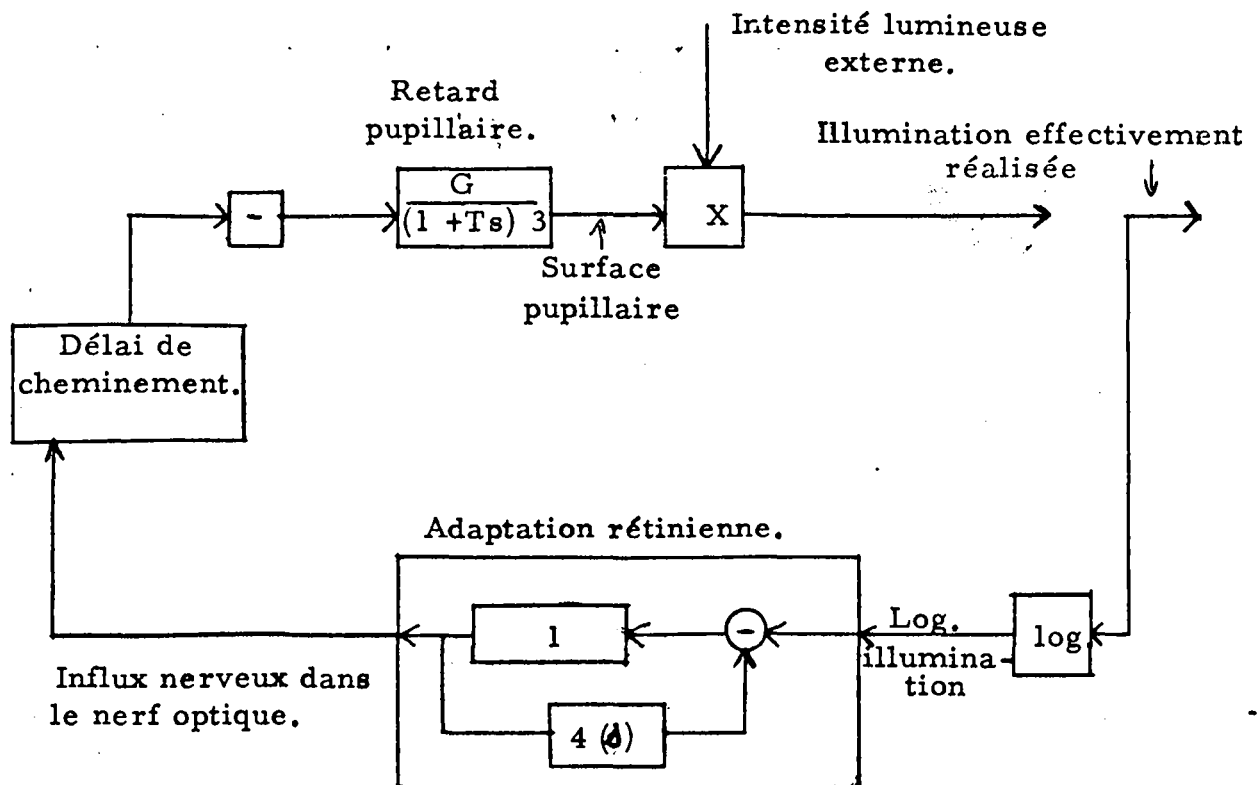
Il n'est pas possible de comprendre correctement le fonctionnement pupillaire sans tenir compte de ses interactions avec la rétine.

La rétine est en effet la structure qui reçoit la valeur de sortie du système pupillaire. Elle est le siège de l'hypothétique flux lumineux de référence et du comparateur précédemment individualisé dans les autres organigrammes. Elle comprend aussi des mécanismes de contrôle automatique du gain que les physiologistes groupent sous le vocable d'adaptation à l'ombre et à la lumière. En effet, le flux lumineux de référence peut changer de valeur, le sys-

tème pupillaire, avec un certain retard, s'adapte et fonctionne alors pour cette nouvelle valeur. Une deuxième boucle de rétroaction doit donc être introduite. Elle ne comprend qu'un seul bloc sur la boucle. Celui-ci est assimilable à un simple retard avec un gain de 1.

Par ailleurs, les travaux de Hartline sur la rétine des arthropodes ont permis d'assimiler la relation existant entre l'illumination rétinienne et le signal d'erreur, à celle qui existe entre le flux rétinien et l'influx nerveux cheminant dans le nerf optique.

Ceci confirme la localisation du capteur, du comparateur, du flux de référence, de la seconde boucle de rétroaction et de l'opérateur logarithmique. On peut donc dessiner un bloc appelé "adaptation rétinienne" groupant des éléments disséminés et dont l'entrée est représentée par l'illumination rétinienne et la sortie par l'influx nerveux passant par le nerf optique.



Dans la boucle de rétroaction, le bloc  $H(s)$  est un simple retard, responsable du temps mort caractéristique du bloc adaptation rétinienne.

L'influx nerveux  $n(t)$  passe par un bloc retard de cheminement et constitue alors le signal d'erreur du système pupillaire.

Le circuit est ensuite composé d'un retard pupillaire.

La surface pupillaire multipliée par l'intensité lumineuse extérieure donne alors l'illumination rétinienne.

L'opérateur logarithmique fait partie du bloc rétinien et représente la loi de Weber-Fechner. Mais le système expérimental est linéaire, si l'on se sert de petits signaux. On peut donc alors n'en pas tenir compte.

### III - 7. Modèle théorique.

La relation entre la surface pupillaire ( $a$ ) et le signal ( $m$ ) peut être représentée comme une fonction continue où  $G$  est le gain de la pupille et  $T$  la constante de temps.

$$T^3 \frac{d^3}{dt^3} a + 3 T^2 \frac{d^2}{dt^2} a + 3 T \frac{d}{dt} a = Gm$$

Le gain  $G$  est une fonction à la fois de la direction du mouvement et du niveau de fonctionnement de la pupille.

La constante de temps de la contraction est plus courte que celle de la dilatation ce qui donne une contraction d'un gain apparent inférieur pour des fréquences basses.

L'adaptation rétinienne à la lumière tend à diminuer le gain de contraction.

Cela signifie que, lorsque la fréquence des oscillations de l'état stationnaire décroît de 1,5 à 0,5 cycle par seconde, le gain de la dilatation devient relativement plus grand que le gain de la contraction. La surface de la pupille subit une augmentation nette avec chaque cycle jusqu'à ce que le gain de la dilatation s'abaisse jusqu'à un gain égal à celui de la contraction. A ce moment, l'état stationnaire est atteint.

Le retard pupillaire peut être évalué à la fois à partir d'une expérimentation en boucle ouverte et aussi en changeant ses valeurs par l'emploi de drogues pupillomotrices par exemple.

Ce retard peut être formulé ainsi :

$$m(t) = n(t - l)$$

n - influx nerveux dans le nerf optique

m = signal allant vers le circuit pupillaire

l = valeur du retard ou sortie du bloc retard

Ce retard n'est pas dû au temps de conduction nerveuse propre dans le nerf. Il est probablement dû au processus d'intégration rétinienne, mais il n'y a aucune preuve formelle. Toutefois, cela oblige à repenser la structure et la fonction rétinienne afin de retrouver l'élément anatomophysiologique à l'origine de ce retard.

La fonction de transfert en système rétinien établi entre l'illumination rétinienne f et l'influx nerveux n du nerf optique et de la forme :



$$\frac{n(s)}{(\log f) s} = k \frac{1}{1 + \frac{1}{r} s}$$

ou

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dt} n + n = \frac{1}{f_2} \frac{d}{dt} f = k \log. f$$

$r$  étant la constante de temps de l'adaptation rétinienne,  
 $k$  le régime fonctionnel de la réponse rétinienne.

Cette manière de concevoir le fonctionnement pupillaire permet de le mieux comprendre, de réaliser des expériences plus précises et plus significatives et de prévoir enfin son comportement avec précision.

LIVRE C

## L'OPERATEUR HUMAIN

Au lendemain de la seconde guerre mondiale ont été publiées des études sur les performances d'ensemble de machines où se trouvait intégré un sujet humain. Pour connaître le comportement et les possibilités de ces ensembles, il était nécessaire de connaître et de formuler le comportement de l'homme en des lois possédant des paramètres communs avec les lois physico-mathématiques qui régissent les autres dispositifs de la chaîne d'asservissement.

On a pu ainsi définir "l'opérateur humain". Son comportement a fait l'objet de nos recherches personnelles. Nous nous sommes servis des tests de pistage ou de Tracking pour étudier l'opérateur humain.

L'activité de pistage est une activité très courante. Elle se déroule habituellement dans les trois dimensions de l'espace. Pour la commodité de l'étude, on réduit le test à une seule dimension, ce qui ne dénature en rien l'essentiel du phénomène.

De nombreuses variantes des tests de pistage ont été proposées dans la littérature. Nous nous sommes servis d'une méthode simple, n'apportant pas de phénomènes parasites.

L'opérateur regarde l'écran d'un oscilloscope sur lequel se déplace deux spots.

-L'un des spots ou mobile cible, est indépendant de l'opérateur. Il est animé d'un mouvement produit par un générateur et précédemment programmé.

-Le second spot ou mobile pisteur, dépend de l'opérateur. Celui-ci agit sur un système électromécanique qui transforme le déplacement auquel il est soumis en une tension proportionnelle qui fait se déplacer le spot pisteur.

Dans ces tests, l'opérateur voit la distance qui sépare le mobile pisteur du mobile cible. Il peut, grâce à son action sur l'organe de puissance qui lui est associé, agir sur le mobile pisteur de manière à annuler cette distance.

Placé dans ces conditions, l'opérateur observe les déplacements respectifs du mobile cible et du mobile pisteur par rapport à des repères fixes. Le sujet élabore lui-même la notion d'écart entre les deux mobiles, c'est le "signal d'erreur". C'est le mode de fonctionnement dit "en poursuite".

En "compensation", le sujet ne voit sur l'écran qu'un seul mobile dont le déplacement est représentatif de l'écart qui existe entre le mobile cible et le mobile pisteur, mobiles que le sujet ne voit pas. La tâche de l'opérateur consiste à annuler ce déplacement en ramenant le mobile à l'index zéro.

L'opérateur travaillant en compensation dispose donc d'une quantité d'information très inférieure à celle dont il dispose lorsqu'il fonctionne en "poursuite".

Lors de ces expériences de pistage, la réponse de l'opérateur à différents types de signaux ou stimulus, permet de

caractériser le comportement de l'opérateur humain, de la même manière qu'on analyse un système physique quelconque.

Il existe de multiples modalités de test de pistage, nous en donnerons quelques exemples dans le chapitre I. Il est très difficile de se faire une idée précise des travaux déjà effectués sur l'opérateur humain. En effet les documents sont souvent des documents à diffusion restreinte, s'intégrant dans des ensembles de recherches militaires. Ils sont le plus souvent rédigés par des ingénieurs et à l'usage des ingénieurs. Enfin, ils sont pour la plupart rédigés sous forme de rapport d'étude, dont très condensés.

Nous donnerons dans le chapitre I, un bref aperçu de ces recherches. Nous ne les avons pas classés suivant l'ordre chronologique strict. Il nous a semblé plus démonstratif d'étudier successivement les travaux relatant les résultats obtenus, lorsque l'opérateur humain répond à des stimulus variés.

Dans le chapitre II, nous donnons le dispositif expérimental que nous avons utilisé. En effet, les résultats expérimentaux dépendent du type de dispositif employé et très souvent on ne peut retrouver dans les études publiées une description précise de ce dispositif. Il est alors impossible de se faire une opinion sur le travail.

Les chapitres III et IV résument une partie des résultats que nous avons obtenu lorsque l'opérateur humain répond à des signaux discrets et à des signaux continus. Ces éléments ne prétendent pas contribuer un travail définitif. Ils ne représentent que l'outil indispensable pour des études ultérieures.

Dans le chapitre V, nous décrivons le dispositif de simulation du comportement de l'opérateur humain. Cette simulation a été faite sur calculatrice analogique. Cette dernière partie nous a permis de vérifier les affirmations faites dans les chapitres précédents.

I - DONNEES HISTORIQUES

## I - 1. COMPORTEMENT DE L'OPERATEUR HUMAIN REPONDANT A DES ECHELONS

### I - 1. 1. Etude de PHILLIPS : 1947 :

PHILLIPS se référant aux études précédemment effectuées, par SOBCYK (1943) a été un des premiers à tenter de caractériser l'opérateur humain.

Il a choisi le cas particulier du déplacement à vitesse constante de la cible : le mouvement est représenté par des rampes successives brusquement interrompues à des intervalles variables. Dans ce type d'expérience, ayant au départ apprécié l'erreur et sa dérivée par rapport au temps, l'opérateur ne se trouve plus désormais dans l'obligation de réapprécier les conditions de l'expérience.

La fonction de transfert du système de contrôle, à contrôle proportionnel est de la forme :

$$\frac{1 + \tau p}{p}$$

Cette expression peut se décomposer en deux facteurs  $1/p$  et  $\tau$ , ce qui a l'avantage de bien montrer le fonctionnement du contrôle : un contrôle proportionnel déplacement-déplacement qui s'effectue avec un gain  $\tau$ , mais aussi un contrôle déplacement-vitesse, c'est-à-dire une intégration, représenté par le terme  $1/p$ .

En 1947, PHILLIPS a cherché à déterminer la valeur de  $\tau$  en construisant un modèle d'opérateur humain dont il modifie par tâtonnement les paramètres. La fonction de transfert de ce modèle est de la forme :



$$H(p) = \frac{k(1 + Tp) e^{-Lp}}{p}$$

ce qui est l'équation d'un système linéaire.

Comme critère de fonctionnement, PHILLIPS a choisi la "minimalisation" de la valeur du carré de l'erreur, surtout à cause de la facilité de son utilisation mathématique.

Le retard L apparaît dans l'expression  $e^{-Lp}$  qui est difficile à manipuler sur une calculatrice. PHILLIPS le remplace par le facteur  $(\frac{1 + pL}{3})^{-3}$ , c'est-à-dire par une cascade de 3 retards, ce qui donne une approximation de L.

Les valeurs de  $\tau$  et de T dépendent du temps de réaction L de l'opérateur humain. Dans ces expériences, on a posé L = 0,5 seconde, ce qui donne pour  $\tau$  et T des valeurs optimales toutes les deux égales à 0,9 seconde.

Pour des valeurs égales à L = 0,5 et T = 0, PHILLIPS a montré expérimentalement que "the optimal aiding time"  $\tau \neq 2,5$  secondes.

Ces études se basent sur le principe de linéarité, mais l'approximation est très grossière. Néanmoins, elles ont le mérite de bien poser le problème et d'attirer l'attention sur le fait que 0,5 seconde est une valeur trop grande pour L tandis que 0,9 est une valeur trop petite pour T.

## I - 1. 2. Etude de CRAIK et VINCE

CRAIK et VINCE entreprirent, en 1947 et 1948, toute une série d'études sur l'opérateur humain travaillant en poursuite et répondant à des échelons. Ces derniers sont groupés par deux et se déplacent

dans des directions opposées ; l'intervalle entre les couples est variable.

CRAIK et VINCE mesurent les temps de réaction, c'est-à-dire le retard entre le début du stimulus et le début de la réponse, la durée du mouvement, l'erreur commise à la fin du mouvement.

Lorsque les deux échelons sont très éloignés l'un de l'autre, le temps de réaction est de l'ordre de 0,25 seconde, la durée du mouvement de 0,20 seconde, La différence entre la valeur de l'amplitude du stimulus et celle de la réponse serait pour ces auteurs de l'ordre de 25 % de la valeur de l'amplitude du stimulus.

Par contre, quand l'intervalle séparant deux échelons est inférieur à 0,5 seconde, le temps de réaction à la seconde réponse est plus long, ceci serait d'après VINCE, un argument en faveur du fonctionnement non linéaire de l'opérateur humain.

Elle rapproche cette constatation de la "phase réfractaire psychologique" décrite par TELFORD en 1931 à propos du temps de réaction après stimulus auditifs répétés.

Les expériences de VINCE ont été reprises et confirmées par HICK (1948) et MARILL (1953).

Les auteurs ont réalisé ce type d'expériences qui utilise des couples de deux échelons, parce qu'ils pensaient que l'opérateur humain fonctionnait de manière discontinue d'une part, et que d'autre part, il sélectionnait une partie de l'entrée, à laquelle il répondait de manière appropriée, restant pendant ce temps insensible à toute nouvelle variation de l'entrée.

I - 1. 3. Etudes de ELLSON et HILL : 1948 ; ELLSON, HILL et CRAIG : 1949.

ELLSON et HILL reprennent en 1948 les expériences de

VINCE en leur apportant quelques modifications minimales. Toutefois, ils aboutissent à des résultats différents.

Ils ont montré que, quand le second échelon suit de très près le premier, la deuxième réponse apparaît avant que la première ne soit terminée. De plus, la valeur de la réponse à deux échelons couplés est pratiquement égale à la somme des réponses à ces mêmes échelons présentés séparément. Les auteurs voient là un argument en faveur du fonctionnement linéaire de l'opérateur humain.

En 1949, ELLSON, HILL et CRAIG soumettent des sujets entraînés à des échelons d'amplitudes diverses et montrent que l'intégrale de la réponse à deux échelons couplés est la somme des intégrales des réponses aux deux échelons isolés. Ils généralisent ce résultat à plusieurs échelons.

Cependant, ils relatent quelques faits en faveur du fonctionnement non linéaire de l'opérateur. Tantôt la réponse à des échelons d'amplitude faible est trop importante, tantôt la réponse à des échelons de grande amplitude est trop petite. C'est ce qu'ils appellent le "range effect" ce qui peut peut-être se traduire par l'influence de l'amplitude. Ils retrouvaient là ce que SEARLE et TAYLOR avaient décrit en 1948.

Pour interpréter ce phénomène, CRAIG suggère de considérer la réponse du sujet comme la réponse à un stimulus décomposé en deux parties : la valeur de l'échelon présent et la moyenne pondérée des échelons précédents.

#### I - 1. 4. Etudes de HICK : 1948 :

HICK en 1948 donne une explication de la "période réfractaire" : dans les expériences de VINCE, tout se passe comme si

l'opérateur, répondant au premier échelon d'un couple de deux, devait "choisir" sa réponse dans un ensemble disponible de réponses toutes prêtes ; dans le cas particulier d'échelons d'amplitude constante, cet ensemble ne comprend que deux modalités, l'une vers le haut, l'autre vers le bas.

Si la seconde réponse survient la première étant complètement terminée, le "choix" que doit faire l'opérateur humain est semblable au choix initial. Les réponses probables sont aussi très peu nombreuses, peut-être même alors n'y-a-t-il qu'une solution.

Par contre, si la seconde réponse débute pendant le déroulement de la réponse précédente, le nombre des types de réponses possibles est plus grand et l'opérateur doit "choisir" alors celle qui ramènera le mobile suiveur à la ligne de base.

C'est pourquoi HICK attire l'attention en 1951 et 1952 sur l'importance du facteur "nombre de variantes possibles pour la réponse". Dans le cas de réponses équiprobables, il considère le temps de réaction comme égal à  $0,27 \log_e (n + 1)$ ,  $n$  étant le nombre de réponses. Il en conclut que chacune des deux manières de procéder possibles pour l'opérateur doit augmenter le retard qui affecte la réponse au second échelon.

L'opérateur peut donner une réponse retardée ; il fait alors dans une réponse simple, un "choix" simple. Il peut donner une réponse immédiate : il doit alors faire un "choix" parmi un plus grand nombre de réponses possibles, d'où une augmentation de la durée de la période réfractaire.

Il est probable que l'opérateur "choisit" le procédé qui donne le meilleur résultat.

Toutefois, BATES (1947) et HICK (1948) font d'autre part remarquer que dans un acte aussi simple que celui d'actionner un

interrupteur, la puissance de l'ensemble des "choix" possibles étant alors très petite, il existe cependant une phase réfractaire.

Mais, dans tous ces cas, les stimulus sont discrets, ce qui représente un cas particulier.

Néanmoins, expliquer la variation de la durée de la phase réfractaire par la puissance de l'ensemble des réponses possibles n'implique pas un fonctionnement discontinu de l'opérateur humain.

I - 1. 5. Etudes de SEARLE, TAYLOR, BIRMINGHAM : 1948, 1949, 1951

SEARLE et TAYLOR publièrent entre 1948 et 1951 le résultat de leurs expériences faites sur l'opérateur humain répondant soit à des échelons isolés, soit à des échelons successifs.

SEARLE TAYLOR : 1948 ; TAYLOR BIRMINGHAM : 1948 ; SEARLE : 1951.

Ces auteurs enregistrent les variations de position, de vitesse et d'accélération, du levier de contrôle. Le levier, représentant une inertie pure, l'accélération est grossièrement proportionnelle à la force appliquée sur le levier. Celle-ci est continue pendant toute réponse de l'opérateur à un échelon.

TAYLOR en 1949 utilisant le dispositif expérimental employé par TUSTIN (1947) et RAGGAZINI (1948) démontra qu'il était possible d'ouvrir la boucle. On envoie des échelons se succédant à des intervalles irréguliers pendant un certain temps. L'opérateur voit les échelons stimulus mais brusquement le mobile suiveur s'efface de l'écran, où demeure immobile, l'opérateur ne peut donc plus élaborer le signal d'erreur.

Au lieu de répondre par un mouvement sans signification, inadapté, comme le ferait un quelconque servo-mécanisme, l'opérateur humain reproduit le mouvement effectué précédemment lorsque la boucle était fermée.

Comme le fait remarquer CRAIK (1948), il est difficile de se faire une idée de l'importance fonctionnelle de la boucle de réaction kinesthésique. Si celle-ci était immédiatement efficace et si l'opérateur pouvait rapidement et efficacement échanger ses acquisitions informationnelles dans les domaines visuels et kinesthésiques, la réponse aurait pu être contrôlée aussi bien par les données kinesthésiques que par les données visuelles et la boucle de réaction n'aurait pas été ouverte. Le temps de réaction est donc là encore un argument fondamental contre la conception en fonctionnement continu, l'opérateur doit voir le résultat de la dernière réponse avant d'effectuer la suivante.

Ceci rend difficile l'extrapolation, à des poursuites continues, des conclusions obtenues sur l'opérateur humain travaillant par intermittence.

La réponse à l'échelon - rend-t-elle compte totalement du comportement de l'opérateur humain ?

La fonction de transfert déduite de la réponse à l'échelon est-elle applicable à tous les types de fonctionnement de l'opérateur humain ?

Aucun des auteurs précédemment cités ne l'a affirmé. Par contre, ils s'en sont servis pour démontrer la non-linéarité de l'opérateur humain. N'est-il pas préférable de prendre le problème inverse, et de poser comme hypothèse de travail le fonctionnement linéaire de l'opérateur humain pour voir ainsi, à partir de l'étude de la réponse à des échelons, s'il est possible d'obtenir des renseignements sur le comportement de l'opérateur répondant à des stimulus continus.

## I - 1. 6. Etude de MAYNE :

MAYNE en 1951 assimile le fonctionnement de l'opérateur humain à l'association fonctionnelle d'un navigateur et d'un pilotage automatique. Une fois au point, le pilotage automatique est un système linéaire ; lorsqu'il fonctionne en boucle fermée, ses caractéristiques sont tout à fait mesurables. Mais, de temps en temps, le navigateur procède à un nouveau réglage des caractéristiques de fonctionnement. Ce changement modifie les caractéristiques de la boucle. L'ensemble du système fonctionne alors de manière discontinue.

La conception de MAYNE peut s'assimiler à la quasi linéarité de LICKLIDER.

Ceci implique la constance fonctionnelle du pilotage automatique ; seuls les paramètres directeurs sont modifiés.

S'il y a quelque chose de vrai dans cette manière de voir, on peut espérer obtenir une fonction de transfert significative en étudiant la réponse à l'échelon.

MAYNE assimilait le navigateur aux centres haut situés, dont la fonction est de calculer et de prévoir, le pilotage automatique aux centres inférieurs qui manifestent la décision des centres supérieurs. MAYNE rend les premiers responsables du temps de réaction, le second du temps de la réponse motrice.

Dans le but de trouver la réponse à un échelon d'un opérateur linéaire, il enregistre simplement une réponse à un échelon effectuée en poursuite, en négligeant la valeur du temps de réaction et en choisissant arbitrairement  $t = 0$  au commencement de la réponse motrice.

Dans le but de déterminer si la réponse à l'échelon représente bien le comportement de l'opérateur à un tracking continu,

MAYNE et PAYNE trouvèrent une fonction analytique qui approche de très près la réponse à l'échelon, ils déterminent sa transformation de FOURIER et aussi la réponse fréquentielle de l'opérateur.

Ils la composent sur une calculatrice analogique. Ils font répondre à la fois l'opérateur et la simulation à un signal composé de trois sinusoides.

MAYNE considère que la forme de la fonction de transfert et les paramètres qui entrent dans sa constitution sont identiques lorsque l'opérateur répond à des stimulus continus ou discrets.

Par contre, ELKIND pense que seule la forme de la fonction reste inchangée. La fonction de transfert en boucle fermée est de la forme :

$$H'(p) = \frac{k}{(1 + Tp)} e^{-Lp}$$

#### I - 1. 7. Etudes de TSUCHIYA et ODA : 1963 :

TSUCHIYA et ODA ont étudié la réponse échelon. Pour ces auteurs, il existe une relation linéaire logarithmique entre le temps mort et l'amplitude du signal. Le temps mort est de plus une fonction décroissante de l'amplitude stimulus. L'opérateur répond dès qu'apparaît une variation de la valeur du stimulus, mais il n'est sensible qu'à partir d'une certaine grandeur de la variation, dont l'élaboration jusqu'au déclenchement occupe le temps mort. Il serait très différent du délai que l'on rencontre dans les systèmes habituels de contrôle automatique.

La réponse est en elle-même un phénomène non linéaire qui ne permet pas d'utiliser pour l'analyser, la fonction de transfert classique. Il semble donc souhaitable de comparer l'entrée et la sortie



en comparant leur valeur logarithmique et de trouver la proportionnalité de ces deux valeurs.

## I - 2. COMPORTEMENT DE L'OPERATEUR HUMAIN REpondant A DES SIGNAUX SINUSOIDAUX : ANALYSE FREQUENTIELLE

### I - 2. 1. Etudes de ELLSON et GRAY

ELLSON et GRAY publièrent en 1948, le résultat des recherches qu'ils avaient entreprises à la fin de la seconde guerre mondiale.

L'opérateur travaille en poursuite. L'entrée est constituée par une sinusoïde. Le gain et le déphasage sont mesurés pour diverses fréquences. Les expériences ont été effectuées avec deux amplitudes différentes de la sinusoïde stimulus et pour deux valeurs de la sensibilité du système de contrôle.

Dans ces conditions, et dans certaines limites, l'amplitude de la sortie est proportionnelle à l'amplitude de l'entrée et à la sensibilité du système de contrôle. Ce qui est en faveur du fonctionnement linéaire.

Le déphasage varie énormément d'un test à l'autre, et même chez un sujet travaillant dans des conditions identiques.

Lorsque l'opérateur tente de suivre des cibles se déplaçant avec une fréquence de 3 à 4 hertz, c'est-à-dire des cibles se déplaçant rapidement, toujours pour ces auteurs, il se produit, dans la réponse de l'opérateur non seulement un déphasage mais encore un désaccord avec la fréquence du signal d'entrée. Chaque fois que cela se passe, la fréquence de la réponse est un peu plus élevée que celle du stimulus. La phase et l'amplitude sont probablement appréciées

par deux processus différents, puisque les sujets continuent à répondre correctement en amplitude, mais de manière erronée quant à la vitesse angulaire.

### I - 2. 2. Etudes de NOBLE - FITTS et WARREN

NOBLE - FITTS et WARREN (1955) ont fait, avec un protocole expérimental très voisin de celui d'ELLSON et GRAY, les mêmes constatations. Ces auteurs conçoivent l'opérateur humain comme fonctionnant de manière discontinue et possédant en plus la faculté de prévoir.

La similitude du comportement de l'opérateur humain répondant à des signaux sinusoïdaux ou à des échelons conduit à penser que le domaine de linéarité du fonctionnement de l'opérateur est restreint. Si l'on considère l'opérateur comme la somme d'un régulateur pour la phase et d'un régulateur pour l'amplitude, il n'est pas impossible que le fonctionnement devienne linéaire au cours du déroulement dans le temps d'un tracking d'une sinusoïde donnée.

Suivant l'entraînement du sujet, une fréquence de 3 à 4 cycles par seconde correspondrait à la limite supérieure du fonctionnement linéaire : pour des fréquences supérieures, le comportement cesse d'être linéaire.

Il faut ici faire une remarque importante. Dans les expériences que nous venons de relater, l'opérateur fonctionne dans des conditions qui sont à la limite de ses possibilités, et dans lesquelles il n'y a pas l'habitude de fonctionner.

### I - 2. 3.

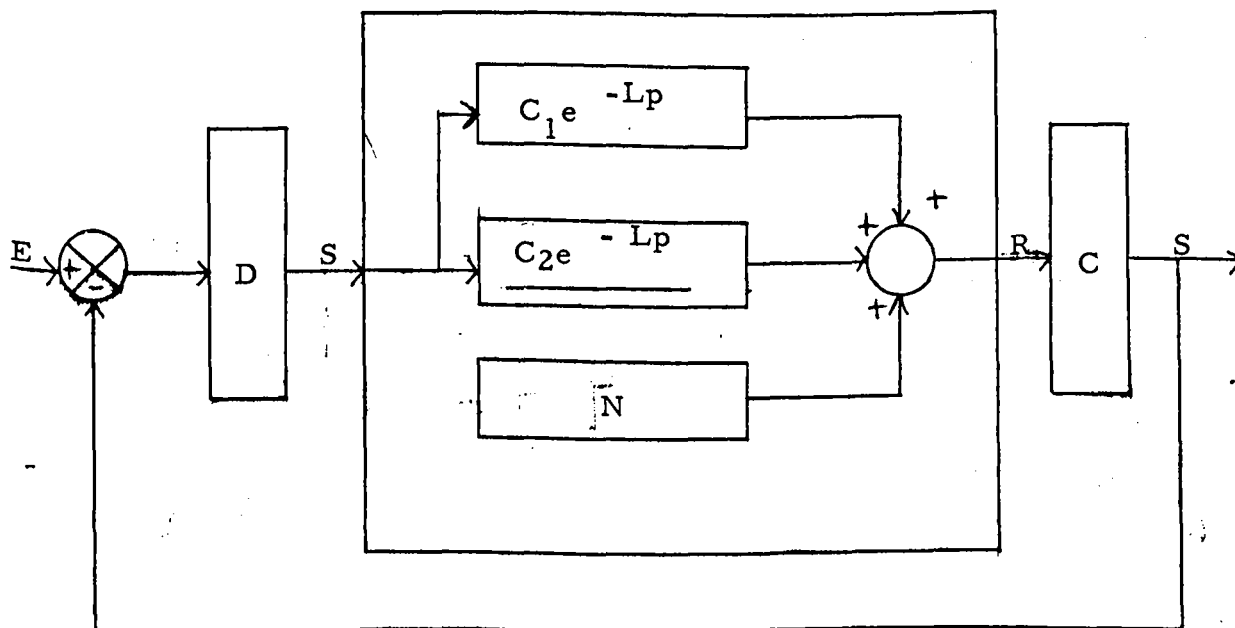
Nous n'envisagerons ici que la partie des travaux de

WALSTON et WARREN publiés en 1954 où ils se servent de signaux sinusoïdaux.

L'opérateur travaille en poursuite et en compensation. Le dispositif expérimental par lequel l'opérateur reçoit les données et effectue son contrôle est de construction suffisamment simple pour n'introduire qu'un seul facteur dynamique. Les déplacements sont proportionnels aux tensions et vice versa. Le coefficient de proportionnalité de ces deux grandeurs peut être expérimentalement modifié.

Au début de leurs études, WALSTON et WARREN ont adopté des modèles différents pour le fonctionnement en poursuite et le fonctionnement en compensation.

Le modèle adopté pour la compensation se compose d'une partie linéaire conformément au schéma bloc suivant :



D et C sont des dispositifs extérieurs à l'opérateur humain. N est un générateur de bruit. S représente alors l'entrée du bloc opérateur et R la sortie du même bloc.

On a alors la relation :

$$H_c = \frac{R}{S} = (C_1 + \frac{C_2}{p}) e^{-Lp}$$

$C_1$  et  $C_2$  représentent des paramètres que WALSTON et WARREN ont tenté de calculer expérimentalement.

La réponse de l'opérateur  $r(t)$  est proportionnelle à la valeur de la somme pondérée de l'erreur  $s(t)$  et de son intégrale en fonction du temps, au retard près  $L$ .

Le retard est assimilé ici au temps de réaction, dont la valeur change pour chaque variété de pistage.

Lorsque la fréquence de la sinusoïde est de 0,5 Hertz, le retard est négligeable pour des sujets entraînés et sa valeur avoisine zéro. Ceci simplifie la portion linéaire de l'opérateur à  $C_1 + \frac{C_2}{p}$ , c'est-à-dire à un amplificateur monté en parallèle avec un intégrateur.

TUSTIN (1947) et PHILLIPS (1947) ont bien montré les raisonnements qui amènent à cette conception. Celle-ci est plus facilement compréhensible si on considère la vitesse  $\frac{dr}{dt}$  avec laquelle le sujet répond.

Il répond vite pour annuler une erreur importante. En d'autres termes, la vitesse de la réponse est proportionnelle à la grandeur de l'erreur. On obtient ainsi  $\frac{dr}{dt} = C_2 s(t)$ .

Si d'autre part, l'opérateur mobilise le système de contrôle proportionnellement au déplacement de l'erreur, on obtient :

$$r(t) = C_1 s(t)$$

$$\text{on a aussi } \frac{dr}{dt} = C_1 \frac{ds}{dt}$$

On arrive alors à :

$$\frac{dr}{dt} = C_1 \frac{ds}{dt} + C_2 s(t)$$

Ce qui est l'équation différentielle de :

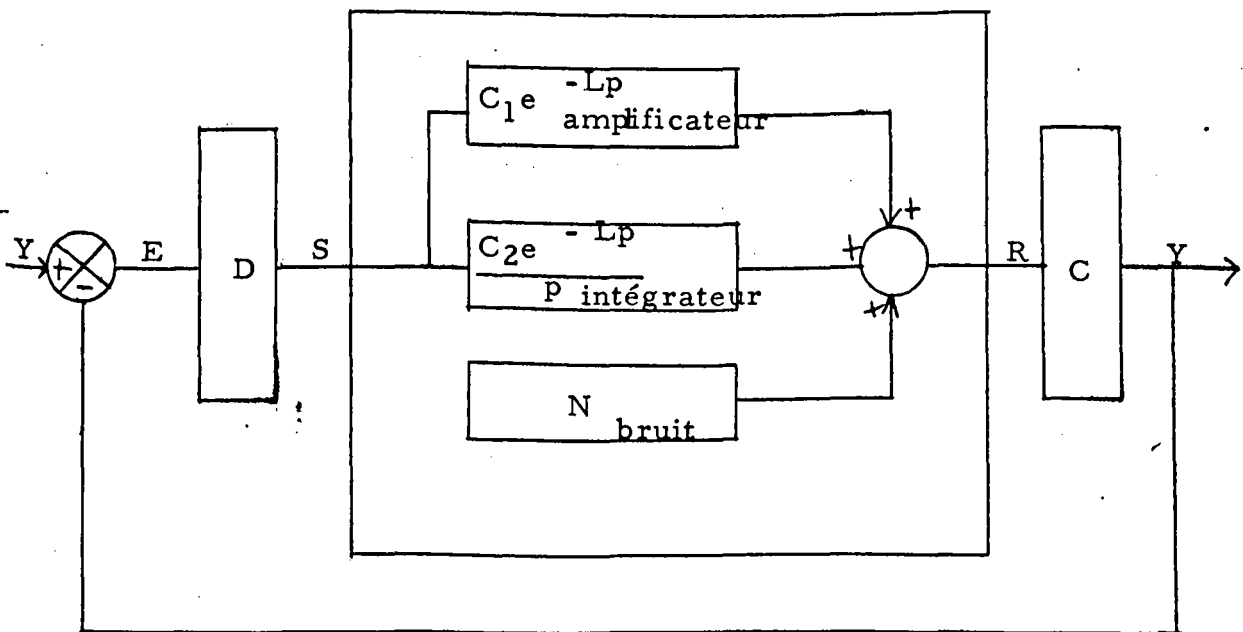
$$r(t) = C_1 s(t) + C_2 \int s(t) dt$$

La dérivée de la réponse par rapport au temps est la somme d'un terme proportionnel à l'erreur et d'un autre terme proportionnel à la dérivée de l'erreur par rapport au temps.

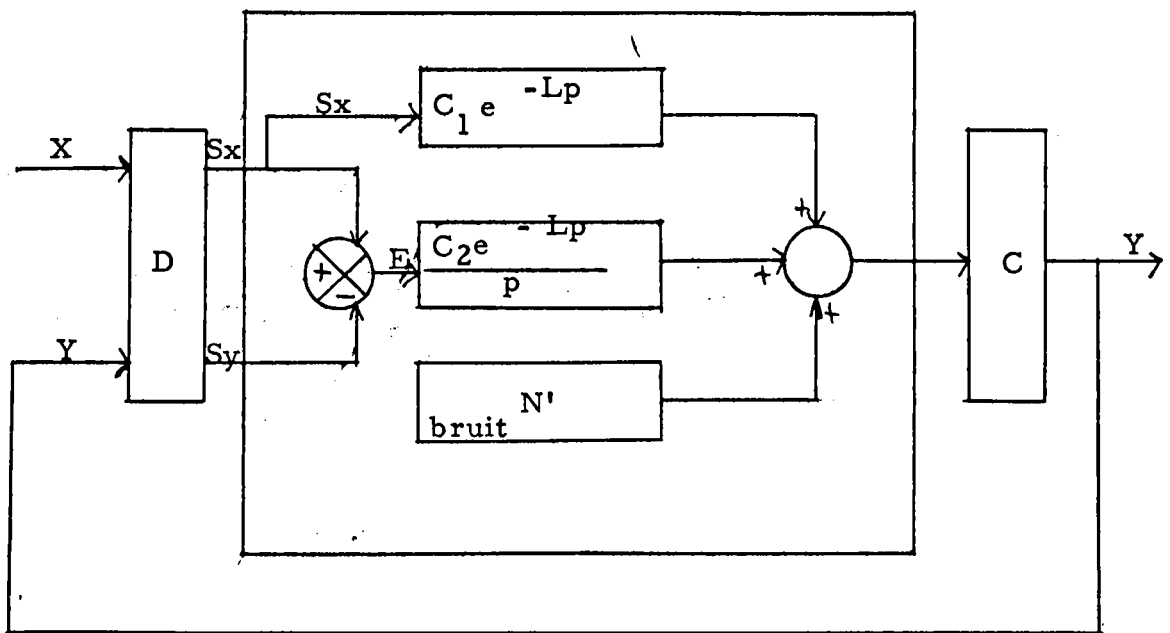
Cette équation lorsqu'on considère l'analyse fréquentielle est affectée au bout d'un temps suffisamment long du facteur  $e^{-Lp}$ .

$$r(t) = \left[ C_1 s(t) + C_2 \int s(t) dt \right] e^{-Lp}$$

Le modèle que WALSTON et WARREN proposent pour la poursuite est presque identique au précédent, à ceci près que l'amplificateur  $C_1 e^{-Lp}$  de l'opérateur a pour entrée le déplacement de la cible et non plus l'erreur, tandis que l'intégrateur  $\frac{C_2 e^{-Lp}}{p}$  réagit à la variation de l'erreur. NORTH (1952) avait déjà expliqué les raisons de cet arrangement.



En compensation



En poursuite

Dans ces deux modèles, la non linéarité et les variables sont groupées sous le vocable général d'un bruit dont la valeur est ajoutée à celle de la sortie. WALSTON et WARREN donnent à ce bruit un spectre de puissance uniforme.

$$N^2(j\omega) = k$$

Il faut ajouter à la sortie des bruits de valeur différente lorsque le sujet travaille en poursuite ou en compensation.

I - 3. COMPORTEMENT DE L'OPERATEUR HUMAIN REpondant A DES  
SIGNAUX CONSTITUES PAR DES SINUSOIDES SUPERPOSEES :

Les auteurs précédemment cités ont utilisé des signaux simples. Ils ont montré que les caractéristiques de la fonction de transfert changeaient quand on modifiait les paramètres de l'entrée. A partir de ces signaux simples, il est donc impossible de déduire le comportement de l'opérateur pour des signaux plus complexes.

C'est pourquoi toute une série d'expériences a été faite avec des signaux complexes, plus proches des types de signaux auxquels l'homme est amené à répondre dans la vie courante.

Pour commencer, certains auteurs ont préféré aux signaux émis par des générateurs de bruits, excellents signaux aléatoires théoriques, la superposition de plusieurs sinusoïdes.

### I - 3. 1. Etude de TUSTIN

TUSTIN en 1947 se préoccupe d'améliorer les performances d'un tireur de char. Il tente de déterminer une "approximate linear law" à partir des résultats variés et même contradictoires qu'il obtient expérimentalement.

Le signal est constitué par la somme de trois sinusoïdes, harmoniques 1 - 3 et 6 d'un fondamental de fréquence basse 0,018 Hertz.

La simplicité de ce signal et sa spécification (3 composantes harmoniques) limitent théoriquement la richesse de ses constatations. Il ne peut déterminer, dans une expérience, que trois points de la réponse fréquentielle.

D'autre part, la relation harmonique qui existe entre les trois composantes du signal conduit à une importante difficulté d'analyse. En effet, nous ne disposons d'aucun argument théorique

certain pour affirmer que la composante de la réponse analysée est bien la réponse à l'harmonique 3 en fonctionnement linéaire et non la réponse au fondamental lorsque l'opérateur fonctionne de manière non linéaire.

Il semble donc souhaitable de préférer d'autres signaux à ceux qu'emploie TUSTIN.

TUSTIN assimile la réponse de l'opérateur à la somme des réponses données d'une part par un élément non linéaire  $n$  et d'autre part par un élément linéaire,  $h$ .

TUSTIN donne de multiples diagrammes de

$$j \omega H (J \omega) = \frac{j \omega R}{E}$$

Ceux-ci suggèrent dans l'élément linéaire l'existence

- 1°) d'une intégration  $\frac{1}{p}$ ,
- 2°) d'une avance de phase  $(1 + T_p)$ ,
- 3°) d'un gain  $k$ , et naturellement
- 4°) d'un temps de réaction  $e^{-Lp}$ .

On a alors :

$$H(p) = \frac{R}{E} = \frac{k (1 + T_p)}{p} e^{-Lp}$$

ou

$$pH(p) = \frac{pR}{E} = k (1 + T_p) e^{-Lp}$$

ce qui est très semblable à la composante linéaire du modèle en compensation de WALSTON et WARREN (1954).

TUSTIN a tenté de modifier les paramètres pour permettre une meilleure superposition des diagrammes obtenus pour le modèle et pour l'opérateur. Il pense utile de remplacer  $pR$  par  $(1 + \tau p) R$  avec  $\tau$  pris de valeur élevée.



On obtient alors :

$$\frac{(1 + \tau p) R}{E} = k (1 + T_p) e^{-Lp}$$

$$H(p) = \frac{R}{E} = k \left( \frac{1 + T_p}{1 + \tau p} \right) e^{-Lp}$$

$$pH(p) = \frac{pR}{E} = k_p \left( \frac{1 + T_p}{1 + \tau p} \right) e^{-Lp}$$

$\frac{p}{1 + \tau p}$  introduit une avance de phase pour les fréquences basses puisqu'il est sensiblement égal à  $p$  quand  $p$  est très petit. Pour les fréquences élevées, sa valeur est sensiblement constante, très petite et égale à  $\frac{1}{\tau}$ .

Pour compenser l'abaissement du gain, on choisit  $k \gg 1$ .

Peut-on appliquer la conception de TUSTIN au comportement global de l'opérateur humain ? Rien, dans ses résultats, ne permet de l'affirmer de manière absolument certaine. Il n'y a en fait dans ses travaux qu'une approximation très bonne, mais qui ne donne pas le droit de passer à l'affirmation.

### I - 3. 2. Etude de RAGGAZINI

RAGGAZINI (1948), d'après FITTS (1951) a donné une fonction de transfert très légèrement différente de celle de TUSTIN. (Il faut dire que les expériences n'ont été faites qu'en compensation).

$$H = \left( p a + b + \frac{c}{p} \right) e^{-Lp}$$

dans laquelle  $a$  est un coefficient très petit.

### I - 3. 3. Etude de RUSSEL

Dans sa Master's Dissertation (1951) "Characteristics of the human as a linear servo-element," RUSSELL tente d'assimiler

l'opérateur à un système presque linéaire, c'est le début de la conception quasi-linéaire donc LICKLIDER (1960) reprendra le développement.

Seul le tracking en compensation est étudié.

Le déplacement du mobile-cible se fait horizontalement. Celui-ci est le résultat de la superposition de 4 sinusoides. La méthode d'analyse des résultats est très voisine de celle qu'emploie TUSTIN. L'étude est faite pour chacune des fréquences qui compose le signal étudié.

RUSSEL choisit comme sortie de l'opérateur le déplacement du levier, et les diagrammes sont représentés dans le plan R/E, la transformée de l'erreur  $\mathcal{E}$  étant en abscisse et celle R de la réponse en ordonnée.

Les diagrammes de TUSTIN sont dans le plan pR/E.

Si on uniformise les deux types de diagrammes grâce à l'emploi de  $p = j\omega$ , on voit bien apparaître la concordance entre les résultats de TUSTIN et de RUSSEL.

RUSSEL arrive à une conclusion importante. L'existence d'un intégrateur de temps est indispensable au fonctionnement de l'opérateur en boucle fermée. Il permet de tenir compte des événements précédents : la sortie dépend aussi bien des valeurs passées de l'erreur que de celles à l'instant étudié.

En extrapolant la courbe de la fonction de transfert, RUSSEL a montré que le rapport entre l'amplitude de la sortie et l'amplitude de l'entrée doit être approximativement de 0,84. Ce qui signifie que la caractéristique doit être multipliée par 1,18 pour amener à 1 sa valeur pour la fréquence zéro, ce qui prouverait la présence d'un intégrateur.

On obtient alors un diagramme de NYQUIST semblable à celui représentant la fonction de transfert.

$$H(p) = \frac{3,7 (1 + 0,28 p)}{p} e^{-0,38 p}$$

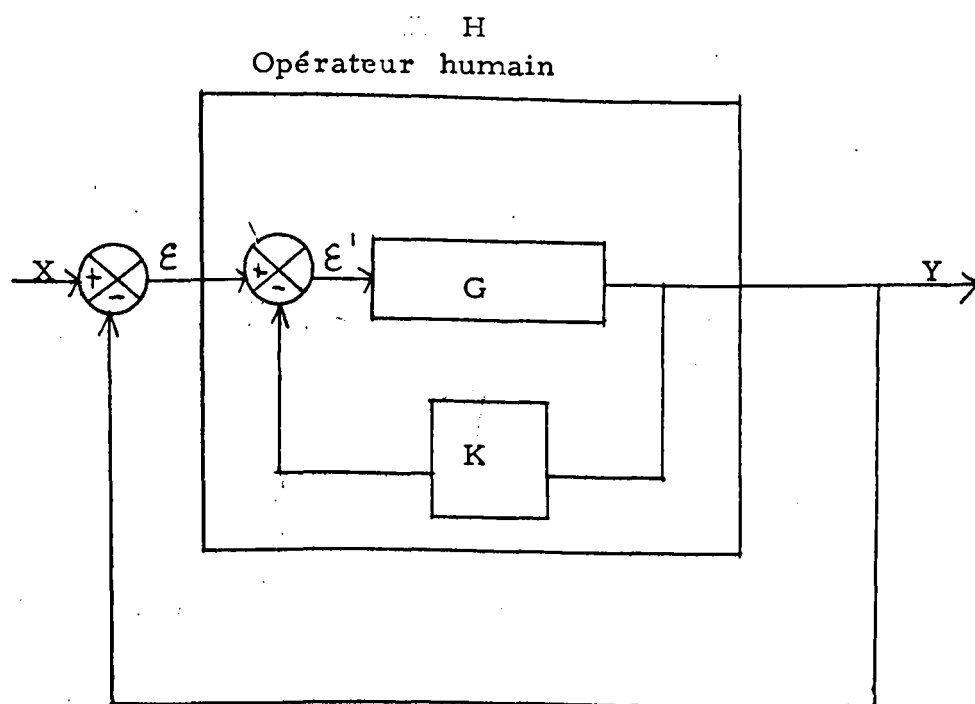
L étant égal à 0,38

ce qui porté dans la formulation de TUSTIN et PHILLIPS donne :

$$p H(p) = 3,7 (1 + 0,28 p) e^{-0,38 p}$$

Cette expression a le mérite de montrer les répercussions respectives et différentes de la valeur et de la rapidité d'accroissement de l'erreur sur la rapidité de la réponse.

Ceci conduit RUSSEL à introduire un nouveau facteur "factor of attenuation", qui influencerait directement la sortie.



H fonction de transfert

G transmittance en boucle ouverte

K gain de la chaîne de retour

Ce "factor of attenuation" n'est pas seulement une diminution du gain de l'opérateur en boucle ouverte, car cela serait insuffisant pour amener, sur le diagramme, à la fréquence zéro, le point représentant la réponse à l'unité. Ce doit être une réduction du gain de la boucle fermée.

Ce facteur d'atténuation est probablement dû à la sensibilité proprioceptive. Celle-ci se comporte comme un amplificateur fonctionnant avec un gain  $k$  que RUSSEL évalue à 0,18.

#### I - 4. COMPORTEMENT DE L'OPERATEUR REpondant A DES SIGNAUX ALEATOIRES :

Ces signaux aléatoires sont souvent donnés par des générateurs de bruits avec filtre. L'analyse des résultats nécessite l'emploi des fonctions de corrélation et des spectres de puissances. Ceci donne la possibilité d'explorer la réponse de l'opérateur humain pour toutes les fréquences et aussi de séparer les parties de la réponse de l'opérateur humain linéaires de celles qui ne le sont pas. Cependant, cette analyse est fort complexe et c'est là son inconvénient majeur.

##### I - 4. 1. Expériences de KRENDEL :

KRENDEL s'est attaché à étudier le comportement pendant un vol simulé de l'ensemble pilote-avion.

Ses expériences sont très voisines de celles d'ELKIND. Leur interprétation fait largement appel aux notions de spectre de puissance et de corrélation.

En 1951 et 1952, KRENDEL tente de déterminer le graphique de l'amplitude en fonction de la fréquence de l'opérateur humain

à partir des valeurs des fonctions d'autocorrélation de l'entrée X et de la sortie Y. L'opérateur travaille en compensation. KRENDEL obtient les fonctions d'autocorrélation de l'entrée et de la sortie  $\Psi_{xx}(\tau)$  et  $\Psi_{yy}(\tau)$  que l'on peut transformer en spectres de puissance  $\Phi_{xx}(j\omega)$  et  $\Phi_{yy}(j\omega)$ . Il en déduit la relation amplitude-fréquence en boucle fermée  $H(j\omega)$ , en partant de la formule :

$$H(j\omega)^2 = \frac{\Phi_{yy}(j\omega)}{\Phi_{xx}(j\omega)}$$

Cette manière de procéder ne donne de résultats rigoureux que si l'on a affaire à un opérateur fonctionnant de manière linéaire, sans production de bruit.

Remarque 1 :

Le coefficient d'autocorrélation peut être défini de manière générale comme suit : soit un phénomène  $f(t)$  variable dans le temps. Considérons-le à partir de l'instant  $t$ , jusqu'à l'instant  $t_1 + n \Delta t$ ,  $n$  étant un entier et  $\Delta t$  un intervalle de temps. Considérons-le maintenant de l'instant  $t_2$  à l'instant  $t_2 + n \Delta t$ . La première expérience nous donne  $(n + 1)$  valeurs de  $f$  :  $f(t_1)$ ,  $f(t_1 + \Delta t)$ ,  $f(t_1 + 2 \Delta t)$ , etc...  $f(t_1 + n \Delta t)$ . De même, on a  $(n + 1)$  valeurs de  $f$  pour la seconde expérience.

Entre ces deux valeurs de  $f$ , on établit le coefficient de corrélation. Le coefficient d'autocorrélation est la limite vers laquelle tend ce coefficient de corrélation quand  $\Delta t$  tend vers zéro.

Remarque 2 :

Un spectre de puissance est une expression donnant pour chaque pulsation, la puissance qui lui correspond, puissance qui est directement liée à l'amplitude.

En 1954, KRENDEL étudie le fonctionnement de l'opérateur en boucle fermée contrairement à ce qu'avaient fait TUSTIN et PHILLIPS. La sortie de l'opérateur est représentée par le déplacement du levier. L'entrée, déplacement de la cible, et la sortie sont liées par le gain  $|G|$  inférieur à 1 et par un retard  $e^{-Lp}$ .

La relation entre la réponse  $R$  de l'opérateur et le stimulus  $X$  en boucle fermée et de la forme :

$$\frac{R}{X} = |G| e^{-Lp}$$

En boucle ouverte, elle devient :

$$H = \frac{R}{\varepsilon} = \frac{|G| e^{-Lp}}{(1 - |G| e^{Lp})}$$

ce qui équivaut à :

$$H = \frac{R}{\varepsilon} = |G| e^{-Lp} + |G|^2 e^{-2Lp} + |G|^3 e^{-3Lp}$$

Dans le modèle de KRENDEL,  $|G|$  est une fonction de la fréquence, toujours inférieure à un, mais pas suffisamment petite pour permettre de négliger  $|G|^2$  et  $|G|^3$ . De ce fait, le modèle hypothétique ainsi réalisé, répondrait d'abord avec un certain temps de réaction, puis avec un autre temps de réaction et ainsi de suite.

KRENDEL est parti d'une fonction de transfert en boucle fermée très simple et obtient donc une fonction de transfert en boucle ouverte compliquée. C'est pourquoi, le modèle obtenu est plus compliqué que ceux auxquels aboutissent les auteurs qui sont partis d'une fonction de transfert en boucle ouverte simple.

En 1954, KRENDEL pour analyser les résultats de ses expériences de vol simulé, sur avion à réaction, superpose les spectres de puissance de l'entrée, de la sortie et de l'erreur ; il détermine ainsi

le spectre de puissance globale qui relie ces quantités l'une à l'autre.

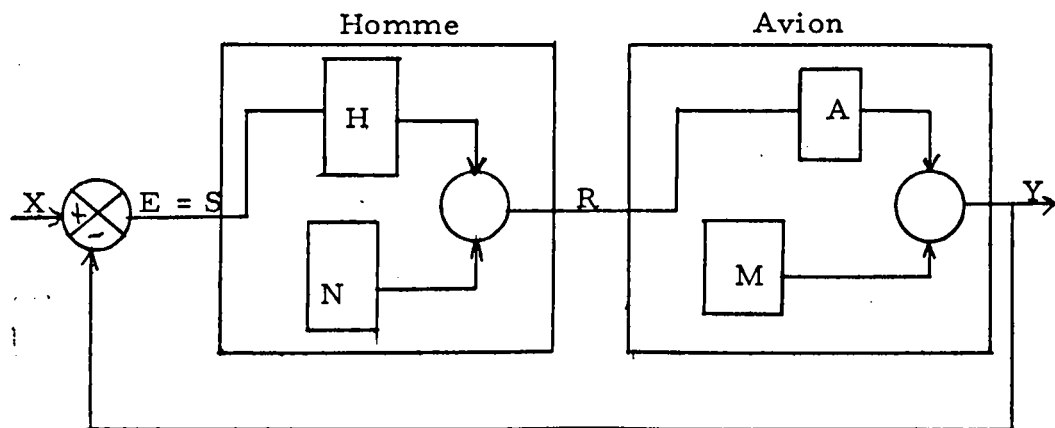
L'idée qui préside à ce mode d'analyse est utile à la compréhension des travaux d'ELKIND ; c'est pourquoi nous l'expliquerons ici.

KRENDEL considère l'opérateur comme l'assemblage d'un opérateur linéaire et d'une source de bruit, conformément au schéma suivant. Il fait de même pour l'avion. Les deux sources de bruit étant bien entendu différentes.

En 1954, KRENDEL superpose les spectres de puissance de l'entrée, de la sortie, et de l'erreur, il détermine ainsi le spectre de puissance global qui relie ces quantités l'une à l'autre.

L'idée de base de la procédure particulière utilisée par KRENDEL est importante pour la compréhension des modèles quasi-linéaires. Nous allons l'expliquer brièvement car elle reviendra également dans les travaux d'ELKIND.

Les variables intéressantes sont indiquées dans la figure suivante :



On considère l'opérateur humain comme la somme d'un opérateur linéaire et d'un générateur de bruit.

L'avion se trouve entre la réponse de l'opérateur  $R$  et celle du système  $Y$ . L'hypothèse de base est que  $x(t)$  l'entrée,  $n(t)$



bruit de l'opérateur et  $m(t)$  celui de l'avion, ne sont pas en corrélation linéaire.

La caractéristique qui nous intéresse le plus est  $H$ , celle qui exprime le rapport de  $R$  à  $E$ . Pour la déterminer, il faut obtenir le spectre de puissance de l'erreur  $\mathcal{E}(t)$  et le spectre d'interpuissance global reliant  $r'(t)$  à  $\mathcal{E}(t)$ . Celui-ci est obtenu à partir de  $r(t)$  et de  $\mathcal{E}(t)$  de façon simple : son amplitude est le produit de leurs amplitudes, sa phase, la différence de leurs phases. En notation complexe, cela s'écrit :

$$\overline{\Phi}(j\omega) = \mathcal{E}^*(j\omega) R(j\omega) = |\mathcal{E}| |R| e^{j(\theta_{\mathcal{E}} - \theta_r)}$$

$E^*$  étant le conjugué de  $E$ .

Connaissant  $\overline{\Phi}_{\mathcal{E}R}(j\omega)$  et  $\overline{\Phi}_{\mathcal{E}\mathcal{E}}(j\omega)$ , nous en déduisons immédiatement  $H$ . C'est simplement le rapport des deux, comme le montre simplement ce qui suit :

$$\frac{\overline{\Phi}_{\mathcal{E}R}(j\omega)}{\overline{\Phi}_{\mathcal{E}\mathcal{E}}(j\omega)} = \frac{\mathcal{E}^*(j\omega) R(j\omega)}{\mathcal{E}^*(j\omega) \mathcal{E}(j\omega)} = \frac{R(j\omega)}{\mathcal{E}(j\omega)} = H(j\omega)$$

Il reste à voir comment l'utilisation du spectre de puissance global évite le problème introduit par le bruit dans la réponse.

Considérons deux réponses  $r(t)$  et  $r'(t)$ , tel que

$$r'(t) = r(t) + n(t)$$

On a :

$$r(t) = \mathcal{Y}^{-1} [H(j\omega) \mathcal{E}(j\omega)]$$

$$r'(t) = \mathcal{Y}^{-1} [H(j\omega) \mathcal{E}(j\omega) + H(j\omega) n(j\omega)]$$

$\mathcal{Y}^{-1}$  étant la transformée inverse de FOURIER.

Il est bien connu que la fonction de corrélation entre  $(t)$  et  $r'(t)$  est approximativement la même que celle entre  $\epsilon(t)$  et  $r(t)$ . La raison en est que la fonction de corrélation entre  $\epsilon(t)$  et  $n(t)$  est nulle. (Le bruit n'est en corrélation linéaire avec rien d'autre).

Puisque les deux fonctions de corrélation sont égales, il en est de même pour les spectres de puissance qui leur correspondent.

$$\text{Ceci conduit à : } H(j\omega) = \frac{\overline{\Phi}_{\epsilon r'}(j\omega)}{\overline{\Phi}_{\epsilon\epsilon}(j\omega)} = \frac{\overline{\Phi}_{\epsilon r}(j\omega)}{\overline{\Phi}_{\epsilon\epsilon}(j\omega)}$$

Les résultats obtenus par KRENDEL à partir de cette méthode sont entachés de deux défauts dus principalement à la complexité signalée en tête de ce chapitre. Tout d'abord, du fait d'un matériel insuffisant, les données sont quelques peu fragmentaires. Ensuite, il n'a été obtenu que quelques points par courbe. Néanmoins, le travail accompli par KRENDEL est considérable par l'apport qu'il a fait dans le domaine de la quasi-linéarité de l'opérateur humain.

Les deux sujets étudiés par KRENDEL travaillent dans deux dimensions. L'une correspond au contrôle de l'aileron, l'autre à celui de l'élèveur. Pour chacune, le signal d'entrée est essentiellement un bruit dont la moyenne quadratique a des variations de 0,6 pouces et dont la bande passante va de 0 à 2 rad/s.

On peut résumer les résultats obtenus de la façon suivante :

- 1 - On observe de très nettes différences entre les fonctions de transfert de l'homme pour divers types de tracking;
- 2 - Les variations de jour à jour et d'essai sont faibles (performances stationnaires).
- 3 - Les caractéristiques de phase pour les largeurs de bande de 2 et 4 rad/s sont identiques. Le retard ou temps de réaction est d'environ

0,6 seconde pour le contrôle de l'aileron et de 0,3 seconde pour celui de l'élévation.

4 - Dans un ensemble de tracking simple, le gain de l'opérateur chute rapidement et le déphasage augmente considérablement, quand la fréquence croît. Le simulateur, qui diminue les composantes haute fréquence, la réponse de l'opérateur et les retards de phase, introduit un gain supérieur, et un déphasage moindre aux hautes fréquences.

Les expériences de KRENDEL ont constitué jusqu'ici un point de départ important dans l'étude de l'analyse des caractéristiques de pilotage de l'opérateur.

#### I - 4. 2. Expériences de WALSTON et WARREN :

En 1954, WALSTON et WARREN font mention de tests de tracking en poursuite et en compensation, avec pour signal d'entrée, un bruit. Le filtre utilisé pour le bruit est un filtre passe-bande plutôt qu'un filtre passe-bas. La fréquence centrale est de 0,5 Hz et la largeur de bande entre les points à puissance moitié est de 0,5 Hz.

Les résultats obtenus montrent qu'en poursuite le temps de réaction est plus court, le contrôle dérivé davantage utilisé, et le bruit moins prononcé. La fréquence de coupure légèrement inférieure à 1 rad/s en poursuite alors qu'elle est seulement d'environ 1/3 rad/s en compensation.

#### I - 4. 3. Expériences d'ELKIND :

##### I - 4. 3. 1. - Première expérience d'ELKIND :

ELKIND s'est inspiré des travaux de HUGGINS. Il a commencé ses travaux avec des dispositifs de représentation et de contrôle

se rapprochant le plus près possible du cas idéal : signal se déplaçant sur l'écran d'un tube à rayons cathodiques et stylet inscripteur maintenu par l'opérateur le plus près possible du signal. Le tracking s'effectue dans une seule dimension.

Dans sa première expérience, ELKIND étudie seulement le tracking en poursuite. Il utilise deux variables : la largeur de bande du signal d'entrée : 2, 4 et 6 rad/s et l'amplitude de la moyenne quadratique de ses fluctuations : 1 - 0,5 - 0,25 et 0,1 pouce.

EKLIND se sert des méthodes que nous avons décrites précédemment. Il détermine ainsi les caractéristiques et les fonctions en boucle fermée. Il réalise également, et ceci pour la première fois, une analyse du rapport signal sur bruit en fonction de la fréquence. C'est ainsi qu'il montre que la courbe en fréquence du rapport puissance de signal à la sortie linéaire sur puissance de bruit, dans des tests avec une largeur de bande de 4 rad/s, chute depuis une valeur approximative de 7 (pour 2 rad/s jusqu'à 6 (pour 4 rad/s) et décroît ensuite linéairement jusqu'à zéro pour 10 rad/s.

#### I - 4. 3. 2. - Seconde expérience de ELKIND :

ELKIND a mis au point un calculateur permettant de réaliser toutes les opérations voulues. Son principe de base est le suivant.

Etant donné un système ayant pour entrée  $x(t)$  et pour sortie  $y(t)$ , nous pouvons déterminer à partir de leur corrélation, le spectre de puissance  $\Phi_{xy}(j\omega) = X^*(j\omega) Y(j\omega)$ . De même, étant donné  $x(t)$  deux fois, il faut déterminer  $\Phi_{xx}(j\omega) = X^*(j\omega) X(j\omega)$ . Les opérations sont les mêmes, seul le choix des valeurs d'entrée change.

- 1 - Avec un filtre, on isole les composants de  $x(t)$  dans une bande étroite de fréquence, et, avec un filtre identique, ceux de  $y(t)$ , dans la même bande. On appelle  $x(j\omega_c, t)$  et  $y(j\omega_c, t)$  les deux signaux filtrés, ( $\omega_c$  = fréquence centrale du filtre).
- 2 - Avec un déphaseur, on retarde  $X(j\omega_c, t)$  de 90 degrés. On dispose alors à la fois de  $X(j\omega_c, t)$  et de  $\bar{X}(j\omega_c, t)$  pour un usage ultérieur.
- 3 - On forme dans des canaux séparés, les produits  $X(j\omega_c, t) \times Y(j\omega_c, t)$  et  $\bar{X}(j\omega_c, t) \times Y(j\omega_c, t)$ .
- 4 - On intègre ces produits, avec des intégrateurs séparés, sur toute la durée d'un test de tracking.

La tension de sortie du premier intégrateur divisée par la durée, donne la partie réelle du coefficient  $\underline{\Phi}_{xy}(j\omega_c)$ , et la tension de sortie du second intégrateur divisée par la durée, donne la partie imaginaire.

- 5 - On recommence ces opérations pour diverses valeurs de  $\omega_c$ .

Les courbes des coefficients en fonction de la fréquence représentent le spectre de puissance sous forme complexe. A l'aide d'une simple machine à calculer, on peut en déduire les courbes amplitude-fréquence et phase-fréquence.

ELKIND représente ses résultats surtout sous la forme de graphiques montrant les caractéristiques amplitude-phase en fonction de la fréquence,  $H'(j\omega)$ , de l'opérateur en boucle fermée. Il trouve également d'autres fonctions caractéristiques. Par exemple, il détermine la part de la sortie qui est linéairement reliée à l'entrée en formant le produit  $\underline{\Phi}_{xx}(j\omega) |H(j\omega)|^2 = X^* X H^\infty H(j\omega)$ . La part de la sortie qui ne l'est pas est alors :

$$\underline{\Phi}_{nn}(j\omega) = \underline{\Phi}_{yy}(j\omega) - \underline{\Phi}_{xx}(j\omega) |H(j\omega)|^2$$

Ceci fournit donc la base du calcul du rapport signal/bruit en fonction de la fréquence.

Avec cet ensemble, EKLIND réalise différents types d'expériences afin d'étudier et de représenter les modifications des caractéristiques de l'opérateur humain quand on change le spectre de puissance de l'entrée.

- Tout d'abord, il réalise une expérience de tracking en compensation comme second test.

- Puis, afin d'adapter son ensemble au tracking en compensation, il individualise les dispositifs de contrôle et de représentation. En poursuite, apparaissent sur l'oscilloscope deux points : l'un des deux est la cible, l'autre est assujéti au déplacement du sty-  
let de l'opérateur humain. En compensation, il y a un point référence au centre de l'écran, et un point erreur, se déplaçant comme  $\varepsilon(t) = y(t) - x(t)$ .

- Enfin, ELKIND utilise comme signaux d'entrée, des signaux constitués par la superposition de 30 à 80 sinusoïdes suivant la largeur de bande de fréquences désirée. Il en déduit, que pour des largeurs de bande égales les nouveaux signaux sont remarquablement plus faciles à suivre.

La seconde expérience d'ELKIND est divisée en quatre parties. Les variables principales sont les caractéristiques du spectre de puissance du déplacement de la cible à savoir.

1 - Largeur de bande du passe-bas :

1 - 1,5 - 2,5 - 4 - 6 - 10 - 15 et 25 rad/s

2 - Fréquence centrale du spectre rectangulaire : 2 - 6 et 10 rad/s  
(largeur de bande 4 rad/s).

3 - Variations de la moyenne quadratique de la cible : 1 - 0,3 - 0,1 pouce  
(passe -bande 0 à 4 rad/s).

4 - Spectre de la forme :  $\overline{\Phi}_{x x} (j \omega) = \frac{1}{(3 + 2 p)^2 n}$  avec  $n = 1, 2, 3$ .

Ceci donne un spectre qui chute respectivement à 6, 12 et 18 db par octave, aux hautes fréquences.

Des résultats recueillis par ELKIND, il en est un qui est appuyé également par les observations faites dans d'autres expériences qui ne se rapportent pas directement aux modèles quasi-linéaires. Les caractéristiques de la partie linéaire de l'opérateur humain, sont à peu près constantes pour une certaine gamme d'amplitude de l'entrée ou de sensibilités du dispositif de représentation. A l'intérieur de cette gamme, l'amplitude du bruit introduit par l'opérateur humain est à peu près proportionnelle à celle de la réponse.

Cette conclusion n'est valable que dans une gamme restreinte. Lorsque le signal tombe en dehors de la gamme, une amplification est alors nécessaire, ce qui peut, dans certains cas, comporter des avantages.

ELKIND trouve des temps de réactions peu élevés ; il explique ces valeurs basses en invoquant la possibilité de prévision que possède l'opérateur humain soumis à des signaux continus et lents : 0,1 sec. en compensation, 0,02 sec. en poursuite. La possibilité de prévoir pourrait être assimilée, comme l'a fait RUSSEL, à un filtre multipliant la transformée de la réponse par  $\frac{1}{1 + \tau p}$ .

EKLIND, comme RUSSEL, se pose aussi la question de savoir si l'opérateur possède ou non un intégrateur.

Si le sujet piste un signal continuellement, il est plus important pour lui de minimaliser une quantité comme la valeur moyenne de l'erreur, plutôt que d'obtenir une erreur finale nulle comme il le fait lorsqu'il répond à un échelon.

Lorsque la cible se déplace lentement, l'opérateur intègre plus qu'il ne filtre.

Lorsque la cible se déplace rapidement, l'opérateur filtre plutôt qu'il n'intègre.

## I - 5. AUTRES TRAVAUX :

### I - 5. 1. Travail de MEDVEDEV : 1956

Celui-ci étudie en poursuite des réponses transitoires de l'opérateur. Le dispositif expérimental employé est un peu inhabituel, le mobile pisteur est constitué par une tourelle, mobilisable avec les deux mains, et pourvue d'un index.

Le déplacement de la cible peut prendre la forme d'un échelon, d'une rampe, d'une parabole, ou d'une vitesse angulaire constante. Il est d'autre part possible de mélanger ces types de déplacements.

- Lorsque la cible se déplace avec une vitesse constante, l'erreur est proportionnelle à la vitesse :  $e = k$

K étant une moyenne statistique de 0,02 seconde.

- Le retard pur est de l'ordre de 0,23 à 0,24 sec.

- Un opérateur moyennement attentif peut répondre à des signaux dont la fréquence est de 5 à 6 Hz. Le retard de phase est alors proportionnel à la fréquence.



## I - 5. 2. Travaux de FOGEL : 1957

FOGEL étudie le comportement des pilotes d'avion. Il fait remarquer que, à l'opposé des machines, l'homme ne peut recevoir un très grand nombre d'informations. Il compense cette difficulté, par sa faculté de discerner les données utiles à la détermination de son comportement.

Celui-ci est fonction du type de signal d'entrée. C'est là qu'apparaît le côté non linéaire de l'opérateur humain.

FOGEL pense avec McRuer que pour chaque sorte de signal, l'opérateur se comporte comme un système linéaire dont la transmittance est toujours de la forme :

$$F(p) = K_1 \frac{1 + T_1 p}{(1 + T_3 p)(1 + T_2 p)} e^{-\zeta p}$$

$\zeta$  a une valeur comprise entre 0,2 et 0,3 pour un signal aléatoire. Elle est négligeable lorsque le signal est prévisible.

$T_2$  est relative au système musculaire. Cette constante a une valeur comprise entre 0,1 et 0,16.

$T_1$  et  $T_3$  ou avance de phase dépendent du dispositif avion et du système visuel.

La valeur du gain  $K$  varie. Sa valeur est telle qu'elle entraîne une stabilité marginale du système opérateur avion, lorsque l'opérateur travaille avec précision. Elle s'écarte de cette valeur, lorsque la précision de l'opérateur est moindre.

## I - 6. UTILISATION DES EQUATIONS DIFFERENCES FINIES :

NORTH (1952 - 1954 - 1955) a utilisé les différences

finies. Il montre que, si on réduit l'intervalle entre les échantillonnages, les résultats de l'analyse obtenus en se basant sur les équations linéaires aux différences finies se rapprochent de ceux obtenus avec les équations différentielles à coefficient constant ou avec les méthodes de transformation linéaire.

Par conséquent, en principe, il existe une relation étroite entre le modèle linéaire intermittent et le modèle linéaire sans variation dans le temps.

Cependant, si l'intervalle est de 0,5 seconde, il y a de grandes différences dans leur comportement.

Ce modèle intermittent est difficile à manipuler et NORTH a été le premier à s'en servir.

Remarque : On obtient une équation aux différences finies en remplaçant dans une équation différentielle les différentielles  $df$  par des quantités  $\Delta f$  finies,  $\Delta f$  représentant la différence  $(f_{n+1} - f_n)$  de deux valeurs consécutives de  $f$ .

#### I - 7. TRAVAUX DE RAOULT :

RAOULT a été un des premiers en FRANCE à s'occuper du problème de l'opérateur humain.

Il utilise une représentation sur oscilloscope. Le signal est constitué de sinusoides superposées. Il utilise plusieurs dispositifs de commande manuelles : simple avec inertie, avec frottement visqueux, avec force de rappel proportionnelle à l'élongation ; dans ce dernier cas, il y a adaptation à la commande manuelle grâce à la boucle proprioceptive.

Il montre que tout opérateur adapté est assimilable à un

système linéaire de transmittance stable, dans des conditions de travail bien déterminées. La forme de cette transmittance resterait la même pour tous les opérateurs adaptés.

L'ensemble opérateur système mécanique, répondant à un échelon, se comporte comme un système linéaire, élaborant un retard pur dont la valeur est comprise entre 0,10 et 0,20 seconde.

RAOULT pense qu'en régime harmonique, il n'est pas utile d'introduire un terme d'avance de phase, et qu'en boucle ouverte, l'expression  $K \frac{e^{-0,1p}}{p}$  est satisfaisante.

Il existe une différence entre le retard pur  $\tau$  et le temps mort qui survient avant la réponse. On peut considérer  $\tau < 0,30$ .

La fonction de transfert de l'opérateur satisfait dans tous les cas à  $F(p) \approx \frac{A}{p^n}$  avec  $n \geq 2$  quand  $|p| \rightarrow \infty$ , A étant une constante.

En examinant la réponse aux échelons, RAOULT est amené à faire des rapprochements entre le fonctionnement de l'opérateur et celui d'un système à échantillonnage. Les signaux continus comme les réponses à l'échelon se font souvent par paliers, qui peuvent avoir valeur d'échantillonnage.

RAOULT propose l'expression suivante de la transmittance de l'opérateur humain considéré comme un système à échantillonnage :

$$K e \frac{1 - e^{-\theta p}}{p} e^{\theta p} \frac{1 + T_1 p}{p} W(p)$$

W(p) étant une expression complexe du cinquième degré, valable surtout pour la simulation des échelons.

$\phi$  représente la durée de prélèvement, estimée à 0,08 sec. environ.

$T_1$  étant une constante de temps.

Enfin, RAOULT propose comme fréquence d'échantillonnage, une fréquence de 4 hz.

## II - LE DISPOSITIF EXPERIMENTAL :

L'appareillage que nous avons utilisé dans nos expériences peut se décomposer en 3 éléments :

II - 1. Le dispositif de représentation des mobiles

II - 2. La commande manuelle

II - 3. Le système de production des signaux de référence

### II - 1. DISPOSITIF DE REPRESENTATION DES DEUX MOBILES :

Les dispositifs de représentation du mobile cible et du mobile pisteur, utilisés par les différents auteurs, se signalent souvent par leur grande complexité.

Ceci se comprend aisément quand on se rappelle les conditions dans lesquelles on a d'abord essayé de caractériser l'opérateur humain. Au cours de la dernière guerre, le problème capital était d'étudier le comportement de l'homme placé au sein d'un dispositif physique déjà construit et non pas de construire un dispositif auquel l'homme puisse facilement s'adapter. Aussi les expérimentateurs ont-ils repris en le simplifiant le schéma d'une tourelle de char, d'un palonnier, d'un dispositif de visée. Voilà pourquoi on trouve des dispositifs complexes à prismes, à rotation, à crémaillère, etc.... ce qui rend la lecture de la poursuite et l'enregistrement des résultats difficiles.

Nous avons employé un oscillographe cathodique modèle C.R.C. OC 728 NS. pour dispositif de représentation des mobiles. C'est

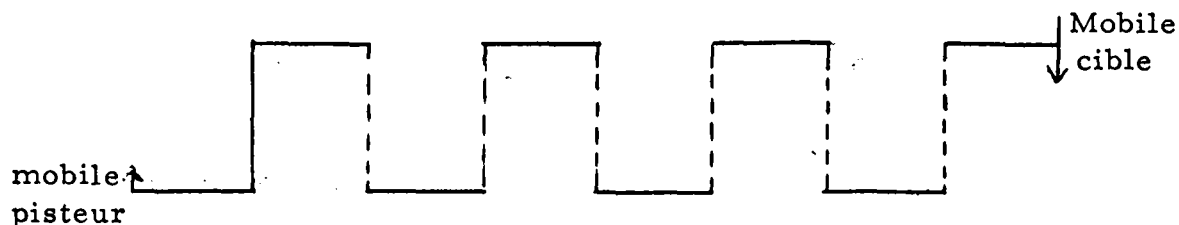
un oscillographe à deux voies, à un seul faisceau.

Dans le déroulement d'une expérience, l'opérateur doit garder les deux mobiles constamment et distinctement visibles. Sinon, il est dans l'obligation de les différencier, ce qui représente une perturbation, l'addition d'un temps de repérage des signaux et d'un temps de réaction de choix, "choice reaction time".

Dans le cas particulier, nous avons stabilisé l'oscillogramme sur la fréquence du commutateur de voies de l'oscillogramme.

En compensation, on envoie sur l'une des voies la valeur de l'erreur. En poursuite, on envoie sur la première voie le mobile pisteuse et sur la deuxième voie le mobile cible.

En poursuite on obtient



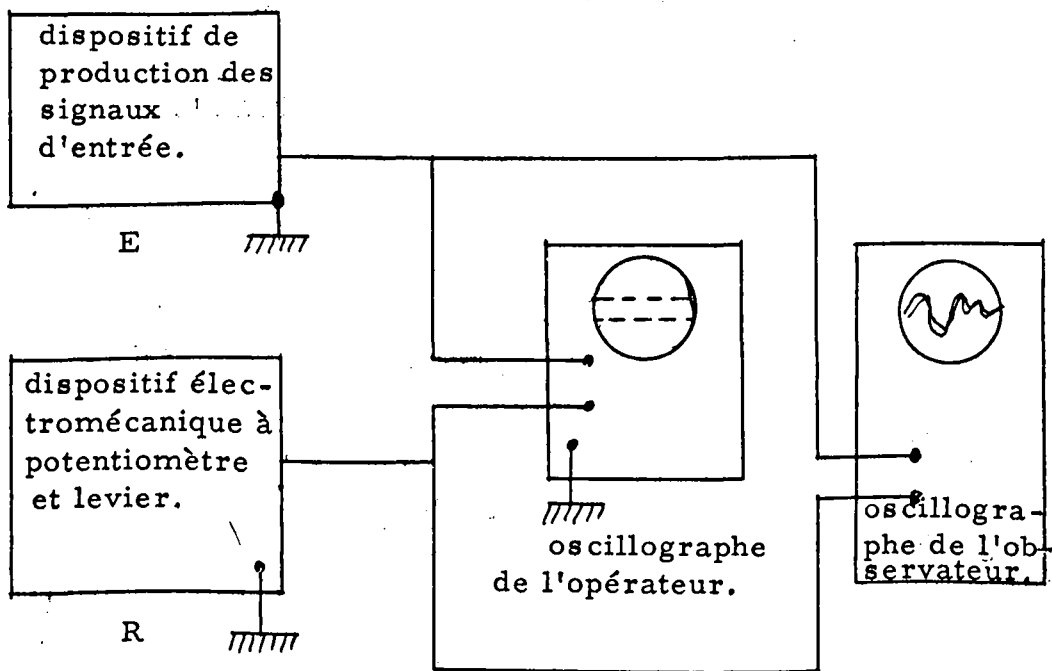
Cette manière de faire présente un inconvénient. L'imperfection du réglage de la stabilité provoque "des sautes" de lignes. L'expérience alors n'est pas valable, il faut recommencer. La solution idéale serait représentée par un oscillographe à deux faisceaux qui permettrait de différencier totalement mobiles pisteuse et cible.

Ce type de visualisation est d'une grande clarté pour l'opérateur qui travaille soit en poursuite, soit en compensation. En poursuite, sa tâche est de maintenir les deux lignes pointillées au même niveau, en correspondance. En compensation, l'opérateur doit ramener continuellement à zéro la ligne de pointillé correspondant à

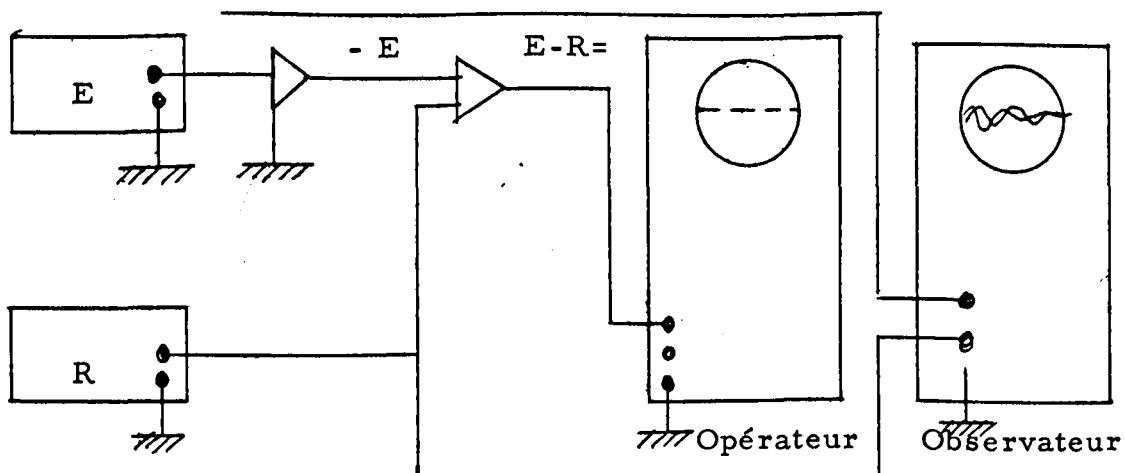
l'erreur commise par le mobile pisteur.

A l'aide d'un second oscillographe du même type, il est possible de représenter les deux valeurs dans le temps,  $x$  et  $y$ , de l'entrée et de la réponse de l'ensemble opérateur humain-système électromécanique.

Le schéma du montage utilisé se présente ainsi :



Dispositif adopté en poursuite.



Dispositif adopté en compensation.

## II - 2. LA COMMANDE MANUELLE :

C'est certainement un des points les plus importants de l'appareillage. Les caractères mécaniques de la commande manuelle peuvent modifier la transmittance de l'opérateur humain.

Ceci peut se déduire aisément des résultats d'une expérience simple. La réponse en amplitude à des échelons varie de manière appréciable si on ajoute ou si on retranche des frottements secs par exemple au système de commande manuelle.

La chaîne de retour kinesthésique fournit à l'opérateur humain des informations sur le déplacement du levier. Plus un système de commande manuelle permet à l'opérateur d'augmenter, grâce à sa sensibilité proprioceptive, sa capacité informationnelle, plus il lui permet une meilleure régulation, et plus ce système semble souhaitable, dans la pratique courante.

Ce point capital semble avoir été très peu précisé par les auteurs. Il conditionne cependant considérablement les résultats. RAOULT par contre, a bien insisté sur ce problème et a étudié les avantages respectifs de l'emploi d'un système de commande à inertie, à frottements visqueux, avec force de rappel proportionnelle à l'élongation.

Il existe au niveau du bras, un asservissement secondaire dans lequel est impliqué la dynamique de la commande manuelle. Le bras reçoit une information qui constitue la grandeur d'entrée du muscle. Celui-ci engendre une force qui agit sur l'organe mécanique : bras, levier de commande.

Si le déplacement du levier est sans inertie, la force appliquée à celui-ci est intégralement transmise. La sensibilité proprioceptive ne fournit alors que peu de données.



---

Par contre, si le déplacement du levier produit des forces de réaction, celles-ci viennent se soustraire de la force déployée par le muscle et la force qui mobilise le levier est la résultante de ces forces. C'est elle qui est à l'origine du déplacement du levier. Cette force résultante est comparée au déplacement grâce à la sensibilité proprioceptive. Elle constitue une boucle de réaction secondaire de l'opérateur. Les informations qu'elle véhicule sont alors plus précises.

Par contre, certains auteurs ont vu là une difficulté supplémentaire dans l'étude de l'opérateur humain et ont, à l'opposé, tenté de diminuer la quantité informationnelle de cette boucle de réaction secondaire.

Il est relativement aisé de prouver l'existence de cette boucle de réaction kinesthésique. On demande à un sujet de suivre des échelons d'amplitudes constantes. Les résultats sont bons au bout d'un certain temps; On lui demande alors de lâcher le levier, de bouger la main, puis de reprendre le levier en main; les performances sont alors moins satisfaisantes et il faut de nouveau attendre un moment avant de retrouver la même précision dans le pistage.

Il est aussi un autre moyen de mettre en évidence cette boucle kinesthésique. Il suffit de faire suivre au sujet des échelons successifs à une vitesse moyenne, puis brusquement de faire disparaître ou d'immobiliser le mobile suiveur; le sujet fait alors, contrairement aux machines, une réponse non dénuée de sens, représentative de l'apport kinesthésique.

Quant à nous, nous avons cherché à utiliser un dispositif le plus simple possible, pour n'introduire, du fait de l'appareillage, que le moins de perturbations possibles ou des perturbations bien définissables et constantes. Ce dispositif diminue d'autre part considérablement les apports de la sensibilité proprioceptive, à l'opposé du

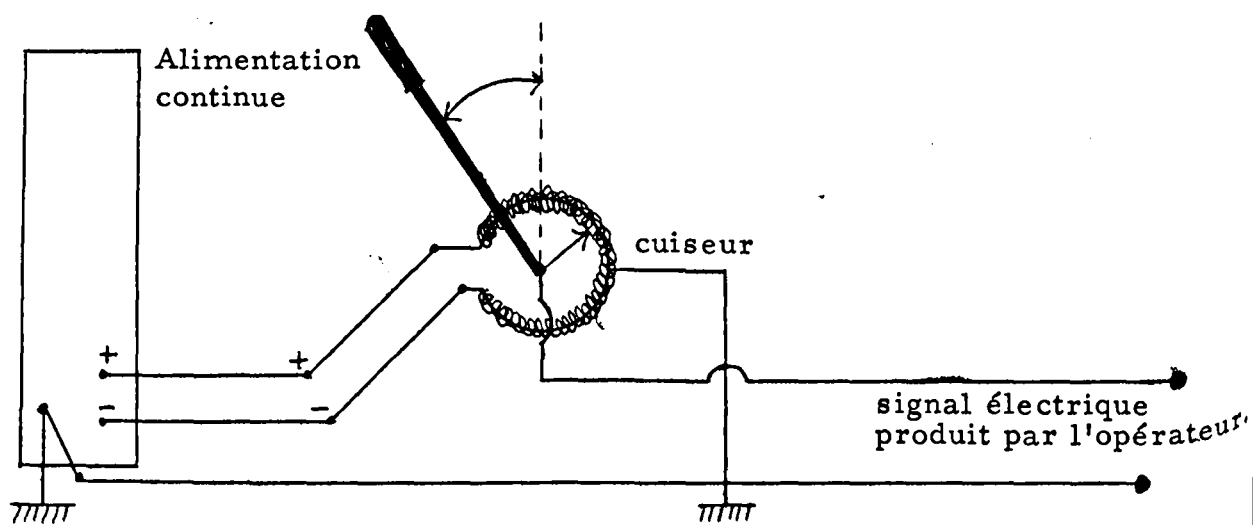
dispositif employé par RAOULT par exemple.

Nous avons choisi pour transformer le déplacement du levier en un signal électrique, dont le déplacement est visible sur l'écran d'un oscilloscope, un simple système potentiométrique, donnant une tension variant linéairement en fonction de la position du curseur.

Nous avons utilisé un potentiomètre à point milieu, alimenté à ses extrémités par une tension continue accessible en + et en -. C'est ce potentiomètre qui effectue la transformation position du curseur-tension électrique.

Le curseur est mû par l'opérateur grâce à un levier, que nous avons, en définitive, choisi léger. L'opérateur tient à pleine main l'extrémité supérieure du levier dont le déplacement se fait d'avant en arrière. Aller vers l'avant fait baisser le spot sur l'écran, tirer vers soi, le fait monter. En agissant sur la valeur de l'alimentation aux bornes du potentiomètre, on peut faire varier la valeur de l'angle de rotation du levier pour un même déplacement du spot sur l'écran. Ceci, dans les expériences faites chez certains malades, est indispensable.

Le schéma représentatif est simple :



## II - 3. LE SYSTEME DE PRODUCTION DES SIGNAUX :

Pour définir le comportement et les caractéristiques d'un système, il faut pouvoir disposer d'une grande variété de signaux : échelons, sinusoides, rampes, (d'amplitudes et de fréquences variables), signaux aléatoires.

### II - 3. 1. Signaux simples :

Nous avons utilisé un générateur de signaux à très basse fréquence GB. 64. CRC, donnant des signaux carrés, triangulaires ou sinusoidaux, lorsque nous avons étudié la réponse de l'opérateur humain à des signaux réguliers.

La loi de ces signaux est simple, l'opérateur humain placé dans la chaîne d'action a vite fait de la découvrir. Il peut donc prévoir le déplacement de la cible. Mémoire et intelligence interviennent alors. Ces deux facteurs sont difficilement quantifiables et ne permettent pas d'analyser rigoureusement l'opérateur humain.

Pour les éliminer, il suffit de rendre le déplacement de la cible imprévisible pour le sujet, c'est-à-dire de ne pas lui permettre de découvrir la loi qui régit le signal.

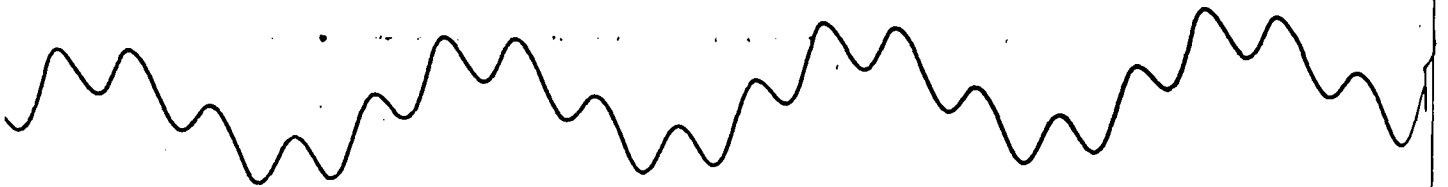
Cette condition est parfaitement remplie par un signal aléatoire ; c'est pourquoi certains auteurs se servent d'un phénomène purement aléatoire comme les variations du secteur alternatif.

Mais l'emploi de tels signaux présente de gros inconvénients. Leur reproductibilité est difficile voire impossible, ce qui rend les expériences non comparables. L'analyse des résultats obtenus grâce à ces signaux nécessite un important matériel dont nous ne disposons pas.

En fait, l'expérience montre que pour éliminer la mémoire et l'intelligence, il suffit de rendre le signal aléatoire pour le sujet. Il n'est pas absolument nécessaire d'utiliser un signal mathématiquement aléatoire.

Dans ce but, les différents auteurs ont habituellement choisi de complexifier le signal. Les signaux proposés reposent à peu près tous sur le même principe : la sommation de deux ou plusieurs sinusoides, d'amplitudes et de fréquences différentes.

Nous n'avons pas choisi, pour les raisons indiquées précédemment, la sommation de plusieurs harmoniques d'une sinusoïde de fréquence donnée, mais nous avons utilisé des signaux créés par superposition de deux sinusoides. Nous avons appelé Signal 1 a, le signal composé par une sinusoïde de période  $T = 20$  secondes et d'une sinusoïde de  $T = 4$  secondes.



Le signal 2a est créé par superposition d'une sinusoïde de  $T = 7,5$  secondes et d'une autre sinusoïde  $T = 4$  secondes.



L'amplitude des signaux a été choisie de manière à balayer tout l'écran de l'oscilloscope.

Cette sommation de sinusoides ne donne de résultats valables que si leur nombre est important. STARK, par exemple, effectue une sommation de 80 sinusoides. Ceci nécessite un matériel considérable. Aussi, nous sommes nous orientés vers d'autres types de signaux, dont la forme ne puisse être prévue par l'opérateur.

### II - 3. 2. Création d'échelons d'amplitude et de durée variables :

A cet effet, nous nous sommes servis d'un générateur de fonction conçu par MANESSE (Institut électro-mécanique LILLE).

On obtient un signal dont la forme d'onde, au cours d'une période, est constituée par la juxtaposition d'impulsions rectangulaires d'amplitudes différentes.

Le niveau de chaque "palier" est modifiable à volonté à l'aide d'une matrice de programmation, à diodes enfichables.

On peut ainsi produire des signaux variables par paires, de forme et de fréquence quelconques. La fréquence est alors fonction de celle du générateur TBF GB 64 utilisé pour commander l'appareil.

### II - 3. 3. Signaux amortis pseudo-aléatoires :

Nous avons d'autre part utilisé des signaux de réalisation simple, en combinant seulement deux sinusoides, dont l'une présente des caractères particuliers. Leur sommation crée un signal facilement utilisable dans la détermination de la fonction de transfert.

La première sinusoïde répond à l'équation :

$$y'' + by' + ay = Y_0$$

dont l'équation caractéristique :

$$r^2 + br + a = 0$$

$$\text{admet pour racines } r = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4a}}{2}$$

Dans notre dispositif  $b = 0,05$  et  $a = 0,1$   
soit  $b^2 = 0,0025$  et  $4a = 0,4$ .

Dans ce cas, on peut considérer  $b^2 \gg 4a$  et l'on a :

$$r_1 = -\frac{b}{2} + j\sqrt{a}$$

$$r_2 = -\frac{b}{2} - j\sqrt{a}$$

la solution de l'équation a pour forme générale :

$$y = e^{-\frac{b}{2}t} (K_1 \sin \sqrt{a}t + K_2 \cos \sqrt{a}t)$$

La détermination de  $K_1$  et  $K_2$  à l'aide des valeurs initiales  $y = y_0$  et  $y' = 0$  pour  $t = 0$ , permet, dans l'hypothèse où  $\frac{b}{2}$  est très petit, d'en arriver à la solution :

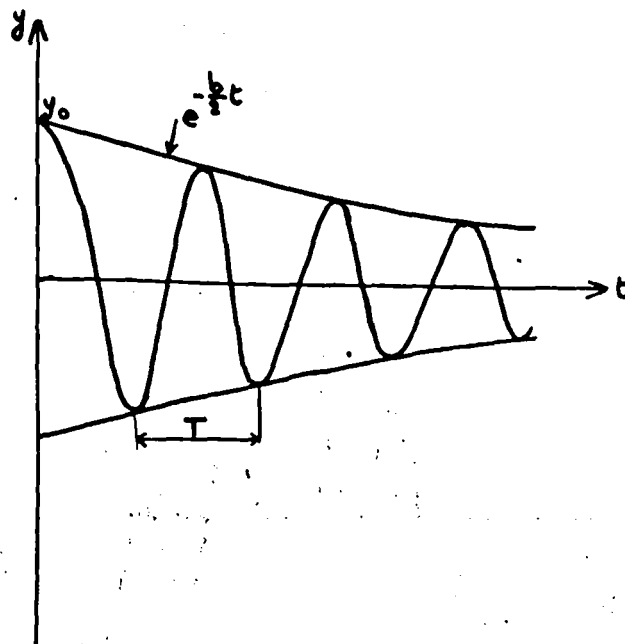
$$K_1 = 0 \quad K_2 = y_0$$

$$\text{soit } y = y_0 e^{-\frac{b}{2} t} \cos \sqrt{a} t$$

La courbe représentative est une sinusoïde dont l'amplitude décroît exponentiellement en  $e^{-\frac{b}{2} t}$  et de pseudo-période

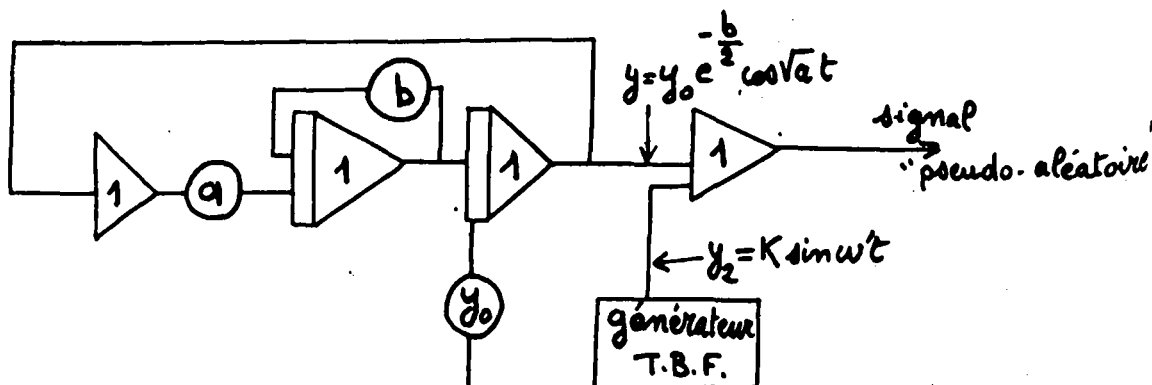
$$T = \frac{2\pi}{\sqrt{a}}$$

(En toute rigueur, il faut parler de pseudo-période, car l'amplitude du signal ne repasse pas rigoureusement par la même valeur au bout de cet intervalle de temps).



On réalise alors la somme de ce signal et d'une sinusoïde quelconque  $y_2 = K \sin \omega t$ .

Le dispositif de réalisation pratique comporte 4 amplificateurs opérationnels de calculatrice analogique et un générateur très basse fréquence.

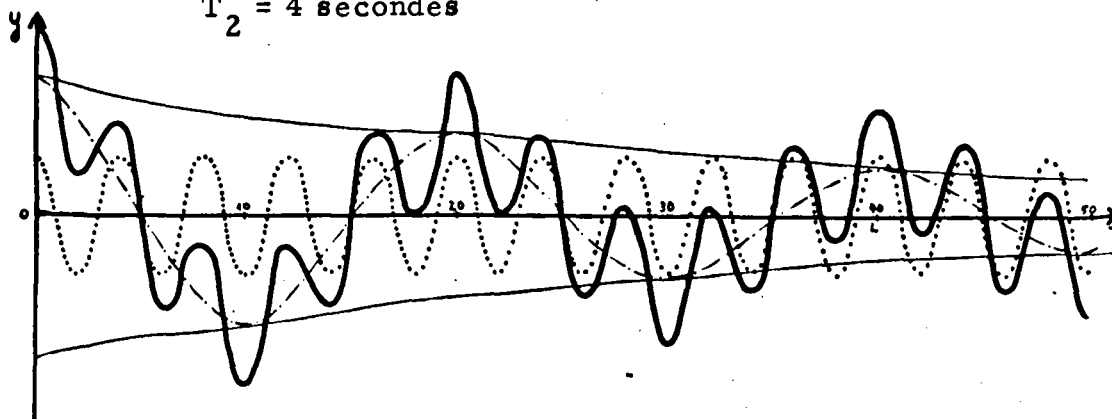


On possède alors un dispositif très simple, fournissant un signal "pseudo-aléatoire" sur lequel il est possible d'agir aisément en changeant la valeur des paramètres  $a$  et  $b$ .

Signal l b

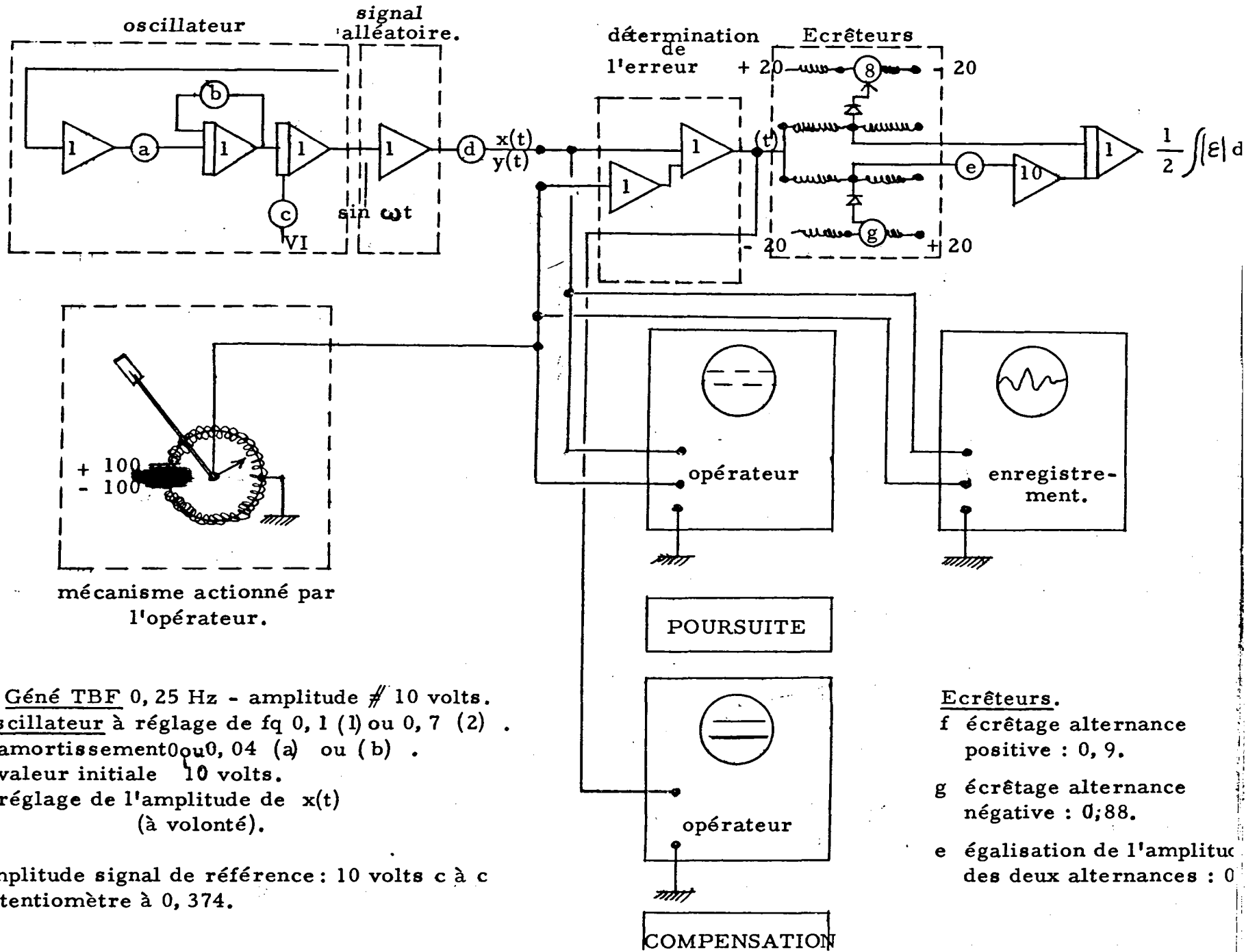
$a = 0,1 \quad b, 0,05 \quad T = 20 \text{ secondes}$

$T_2 = 4 \text{ secondes}$





ET EN COMPENSATION.



fq Géné TBF 0,25 Hz - amplitude # 10 volts.  
 Oscillateur à réglage de fq 0,1 (1) ou 0,7 (2) .  
 b amortissement 0 ou 0,04 (a) ou (b) .  
 c valeur initiale 10 volts.  
 d réglage de l'amplitude de x(t)  
 (à volonté).

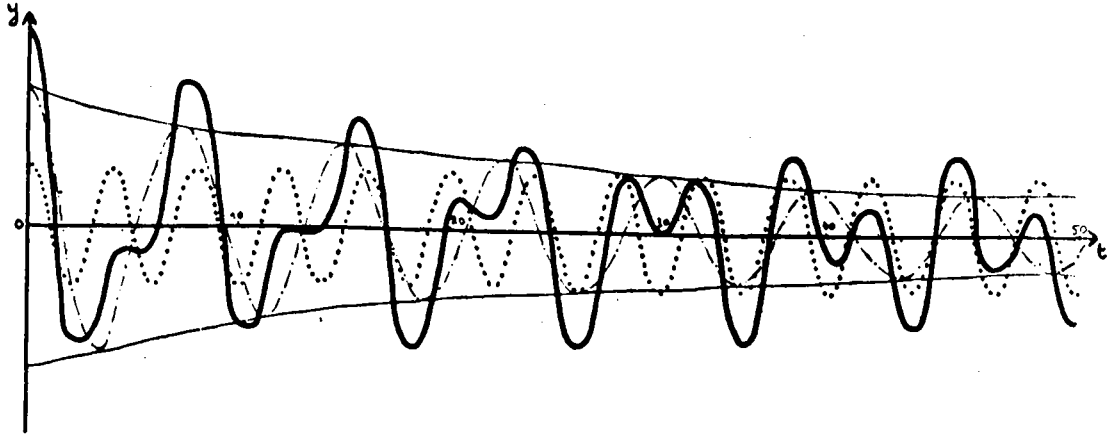
amplitude signal de référence: 10 volts c à c  
 potentiomètre à 0,374.

Ecrêteurs.  
 f écrêtage alternance positive : 0,9.  
 g écrêtage alternance négative : 0,88.  
 e égalisation de l'amplitude des deux alternances : 0

Signal 2 b

$$a = 0,7 \qquad b = 0,05 \qquad T = 7,5 \text{ secondes}$$

$$T_2 = 4 \text{ secondes}$$



Ces signaux sont suffisamment aléatoires pour le sujet .  
Les expériences faites montrent qu'il est habituellement impossible d'en  
découvrir la loi et les résultats obtenus sont satisfaisants.

Il présentent de plus une caractéristique très appréciable  
dans les tests de tracking manuel : ils donnent à la cible un déplacement  
à vitesse variable.

### III - ETUDE DE LA REponse DE L'OPERATEUR HUMAIN A DES ECHELONS :

Nous avons dans une première série d'expériences étudié la réponse de l'opérateur humain à des signaux très simples tels que l'échelon.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre I, de nombreux auteurs se sont déjà intéressés à ce problème. Ils ont essayé de déterminer, à partir de la réponse à l'échelon, une fonction de transfert valable à la fois pour les signaux discrets et les signaux continus. Ce genre d'étude demande un matériel considérable et nous n'avons pas encore la possibilité d'être si ambitieux. Nous verrons cependant dans le chapitre V quels sont les arguments que nous apportons en faveur de telle ou telle forme de fonction de transfert.

Notre but, dans cette série d'expériences, est plus modeste. Il consiste en la mise au point d'un test utilisable en clinique. Ceci nous oblige donc à une grande simplicité. Les malades que nous examinons sont, soit par leur maladie, soit du seul fait de leur hospitalisation, placés dans des conditions émotionnelles très particulières, qu'il faut éliminer. Souvent, leur coefficient intellectuel est modeste ; un test trop complexe n'est donc pas souhaitable et complique beaucoup l'analyse.

Nous laissons le sujet en expérience se familiariser avec le fonctionnement du dispositif. Tous les sujets comprennent assez vite, qu'il faut tirer vers soi le levier pour faire monter le spot sur l'écran, et qu'il faut le repousser pour faire baisser le spot.

Après un temps de repos, on demande au sujet de suivre des échelons dont l'amplitude et la fréquence de présentation peuvent être programmées comme on le désire.

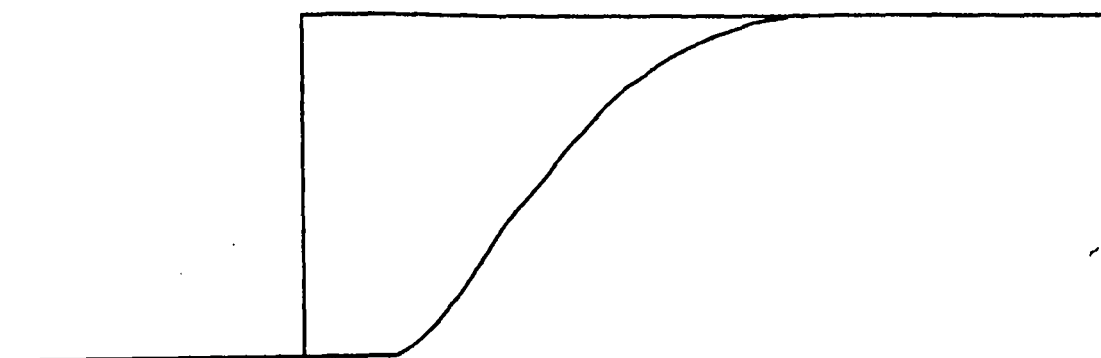
Nous redisons ici l'importance capitale du système de visualisation de la cible et du repère pisteur. Les résultats obtenus dépendent directement du type de système de visualisation.

### III - 1. Etude de la réponse :

Nous avons pratiqué, 454 expériences techniquement valables, sur 18 opérateurs en bonne santé apparente.

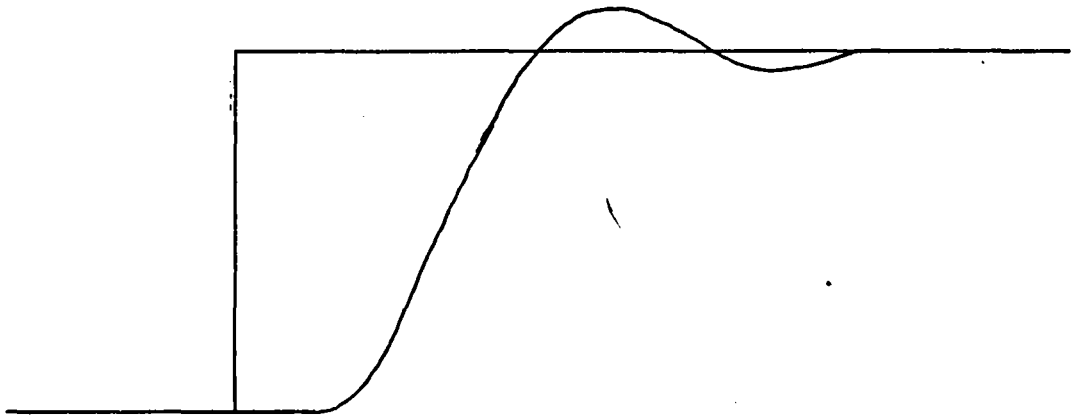
#### III - 1. 1. Différents types de réponse :

Tous les opérateurs ne répondent pas de la même manière à un même stimulus échelon. Nous avons obtenu plusieurs types de réponses que nous avons appelé A - B - C - D - C + B - C + C



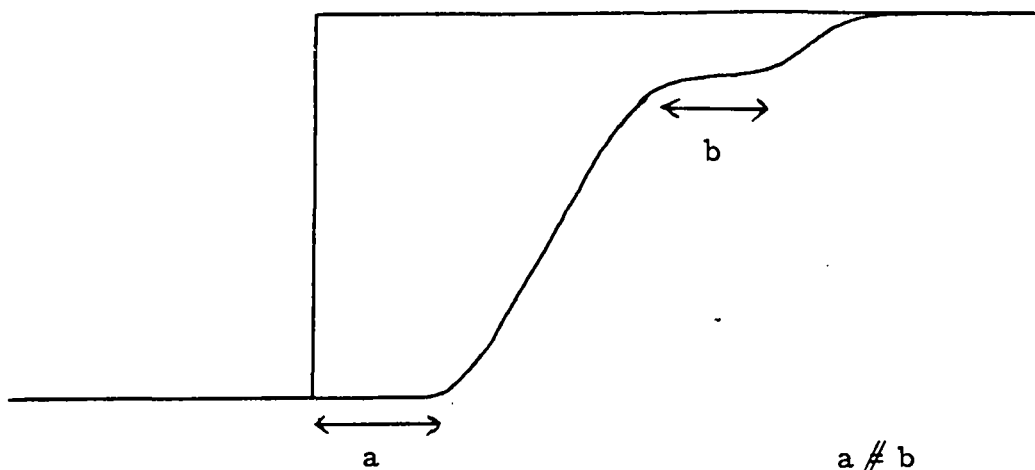
REPONSE A

La réponse du type A est une réponse simple. Elle évoque la réponse d'un système du second ordre.



### REPONSE B

La réponse du type B se caractérise par un temps de montée rapide mais aussi par un dépassement. Elle rappelle également la réponse d'un système du second ordre dans le cas où l'amortissement est faible.

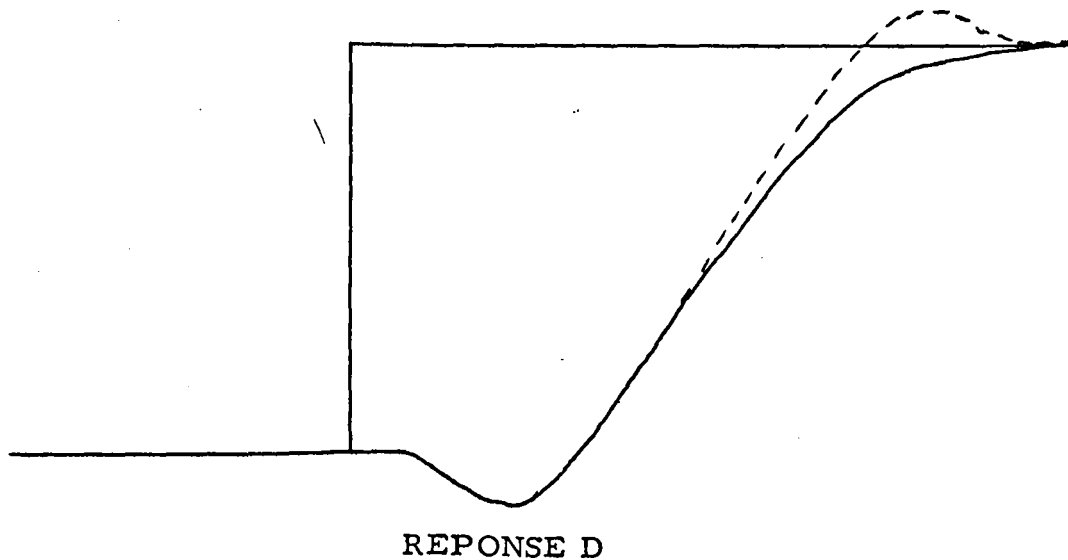


### REPONSE C

Le début de la réponse C est semblable à celui de la réponse A. Mais, lorsque l'erreur est presque annulée, il existe un pallier, puis l'erreur est complètement corrigée. Tout se passe comme si, l'opérateur avait effectué deux approximations du déplacement correcteur. Il existe des réponses où l'on trouve deux palliers semblables, (type réponse : C + C).

Dans tous ces cas, la durée de ces palliers a des valeurs très sensiblement égales. Il n'est donc pas interdit de penser qu'ils représentent tous la durée mise par l'opérateur pour effectuer la même opération.

Ceci pourrait être un des arguments en faveur de l'hypothèse assimilant le fonctionnement de l'opérateur humain, à celui d'un système échantillonné.



La réponse du type D est analogue à la réponse que donne un système à déphasage non minimal.

Il en existe deux variétés avec dépassement ou sans dépassement.

En combinant ces types de réponse, nous avons aussi

individualisé d'autres types de réponses, bien moins fréquemment rencontrées que nous avons appelées C + B, C + D pour définir simplement leurs caractères.

III - 1. 2. Distribution des différents types de réponses :

Le tableau 1 résume la distribution des différents types de réponses que nous avons obtenues.

Ces résultats n'ont pas encore fait l'objet d'une étude statistique. Le très grand nombre d'expériences sur lesquels ils sont basés, nous permettent cependant de les présenter ainsi comme valables :

types de réponse	%
A	49,45
C	35,00
B	11,60
D	1,75
divers	2,20

TABLEAU 1

Le tableau 1 résume les résultats obtenus, pour l'ensemble des expériences pratiquées chez les 18 opérateurs.

L'opérateur n° 8 est un exemple de cette distribution générale.

Types de réponse	%
A	49
C	33
B	12
D	4
divers	2

TABLEAU 2

Cependant, tous les opérateurs ne répondent pas comme l'opérateur type n° 8. L'opérateur n° 11 par exemple répond toujours avec un pourcentage élevé de réponses du type B, comme l'indique le tableau 3 :



Types de Courbe	%
B	46
A	36
C	7,2
D	3,6
divers	7,2

TABLEAU 3

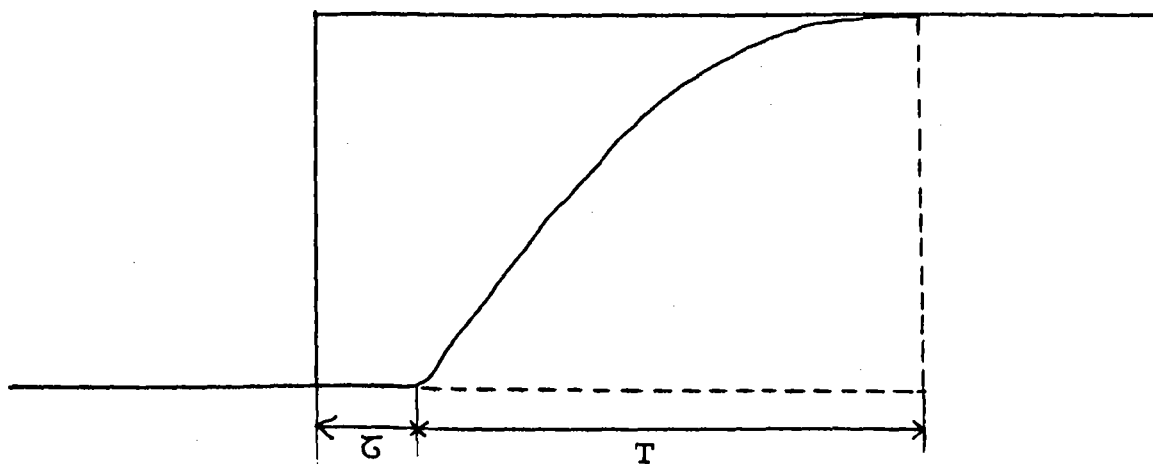
Les opérateurs 7, 14 et 18 répondent quant à eux avec une majorité de réponses du type C

Types de réponse	%		
	Opérateur 7	Opérateur 14	Opérateur 18
C	44	55	66
A	38	35	23
B	12	7,5	11
D	0	0	0
divers	6	2,5	0

TABLEAU 4

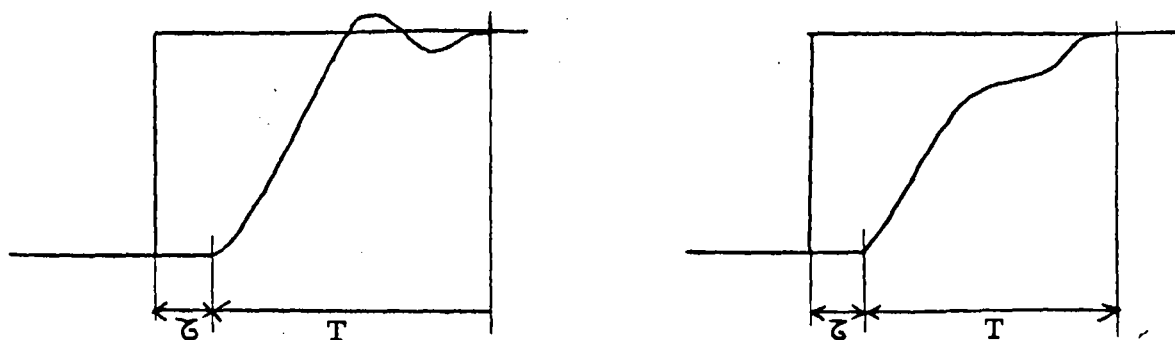
III - 1. 3. Définition de  $\tau$  et T :

Avant que l'opérateur humain n'ébauche une réponse motrice, lorsqu'il piste un stimulus échelon, il s'écoule un certain temps ; c'est le temps de latence  $\tau$



REPONSE A

On désigne par  $T$  le temps mis par l'opérateur pour atteindre la valeur finale de sa réponse à 2 % près, déduction faite de la valeur de  $\tau$  .



Nous allons successivement étudier la distribution des différents types de réponses, les valeurs de  $\tau$  et de  $T$  en fonction du type de réponse fourni par l'opérateur, en fonction de l'individu et

en fonction de la fréquence de présentation du stimulus.

Nous nous sommes volontairement restreints à ces trois aspects, des études complètes, quoique souvent contradictoires ayant déjà été publiées.

### III - 2. ETUDE DE $\tau$ ,

Nous avons été amenés à l'étude de  $\tau$  pour savoir si l'on peut assimiler le temps de latence au temps de réaction classique.

D'autre part, il est nécessaire d'avoir un ordre de grandeur de  $\tau$  et de connaître ses variations, pour pouvoir effectuer une simulation du comportement de l'opérateur humain, sur calculatrice analogique.

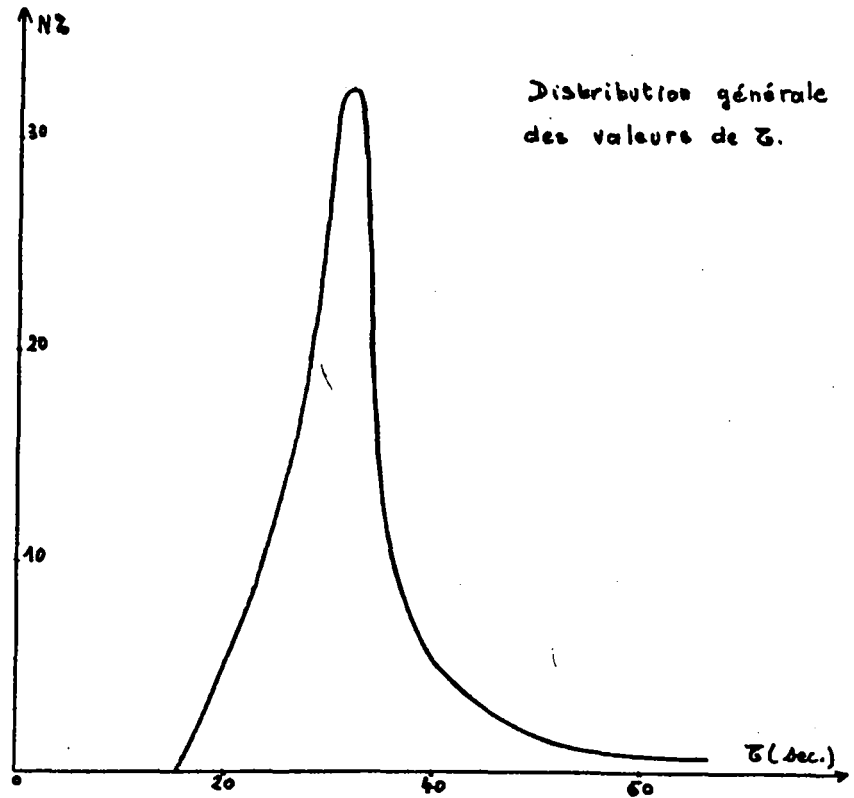
#### III - 2. 1 Distribution générale des valeurs de $\tau$ :

Le tableau 5 et la courbe 1 donnent les valeurs de  $\tau$  obtenues dans les conditions expérimentales décrites plus haut.

Les valeurs de  $\tau$  se répartissent entre 0,16 seconde et 0,68 seconde. La courbe présente un maximum pour  $\tau = 0,32$  seconde.

TABLEAU 5

Valeurs prises par $\zeta$ en seconde	%
0,13	
0,16	0,5
0,19	3,7
0,22	12,5
0,26	16,9
0,29	11,8
0,32	32,5
0,35	5,1
0,39	7,00
0,42	3,7
0,45	3,1
0,48	1,1
0,52	0,35
0,55	0,25
0,58	
0,62	
0,65	0,5
0,68	0,5
0,71	



Courbe 1

Cette valeur de  $T$  est bien supérieure à celle que l'on obtient lorsqu'on recherche la valeur du temps de réaction à un stimulus auditif par exemple. Le stimulus est alors simple et la réponse est simple. Cette valeur élevée correspond probablement à la complexité plus grande de la tâche qui est demandée à l'opérateur dans le cas du pistage de l'échelon.

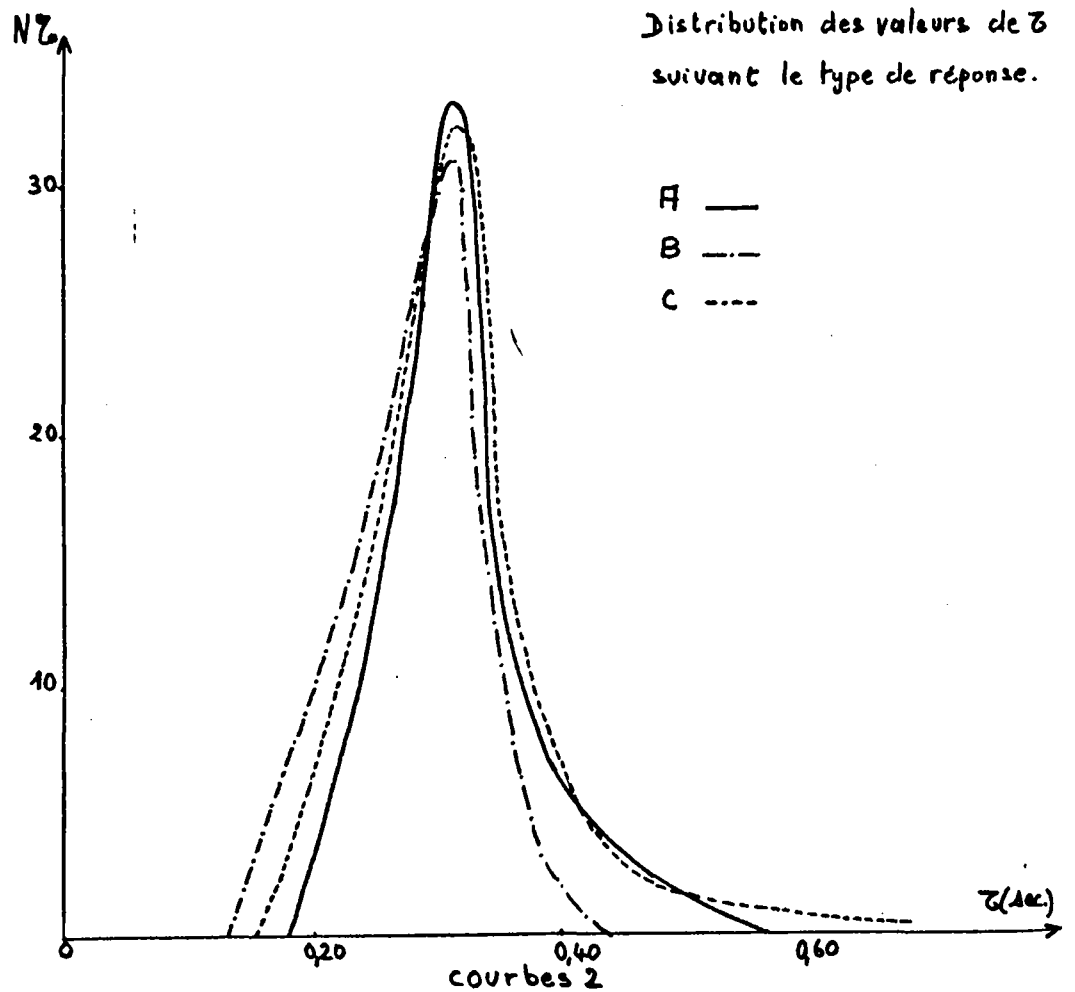
Il n'y a pas là qu'un temps de réaction, il y a, plus probablement, des mécanismes plus complexes et notamment une évaluation de la réponse à fournir. Ceci évidemment augmente la durée du temps de latence.

### III - 2. 2. Relation entre la valeur de $T$ et le type de réponse :

Le tableau 6 et les courbes 2 donnent les valeurs de  $T$  en fonction du type de réponse donnée par l'opérateur humain. Il était en effet indispensable de savoir si  $T$  variait suivant le type de réponse, de savoir si  $T$  pouvait représenter une caractéristique de tel ou tel type de fonctionnement de l'opérateur.

Valeur de $\tau$	A %	B %	C %
0,13			
0,16		1,9	0,6
0,19	3,2	10	3,2
0,22	10,1	13,5	15,5
0,26	17	19	17
0,29	13,5	11,5	10
0,32	33,5	31	32,5
0,35	4,2	3,7	7,2
0,39	6,8	5,7	7,2
0,42	4,2	3,7	2,3
0,45	4,2		2,3
0,48	2,3		
0,52	0,5		1,2
0,55	0,5		
0,58			
0,62			
0,65			0,6
0,68			0,6
0,71			

TABLEAU 6



Il ne semble pas qu'on puisse établir une relation entre la valeur de  $\tau$  et le type de réponse. En effet, les trois courbes présentent toutes les trois des maximum pour 0,32 seconde.

III - 2. 3. Etude de  $\tau$  comme caractéristique de l'individualité de l'opérateur humain :

Si  $\tau$  n'est pas caractéristique du type de réponse, caractérise-t-il l'individu lui-même ? Le tableau 7 donne les valeurs de  $\tau$  pour quelques opérateurs choisis dans les différents groupes.

Valeurs de $\zeta$	Opér. 6	Opér. 8	Opér. 13	Opér. 7	Opér. 14	Opér. 18	Opér. 11
0,16		2,2					4
0,19		4,35			12		4
0,22	10,5	15		4	58,5	2,5	18,5
0,26	17	17,5	5,8	15,4	24,5	23	32
0,29	27,5	4,35	20	9,8	5	13	15
0,32	27,5	43,5	40	35		26	18,5
0,35	3,5	6,55	5,8	12		7,5	
0,39	3,5	6,55	14	9,8		13	4
0,42			8,6	6		5	4
0,45	3,5		5,8	2		7,5	
0,48	3,5			4			
0,52	3,5			2		2,5	
0,55							
0,58							
0,62							
0,65							
0,68							

TABLEAU 7



Il existe de petites variations individuelles. Il faut aussi remarquer que les courbes de distribution sont plus ou moins ramassées.

Ceci est en accord complet avec les très nombreuses études faites sur le temps de réaction, en utilisant les dispositifs expérimentaux classiques pour la mesure du temps de réaction. CHOCHOLLE - HULL - JAVALISTO - WELFORD - WOODWORTH.

Ceci concorde aussi avec les expériences que nous avons effectuées chez les mêmes sujets sur le temps de réaction auditif et visuel grâce à un appareil spécialement conçu, et dont nous avons donné par ailleurs les résultats.

III - 2. 4. Relation entre les valeurs de  $\tau$  et la fréquence de survenue des échelons :

Ces travaux ont été inspirés par ceux faits aux ETATS UNIS, à la fin de la seconde guerre mondiale par PHILIPS - WARREN SEARLE, etc...

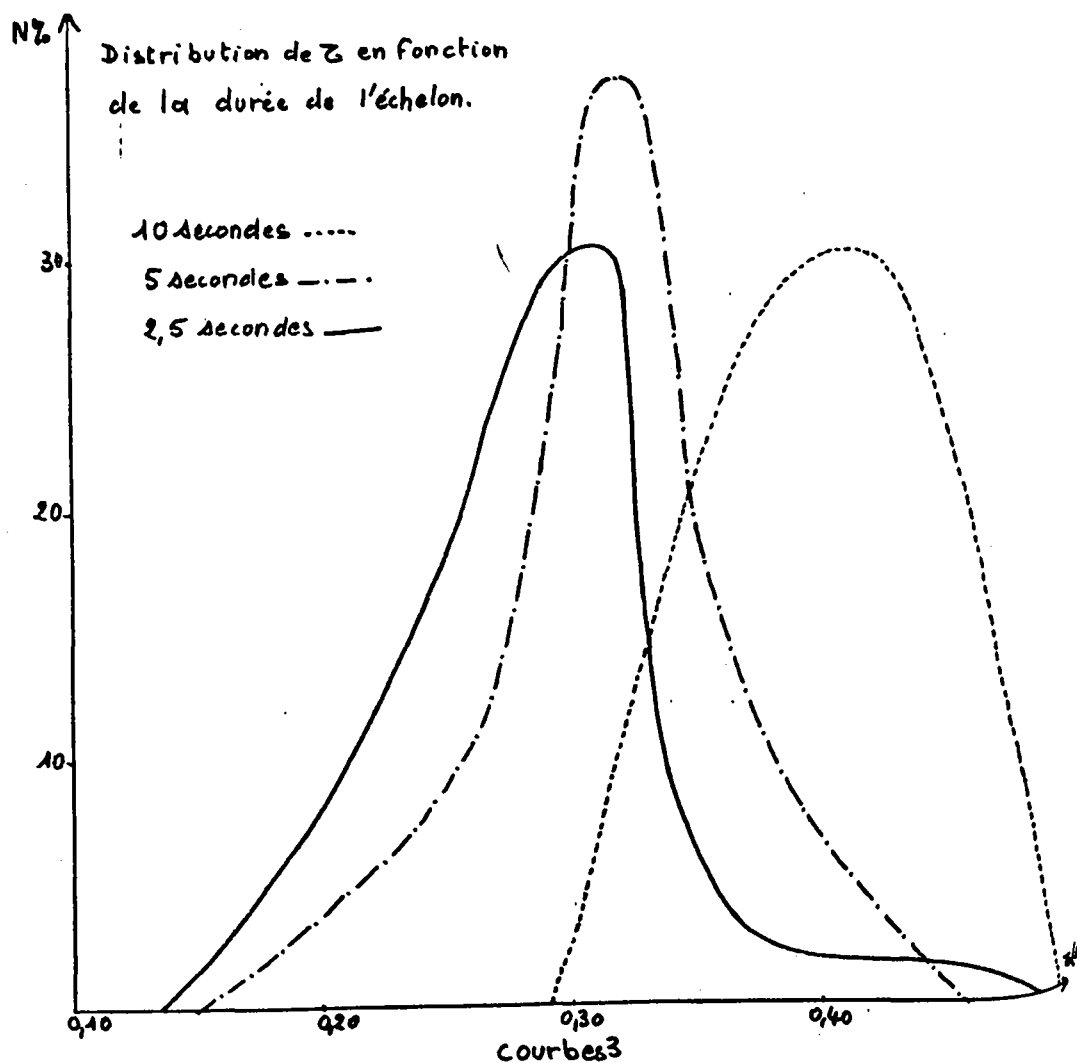
La même idée directrice avait déjà été exploitée dans l'étude du temps de réaction visuel par les psycho-physiologistes français.

Nous donnons dans le tableau 8 et les courbes 3, les résultats obtenus pour des fréquences de présentation des échelons de 1, toutes les 10 secondes soit une fréquence de 0,1 Hertz, de 1 toutes les 5 secondes soit 0,2 Hertz, de 1 toutes les 2,5 secondes, soit 0,4 Hertz.

Valeurs de $\tau$	1 échelon toutes les		
	10 sec.	5 sec.	2,5 sec.
0,13			
0,16		1,75	
0,19		10,5	6,1
0,22		5,25	17,5
0,26		10,5	23
0,29		7	14
0,32	10	37	30
0,35		10,5	2,7
0,39	30	10,5	2
0,42	20	3,50	2
0,45	30	3,50	2
0,48	10		0,7
0,52			
0,55			
0,58			
0,62			
0,65			
0,68			
0,71			

TABLEAU 8

Les courbes 3 montrent nettement la diminution de  $\tau$  lorsque la fréquence augmente.



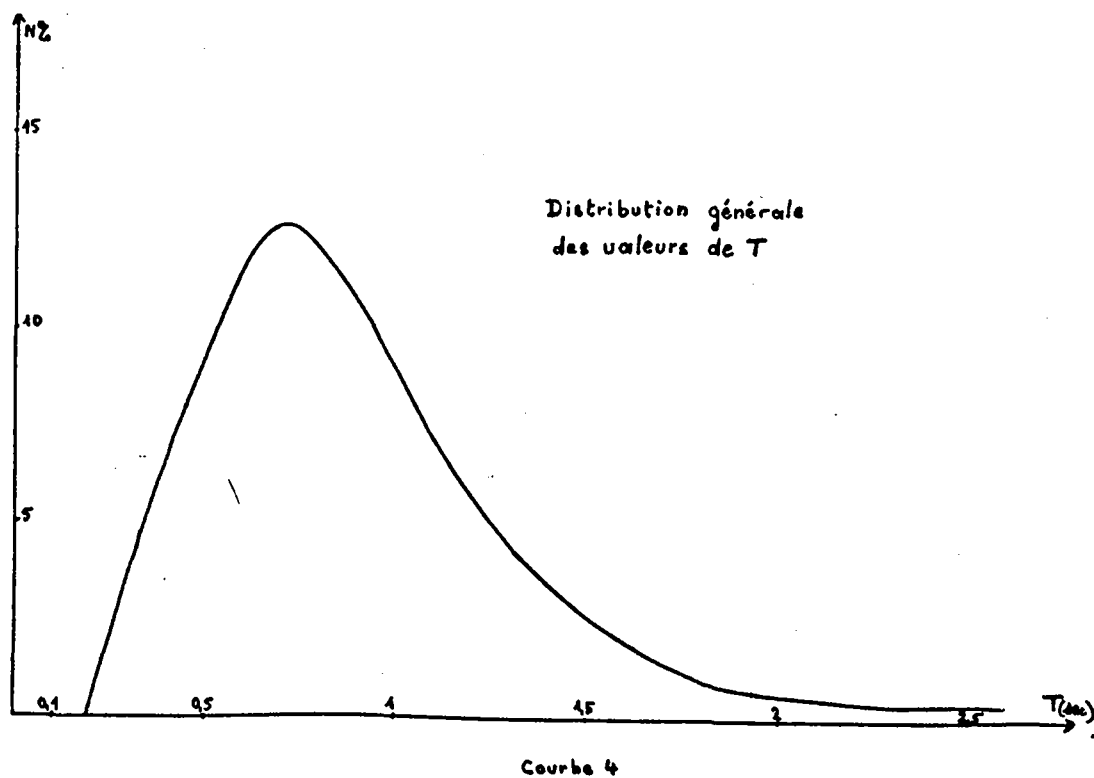
Ceci est en accord avec les constatations antérieurement faites. Lorsque l'opérateur répond à des stimulus de fréquence rapide; il garde son attention continuellement en éveil, la valeur de  $\tau$  diminue donc, alors que T ne suit pas obligatoirement les mêmes variations.

L'opérateur humain peut répondre à des stimulus de fréquence plus élevée, allant jusqu'à 1 Hertz. Au-delà, l'opérateur ne répond plus à la forme du signal, mais à une grossière approximation de son mouvement.

III - 3. Etude de T :

III - 3. 1. Distribution des valeurs de T :

Le tableau 9 et la courbe 4 représentent la distribution des valeurs de T. Elles s'échelonnent entre 0,2 seconde et 2,7 secondes. La courbe présente cependant un sommet net pour 0,7 seconde, soit plus du double de la valeur de  $\tau$ .



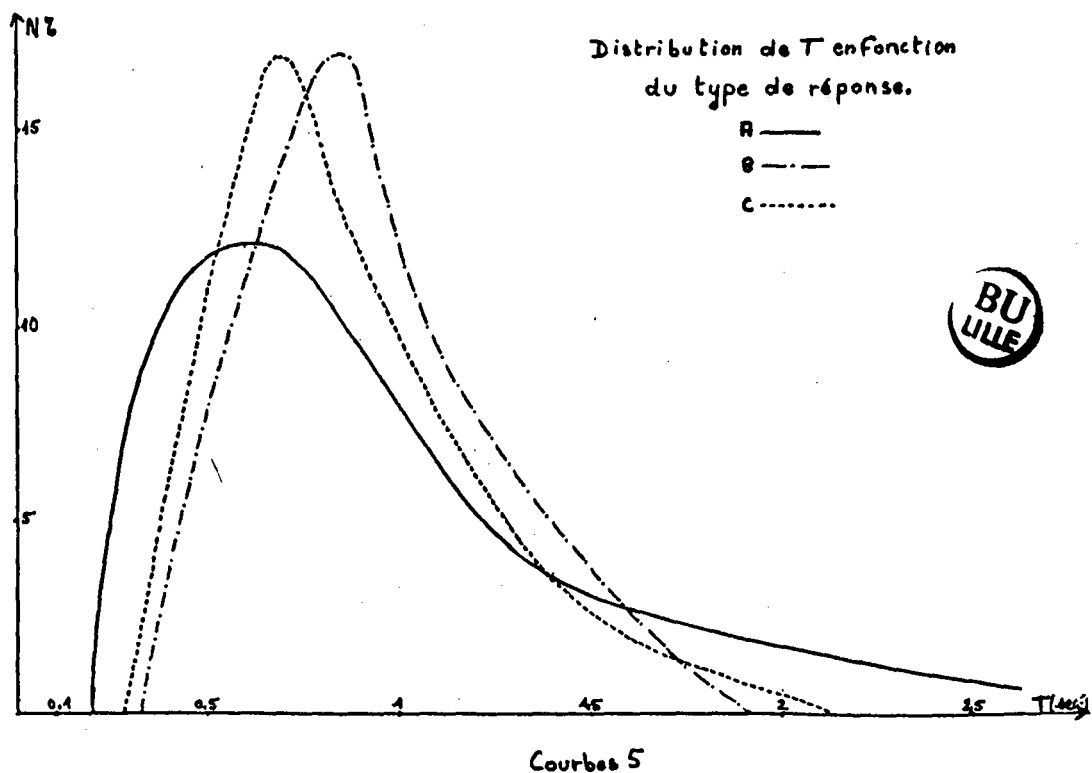
REPARTITION GENERALE DE T

T	%
0,2	0,20
0,3	4,2
0,4	7,7
0,5	7,7
0,6	12,5
0,7	11,6
0,8	12,5
0,9	11
1	4,8
1,1	7,3
1,2	2,4
1,3	5,3
1,4	3,5
1,5	1,1
1,6	0,8
1,7	2,2
1,8	0,8
1,9	0,8
2	0,2
2,1	0,2
2,2	0,2
2,3	0,8
2,4	0,4
2,5	0,4
2,6	0,4
2,7	0,6
2,8	

TABLEAU 9

III - 3. 2. Relation entre la valeur de T et le type de réponse :

En étudiant le tableau 10 et les courbes 5, il ne semble pas qu'il y ait de grosses variations des valeurs de T en fonction du type de réponse. On peut donc en conclure que l'opérateur met des temps sensiblement égaux pour annuler l'erreur quelque soit son comportement physiologique.



T	A	B	C
0,2	0,4		
0,3	7,4		1,2
0,4	13	5,8	1,9
0,5	10	1,9	6,7
0,6	12	7,5	15,8
0,7	7,4	15	17
0,8	12	13	13,2
0,9	7,7	17	14
1	2,7	7,4	6,1
1,1	8,7	9,5	4,85
1,2	0,4	3,8	3,6
1,3	5	3,8	5,45
1,4	2,3	5,8	3,6
1,5	0,9	1,9	0,6
1,6		3,8	1,2
1,7	1,4	3,8	2,4
1,8	0,9		1,2
1,9	1,4		0,6
2			0,6
2,1			
2,2	0,4		
2,3	1,9		
2,4	0,9		
2,5	0,9		
2,6	0,9		
2,7	1,4		
2,8			

TABLEAU 10

111 - 3. 3. Etude de T comme caractéristique de l'individualité de l'opérateur humain.

Il existe, comme le montre le tableau 11, des variations des valeurs de T suivant l'opérateur. T peut donc, comme  $\zeta$ , caractériser le sujet.

On en arrive ainsi, pour chaque opérateur, à pouvoir donner une valeur moyenne de  $\zeta$  et une valeur moyenne de T.

Valeurs de T	Opér. 6	Opér. 8	Opér. 13	Opér. 7	Opér. 14	Opér. 18	Opér. 11
0, 2							
0, 3						10	11, 1
0, 4			5, 8	8	30	15	14, 9
0, 5		2, 1	20	6	12, 5	10	7, 4
0, 6	6, 7	2, 1	40	10	2, 5	32, 5	14, 9
0, 7	13, 3	4, 2	17, 2	6	30	22, 5	14, 9
0, 8	10	4, 2	8, 6	26		2, 5	11, 1
0, 9	13, 3	8, 4	2, 8	24	7, 5		7, 4
1	13, 3	6, 2		2	12, 5		11, 1
1, 1	20	16, 5	2, 8	10	2, 5		3, 6
1, 2		10, 4		2	2, 5		
1, 3	10	18, 6	2, 8	6		5	
1, 4	6, 7	8, 4				2, 5	
1, 5		4, 2					
1, 6		4, 2					
1, 7	6, 7	8, 4		3, 6			3, 6
1, 8							
1, 9		2, 1					

TABLEAU 11



III - 3. 4. Relation entre les valeurs de T et la fréquence de  
survenue des échelons :

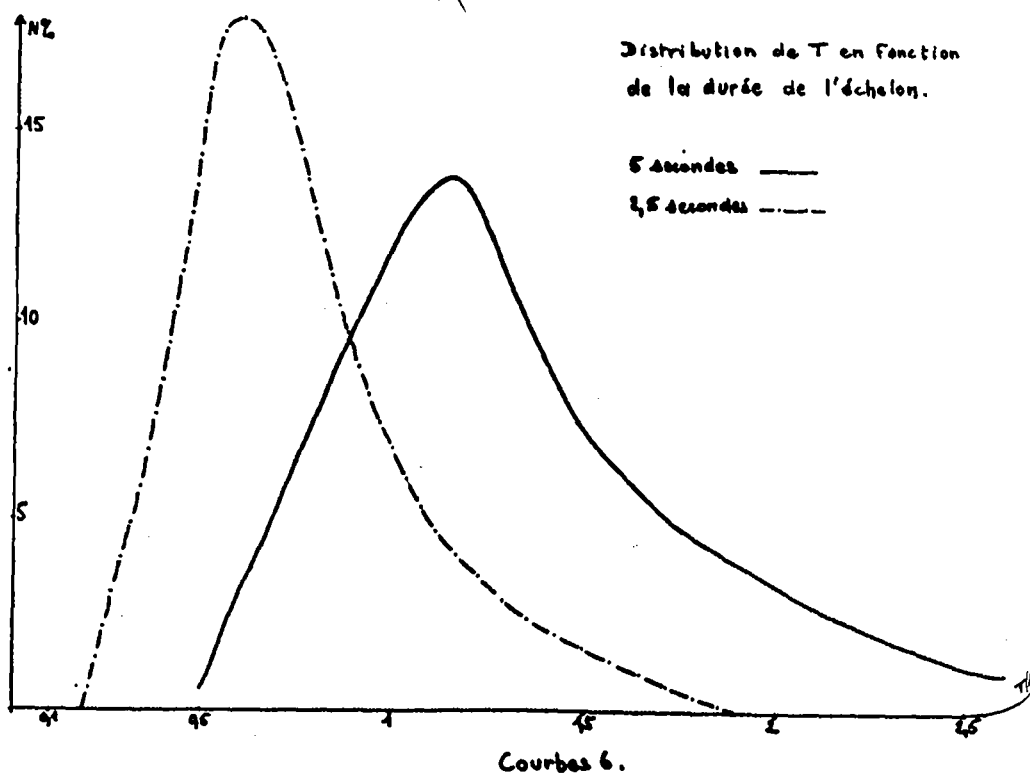
Le tableau 12 et les courbes 6 montrent pour T le même phénomène que celui observé pour  $\tau$  : la valeur de T est inversement proportionnelle à la fréquence de reproductibilité des échelons.

INTERVALLE ENTRE LES ECHELONS.

T	10 sec.	5 sec.	2,5 sec.
0,2			0,46
0,3			6,7
0,4		1,8	11,5
0,5		0,9	8,78
0,6		1,8	20
0,7		5,4	12,7
0,8		12,8	11,5
0,9		9,2	13,7
1,0		4,5	4,7
1,1		13,7	3,3
1,2		5,4	0,46
1,3		13,7	1,52
1,4	9	6,4	3,3
1,5	9	2,7	
1,6		1,8	
1,7		6,4	1,52
1,8	18	0,9	0,46
1,9	9	2,7	
2		0,9	
2,1		0,9	
2,2		0,9	
2,3		3,6	
2,4	9	0,9	
2,5		1,8	
2,6	9	0,9	
2,7	37		
2,8			

TABLEAU 12

Cette fois, cette constatation s'impose de façon encore plus nette que dans le cas de  $\tau$ , à tel point qu'il n'a pas été possible de représenter sur le même graphique la courbe correspondant à une durée d'échelon de 10 secondes.



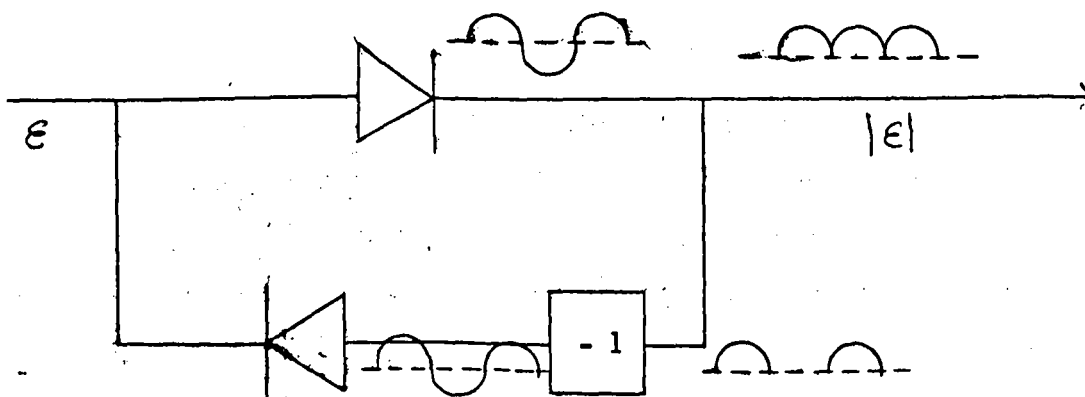
On peut donc ainsi mettre en évidence le fait que le fonctionnement de l'opérateur humain est essentiellement variable ; sa rapidité de comportement dépend notamment de la fréquence du stimulus qui lui est présenté.

#### IV - ETUDE DE L'ADAPTATION DE L'OPERATEUR HUMAIN.

Nous avons essayé d'étudier de manière quantitative le comportement de l'opérateur humain. Pour cela, dans une série d'expériences, nous avons déterminé la variation dans le temps de l'erreur moyenne commise par l'opérateur.

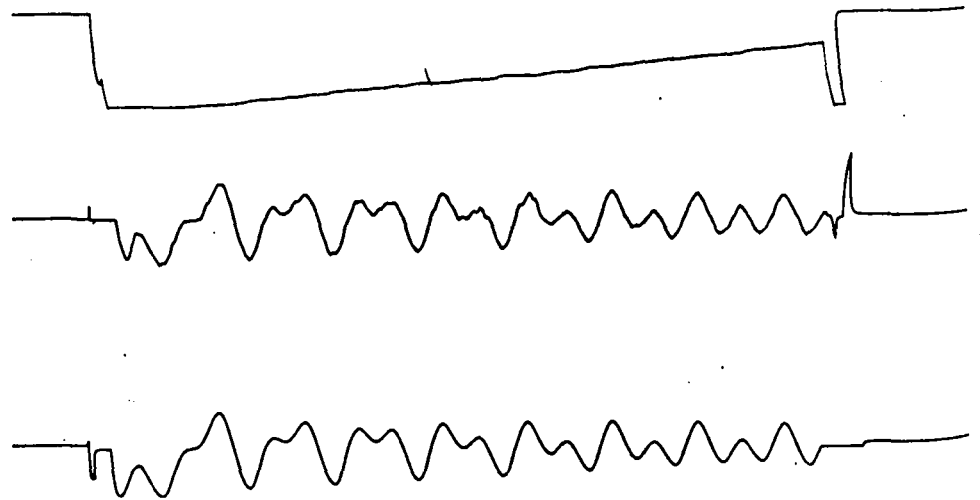
L'erreur moyenne est l'erreur par unité de temps, on l'obtient par la quantification de l'erreur totale intégrée pendant la durée de l'expérience T, divisée par cette durée, c'est-à-dire la quantité  $\frac{1}{T} \int_0^T |E| dt$ .

La valeur absolue de l'erreur est obtenue à l'aide d'un redresseur :



Un intégrateur permet d'obtenir la  $\int_0^T |E| dt$ .

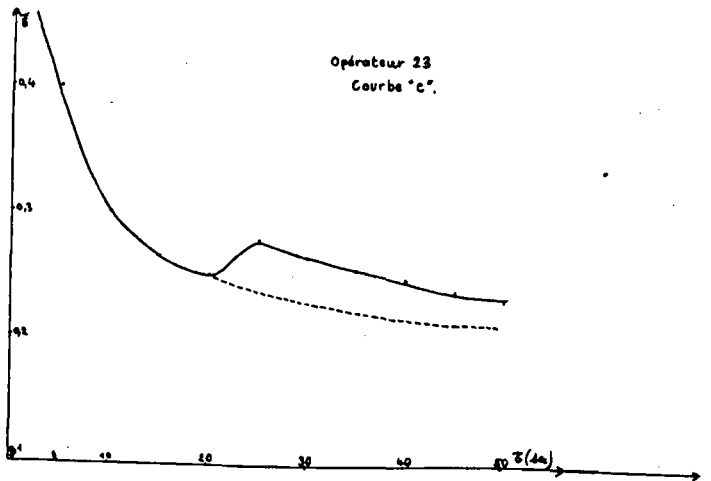
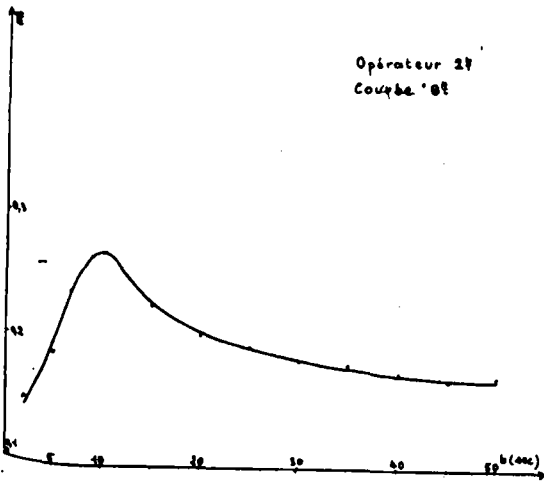
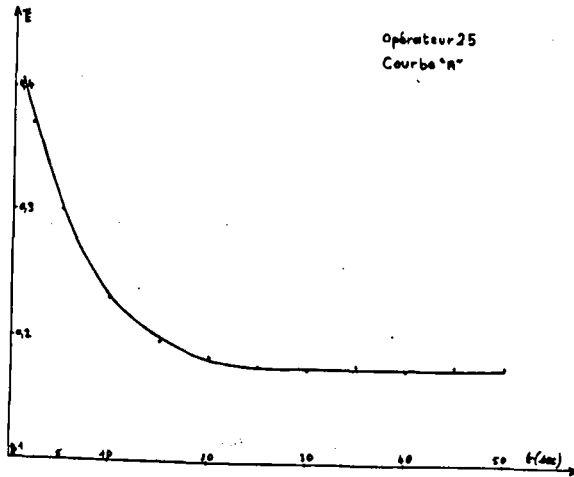
Les enregistrements obtenus se présentent de la manière suivante : la piste inférieure enregistre le signal ; la piste moyenne, la réponse de l'opérateur, la piste supérieure, les variations de l'erreur commise par l'opérateur.

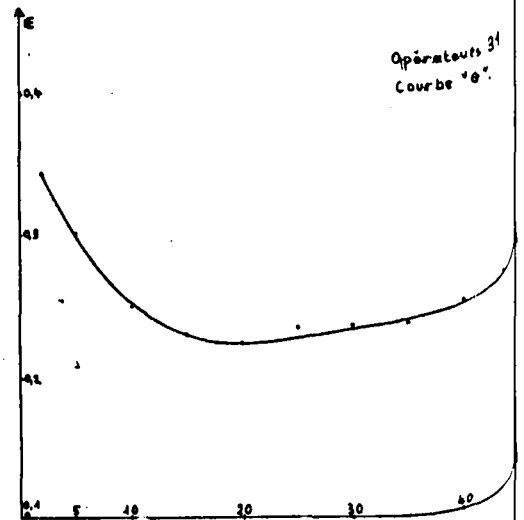
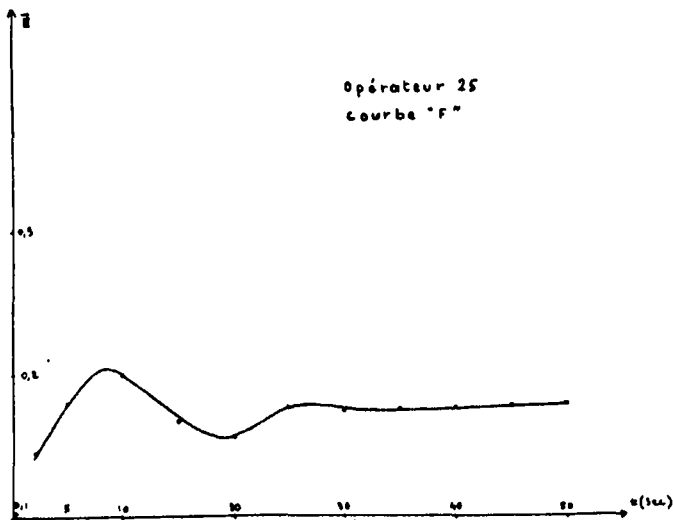
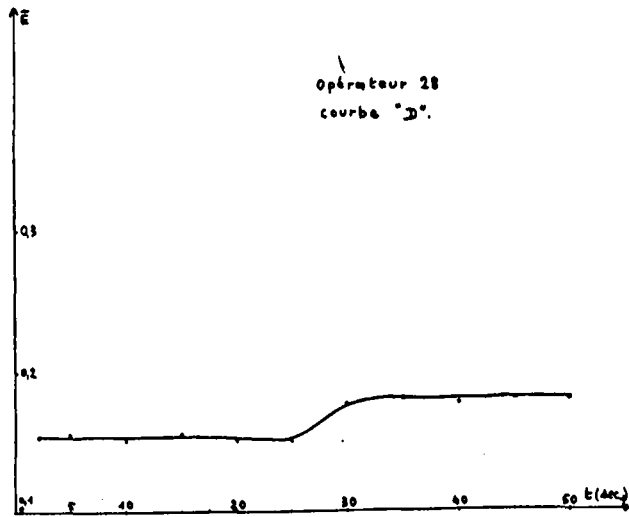


Il nous a semblé plus intéressant de préciser la courbe représentative des valeurs prises par l'erreur moyenne au cours de l'expérience. Il suffit pour cela de diviser la valeur de  $\int_0^T |\varepsilon| dt$ , obtenue à partir des enregistrements, par la valeur du temps au moment du prélèvement. On obtient ainsi la courbe de  $\frac{1}{T} \int_0^T |\varepsilon| dt$ .

Expérimentalement, nous avons déterminé plusieurs types de courbes, à partir de 204 expériences effectuées chez le sujet normal. Pour pouvoir disposer de 204 expériences valables, il nous a fallu pratiquer plus de 1 000 expériences. Il était absolument nécessaire de n'avoir à examiner que des résultats d'expériences techniquement parfaites, pratiquées chez le sujet entraîné mais non fatigué.

Les types de courbes représentatives de  $\frac{1}{T} \int_0^T |\xi| dt$  ont été désignés pour la commodité de l'exposé par les premières lettres majuscules de l'alphabet en sautant les lettres E et H qui pourraient être confondues avec les transformées de  $\xi$  et de  $h$ .





#### IV - 1. ETUDE GENERALE DES COURBES OBTENUES.

##### IV - 1. 1. Distribution et analyse des courbes obtenues.

Le tableau 1 résume les pourcentages obtenus lors des 204 expériences effectuées à la fois en poursuite et en compensation.

Type de courbe	Nombre	Pourcentage	Total
A	107	52,5 %	86,2 %
B	43	21 %	
C	26	12,7 %	
D	7	3,4 %	13,8 %
F	10	4,9 %	
G	5	2,5 %	
H	2	1 %	
D + D	2	1 %	
F + F	2	1 %	

Les courbes A, B et C représentent les courbes d'adaptation habituellement rencontrées chez l'opérateur humain entraîné. Elles représentent 86,2 % de nos expériences.

La courbe A est retrouvée dans 52,5 % des cas. Elle présente une décroissance d'allure exponentielle et tend vers une certaine valeur  $E_m$  caractérisant l'individu.



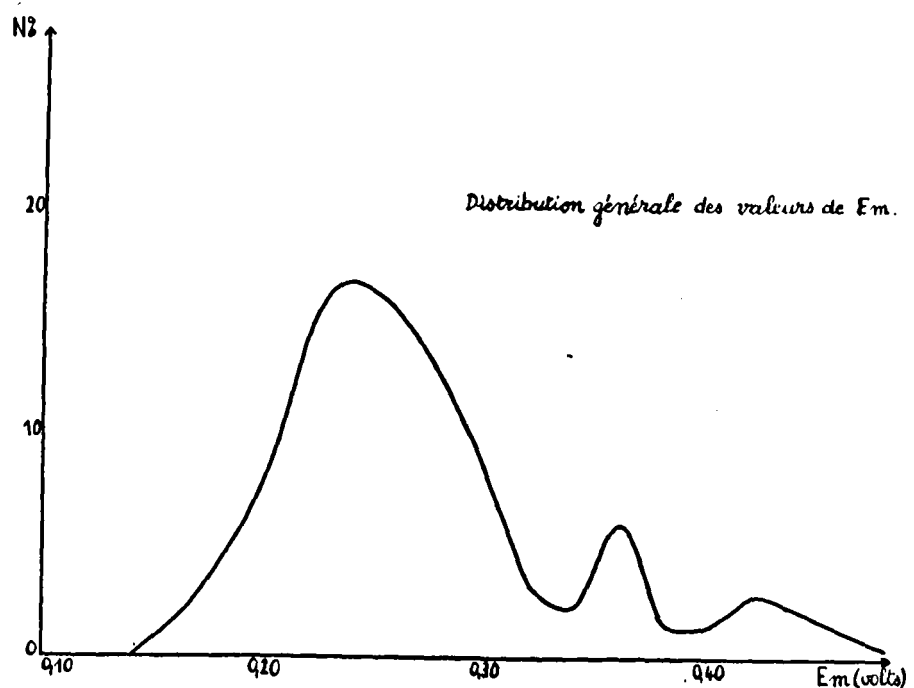
ficient est relativement simple : pour  $t = 4 \tau$  a par exemple  $e^{-4} = 0,02$  donc  $e^{-4} \neq 0,02$ . On peut donc considérer que  $4 \tau$  a est le temps nécessaire pour passer de 0 à  $t_m$ . Mesurer  $\tau$  a consiste donc à mesurer  $t_m$  à la décimale près. Le système fonctionne alors en régime permanent.

#### IV - 1. 2. Distribution des valeurs de $E_m$ .

-----

Nous avons étudié la distribution des valeurs de  $E_m$  dans ces 204 expériences effectuées à la fois en poursuite et en compensation.

La courbe présente un maximum aux environs de  $E_m = 0,24$  volts, valeur que l'on peut considérer comme la valeur moyenne de l'erreur finale chez le sujet adapté. Le sommet pour des valeurs de  $E_m = 0,36$  volts représente les valeurs obtenues pour certaines expériences faites en compensation, comme nous le verrons plus loin.



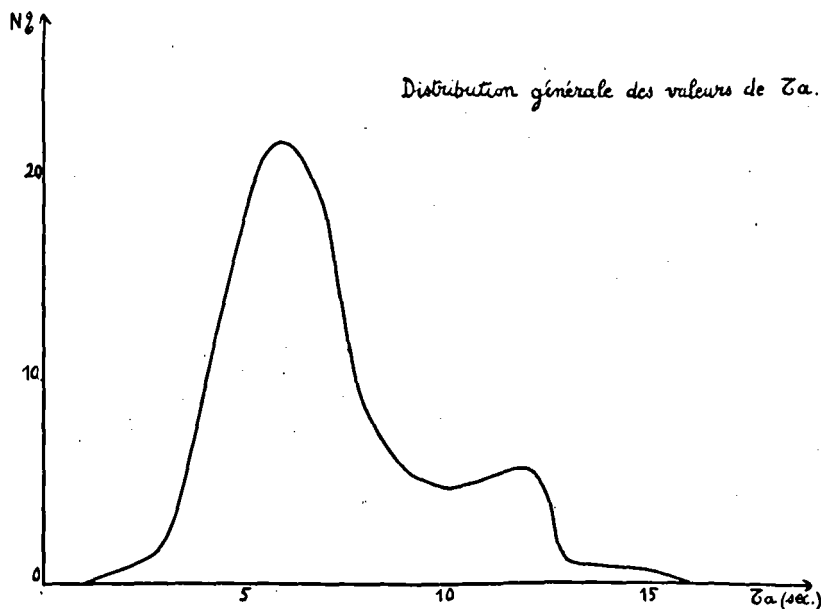
IV - 1. 3. Distribution des valeurs de  $\tau_a$  :

Le coefficient  $\tau_a$  ou "constante d'adaptation", est égal au bout d'un temps égal à 4 fois  $\tau_a$ , à la valeur  $f_m$ . Le sujet a atteint alors son régime permanent.

La courbe représentative de la distribution des valeurs obtenues pour  $\tau_a$  montre des valeurs préférentielles autour de 6 et 6,5 secondes, ce qui permet d'évaluer la durée du régime transitoire à 25 secondes.

Comme pour la courbe de  $E_m$ , nous remarquons l'existence d'un second sommet homologue celui retrouvé dans la courbe de  $E_m$  ; il est dû aux expériences faites en compensation.

Contrairement à  $E_m$ ,  $\tau_a$  n'a pas une valeur caractéristique pour chaque sujet, mais varie d'une expérience à l'autre chez un même sujet. La variation chez un sujet donné n'est pas systématisable.



## IV - 2. INFLUENCE DU SIGNAL :

Dans nos expériences, la variation dans le temps de l'erreur moyenne dépend du type de signal utilisé.

### IV - 2. 1. Distribution des courbes en fonction du signal.

Le tableau 2 permet de comparer la distribution des types de courbe en fonction de la difficulté du signal.

<i>Pistage</i>	<i>Type de courbe</i>	<i>Nombre</i>	<i>Pourcentage</i>	<i>TOTAL</i>
Signal 1 1a 1b	A	46	42 %	84 %
	B	34	31 %	
	C	12	11 %	
total des tests  1 0 9	D	4	3,7 %	16 %
	F	7	6,5 %	
	G	2	1,9 %	
	H	1	1 %	
	D + D	1	1 %	
	F + F	2	1,9 %	
Signal 2 2a 2b	A	61	64,2 %	88,4 %
	B	9	9,5 %	
	C	14	14,7 %	
total des tests  9 5	D	3	3,2 %	11,6 %
	F	3	3,2 %	
	G	3	3,2 %	
	H	1	1 %	
	D + D	1	1 %	
	F + F	0	0 %	

Les signaux 1a et 1b sont des signaux de forme plus régulière que les signaux 2a et 2b. Ces derniers présentent des variations dans leurs vitesses de déplacement. Ils sont donc à priori plus difficiles à suivre.

A première vue, les totaux n'évoquent pas de grosses différences dans la répartition des types de courbes. Mais en comparant les résultats pour chaque type de courbe, on est amené aux constatations suivantes :

La courbe A est obtenue dans 42 % pour des signaux plus simples (1a et 1b) que pour des signaux plus complexes (2a et 2b) où elle est obtenue dans 64,2 %. Ceci semble contradictoire. Il est cependant possible d'expliquer cette constatation de la manière suivante : lorsque le signal est assez régulier, donc plus facile à suivre, le sujet accomplit sa tâche avec moins de concentration, on obtient donc moins de courbe A, plus de courbe B caractérisant la variation de l'erreur dans les premiers temps de l'expérience.

Lorsque le sujet se rend compte immédiatement que le signal est difficile à suivre, il se concentre plus rapidement et on obtient davantage de courbes du type A et moins de courbes du type B.

On peut expliquer ainsi l'augmentation du nombre des courbes B, dans le premier cas. Lorsque l'opérateur se rend compte de l'augmentation importante de son erreur, il améliore la précision de sa réponse ce qui amène à plus de courbe du type B.

Dans le second cas, l'opérateur connaît tout de suite la difficulté du signal et travaille immédiatement avec précision ce qui a pour effet d'augmenter le nombre des courbes du type A.

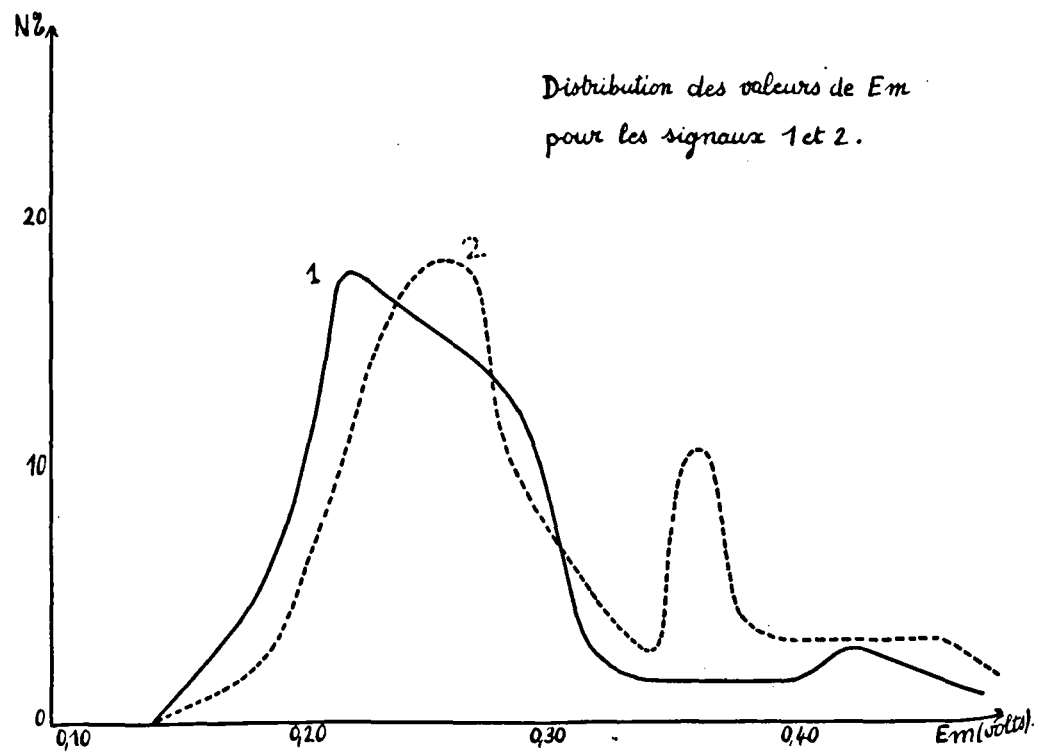
Le tableau 3 représente la distribution des types de courbes en fonction du caractère plus ou moins aléatoire pour le sujet du signal.

Pistage	Type de courbe	Nombre	Pourcentage	Total
Signal a 1a 2a	A	49	58,5 %	90,5 %
	B	15	18 %	
C	12	14 %		
total des tests 8 4	D	1	1,2 %	9,5 %
	F	3	3,5 %	
	G	1	1,2 %	
	H	2	2,4 %	
	D + D	1	1,2 %	
Signal b 1b 2b	A	52	65 %	95 %
	B	15	19 %	
C	9	11 %		
total des tests 8 0	D	1	1,25 %	5 %
	F	2	2,50 %	
	G	1	1,25 %	
	H			
	D + D			
	F + F			

L'étude des résultats confirme les conclusions obtenues précédemment, mais avec un peu moins de netteté.

IV - 2. 2. Variation de  $E_m$  en fonction du type de signal :

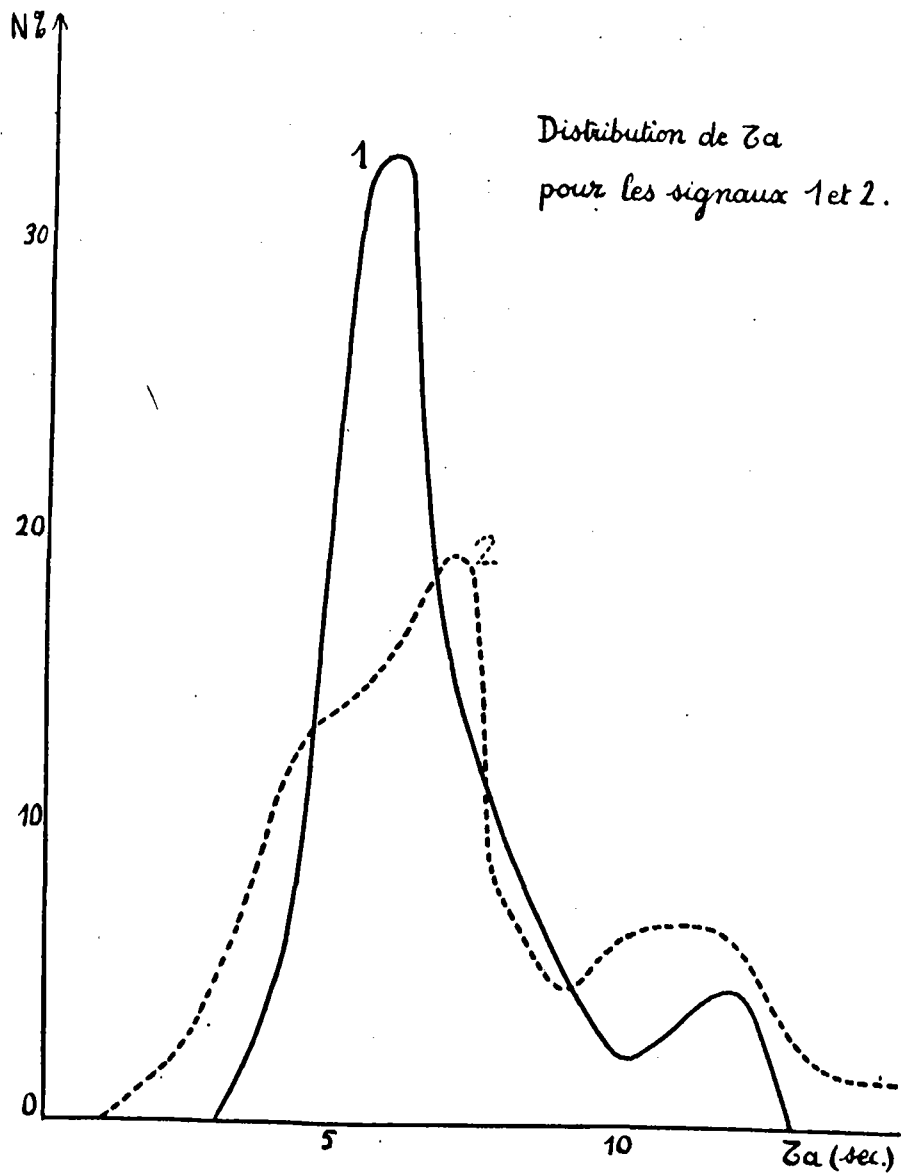
Lorsqu'on considère les valeurs  $E_m$ , la comparaison entre les résultats obtenus pour les signaux 1a et 1b et les résultats obtenus pour les signaux 2a et 2b plus complexes, fournissent des résultats tout à fait cohérents et significatifs.



En effet, si le sujet présente davantage de courbes du type A lorsqu'il piste un signal difficile comme le signal 2a et 2b, il commet néanmoins une erreur plus importante que celle qu'il produit lorsqu'il piste des signaux (1a et 1b) plus faciles à suivre.

IV - 2. 3. Variation de  $\tau_a$  en fonction du type de signal :

La courbe de distribution des valeurs de  $\tau_a$  est représenté sur le graphique suivant :



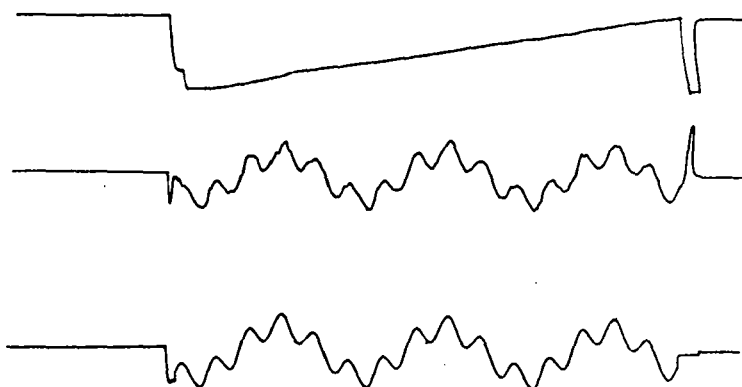


Elle montre manifestement que le sujet s'adapte plus rapidement aux signaux 1a et 1b, plus faciles à suivre, qu'aux autres signaux.

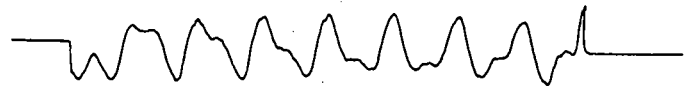
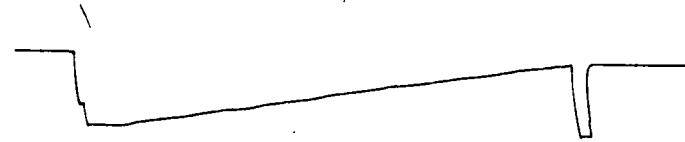
La courbe des valeurs de  $\tau$  a relevée pour les signaux 1a et 1b présente un maximum dont l'abscisse est  $\tau_a = 6$  secondes. Pour les signaux 2a et b, cette abscisse est  $\tau_a = 7$  secondes. Ce qui correspond à des durées d'adaptation respectives de 24 secondes et 28 secondes.

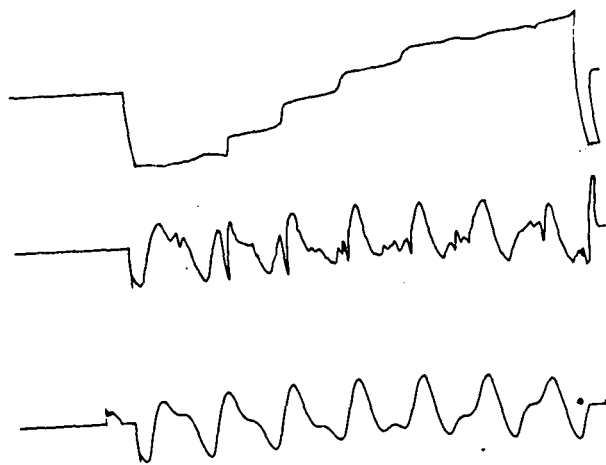
#### IV - 3. COMPARAISON POURSUITE-COMPENSATION.

L'opérateur travaillant en compensation dispose d'une quantité d'informations très inférieure à celle dont il dispose lorsqu'il fonctionne en poursuite.



12





La variation de  $\int_0^T |E| dt$  : en poursuite et en compensation, est enregistrée sur la piste supérieure, la réponse de l'opérateur sur la piste moyenne, le signal sur la piste inférieure.

IV - 3. 1. Distribution des courbes en poursuite et en compensation :

Lorsqu'on étudie les courbes représentatives de  $\frac{1}{T} \int_0^T |E| dt = E$ , le pourcentage de distribution des courbes montre une très nette différence entre les résultats en poursuite et en compensation : 92 % en poursuite, 53 % en compensation.

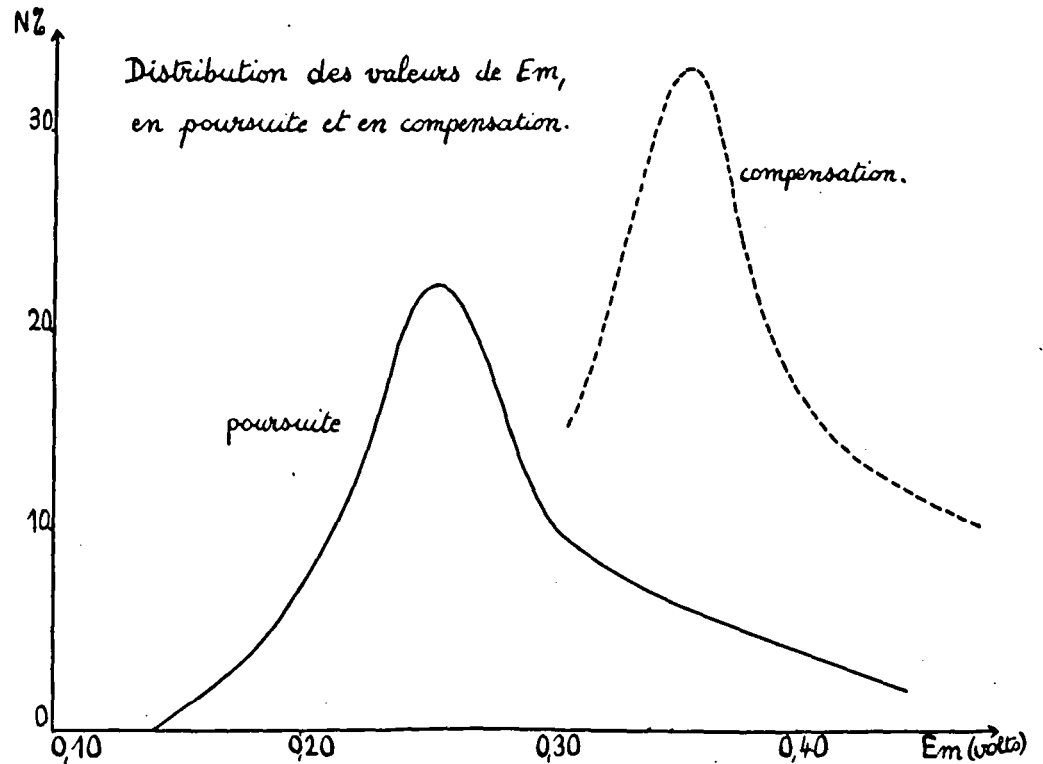
Pistage	Type de courbe	Pourcentage	Total
	A B C	57,5 % 22,5 % 12 %	92 %
POURSUITE	D E G H D + D F + F	1,1 % 3 % 1,7 % 1,1 % 1,1 % 0 %	8 %
	A B C	23 % 13,5 % 16,5 %	53 %
COMPENSATION	D F G H D + D F + F	16,5 % 16,5 % 7 % 0 % 0 % 7 %	47 %

C77

IV - 3. 2. Courbes de distribution des valeurs de  $E_m$  en poursuite et  
-----  
en compensation :

Nous avons signalé l'existence d'un second sommet sur la courbe de distribution des valeurs de  $E_m$ , relevées tant en poursuite qu'en compensation.

Le graphique permet la comparaison des courbes représentatives de  $\bar{E}$  dans les expériences où  $\bar{E}$  est mesurable à la fois en poursuite et en compensation donnant ainsi des résultats significatifs.



On voit clairement que l'erreur en compensation est nettement plus importante que l'erreur que commet l'opérateur lorsqu'il travaille en poursuite.

C'est ce qui explique la présence des accidents sur les courbes des valeurs générales de  $\bar{E}$  établie à la fois en poursuite et en comparaison.

La courbe représentative des différentes valeurs de  $E_m$  en compensation présente bien un maximum pour  $E_m = 0,36$  volts, ce qui concorde avec les résultats représentés sur le graphique de distribution de  $E_m$ .

## V - SIMULATION DE L'OPERATEUR HUMAIN.

### V - 1. GENERALITES :

Parmi les problèmes que pose l'étude du comportement de l'opérateur humain, l'un des plus intéressants est, sans conteste, celui de sa simulation sur calculateur analogique. De nombreuses réalisations ont du reste déjà été proposées dans ce domaine, avec plus ou moins de succès.

Bien entendu, comme notre étude antérieure le laisse supposer, il existe un très grand nombre de fonctions de transfert possibles, suivant que l'opérateur travaille en poursuite ou en compensation, répond à des impulsions ou à des signaux continus et également suivant le type du signal continu auquel il est soumis (aléatoire ou non). En effet, dans toutes ces expériences, les circuits fonctionnels physiologiques mis en jeu sont différents et il est logique de penser que chacun fait intervenir une fonction de transfert particulière.

Pour notre part, nous nous sommes penchés plus particulièrement sur le cas d'un opérateur adapté, travaillant en poursuite, et répondant aux signaux "pseudo-aléatoires" précédemment étudiés.

Ce type de test présente en effet un certain nombre d'avantages. Tout d'abord, du fait que le stimulus est aléatoire pour l'opérateur, nous supprimons au maximum l'influence des circuits de mémoire, ne laissant pratiquement subsister que les bruits de détection et de commande. Ensuite, nous ne pratiquons les expériences qu'avec un opérateur adapté, c'est-à-dire habitué aux tests de tracking, de façon à éliminer également le plus possible, les variations du comportement dans le temps. Enfin, nous ne considérons que le tracking en poursuite qui permet notamment de réduire l'intervention de l'intelligence.

Dans ces conditions, il est admis couramment, à l'heure actuelle, que le fonctionnement de l'homme se fait de façon linéaire, et qu'il est régi par l'équation simple :

$$H(p) = K \frac{e^{-\tau p}}{p}$$

Dans cette équation intervient un gain K dépendant d'une part de l'opérateur, d'autre part du dispositif expérimental. Le terme  $e^{-\tau p}$  représente un retard que nous savons être de l'ordre de 0,2 à 0,5 seconde. Enfin,  $\frac{1}{p}$  correspond à une intégration.

La simulation de cette fonction ne pose de problèmes que pour la réalisation du retard pur  $e^{-\tau p}$ . Diverses solutions ont déjà été proposées pour une telle réalisation ; elles s'inspirent pour la plupart de la recherche d'une expression approchée de  $d^{-\tau p}$ , ou d'un dispositif se comportant comme un déphaseur pur dans la gamme de fréquence utilisée.

Nous voyons, pour notre part, plusieurs inconvénients à ces méthodes. S'il est possible effectivement de simuler  $e^{-\tau p}$  par des expressions approchées, la simulation, pour être vraiment très proche, nécessite un appareillage généralement important, notamment sur le plan des amplificateurs opérationnels.

Si l'on ne peut consacrer à ce problème qu'un matériel restreint, l'utilisation de cette méthode conduit à des résultats qui ne sont plus acceptables, notamment pour la simulation des échelons.

Par ailleurs, de tels dispositifs utilisent un modèle donnant des résultats identiques à ceux de l'opérateur humain, mais dont le comportement n'a aucun lien avec la réalité physiologique.



Or, de nombreuses considérations donnent à penser à l'heure actuelle, que l'homme procède essentiellement comme un système à échantillonnage. C'est donc de ce côté que nous nous sommes tournés pour réaliser notre simulation. Comme nous le verrons non seulement les résultats obtenus semblent confirmer l'hypothèse de l'échantillonnage, mais encore les réponses de l'opérateur et celle de la simulation, présentent parfois (c'est notamment le cas quand le signal contient des discontinuités), des coïncidences remarquables.

Des méthodes de simulation par échantillonnage ont déjà été proposées. L'originalité de celle que nous présentons vient essentiellement de sa réalisation particulièrement simple en ce qui concerne l'échantillonneur, et de toutes les possibilités qu'elle permet d'obtenir par la variation de quelques paramètres seulement.

En résumé, la méthode que nous suggérons dans ce qui suit présente les avantages suivants :

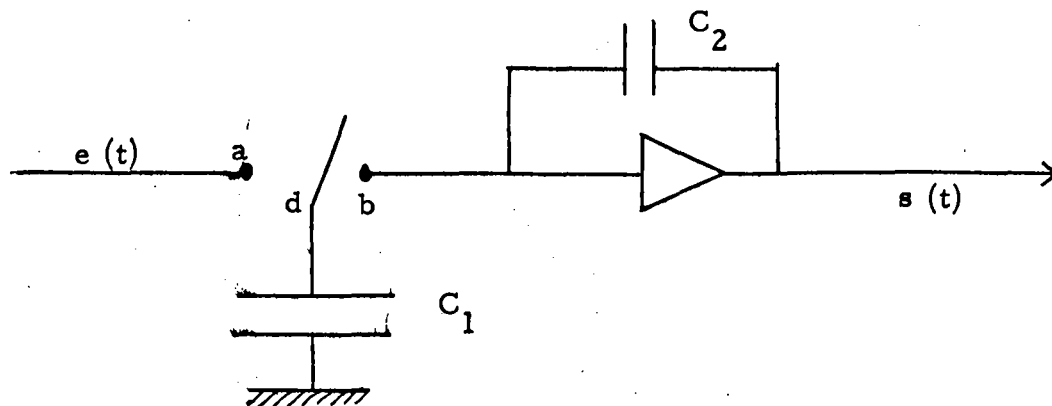
- réalisation particulièrement simple, et de grande souplesse d'utilisation.
- résultats très proches de la réalité notamment pour les signaux discontinus.
- identité des fonctionnements de l'opérateur et du modèle analogique grâce au procédé d'échantillonnage.

## V - 2. REALISATION :

### V - 2. 1. Réalisation technique :

La réalisation que nous présentons s'inspire en grande partie de la simulation des fonctions de transfert discrètes sur calculatrice analogique par courants continus, proposée par DEHORS et LAURENT.

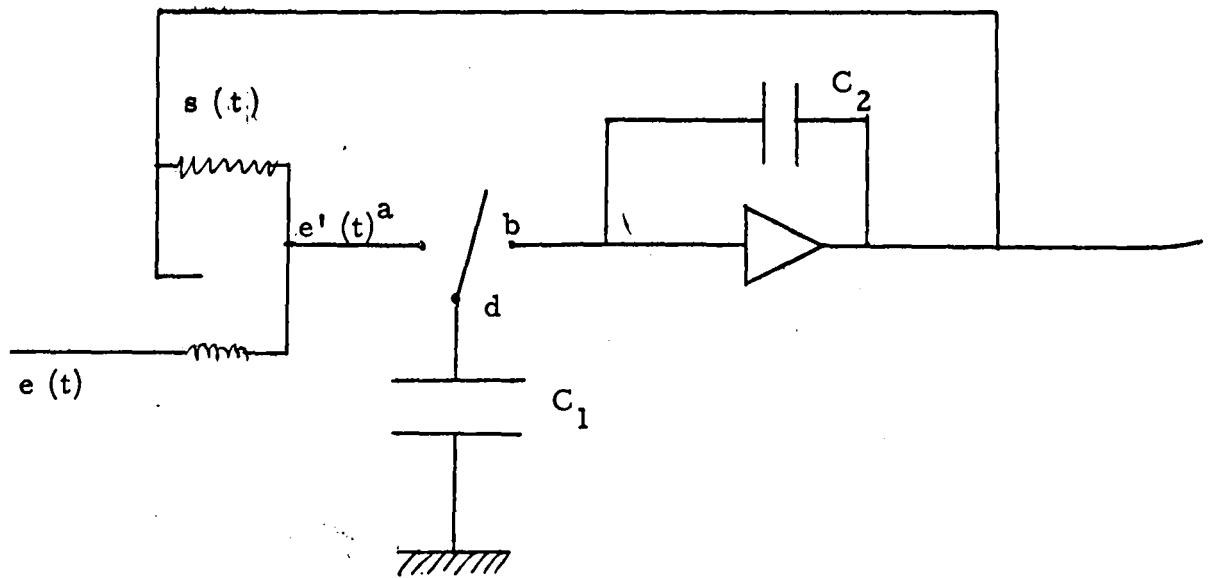
Elle utilise tout d'abord un échantillonneur, dont le schéma de principe est le suivant :



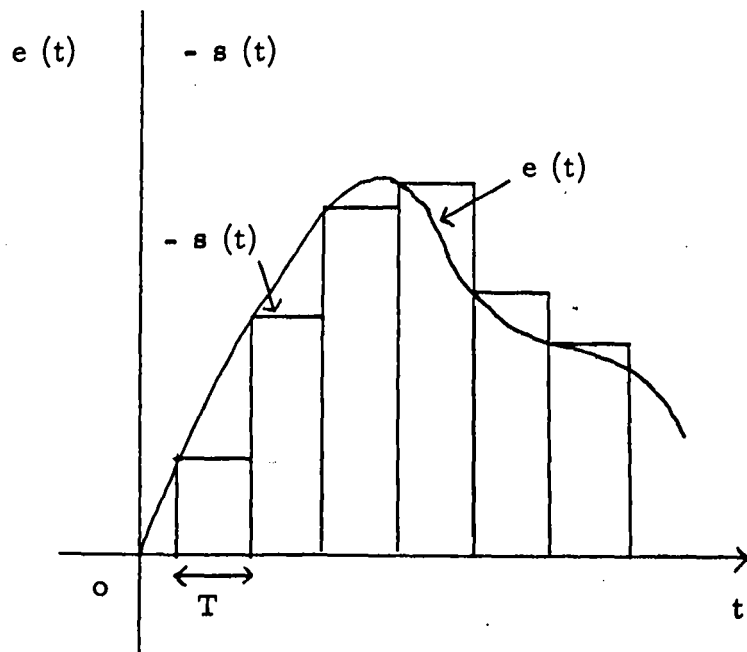
La palette du relais  $d$  bascule de  $a$  à  $b$  à la fréquence d'échantillonnage très supérieure à celle du signal  $e(t)$ . Quand le relais se trouve dans la position  $ad$ , le condensateur  $C_1$  se charge sous la tension  $e(t)$ , tandis que  $s(t)$  reste constante. Quand ensuite la palette bascule en  $bd$  en un temps que l'on peut considérer comme instantané, toute la charge du condensateur  $C_1$  passe sur le condensateur  $C_2$  placé en parallèle sur un amplificateur opérationnel dont l'effet est de maintenir le potentiel de  $b$  à une valeur pratiquement nulle.

On obtient ainsi une fonction en "paliers" ; la durée de chaque palier étant égale à la période de l'échantillonneur.

A partir de ce montage, on réalise alors ce que l'on appelle un "échantillonneur-bloqueur d'ordres", selon le schéma suivant :

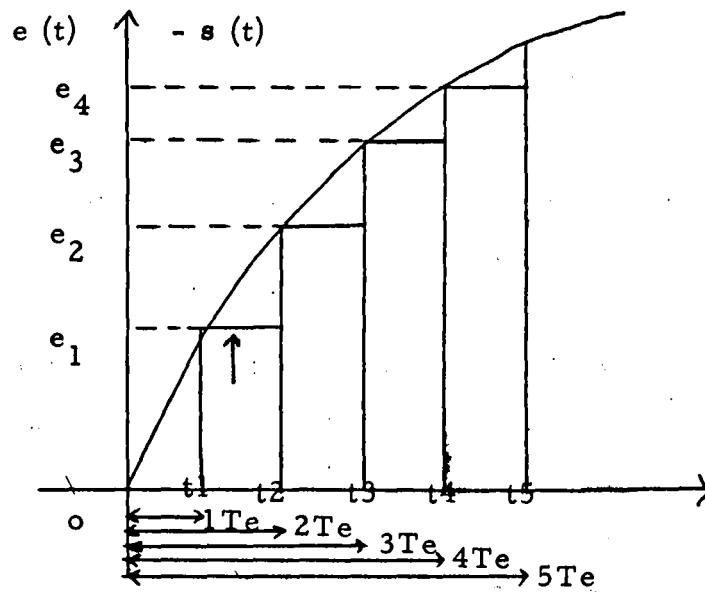


On obtient alors pour  $e(t)$  et  $-s(t)$  la représentation que nous donnons ci-dessous en exemple :



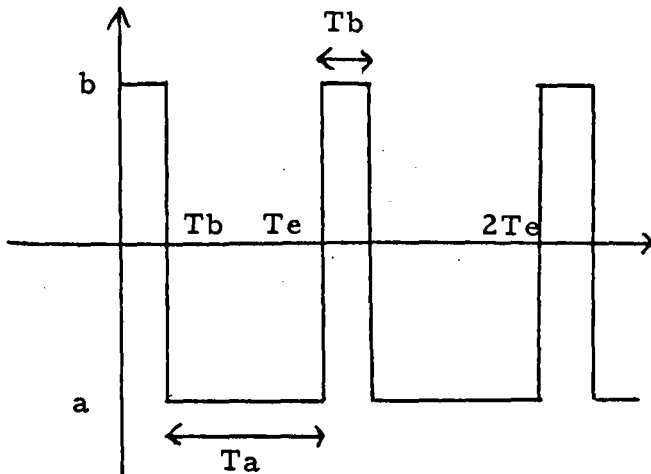
Nous pouvons expliquer ceci simplement, de la façon suivante :

A chaque instant, où la palette du relais se trouve en a, le condensateur  $C_1$  se charge sous une tension  $e'(t)$ , somme de la tension d'entrée à l'instant  $(nT_e)$  (si  $nT_e$  représente un nombre entier de périodes d'échantillonnage  $T_e$ ) et de la tension de sortie au même instant  $nT_e$  c'est-à-dire la tension  $e'$  à l'instant précédent  $(n-1)T_e$ .  $C_2$  maintient la sortie de l'amplificateur à une valeur constante.



Nous pouvons montrer le fonctionnement d'ensemble à partir du signal d'excitation du relais.

Supposons qu'à l'instant 0, la palette soit en b. Nous avons :



$$e(0) = 0$$

$$e'(0) = 0$$

$$s(0) = 0$$

A l'instant, la palette bascule et se retrouve en a, jusqu'à l'instant  $T_e$ . Donc juste avant l'instant  $T_e$ , la palette étant en a.

$$e(T_e) = e_1 \quad s(T_e) = 0$$

$$e'(T_e) = e(T_e) + s(T_e) = e_1$$

Juste à l'instant  $T_e$ , la palette bascule en b, et on a ensuite: (le signal de  $s(T_e)$  est introduit par l'amplificateur) :

$$e(T_e) = e_1 \quad \text{et} \quad s(T_e) = -e_1$$

On peut considérer que la charge de  $C_2$  se fait instantanément, dans la mesure où les valeurs de  $C_1$  et  $C_2$  sont correctement choisies.

$s(T_e)$  conserve ensuite la même valeur jusqu'au basculement  $2 T_e$ ; juste avant l'instant  $2 T_e$ , la palette est en a, et on peut écrire :

$$e(2 T_e) = e_2$$

$$e'(2 T_e) = e_2 + s(T_e) = e_2 - e_1$$

Juste après l'instant  $2 T_e$ , la palette est en b, et cette fois :

$$e(2 T_e) = e_2 \quad \text{et} \quad s(2 T_e) = s(T_e) - e'_2$$

puisque la charge correspondant à  $e'_2$  s'ajoute à celle que possédait déjà  $C_2$ .

$$\text{Donc : } s(2 T_e) = s(T_e) - e'_2 = -e_1 - (e_2 + e_1) = -e_2$$

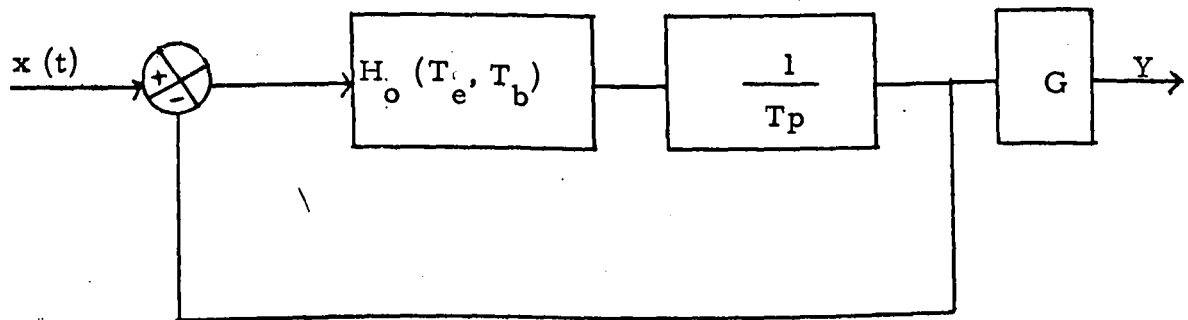
$$\text{On a donc : } -s(T_e) = e_1$$

$$-s(2T_e) = e_2$$

et le phénomène se poursuit ainsi de suite. La courbe  $-s(t)$  suit donc la courbe  $e(t)$  par paliers. C'est le montage permettant une telle réalisation qui est dit "échantillonneur-bloqueur d'ordre zéro".

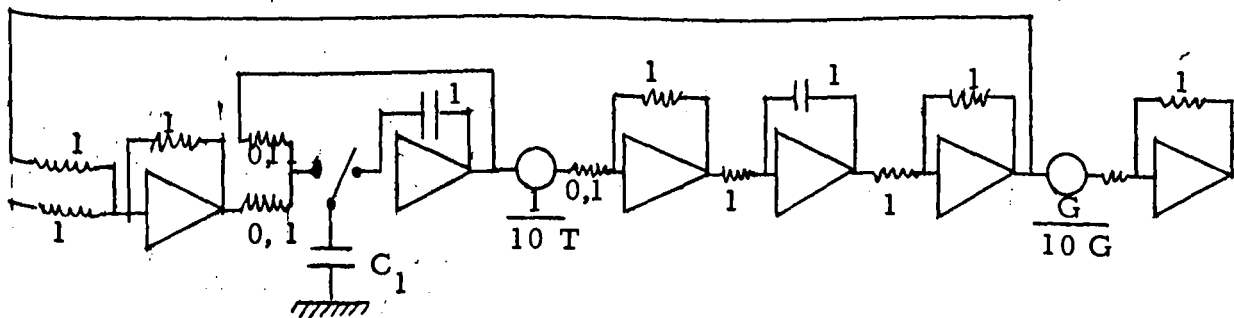
On conçoit d'ores et déjà, qu'en réalisant ensuite une intégration de la tension de sortie, on réalise une interpolation linéaire du signal entre les instants d'échantillonnage.

Afin de reconstituer le signal initial (avec un retard dû à l'échantillonnage) réalisons le montage suivant :



$H_o$  désigne l'échantillonneur-bloqueur précédemment décrit.

Le schéma de câblage correspondant est le suivant :



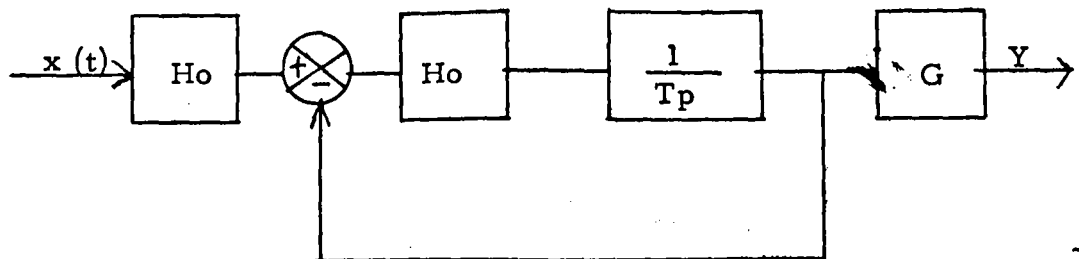
Le montage nécessite six amplificateurs opérationnels, deux potentiomètres, un condensateur  $C_1$  et un générateur de signaux carrés extérieur à la calculatrice et destiné à exciter le relais.

V - 2. 2. Application : simulation de l'opérateur humain :

Le gain  $G$  ajouté à la sortie du dispositif permet d'ajuster le niveau de la tension de sortie. Ce gain possède en fait un caractère tout à fait physiologique et s'avère être un paramètre indispensable dans l'étude de l'opérateur humain.

Avec le dispositif ainsi décrit, on obtient un retard pur continuellement réglable en agissant, d'une part sur la constante d'intégration  $\frac{1}{T}$  et d'autre part, sur la période d'échantillonnage  $T_e$ , la valeur de  $T$  devant être au plus égale à  $T_e$ .

Dans certaines conditions, si l'on désire un retard très important, le montage atteint la limite de ses possibilités, ce qui entraîne la saturation de la machine. Il est possible alors d'ajouter un deuxième échantillonneur-bloqueur identique ( $H_0$ , selon le schéma suivant :



Ceci a pour effet de doubler la valeur du retard tout en maintenant les mêmes possibilités. Nous n'avons utilisé ce type de montage que pour le cas de retards importants, ce qui en fait est relativement rare dans les cas normaux.

Signalons que, pour le condensateur  $C_1$ , la théorie mathématique relative à cette simulation conduit à la valeur optimale  $C_1 = 2 \mu F$ , quand  $C_2 = 1 \mu F$ . Nous verrons plus loin qu'en ce qui concerne la simulation de l'opérateur humain, il apparaît souvent plus intéressant d'adopter pour valeur  $C = 5 \mu F$ .

Enfin, il est possible d'agir sur la simulation par un dernier paramètre constitué par l'excitation du relais. On peut, en effet, agir sur les durées  $T_a$  et  $T_b$ . Ce qui permet d'améliorer la simulation dans certains cas et correspond davantage au fonctionnement physiologique de l'opérateur humain.

### V - 3. RESULTATS :

#### V - 3. 1. Méthode adoptée :

L'étude de cette simulation s'est faite en plusieurs étapes :

- Nous avons commencé par étudier la variation des résultats fournis en fonction des divers paramètres intervenant dans le montage. Les tracés obtenus ont permis de connaître les diverses possibilités de la simulation et d'en déduire un ordre de grandeur des paramètres suivant le type de réponse de l'opérateur étudié.

- Puis, nous avons recommencé un certain nombre d'expériences, en faisant cette fois intervenir un opérateur humain, et nous avons essayé de déterminer le meilleur modèle possible pour un certain type de signal.



- Enfin, il y a lieu de corriger les divers paramètres obtenus quand on passe d'un type de signal à un autre.

### V - 3. 2. Diverses possibilités de la simulation réalisée :

Nous allons voir dans ce qui suit que pratiquement tous les types de réponse peuvent être simulés.

Nous nous contenterons de donner simplement les résultats sans les expliquer, leur interprétation mathématique faisant appel à la théorie des systèmes asservis échantillonnés dont nous n'avons pas parlé dans ce qui précède. Nous présenterons cependant, quand cela sera possible, une comparaison entre le fonctionnement physiologique de l'homme et le principe de la simulation.

Dans cette étude, nous nous sommes servis des signaux utilisés dans nos expériences précédentes (chapitre 11 3) car tous les types de réponses possibles à ces signaux nous sont maintenant familiers.

Nous pensions, a priori, que le retard de l'opérateur, dans le cas de signaux continus était plus faible que dans le cas de signaux discontinus. Nous allons montrer, qu'en fait, la meilleure simulation d'un opérateur possède les mêmes paramètres pour la réponse à toutes les sortes de signaux, à l'exception d'une seule valeur, celle du coefficient  $\frac{1}{T}$ .

#### V - 3. 2. 1. Valeur du gain :

Nous avons remarqué que, sauf dans le cas de signaux rapides, (cas que nous n'avons pas approfondi), on ne constate pratiquement pas de différence d'amplitude entre la réponse de l'opérateur et le

signal d'entrée. En outre, nous savons qu'il n'y a pas d'erreur de régime permanent dans le cas de la fonction - échelon. Ces faits nous ont incité à étudier la réponse simulée à des échelons, et à régler le Gain G de façon à annuler l'erreur de régime permanent.

Il est remarquable de constater que la valeur de G est pratiquement constante. L'opérateur ajuste son gain une fois pour toutes en début d'expérience, et ceci de façon très rapide, pour tous les types de signaux. Dans les cas pathologiques, occasionnellement, la valeur du gain varie, mais ceci est très rare.

V - 3. 2. 2. Fréquence d'échantillonnage  $f_e = \frac{1}{T_e}$ .

Nous avons constaté que la réponse de l'opérateur aux signaux continus est elle-même relativement continue ; on peut même considérer que dans bien des cas (chez l'opérateur adapté), elle ne diffère du signal que par l'existence d'un retard de l'ordre de 0,2 seconde. Ceci correspond à une fréquence d'échantillonnage assez élevée, d'environ 4 à 5 Hz.

Par contre, chez les opérateurs non encore adaptés, on peut remarquer des réponses "en escaliers", telle celle que nous présentons



L'enregistrement réalisé à 1,5 cm/s permet de constater une fréquence d'échantillonnage d'environ 2 Hz. Une telle réponse représente en fait un cas limite qui, en outre, ne se rencontre que chez les opérateurs non entraînés.

On peut donc considérer que la fréquence d'échantillonnage varie entre 3 et 5 Hz et nous verrons, d'après les résultats obtenus qu'il y a lieu de choisir comme fréquence optimale :

$$f_e = 4 \text{ Hz}$$

Du point de vue simulation des échelons, l'effet principal de la variation de  $f_e$  est de faire varier le retard, c'est-à-dire le temps de réaction. Il est, là aussi, remarquable de constater que les diverses expériences tentées pour simuler le retard avec plus de précisions, ont conduit à la même valeur  $f_e = 4 \text{ Hz}$ , comme nous le montrerons.

### V - 3. 2. 3. Coefficient $\frac{1}{T}$ :

C'est ce coefficient, qui à notre sens, constitue, en fait, le paramètre principal de la simulation. C'est lui, en effet, qui permet, dans le cas des échelons, d'obtenir un temps de montée plus ou moins rapide. Plus sa valeur est élevée, plus ce dernier est bref. En outre, à partir d'une certaine valeur de  $\frac{1}{T}$  apparaissent des dépassements ; ceci correspond bien à la réponse de l'homme : quand elle devient trop rapide, il est fréquent en effet de rencontrer des dépassements.

Toujours dans le cas des échelons, on peut considérer que  $\frac{1}{T} = 2$  est une valeur faible. La réponse obtenue donne un temps de montée assez long que l'on ne rencontre que chez des sujets réellement lents. En fait, la valeur maximum qu'il a fallu donner, pour un opérateur

très rapide, à  $\frac{1}{T}$  est  $\frac{1}{T} \approx 3,3$  pour des valeurs de  $C_1$ ,  $f_e$  et  $T_b$  indiquées plus loin.

Si nous donnons à  $\frac{1}{T}$  une valeur trop importante, il apparaît des dépassements dont l'amplitude ne correspond à aucun fonctionnement physiologique.

Etudions maintenant la valeur à donner au coefficient  $\frac{1}{T}$  dans le cas où le signal d'entrée est continu. Si nous conservons la même valeur que pour les échelons, soit  $\frac{1}{T}$  de l'ordre de 2 à 3, il apparaît un retard extrêmement important, n'ayant plus aucun caractère physiologique. Il faut pour obtenir un résultat valable, prendre  $\frac{1}{T} \gg f_e$ . Donc, si  $f_e = 5 \text{ hz}$ ,  $\frac{1}{T} \gg 5$ .

Compte-tenu des résultats enregistrés, nous pouvons considérer que la valeur optimale de  $\frac{1}{T}$  dans le cas des signaux aléatoires déjà envisagés, se situe aux alentours de  $\frac{1}{T} = 10$ . On constate donc une énorme différence entre les valeurs de  $\frac{1}{T}$  pour les signaux continus et pour les signaux discontinus. Nous reviendrons ultérieurement sur cette remarque importante.

V - 3. 2. 4. Valeur de  $C_1$  :

-----

Nous avons déjà fait remarquer précédemment que le passage de  $C_1 = 2 \mu\text{F}$  à  $C_1 = 5 \mu\text{F}$  permet d'améliorer la simulation dans certaines conditions.

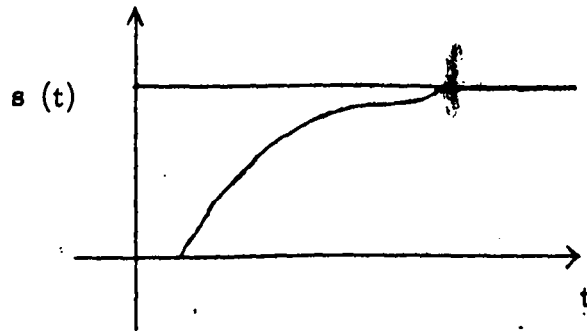
Cette amélioration s'avère très sensible et surtout très utile dans le cas de la réponse aux échelons. Elle permet, en effet, d'obtenir un temps de montée beaucoup plus court, pour une même

valeur de  $f_e$  et de  $\frac{1}{T}$ .

V - 3. 2. 5. Durée du créneau  $T_b$  :

-----

La durée du créneau constitue le dernier paramètre sur lequel nous pouvons agir pour notre simulation. Le créneau permet l'excitation du relais de l'échantillonneur. Sa largeur  $T_b$  permet d'obtenir, pour des valeurs faibles de  $T_b$  et de  $f_e$ , et des valeurs importantes de  $\frac{1}{T}$  (dans le cas du condensateur  $C_1 = 5 \mu F$ ) un type de réponse assez caractéristique que l'on rencontre souvent chez l'opérateur humain.



Ce type de réponse correspond à un opérateur qui présente un grand coefficient  $\frac{1}{T}$  mais une faible fréquence d'échantillonnage  $f_e$ .

En résumé, nous constatons que la simulation réalisée permet, par action sur quelques paramètres, d'obtenir tous les types de réponse possibles obtenus chez l'opérateur humain. En particulier pour les échelons, cette simulation permet d'agir indépendamment sur le temps de réaction, le temps de montée, et la forme de la réponse.

V - 3. 3. Recherche de la simulation optimale d'un opérateur :

V - 3. 3. 1. Etude de la réponse à l'échelon :

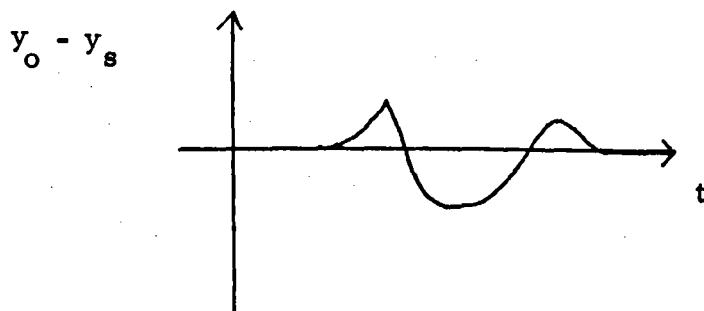
Afin de vérifier nos hypothèses, il faut montrer qu'il est possible de simuler parfaitement la réponse d'un opérateur à un certain type de signal. Nous avons choisi, comme premier signal, la réponse à l'échelon, élément assez caractéristique de chaque opérateur.

La méthode utilisée est la suivante :

L'opérateur, adapté, répond en poursuite à des échelons d'amplitude et de durée constante. On peut considérer alors, et l'expérience permet par ailleurs de confirmer cette hypothèse, que son comportement est pratiquement invariable ; la réponse obtenue est sensiblement la même à chaque échelon.

Il est possible, en enregistrant simultanément le signal  $x$ , les réponses  $y_o$  de l'opérateur,  $y_s$  du simulateur et les différences  $y_o - x$ ,  $y_s - x$ ,  $y_o - y_s$  de déterminer le modèle conduisant aux meilleurs résultats. La simulation est optimale quand l'erreur  $y_o - y_s$  est la plus faible possible.

Dans le cas le plus général, quand  $y_s$  et  $y_o$  sont assez différents, la forme de  $y_o - y_s$  peut se schématiser ainsi :



On obtient une erreur présentant trois sommets que l'on peut interpréter assez facilement : le premier est dû, en effet, à la différence entre le retard de l'opérateur et celui réalisé par le modèle, le deuxième vient de la différence des temps de montée ; quant au troisième, il n'apparaît que si  $y_s$  ou  $y_o$  présente un dépassement.

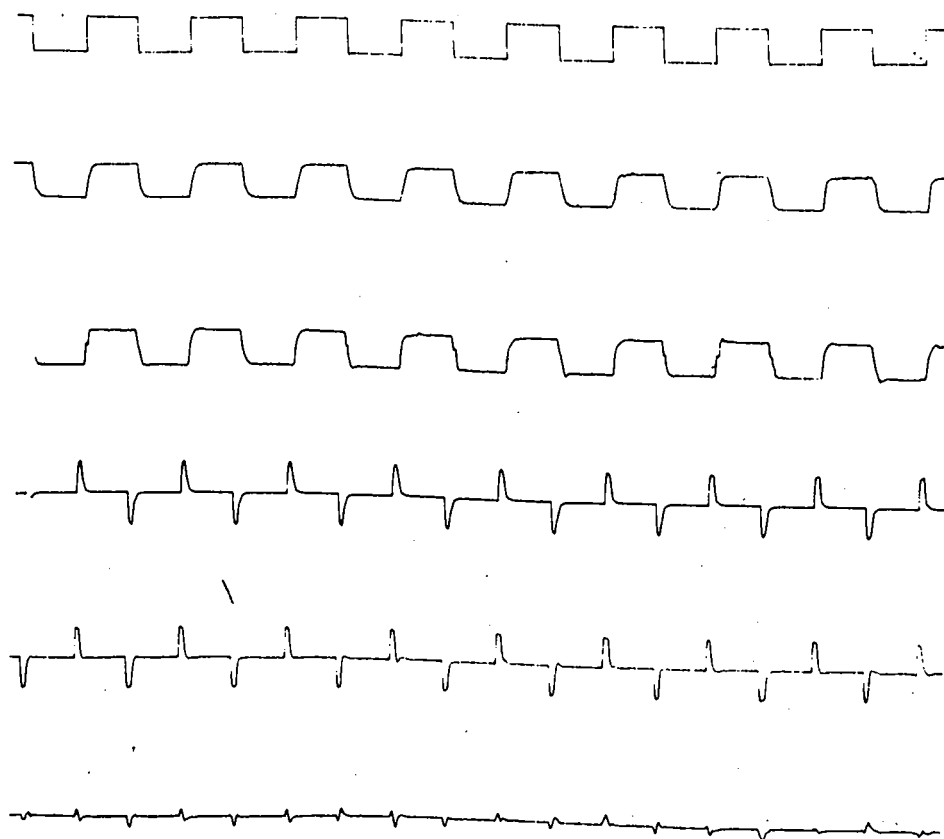
Il est donc possible de s'attacher tout d'abord à faire disparaître la première bosse, puis la seconde et éventuellement la troisième quand elle se présente. Pour cela, grâce à l'étude précédente, sur les diverses possibilités de la simulation, nous savons dans quel sens, il faut faire varier les paramètres pour obtenir le résultat voulu.

L'opérateur étudié au cours de ces travaux répondant de façon rapide, la fréquence d'échantillonnage choisie d'après les résultats obtenus, par cet opérateur est de 4 Hz. Néanmoins, l'existence d'une erreur sur le retard existant encore, nous avons utilisé la variation de  $T_b$  pour la réduire.

Ceci nous conduit à adopter  $T_b = 0,03$  s, qui constitue, par ailleurs, une limite physiologique, correspondant approximativement à la durée d'impression de la rétine.

La première bosse étant pratiquement supprimée, il reste à faire disparaître la seconde. L'effet de la variation de  $\frac{1}{T}$  et de  $C_1$  sur le temps de montée étant beaucoup plus sensible que celui de  $f_e$  et de  $T_b$  sur le retard, nous sommes amenés très rapidement à prendre pour valeur  $\frac{1}{T} = 3,3$  et  $C_1 = 5 \mu$  F. Notons que la valeur de  $T_b$  a une influence faible, mais certaine, sur les dépassements ; plus  $T_b$  est petit, moins le dépassement est grand, ce qui permet d'augmenter davantage  $\frac{1}{T}$  (donc la rapidité de montée) sans faire apparaître de dépassements.

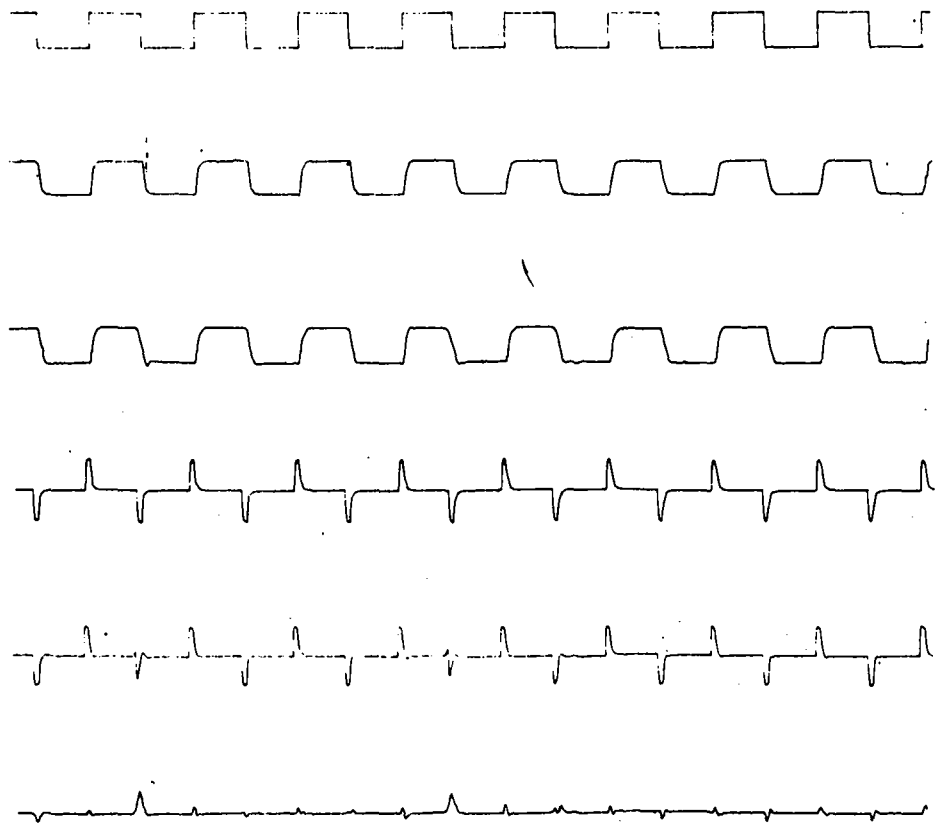
Avec ces valeurs, nous obtenons sur la durée de quelques tests, des erreurs très faibles entre  $y_s$  et  $y_o$  ; certains échelons présentent même une similitude pratiquement parfaite, comme le montrent les enregistrements présentés.



Comparaison entre la réponse  $y_o$  obtenue par l'opérateur humain (piste 3) et la simulation  $y_s$  (piste 2) à un même signal  $x$  (piste 1). L'erreur commise par l'opérateur humain ( $y_o - x$ ) est enregistrée sur la piste 5, celle de la simulation ( $y_s - x$ ) sur la piste 4.

La piste 6 donne la comparaison entre la piste 4 et la piste 5.  $y_o - y_s$ .





Comparaison entre la réponse  $y_o$  obtenue par l'opérateur humain (piste 3) et la simulation  $y_s$  (piste 2) à un même signal  $x$  (piste 1). L'erreur commise par l'opérateur humain ( $y_o - x$ ) est enregistrée sur la piste 5, celle de la simulation ( $y_s - x$ ) sur la piste 4.

La piste 6 donne la comparaison entre la piste 4 et la piste 5.  $y_o - y_s$ .

Comme on peut le voir, l'expérience ainsi réalisée avec un opérateur peut être reprise de la même manière avec d'autres opérateurs ; la forme de la fonction restant la même d'un opérateur à l'autre. Seule la valeur des paramètres est à modifier.

Il reste à voir enfin si, pour un même opérateur, la simulation proposée reste valable pour des signaux différents des échelons et notamment pour les signaux aléatoires déjà utilisés pour l'étude de l'adaptation.

### V - 3. 3. 2. Etude de la réponse aux autres types de signaux :

Lors de l'étude concernant la simulation de la réponse à des signaux continus, nous constatons immédiatement que l'utilisation de la simulation précédente conduit à un retard beaucoup trop important, et qu'il y a lieu de modifier la constante  $\frac{1}{T}$ , en l'augmentant de façon très nette.

La valeur semblant le mieux convenir à la simulation, pour l'opérateur étudié, et pour les signaux 1 et 2 est :

$$\frac{1}{T} = 10$$

On peut conserver aux autres paramètres la valeur trouvée dans l'étude précédente, à savoir :

$$f_e = 4 \text{ Hz} \quad T_a = 0,03 \text{ et } C_1 = 5 \mu\text{F.}$$

Le changement de signal n'entraînerait donc que la modification de la valeur de la constante  $\frac{1}{T}$ . Or, il est à remarquer ici un fait important : si l'on prend  $\frac{1}{T} = 10$ , au déclenchement de la machine, celle-ci sature immédiatement, car la quantité intégrée au départ est trop importante. Il faut partir d'une valeur de  $\frac{1}{T}$  beaucoup plus faible et l'amener ensuite progressivement à  $\frac{1}{T} = 10$ .

Il est permis de se demander si ce processus est le même chez l'homme ; pour le vérifier, prenons pour signal d'entrée, un signal obtenu par la superposition d'un sinusofde et de créneaux. En procédant progressivement comme nous l'avons fait au cours de l'étude précédente. Nous constatons que la meilleure simulation est obtenue pour  $\frac{1}{T} = 3,3$ , c'est-à-dire la valeur trouvée précisément pour les créneaux.

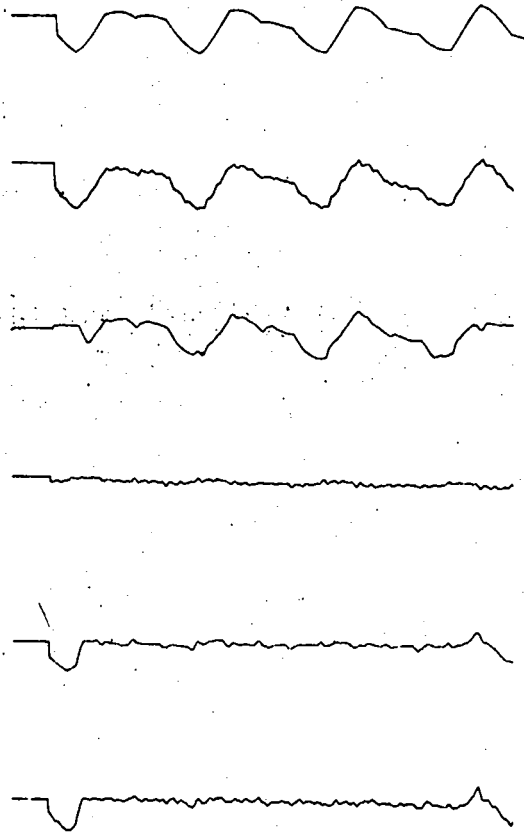
Cette constatation met en évidence le fait que dans une réponse à des signaux présentant des discontinuités, ce sont ces dernières qui fixent principalement la valeur du paramètre  $\frac{1}{T}$ .

Afin de vérifier cette hypothèse, réalisons une dernière expérience, dans laquelle le signal d'entrée est constitué par la superposition d'une sinusofde et de signaux triangulaires. La valeur optimale obtenue cette fois pour  $\frac{1}{T}$  est de 7.

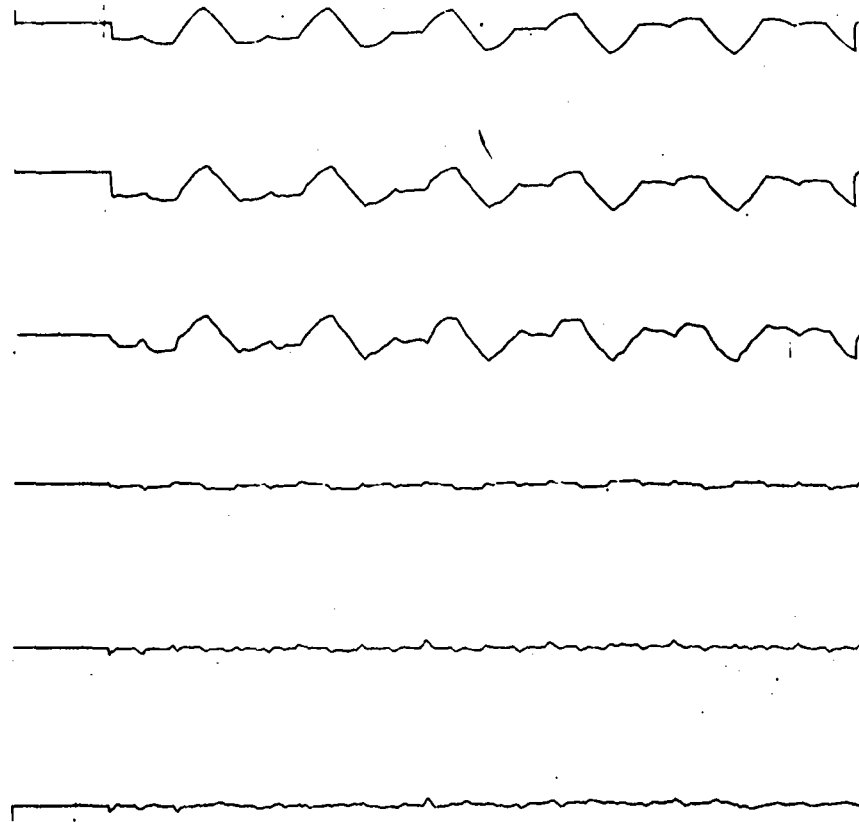
Ainsi, la valeur de  $\frac{1}{T}$  est d'autant plus faible que le signal est discontinu. Sa valeur maximale se situe aux environs de 10 tandis que le minimum se trouve à peu près à 2 (pour un opérateur lent).

L'étude précédente permet de mettre en évidence la variation de  $\frac{1}{T}$ , coefficient qui apparaît comme le paramètre le plus important dans la simulation de l'opérateur humain. En dehors des propriétés que nous venons de voir au sujet de sa variation, ce coefficient explique aussi en partie la diminution de l'erreur moyenne observée chez l'opérateur adapté, et que l'on peut qualifier d'adaptation immédiate. En effet, au moment même où l'on déclenche le signal d'entrée, celui-ci est équivalent à un échelon pour l'opérateur qui réagit avec une constante  $\frac{1}{T}$  égale à celle qu'il se fixe dans le cas des échelons. L'opérateur rectifie ensuite cette valeur, qu'il ajuste sur celle correspondant au type de

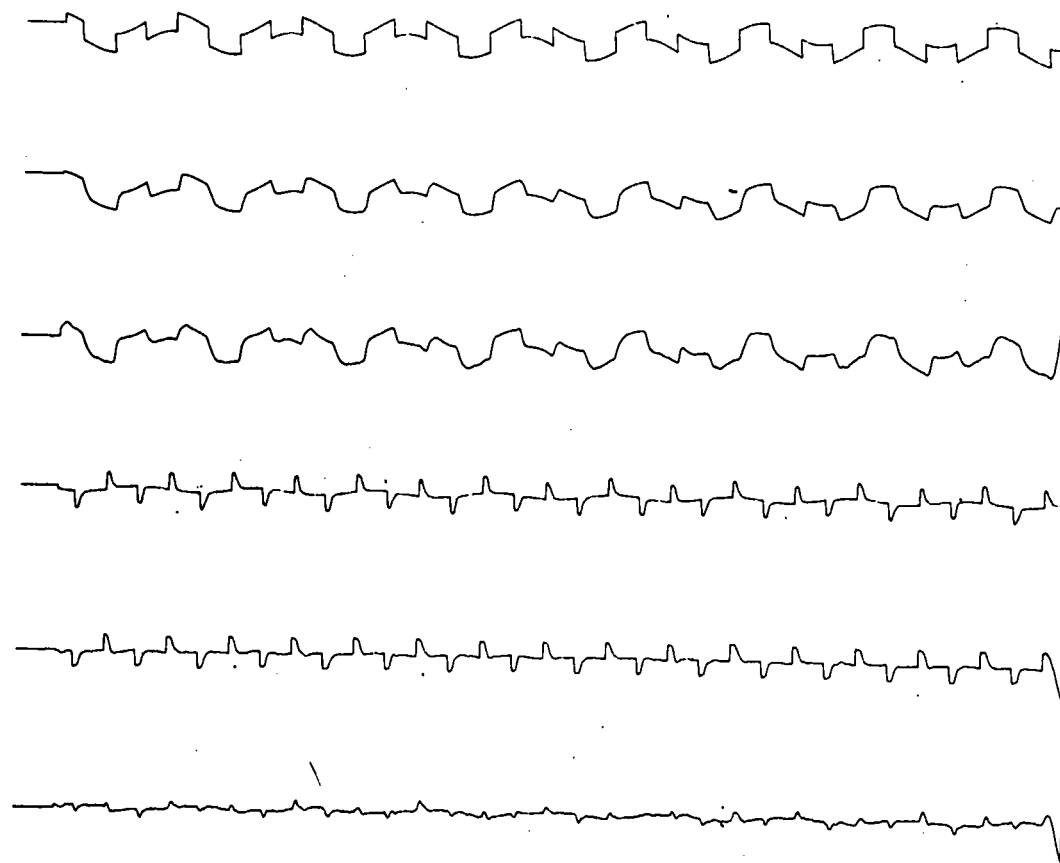
signal. Ceci a donc pour effet de diminuer l'erreur moyenne. Il est légitime de penser que cette mauvaise valeur initiale de  $\frac{1}{T}$  provoque l'erreur moyenne initiale importante appelée  $E_0$  dans l'étude de l'adaptation de l'opérateur.



Piste 1 Signal - Piste 2 Réponse du modèle - Piste 3 Réponse de l'opérateur humain - Piste 4 Erreur commise par le modèle - Piste 5 Erreur commise par l'opérateur humain - Piste 6 Différence des deux erreurs.



Piste 1 Signal - Piste 2 Réponse du modèle - Piste 3  
Réponse de l'opérateur humain - Piste 4 Erreur commise  
par le modèle - Piste 5 Erreur commise par l'opérateur  
humain - Piste 6 Différence des deux erreurs.



Piste 1 Signal - Piste 2 Réponse du modèle - Piste 3  
Réponse de l'opérateur humain - Piste 4 Erreur commise  
par le modèle - Piste 5 Erreur commise par l'opérateur  
humain - Piste 6 Différence des deux erreurs.

## CONCLUSION

Cette étude sur l'opérateur humain conçu comme un appareil échantillonné ne permet pas de saisir dans sa totalité le fonctionnement de l'opérateur humain.

Il semble souhaitable d'étudier l'opérateur humain comme un système autorégulé, ou comme un système paramétrique. Tout porte à croire que l'on puisse ainsi mieux décrire son comportement.

Ce premier travail ne nous a fourni qu'une technique d'étude. Elle demande à être révisée, modifiée, complexifiée. Néanmoins, elle permet déjà d'obtenir un outil tant en physiologie qu'en pathologie.

Il nous a été possible à la suite des travaux de STARK, PAYNE et OKABE d'étudier le comportement de l'opérateur humain pathologique.

Les résultats obtenus chez des malades porteurs de maladie de Parkinson ou d'un syndrome cérébelleux montrent bien tout ce qu'il y a à attendre de cette technique d'exploration.

- ALTMAN, P.L. ; GIBSON, J.F. and WANG, C.C.  
Handbook of Respiration  
Philadelphia : Saunders, 1958.
- ANOKHIN, P.  
Jurnal Visej Nervnoi Dejatelnosti 1956. 6-92.
- APERAI, A.  
Skand, Arch. Physiol. 1940. 83, suppl. 16 1.
- ARMSTRONG, B.W. ; HURT, H.H. ; BLIDE, R.W. and WORKMAN, J.M.  
The Regulation of Breathing.  
A concept based on the physicochemical composition of mixed venous  
and arterial blood is presented.  
Science 1961. 133 : 1897-1906.
- ARMSTRONG, B.W. ; HURT, H.H. ; WORKMAN, J.M. and  
BLIDE, R.W.  
A new theory of the regulation of breathing.  
Physiologist 1960. 3 : 11.
- BATES, J.A.V. (1947)  
Design and performance of the human servo.  
Paper presented at a meeting of the Institution of Electrical Engineers.  
(Mentioned by Hick) 1948.
- BELLVILLE, J.W. and SEED, J.C.  
The effect of drugs on the respiratory response to carbon dioxide.  
Anesthesiology 1960. 21 : 727-741.
- BOLIE, V.W.  
"Coefficients of normal blood glucose regulation".  
J. Appl. Physiol. 1961. 16 : 783.
- CHANCE, B. ; BRAINERD, J.G. ; CAJORI, F. and MILLIKAN, G.A.  
Science 1940. 92 : 455.
- CHANCE, B.  
H. Biol. Chem. 1943. 151 : 553.
- CHANCE B.  
J. Biol. Chem. 1960. 235 : 2440.
- CHANCE, B. ; GARFINKEL, D. ; HIGGINS, J.J. and HESS, B.  
J. Biol. Chem. 1960. 235 : 2426.
- CHANCE, B. ; HIGGINS, J.J. and GARFINKEL, D.  
Federation Proc. 1962. 21 : 75.



- DELAND, E. C.  
I.R.E. Trans. Electron. Computers EC - 1962 - 11, 17.
- DORNHORST, A. C.  
The regulation of breathing.  
Brit. Med. Bull. 1963. 19 : 4-6.
- DUNCANLEE - BUSCH et LICKLIDER  
Mathematical Physiology. Information, learning and tracking.  
Fac. Presse Of Genese, Illinois.
- DUTTON, R.E. ; NATH, S. and RILEY, R.L.  
Reflex stimulation of pulmonary ventilation by mixed venous  $PCO_2$ .  
Federation Proc. 1960. 19 : 382.
- EDSON, J.B.  
Tracking telescope fundamentals. Report No 672, Ballistics Research  
Laboratory, Aberdeen Proving Ground, Maryland, 1948.
- ELKIND, J.I.  
Tracking response characteristics of the human operator.  
Memo. No. 40, Human Factors Operations Research.  
Laboratories, Air Research and Development Command, Washington,  
D. C. 1953.
- ELLSON, D.G. and GRAY, F.  
Frequency responses of human operators following a sine wave input.  
Memo. Report. MCREXD-694-2N, Engineering Division, Air  
Materiel Command, Wright Field, Dayton, Ohio. 1948.
- ELLSON, D.G. and HILL, H.  
The interaction of responses to step function stimuli : I. Opposed  
steps of constant amplitude.  
Memo. Report No. MCREXD-694-2P, engineering Division,  
Air Materiel Command, Wright Field, Dayton, Ohio. 1948.
- ELLSON, D.G. - HILL, H. and CRAIG, D.R.  
The interaction of responses to step function stimuli : II. Equal opposed  
steps of varying amplitude.  
Tech. Report No. 5911, Air Materiel Command, Wright-Patterson  
Air Force Base, Dayton, Ohio. 1949.
- ESTABROOK, R.W.  
Biochim. Biophys. Acta 1962. 60, 249.
- FITTS, P.M.  
Engineering psychology and equipment design.  
Chap. 35 in Stevens, S.S., ed., Handbook of experimental psychology.  
New York, John Wiley and Sons inc. 1951.
- FITZHUGH, R.  
J. Gen. Physiol. 1960. 43-867.

CHANCE, B. ; HESS, B. and BETZ, A.  
Biochem. Biophys. Res. Commun. 1964, 16.: 182.

CHESTNUT, H. et MAYER, R.W.  
Servomécanisms and Regulating Design.  
Volume 1. JOHN WILEY and Sons.  
Traduit chez DUNOD.

CHESTNUT, H. et MAYER, R.W.  
Servomecanisms and Regulating Design.  
Volume 11. JOHN WILEY and Sons.  
Traduit chez DUNOD.

CHOCHOLLE, R.  
Variation des temps de réaction auditifs en fonction de l'intensité  
à diverses fréquences.  
L'Ann. Psych. 1940-1941. 41-42.: 65-124.

CHOCHOLLE, R.  
Quelques remarques sur les variations et la variabilité des  
temps de réaction auditifs.  
Journ. de Psych. Norm. et Path. 1948. 41.: 345-358.

CLYMER, A.B. and GRABER, G.F.  
Simulation 1964. 2, 41.

CLYNES, M.  
Science 1960. 131.: 300.

CRAIK, K.J.W. \  
Theory of the human operator. 1. The operator as an engineering  
system.  
Brit. H. Psychol. 1947. 38 Part. 2.: 56-61.

CRAIK, K.J.W.  
Theory of the human operator. 11. Man as an élément in a control  
system.  
Brit. J. Psychol. 1948. 38, Part. 3: 142-149.

CRAIG, D.R.  
Effect of amplitude range on duration of response to step function  
displacements.  
Tech. Report no. 1949 - 5913, Air Materiel Command, Wright-  
Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.

CROSBIE, R.J. ; HARDY, J. D. and FESSENDEN, E.  
IRE Trans. Biomed. Electron. 1961. 8.: 245.

DANLOUX - DUMESNILS  
Le calcul analogique par courants continus.  
Dunod.

DEFARES, J. G.

Analysis of the respiratory CO<sub>2</sub> feedback control system during exercise : "zero error" by set point lowering.  
Bull. Math. Biophys. (Submitted for publication).

DEFARES, J. G.

Transient analysis of the respiratory control system (studies in the regulation of respiration, 11).  
Acta Physiol. Pharmacol. Neerl. (Submitted for publication).

DEFARES, J.G.

Steady state analysis of the complete respiratory feedback control system with three controlled variables.  
Bull. Math. Biophys. (Submitted for publication).

DEFARES, J. G.

On the use of mathematical models in the analysis of the respiratory control system.  
In : the Régulation of Human Respiration, edited by  
D. J. C. Cunningham and B. B. Lloyd, Oxford : Blackwell, 1962.  
pp. 319-329.

DEFARES, J. G.

Principles of feedback control and their application to the respiratory control system.  
Handbook of physiology 26, 649-680.

DEFARES, J. C. ; DERKSEN, H. E. and DUYFF, J. W.

Cerebral bloodflow in the regulation of respiration (studies in the regulation of respiration, 1).  
Acta Physiol. Pharmacol. Neers. 1960. 9 : 327-360.

DEFARES, J.G.

The respiratory system as a biological feedback regulator.  
Proc.: 1st Int. Congress of Cybernetic Medicine, Naples S.I.M.C.  
1960, 337.

DEFARES, J.G. and SNEDDON, I.N.

The mathematics of Medicine and Biology.  
Chicago : Year Book Publ. 1961, pp. 619-630.

DEFARES, J.G. and BOGAARD, J.M.

The respiratory "chemostat" considered as a nonlinear regulator with proportional and rate control.  
In : Proceedings of the 1961 San Diego Biomedical Engineering Symposium. San Diego, 1961, pp. 1-11.

DEFARES, J.G.

Cybernetic analysis of the respiratory chemostat.  
In : Physicomathematical Aspects of Biology, edited by  
N. Rashevsky. New York : Acad. Press, 1962.

DEFARES, J.G.

A model of the respiratory chemostat with "accessible" parameters.

1962 06 056 061

FOGEL, L.J.

The human Computer in Flight Control.  
I.R.E. Transactions on Electronic Computers  
Septembre 1957.

GARFINKEL, D. ; RUTLEDGE, J.D. and HIGGINS, J.J.  
Comm. Assoc. Computing Machinery 1961. 4, 559.

GARFINKEL, D.  
J. Biol. Chem. 1963. 238-2435.

GARFINKEL, D. and HESS, B.  
J. Biol. Chem. 1964. 239, 971.

GARFINKEL, D.  
Federation Proc. 1964. 23, 383 Abstr.

GARRET, E.R. ; THOMAS, R.C. ; WALLACK, D.P. and ALWAY, C.D.  
J. Pharmacol. Exptl. Therap. 1960. 130, 106.

GIBBS, C.B.  
Servo principles in sensory organization and the transfer of skill.  
Report 218/54, Medical Research Council Applied Psychology  
Unit, Cambridge, England. 1954.

GILLE - PELEGRIN - DECAULNE  
Théorie et technique des asservissements. Dunod,

GILLE - PELEGRIN - DECAULNE  
Méthodes modernes d'étude des systèmes asservis.  
Dunod.

GRAY, J.S.  
The multiple factor theory of the control of respiratory ventilation.  
Science 1946. 103 : 739-744.

GRAY, J.S.  
Pulmonary Ventilation and Its Physiological Regulation.  
Springfield III: Thomas. 1950.

GRAY, J.S. ; GRODINS, F.S. and CARTER, E.T.  
Alveolar and total ventilation and the dead space problem.  
J. Appl. Physiol. 1956. 9 : 307-320.

GREYER, W.F.  
Direction of control in relation to indicator movement in one-dimensional  
tracking.  
Memo. Report No. TSEAA-694-4G, Engineering Division, Air Matériel  
Command, Wright Field, Dayton, Ohio. 1947,

GRODINS, F.S.  
Analysis of factors concerning the regulation of breathing in exercise.  
Physiol. Rev. 1950. 30 : 220-239.

- GRODINS, F.S. ; GRAY, J.S. ; SCHROEDER, K.R. ; NORINS, A.L.  
and JONES, R.W.  
J. Appl. Physiol. 1954. 7, 283.
- GRODINS, F.S. ; GRAY, J.S. ; SCHROEDER, K.R. ; NORINS, A.L.  
and JONES, R.W.  
Respiratory responses to CO<sub>2</sub> inhalation. A theoretical study of a  
nonlinear biological regulator.  
J. Appl. Physiol. 1954. 7 : 283-308.
- GRODINS, F.S.  
Integrative cardiovascular physiology : a mathematical synthesis of  
cardiac and blood vessel hemodynamics.  
Quart. Rev. Biol. 1959, 34 : 93.
- GRODINS, F.S. ; McADAM, W.E. ; ZINGHER, Jr. D. ; PROPECK, S.  
and ARIEFF, A.I.  
Proc. San Diego Biomed. Eng. Symp. 1961.
- GRODINS, F.S. and JAMES, G.  
Mathematical models of respiratory regulation.  
In : Regulation of respiration, edited by G.G. Nahas.  
Ann. N.Y. Acad. Sci. 1963. 109 : 852-868.
- GRODINS, F.S.  
Control theory and biological systems.  
Columbia University, Press. New York 1963.
- GUYTON, A. C.  
Determination of cardiac out put by equations venous return curves  
with cardiac responses curves.  
Physiol. Revue 1955, 35 : 123.
- GUYTON, AC.  
Physiol. Rev. 1955, 35, 123.
- GUYTON, A. C. ; CROWELL, J.W. and MOORE, J.W.  
Basic oscillating mechanism of Cheyne-Stokes breathing.  
Am. J. Physiol. 1956. 187 : 395-398.
- GUYTON, A. C.  
"Circulatory Physiology" : Cardiac Output and Its regulation".  
Saunders, Philadelphia, Pennsylvania. 1964.
- HAMMES, G.G. and KOCHAVI, D.  
J. Am. Chem. Soc. 1962, 84, 2069.: 2073, 2076.
- HARDY, J.D.  
"Physiology of temperature regulation".  
Physiol. Rev. 1961. 41 : 521.
- HICK, W.E.  
The discontinuous functioning of the human operator in pursuit tasks.  
Quart. J. Esper. Psychol. 1948. 1.: 36-51.

- HICK, W.E.  
Man as an element in a control system.  
Research 1951. 4, 112-118.
- HICK, W.E.  
On the rate of gain of information.  
Quart. J. Exper. Psychol. 1952. 4, 11-26.
- HIGGINS, J.J.  
Ph. D. Thesis, Univ. Of Pennsylvania, Philadelphia 1959.
- HIGGINS, J.J.  
In "technique of Organic Chemistry"  
(S.L. Friess, E.S. Lewis, and A. Weissberger, eds.) 1961,  
Vol 8, Part. 1. Wiley (Interscience), New York.
- HIGGINS, J.J.  
Proc. Natl. Acad. Sci. U.S. 1964, 51, 989.
- HILTZ, F.F.  
IRE Trans. Bio-Med. Electron. 1962. BME 9, 12.
- HOHLWEG, W.  
Die Kybernetik des endokrinen Systems.  
Proc. 1st Int. Congress of Cybernetic Medicine. Naples S.I. M. C.  
1960, 382.
- HOMMES, F.A.  
Arch. Biochem. Biophys. 1962, 96, 28; 32- 37.
- HUGGINS, W.H.  
Memo on the experimental determination of transfer functions of  
human operators and machines.  
Memo. E-4070, Cambridge Field Station, Air Materiel Command,  
Cambridge, Mass. 1949.
- HULL, C.I.  
A behavior system.  
New Haven Yale Univ. Press. 1952.
- JAVALISTO, E. ; FORSEN, A. ; LINDQUIST, E. ; MAKOMEN, T. ;  
and TALLQUIST, M.  
Age and the simple reaction time in response to visual, tactile and  
proprioceptive stimuli.  
Ann. Acad. Sci. Fenn. (Med.) 1962. 96, 1-12.
- JONES, R.W. ; GREEN, D.G. and PINTER, R.B.  
Federation Proc. 1962. 21, 97.
- KRENDEL, E.S.  
A preliminary study of the power-spectrum approach to the analysis  
of perceptual-motor performance.  
Tech. Report No 6723, Wright Air Development Center, Wright-  
Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio. 1951.

KRENDEL, E.S.

The spectral density study of tracking performance.

Part. 1. The effect of instructions.

Part. 2. The effects of input amplitude and practice.

Tech. Report 52-11, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.

KRENDEL, E.S.

Interim report on human frequency response studies.

Tech. Report 54-370, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio. 1954.

KRETZ, M.

L'introduction de l'Opérateur Humain dans la boucle fermée des systèmes asservis.

Rapport d'étude de la Société GIRAVION-DORAND.

LAMBERTSEN, C.J. ; KOUGH, R.H. ; COOPER, D.Y. ; EMMEL, G.L. ; LOESCHKE, H.H. and SCHMIDT, C.F.

Comparison of relationship of respiratory minute volume to  $p\text{CO}_2$  and pH of arterial and internal jugular blood in normal man during hyperventilation produced by low concentrations of  $\text{CO}_2$  at 1 atmosphere and by  $\text{O}_2$  at 3.0 atmospheres.

J. Appl. Physiol. 1953. 5 : 803-813.

LAMBERTSEN, C.J. ; SMYTH, M. ; SEMPLE, S.J.C., and GELFAND, R.

Respiratory effects in normal men of blood pH change at "constant" arterial and internal jugular venous  $\text{PCO}_2$ .

Federation Proc. 1958. 17 : 92.

LAMBERTSEN, C.J. ; OWEN, S.G. ; WENDEL, H. ; STROUD, M.W. ; LURIE, A.A. ; LOCHNER, W. and CLARK, G.F.

Respiratory and cerebral circulatory control during exercise at 21 and 2.0 atmospheres inspired  $\text{PCO}_2$ .

J. Appl. Physiol. 1959. 14 : 966-982.

LAMBERTSEN, C.J. ; and WENDEL, H.

Alveolar carbon dioxide tension control system ; its use to magnify respiratory depression by meperidine.

J. Appl. Physiol. 1960. 15 : 43-48.

LAMBERTSEN, C.J.

Carbon dioxide and respiration in acid-base homeostasis.

Anesthesiology 1960. 21 : 642-651.

LAMBERTSEN, C.J.

Medical Physiology, edited by P. Bard, St-Louis : Mosby 1961.

633-675.

LAMBERTSEN, C.J. ; WOLLMAN, H. and GELFAND, R.  
The dynamics of change in respiration and arterial blood and CSF  
acid-base parameters during administration and withdrawal of CO<sub>2</sub>.  
Federation Proc. 1961, 20 : 430.

LAMBERTSEN, C.J. ; SEMPLE, S.J.G. ; SMYTH, M.G. and  
GELFAND, R.  
H<sup>+</sup> and PCO<sub>2</sub> as chemical factors in respiratory and cerebral cir-  
culatory control.  
J. Appl. Physiol. 1961, 16 : 473-484.

LAMBERTSEN, C.J.  
Factors in the stimulation of respiration by carbon dioxide.  
In : the regulation of Human Respiration, edited by D.J.C. Cunnin-  
gham and B.B. Lloyd. Oxford : Blackwell, 1962, 257-276.

LAMBERTSEN, C.J. ; HALL, P. ; WOLLMAN, H. and GOODMAN, M.W.  
Quantitative interactions of increased PO<sub>2</sub> and PCO<sub>2</sub> upon respiration  
in man.  
In : regulation of Respiration, edited by G.G. Nahas.  
Ann. N.Y. Acad. Sci. 1963, 109 : 731-742.

LAURENT, F. et LHOTE, F.  
Simulation d'un retard pur sur un calculateur par courants continus.  
C.R. Ac. Sc. Paris 1965. T.260, 5675-5677 - gl.

LAURENT, F. et DEHORS R.  
Simulation des fonctions de transfert discrètes sur calculatrice ana-  
logique par courants continus.  
C.R. de l'Ac. Sc. a paratre 1966.

LEE, Y.W.  
Application of statistical methods to communication problems.  
Tech. Report No. 181, Research Laboratory of Electronics, Massa-  
chusetts Institute Of Technology, Cambridge, Mass. 1950.

LICKLIDER, J.C.R., STEVENS, K.N. , and HAYES, J.R.M.  
Studies in speech, hearing, and communication.  
Final report under Contract No. W 19 122 ac-14, Acoustics Laboratory,  
Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass. 1954.

LINQUETTE, M.  
Les feedbacks en endocrinologie.  
Report presented at the 2nd Int.  
Congress of Cybernetic Medicine. Amsterdam, 1962.

LLOYD, B.B.  
The chemical stimulus to breathing.  
Brit. Med. Bull. 1963, 19 : 10-14.

LOESCHCKE, H.H.  
Über Reiz und Erregbarkeit der Zentralen Atmungs Regulation.  
Klin. Wochschr. 1949, 27 : 761-766.



LOESCHCKE, H.H.

Intracranielle Chemoreceptoren mit Wirkung auf die Atmung.  
Helv. Physiol. Acta 1957, 15 : C25-26.

LOESCHCKE, H.H. ; KOEPCHEN, H.P. and GERTZ, K.H.  
Über den Einfluss von Wasserstoffionenkonzentration und CO<sub>2</sub> -  
Druck im Liquor cerebrospinalis auf die Atmung.  
Arch. Ges. Physiol. 1958, 266 : 569-585.

LOESCHCKE, H.H. and KOEPCHEN, H.P.  
Versuch zur Lokalisation des Angriffsortes der Atmungs- und  
Kreislauf - Wirkung von Novocain im Liquor cerebrospinalis.  
Arch. Ges. Physiol. 1958, 266 : 628-641.

LOESCHCKE, H.H. and GERTZ, K.H.  
Einfluss des O<sub>2</sub> - Druckes in der Einatemluft auf die Atemtätigkeit  
des Menschen geprüft unter Konstanthaltung des alveolar CO<sub>2</sub> -  
druckes.  
Arch. Ges. Physiol. 1958, 267 : 460-477.

LOESCHCKE, H.H. ; KATSAROS, B. and LERCHE, D.  
Differenzierung der Wirkungen von CO<sub>2</sub> - Druckes und Wasserstoffio-  
nenkonzentration im Blut auf die Atmung beim Menschen.  
Arch. Ges. Physiol. 1960, 270 : 461-466.

LOESCHCKE, H.H.  
Analyse und Synthese der chemischen, Atmungsbetriebe.  
Arch. Ges. Physiol. 1960, 1961 : 272 : 61.

LOESCHCKE, H.H.  
Homoio-stase des arteriellen CO<sub>2</sub> - Druckes.  
Klin. Wochschr. 1960, 38 : 771.

LOESCHCKE, H.H.  
Homoio-stase des arteriellen CO<sub>2</sub> - drucks und Anpassung der Lungen-  
ventilation an den Stoffwechsel als Leistungen eines Regelsystems.  
Klin. Wochschr. 1960, 38 : 366-376.

LOESCHCKE, H.H.  
Beziehungen zwischen CO<sub>2</sub> und Atmung.  
Anaesthesist 1960 : 9 : 38-46.

LOESCHCKE, H.H. and MITCHELL, R. A.  
Properties and localisation of intracranial chemosensitivity.  
In : The Regulation of Human Respiration, edited by D. J. C. Cunningham  
and B. B. Lloyd. Oxford : Blackwell, 1962, 243-256.

LOESCHCKE, H.H. ; KATSAROS, B. ; ALBERS, C. and MICHEL, C. C.  
Über den zeitliche Verlauf von Atemzugvolumen, Atem-Periodendauer,  
Aterminutenvolumen und endexpiratorischem CO<sub>2</sub> - Druck bei Einatmung  
von Gasgemische, mit erhöhtem CO - Druck.  
Arch. Ges. Physiol. 1963, 277 : 671-683.

- Mc RUER, D.T. et KRENDEL, E.S.  
The Human Operator as a Servo System Element.  
Journal of the "FRANKLIN INSTITUTE". Mai 1959 p. 381.  
Juin 1959 p. 511.
- MARILL, T.M.  
The psychological refractory phase. (Abstr.) In final report of psychological research program for the Human Factors Operations Research Laboratories. Research Laboratory of Electronics, Massachusetts. Institute of Technology, Cambridge, Mass. 1953.
- MAYNE, R.  
Some engineering aspects of the mechanism of body control.  
Elec. Engr. 1961. 70, 207-212.
- MAZABRAUD, J.  
Régulations automatiques en physiologie.  
Proc. 1st Int. Congress of Cybernetic Medicine, Naples, S.I.M.C. 1960, 449.
- MEDVEDEV, S.S.  
Quelques lois relatives au travail d'un opérateur.  
Avtomatika i Telemekhanika Tome XVII, n° 1. 1956. p. 985.
- MILLER, G.A.  
The magic number seven, plus-or-minus two, or some limits on our capacity for processing information.  
Report PNR-174, Psycho-Acoustic Laboratory, Harvard University, Cambridge, Mass. 1955.
- MOROWITZ, H.J. ; HICKINBOTHAM, W. ; MATTHYSSE, S.W.  
and QUASTLER, H.  
J. Theoret. Biol. 1964. 7, 98.
- NASLIN, P.  
Calcul des régimes transitoires des systèmes linéaires et non linéaires.  
Automatisme n° 7 : Juillet-Août 1959.  
et n° 9 : Septembre 1959.
- NASLIN, P.  
Nouveau critère d'amortissement.  
Automatisme. Juin 1960, p. 229.
- NASLIN, P. et RAOULT, J.C.  
Sur le comportement de l'opérateur humain lorsque le système commandé est quelconque.  
C.R. Acad. Sc. 1961. 252, p. 2380.
- NASLIN, P. et RAOULT, J.C.  
Sur le comportement de l'opérateur humain en régime transitoire.  
C.R. Acad. Sc. 1961. 253; p. 1530.

NAYRAC, P. ; MASSE, L. et DUJARDIN, J.  
Modèle électronique de réflexe conditionnel.  
Revue Neurologique, 1956. 96, I, 56-57.

NAYRAC, P.  
Esquisse de la théorie des comportements adaptatifs.  
L'évolution psychiatrique, 1959. n° IV. 513-536.

NAYRAC, P.  
Les modèles en biologie.  
Extrait de Nucléus. n° 1. Janvier-Février 1963. Dunod.

NAYRAC, P. ; MILBLED, G. ; PARQUET, Ph. J. ; LECLERCQ, M.  
L'opérateur humain. Etude des variations de l'erreur en régime  
permanent et en régime transitoire.  
Société de Biologie de LILLE, séance du 22 Avril 1966.

NAYRAC, P. ; MILBLED, G. ; PARQUET, Ph. H. ; LECLERCQ M.  
Signal pseudo-aléatoire de réalisation simple utilisable au cours  
des tests de tracking.  
Société de Biologie de LILLE, séance du 22 Avril 1966.

NAYRAC, P. ; MILBLED, G. ; PARQUET, Ph. J. et LECLERCQ; M.  
Tests de tracking : variations de l'erreur en compensation et en  
poursuite.  
Société de Biologie de LILLE, séance du 27 Mai 1966.

NAYRAC, P. et PARQUET, Ph. J.  
Médecine et biologie.  
Revue de l'institut supérieur d'électronique du Nord.  
A paraître 1966.

NEAL, J.J. ; HALPERN, Jr. W. and REEVES, T.J.  
J. Appl. Physiol. 1960. 15, 747.

NOBLE, M. ; FITTS, P.M. ; and WARREN, C.E.  
Response of skilled subjects in a pursuit tracking task.  
J. Exper. Psychol. ; 1955. 49, 249-256.

NORTH, J.D.  
The human transfer function in servo-systems.  
In Tustin, A., ed. (1952) Automatic and manual control. London,  
Butterworth's Scientific Publications.

NORTH, J.D.  
The rational behaviour of mechanically extended man.  
Boulton Paul Aircraft, Ltd., England 1954.

NORTH, J.D.

Application of communication theory to the human operator. Paper presented at the third Symposium on Information Theory, Imperial College, University of London, London, England. 1955.

PARQUET, Ph. J. ; LECLERCQ, M. ; TOULOTTE; J.M.

Un homme, des équations.

Revue de l'Institut Supérieur d'Electronique du Nord à paraître 1966.

PAVLOV, I.P.

Complete Collected Works. Moscow, State Medical Publishing House 1956.

PHILLIPS, R.S.

Manual tracking. In James, H.M., Nichols, N.B., and PHILLIPS, R.S., ed.

Theory of servomechanisms, New York, Mc Graw-Hill Book Co., Inc., 1947. 360-368.

PITTS, W. and Mc CULLOCH, W.S.

How we know universals. The perception of auditory and visual forms. Bull. Math. Biophys. 1947. 9, 124-147.

PLATZER, H.L.

The phase plane as a tool for the study of human behavior in tracking problems.

Forthcoming tech. Report, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio. 1955.

QUASTLER, H.

Human performance in information transmission.

Report No. R-62, Control Systems Laboratory, University of Illinois, Urbana, Illinois. 1955.

RAGGAZINI, J.R.

Engineering aspects of the human being as a servo-mechanism.

Paper presented at a meeting of the American Psychological Association. 1948.

RAGAZZINI, J.R. ; RANDALL, R.H. and RUSSEL, F.A.

Columbia Univ.

Division of War Research, rep. T-21. 1947.

RAGAZZINI, J.R. et FRANKLIN, G.F.

Sampled-Data Control Systems.

Mc Graw-Hill Book Company.

RAOULT, J.C.

Contribution à l'étude de l'opérateur humain.

C.R. Acad. Sc. 1961. 252, p. 1418.

RAOULT, J.C.

Modèles continus et échantillonnés de l'opérateur humain placé dans une boucle de commande.

Conférence à l'OTAN du 19 Février 1962.

RAOULT, J.C.

Etude de l'opérateur humain en tant qu'élément d'un système asservi.  
Thèse 1962.

RILEY, R.L. ; ROSS, R.S. and ARMSTRONG, B.

Pulmonary arterial PCO<sub>2</sub> and ventilation in man.

Federation Proc 1961. 20 : 431.

ROSENBLITH, W.A.

Correlation studies of brain potentials.

In Progress Report, 15 April 1955. Research Laboratory of Electronics, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass.

RUSSET, L.

Characteristics of the human as a linear servo element.

Master's Dissertation, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass; 1951.

SAGAWA, K. ; TAYLOR, A.E. and GUYTON, A.C.

"Dynamic performance and stability of cerebral ischemic pressor response".

Am. J. Physiol. 1961. 201 : 1164.

SEARLE, L.V. ; and TAYLOR, F.V.

Studies of tracking behaviour: I. Rate and time characteristics of simple corrective movements.

J. Exper. Psychol. 1948. 38, 615-631.

SEARLE, L.V.

Psychological studies of tracking behaviour: IV. The intermittency hypothesis as a basis for predicting optimum aided-tracking time constants.

Report 3872, Naval Research Laboratory, Washington, D.C. 1951.

SHORE, M.L. and CALLAHAN, R.

Federation Proc 1962. 21, 292, Abstr.

SILINK, K.

The zero-system of types and pathotypes in endocrinology and the possibility of designing machines which learn diagnostic.

Proc. 1st Int. Congress of Cybernetic Medicine, Naples, SIMC 1960, 593.

SILINK, K.

A new mathematical approach to endocrinological diagnostic.

Report presented at the 2nd Int. Congress of Cybernetic Medicine, Amsterdam 1962.

SILVERMAN, M. and BURGEN, A.S.V.  
J. Appl. Physiol. 1961. 16, 911.

SIMMONS, N.  
Ph. D. Thesis, University of Minnesota, Minneapolis 1956.

SINGLETON, H.E.  
Properties of nonlinear transducers.  
Tech. Report 160, Research Laboratory of Electronics, Massachusetts  
Institute of Technology, Cambridge, Mass. 1950.

SOBCZYK, A.  
Aided tracking.  
Report No. 430, Radiation Laboratory, Massachusetts Institute of  
Technology, Cambridge, Mass. 1943.

STARK, L. and SHERMAN, P.M.  
"A servoanalytic study of consensual pupil reflex to light".  
J. Neurophysiol. 1957. 20 : 17.

STARK, L.  
In "Medical Physics"  
(O. Glasser, ed.) 1960, vol. III 702-719 Year Book Publ., Chicago,  
Illinois.

STARK, L. ; PAYNE, R. et OKABE, Y.  
Online Digital Computer for Measurement of a Neurological Control  
System.  
Commun. Assoc. Comp. Mach. 1962, 5, 567.

STREETER, V.L. ; KEITZER, W.F. and BOHR, D.F.  
Circulation Res. 1963, 13, 3.

TAYLOR, F.V. and BIRMINGHAM, H.P.  
Studies of tracking behaviour: II. A study of the acceleration pattern of  
quick manual corrective responses.  
J. Exper. Psychol 1948. 38, 783-795.

TAYLOR, F.V.  
Nonlinearity in human response.  
Report N-ONR-NRL-PSRD-11/49, Naval Research Laboratory,  
Washington, D.C.

TAYLOR, F.V. and BIRMINGHAM, H.P.  
A human engineering approach to the design of man-operated  
continuous control systems.  
Report 4333, Naval Research Laboratory, Washington, D.C. 1954.

TAYLOR, J.E. and WIEGAND, R.G.  
Clin. Pharmacol. Therap. 1962. 3, 464.

TELFORD, C.W.  
The refractory phase of voluntary and associative responses.  
J. Exper. Psychol. 1931. 14, 1-36.

- TUSTIN, A.  
The nature of the operator's response in manual control, and its implications for controller design.  
J. Instit. Elec. Engres., 1947. 94, IIA, 190-203.
- TUSTIN, A.  
The nature of the Operator's Response in Manual Control, and its Implications for Controller Design.  
Communication au Congrès sur les régulations automatiques et les servo-mécanismes - 19-22 Mai 1947.
- TUSTIN, A.  
Automatic and Manual Control.  
Butter Worths Scientific Publication.
- VAN HARREVELD, A. ; SHADLE, O. W.  
"On Hemodynamics",  
Arch. Intern. Physiol. 1951, 54, 165.
- VENDRYES, P.  
Vie et probabilité.  
Paris, Albin Michel, 1942.
- VENDRYES, P.  
Déterminisme et autonomie.  
Paris, Armand Colin 1956.
- VENDRYES, P.  
Introduction à la théorie mathématique de la physiologie respiratoire.  
Revue française d'études cliniques et biologiques 1958, n° 8,  
volume III, 829-946.
- VENDRYES, P.  
Les régulations physiologiques et la loi des concentrations et des débits.  
Proc. 1st Int. Congress of Cybernetic Medicine, Naples, S.I.M.C.  
1960, p. 117.
- VINCE, M. A.  
Corrective movements in a pursuit task.  
Quart. H. Exper. Psychol. 1948. 1, 85-103.
- VINCE, M. A.  
Some exceptions to the psychological refractory period in unskilled manual responses.  
Report 124/50 of the Medical Research Council, Applied psychology Unit, Cambridge University, Cambridge, England. 1950.
- WALSTON, C.E. and WARREN, C.E.  
A mathematical analysis of the human operator in a closed-loop control system.  
Research Bulletin, AFPTRC-TR-54-96, Air Force Personnel and Training Research Center, Lackland Air Force Base, San Antonio, Texas. 1954.

- WALSTON, C.E. et WARREN C.E.  
A Mathematical Analysis of the Human Operator in a closed-loop Control System.  
Rapport d'étude. Skill Components Research Laboratory, Air Force Personnel and Training Research Center, en collaboration avec l'Université d'Ohio.
- WARNER, H.R.  
Proc. IRE 1959, 47, 1913.
- WARNER, H.R. and COX, A.  
J. Appl. Physiol. 1962, 17, 349.
- WARNER, H.R. and COX, A.  
"A mathematical model of heart rate control by sympathetic and vagus efferent information"  
J. appl. Physiol. 1962. 17 : 349.
- WARNER, H.R.  
Federation Proc. 1962, 21, 87.
- WARNER, H.R. ; TOPHAM, W.S. and NICHOLAS, K.K.  
A., N.Y. Acad. Sci 1964. 115, 669.
- WARREN, C.E. ; FITTS, P.M. and CLARK, J.R.  
An Electronic Apparatus for the Study of the Human Operator in a one Dimensional closed-loop Continuous Task.  
A.I.E.E. Janvier 1952, p. 19.
- WELFORD, A.T.  
Psychomotor performance, in Birren, J.E. ed. Handbook of Aging and the Individual.  
The Univ. Chicago Press, Chicago, III 1959.
- WIENER, N.  
Cybernetics. New York, John Wiley and Sons, Inc. 1948.
- WOOD, H.G. ; KATZ, J. and LANDAU, B.R.  
Biochem. Z. 1963, 338, 809.
- WOODWORTH, R.S.  
Experimental Psychology.  
Methuen Co. Ltd. London, 1938.
- YATES, F.E. and URQUHART, J.  
"Control of plasma concentration of adrenocortical hormones".  
Physiol. Rev. 1962. 42 : 359.

