

THESE

50376 1975 192

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR-INGENIEUR

par

Jean-Louis BLATT

Ingénieur E.S.E.

"CONTRIBUTION A L'ANALYSE DES REPONSES INDICIELLES CEPHALIQUES D'UN OPERATEUR HUMAIN A DES STIMULUS LUMINEUX EN VUE D'UNE LIAISON TETE-MACHINE".



Soutenue le 25 Novembre 1975, devant la COMMISSION D'EXAMEN

L.

Membres du Jury : MM. P. VIDAL

Président

N. MALVACHE

POVY

Rapporteur Examinateur

G. MILBLED Examinateur

M. ROUHET Invité

A tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce travail.

" Abandonner l'étude, c'est se délivrer des soucis."

LAO TSEU. Tao Tö King XX.

" Mais qu'est ce que j'ai donc sur la tête ?" s'écria Alice avec effroi en levant les mains vers une chose très lourde qui la couronnait.

LEWIS CARROLL. De l'autre côté du miroir.

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS

CHAPITRE I : Introduction et moyens expérimentaux.

1	-	Introduction	2
2	-	Le capteur des mouvements céphaliques	4
3	-	- Caractéristiques de l'environnement expérimental :	
		la cabine	23

- CHAPITRE II : Caractéristiques du système homme-machine étudié et protocole expérimental.
 - 1 Entrées du système : commande et repérage des stimulus . 31
 - 2 Différentes informations fournies à l'opérateur humain . 37
 - 3 Ensemble du dispositif expérimental 40
 - 4 Protocole expérimental 42 43
 - 5 Examen des premiers relevés
- CHAPITRE III : Détermination des domaines de variation en amplitude et en vitesse de la réponse tête-capteur et caractéristiques des couplages existant entre les six composantes céphaliques.
 - 1 Détermination statistique des variations d'amplitude et de vitesse des réponses céphaliques de l'opérateur humain 53 2 - Détermination des couplages entre les six composantes de la réponse céphalique de l'opérateur humain à des échelons de position 71 3 - Conclusion 86

- <u>CHAPITRE IV</u> : Détermination des temps de latence et d'ajustement céphalique de l'opérateur humain effectuant une tâche de détection de stimulus visuel en échelon de position.

 - 3 Analyse statistique des temps de latence céphalique ... 99
- <u>CHAPITRE V</u> : Etapes d'une modélisation du système tête-capteur et caractéristiques d'une interface homme-machine en vue d'une commande
 - 1 Etapes d'une modélisation du système tête-capteur 126
 - 2 Caractéristiques d'une interface tête-machine 131
- <u>CONCLUSION</u> 134

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

AVANT - PROPOS

Les travaux exposés dans ce mémoire s'insèrent dans le cadre plus vaste des recherches entreprises dans le domaine des liaisons entre l'Homme et la Machine. Ils constituent la première étape d'une étape du système "tête-oeil-machine" en vue de sa modélisation et visent également à utiliser la tête en tant qu'organe de commande d'un engin (robot, orthèse, etc...), dans le cadre d'un contrat de recherche soutenu par la D.R.M.E.

Après avoir positionné le problème et présenté le dispositif expérimental (chapitre I), nous définissons les caractéristiques du système Homme-Machine étudié et du protocole expérimental utilisé (chapitre II). Les domaines de variations en amplitude et vitesse de la réponse du système tête-capteur et les couplages entre les six composantes céphaliques sont ensuite déterminés (chapitre III), puis les résultats obtenus dans l'étude des temps de latence et de stabilisation des réponses indicielles sont exposés (chapitre IV). Enfin, nous tentons de préciser les étapes d'une modélisation du système tête-capteur et les caractéristiques d'une interface de commande d'engin utilisant les mouvements céphaliques (chapitre V). CHAPITRE I

INTRODUCTION

ЕΤ

MOYENS EXPERIMENTAUX

I - 1. INTRODUCTION

L'étude et l'identification du système Homme-Machine ont été abordées ces dernières années par des chercheurs non seulement du domaine médical mais aussi du domaine scientifique.

Ces travaux considèrent l'homme en tant qu'"élément" d'un système plus vaste, contenant la machine et faisant intervenir les interactions entre le système humain et l'environnement extérieur.

L'objet de notre travail consiste à mettre en évidence les possibilités d'une commande d'engin à partir de la tête de l'opérateur humain.

La tête intervient en effet au niveau de l'entrée des informations et constitue le support de capteurs d'information très élaborés (systèmes visuel, auditif, labyrinthique...) qui adaptent leurs caractéristiques pour un fonctionnement optimal.

Dans les expériences classiques de poursuite visuelle et manuelle où la tête doit rester immobilisée, le sujet suit les déplacements d'une cible lumineuse sur un écran à l'aide d'un "spot suiveur" commandé par un levier solidaire de sa main (1). L'enregistrement et l'analyse des mouvements oculaires et manuels permettent de caractériser le comportement des deux systèmes (oeil et main) (fréquence limite de décrochage, temps de latence ...). L'examen des enregistrements oculaires, en particulier, met en évidence que les déplacements de l'oeil tendent à maintenir la perception du point-cible en vision fovéale.

- 2 -

De même l'examen des enregistrements des mouvements céphaliques dans une tâche de localisation d'un stimulus sonore montre que ces mouvements tendent à placer le capteur auditif dans les conditions optimales pour réaliser la tâche demandée (2).

Les deux exemples qui viennent d'être cités révèlent que les capteurs d'information tendent à s'orienter de manière à optimaliser la détection du stimulus d'entrée.

L'opérateur humain, dans une tâche de détection visuelle courante, combine "au mieux" ses déplacements oculaires et ses déplacements céphaliques de façon à capter l'information dans des conditions optimales de fonctionnement.

L'un des buts principaux du travail présenté ici consiste à dégager les principaux paramètres des composantes céphaliques des déplacements combinés tête-yeux.

Dans cette approche, la tête est considérée également comme un organe moteur de commande. Il s'agit alors de définir les conditions et les caractéristiques du couplage tête-machine. Cet aspect de notre travail peut s'inscrire dans le cadre des recherches sur les orthèses et prothèses (le dispositif commandé pourrait être un bras articulé, mobile en site et azimut ou un chariot dont les déplacements seraient commandés par l'opérateur humain). On peut envisager aussi que le système commandé soit une machine-outil ou une camera de télévision mobile en site et azimut pouvant se pointer dans la direction du regard de l'opérateur.

Ces deux optiques, l'une où la tête est considérée comme un support mobile de capteurs, l'autre où elle joue le rôle d'un organe de commande vont se retrouver étroitement imbriquées dans le cours de ce mémoire.

- 3 -

I - 2. LE CAPTEUR DES MOUVEMENTS CEPHALIQUES

I - 2.1. Différentes approches possibles

Les différentes possibilités de mesure des mouvements de la tête peuvent se différentier par le nombre de degrés de liberté détectés ou par le choix du principe physique de la mesure : acoustique (3), électro-magnétique (4), gyroscopique (5,6), optique (9,10,11,12), mécanique (13,14,15,16,17).

Le dispositif capteur de VON RENNER (8) détecte la rotation Gauche-Droite autour de l'axe vertical de la tête à l'aide de signaux électro-myographiques (E.M.G.) d'un groupe de muscles du cou. Ce système est léger et n'engendre pas de grande perturbation sur les mouvements naturels du sujet, mais il ne détecte qu'un seul degré de liberté.

De plus, le nombre important de muscles mis en jeu lors de la rotation de la tête rend difficile le traitement précis des signaux électro-myographiques produits. L'opérateur humain muni de ce capteur est cependant capable de commander la position angulaire d'une chaise en rotation autour d'un axe vertical à partir de la rotation de la tête.

Ce dispositif présente cependant un inconvénient considérable dû à l'existence d'un seuil important impliquant une zone morte de $\frac{+}{45}$ ° autour de la position de repos.

- 4 -

CHOUET et YOUNG utilisent un matériel électro-optique (7) constitué de deux casques. L'un est solidaire du crâne du sujet (figure 1.1) et supporte deux diodes photo-émissives. L'autre, entièrement transparent, repose à sa base sur les épaules et vient coiffer la tête et le premier casque. Il est disposé sur le casque transparent huit capteurs optiques (photo-détecteurs) dont la disposition est telle qu'ils détectent la lumière émise par les diodes solidaires des déplacements de la tête.



FIGURE 1.1 : Capteur des mouvements de tête par dispositif électro-optique . (Sce : CHOUET et YOUNG)

Après un premier traitement électronique des signaux recueillis, ce dispositif fournit trois tensions analogiques correspondant aux trois degrés de rotation de la tête (figure 1.1).

Malgré la disposition "optimale" des huit capteurs optiques sur le casque transparent, il subsiste une interaction entre les trois voies. L'élimination de ce couplage nécessite l'utilisation d'un mini-calculateur minimisant "en ligne" cette interaction. Ce capteur céphalique ne provoque pas une gêne importante au sujet en expérimentation et fournit trois composantes du déplacement de la tête. Mais la complexité du traitement des signaux recueillis par les cellules optiques en limite quelque peu l'intérêt.

Après cette présentation sommaire de quelques travaux qui nous ont semblé intéressants, le paragraphe suivant expose les caractéristiques du dispositif capteur utilisé dans ce mémoire.

I - 2.2. Caractéristiques du capteur céphalique utilisé

Le système appelé "MUREX" (figure 1.2) est composé d'un dispositif mécanique à 6 degrés de liberté solidaire, par l'intermédiaire d'une plaquette, de la tête du sujet (18).



FIGURE 1.2 : Schéma de principe de MUREX.

111

Muni de potentiomètres capteurs aux 6 articulations indiquées (figure 1.2),ce dispositif peut fournir à chaque instant des tensions électriques proportionnelles aux déplacements de la tête.

La description détaillée de ce capteur est présentée en Annexe 1. Signalons toutefois ses principales caractéristiques :

- Les 6 composantes détectées sont repérées dans un système d'axes (figure 1.2) contenant un point fixe (bâti) situé derrière la tête de l'opérateur et indépendant de celui-ci.
- Les 3 rotations élémentaires sont enregistrées à partir des articulations X, Y, Z du système d'axes $0_{2}x_{2}y_{2}z_{2}$.
- Les composantes X1, X2, X3 permettent de repérer la position du point 0₂ dans le système d'axes fixes 0xyz.
 Ces composantes sont représentatives des trois translations élémentaires du système mobile 0₂x₂y₂z₂ dans le système fixe 0xyz.

I - 2.3. Positionnement du capteur sur la tête de l'opérateur

Le problème consiste à assujettir au mieux la plaquette du capteur (figure 1.2) sur la tête du sujet, compte tenu des contraintes suivantes :

- 1. minimiser les glissements entre la tête et la plaquette du capteur au cours des mouvements céphaliques,
- 2. apporter un minimum de gêne au sujet (être léger et de port non contraignant),
- 3. respecter les conditions normales de vision de l'opérateur,

- 8 -

- 4. positionner la plaquette du capteur sur la tête des sujets à partir d'une "référence" morphologique identique pour tous. Le poids rapporté du capteur s'applique alors toujours au même endroit et l'influence des facteurs géométriques (forme du crâne) est minimisée,
- 5. être aisé de mise en oeuvre et permettre l'adaptation du système capteur à une morphologie crânienne sensiblement "standard".

Deux fixations préliminaires ont été testées sur un nombre réduit de sujets. La première utilise un système de sangles entourant le crâne et fixant la plaquette sur celui-ci. Cette méthode s'est avérée peu satisfaisante et assez contraignante pour le sujet, longue à mettre en place et délicate à régler si l'on veut assurer une position identique de la plaquette pour tous les sujets.

La deuxième solution envisagée consiste à adapter un casque à chaque morphologie crânienne. Ce casque est réalisé à l'aide de bandes plâtrées utilisées en chirurgie et moulées sur la tête de l'opérateur. Les trois premières contraintes signalées plus haut sont respectées mais la fixation de la plaquette du capteur sur le casque en plâtre est difficile et délicate. De plus, ce mode de fixation nécessite un moulage individuel pour chaque sujet.

Une approche de ce type peut cependant être retenue dans une optique de commande d'engin, au stade opérationnel : chaque opérateur possèderait alors un casque moulé, adapté à ses dimensions.

Le système retenu est lui aussi composé d'un casque léger (en résine de polyester), mais constitué de deux coques symétriques (figure 1.3) adaptables à la morphologie du sujet par des vis de réglage.



FIGURE 1.3 : Le casque expérimental (vue de profil).

L'intérieur du casque est revêtu de mousse de polyester afin de minimiser les glissements entre tête et casque. La plaquette du capteur céphalique vient s'adapter au casque par l'intermédiaire d'une glissière (figure 1.4) et d'une embase de résine.

Ceci permet de positionner dans le plan sagittal le point d'appui du capteur compte tenu de la morphologie crânienne de l'opérateur humain.

Le poids du casque seul (détaché du capteur) est de 500 g. Ce poids important, auquel vient s'ajouter la poussée exercée par le capteur, nécessite un système de compensation (I - 2.4. et I - 2.5.).



FIGURE 1.4 : Casque et fixation du "plateau" sur le casque.



I - 2.4. <u>Caractéristiques du point d'appui du capteur sur la tête de</u> <u>l'opérateur</u>

La possibilité de réglage du point d'appui du capteur dans le plan sagittal du sujet (glissières figure 1.4)minimise la gêne qui lui est apportée.

Ce réglage est basé sur des considérations anatomiques simplifiées ne considérant que deux degrés de liberté de l'articulation tête-rachis (19).

Cette articulation se réduit schématiquement (figure 1.5) à trois éléments :

- 1. L'axis : 2e vertèbre cervicale, présentant un pivot osseux en relief (apophyse odontoïde).
- 2. L'atlas : 1e vertèbre cervicale, qui vient "s'emboîter" sur l'axis. L'articulation atlas-axis présente un degré de liberté (rotation Gauche-Droite autour de l'axe vertical).
- 3. La base du crâne présente deux apophyses symétriques (les condyles occipitaux) s'emboîtant sur l'atlas. L'articulation des condyles et de l'atlas permet la rotation Haut-Bas.



FIGURE 1.5 : Schéma de fixation du crâne.



La position de la partie supérieure de l'apophyse odontoïde correspond sensiblement (figure 1.5) à l'articulation des condyles occipitaux. Celle-ci peut se repérer sur le sujet vivant par la ligne mastoïdienne : ligne fictive joignant les bords antérieurs des deux apophyses mastoïdes droite et gauche (situées en-dessous des oreilles au point M, figure 1.6). Cette ligne peut constituer une référence pour les deux degrés de liberté décrits (Rotation Droite-Gauche et Rotation Haut-Bas).

Le poids rapporté sur la voûte crânienne, à la verticale de cette articulation, n'aura pas d'effet sensible en position de repos, mais sera ressenti de façon plus importante au cours des mouvements de flexion (Rotation Bas) que d'extension (Rotation Haut). Cet effet sera d'autant plus marqué que l'amplitude des mouvements physiologiquement normaux est plus importante en flexion (45°) qu'en extension (25°).

Ces considérations anatomo-physiologiques ont amené le choix d'un positionnement du capteur tel que la droite joignant le point d'application A de la force rapportée par le capteur et le bord antérieur M de l'apophyse mastoïde fasse avec la verticale un angle d'environ 15° (figure 1.6).

Toutes nos expériences ont été réalisées avec ce positionnement.



FIGURE 1.6 : Positionnement du point d'appui du "MUREX" par rapport à la tête du sujet.



I - 2.5. Equilibration et compensation du poids du capteur

Le réglage précédent dans le plan sagittal a pour but de minimiser la perturbation dûe à la poussée exercée par le système électro-mécanique sur la tête du sujet. Il ne peut atténuer qu'en partie la gêne apportée par le dispositif à l'opérateur lors des différents mouvements exécutés, notamment ceux à vitesses rapides.

Cette gêne peut engendrer une fatigue, se traduisant par une détérioration des performances physiologiques du sujet. On observe notamment un "affaissement" de la position de repos du corps entre le début et la fin de l'expérience.

Deux types de dispositifs tendant à équilibrer le système ont été testés, l'un à l'aide de contrepoids, l'autre par l'intermédiaire de sangles élastiques.

a) Dispositif avec contrepoids

La poussée du capteur MUREX est compensée par un système de contrepoids et de poulies (figure 1.7).

Nous avons tenté tout d'abord de réaliser l'équilibre statique du système casque-MUREX seul (sans sujet), le casque occupant une position correspondant à la position de repos de l'opérateur. Le contrepoids P alors nécessaire (figure 1.7) pour maintenir cette position de repos est de 1 300 g, constituant une mesure approchée de la poussée exercée par le dispositif casque-capteur sur la tête de l'opérateur.



FIGURE 1.7 : Système d'équilibration par contrepoids.

Ce poids devient un inconvénient considérable lorsque le sujet portant le casque effectue des mouvements de la tête, notamment pour ceux à vitesses rapides.

L'amélioration de ce système peut être guidée par la recherche d'un compromis entre équilibre "statique" (sans opérateur) et performances dynamiques du système tête-MUREX dans quelques mouvements simples. Des essais successifs ont permis de proposer un contrepoids P = 500 g avec lequel le sujet effectue avec aisance des mouvements de faible amplitude. Toutefois ce dispositif apporte encore une gêne considérable lors des déplacements de grandes amplitudes. Dans certaines configurations, le casque tend à être entraîné vers la nuque du sujet (figure 1.8) par suite du couple exercé par la force F par rapport à l'axe de rotation du crâne (articulation atlas/condyles occipitaux). Cet effet est d'autant plus marqué que l'amplitude des mouvements demandés est grande.



FIGURE 1.8 : Couple de rotation exercé par le contrepoids sur la tête.

Le système à contrepoids a donc été abandonné, mais il a cependant fourni une mesure approchée (1 300 g) de la poussée exercée par le capteur sur la tête de l'opérateur.

b) Dispositifs composés de sangles élastiques

Divers dispositifs de sangles élastiques ont été essayés, dont deux se dégagent principalement.

Le premier utilise deux sangles situées dans le plan frontal (figure 1.9).



FIGURE 1.9 : Premier dispositif de sangles.

L'examen des enregistrements des mouvements simples exécutés par l'opérateur en l'absence de dispositif d'équilibration montre (figure 1.10) l'existence de fortes oscillations dûes en grande partie à l'inertie du capteur, notamment pour les voies Y (rotation Haut-Bas), X3 (translation Gauche-Droite), X2 (translation Avant-Arrière). Les enregistrements effectués lors des mêmes mouvements réalisés avec ce premier dispositif d'équilibration montrent par contre la forte atténuation des oscillations parasites (figure 1.10). La gêne du sujet est également diminuée.



BUS

Nous avons cherché à poursuivre dans cette voie, et à cette fin, ce premier dispositif a été amélioré afin d'atténuer le plus possible la gêne ressentie par le sujet, en utilisant le système de sangles, figure 1.11.

50° 0 60 "MUREX" 0 Vue de profil

609 60

<u>Vue de face</u>

FIGURE 1.11 : Deuxième dispositif de sangles (2 sangles dans le plan sagittal, 2 sangles dans le plan frontal).

Toutefois cette nouvelle disposition des sangles élastiques ne produit pas une meilleure atténuation des oscillations dynamiques que celle enregistrée par le système précédent.

L'avantage réside dans la forte diminution de la gêne du sujet. La fatigue et le détérioration des performances en fonction du temps sont également très atténuées.

Nous avons repris ensuite les essais d'équilibration statique avec un contrepoids décrits plus haut , le capteur étant cette fois muni des dispositifs d'équilibration. Rappelons qu'il s'agit de l'équilibre du système casque-capteur seul, sans sujet. Les valeurs du contrepoids P réalisant l'équilibre (figure 1.7) sont présentées dans le tableau ciaprès.

CONFIGURATION	POIDS P
Sans sangle	1 300 g
2 sangles dans le plan frontal (1er dispositif)	1 000 g
4 sangles (2e dispositif)	800 g

On remarque que le dernier dispositif diminue encore le poids rapporté sur la tête du sujet.

Pour toutes ces raisons (atténuation des oscillations, diminution de la gêne et du poids rapporté sur la tête du sujet), nous avons retenu ce dernier dispositif d'équilibration à 4 sangles pour toutes nos expériences.



I - 3. CARACTERISTIQUES DE L'ENVIRONNEMENT EXPERIMENTAL : LA CABINE

I - 3.1. Présentation de la cabine expérimentale

Le capteur céphalique que nous venons de présenter est inséré dans un environnement expérimental pour l'analyse du comportement de l'opérateur humain effectuant une tâche de détection visuelle.

Dans une telle tâche, l'environnement expérimental ne doit pas être la source d'ambiance parasite (20) en évitant le plus possible les perturbations visuelles et même sonores (bruit des appareils de mesure).

La cabine expérimentale construite pour ces raisons présente (figure 1.12) l'aspect géométrique d'un demi-cylindre prolongé par deux surfaces planes.



FIGURE 1.12 : La cabine expérimentale. Les flèches indiquent les réglages possibles.

La partie demi-cylindrique est réservée à la présentation des stimulus à l'opérateur ; la partie rectangulaire au siège de celui-ci, au capteur de mouvements de tête ("MUREX"), ainsi qu'au bâti fixe qui le supporte.

Ce bâti est constitué d'un socle sur lequel est fixé le pivot fixe du capteur. Ce socle repose sur le sol par l'intermédiaire d'un système mécanique composé de tubes d'acier soudés. Pour éviter au maximum les bruits parasites produits par les appareils de mesure, ceux-ci sont placés autant que possible à l'extérieur de la cabine. De même, pour éviter les bruits produits par l'environnement extérieur, les parois intérieures de la cabine sont tapissées de laine de verre. Enfin, l'intérieur de la cabine est peint en noir mat pour réduire les perturbations visuelles parasites.

I - 3.2. Positionnement du sujet dans la cabine

L'opérateur est assis sur un fauteuil du type siège de dentiste, réglable en hauteur et dont le dossier est inclinable. Le pivot du siège coïncide avec l'axe vertical du demi-cylindre de la cabine expérimentale.

Le réglage du dossier du siège permet la coïncidence de l'axe vertical du demi-cylindre de la cabine et de la verticale passant par le bord antérieur de l'apophyse mastoïde du sujet (point M de "référence extérieure" figure 1.6). Le réglage antéro-postérieur de la plaquette de résine sur le casque permet d'atteindre la position semi-optimale du poids rapporté sur la tête (définie au paragraphe I - 2.4.). Enfin le réglage de la hauteur du siège permet de fixer celle des yeux du sujet à 120 cm au-dessus du sol.

La distance entre l'oeil de l'opérateur et la paroi de présentation des stimulus est de 120 cm (figure 1.12).

I - 3.3. Caractéristiques des stimulations présentées à l'opérateur

La stimulation visuelle utilisée consiste à présenter au sujet un point lumineux apparaissant sur l'écran noir de présentation des stimulus (figure 1.12).

- 25 -

Cette stimulation est définie dans le champ visuel par les coordonnées de la position de la lampe-stimulus. Elle correspond à une entrée du système humain du type échelon de position et présente l'avantage de se prêter à une quantification facile en terme d'automaticien. Les sorties considérées de ce système humain sont les signaux recueillis par le capteur céphalique.

D'autre part, cette entrée visuelle peut aussi se définir par le rapport de la valeur S de la pertinence du symbole à détecter sur l'indice de complexité du fond B. Ce rapport S/B (21) prend ici deux valeurs distinctes : O (lampe stimulus éteinte) et une valeur A (apparition d'un stimulus).

Ces stimulus sont générés à partir de lampes au néon alimentées par une tension continue de 80 V. Elles émettent une lueur rougeâtre. Leur luminance, mesurée au NITOMETRE est de 12 Cd/m², et elles ne produisent aucun halo.

L'allumage d'une lampe dans l'obscurité sur l'écran noir de la cabine ne révèle aucun détail de celle-ci à l'opérateur en expérimentation.

Ces stimulus sont disposés en 4 rangées de 7 lampes (figure 1.13).



VUE DE DESSUS

FIGURE 1.13 : Disposition des lampes.



La lampe n°11 (figure 1.13) située dans le champ central de vision du sujet, au repos, est placée à 120 cm au-dessus du sol de la cabine. Compte tenu de la possibilité de réglage de la hauteur du siège, (décrit au paragraphe I - 3.2.) cette lampe se trouve dans le plan horizontal passant par les yeux du sujet au repos et sert de référence expérimentale.

Les distances géométriques qui séparent les rangées horizontales et les colonnes verticales (figure 1.13) ont été calculées de telle sorte que les distances angulaires, mesurées à partir de la position de repos des yeux de l'observateur (fixation du stimulus n° 11), sont de 20° pour deux lampes adjacentes sur la même horizontale et sur la même verticale.

I - 3.4. Conclusion

Les moyens expérimentaux décrits dans ce chapitre, capteur des déplacements de la tête et cabine expérimentale permettent d'étudier le comportement de l'opérateur humain dans une tâche de détection visuelle.

Le chapitre suivant présente le protocole expérimental proposé aux sujets, les systèmes d'enregistrement et de contrôle expérimental ainsi qu'une introduction aux problèmes concernant le traitement des mesures. CHAPITRE II CARACTERISTIQUES DU SYSTEME HOMME-MACHINE ETUDIE ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL

L'opérateur humain muni du dispositif capteur "MUREX" constituant le système étudié, il convient d'en définir les entrées, les sorties et les caractéristiques à partir d'un protocole expérimental développé dans ce chapitre.
II - 1. ENTREES DU SYSTEME : COMMANDE ET REFERAGE DES STIMULUS

II - 1.1. Commande des stimulus

Les commandes de l'allumage et de l'extinction des lompes stimulue sont réalisées à l'aide d'un bornier modifiable et d'un programmateur à carte perforée permettant l'ouverture ou la fermeture de 24 contacts (figure 2.1).



FIGURE 2.1 : Dispositif de commande des stimulations visuelles.

Ce programmateur permet de présenter aisément la même succession de stimulations permettant une analyse comparative des résultats obtenus chez différents sujets.

La colution consistant à présenter une succession aléatoire de stimulus n'a pas été retenue étant donné le nombre déjà important de ceux-ci.

II - 1.2. Repérage des signaux d'entrée et stimulus de référence

Afin de s'assurer que les conditions initiales du mouvement céphalique soient identiques pour les différentes entrées visuelles, un stimulus de référence (lampe n° 11) est présenté à l'opérateur humain entre chaque stimulation périphérique. L'utilisation de ce stimulus de référence situé dans le champ de vision certrale de l'opérateur en position de repos permet en outre, à cause de la finesse de perception de la fovéa (22), de minimiser l'erreur permanente possible lors d'un pointage de la tête vers un stimulus périphérique.

L'instant d'apparition d'une stimulation périphérique est détecté par un dispositif à diodes réalisant la fonction " OU " logique exclusif entre les 24 stimulus périphériques possibles. Ce module délivre un signal x binaire (figure 2.2) :

- " 0 " stimulus central
- " 1 " stimulus périphérique.

Les coordonées exactes du stimulus périphérique sont repérées par son numéro dans la séquence d'apparition des stimulus inscrite sur la carte perforée du programmateur.

L'apparition des stimulations périphériques est commandée directement par le programmateur, celle du stimulus central par la grandeur x issue du module " OU " (figure 2.2).



FIGURE 2.2 : Dispositif de repérage du début de la commande et dispositif de commande de la lampe de référence.

Si aucune lampe n'est excitée, x tombe à 0, la palette du comparateur bascule sur la position " - " et la lampe n° 11 s'allume. Si une stimulation périphérique est présentée au sujet, x est à 1, fait basculer la palette du comparateur vers la position " + " et éteint la lampe n° 11.

En conséquence, il n'est présenté au sujet qu'un seul stimulus à la fois. Ce dispositif permet toutefois facilement la commande de l'apparition de plusieurs stimulus simultanés, mais cette étude ne rentre pas dans l'objet de notre recherche actuelle.

II - 1.3. Choix de la succession des stimulations

La durée totale de présentation des stimulus (11 mm envimon) a été choisie en tenant compte non seulement de la capacité de stockage du calculateur utilisé (PDP 12, paragraphe III.1), mais aussi du phénomène de fatigue de l'opérateur humain.

Les stimulus visuels périphériques constitués d'échelons de position (evec retour au stimulus central) sont présentés en 11 séquences séparées par des périodes de 13 à 17 s où seule la lampe centrale est allumée. Chacune de ces 11 séquences est composée d'une série de stimulus définie par une caractéristique telle que : stimulus verticaux, horizontaux, obliques, échelons de grandes ou de faibles amplitudes.

Ces 11 séquences sont précédées et suivies d'une même période de non-stimulation périphérique (séquences 0 et 12 figure 2.3) où seule la lampe de référence est allumée, la tâche de l'opérateur étant d'orienter la tête vers ce stimulus. Ces 2 séquences permettent de vérifier la position de repos de la tête en début et en fin d'expérience afin de pouvoir déceler éventuellement une modification de la position de repos dûe par exemple à un changement de posture de l'opérateur ("tassement" dû à la fatigue par exemple).

La disposition géométrique et la succession des stimulus périphériques sont explicitées figure 2.3, tandis que le découpage temporel (figure 2.4) fait apparaître les durées des séquences, des stimulations périphériques et des stimulations centrales. Ces durées n'étant pas rigoureusement égales pour éviter une trop grande périodicité, les valeurs indiquées sont des durées moyennes.

Séquence	N° des lanpes	Disposition géométrique les lampes	Séquence	N° áes lampes	Disposition géométrique des lampes
0	11	· · · × · · · · · · · · · · · · · · · ·	7	2 12 20 10 4	• × • × • • • • • • • • • • • • • • • •
1	4 18 4 18 4	· · · × · · · · · · · · · · · · · · · ·	8	28 14 24 8 13	* • • • * * * * * • • • * * * • • * * • • *
2	8 14 13 10 12	× • × • × × × ×	9	5 17 5 17 5	••••ו•••••••••
3	7 19 28 5 21	· · · · × · ×	10	2 12 20 10 4 4	• * • * • • • • • • • • • • • • • • • •
4	16 2 1 24 15	x x		10 20 12 28	• • • • • • •
5	8 23 20 2 7	$ \begin{array}{cccccccccccccccccccccccccccccccccccc$	11	24 24 13 15 24	$x^{4} \cdot x^{4} \cdot x^{4$
ö	5 15 19 10 21	· · · × · · · · · · · · · · · · · · · ·	12	11	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
)	BUS

FIGURE 2.3 : Dsitribution des lampes allumées.

- 35 ~



FIGURE 2.4 : Découpage temporel de la présentation des stimulus.

(L'échelle des temps n'est pas respectée et les durées indiquées sont des durées moyennes).

BUS

II - 2. DIFFERENTES INFORMATIONS FOURNIES A L'OPERATEUR HUMAIN

Les afférences proprioceptives dont dispose l'opérateur humain (23), d'origine musculaire (récepteurs du fuseau et dans une moindre mesure de Golgi) ou articulaire (corpuscules de Pacini et terminaisons de Ruffini) concourent surtout à la mise en position et au maintien de la position du corps. L'estimation de l'amplitude d'un mouvement sur la seule base de ces données est entachée d'une grande imprécision (24). L'étude du système "tête-machine" dans ces conditions peut toutefois conduire à des résultats intéressants sur le plan de l'identification (25), le processus se rapprochant d'un système en boucle ouverte.

Par ailleurs, lors des déplacements combinés tête-yeux, la composante oculaire joue un rôle important dans toutes les phases de la détection du stimulus périphérique (latence, phase transitoire, phase permanente). La mesure des mouvements oculaires par une méthode du type "reflet cornéen" (26) n'a pas été possible par suite du manque actuel dans notre laboratoire d'un appareil portable et suffisamment léger pour ne pas augmenter la gêne du sujet. Le procédé par électrooculographie (E.O.G.), léger et permettant de détecter aisément les mouvements oculaires, n'offre qu'une faible précision sur la valeur de leur amplitude, ce qui nous a conduit à le rejeter.

Rappelons que l'un des objectifs de notre travail consiste à caractériser les mouvements céphaliques pour les utiliser en tant que commande d'engin lors d'une tâche de recherche visuelle. Pour celà, le port de lunettes noircies à la périphérie et percées d'un trou au centre du verre aurait pu imposer à l'opérateur humain un mouvement de tête pouvant mieux rendre compte des composantes céphaliques dans les déplacements combinés tête-yeux. Toutefois, cette lunette oblige le sujet à détecter le stimulus dans des conditions non physiologiques de vision "en canon de fusil" qui perturbent notablement l'appréhension du stimulus périphérique.

C'est pourquoi le dispositif présenté figure 2.5 a été utilisé afin de fournir à l'opérateur humain la connaissance de l'orientation prise par sa tête.



FIGURE 2.5 : Le projecteur du casque.

Ce dispositif léger (figure 2.5) fixé sur la partie supérieure du casque dans la région frontale, projette sur l'écran cylindrique noir de la cabine des rayons lumineux émis par une source extérieure à la cabine et conduits par une fibre optique (figure 2.6).



FIGURE 2.6 : L'éclairement de la fibre optique.

Le faisceau lumineux émis à l'aide d'un objectif avec une ouverture de 2° produit sur l'écran de la cabine situé à 120 cm de son point d'émission ; une tache de 4 cm de diamètre et de couleur jaunâtre ; sa luminance mesurée au nitomètre est de $0,17 \text{ Cd/m}^2$, ce qui exclut tout risque de confusion avec les lampes (12 Cd/m^2 , voir paragraphe I - 3.3.).

La tache lumineuse est ainsi solidaire à $\frac{1}{2}$ 1° près des déplacements de la tête de l'opérateur.

Le positionnement du centre de la tache sur la lampe visée constitue la charge de travail de l'opérateur et fait intervenir la vision fovéale, comme dans une poursuite oculo-motrice classique (1). L'influence de la contribution des mouvements oculaires se trouve ainsi minimisée dans la phase finale de la détection du stimulus.

En résumé, dans ce dernier type d'expérience, la boucle de "retour" d'information peut être considérée comme fermée (on parlera alors d'expérience "en boucle fermée"). Les expériences ne faisant pas intervenir la tache lumineuse seront dites par opposition "en boucle ouverte" (basée sur les afférences proprioceptives).

II - 3. ENSEMBLE DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

L'ensemble du dispositif (figure 2.7) est utilisé en boucle ouverte comme en boucle fermée, le projecteur du casque étant alors éclairé.

Un relais non utilisé du contacteur (non indiqué figure 2.7) permet d'enregistrer un signal à 500 Hz, non entendu du sujet, qui indique en lecture le début d'une nouvelle séquence de stimulations (0 à 12).



FIGURE 2.7 : Synoptique du dispositif expérimental.

885 1144

- 41 -

II - 4. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le sujet, assis sur le siège de la cabine d'abord éclairée, fixe en vision centrale la lampe de référence située devant lui. Il adopte une position normale qu'il peut maintenir sans fatigue excessive pendant les 11 minutes de l'expérience.

Le casque étant fixé sur la tête, on procède ensuite aux trois réglages mentionnés au paragraphe I - 3.2. : réglages de la hauteur et de l'inclinaison du siège, réglage du point d'appui du capteur sur le casque.

Après que l'obscurité soit faite dans la cabine, il s'écoule un temps suffisant pour permettre l'adaptation de l'opérateur à celle-ci. L'expérimentateur donne la consigne au sujet de pointer la tête le plus rapidement possible vers les stimulations qui vont apparaître sur l'écran cylindrique.

Après une période préliminaire où l'opérateur fixe la stimulation de référence, permettant le réglage des enregistreurs, l'expérience proprement dite débute (expérience en "boucle ouverte").

L'expérience en boucle fermée suit la première après un délai de 40 mn au moins pour éviter tout effet de mémorisation. Le projecteur du casque se trouve alors allumé et la tache lumineuse est centrée par réglage sur le stimulus de référence visé par l'opérateur humain en position de repos. Après avoir fait l'obscurité dans la cabine, la consigne est donnée au sujet de pointer le plus rapidement possible le centre de la tache lumineuse sur le stimulus qui apparaît, puis débute la période préliminaire déjà mentionnée. La suite de l'expérience est identique.

II - 5. EXAMEN DES PREMIERS RELEVES

II - 5.1. Tests préliminaires

Les tests préliminaires réalisés ont permis de définir la nature des problèmes qui se posent au niveau de l'analyse des résultats.

Les enregistrements graphiques visualisent les 6 voies de sortie du capteur et la grandeur logique x. La figure 2.8 indique les relations entre les déplacements céphaliques et le sens de variation des tracés obtenus.

Graphique	le Mur mu human	ee minim	°°°°	2° minung	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		20° E	
Symbole	I J D			S S	Y ST		t est e sont).	
Sens	Droite (-) Gauche (+)	Haut (-) Bas (+)	Droite (-) Gauche (+)	Droite (-) Gauche (+)	Arrière (-) Avant (+)	Bas (-) Haut (+)	quand le crêneau la lampe excité ª lampe centrale	
Description globale	Latéro-flexion sur l'épaule	Rotation dans le plan sagittal (flexion-extension)	Rotation d'axe vertical	Translation dans le plan frontal	Translation dans le plan sagittal	Translation dans le plan sagittal	Période de stimulation périphérique c "set". Les coordonnées angulaires de données sur l'enregistrement. (Ici 20° à Gauche et 20° en haut de la	
Voie		S-ri	Z+X ₅	X	X X	×	8	(

Figure 2.8 : Caractéristiques des voies de sortie du capteur céphalique et correspondance

des mouvements.

- 44 -

La figure 2.9 met en évidence quelques réponses en boucle ouverte, relevées en début d'expérience. Notons brièvement le caractère instable de la composante X (latéro-flexion vers l'épaule) et son orientation préférentielle vers la Droite. Les composantes Y (Rotation Haut-Bas), X₂ (Translation Avant-Arrière) et X₁ (Translation Haut-Bas) paraissent être corrélées. Par contre les composantes Z + X₃ (Rotation Droite-Gauche) et X₃ (Translation Droite-Gauche) sont peu liées.

L'enregistrement figure 2.10 illustre les mêmes caractéristiques pour des réponses en boucle ouverte relevées en fin d'expérience. La succession des stimulus d'entrée étant plus rapide, on note pour certaines voies $(Z + X_3)$ que la tête n'a pas le temps de se stabiliser dans la position visée (existence d'oscillations et d'irrégularités sur le tracé).



(388) (388)

R. - Muthe merilian harry 9°°9 Н°0 20°B céphalique, 20°4 0° H bauch auverte, subt m² 6, séquence m² 10 Enregistrement des signaux de réponse 0°9 20°4 0°9 20°G 25° D 30°D 80°B H.0 SS AR 2.10 : 45° AV 40°9 40°H 95° B 50, 2 35°9 95° D H-58 4-55° H 85° B 30.6 956 Figure Ž, St. X-Į Ø Ô < ×, Ø. Ô. 0 ٩ 3 $Z + X_3$ × \times \times^{τ} ${\times}$ 885 ULLE

Les deux derniers tracés (figures 2.11 et 12) sont relatifs à des expériences en boucle fermée et se situent respectivement en début et en fin d'expérience. En plus des éléments déjà relevés, leur observation révèle des dépassements plus nombreux et plus importants. Ils montrent également des amplitudes de déplacement plus importantes et un changement postural de l'opérateur entre le début et la fin de l'expérience : la voie X_1 (Translation Haut-Bas) est décalée vers le Bas. Le sujet doit alors lever davantage le monton pour fixer le stimulus central : la composante Y (Rotation Haut-Bas) est décalée vers le Haut. Cette modification de posture correspondant à un certain "tassement" est liée à l'étude des mouvements du rachis d'un opérateur assis (27).



(BUS)

.

and the server and a construction 90°0 4°0 Enregistrement des signaux de réparse céphalique, 30°B benche fermée, supt nº 6, sequence nº 10 20°9 H°0 0°6 15 25 35 45 50 0°9 9.05 H.O 20°2 0° H Figure 2.12: 40° 4 SO AV 50° AR 25° H 50.6 25°B 35.2 25.9 35.6 50,D 50°.8 ŝ H.05 1 Z 6 1 Z. Ċ \sim $\sum_{i=1}^{n}$ く X. Vite Survey and BUS

L'examen de ces tracés (figures 2.9 à 12) et les remarques qu'ils suggèrent mettent en évidence les problèmes d'interprétation et d'analyse posés par nos expériences.

En premier lieu, les signaux relevés sont tous entachés de bruit, notamment la composante X, particulièrement instable.

L'amplitude moyenne de ce bruit, appréciée sur les tracés est de 4° (crête à crête) variant entre 3° (pour Y) et 5° (pour $Z + X_{\vec{j}}$). La fréquence relevée de façon grossière sur ces mêmes enregistrements varie de 5 Hz à 10 Hz (pour X). Ces composantes rapides sont certainement dûes en partie à la perturbation engendrée par le capteur céphalique, mais il est difficile à ce stade de chiffrer son importance par rapport à des origines physiologiques. L'élimination partielle de ces "bruits" pour le déponillement des mesures (présenté au chapitre suivant) ne peut alors être effectuée que si la déformation du signal reste faible.

En second lieu, l'examen des enregistrements révèle dès le premier abord que les six signaux fournis par le capteur ne peuvent contribuer d'une manière identique à une liaison de commande tête-machine. Le chapitre suivant précise les degrés d'indépendance des six voies de sortie du capteur ainsi que leurs plages de variation en vue de caractériser le système de commande d'un engin à partir des déplacements céphaliques.

EXISTANT ENTRE LES SIX COMPOSANTES CEPHALIQUES

CARACTERISTIQUES DES COUPLAGES

ET

DETERMINATION DES DOMAINES DE VARIATION

EN AMPLITUDE ET EN VITESSE DE LA REPONSE DU SYSTEME TETE-CAPTEUR

CHAPITRE III

Le dispositif expérimental précédent fournit un ensemble de mesures représentatives des réponses de l'opérateur humain muni de son capteur à une succession de stimulus lumineux ponctuels apparaissant dans un champ de 120° horizontal et 60° vertical.

Ce protocole (paragraphe 2.4) peut permettre l'étude du comportement d'un sujet effectuant une tâche de détection visuelle et de poursuite d'objets nécessitant une orientation de la tête vers le stimulus détecté par l'oeil (écran de télévision ou tableau de signalisation de grandes dimensions).

Précédemment aux travaux présentés dans ce mémoire, une analyse des mouvements céphaliques a été entreprise dans la même cabine d'expérimentation (paragraphe 1.3) afin de caractériser le comportement de l'opérateur humain occupé à une tache de recherche, figure 3.1., de symboles (lettres, signes, chiffres...) situés dans un champ donné (28). Dans ce cadre, nous avons été amenés à développer un ensemble de traitements informatiques en vue de mettre en évidence les histogrammes d'amplitude et de vitesse des six voies de sortie du capteur "MUREX", afin d'en déduire leurs domaines de variation en amplitude et vitesse.

C'est pourquoi il nous a paru intéressant, dans un but de comparaison, d'appliquer ces mêmes traitements informatiques aux signaux de réponses céphaliques obtenues avec le dispositif des lampes au néon, représentatifs d'un signal d'entrée en échelon de position. Le protocole expérimental relatif à la recherche des symboles constituant une image visuelle se trouve résumé en Annexe 2. La tâche du sujet muni du capteur céphalique consiste, à partir d'une consigne orale donnée par un haut-parleur, à rechercher tous les symboles d'un type donné.

Chaque séquence de recherche est relative à un type de symbole se trouvant figure 3.1, soit dans un champ "restreint" (90° horizontal, 50° vertical), soit dans un champ "large" (180° horizontal, 70° vertical).



FIGURE 3.1 : Champs de présentation des symboles.

Ce chapitre décrit brièvement les caractéristiques du traitement informatique utilisé pour les deux protocoles (entrée "symboles" et entrée en échelon lumineux de position). Les résultats obtenus dans les deux cas sont ensuite présentés.

Enfin, pour compléter cette étude, nous présentons les résultats obtenus lors de la recherche des couplages entre les six composantes de la réponse du système tête-capteur dans le cas des entrées en échelon lumineux de position.

III - 1. <u>DETERMINATION STATISTIQUE DES VARIATIONS D'AMPLITUDE ET DE VITESSE</u> DES REPONSES CEFHALIQUES DE L'OPERATEUR HUMAIN

III - 1.1. Procédé informatique d'analyse des enregistrements

Le but du traitement exposé consiste à caractériser les domaines d'amplitude et de vitesse des signaux de sortie du système tête-capteur "MUREX" à l'aide de leurs histogrammes.

Ces histogrammes, donnant les limites minimales et maximales de variation ainsi que leur valeur modale, permettent ainsi de déterminer des paramètres pouvant être très utiles lors de l'insertion éventuelle de ce capteur dans une liaison tête-machine.

Les six signaux de sortie du dispositif "MUREX" (recueillis sur l'enregistreur magnétique), après un filtrage préalable du type passe-bas destiné à atténuer les bruits de mesure, sont ensuite convertis par une chaîne d'acquisition analogique-digitale.

La fréquence d'échantillonnage a été choisie à 100 Hz, après quelques essais préalables, tenant compte de la capacité de stockage du calculateur utilisé (PDP 12 avec une mémoire de masse de 200 Kmots-mémoire) et des caractéristiques spectrales des signaux.

L'utilisation d'un signal de synchronisation (recueilli également sur l'enregistreur) permet d'effectuer la conversion des mesures pendant les seules séquences de stimulations ou de recherche, sans prendre en compte les périodes qui les séparent, ce qui procure un gain de mémoire appréciable. Les signaux convertis sont stockés sur bande magnétique (du type DEC TAPE) et traités en temps différé par un ensemble de trois modules, implantés en langage évolué sur le calculateur :

- module de calcul et de stockage des histogrammes d'amplitude et de vitesse,
- module de détermination des caractéristiques d'un histogramme stocké,

- module de tracé graphique (sur table traçante BENSON).

Les ordinogrammes de principe sont présentés en Annexe 3, leurs caractéristiques brièvement décrites ci-après (32).

Module de calcul des histogrammes

La largeur des classes d'amplitude et de vitesse a été choisie figure 3.2, après une série de tests préliminaires, en tenant compte de l'amplitude des tremblements (5° signalés en 2.5.2.) et des capacités de stockage du calculateur.

Le nombre de classes ayant été déterminé à partir des résultats obtenus avec l'entrée composée de "symboles", les domaines de variation en amplitude et en vitesse, qui se révèlent plus importants pour des entrées en échelon lumineux de position, nécessitent une augmentation de la largeur des classes, figure 3.2. (les classes d'amplitude passent de 5° à 13°, les classes de vitesse à 51°/s en boucle ouverte et 77°/s en boucle fermée).

Protocole expérimental	Classe d'amplitude	Classe de vitesse
Entrée "symboles" (Image)	5°	25%s
Entrée : échelons de po- sition. Expériences en boucle ouverte	12,7°	51,3%s
Entrée : échelons de po- sition. Expériences en boucle fermée	12,7°	76,9%s

FIGURE 3.2 : Largeur des classes d'histogramme choisies.

- 54 -

Malgré la perte de précision qui découle de cette augmentation de la largeur des classes, ce traitement fournit des résultats caractéristiques en concordance avec ceux obtenus par examen visuel.

L'estimation de la vitesse des déplacements céphaliques est basée sur une interpolation au second ordre de la formule de Taylor (29) conduisant à un filtre dérivateur basé sur l'algorithme.

$$y'(n\tau) = \frac{1}{\tau} \left[2y\left[(n+1)\tau\right] - \frac{3}{2}y\left[n\tau\right] - \frac{1}{2}y\left[(n+2)\tau\right] \right]$$

où

 $y(n\tau)$: valeur de la fonction échantillonnée à l'instant n $y'(n\tau)$: valeur de l'estimation de sa dérivée à l'instant n τ : période d'échantillonnage (compte-tenu de la fréquence choisie τ = 10 ms).

Les ordonnées des histogrammes d'amplitude et de vitesse sont exprimées en pourcentage du nombre total d'échantillons (2.816 recueillis par voie et par séquence). De plus les valeurs trop faibles des ordonnées dûes au bruit résiduel de mesure sont éliminées quand elles sont susceptibles de générer un histogramme à plusieurs bandes séparées, non interprétable dans nos conditions expérimentales étant donné la nature des signaux physiologiques étudiés.

Module de détermination des caractéristiques d'un histogramme

Il effectue pour chaque histogramme d'amplitude et de vitesse stocké (30) le calcul des caractéristiques suivantes (figure 3.3) :

> - Valeur de la classe minimale (CL MIN), définie comme étant la dernière des faibles classes de l'histogramme contenant un nombre nul d'échantillons.

- Valeur de la classe maximale (CL MAX), première

- Valeur de la classe modale (CL MOD), correspondant à l'amplitude maximale de l'histogramme.
- Valeur de l'étalement (ETALM), largeur de la base de l'histogramme exprimée en nombre de classes.



FIGURE 3.3 : Exemple de représentation des caractéristiques d'un histogramme (amplitude et vitesse).

Module de tracé graphique

Il permet d'obtenir le tracé "en échelon" (figure 3.3) des histogrammes calculés. Un dispositif de gain variable permet d'augmenter les ordonnées de la courbe et d'obtenir une meilleure visualisation des faibles valeurs de celle-ci.

III - 1.2. Présentation des résultats

L'ensemble du traitement informatique fournit les résultats numériques (figure 3.4) et graphiques (figure 3.5) permettant de définir les paramètres caractéristiques des histogrammes d'amplitude et de vitesse des réponses céphaliques de l'opérateur humain.

Les domaines de variation en amplitude de ces réponses ont été calculés sous forme d'écarts angulaires par rapport à la position de repos du sujet.

Celle-ci est définie par la valeur de la classe modale de l'histogramme d'amplitude au cours de la dernière séquence de l'expérience où la consigne de l'opérateur est, dans les deux cas, (entrée "symboles"ou entrée en échelon lumineux de position), de fixer le stimulus central.

Chaque histogramme permet ainsi de calculer les écarts extrêmes d'amplitude autour de la position de repos. Les résultats définitifs sont présentés sous forme de valeurs moyennes des écarts ainsi calculés à partir de chaque séquence.

La détermination des domaines de variation de vitesse repose sur le même principe, le recours à la dernière séquence est toutefois inutile puisque la classe modale des histogrammes de vitesse se révèle identique pour toutes les séquences.

Les valeurs des écarts en amplitude et en vitesse ainsi obtenues permettent d'évaluer le degré de mobilité d'un opérateur humain dans les deux types de tâches. Elles permettent également de déterminer, dans un stade ultérieur, un critère de normalité par comparaison des résultats obtenus sur une population de sujets sains et sur un ensemble de cas dont la pathologie est susceptible d'influencer la mobilité céphalique.

A PECH	=	æ	N TOIF	=	1				
CT. MIN	=	18	CL MAY	=	£1.1				
VANTM	Ξ	594	CI. MOL:	=	23.5	E1 ALE	m	4 - 1 4 - 1	
M PECH	=	9.	N LOIP	=	12				
CT MIN	=	10	CI. MAX	=	2-3				
MAYTM	=	818	CL MOE	=	1- 1	- 1 - 1 - V	-7		
		•				•		-	
V DECH	=	9	N UOTE	=	<u>(</u> 1				
CT MIN	=	15	CL. MAX	=	98				
MAYTM	_	202	CL YOL	=		8 (1 G.). V		1.2	
								/	
N RECH	=	3	N UCTE	=	1				
CI MIN	=	20	CL. MAX	=	23				
MAXIM	=	876	CL MCD	=	21	FIALM	=	2	
i i de so		12 F X			6. / b				
N BECH	=	.	N VOTE	=	μ.				
CI MIN	=	18	CL MAX	=	22				
MAXIM	=	861	CL MOD	=	540	r 141.N	=	3	
· · · ·		•			£ .	• • • • •			
N RECH	=	9.	N UNTE	=	£				
CT MIN	=	18	CL. MAX	=	22				
MAYIN	=	501	CL MOD		20	NTALY	=	3	
					• •			.	
N RECH	=	2	N VOIF	=	1				
CE. MIN	=	16	CI. MAX	=	21				
MAXIM	=	586	CI. MOD	=	20	ETALM	=	4	
N BECH	=	3	N VOIE	=	2				
CL MJN	=	17	UL MAX	=	24				
MAYIM	=	624	CL. MOD	=	20	FIGURE	=	ϵ	
N RECH	=	3	N VOIE	=	З				
CL. MIN	=	12	CL MAX	=	23				
MAYIM	=	335	CL MOD	=	21	ELALM	=	1 :	
V RECH	=	3	N VOIE	=	źi				
CI. MIN	=	19	CL MAX	=	24				
MAXIM	=	711	CL MOD	=	21	FIALM	=	4	
N BECH	.=	3	N VOIE	=	5				
CL. MIN	= '	17	CL MAX	H	22				
MAXIM	=	€55	CL MOD	=	19	h14LM	=	۷;	
N PECH	=	74	NIVOIE	==	€ .				
CL. MIN	=	18	CL MAX	=	22				
MANTN	=	534	CL MOL	=	21	FIGLY	m	Э	

N VOIE	Voie du capteur
1	Х
2	Y
3	Z + X3
4	X3
5	x ₂
6	X ₁

FIGURE 3.4 : Exemple de sorties numériques : stimulus lumineux en échelon de position, histogramme d'amplitude du sujet n° 5, 2^e et 3^e séquences en boucle ouverte. 1 classe = 12,7°.



- 59 -

III - 1.3. Domaine de variation en amplitude des réponses céphaliques de l'opérateur humain

Le tableau figure 3.6 regroupe les valeurs des moyennes et des écarts types des déviations angulaires minimum (MIN) et maximum (MAX) autour de la position de repos des sujets ainsi que les déviations totales crête à crête (ETAL) dans les quatre conditions expérimentales suivantes :

- 1. Recherche des symboles sur champ restreint (90° horizontal et 50° vertical).
- 2. Recherche des symboles sur champ large (180° horizontal et 70° vertical).
- 3. Détection visuelle et orientation de la tête vers un stimulus lumineux en échelon de position, expérience réalisée sans boucle de retour visuel (boucle ouverte), (champ de présentation des stimulus : 120° horizontal, 60° vertical).
- 4. Détection visuelle et orientation de la tête vers un stimulus lumineux en échelon de position, expérience réalisée en boucle fermée (projecteur), (même champ de présentation qu'en 3).

Ces valeurs, figure 3.6, portent sur 16 sujets dans les situations de recherche de symboles et sur 10 sujets dans les expériences avec les stimulus lumineux en échelon de position.

Soulignons que dans les deux cas la densité des stimulus proposés ("symboles" et lampes) est également répartie dans l'ensemble des champs de présentation des stimulations, mais que les dimensions de ces derniers sont différentes dans chaque cas.

Remarquons, d'autre part, que les expériences avec l'écran à symboles ne font pas explicitement appel aux mouvements céphaliques (la stratégie des mouvements de tête est donc plus "libre") alors que la consigne donnée dans le cas des entrées en échelon de position lumineux est basée sur les déplacements de tête (la stratégie est dans ce cas plus "forcée").

La comparaison des résultats obtenus ne peut donc être que qualitative, sauf entre les deux situations expérimentales avec échelons lumineux (boucle de retour visuel ouverte ou fermée) et les valeurs obtenues avec l'écran à symboles ne sont proposées qu'à titre indicatif.

Nous présentons ci-après les principaux résultats obtenus par l'examen séparé des six voies de sortie du capteur.

Composante X (latéro-flexion vers les épaules)

Les valeurs des déviations angulaires relevées (MIN et MAX) font apparaître dans les quatre situations expérimentales une dissymétrie moyenne importante par rapport à la position de repos. Cette dissymétrie, déjà remarquée sur les enregistrements en fonction du temps (paragraphe 2.5.1) révèle la tendance des sujets à pencher la tête vers l'épaule droite. L'influence de la perturbation apportée par le capteur céphalique sur ce phénomène est difficile à appréhender. Remarquons toutefois que les conditions expérimentales de sti-

- 61 -

mulations lumineuses en échelon de position avec boucle de retour visuel tendent à réduire cette dissymétrie.

Composante Y (rotation haut-bas)

L'examen des résultats obtenus dans les quatre situations expérimentales, figure 3.6, révèle des comportements différents du sujet, dû probablement aux consignes différentes : recherche des symboles ou détection des entrées lumineuses en échelon de position.

Dans le premier cas, l'étalement (ETAL), représentatif de l'amplitude crête à crête de variation des signaux est nettement inférieur aux dimensions des cadres de recherche : le sujet recherchant un symbole donné n'oriente pas obligatoirement la tête vers ce symbole mais détecte celui-ci en s'aidant vraisemblablement des mouvements des yeux.

Par contre, pour les entrées lumineuses en échelon de position, l'amplitude crête à crête de variation des réponses (85°) dépasse celle du champ des stimulus proposés (60° vertical). La consigne donnée étant alors de pointer la tête, les déplacements céphaliques (combinés aux déplacements oculaires) sont donc plus importants que précédemment.

Remarquons enfin que la dissymétrie du champ des échelons lumineux proposés (20° haut, 40° bas) produit une dissymétrie de même sens (30° haut, 54° bas) des réponses dans le cas où la boucle de retour visuel est fermée.

Composante $Z + X_3$ (rotation droite-gauche)

Les résultats, figure 3.6, révèlent que cette composante présente une dissymétrie correspondant à une amplitude plus importante vers la gauche dans les expériences de recherche d'un symbole. Cette orientation préférentielle de la tête des sujets vers la gauche du champ visuel ne se retrouve pas dans les expériences avec les entrées lumineuses en échelon de position. De plus, pour les mêmes raisons que pour la composante Y (consignes différentes) le comportement du sujet est différent selon l'entrée utilisée : l'amplitude crête à crête de variation des réponses est inférieure pour les entrées "symbole" aux dimensions du cadre de recherche alors que c'est l'inverse pour les entrées en échelon de position.

Composante X₃ (translation droite-gauche)

Cette voie semble respecter la symétrie autour de la position de référence, avec toutefois un léger déplacement vers la droite, peu significatif étant donnée la dispersion des mesures.

Remarquons de plus que l'étalement (ETAL), représentatif de l'amplitude crête à crête de variation, est plus important dans les expériences de détection d'un stimulus lumineux que dans celle de recherche d'un symbole.

Composante X_2 (translation avant-arrière)

L'examen des résultats traduit l'existence d'une avancée de la tête de l'opérateur humain pendant l'exécution de sa tâche dans trois des quatre situations expérimentales.

Il semble que l'utilisation d'un retour visuel (boucle fermée) dans les expériences de détection d'un stimulus lumineux produise une avancée de la tête encore plus importante (MAX passe de 32° à 55,7°, figure 3.6).

Composante X₁ (translation haut-bas)

La répartition des résultats est également dissymétrique et traduit un affaissement de l'opérateur vers le bas, déjà remarqué auparavant (paragraphe 2.5.1). Les résultats obtenus en boucle fermée dans les expériences de détection de stimulus visuels révèlent une augmentation de cet affaissement dans ces conditions (MIN augmente de 23°, figure 3.6).
		x			Y			z + x ₃		
		MIN	MAX	ETAL	MIN	MAX	ETAL	MIN	MAX	ETAL
1	M	12 D	3,4 G	15,4	9,6 Н	8,6 B	18,2	28,4 D	35,9 G	64,3
	O	5,6	3,1	5,7	6,4	5,1	4,8	11,9	11,9	21,2
2	M	16,7 D	4,3 G	21	13,8 H	16,7 В	30,5	69,1 D	79,1 G	148,2
	a	6,4	2,8	6,8	5,1	6,5	5,9	13,7	10,1	13,4
3	M	34,4 D	8,6 G	43	29,1 Н	32,8 В	61,9	73,6 D	77,1 G	150,7
	O	12,3	4,5	10,8	11,6	11,2	13,1	17,7	21,6	20,2
4	M	28,2 D	17,7 G	45,9	30,4 Н	54,2 B	84,6	77 D	70,9 G	147,9
	O	9,3	8,5	8,9	8,6	18,2	18,9	20,8	21,5	20,7

- FIGURE 3.6a : Moyennes et écarts types en degrés des valeurs minimales, maximales et de l'étalement de l'histogramme d'amplitude dans les quatre situations expérimentales.
 - 1. Recherche d'un symbole dans un champ restreint (90° horizontal, 50° vertical), analyse de 16 sujets.
 - 2. Recherche d'un symbole dans un champ large (180° horizontal, 70° vertical), analyse de 16 sujets.

- 64

- 3. Stimulations lumineuses en échelon de position sans boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.
- 4. Stimulations lumineuses en échelon de position avec boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.

		X 3			X 2			X 1		
		MIN	MAX	ETAL	MIN	MAX	ETAL	MIN	MAX	ETAL
1	M	7 D	7,1 G	14,1	10,1 AR	7,4 AV	17,5	14,1 B	11,6 H	25,7
	o	2,8	3,2	3,8	5,9	6,4	5,6	9,9	7,9	6,1
2 -	M	12 D	9,6 G	21,6	9,7 AR	21,2 AV	30,9	20,5 В	8,4 H	28,9
	O	3,8	4,1	5,8	5,6	8,7	7,8	8,5	6,5	6,5
3	M	17,5 D	17,0 G	34,5	21,4 AR	32,0 AV	53,4	22,0 B	15,4 H	37,4
	O	9,5	7,1	8,4	9,9	17,2	10,9	4,2	4,5	5,1
4	M	27,3 D	12,9 G	40,2	26,1 AR	55,7 AV	81,8	44,7 В	16,3 H	61
	T	9	12,3	10,4	11,2	22,1	17,7	17	10,4	12,3

- FIGURE 3.6b : Moyennes et écarts types en degrés des valeurs minimales, maximales et de l'étalement de l'histogramme d'amplitude dans les quatre situations expérimentales.
 - 1. Recherche d'un symbole dans un champ restreint (90° horizontal, 50° vertical), analyse de 16 sujets.
 - 2. Recherche d'un symbole dans un champ large (180° horizontal, 70° vertical), analyse de 16 sujets.
 - 3. Stimulations lumineuses en échelon de position sans boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.
 - 4. Stimulations lumineuses en échelon de position avec boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.



- 65

Les résultats globaux révèlent d'autre part que l'amplitude des mouvements effectués (ETAL) est plus importante dans le cas des entrées lumineuses en échelon de position que dans le cas de la recherche d'un symbole. Notons toutefois que cette observation ne se trouve pas vérifiée pour la composante "horizontale" Z + X_z.

Cet accroissement, surtout remarqué pour les composantes Y (rotation haut-bas : 85° crête à crête en boucle fermée) et X₂ (translation avant-arrière : 82° en boucle fermée), se traduit, dans la détection des stimulus lumineux, par des mouvements céphaliques plus amples, joints à une augmentation de l'avancée de la tête et de l'affaissement de l'opérateur vers le bas.

L'examen global des valeurs des déviations totales (ETAL) révèle enfin que la voie $Z + X_3$ (rotation droite-gauche) présente une amplitude de variation plus importante (jusqu'à 151° crête à crête) que celle des autres voies. Ce fait, joint à l'amplitude de variation de Y (rotation haut-bas) permet de supposer que ces deux composantes seraient les plus aptes à être utilisées pour la commande d'un engin à deux degrés de liberté que les autres signaux du capteur.

III - 1.4. <u>Domaine de variation en vitesse des réponses céphaliques de l'opé-</u> rateur humain

Les résultats numériques obtenus sur les histogrammes de vitesse sont à interpréter avec circonspection compte-tenu des "tremblements" affectant toutes les composantes fournies par le capteur. En effet, l'opération de dérivation augmente considérablement l'influence des composantes rapides du mouvement comme on peut le voir sur le tableau, figure 3.7, qui regroupe les valeurs des variations extrêmes de vitesse observées sur 2 sujets, dans les expériences utilisant les stimulations lumineuses en échelon de position en boucle fermée, au cours de la dernière "séquence" de référence où la consigne de l'opérateur est de fixer le stimulus central.

- 66 -

Voies	X	Y	z + x ₃	x ₃	X ₂	x ₁
Vitesses maximales	± 179%s	± 167%s	± 173%s	± 186%s	± 192%s	± 154%s

FIGURE 3.7 : vitesses maximales en degrés/seconde observées sur deux sujets fixant le stimulus de référence.

Nous présentons cependant, figure 3.8 et tableau figure 3.9, un exemple d'histogramme de vitesse obtenu ainsi que les moyennes et écarts-types des vitesses maximales observés.

Remarquons que les histogrammes de vitesse se révèlent symétriques à la précision des mesures près.



<u>FIGURE 3.8</u> : Exemple d'histogramme de vitesse, stimulus lumineux en échelon de position. Sujet n° 4. 6ème et 7ème séquences en boucle ouverte (voies X,Y,Z+X₃) 1 classe \Rightarrow 51,3%

		Х	Y	z + x ₃	x ₃	^х 2	x ₁
M	1	134	132	209	106	120	187
	5	26	20	35	11	19	37
M	1	172	158	226	118	131	208
2	5	27	23	20	15	17	35
M	1	499	388	536	362	382	473
³ c	5	75	42	73	25	44	24
M	1	624	424	679	321	402	508
4	2	92	61	88	30	64	66

- FIGURE 3.9 : Moyennes et écarts types en degrés/seconde des vitesses maximales observées dans les quatre situations expérimentales.
 - Recherche d'un symbole dans un champ restreint (90° horizontal, 50° vertical), analyse de 16 sujets.
 - 2. Recherche d'un symbole dans un champ large (180° horizontal, 70° vertical), analyse de 16 sujets.
 - Stimulations lumineuses en échelon de position sans boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.
 - Stimulations lumineuses en échelon de position avec boucle de retour visuel : analyse de 10 sujets.

L'analyse globale des résultats expérimentaux met en évidence que les vitesses observées sont 2 à 3 fois plus importantes dans les expériences de détection de stimulus lumineux en échelon de position que dans celles de la recherche d'un symbole donné.

Les composantes céphaliques les plus rapides semblent être la rotation droite-gauche (Z + $X_3 = \frac{+}{680}$ %), la latéro-flexion vers les épaules (X : $\frac{+}{620}$ %) et la translation haut-bas (X₁ : $\frac{+}{510}$ %). La vitesse élevée observée sur X est à mettre en relation avec son caractère instable (déjà remarqué en 2.5.1).

Remarquons que la situation expérimentale de détection d'un stimulus lumineux avec boucle de retour visuel produit pour toutes les voies (sauf X_3 : translation droite-gauche) une augmentation de la vitesse maximale.

III - 1.5. Tentative de synthèse des résultats obtenus

La comparaison des résultats pour les deux types de situations expérimentales (recherche d'un symbole et détection de stimulus en échelon de position) révèle que les déplacements céphaliques sont relativement plus importants et plus rapides quand les entrées sont des stimulus lumineux en échelon de position.

La composante de rotation droite-gauche $(Z + X_3)$, dont les variations d'amplitude et de vitesse sont plus importantes que celles des autres voies, semble bien adaptée à la commande d'un engin du fait qu'elle est également commode à mesurer (même dans une version simplifiée du MUREX). Il en va de même de la composante de rotation haut-bas (Y), dont les variations d'amplitude et de vitesse sont toutefois moins importantes que celles de $Z + X_3$.

Le but du paragraphe suivant consiste à préciser un indice de redondance entre les 6 voies du capteur, afin de déterminer les liens qui existent entre les deux composantes Y et $Z + X_{3}$ (dites "principales") et les quatre autres voies.

III - 2. DETERMINATION DES COUPLAGES ENTRE LES SIX COMPOSANTES DE LA REPONSE CEPHALIQUE DE L'OPERATEUR HUMAIN A DES ECHELONS DE POSITION

Afin de compléter l'étude précédente qui a permis de préciser les domaines de variations en amplitude et vitesse des réponses du système tête-capteur de l'opérateur humain dans divers protocoles expérimentaux donnés, nous nous sommes attachés à déterminer un indice qualitatif de leur redondance et des relations existant entre ces six composantes.

Dans ce but, nous avons exploité les tracés graphiques des variations simultanées de ces signaux pris deux à deux. Ces relevés Xi = f(Xj) ont été obtenus en réinjectant les sorties analogiques de l'enregistreur magnétique sur une table traçante X, Y par l'intermédiaire d'un filtre passe-bas du premier ordre. Quelques essais préliminaires ont permis de fixer la fréquence de coupure du filtre à 2 Hz.

Afin de faciliter le dépouillement, il n'est pas indiqué sur les tracés la partie de la courbe correspondant à la dernière séquence de stimulation visuelle, cù l'opérateur humain ne fixe que le stimulus de référence.

Le but essentiel de ce paragraphe étant d'ordre qualitatif, les $C_6^2 = 15$ combinaisons des enregistrements Xi : f(Xj) n'ont été réalisées que pour deux sujets (n° 3 et 4), dans les conditions expérimentales de détection de stimulus lumineux en échelon avec et sans boucle de retour visuel.

- 71 -

III - 2.1. Détermination des composantes fortement couplées

L'examen des couples des composantes céphaliques où apparaissent les signaux Y (rotation haut-bas), X_2 (translation avantarrière) et X_1 (translation haut-bas) met en évidence un tracé (figure 3.10,11,12) dont l'aspect global correspond à une ellipse. Cet aspect, qui se retrouve dans les deux conditions expérimentales (boucle de retour visuel ouverte, figure 3.10, ou fermée, figure 3.11) revèle l'existence d'un couplage important entre ces trois composantes de la réponse du système tête-capteur à des échelons de position : une rotation Y vers le haut induit systématiquement une translation X_2 vers l'arrière, combinée à une translation X_1 vers le haut.

Cette liaison se traduit en première approximation par une relation linéaire du type

$$\Delta X_1 = k_1 \Delta Y \quad \text{et}$$
$$\Delta X_2 = k_2 \Delta X_1$$

où ΔY , ΔX_1 et ΔX_2 sont les variations d'amplitude des voies considérées autour de la position de repos.

Les résultats des tracés des deux sujets examinés permettent de proposer dans cette première approche :

 $\Delta x_1 \neq 0,75 \Delta Y$ $\Delta x_2 \neq -1,67 \Delta x_1$

L'approximation linéaire est d'autant plus valable que la figure formée par les deux signaux est plus aplatie, comme dans l'exemple des variations simultanées de X_2 et X_1 (figure 3.12).







III - 2.2. Caractéristiques du couplage entre les deux composantes "principales" $\underline{Y \text{ et } Z + X_3}$

Le paragraphe précédent (3.1) révèle l'importance des composantes céphaliques Y (rotation haut-bas) et Z + X_3 (rotation droitegauche) en vue de leur utilisation en tant que signaux de commande.

Les relevés graphiques des variations d'amplitude de Y en fonction de celle de Z + X_3 (figure 3.14,15) sont un moyen de visualisation commode, malgré les erreurs de parallaxe, des trajectoires céphaliques de l'opérateur humain soumis à des échelons de position lumineux.

Dans les expériences sans boucle de retour visuel (figure 3.14), le tracé obtenu fait apparaître l'existence de plusieurs points de fixation quand le même stimulus doit être détecté plusieurs fois par l'opérateur.

Le "diamètre" de ces points de fixation, voisin de 4° sur nos relevés correspond à l'amplitude des tremblements céphaliques déjà mentionnés (paragraphe 2.5.2). L'ensemble des points correspondant à un stimulus donné délimite une zone dont le diamètre, variant de 10° à 15° selon l'excentricité du stimulus visé, met en évidence l'importance de la contribution des mouvements oculaires dans cette tâche : l'opérateur humain peut bouger la tête tout en percevant le même stimulus en vision fovéale (ou péri-fovéale), ce qui est une cause d'erreurs céphaliques de pointage.

L'observation de la trajectoire céphalique (figure 3.14) met en relief une "déformation" considérable et complexe de celleci par rapport aux positions géométriques des stimulus dans le "damier" situé devant le sujet (paragraphe 1.3.3). Cette déformation, difficile à préciser du fait de l'existence de plusieurs points de fixation par stimulus détecté, est dûe à la contribution du système visuel et à l'imprécision des afférences proprioceptives (paragraphe 2.2) qui empêchent le sujet de positionner avec précision la tête dans l'espace durant les expériences sans retour visuel.





L'observation des résultats obtenus en boucle fermée (retour visuel, figure 3.15) met en évidence pour nos 2 sujets un changement considérable de la trajectoire céphalique de l'opérateur humain par rapport aux expériences en boucle ouverte, figure 3.14.

Bien que le "diamètre" des points de fixation ne soit pas modifié, on constate (figure 3.15) une correspondance nette entre ces points, représentatifs de la direction de la tête, et les positions des stimulus visiels du damier, qui est correctement restitué, malgré les erreurs de parallaxe. On peut estimer, sans tenir compte de l'amplitude des tremblements céphaliques lors de la fixation que les distances entre les points de fixation sont de 20°, en correspondance avec les distances angulaires séparant les stimulus.

Ces propriétés des deux composantes "principales" de la réponse céphalique (rotation haut-bas et droite-gauche) complètent celles que nous avons obtenues (paragraphe 3.1) concernant leurs variations d'amplitude et de vitesse. Elles permettent d'envisager dans une première approche leur utilisation à la commande d'un engin à deux degrés de liberté (par exemple caméra mobile en site et azimut), à condition d'incorporer au système une boucle de retour visuel (par exemple projecteur de spot ou réticule).

III - 2.3. Contribution de la composante X3 (translation droite-gauche)

Les tracés expérimentaux des variations simultanées de X_3 en fonction de Y (rotation haut=bas, figure 3.16) et de Z + X_3 (rotation droite-gauche, figure 3.17) présentent un aspect global caractéristique en étoile, valable pour nos 2 sujets dans les deux conditions expérimentales (boucle de retour visuel ouverte ou fermée).

L'examen des deux tracés révèle qu'un mouvement de bas en haut induit systématiquement des variations opposées de X_3 et $Z + X_3$: par exemple le pointage vers un stimulus dans le champ

- 79 -





supérieur droit du sujet (N° 7) induit une une translation X_3 vers la gauche, ce qui semble indiquer un effet "compensateur" de cette composante.

Par contre un mouvement de haut en bas produit des variations de même sens pour $X_{\overline{2}}$ et $Z + X_{\overline{3}}$: le déplacement céphalique vers un stimulus situé dans le champ inférieur droit du sujet (n° 28) produit une translation $X_{\overline{3}}$ vers la droite.

III - 2.4. <u>Tentative de synthèse des propriétés décelées sur l'ensemble des</u> relevés

Contribution de la composante X (latéro-flexion vers les épaules

Le caractère instable de cette composante de la réponse céphalique, déjà mentionné auparavant (paragraphe 2.5.1.) entraîne d'importants tremblements sur les tracés (exemple figure 3.18), les rendant difficiles à interpréter. L'observation de ceux-ci permet toutefois de constater une dissymétrie non négligeable de cette voie vers la droite, vérifiant la tendance de l'opérateur humain à incliner la tête vers l'épaule droite, fait déjà signalé (paragraphes 2.5.1. et 3.1.).

Modification de la position de repos céphalique de l'opérateur humain entre le début et la fin de l'expérience

L'examen de l'ensemble des relevés ainsi obtenus met en évidence, dans les deux conditions expérimentales, une modification de la position de repos de nos sujets entre le début et la fin de l'expérience

La mesure directe (sur les tracés) de ces variations ne peut fournir qu'une estimation approchée de leurs amplitudes, qui varie peu selon que la boucle de retour visuel est fermée ou non (figure 3.19).



VOIE	MODIFICATION		
Latéro-flexion vers les épaules (X	7° D		
Rotation haut-bas (Y)	5° Н		
Rotation droite-gauche $(Z + X_{3})$	0°		
Translation droite-gauche (X_{3})	2° G		
Translation avant-arrière (X_2)	0°		
Translation haut-bas (X_1)	6° B		

FIGURE 3.19 : Modification de la position de repos de la tête de l'opérateur entre le début et la fin de l'expérience (durée 11 minutes). (Valeurs relevées sur les tracés Xi = f(Xj) pour 2 sujets).

Remarquons le décalage de la latéro-flexion vers l'épaule droite. Les modifications relevées sur X₁ et Y semblent liées : la tête de l'opérateur s'affaisse légèrement vers le bas, ce qui l'oblige à une rotation vers le haut pour continuer à fixer le stimulus de référence en période de non stimulation périphérique (paragraphe 2.5.1.).

Soulignons enfin les faibles valeurs de ces modifications, compte-tenu de l'amplitude des tremblements céphaliques.

Variations d'amplitude des six composantes céphaliques

L'examen de nos résultats graphiques fournit une estimation de la variation d'amplitude crête à crête des composantes de la réponse céphalique de nos sujets à l'ensemble des entrées en échelon de position, dans les deux conditions expérimentales en boucle fermée et ouverte.

Le nombre réduit de ces sujets (le but du paragraphe étant d'ordre qualitatif) interdit une comparaison valable avec les valeurs statistiques obtenues précédemment. On note toutefois pour nos deux sujets une augmentation de la variation d'amplitude crête à crête quand la boucle de retour visuel est fermée, résultat déjà obtenu par l'analyse précédente. III - 3. CONCLUSION

L'étude expérimentale exposée dans ce chapitre met en évidence les différences du comportement d'un sujet dans une tâche de recherche de symboles et dans une tâche de détection visuelle de stimulus en échelon de position. L'opérateur humain, lorsqu'il vise un symbole donné, ne pointe pas obligatoirement la tête sur ce symbole mais le détecte en s'aidant des mouvements des yeux. Ses déplacements céphaliques sont peu amples et peu rapides, du fait que la stratégie des mouvements de tête n'est pas imposée.

Dans les tâches de détection visuelle et de pointage de la tête vers un stimulus lumineux en échelon de position, les amplitudes et surtout les vitesses des composantes céphaliques (pouvant aller jusqu'à 680 % sur $Z + X_{3}$) sont nettement plus importantes que celles obtenues précédemment dans la recherche d'objets-symboles sur l'écran. Rappelons que la consigne donnée pour les échelons lumineux de position fait explicitement appel aux mouvements de tête, ce qui induit une stratégie céphalique plus "forcée" que dans le cas précédent.

Les résultats expérimentaux mettent d'autre part en évidence la corrélation qui semble exister entre trois des voies du capteur de tête "MUREX" : Y (rotation haut-bas), X_2 (translation avant-arrière) et X_1 (translation haut-bas). Enfin, ils révèlent que les composantes Y et $Z + X_3$ (rotation droite-gauche), par leurs variations d'amplitude et de vitesse, leur facilité de mesure et leur précision de pointage, seraient les plus aptes à commander un système à deux degrés de liberté (site et azimut), l'opérateur humain étant muni d'une boucle de retour visuel (réticule par exemple) afin d'améliorer la précision du pointage. C'est pourquoi, afin de compléter l'étude de ces deux composantes (dites "principales"), le chapitre suivant expose les résultats obtenus dans la détermination des paramètres caractéristiques de leur réponse indicielle. CHAPITRE IV

DETERMINATION

DES

DES TEMPS DE LATENCE ET D'AJUSTEMENT CEPHALIQUES

DE

L'OPERATEUR HUMAIN EFFECTUANT UNE TACHE DE DETECTION

DE STIMULUS VISUEL EN ECHELON DE POSITION

L'exploitation des signaux de sortie du dispositif "MUREX" en vue d'une commande d'engin nécessite de préciser davantage certains paramètres du système tête-capteur, notamment les valeurs des temps de latence et d'ajustement de la réponse indicielle.

Le chapitre précédent ayant mis en relief l'intérêt des deux composantes "principales" $Z + X_3$ et Y (rotations droite-gauche et hautbas) en vue d'une commande, nous abordons dans ce chapitre la détermination des temps de latence et d'ajustement de leurs réponses indicielles en précisant l'influence des conditions expérimentales (boucle de retour visuel ouverte ou fermée) sur la valeur de ces paramètres.

IV - 1. ACQUISITION DES VALEURS DES PARAMETRES TEMPS DE LATENCE ET D'AJUSTEMENT DE LA REPONSE CEPHALIQUE DE L'OPERATEUR HUMAIN

Afin d'éviter un dépouillement basé sur un examen visuel des enregistrements et de permettre une analyse en continu des réponses indicielles de l'opérateur humain, un module logiciel "temps réel" a été implementé en langage assembleur sur calculateur T 2000.

La mesure du temps de latence T_L , figure 4.1, se fait à l'aide d'une horloge de comptage qui démarre sur un changement de niveau de l'entrée (échelon de position) et qui s'arrête une première fois dès que le signal de sortie s'écarte de sa valeur initiale d'une valeur absolue voisine de 2° (arrêt 1, figure 4.1).



FIGURE 4.1 : Exemple de réponse indicielle de la tête de l'opérateur humain détectant un stimulus visuel.

- 90 -

Ce comptage s'arrête de nouveau (arrêt 2, figure 4.1) quand le signal se stabilise à $\stackrel{+}{=}$ 2° près et pendant 250 ms au moins autour d'un niveau constant, ce qui fournit une mesure du temps d'ajustement T_A .

Etant donné que le chapitre précédent a permis de déterminer les domaines de variation en vitesse de chaque composante céphalique, nous n'avons pas entrepris l'analyse de la vitesse de montée des déplacements de la tête entre deux stimulus visuels en échelon de position.

La présence d'une certaine quantité de bruit, liée à l'enregistrement et aux tremblements d'origine physiologique (environ 4° crête à crête, fréquence voisine de 4 Hz, paragraphe 2.5.2.) peut déclencher prématurément les arrêts de comptage (calcul de T_L et T_A , figure 4.1). Une première atténuation de ces composantes rapides est obtenue par un filtre passe-bas, figure 4.2. Une seconde atténuation s'effectue ensuite par une méthode numérique de moyennage : ce procédé d'accumulation (31) suppose en première approximation le "bruit" aléatoire, gaussien de moyenne nulle et non corrélé avec le signal utile. L'algorithme de filtrage numérique utilisé est alors de la forme :

 $\mathbb{M}\left[(n+1)\mathcal{T}\right] = \mathbb{M}\left[n\mathcal{T}\right] + \frac{\mathbb{X}\left[(n+1)\mathcal{T}\right] - \mathbb{M}\left[n\mathcal{T}\right]}{(n+1)}$

X[(n + 1)T] étant la valeur du signal à l'instant (n + 1)T M[nT] valeur de la moyenne à l'instant nTT période d'échantillonnage = 10 ms

La période d'échantillonnage \mathcal{T} a été fixée à la même valeur (10 ms) que pour le calcul des histogrammes d'amplitude et de vitesse (paragraphe 3.1), compte-tenu de la précision envisagée pour les résultats.

Les ordinogrammes de principe du traitement utilisé sont présentés Annexe 4, l'ensemble des dispositifs mis en jeu regroupés figure 4.2.

- 91 -



FIGURE 4.2 : Schéma du procédé de dépouillement.

Les résultats obtenus par le traitement (numéro de l'échelon, temps de latence T_L et temps d'ajustement T_A) sont ensuite transférés sur disque (256 Kmots) et exploités en temps différé en langage FORTRAN.

Bien que ce traitement informatique demande encore à être perfectionné, il a fourni des résultats valables comme le montrent les tests préliminaires réalisés sur la composante $(Z + X_3)$ du système capteur. Ces tests permettent d'effectuer la comparaison entre les résultats fournis pour les temps de latence et d'ajustement par la méthode informatique et par le calcul direct d'un examen visuel des relevés graphiques effectués sur deux sujets. Les résultats de cette comparaison sont présentés sous forme d'histogrammes (figures 4. 4 et 5) et leurs caractéristiques statistiques résumées dans le tableau (figure 4.3).

	Valeur moyenne de la différence obtenue M(ms)	Ecart type O- (ms)	Nombre d'échantillons
$\mathcal{E}_{\mathrm{L}}^{}$ Latence	20,5	35,4	୪୪
$\mathcal{E}_{A}^{}$ Ajustement	- 51,5	90	86

 \mathcal{E}_{L} = écart des temps de latence (Calculateur - Examen visuel) \mathcal{E}_{A} = écart des temps d'ajustement (Calculateur - Examen visuel)

FIGURE 4.3 : Valeurs moyennes et écarts types des écarts de détermination des temps de latence et d'ajustement par calculateur et examen visuel, effectués sur 2 sujets.

Les caractéristiques statistiques (figure 4.3) et l'histogramme (figure 4.4) relatifs aux écarts des temps de latence mettent en évidence que le procédé numérique fournit une mesure plus grande (20,5 ms en moyenne) que l'examen visuel. Cette différence, compte-tenu de la précision généralement obtenue par l'examen direct, permet de valider notre méthode.



 \mathcal{E}_{L} = Ecart des temps de latence (Calculateur-examen visuel) \mathcal{E}_{A} = Ecart des temps d'ajustement (Calculateur-examen visuel)

FIGURE 4.4 et 5 : Histogrammes (fréquences relatives) de la répartition des écarts de détermination des temps de latence et d'ajustement obtenus par calculateur et par examen visuel (2 sujets). Concernant les valeurs des temps d'ajustement,le traitement informatique fournit une estimation (figure 4. 3 et 5) inférieure de 51,5 ms en moyenne à celle fournie par examen visuel. En outre, les écarts correspondants révèlent une dispersion plus importante, figure 4.5, que celle relevée pour les temps de latence. L'une des raisons possibles est que la détermination directe par examen visuel est souvent délicate et peut se trouver faussée quand le signal est entaché de "bruit".

En conclusion, l'utilisation du procédé informatique que nous venons de développer présente l'avantage d'atténuer les fluctuations de mesure dûes à l'examen visuel et de permettre une comparaison inter et intra-individuelle facile si les signaux ne sont pas trop entachés de "bruit".

IV - 2. <u>CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION ETUDIEE ET DES PARAMETRES PRIS EN</u> COMPTE

La population étudiée comporte 14 sujets, dont un de sexe féminin, d'âges compris entre 21 et 30 ans, tous volontaires et poursuivant des études universitaires.

Aucun d'entre eux ne présente de déficience visuelle marquée susceptible d'entraîner un défaut de perception des stimulus présentés. Tous nos sujets sont droitiers.

L'analyse statistique des résultats des temps de latence et d'ajustement a été effectuée sur les deux composantes "principales" de la réponse indicielle du système tête-capteur : Z + X₃ (rotation droite-gauche) et Y (rotation haut-bas) en considérant :

- la condition expérimentale : boucle de retour visuel ouverte ou fermée,
- l'orientation du mouvement effectué dirigé :
 - soit du centre vers la périphérie : "aller" (apparition d'un stimulus périphérique)
 - soit de la périphérie vers le centre : "retour" (apparition du stimulus central),
- la localisation du stimulus visuel en échelon de position présenté à l'opérateur humain (voir paragraphe 2.1) caractérisée par deux composantes, figure 4.6 :
 - $\triangle \Theta$ azimut du stimulus visé correspondant à la composante Z + X₃ de la réponse céphalique
 - $\Delta \varphi$ site du stimulus visé correspondant à la composante Y de la réponse céphalique.





b) <u>Mouvements</u> "retour"

<u>Exemplo</u> : Mouvement "retour" à partir du stimulus n°6 :

$$\Delta \Theta = 40^{\circ}$$
 Gauche
 $\Delta \varphi = 20^{\circ}$ Bas



FIGURE 4.6 : Localisation de l'échelon lumineux de position présenté au système tête-capteur. L'influence de ces deux composantes $\Delta \Theta et \Delta \varphi$ sur les valeurs des temps de latence et d'ajustement a été étudiée séparément en considérant :

d'une part : l'ensemble des stimulus regroupés sur une même verticale $(\Delta \Theta \text{fix}\acute{e}, \Delta \varphi \text{variable})$: influence de l'azimut $\Delta \Theta$;

d'autre part : l'ensemble des stimulus sur une même horizontale ($\Delta \Theta$ variable, $\Delta \varphi$ fixé) : influence du site $\Delta \varphi$.

Ce temps d'analyse permet notamment d'étudier le comportement céphalique de l'opérateur humain lorsque le stimulus apparaît avec un azimut ou un site donné (avion de trajectoire rectiligne par exemple)

IV - 3. ANALYSE STATISTIQUE DES TEMPS DE LATENCE CEPHALIQUES

IV - 3.1. Analyse des temps de latence lors des rotations céphaliques droitegauche (Z + X3)

Les tableaux, figures 4. 7 et 8, représentatifs des valeurs moyennes des temps de latence relevés dans les expériences en boucle ouverte et en boucle fermée mettent en évidence des valeurs élevées du coefficient de variation σ/M pour les deux orientations du mouvement ("aller" figure 4.7, "retour" figure 4.8).

Cette grande dispersion inter-individuelle, déjà mentionnée dans des expériences analogues de poursuite manuelle et/ou visuelle (1,20,35) rend délicate l'interprétation des variations du temps de latence en fonction des paramètres considérés. Elle nécessite le recours à des tests statistiques bilatéraux, comme le test "du t de Student" (30,33). Ce test a été utilisé afin de déterminer pour quel seuil la différence relevée entre deux moyennes expérimentales (M_1 et M_2 d'écarts-types σ_1 et σ_2) est significative.
$\Delta \theta$ azimut	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type O (en ms)	∽/M (en %)
60° G	Ouverte	110	300	68	23
	Fermée	112	290	70	24
40° G	Ouverte	83	307	58	19
	Fermée	84	293	83	28
20° G	Ouverte	152	300	96	32
	Fermée	154	277	61	22
20° D	Ouverte	154	403	91	23
	Fermée	154	380	80	21
40° D	Ouverte	110	355	72	20
	Fermée	112	355	66	19
60° D	Ouverte	126	404	78	19
	Fermée	126	395	83	21
∄ plan Ouverte		345	302	80	26
Gauche Fermée		350	285	70	25
늘 plan	Ouverte	390	390	85	22
Droite	Fermée	392	378	79	21

FIGURE 4.7 : Valeurs moyennes des temps de latence de 14 sujets pour la composante céphalique Z + X₃ (rotation droite-gauche). Sens du mouvement : "aller" (du centre vers des stimulus périphériques groupés verticalement à azimut donné). Remarques : G : Rotations du centre vers la gauche. D : Rotations du centre vers la droite.

 BUS

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2

 1/2</

$\Delta \Theta$ azimut	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type (en ms)	𝐨/M (en %)
60° G	Ouverte	126	271	77	28
	Fermée	125	273	88	32
40° G	Ouverte	110	238	106	45
	Fermée	112	241	88	37
20°G	Ouverte	154	281	90	32
	Fermée	153	269	100	37
20° D	Ouverte	151	374	262	70
	Fermée	154	352	137	39
40° D	Ouverte	83	357	102	29
	Fermée	84	353	153	43
60° D	Ouverte	110	327	92	28
	Fermée	112	325	112	34
<mark>1</mark> 호 plan	Ouverte	390	266	93	35
Gauche	Fermée	390	262	94	36
<mark>불</mark> plan Ouver		344	355	189	53
Droite Fermée		350	343	134	39

FIGURE 4.8 : Valeurs moyennes des temps de latence de 14 sujets pour la composante céphalique Z + X₃ (rotation droite-gauche). Sens du mouvement : "retour" (de stimulus groupés verticalement à azimut donné vers le centre). Remarques : G : Rotations de la droite vers le centre. D : Rotations de la gauche vers le centre. 1/2 plan Gauche : Regroupement des valeurs "G" 1/2 plan Droite : Regroupement des valeurs "D"



FIGURE 4.9 : Temps de la tence de la composante céphalique Z + X en fonction de l'amplitude $\Delta \Theta$ de l'échelon d'entrée.

L'influence des conditions expérimentales liées à la présence ou non d'une boucle de retour visuel (paragraphe 2.4.1) sur les temps de latence de la réponse céphalique $Z + X_3$ s'avère peu importante : les différences relevées restent faibles, excèdent rarement 25 ms dans les deux sens et sont généralement non significatives par le test de Student compte-tenu de la dispersion importante.

Les variations de l'amplitude de l'azimut $\Delta \theta$ de l'échelon de position modifient par contre les valeurs des temps de latence moyens (figure 4.9). L'ensemble des rotations de la tête dirigées vers la gauche (droite vers centre figure 4.9a et centre vers gauche figure 4.9b) présente un temps de latence inférieur (de 90 ms en moyenne) à celui des rotations dirigées vers la droite (gauche vers centre figure 4.9c et centre vers droite figure 4.9d). Ces meilleures performances dans l'exécution de mouvements céphaliques vers la gauche sont certainement dûes à des facteurs culturels. Cette remarque est à rapprocher de celle obtenue dans des recherches ergonomiques (34) concernant le nombre de points de fixation dans une tâche d'exploration visuelle d'un tableau composé de cadrans : les points de fixation les plus nombreux (près de 50 % du total) se situent dans le quadrant supérieur gauche du tableau examiné.

Une analyse plus approfondie révèle que les temps de latence des rotations céphaliques "aller" du centre vers la gauche (figure 4.9b) semblent être indépendants de l'excentricité latérale de l'échelon d'entrée. Pour les mouvements de "retour" correspondants à ces mêmes stimulus (gauche vers centre, figure 4.9c), les temps de latence moyens semblent décroître en fonction de $\Delta \Theta$. Toutefois la dispersion importante relevée sur ces valeurs interdit de conclure (les différences relevées sont peu significatives à 95 % au test de Student). Par contre, les rotations céphaliques dans le champ droit (centre vers droite figure 4.9d) et droite vers centre figure 4.9a) révèlent l'existence d'un minimum du temps de latence apparaissant pour une excentricité latérale voisine de 40°

La valeur de ce minimum (355 ms pour les mouvements "aller", 240 ms pour les mouvements "retour") est significativement (à 99 % au test de Student) inférieure de 35 ms en moyenne aux temps de latence pour les rotations céphaliques de 20° et 60° d'excentricité latérale.

L'observation de l'allure des courbes figures 4.9a,c,d amène à rechercher une interprétation de la forte valeur du temps T_{τ} de latence céphalique obtenue pour une faible valeur (20°) de l'azimut $\varDelta heta$. En effet il est permis de supposer, à priori, une croissance de T₁ en fonction de l'excentricité du stimulus étant donné les propriétés du capteur visuel (22). De plus l'opérateur humain n'a pas l'"habitude" de déplacer systématiquement la tête vers des stimulus visuels de faibles amplitudes à partir d'une direction du regard. La détection de ces stimulus s'accompagne généralement davantage d'un déplacement de l'axe du regard vers ceux-ci. La forte valeur de T_L à $\Delta \theta$ = 20° pourrait alors être interprétée en considérant le phénomène cité ci-dessus, lié à l'"habitude" étant donné que l'oeil peut détecter le stimulus sans qu'il soit nécessaire de bouger la tête. La "motivation" du sujet vis à vis de sa tâche (orienter la tête vers le stimulus) peut se trouver alors diminuée, d'où le relevé d'une plus grande valeur de T_{t} .

Enfin l'examen des résultats en fonction du sens de la rotation céphalique exécutée (rotation "aller" vers la périphérie, "retour" vers le centre) révèle l'influence de l'apprentissage dans ce type de tâche. Rappelons en effet que les mouvements "aller" s'effectuent vers une lampe-stimulus dont la position géométrique est pseudo-aléatoire sur l'écran demi-cylindrique de présentation des stimulus, tandis que le mouvement "retour" s'effectue toujours vers la même lampe centrale et met ainsi en jeu les facultés d'apprentissage de l'opérateur humain.

- 104 -



FIGURE 4.10 : Temps de latence de la composante horizontale de la rotation céphalique (Z + X₃) en fonction de l'excentricité latérale de l'échelon d'entrée : influence globale des facteurs culturels (C) et de l'apprentissage (A). Les points représentatifs regroupent les valeurs obtenues en boucle ouverte en boucle fermée, la forme des courbes et leur disposition relative s'étant révélée identique dans les deux cas.

BUS

Le graphique, figure 4.10, confondant les résultats obtenus avec et sans boucle de retour visuel met en évidence l'influence globale de ces facultés d'apprentissage (A) et des facteurs culturels mentionnés précédemment (C). Les performances les meilleures sont obtenues quand les deux facteurs se conjuguent (rotation droite vers centre). Quand ils agissent séparément, le facteur "culturel" (rotation centre vers gauche) semble induire de meilleures performances que le facteur "apprentissage" (rotation gauche vers centre) lié à la présentation et à la succession des stimulus dans la cabine expérimentale.

IV - 3.2. Analyse des temps de latence dans les rotations céphaliques hautbas Y (site des stimulus)

L'analyse statistique des temps de latence relevés sur cette composante Y de la réponse céphalique révèle, figure 4.11, une dispersion analogue à celle observée pour la composante $Z + X_{3}$ (droite-gauche).

Toutefois, contrairement à celle-ci, l'utilisation de la boucle de retour visuel (boucle fermée par le projecteur paragraphe 2.4.1) aboutit à des temps de latence céphaliques significativement inférieurs (à 99 %) (de 30 à 80 ms selon l'excentricité verticale $\Delta \phi$) aux valeurs relevées en boucle ouverte.

L'utilisation d'un spot lumineux "suiveur" solidaire des mouvements de la tête modifie alors le comportement de l'opérateur humain par rapport à la tâche demandée. Le sujet doit maintenant "positionner" le spot suiveur sur le stimulus périphérique ou central entraînant une motivation plus importante pour la tâche demandée ("pointer la tête sur le stimulus"). Les mouvements céphaliques auraient alors un T_L plus important en boucle ouverte qu'en boucle fermée.

Sens du mouvement	$\Delta \varphi$ site	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type (en ms)	∽⁄M (en %)
"Aller"	20°haut	Ouverte Fermée	252 240	424 389	107 70	25 18
(vers périphérie)	20° bas	Ouverte Fermée	164 180	515 479	129 83	25 17
	40° bas	Ouverte Fermée	96 96	509 452	117 79	23 17
"Retour"	40° haut	Ouverte Fermée	92 96	370 324	143 183	39 56
(vers centre)	20° haut	Ouverte Fermée	167 180	445 361	141 96	32 27
	20° bas	Ouverte Fermée	209 228	422 389	122 73	29 19

FIGURE 4.11 : Valeurs moyennes des temps de latence de 14 sujets pour la composante céphalique Y (rotation haut-bas) et des stimulus groupés horizontalement (à site donné).

L'influence de l'amplitude du site $\Delta \varphi$ de l'échelon de position lumineux demanderait pour être mise en évidence une expérimentation complémentaire portant sur un plus grand nombre de valeurs de $\Delta \varphi$. Il semble toutefois que les temps de latence céphalique relatifs aux plus grandes excentricités (40°) soient inférieurs à ceux relatifs aux faibles excentricités $\Delta \varphi$ (20°).

L'analyse des résultats révèle d'autre part des faibles valeurs des temps de latence dans l'exécution des rotations céphaliques dirigées vers le site haut (20°) particulièrement pour les mouvements "aller". Les mouvements orientés du centre vers le haut ont un temps de latence inférieur de 85 ms en moyenne à celui obtenu lors des rotations dirigées du centre vers le bas. On retrouve là l'influence des facteurs "culturels", déjà relevés pour la composante "horizontale" ($Z + X_3$) de la réponse céphalique (paragraphe 4.3.1).

Le tableau, figure 4.12, regroupe les résultats obtenus avec boucle de retour visuel et met en évidence l'influence des facultés d'apprentissage et des facteurs "culturels" signalés précédemment. Si ces résultats ne permettent pas de conclure pour les rotations relatives à la périphérie haute du champ (centre vers haut et haut vers centre), ils montrent toutefois que les meilleurs résultats (temps de latence minimum) sont obtenus quand les deux facteurs (culturel et apprentissage) se conjuguent : les rotations "retour" du bas vers le centre présentent des temps de latence inférieurs de 110 ms en moyenne à ceux des rotations "aller" du centre vers le bas.

- 108 -

	Rotation effectuée		Site 20°	Site 40°
	Centre vers Bas	Ø I	479 ms	452 ms
C	Centre vers Haut	(D)	389 ms	
A	Haut vers Centre	Ø1	389 ms	-
C+A	Bas vers Centre	\$1	361 ms	324 ms

<u>FIGURE 4.12</u> : Temps de latence em ms de la composante verticale de la rotation céphalique (Y) en fonction de l'excentricité verticale (site) $\Delta \varphi$ de l'échelon d'entrée : influence globale des facteurs culturels (C) et de l'apprentissage (A). Expériences en boucle fermée.

IV - 3.3. <u>Tentative de synthèse des résultats obtenus sur les variations du</u> <u>temps de latence des deux composantes "principales" du déplacement</u> <u>céphalique</u>

Les valeurs moyennes des temps de latence relevés sur les composantes "horizontales $(Z + X_3)$ et "verticale" (Y) des réponses céphaliques (figures 4.10 et 12) permettent d'opérer sur chaque composante un classement relatif entre les temps de latence "horizontaux" d'une part, et les temps de latence "verticaux" d'autre part selon les quatre orientations possibles du mouvement céphalique, figure 4.13.

Le classement, figure 4.13a, met en évidence que les meilleures performances (temps de latence minimum) obtenues pour les mouvements "aller" (centre vers périphérie) sont détectées pour des stimulus lumineux situés dans le quadrant supérieur gauche. Les temps de latence céphaliques les plus importants sont obtenus pour des stimulus lumineux situés dans le quadrant inférieur droit, figure 4.13b.

Le graphique, figure 4.13c, révèle en outre pour des valeurs du site et de l'azimut de 20° des temps de latence céphaliques plus faibles pour la composante "horizontale" que pour la composante "verticale".Cette différence, qui demanderait à être confirmée par des valeurs plus nombreuses du site et de l'azimut, s'explique par le fait que la rotation céphalique"horizontale" s'effectue autour d'un ensemble unique (atlas/axis) par la mise en jeu d'un seul effecteur (sterno-cleīdo-mastoïdien). La rotation verticale autour de l'articulation crânienne (condyles/atlas) requiert la mise en jeu d'un grand nombre de muscles (notamment dans le cou) et des mouvements complexes au niveau de chaque vertèbre cervicale.

Rappelons enfin que du fait de la motivation plus importante du sujet dans les expériences en boucle fermée, les temps de latence correspondants sont inférieurs à ceux relevés en boucle ouverte.



- 111 -

IV - 4. ANALYSE STATISTIQUE DES TEMPS DE STABILISATIONS CEPHALIQUES A DES STIMULUS VISUELS EN ECHELON DE POSITION

La méthode d'analyse des résultats fournis par le protocole expérimental, en considérant (paragraphe 4.2) les stimulus situés en azimut et en site permet d'analyser les variations des temps moyens de stabilisation "horizontale" et "verticale" du déplacement céphalique en fonction de l'amplitude de l'excentricité en site et azimut ainsi que de certaines modifications des conditions expérimentales.

L'influence des modifications expérimentales liées à la présence ou non d'une boucle de retour visuel se traduit, figures 4.15,16,17, par une augmentation du temps de stabilisation de la composante "horizontale" de 40 à 90 ms lorsque la boucle de retour est fermée. Le pointage du spot solidaire de la tête sur le stimulus visuel à détecter nécessite de la part du sujet un effort de précision amenant des oscillations plus nombreuses en boucle fermée qu'en boucle ouverte, figure 4.18.

∆∂ Azimut	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type O (en ms)	σ/M (en %)
60° G	Ouverte	89	928	191	21
	Fermée	86	1000	244	24
40° G	Ouverte	67	936	247	26
	Fermée	68	918	263	29
20° G	Ouverte	113	750	213	28
	Fermée	109	783	268	34
20° D	Ouverte	142	660	204	31
	Fermée	140	738	259	35
40° D	Ouverte	80	665	235	35
	Fermée	76	736	220	30
60° D	Ouverte	114	792	176	22
	Fermée	113	911	215	24
$\frac{1}{2}$ plan	Ouverte	269	855	232	2 7
Gauche	Fermée	263	889	275	31
<mark>½</mark> plan	Ouverte	336	706	212	30
Droite	Fermée	329	797	249	31

FIGURE 4.15 : Analyse des temps de stabilisation moyens de la composante "horizontale" Z + X₃ à des stimulus visuels groupée en azimut. Valeurs moyennes réalisées sur 14 sujets. Mouvements "aller" (du centre vers la périphérie). G : rotation du centre vers la gauche D : rotation du centre vers la droite ¹/₂ plan Gauche : ensemble des rotations du centre vers le demi-plan gauche ¹/₂ plan Droite : ensemble des rotations du centre vers le demi-plan droit

$\Delta \Theta$ Azimut	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type O (en ms)	∽/m (en %)
60° G	Ouverte	118	922	214	23
	Fermée	127	1023	289	28
40° G	Ouverte	110	739	199	27
	Fermée	112	809	223	28
20° G	Ouverte	154	660	198	30
	Fermée	150	740	188	25
20° D	Ouverte	150	603	173	29
	Fermée	153	688	235	34
40° D	Ouverte	83	703	131	19
	Fe rm ée	83	805	239	30
60° D	Ouverte	110	715	178	25
	Fermée	109	809	230	28
불 plan	Ouverte	382	764	232	30
Gauche	Fermée	389	852	265	31
<mark>늘</mark> plan	Ouverte	343	663	174	26
Droite	Fermée	345	754	241	32

FIGURE 4.16: Analyse des temps de stabilisation moyens de la compo-
sante "horizontale" Z + X3 à des stimulus visuels grou-
pés en azimut.
Valeurs moyennes réalisées sur 14 sujets.
Mouvements "retour" (de la périphérie vers le centre).
G : rotation de la droite vers le centre
D : rotation de la gauche vers le centre
 $\frac{1}{2}$ plan gauche : ensemble des rotations de la droite
vers le centre
 $\frac{1}{2}$ plan droite : ensemble des rotations de la gauche
vers le centre



FIGURE 4.17 : Temps de stabilisation moyens (14 sujets) de la composante "horizontale" Z + X₃ en fonction de l'azimut de l'échelon d'entrée. Influence de la boucle de retour visuel.

- 115 -



<u>FIGURE 4.18</u> : Exemples de réponses indicielles céphaliques, composante "horizontale" (Z + X_X), Influence de la boucle de retour ouverte ou fermée. sujet nº 9.

Influence de la boucle de retour ouverte ou fermée. Les flèches indiquent le début de l'échelon de position.

BUS

- 116 -

Cette propriété est à relier avec les résultats obtenus à l'aide des histogrammes d'amplitude et de vitesse (chapitre 3). Nous avions constaté en effet que l'amplitude et la vitesse maximale des déplacements céphaliques étaient plus importantes en boucle fermée qu'en boucle ouverte.



FIGURE 4.19 : Temps de stabilisation horizontal (Z + X₃) en fonction de l'azimut de l'échelon d'entrée. Valeurs moyennes relevées sur 14 sujets.

- 117 -

L'examen des résultats, figure 4.19a et b, révèle que l'ensemble des rotations de la tête dirigées vers la droite (gauche vers centre et centre vers droite) présente des temps de stabilisation inférieurs (de 110 ms en moyenne) à ceux des rotations dirigées vers la gauche, ceci dans les deux situations expérimentales. Cette constatation peut être associée aux résultats obtenus précédemment (paragraphe 4.3.1) indiquant des temps de latence supérieurs pour des rotations de la tête dirigées vers la droite que pour celles dirigées vers la gauche.

Ces résultats, à interpréter avec circonspection compte tenu de la grande dispersion des mesures, semblent indiquer que les déplacements céphaliques vers la droite présentent un temps de latence plus important associé à un temps de stabilisation plus faible que les rotations vers la gauche, figure 4.20.

Signalons enfin, figure 4.19a et b, que les meilleures performances (temps de stabilisation minimaux), en boucle ouverte et en boucle fermée, semblent correspondre pour la plupart, malgré la dispersion expérimentale importante, aux rotations céphaliques dirigées de la gauche vers le centre. Les facultés d'apprentissage de l'opérateur humain et la stabilisation rapide pour une rotation dirigée vers la droite peuvent confirmer ce résultat.



FIGURE 4.20 : Exemples de réponses indicielles céphaliques, composante "horizontale" Z + X₃, sujet n° 11.

119

Influence de l'orientation droite ou gauche de la rotation.

Les flèches indiquent le début de l'échelon de position.

 T_{T_i} et T_A en ms.

IV - 4.2. Analyse des temps de stabilisation de la composante céphalique "verticale" (Y) aux stimulus situés en site

La dispersion des mesures se combine au nombre réduit de valeurs du site étudiées (20° haut, 20° et 40° bas) pour rendre les résultats, figure 4.21, délicats à interpréter.

Remarquons cependant que les temps de stabilisation relevés en boucle fermée sont plus importants (de 130 ms en moyenne) que ceux relevés en boucle ouverte, résultat analogue à celui dégagé pour la composante "horizontale" (paragraphe 4.4.1).

L'examen des résultats obtenus, figure 4.21, pour des stimulus situés à une excentricité de ⁺ 20° de site révèle que les rotations vers le haut présentent des temps de stabilisation inférieurs de 210 ms en moyenne, en boucle ouverte et en boucle fermée, aux rotations vers le bas. Il est toutefois vraisemblable que les perturbations amenées par le port du "MUREX" jouent un rôle plus important pour cette composante "verticale" (Y) que pour la composante "horizontale" et contribuent à modifier nos résultats dans des proportions difficiles à estimer.

Remarquons enfin que les rotations céphaliques dirigées du centre vers le bas correspondent, dans nos conditions expérimentales aux plus mauvaises performances (temps de stabilisation moyens de 870 et 970 ms pour un site de 20°).

			and the second			
Sens du nouvement	$\stackrel{ ext{Site}}{arDelta arphi}$	Boucle	Nombre de réponses dépouillées	Moyenne M (en ms)	Ecart-type (en ms)	∕⁄M en %
"Aller"	20° Haut	Ouverte Fermée	209 198	604 715	185 184	31 26
(vers périphé-	20° Bas	Ouverte Fermée	163 158	869 973	276 228	32 23
rie)	40° Bas	Ouverte Fermée	59 59	969 1137	199 267	21 23
'Retour"	40° Haut	Ouverte Fermée	93 95	663 907	230 237	35 26
(vers Centre)	20° Haut	Ouverte Fermée	169 180	622 731	192 180	31 25

<u>FIGURE 4.21</u> : Analyse des temps de stabilisation moyens de la composante "verticale" Y pour des stimulus visuels groupés en site. Valeurs moyennes réalisées sur 14 sujets. Mouvements "aller" et "retour".

221

226

Ouverte

Fermée

20° Bas

232

230

28

27

817

854

IV - 4.3. Tentative de synthèse des résultats obtenus sur les temps de stabilisation "horizontale" et "verticale" du mouvement céphalique

Les résultats obtenus pour les deux composantes "principales" permettent d'opérer, pour les mouvements "aller" comme pour les mouvements "retour", un classement selon les valeurs prises par les temps d'ajustement en fonction de l'orientation du mouvement céphalique effectué, figure 4.22.

Ce classement révèle, figure 4.22a, que les stimulus situés dans le quadrant supérieur droit correspondent à des temps de stabilisation horizontale et verticale inférieurs à ceux des stimulus situés dans les autres quadrants.

L'utilisation d'une boucle de retour visuel entraîne pour les deux composantes "principales" des temps de stabilisation supérieurs (de 40 ms à 130 ms en moyenne) à ceux relevés en boucle ouverte. Ce résultat, dû en partie à la difficulté plus grande de la tâche à réaliser en boucle fermée, est à relier d'autre part avec les valeurs des temps de latence céphalique inférieures dans ce cas (jusqu'à 80 ms d'écart moyen) à celles relevées en boucle ouverte.



stimulus situé dans le quadrant III vers le stimulus central combinent des T_s "horizontaux" et "verticaux" minimum.



FIGURE 4.22 : Graphique résumant les résultats obtenus sur les temps de stabilisation T_S des composantes "horizontale" $(Z + X_5)$ et "verticale" (Y).



IV - 5. <u>CONCLUSION</u>

L'analyse développée dans ce chapitre permet de proposer des valeurs moyennes des temps de latence et de stabilisation céphalique. Il convient donc, dans le chapitre suivant, de définir à partir de l'ensemble de nos résultats, les modalités de l'insertion du dispositif capteur dans un système de commande. CHAPITRE V

ETAPES D'UNE MODELISATION DU SYSTEME TETE-CAPTEUR

 \mathbf{ET}

CARACTERISTIQUES D'UNE INTERFACE HOMME-MACHINE

EN VUE D'UNE COMMANDE

- 125 -

V - 1. ETAPES D'UNE MODEL SATION DU SYSTEME TETE-CAPTEUR

L'opérateur humain muni du dispositif PUREX et astreint à une tâche de détection et d'orientation de la tête vers un stimulus visuel est essentiellement un système multivariable. Si la stimulation lumineuse présente une luminosité constante, l'entrée du système est un vecteur à deux dimensions représentatives des coordonnées angulaires de la lmape allumée, le vecteur sortie ayant six composantes correspondans aux six voies du capteur céphalique. Une des formulations possibles est alors :

$$\begin{bmatrix} s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ Z + X3 \\ X3 \\ x2 \\ X1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \Theta \\ \Delta \varphi \end{bmatrix}$$

AO et Ao : coordonnées angulaires "horizontale" et "verticale" du stimulus par rapport au centre de l'écran.
[A] : opérateur mathématique non linéaire, lié aux conditions expérimentales, physiologiques et au sujet (1).

Une étude basée sur des considérations physiologiques permet de décomposer l'opérateur mathématique $\begin{bmatrix} A \end{bmatrix}$ en une suite de blocs fonctionnels représentatifs, figure 5.1 :

- du capteur d'information constitué par le système visuel
- du niveau de transmission et de régulation échangeant des informations avec le système nerveux central (tâche plus ou moins volontaire, comportement plus ou moins réfléchi)
- du niveau des effecteurs, souvent approché dans des recherches analogues par une transmittance du 2ème ordre.



FIGURE 5.1 : Décomposition globale de l'opérateur humain équipé du capteur "MUREX".

Le processus considéré (non linéaire multivariable) étant un système biologique, la dispersion aussi bien inter qu'intra-individuelle relevée sur nos mesures expérimentales atteint, en accord avec des résultats analogues (35), des valeurs importantes (couramment 25% et jusqu'à 45%). Cette importante variabilité introduit ainsi une difficulté supplémentaire dans une tentative de modélisation.

Une des principales causes de cette dispersion réside, dans nos conditions expérimentales, dans l'influence des mouvements oculaires combinés avec les déplacements de tête. Le comportement"normal"de l'opérateur humain dans une telle tâche se traduit en effet au niveau de la réponse non seulement par un mouvement de la tête mais en fait par un déplacement oculo-céphalogyre. La connaissance précise de l'ensemble du processus étudié nécessiterait la mise en oeuvre d'un capteur optique (d'ailleurs en cours de réalisation au LETI : CEA Grenoble), léger, compatible sans gêne supplémentaire avec le port du "MUREX" et susceptible de mesurer les rotations "horizontale" et "verticale" de chaque oeil. L'adaptation d'un capteur complet à l'opérateur humain constitue du reste un des axes futurs de cette recherche.

La prise en compte des mouvements oculaires et des phénomènes de proprioception (paragraphe 2.2) conduit à la décomposition plus complète, figure 5.2, du système constitué par l'opérateur humain muni de son capteur : le vecteur de sortie est alors de dimension 10 (6 composantes céphaliques et 4 composantes oculaires).

L'influence du capteur "MUREX", en pointillés figure 5.2, se traduit par la gêne occasionnée par le port du casque et par l'inertie du capteur lui-même qui peuvent contribuer à modifier le fonctionnement du bloc de régulation et du bloc de l'effecteur céphalique par le poids rapporté et l'inertie dans des proportions difficiles à préciser actuellement.

Les mouvements combinés oculo-céphalogyres modifient par "bouclage" la perception visuelle. En effet la localisation des deux stimulus visuels (entrée "cible" et spot "suiveur") est liée à leurs écartements par rapport à la fovéa, qui dépendent des mouvements combinés tête-oeil.

Enfin l'interaction des mouvements de tête sur le système visuel peut être dû également à l'influence du système labyrinthique (phénomène classique du mystagmus post-rotatoire) sur le bloc de régulation oculaire (17) : les déplacements céphaliques excitent le système labyrinthique qui réagit lui-même sur le système visuel.



FIGURE 5.2 : Décomposition du comportement oculo-céphalogyre de l'opérateur humain.

129

La modélisation d'un tel processus, les composantes oculaires n'étant actuellement pas mesurables, pose des problèmes délicats (25). De plus le dispositif expérimental, tel qu'il est exposé dans ce mémoire (chapitres 1 et 2) ne permet d'appliquer au système qu'une classe d'entrées bien particulière : échelons de position lumineux avec retour au centre, ce qui est nettement insuffisant pour l'identification d'un processus complexe non linéaire.

L'utilisation d'autres entrées se heurte à un obstacle technique : il s'agit de réaliser un dispositif permettant de générer sur l'écran de stimulation un point lumineux commandable par l'expérimentateur et animé d'un mouvement de grande amplitude de façon à produire une réponse céphalique effective. En effet nos expériences semblent confirmer l'hypothèse selon laquelle un stimulus animé d'un mouvement de trop faible amplitude produit une faible réponse céphalique : le sujet préfère dans ce cas bouger les yeux plutôt que la tête, comme semble l'indiquer la forte valeur des temps de latence céphalique relevés pour des sites et azimuts de 20°.

Un dispositif technique susceptible de générer des stimulations continues de grandes amplitudes est actuellement en cours de réalisation : il utilise un système électro-mécanique asservi à deux degrés de liberté portant en son centre un petit miroir (mobile en site et azimut) éclairé par le faisceau émis par un laser de faible puissance. Il permettra ainsi d'étudier les réponses du système à des entrées continues (sinusoïdes, dent de scies, etc...) et, en liaison avec un capteur "complet", de préciser un modèle global du comportement oculo-céphalogyre de l'opérateur humain.

V - 2. CARACTERISTIQUES D'UNE INTERFACE TETE-MACHINE

Si une modélisation globale du système tête-capteur s'avère actuellement prématurée, la recherche exposée dans ce mémoire permet de définir certaines caractéristiques d'une interface homme-machine, en vue de commander un engin à partir des mouvements de tête captés par le "MUREX".

Les signaux relevés étant tous entachés de "bruit" (paragraphe 2.5.2), dû à des raisons physiologiques et à la perturbation apportée par le capteur, l'interface devra comprendre un dispositif à seuil et à filtre tenant compte de l'amplitude des tremblements (entre 3° et 5° crête à crête) et de leur fréquence (de 5 Hz à 10 Hz) variable avec chaque voie.

L'analyse des variations d'amplitude et de vitesse (paragraphe 3.1) des signaux du capteur a été réalisée sur la base de moyennes statistiques en considérant l'ensemble des stimulations en échelon de position appliquée au système. Les domaines de variations de chaque voie dépendent de plus du protocole et des dimensions du champ des stimulus appliqués.

Des caractéristiques générales se dégagent toutefois en concordance avec les résultats de l'étude des couplages entre composantes (paragraphe 3.2). La composante X (latéro-flexion sur les épaules), rapide (⁺ 620%) mais peu ample (maximum 45° crête à crête pour des stimulus en échelon de position distribués dans un champ de 60° vertical et 120° horizontal) est très instable et par là même peu apte à une commande. La composante X_3 (translation droite-gauche, paragraphe 3.2,3) semble jouer un rôle "d'appoint" vis à vis de Y (rotation haut-bas) et $Z + X_3$ (rotation droite-gauche) : tantôt compensation, tantôt renforcement de $Z + X_3$. Son amplitude plus faible que celle des autres voies (maximum 40° crête à crête dans les mêmes conditions que pour X) serait sans soute réduite en maintenant par un système de sangles le thorax du sujet.

Les composantes X_2 (translation avant-arrière) et X_1 (translation haut-bas) sont liées par un couplage presque linéaire (paragraphe 3.2.1) à Y (rotation haut-bas). Il semble donc inutile de les utiliser en redondance avec cette composante.

Si l'engin à commander ne possède que 2 degrés de liberté, il semble intéressant de n'utiliser ces quatre composantes céphaliques (X, X_3, X_2, X_1) que pour des commandes "globales" (du type "arrêt général" par exemple). La commande de l'engin (caméra mobile en site et azimut par exemple) serait alors réalisée par les voies $Z + X_3$ et Y (composantes "principales"). Les valeurs relevées dans nos conditions expérimentales pour des stimulus en échelon de position (60° vertical, 120° horizontal) précisent certaines fourchettes d'utilisation : variations d'amplitudes 150° et 85° pour $Z + X_3$ et Y, variations de vitesse $\frac{1}{2}$ 680°/s et $\frac{1}{2}$ 420°/s en boucle fermée. Il est d'autre part souhaitable que le système commandé fournisse à l'opérateur une boucle de retour visuel (réticule par exemple) qui améliore considérablement les performances de pointage et rend la coïncidence des deux stimulus exacte aux tremblements près (paragraphe 3.2.2).

Enfin l'analyse des temps de latence et de stabilisation des deux composantes principales, réalisées pour des stimulations d'entrée groupées sur une même verticale ou horizontale permet notamment de proposer des valeurs du retard e $-\tau p$ du système tête-MUREX : τ varie de 240 ms à 400 ms pour Z + X₃ dans nos conditions expérimentales et de 390 ms à 520 ms pour Y (paragraphe 4.3).

L'examen du régime transitoire de la réponse indicielle laisse supposer que le système est d'ordre au moins égal à 2.



FIGURE 5.3 : Système tête-capteur et interface en vue d'une commande d'engin à 2 degrés de liberté.

L'ensemble de ces remarques de synthèse est regroupé, figure 5.3, et permet d'orienter les études de définition d'un "cahier de charges" pour la réalisation d'un système de commande d'engin à partir des mouvements de tête.

888

$\label{eq:constraint} \begin{array}{cccccccc} \textbf{C} & \textbf{O} & \textbf{N} & \textbf{C} & \textbf{L} & \textbf{U} & \textbf{S} & \textbf{I} & \textbf{O} & \textbf{N} \end{array}$

---00000----

Le protocole expérimental exposé dans ce mémoire a permis de souligner l'importance de certains problèmes inhérents aux systèmes Homme-Machine : positionnement et influence du capteur sur l'opérateur humain, motivation du sujet, acquisition et traitement de mesures, dispersion intra et inter-individuelle.

Ces études peuvent se révéler particulièrement importantes dans l'établissement d'un poste de travail ou d'un tableau de surveillance de grande dimension induisant un comportement oculo-céphalogyre de l'opérateur humain bien que la composante oculaire ne soit pas actuellement mesurable.

Les résultats obtenus permettent d'autre part de préciser les étapes de l'établissement d'un système Homme-Machine en vue de réaliser une commande d'engin (robot ou prothèse) à partir des mouvements de la tête. Les deux composantes "principales" (rotations droite-gauche et haut-bas) que la recherche a dégagées semblent les plus adaptées à la réalisation d'une telle commande.

Les étapes suivantes de la recherche devront porter sur la réalisation d'un appareil de stimulations lumineuses continues et d'un dispositif capteur complet (oeil et tête) qui pourront conduire à une modélisation du comportement oculo-céphalogyre de l'opérateur humain et à une meilleure définition d'un système de commande d'engin.

- 135 -
Deux approches complémentaires peuvent alors se dégager dans le cas particulier de la commande d'une caméra de télévision mobile en site et azimut : dans la première, les mouvements "grossiers" de la caméra seraient commandés par les composantes "principales" des mouvements de tête et les mouvements "fins", au voisinage de la cible, par les déplacements oculaires. Dans la seconde approche, la caméra serait munie d'un dispositif de "zoom" (focale variable) commandé soit par une composante céphalique non utilisée pour la commande des déplacements, soit par les mouvements de convergence oculaire de l'opérateur, en liaison avec les recherches entreprises sur la perception visuelle de la profondeur.

Ce sont ces deux approches complémentaires que nous approfondirons dans les étapes suivantes de notre recherche.

BIBLIOGRAPHIE

1 - MALVACHE N.

Analyse corrélative des systèmes visuel et manuel et identification de l'opérateur humain.

Thèse de Docteur Ingénieur, Lille, avril 1970.

2 - JACQUESSON J.M.

Etude des composantes manuelles et céphaliques de l'opérateur humain effectuant des tâches de localisation spatiale de stimulus visuels et auditifs.

Thèse de 3ème Cycle, Lille, septembre 1975.

3 - BRIGGS P. et HOFFMANN L.

The application of human operator describing function theory to the prediction of tracking performance. 5th NASA Univ. Conf. Manual Control Cambridge (Mass.) mars 1969.

4 - HENKE A.H.

An investigation of head tracking performance using α helmet mounted sight and display system. 6th NASA Univ. Conf. Manual Control Wright-Patterson A.F.B. (Ohio) avril 1970.

5 - HOWLAND H.R.

An angular head position indicator. B.S.E.E. MIT Cambridge (Mass.), juin 1972.

6 - LOREILLE P.

Détermination de la position "habituelle" de la tête par clinomètre enregistreur. Thèse pour le Doctorat ès Sciences Odontologiques, Paris VI, mars 1975.

7 - CHOUET B.A. and YOUNG L.R.

Tracking with head position using an electrooptical monitor. JEEE Systems, Man and Cybernetics, vol. SMC-4 n°2, mars 1974.

8 - VON RENNER L.C.

Extravehicular attitude control by use of head motions. MIT Man-Vehicle Laboratory (Center for space research) Cambridge (Mass.) 1970.

9 - SWEENEY J.

Human performance with a helmet mounted display and head position sensing system. 5th NASA Univ. Conf. Manual Control. Cambridge (Mass.) mars 1969.

10 - BOMAN R., JALAVISTO E.

Standing steadiness in old and young persons. Ann. Medec. Exper. Biol., 31, 447-469, 1953.

11 - JARRIGUE P.

Presentation d'un appareil de mesure automatique des déplacements au cours du test de Romberg. Arch. Mal. Prof. T, 29, 43-50, 1968.

12 - ORMA E.J.

The effects of cooling the feet and closing the eyes on standing equilibrium. Different patterns of standing. Equilibrium in young, adult men and women. Acta Physiologica Scand, 38, 268-270, 1957.

13 - MENSHOV A.N.

Uspol'zovanie fotokefalografa dlja gigieniceskoj ocenki nizko castotnyh vibracij i tolkov. Vrac Delo, 4, 1962.

14 - KROTEV L.

Nova funczionalna proba za issledvane na ravnovesieto pri spertna trenirovka. Vapr. Na Fiziceskata Kultura, 1958.

15 - MILES W.R.

Static equilibrium as a useful test of motor control. Journal Industr. Hyg. III, 316-331, 1922.

16 - BERGONIE J.

Inscripteur céphalique de Bergonie (fin XIX° siècle). (Les points 15 et 16 sont commentés dans BACQUAERT P. : Etude expérimentale de la régulation posturale chez le sportif. Thèse pour le Doctorat en Médecine, Lille, 1974.

17 - BIZZI E.

The coordination of eye-head movements. Scientific American, juillet 1972.

18 - DCAN (Toulon) : CERTSM

Système MUREX.

Notice technique, 1973.

19 - KAPANDJI I.A.

Physiologie articulaire. Fascicule III, Maloine, Paris, 1972.

20 - CHOCHOLLE R.

Les temps de réaction. Traité de Psychologie Expérimentale. T.II : Sensation et motricité. P.V.F. Pa**r**is 1969.

21 - DEFAYOLLE M. et FOURCADE J.

Etude des processus de traitement par l'opérateur humain des renseignements fournis par l'appareillage SERPEL. CRSSA (Dursion psychologie). Contrat DRME 296/68 Lot n°2, 1970.

22 - PIRENNE M.H. et CROUZY R.

L'oeil et la vision. Gauthier-Villars, Paris, 1972.

23 - PAILLARD J.

Tonus, posture et motricité téléocinétique. Physiologie par C. KAYSER T.II : Système nerveux, muscle. Flammarion 1969.

24 - VURPILLOT E.

La perception de l'espace. Traité de Psychologie Expérimentale. T.VI : La perception. P.V.F. Paris 1967.

25 - RICHALET J., RAULT A. et POULIQUEN R. Identification des processus par la méthode du modèle. Gordon & Breach, Paris, 1971.

26 - LEVY-SCHÖN A.

Etude des mouvements oculaires. Paris 1969

27 - DUPAS F., LEPOUTRE F.X., MALVACHE N.

Capteur de tête et du rachis, liaison homme-machine. Colloque International de capteurs biomédicaux, Paris, novembre 1975.

28 - Contrat DRME 73/724

Identification des mouvements de la tête et vision binoculaire. Rapport Intermédiaire, lot n° 3, mai 1975.

29 - ANGOT A.

Compléments de mathématiques à l'usage des ingénieurs. Revue d'Optique, Paris 1965.

30 - SPIEGEL M.R.

Théorie et applications de la statistique. Mc Graw Hill / Ediscience, Paris 1974.

31 - MAX J.

Traitement du signal.

T. I : Principes et appareillages de traitement en temps réel. Masson, Paris, 1972.

32 - BLATT J.L., JACQUESSON J.M., MILBLED G.

Méthode d'acquisition en temps réel des paramètres de la réponse céphalique de l'opérateur humain à des échelons de position.

A paraître dans : Société de Médecine du Nord, décembre 1975.

33 - LAMOTTE M.

Initiation aux méthodes statistiques en biologie. Masson, Paris, 1971.

34 - FAVERGE J.M.

Information et ergonòmie. Dans : Physiologie du travail (ergonomie) par J. SCHERRER. Masson, Paris, 1967.

35 - LEPLAT J.

Les liaisons sensori-motrices. Traité de Psychologie Expérimentale. T. II : Sensation et motricité. P.V.F., Paris, 1969.

ANNEXES

- A.1 -

DISPOSITIF DE DETECTION DES MOUVEMENTS DE LA TETE (Système MUREX)

A.1.1. Présentation du capteur (figure A.1.1)

Le système MUREX, conçu pour la mesure des déplacements de la tête en rotation (3 degrés de liberté) et en translation (3 degrés de liberté) est placé sur un casque porté par l'opérateur humain. Ce système mécanique à six degrés de liberté solidaire de potentiomètres capteurs, engendre des tensions électriques proportionnelles aux déplacements de la tête par rapport à une référence indépendante de la position de l'opérateur humain (figure A.1.1).

Ce dispositif est réalisé à l'aide d'un ensemble électromécanique à six voies de détection destinées à renseigner un ensemble d'exploitation des mesures. Celui-ci affiche numériquement en degrés les déplacements captés sur chaque voie, (indicateurs de tableaux digitaux). Par ailleurs, six sorties analogiques, branchées en parallèle sur les afficheurs numériques, sont également disponibles pour l'enregistrement analogique des données.

A.1.2. Etalonnage

Une vérification de la linéarité du système a été réalisée sur chacune des six voies.

La linéarité et l'étalonnage des trois composantes X, Y et Z ont été vérifiés à l'aide d'un jeu de cales métalliques de 20° et de 45° (cales calibrées sur un support gradué).

La voie X_3 a été étalonnée en mesurant les déplacements angulaires obtenus en faisant pivoter le système MUREX autour de son point fixe.

Les composantes X_1 et X_2 ont été calibrées en utilisant un système de cales et de repères (fig.A.1.2) transformant un déplacement angulaire en un déplacement rectiligne.

Lors de ce premier étalonnage, il est apparu des difficultés au niveau de l'électronique d'exploitation.

Ces difficultés dues à un échauffement anormal des étages de sortie avaient pour effets de dérégler le gain des différentes voies (afficheurs numériques et sorties analogiques). Nous avons été amenés à remplacer certains composants.



DISPOSITIF ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL DES SYMBOLES

A.2.1. Dispositif

Sur la surface intérieure du demi-cylindre de la cabine est disposé en écran vertical amovible et perméable au son. Sur cet écran blanc se trouve dessiné en noir un ensemble complexe de symboles de différentes tailles et de différentes formes de manière à figurer un fond homogène (figure A.2.1).



Figure A.2.1 : Ecran de présentation des symboles.

Ces symboles représentent d'une part des caractères divers d'imprimerie, d'autre part quelques symboles utilisés par FOURCADE et DEFAYOLLE (21). On peut ainsi introduire à la suite des psychologues, la notion d'indice de complexité du fond B. Compte-tenu de la nature du fond, cet indice est constant et relativement important.

La consigne donnée à l'opérateur de rechercher dans ce fond complexe un symbole donné nous permet de prendre en compte la notion de pertinence S du symbole à détecter, puis du rapport signal sur bruit (S/B) des psychologues. Ce rapport est ici compris entre 0 (recherche d'un symbole non figuré sur l'écran) et A (limite supérieure). Le reste du dispositif expérimental comprend (figure A.2.2.) d'abord un enregistreur cassette stéréo relié à deux haut-parleurs situés derrière l'écran et permettant de donner oralement au sujet les ordres de recherche d'un symbole. La deuxième piste de l'enregistreur génère un signal sinusoïdal de 1000 Hz pendant la durée de l'expérience. Ce signal, que le sujet n'entend pas, sert, après redressement et mise en forme, à indiquer le début et la fin de la phase de recherche d'un symbole.



A : description des symboles et ordre de recherche (phonie)

B : signal de début et fin de recherche

Figure A.2.2 :

Schéma du dispositif expérimental.

C. bouton-poussoir

Le dispositif expérimental comprend enfin un bouton-poussoir sur lequel le sujet doit appuyer chaque fois qu'il trouve le symbole demandé.

En outre un enregistreur magnétique à 8 pistes permet de recueillir :

- . les 6 voies de sortie du MUREX
- . les tops d'appui manuel sur le bouton-poussoir
- . le top de début et de fin de la phase de recherche.

Ce protocole utilise le dispositif expérimental de l'écran de présentation des symboles stimulus développé précédemment.

Le sujet est introduit dans la cabine et est positionné par rapport à l'axe du demi-cylindre comme il est indiqué en I.3.2.

La consigne de recherche d'un symbole "X" est donnée à l'aide d'un ordre oral provenant de haut-parleurs excités par un magnétophone stéréophonique. Le top sonore (inaudible pour le sujet) qui suit cet ordre est significatif du début de la phase de recherche. Pendant celle-ci, l'opérateur doit détecter la présence de tous les symboles "X" présents dans le champ expérimental. Dans la suite du mémoire on appelle "séquence" la phase de l'expérience correspondant au top sonore indiquant le début de la séquence, et se termine à l'ordre oral suivant, demandant à l'opérateur de rechercher un nouveau symbole "Y".

Soulignons en outre que dans chaque séquence, l'opérateur humain doit appuyer sur le bouton-poussoir toutes les fois qu'il découvre le symbole demandé. Ceci permet d'enregistere les détections successives du sujet et par là de détecter son degré d'assiduité et sa fatigue éventuelle.

Les 6 premières séquences s'effectuent dans un champ expérimental réduit, délimité par un cadre rouge sur l'écran. Les 6 dernières séquences s'effectuent dans le champ total. Ceci correspond respectivement au champ restreint (50° en vertical, 90° en horizontal) et au champ large (70° en vertical, 180° en horizontal) (figure A.2.1). Le treizième "séquence" demandée est réservée exclusivement à la fixation par le sujet d'un repère fixe situé au centre de l'écran.

L'ensemble de l'expérience comporte donc 13 "séquences" ; chaque séquence, pour des raisons de stockage de données, est limitée à une durée approximative de 28 secondes. PRINCIPE DES PROGRAMMES DE TRAITEMENT DES HISTOGRAMMES



L'information est échangée entre les bandes mangétiques (DEC tape) et l'unité centrale par blocs de 256 mots, ce qui augmente la vitesse de transfert compte-tenu de la structure de la machine.







- A.3 -





