

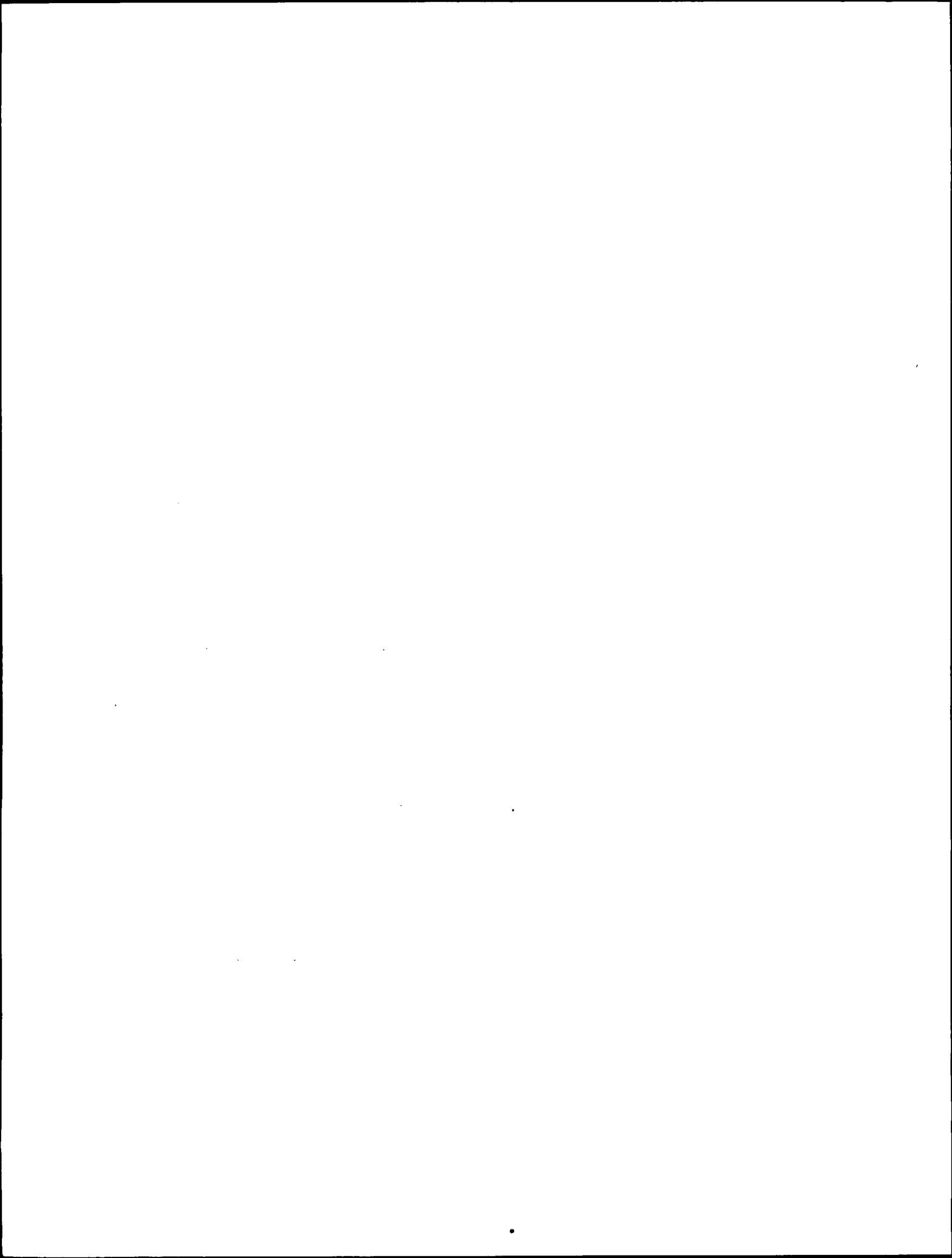
ORGANISME
NATIONAL DE
SÉCURITÉ
ROUTIÈRE

APPLICATION
DE TECHNIQUES
ÉLECTRO-
PHYSIOLOGIQUES
A L'ÉTUDE
DE LA CONDUITE
AUTOMOBILE

cahiers d'etudes no 5

Bulletin n° 15
Août 1966

CDAT
15062



APPLICATION DE TECHNIQUES ÉLECTROPHYSIOLOGIQUES A L'ÉTUDE DE LA CONDUITE AUTOMOBILE

M. C. PIN

Chargée de Recherches à l'O.N.S.E.R.
(Section de Psychophysologie)

RÉSUMÉ

Une étude expérimentale du niveau d'éveil de sujets placés en situation de conduite a été entreprise. Elle a pour but d'analyser les variations du taux d'activation nerveuse du conducteur et l'influence exercée par différentes variables rencontrées en situation réelle.

A cet effet, des techniques électrophysiologiques sont utilisées; les critères retenus en raison de leur signification physiologique et de leurs corrélations comportementales en ce qui concerne les niveaux de vigilance, sont les suivants :

- l'activité électrique corticale,
- les variations de la résistance cutanée,
- l'activité électrique des muscles de la nuque,
- la fréquence des clignements palpébraux,
- la fréquence cardiaque moyenne et instantanée.

Ces différents paramètres bio-électriques sont recueillis par enregistrement polygraphique pendant la conduite d'une voiture spécialement équipée.

SUMMARY

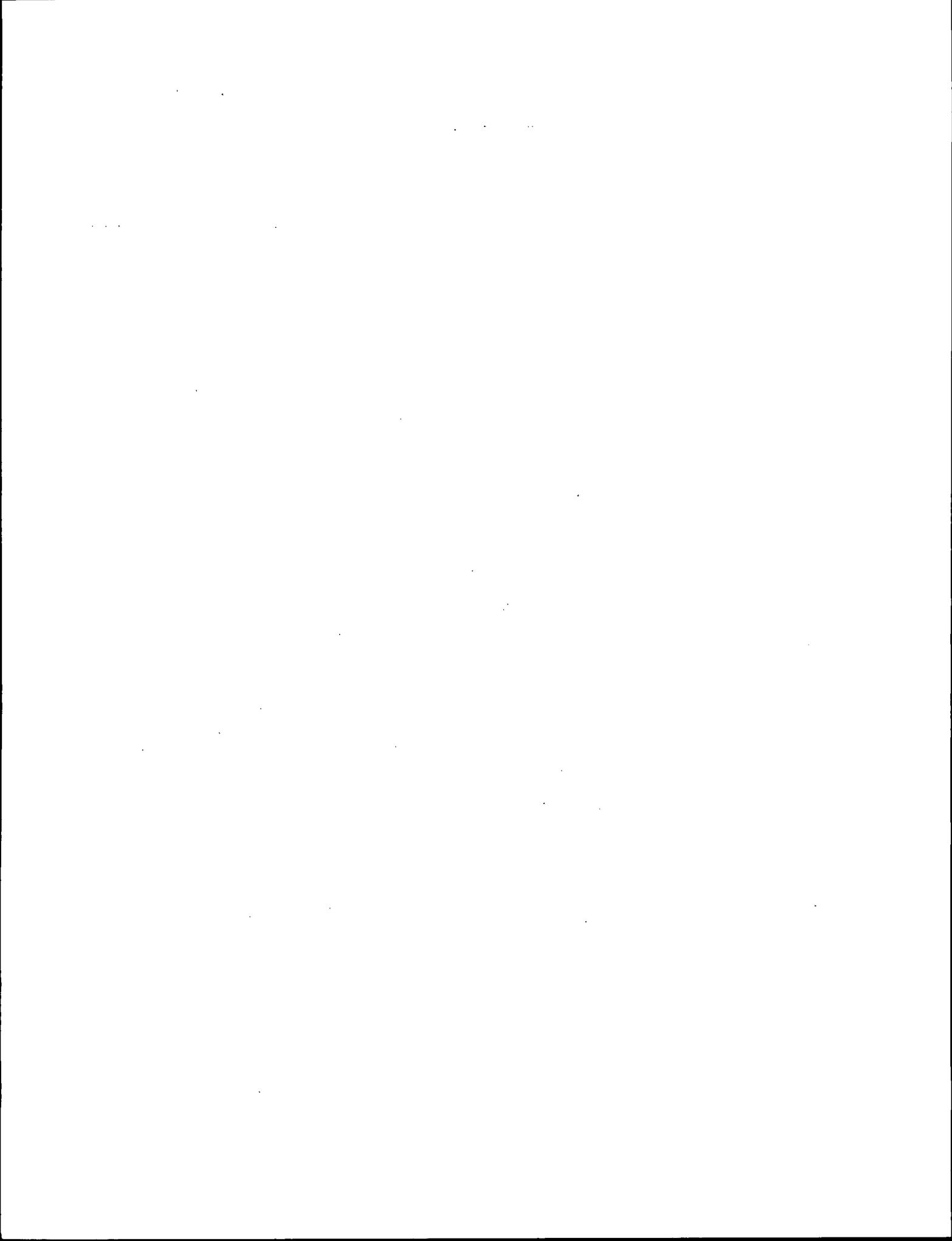
An experimental study of the arousal level of subjects in driving situation, is undertaken.

The object of this study is to analyse the variations of car driver's rate of nervous activation and the effects of some variables occurring under normal circumstances.

For this purpose, electrophysiological techniques are used. The following tests were selected because of their physiological signification, and behavioural correlations :

- electrical activity of the cerebral cortex (E.E.G.),
- variations of skin resistance (G.S.R.),
- electrical activity of posterior muscles of the neck (E.M.G.),
- blinking frequency (E.O.G.),
- heart rate and beat to beat period (E.K.G.).

A vehicle was specially equipped in order to provide, in driving situation, the polygraphic recording of these physiological variables.



INTRODUCTION

Le niveau d'éveil, qui est fonction de l'état général d'excitabilité du sujet, peut présenter, durant la conduite, des fluctuations dangereuses qu'il importe de pouvoir détecter, afin de préciser les conditions de leur manifestation.

Dans le cadre d'une étude concernant la fatigue des conducteurs, l'analyse du comportement de sujets placés pendant trois heures dans une situation de conduite monotone a fait l'objet d'une expérimentation antérieure (MICHAUT et POTTIER, 1964). De telles conditions ont permis d'observer essentiellement une diminution d'activité motrice et une baisse progressive de la fréquence cardiaque au cours du temps.

Mais en ce qui concerne l'évaluation du niveau de vigilance, l'expérience a jusqu'à présent montré qu'en dehors du laboratoire l'utilisation des épreuves classiques de détection de signaux se montrait insuffisante à elle seule.

Il était donc nécessaire de disposer d'un moyen objectif plus sensible et plus complet permettant d'analyser finement les modifications du niveau d'éveil et d'apprécier l'influence de différentes variables rencontrées en situation réelle de conduite.

Malgré les difficultés techniques posées par la recherche expérimentale hors du laboratoire, il importe de placer le sujet dans une situation normale et d'éviter notamment la présence d'un observateur. Par ailleurs, l'étude de l'homme accomplissant des activités dans les conditions de la vie courante implique des mesures ininterrompues pendant de longues durées, souvent plus valides que l'application de tests avant-après : tel est le cas de la conduite automobile. Par les nombreux renseignements qu'elle apporte, la méthode utilisée permet une exploration continue et précise des réactions psychophysiologiques du conducteur en situation réelle de conduite, et l'étude de leur causalité.

I. - LES MÉTHODES ÉLECTRO-PHYSIOLOGIQUES.

Depuis longtemps, les psychophysiologistes étudient les relations existant entre le fonctionnement de différents organes et les manifestations électriques qui l'accompagnent.

Actuellement, non seulement les corrélations comportementales de plusieurs de ces paramètres bio-électriques sont bien établies mais leurs bases physiologiques sont de mieux en mieux connues.

Dès lors, de telles données constituent des critères objectifs et sûrs en ce qui concerne l'exploration fonctionnelle de l'organisme.

C'est pourquoi, en adaptant certaines techniques utilisées en laboratoire par des psychophysiologistes, il s'avère possible d'étudier de la même façon les sujets placés en situation de conduite.

A. - CHOIX DES PARAMÈTRES.

Après avoir précisé l'aspect comportemental essentiel dont il convenait d'apprécier les variations, un certain nombre de paramètres ont été choisis. Ceux-ci doivent permettre d'obtenir le maximum d'information dans la direction de recherche déterminée en introduction.

Les critères électrophysiologiques retenus font l'objet d'enregistrements simultanés (polygraphie) pendant la conduite. Ce sont :

1. L'électroencéphalogramme (E.E.G.);
2. L'électrodermogramme (E.D.G.);
3. L'électromyogramme (E.M.G.) des muscles de la nuque;
4. L'électro-oculogramme (E.O.G.) des clignements palpébraux;
5. L'électrocardiogramme (E.K.G.).

B. - SIGNIFICATION DES PARAMÈTRES UTILISÉS.

Ces paramètres ont été retenus en vue de constituer un ensemble de données convergentes, l'activité électrique du cortex cérébral étant considérée, en raison de sa signification physiologique, comme le critère décisif.

1. - *L'activité spontanée du cortex cérébral.*

Le cortex cérébral présente une activité électrique permanente. Les phénomènes électriques dont il est le siège peuvent être recueillis à partir d'électrodes placées sur le scalp. C'est la somme de l'activité spontanée d'un très grand nombre d'unités cellulaires qui est à la base de l'électrogénèse corticale.

Il est bien établi que des différences fonctionnelles reflétées par des variations d'activité électrique apparaissent au niveau du cortex cérébral lorsque le degré d'activation nerveuse se trouve modifié. En particulier, il existe des corrélations certaines entre la fréquence des ondes électriques cérébrales et le degré de vigilance. C'est ainsi, par exemple, que les situations de veille et de sommeil sont caractérisées par une forme d'activité électrique déterminée : alors que l'état vigile s'accompagne d'une activation électrocorticale se traduisant par des fréquences rapides, le sommeil provoque l'apparition de rythmes plus lents bien individualisés actuellement.

Récemment, les recherches accomplies dans ce domaine par certains auteurs ont permis d'observer des modifications de l'E.E.G. au cours d'épreuves de vigilance réalisées en laboratoire (OSWALD, 1959; MULHOLLAND, 1962; HAIDER, 1963).

Par ailleurs, à côté des variations de l'activité spontanée, les réponses électriques corticales provoquées par des stimulations périphériques brusques et intenses subissent également des modifications en relation avec le niveau d'attention du sujet. (HAIDER, SPONG et LINDSLEY, 1964).

2. - Les phénomènes électriques cutanés.

Lorsqu'on fait passer à travers la peau un courant électrique de faible intensité et que l'on enregistre la résistance cutanée opposée au passage de ce courant (« Effet FERE ») on constate qu'elle subit des variations importantes selon les états psychologiques. Des renseignements du même ordre sont obtenus en recueillant directement les variations de potentiel apparaissant à la surface de la peau (« Effet TARCHANOFF »).

Chez l'homme, la plupart des études de l'activité électrodermale portent sur des mesures de variations de résistance. On décrit d'une part, des diminutions passagères de cette résistance électrique cutanée encore appelées réponses électrodermales (R.E.D.) et d'autre part, des « variations lentes » de la résistance cutanée.

On sait que l'activité électrodermale est liée au fonctionnement de certaines glandes sudoripares. Ainsi, les variations des phénomènes électriques cutanés traduisent des modifications d'activité de ces glandes commandées par le système nerveux végétatif. Les R.E.D. témoignent en particulier de brusques activations de ce système. Mais il faut préciser que l'activité électrodermale est en rapport avec un type spécial de sudation dépourvue normalement de rôle dans la régulation thermique, la sudation « psychique ».

De nombreuses études expérimentales ont montré l'existence de corrélations entre les variations de résistance cutanée et le niveau de vigilance : des diminutions de résistance se manifestent dans des situations nécessitant l'attention, l'effort ou une tension affective. Au contraire, les états de faible vigilance tels que le sommeil, le repos, la relaxation, l'habitation sont toujours associés à une résistance de valeur élevée.

Enfin, les investigations neurophysiologiques ont apporté l'explication de ces corrélations comportementales de l'activité électrodermale en montrant que les variations de la résistance cutanée sont initialement engendrées par les structures cérébrales responsables de la régulation de la vigilance (BLOCH, 1965).

3. - L'activité des muscles de la nuque.

Lorsqu'une fibre musculaire se contracte elle est le siège d'une activité électrique propagée appelée potentiel d'action. Au niveau du muscle, la somme de l'activité des nombreux éléments contractiles qui le composent peut être recueillie au moyen de deux électrodes fixées sur la peau à quelque distance l'une de l'autre; ceci constitue l'électromyogramme global.

L'électromyographie fournit directement des indications concernant la capacité fonctionnelle du muscle exploré, la somme des phénomènes électriques observés étant proportionnelle à la force développée à un instant donné. Les tracés électromyographiques peuvent ainsi objectiver des variations du degré d'activation des centres nerveux supérieurs, en particulier lorsqu'il s'agit d'une contraction musculaire longtemps soutenue nécessaire au maintien d'une attitude corporelle comme c'est le cas dans la conduite automobile. Un relâchement du tonus musculaire de posture peut alors traduire, lorsqu'il s'accompagne d'autres signes, une baisse d'activation des centres nerveux (WILKINSON, 1961; OSWALD, 1962).

4. - Les clignements palpébraux.

Basée sur une méthode analogue à celles précédemment décrites (MARG, 1951), l'électro-oculographie renseigne sur la fréquence des mouvements des paupières et ses variations au cours du temps.

Bien que certains auteurs aient souligné le caractère complexe, sinon aléatoire, de la distribution des clignements palpébraux (PARROT et BAUMSTIMLER, 1965) il semble que cette mesure puisse fournir, en relation avec d'autres paramètres, une indication sur le niveau d'attention du conducteur.

En effet, au cours de l'exécution d'une tâche exigeant à la fois rapidité et précision dans l'acte moteur, on observe que le taux de clignements augmente lorsque la vitesse de la tâche diminue, c'est-à-dire lorsque le niveau d'attention n'a pas besoin d'être très élevé (LAVILLE et WISNER, 1965). A partir de données expérimentales moins récentes, plusieurs auteurs ont nettement affirmé qu'une variation du degré d'attention du sujet provoque un changement de la fréquence de clignement (PONDER et KENNEDY, 1927).

Cependant, dans les tâches à composante visuelle prédominante, il convient d'éliminer deux causes essentielles d'augmentation du nombre de clignements :

- L'éblouissement qui détermine un réflexe de clignement protecteur de courte durée.
- La fatigue visuelle — et l'irritation conjonctivale

qu'elle entraîne — qui provoque des mouvements palpébraux de plus en plus nombreux au cours du temps.

5. - La fréquence cardiaque.

L'une des manifestations essentielles de l'activité cardiaque est représentée par les variations de potentiels électriques, qui se produisent à chaque révolution cardiaque, lors de la contraction du myocarde.

Ce signal électrique qui se reproduit identique à lui-même d'un battement à l'autre peut être utilisé pour la mesure de la fréquence cardiaque selon deux modes d'expression :

- La fréquence cardiaque moyenne, nombre de battements généralement rapporté à la minute.
- La fréquence cardiaque instantanée, obtenue à partir de l'intervalle de temps séparant deux battements cardiaques consécutifs. Par rapport à la valeur moyenne, l'écart des variations ainsi observées peut atteindre 20 % au repos.

La fréquence cardiaque doit être considérée comme un témoin global du niveau d'activité de l'organisme. En particulier, elle est influencée par le niveau de veille puisque, lors du sommeil, on constate une diminution de 2 à 7 battements de la fréquence cardiaque par rapport au pouls de repos allongé du sujet éveillé.

Par ailleurs, l'enregistrement de la fréquence cardiaque instantanée met en évidence les phénomènes d'arythmie sinusale en relation avec l'activité nerveuse centrale (KALSBECK, 1963).

Ces cinq paramètres ont donc été sélectionnés en raison de leur signification physiologique. Chacun d'eux, en effet, est soumis à l'influence de mécanismes nerveux responsables des régulations de la vigilance. Cet ensemble de critères constitue ainsi un moyen d'étude du niveau d'activation nerveuse d'un sujet par une estimation directe de l'activité du Système Nerveux Central (E.E.G.) et des processus nerveux périphériques qui en découlent.

II. - LE VÉHICULE.

Une voiture PEUGEOT 404 type familial, a été équipée en vue d'enregistrer durant la conduite les différents paramètres électrophysiologiques étudiés.

Malgré l'importance de l'appareillage installé à bord du véhicule (fig. 1), le poste de conduite garde un aspect ordinaire; en particulier le siège avant droit a été conservé. Une maniabilité normale est maintenue, malgré la charge transportée, grâce à des modifications apportées à la suspension. Par ailleurs, la disposition des appareils à l'arrière du véhicule permet une visibilité suffisante au moyen du rétroviseur intérieur (fig. 2). Le sujet (fig. 3) est normalement situé par rapport aux commandes du véhicule et n'éprouve aucune difficulté à les contrôler.

Le respect de ces différentes conditions était imposé par la nécessité de créer une situation aussi proche que possible des situations courantes de conduite.

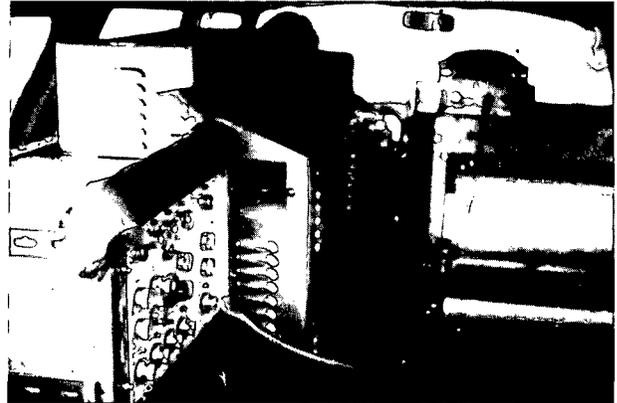


Fig. 1 : Vue intérieure du véhicule.

Les principaux appareils sont situés à l'arrière du véhicule; ils sont décrits p. 9 et 11 et fig. 4.

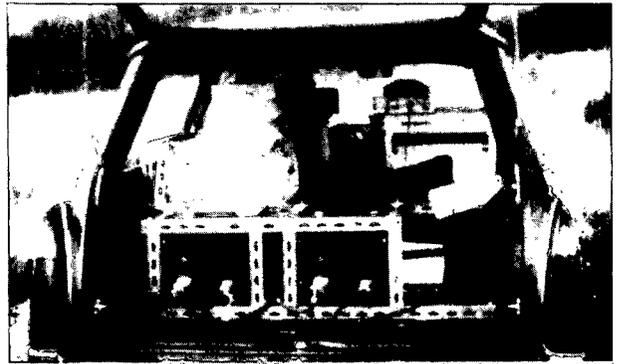


Fig. 2 : Le véhicule équipé.

La portière arrière est relevée pour permettre l'observation des différents appareils utilisés. Leur disposition ne gêne pas la visibilité à partir du rétroviseur intérieur.

Au premier plan on remarque les deux convertisseurs qui assurent une alimentation stable des appareils en 115 et 220 V.



Fig. 3 : Le sujet au volant.

Un câble conducteur anti-statique souple est utilisé pour relier les électrodes fixées sur le sujet aux appareils d'amplification. La longueur des fils permet au sujet d'effectuer les mouvements nécessaires à la conduite, tandis que le gainage spécial supprime les artefacts engendrés par leurs déplacements.

III. - L'APPAREILLAGE.

La recherche en cours a nécessité l'installation à bord du véhicule d'amplificateurs, d'un enregistreur, d'appareils d'intégration, ensemble dont l'alimentation électrique est assurée par 4 batteries de 6V-250 Ah et 2 convertisseurs statiques de 400 VA.

La figure 4 montre la disposition de cet appareillage à l'intérieur du véhicule. On remarque qu'une place est aménagée à l'arrière afin de permettre à l'expérimentateur d'effectuer les réglages nécessaires avant le départ du sujet. Toutefois, le fonctionnement automatique des appareils ne nécessite pas la présence de l'expérimentateur pendant les épreuves de conduite.

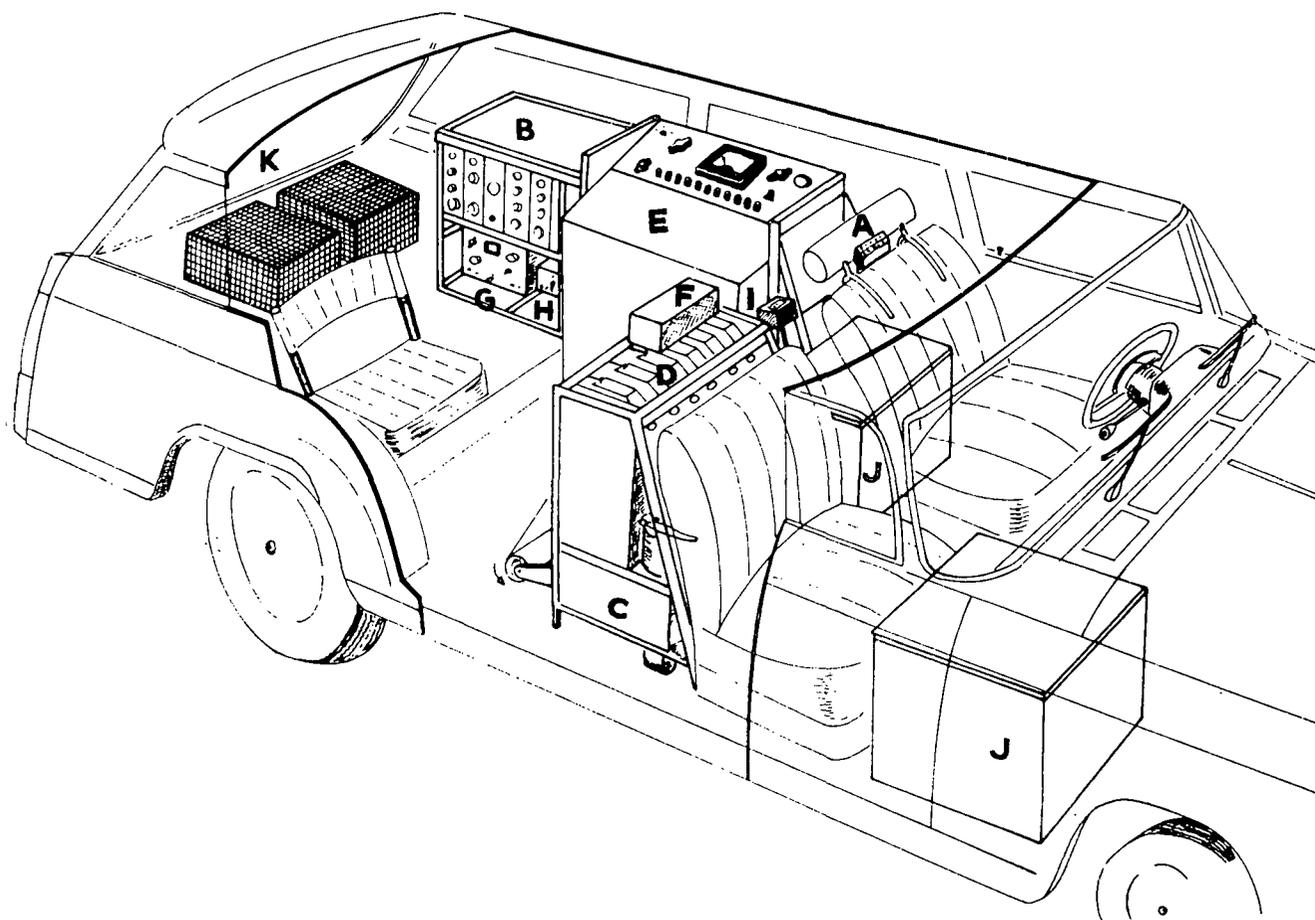


Fig. 4 : Schéma de la disposition des appareils.

- A : Tableau d'entrée des électrodes;
- B : Préamplificateurs;
- C : Amplificateurs de puissance;
- D : Galvanomètres et inscripteurs;
- E : Analyseur de fréquence de l'E.E.G.;
- F : Galvanomètre et inscripteur de l'analyseur;
- G : Intégrateur de l'E.M.G.;
- H : Base de temps;
- I : Base kilométrique;
- J : Casiers contenant les batteries;
- K : Convertisseurs.

A. - LA DÉTECTION DES SIGNAUX : LES CAPTEURS.

Les différents signaux bio-électriques relevés (E.E.G. - E.D.G. - E.M.G. - E.K.G.) sont recueillis en dérivations bipolaires à partir d'électrodes fixées sur le sujet; elles sont en partie visibles sur la figure 5. Une électrode supplémentaire placée sur le scalp, au vertex, relie le sujet à la masse commune des appareils.



Fig. 5 : Les capteurs.

Seules sont nettement visibles les électrodes d'électro-oculographie appliquées sur le visage du sujet. Les électrodes d'électroencéphalographie, plus postérieures, sont masquées.

Les câbles souples reliés aux électrodes sont réunis et suspendus le long de l'appui-tête.

Les potentiels électriques cérébraux transcrâniens (E.E.G.) sont détectés, en dérivation bi-occipitale, à l'aide d'électrodes creuses fixées au collodion sur le scalp, à 3 cm de part et d'autre de la ligne sagittale médiane du crâne et à 2 cm au-dessus des protubérances occipitales externes.

Les changements de résistance cutanée (E.D.G.) sont détectés entre deux électrodes appliquées sur la peau, en faisant passer un courant électrique de faible intensité non perçu par le sujet. Le sujet est relié à un pont de Wheatstone dans lequel la résistance cutanée est équilibrée. La variation de cette résistance crée une différence de potentiel et détermine le passage d'un courant électrique qui est utilisé comme indice de cette modification de résistance. Les électrodes E.D.G. sont placées sur la paume de la main en raison de la forte densité en glandes sudoripares de cette région du corps.

L'activité électrique des muscles de la nuque (E.M.G.) est recueillie à partir d'électrodes creuses de 0,8 cm de diamètre également fixées avec du collodion à 1,5 cm à droite de l'apophyse épineuse de la troisième vertèbre cervicale.

Les variations de potentiel qui accompagnent les clignements palpébraux (E.O.G.) sont recueillies au moyen de 2 électrodes dont l'une fronto-orbitaire, est placée au-dessus du sourcil gauche, la deuxième étant fixée sur le bord orbitaire maxillaire supérieur du même côté; elles sont situées, du côté temporal, à 1,5 cm de l'axe vertical des pupilles, le sujet regardant droit devant lui. Cette dérivation transoculaire verticale permet de capter les signaux électriques correspondant aux clignements palpébraux ainsi qu'aux mouvements oculaires verticaux et à composante verticale.

Les électrodes utilisées (BECKMAN BIOPOTENTIAL SKIN ELECTRODES), fixées sur la peau à l'aide d'un disque adhésif, assurent un contact particulièrement stable.

Les signaux de l'électrocardiogramme (E.K.G.) sont obtenus à partir d'une dérivation précordiale. Un système de fixation des électrodes analogue au précédent assure le minimum d'artéfacts lors des mouvements du sujet et des secousses du véhicule.

B. - L'AMPLIFICATION DES SIGNAUX.

La figure 6 présente un schéma synoptique du traitement électronique des signaux recueillis à partir des capteurs qui viennent d'être décrits.

Les potentiels électriques sont amplifiés par les pré-amplificateurs et les amplificateurs de puissance d'un DYNোগРАPHE OFFNER type R.

C. - LES DIFFÉRENTS SYSTÈMES D'INTÉGRATION.

Afin d'en faciliter l'exploitation, les données de l'E.E.G., de l'E.M.G. et de l'E.K.G. sont soumises à différents types d'analyse automatique réalisés dans des circuits d'intégration :

Les potentiels E.E.G., à la sortie de l'amplificateur de puissance, sont, d'une part, recueillis directement sur un inscripteur à plume et, d'autre part, filtrés dans les circuits de résonance d'un analyseur de basses fréquences dont le principe est dérivé de l'analyseur de Grey WALTER (WALTER, W. Grey, 1943). Les données de l'E.E.G., qui se présentent sous forme de variations de potentiels de fréquence variable, sont ainsi traitées dans des circuits sélecteurs de fréquence. A la sortie de ces filtres une intégration est réalisée sur une durée de 10 secondes pendant laquelle des condensateurs se chargent. Durant les 10 secondes suivantes, un contacteur rotatif sélectionne successivement chacun des condensateurs qui se déchargent

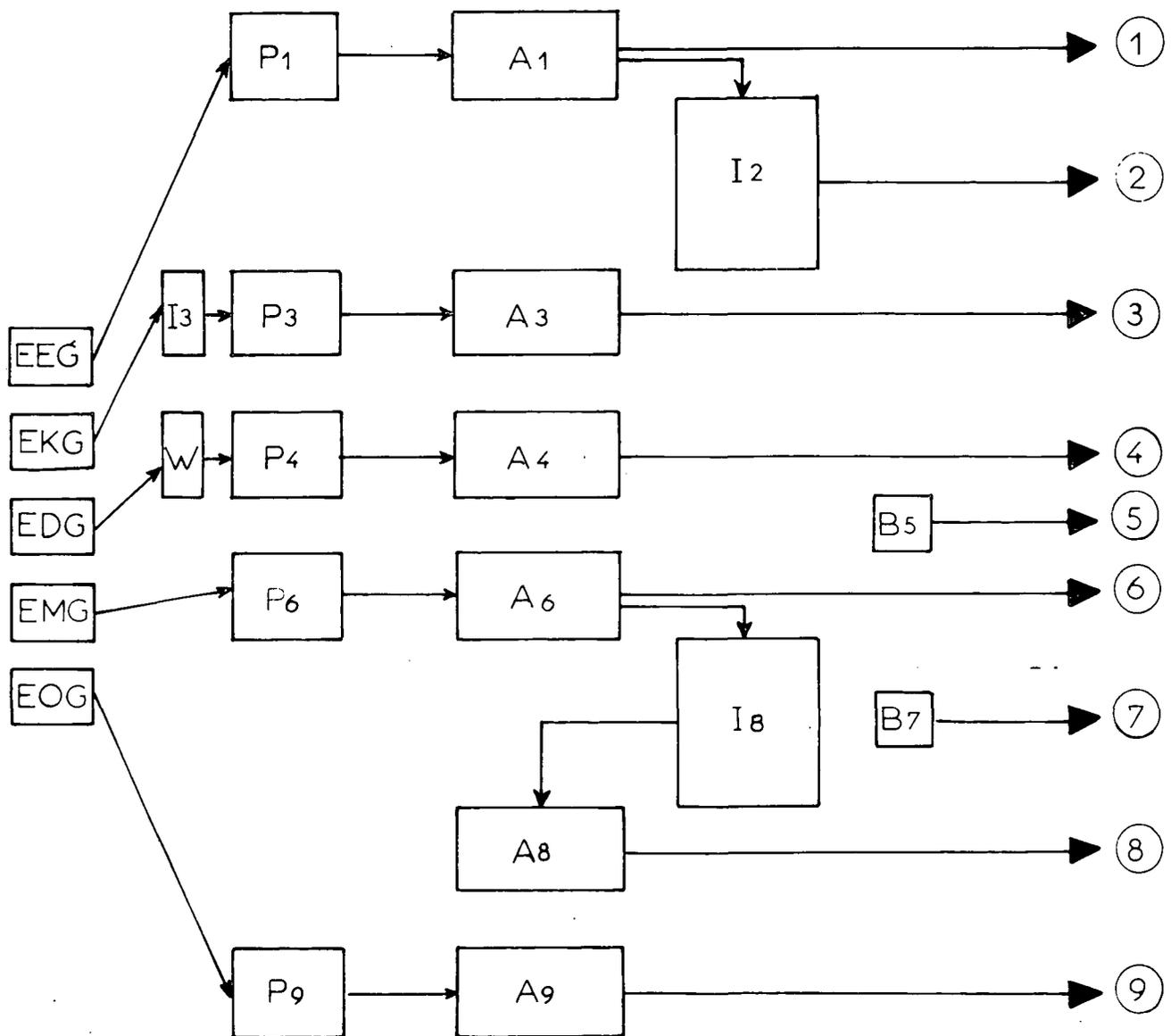


Fig.6 : Schéma synoptique du traitement des signaux.

Les signaux bio-électriques sont *détectés* à l'aide de capteurs électroencéphalographiques (E.E.G.), électrocardiographiques (E.K.G.), électrodermographiques (E.D.G.) reliés à un pont de Wheatstone (W), électromyographiques (E.M.G.), et électro-oculographiques (E.O.G.).

Ils sont *traités* dans différentes chaînes d'amplification (préamplificateurs : P1 à P9 et amplificateurs de puissance : A1 à A9) et d'intégration (I2 : analyseur de basses fréquences E.E.G; I3 : cardiotaohomètre; I8 : intégrateur E.M.G.).

Des signaux électriques sont émis par la base kilométrique B5 et la base de temps B7.

L'*inscription* des différents tracés se fait sur 9 voies :

- 1 — Électroencéphalogramme;
- 2 — Histogrammes des fréquences de l'E.E.G.;
- 3 — Diagramme de la fréquence cardiaque instantanée;
- 4 — Electrodermogramme;
- 5 — Top kilométrique;
- 6 — Electromyogramme;
- 7 — Top par minute;
- 8 — Electromyogramme intégré;
- 9 — Electro-oculogramme.

tour à tour dans le circuit d'inscription. La décharge d'une série de condensateurs n'interrompt pas l'intégration des potentiels E.E.G. de la période suivante qui s'effectue au moyen d'un second groupe de condensateurs. Une série supplémentaire de condensateurs fonctionne éventuellement avec un temps d'intégration de 40 à 90 secondes, réalisant ainsi une sommation des analyses partielles de fréquence pendant ces durées.

L'appareil construit primitivement pour analyser simultanément 20 fréquences sur 2 dérivationes a été modifié. Il permet, pour les besoins de notre étude, de sélectionner 40 fréquences comprises entre 1,5 et 33 c/s à partir d'une seule dérivation.

Un autre appareil intégrateur, construit à partir du principe de BATES et COOPER (1954) est branché à la sortie du dernier étage d'amplification de la chaîne E.M.G. Il permet d'obtenir, parallèlement à l'E.M.G. direct, l'E.M.G. *intégré*, sous forme d'impulsions dont la fréquence est proportionnelle au nombre moyen, à l'amplitude et à la durée des potentiels E.M.G. de base.

L'obtention, à partir des signaux E.K.G. directs, de la *fréquence cardiaque instantanée*, est réalisée au moyen d'un adaptateur cardi tachométrique du signal d'entrée dont le principe est le suivant : l'apparition de chaque onde QRS du signal cardiaque entraîne la production d'un courant continu dont le voltage est inversement proportionnel au délai qui sépare deux ondes QRS successives. Ce voltage est donc directement proportionnel à la fréquence cardiaque instantanée. Un générateur d'impulsions de fréquence contrôlée permet le calibrage de ce système en vue de l'évaluation précise de la fréquence cardiaque instantanée.

D. - LES INDICATEURS DE TEMPS ET DE DISTANCE PARCOURUE.

La *base de temps* est constituée par un moteur synchrone entraînant une came. Celle-ci effectue un tour par minute en actionnant à chaque fois un contacteur qui ferme le circuit électrique d'un topeur.

Une came supplémentaire, opposée à la première, permet éventuellement d'obtenir un contact toutes les demi-minutes.

La *base kilométrique* se compose d'un tachymètre commandé par un flexible branché à la sortie de la boîte de vitesse. L'axe solidaire du tambour hectométrique de ce compteur porte une came qui, à chaque tour correspondant à chaque kilomètre parcouru, ferme le circuit d'un topeur par l'intermédiaire d'un micro-contact.

E. - L'ENREGISTREMENT.

Les différents paramètres, amplifiés et éventuellement intégrés, sont recueillis sur un enregistreur (DYNO-

GRAPHE OFFNER) équipé de galvanomètres à plume (fig. 7) dont la réponse en fréquence s'élève à $150 \text{ c/s} \pm 0,8 \text{ db}$ et à $200 \text{ c/s} \pm 3 \text{ db}$.

L'enregistrement de l'analyse de fréquence E.E.G. est réalisé au moyen d'un galvanomètre spécial, adapté sur le DYNOGRAPHE. La plume de ce galvanomètre inscrit l'histogramme des fréquences de chaque période d'analyse en regard du tracé E.E.G. de base correspondant.

Deux marqueurs de tops sont reliés aux bases de temps et de distance.

Au cours des enregistrements sur route le tracé n'est pas influencé par les vibrations du véhicule.

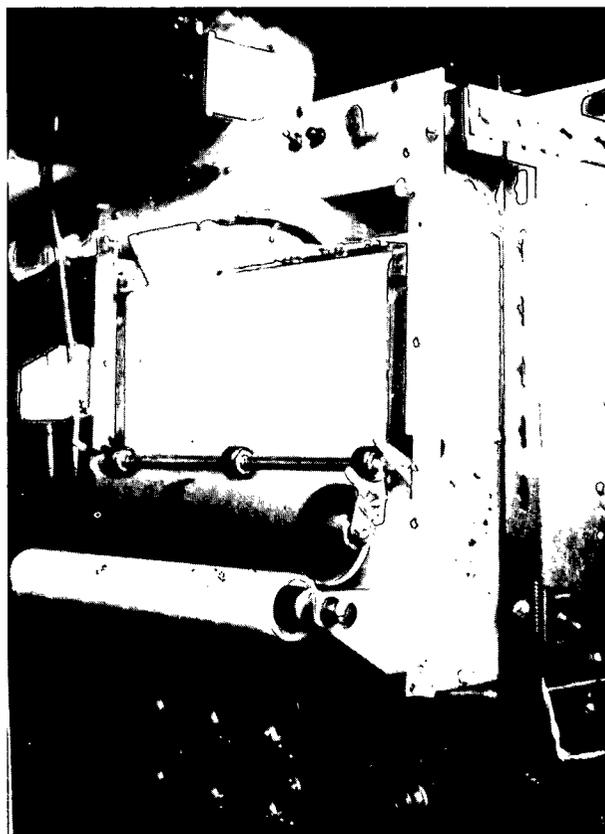


Fig. 7 : Enregistrement des signaux.

L'inscription des différents paramètres étudiés s'effectue sur papier fin par six galvanomètres à plume. La position de la longue plume verticale de l'analyseur de basses fréquences est réglée de manière à compenser, sur l'enregistrement, le retard dû au temps d'intégration.

Deux marqueurs de tops inscrivent, l'un le temps, l'autre la distance parcourue par le véhicule.

IV. - UN EXEMPLE D'ENREGISTREMENT.

La figure 8 montre un fragment d'enregistrement polygraphique réalisé au cours d'expériences effectuées pendant la conduite sur route.

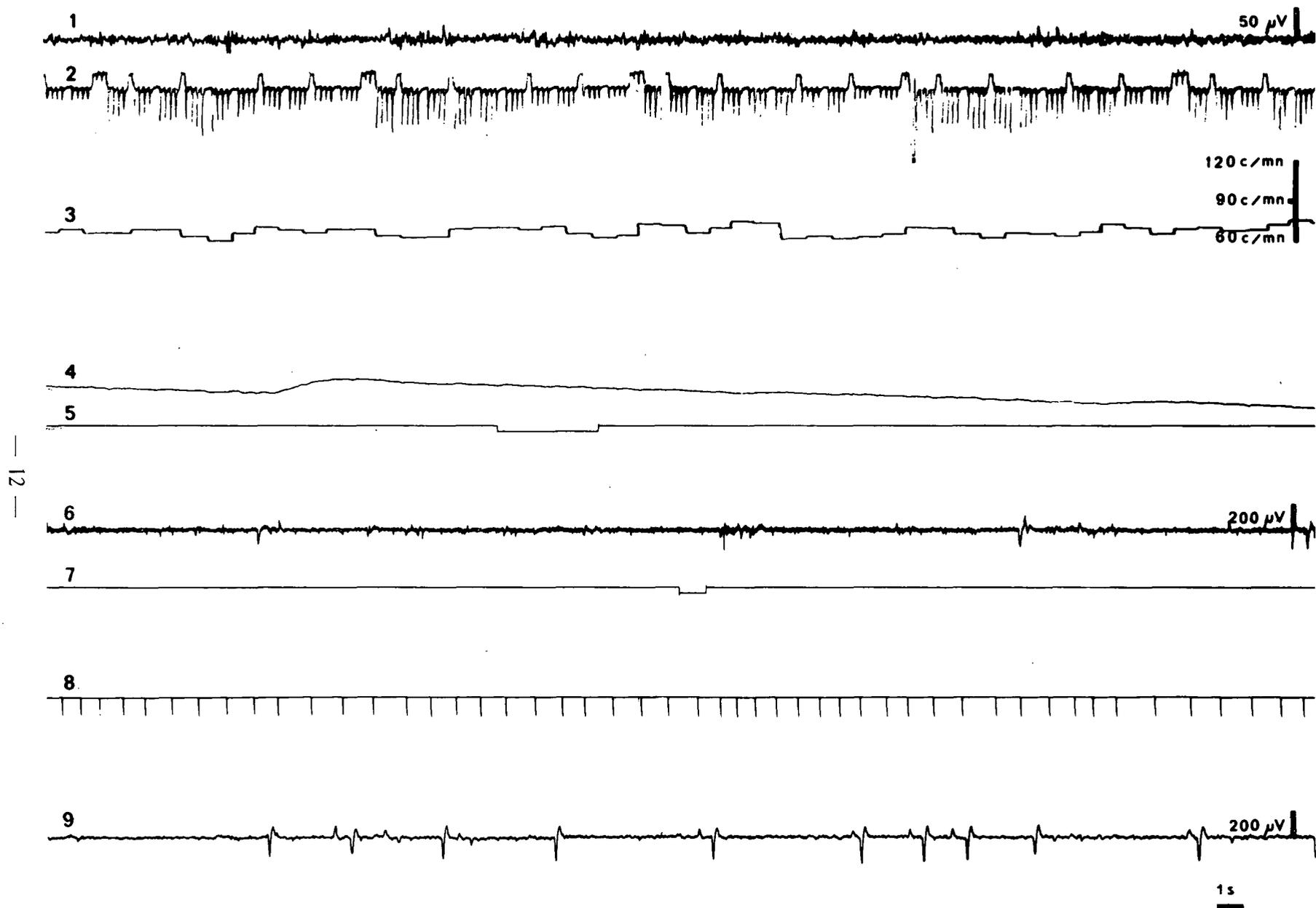


Fig. 8 : Fragment d'enregistrement.

Tracé-type obtenu lors d'une expérience sur route. De haut en bas sont inscrits les paramètres énumérés figure 6 (1 à 9).

Le tracé E.E.G. de base (1) est analysé en fréquence sur la voie (2). Pour 10 secondes d'enregistrement, l'histogramme comporte 40 « pics » successifs. Chaque excursion de la plume de l'analyseur a une amplitude proportionnelle à la fois au voltage et au nombre, pendant la période d'intégration, des impulsions de fréquences déterminées (1^{er} pic : 1,5 c/s; 2^e pic : 2 c/s; etc.).

Le diagramme de la fréquence cardiaque (3) a été préalablement calibré afin qu'une déviation de 1 mm sur le tracé corresponde à une variation de 2 cycles par minute. Des changements instantanés de fréquence cardiaque sont ainsi mesurables avec précision. La valeur de la fréquence cardiaque moyenne par minute peut également être connue avec exactitude par simple comptage du signal cardiaque sur le tracé.

L'électrodermogramme (4) présente des déflexions vers le haut lorsque se produisent des diminutions de la résistance cutanée (R.E.D.).

Le signal délivré par la base kilométrique (5) à chaque

kilomètre parcouru, permet le calcul de la vitesse du véhicule.

L'électromyogramme (6) s'inscrit directement et sous forme intégrée (8). Sur le tracé intégré, le comptage du nombre d'impulsions par minute permet une quantification objective, en unités arbitraires, de l'activité électromyographique.

Les valeurs obtenues pendant la conduite sont rapportées à celles relevées lors d'un « étalonnage » préalable effectué pour chaque sujet et à chaque passation. Au cours de cette épreuve, le sujet soutient avec la tête des charges de valeurs connues en contractant les muscles de la nuque.

L'enregistrement simultané du tracé E.M.G. direct est indispensable : il permet de contrôler la validité de cette intégration.

L'électro-oculogramme (9) présente des déflexions caractéristiques des clignements palpébraux qui se distinguent des autres mouvements oculaires en raison de leur durée et de leur forme différentes.

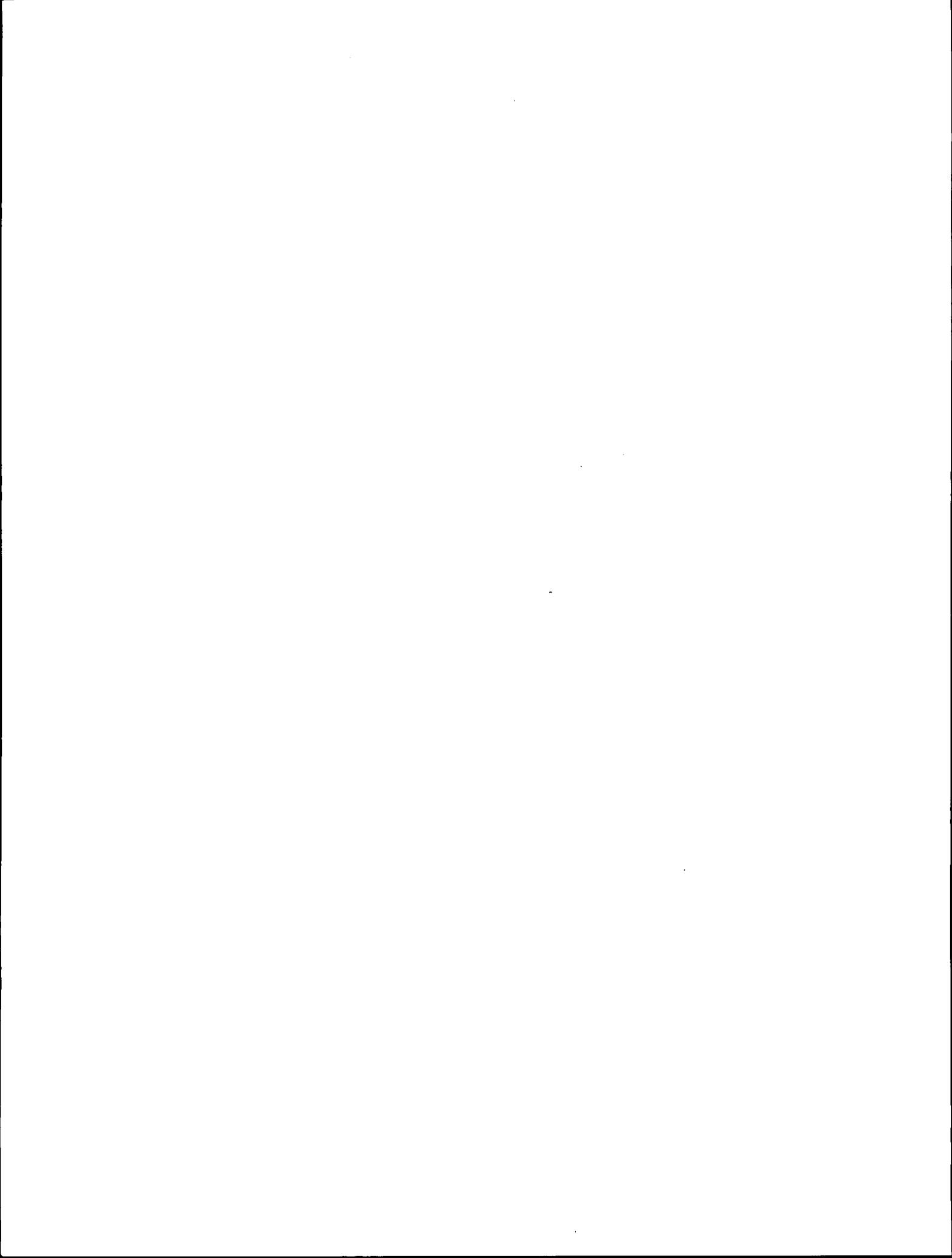
CONCLUSION

L'étude du degré d'activation nerveuse du conducteur dont dépendent, sur le plan du comportement, les variations du niveau d'attention et les possibilités de réalisation motrice, nécessite une exploration fine et complexe de ses réactions psychophysiologiques par la mise en œuvre des techniques modernes de l'électrophysiologie. Grâce à celles-ci, il existe actuellement des possibilités nouvelles d'explorer les variations du niveau d'éveil sans faire appel exclusivement à des critères de comportement basés sur la qualité de la performance, particulièrement difficile à définir dans le cas de la conduite automobile.

L'adaptation des méthodes d'investigation électrophysiologiques à cette situation pose à l'expérimentateur deux sortes de difficultés : les premières, d'ordre technique, demandent une longue période d'essais préliminaires afin de choisir l'appareillage le mieux approprié à ces conditions expérimentales particulières; les secondes, d'ordre méthodologique, concernent l'interprétation des données recueillies. En effet, les résultats obtenus en laboratoire, s'ils fournissent une base de comparaison satisfaisante ne se montrent pas toujours suffisants. Il faut donc avoir recours à une expérimentation spécifique de la conduite automobile, en créant des situations de référence préalables qui permettront d'expliquer plus complètement les données obtenues au cours des études ultérieures. Dans ce but, les premières recherches entreprises sont destinées à fournir des renseignements concernant le taux d'activation de sujets conduisant pendant des périodes relativement courtes, sur des parcours-types de natures très différentes.

Ces données serviront de référence à l'étude de l'influence de divers facteurs sur le niveau d'éveil des conducteurs, qu'il s'agisse de caractéristiques liées à certaines situations de conduite ou à l'état psychophysiologique du conducteur lui-même.

L'auteur du présent travail tient à remercier le Docteur POTTIER, chef de Travaux en Physiologie, qui suit la réalisation de cette étude, ainsi que M. GAUGE, M^{lle} TEISSIER, et M. KECZELY, ingénieur, pour leur assistance technique.



BIBLIOGRAPHIE

BATES, J. A. V. et COOPER, J. D. (1954) :

A simple electronic circuit for measuring voltage-time integral.
J. Physiol., London, 123, 28-29.

BLOCH, V. (1965) :

Le contrôle central de l'activité électrodermale. Étude neuro-physiologique et psychophysiologique d'un indice sympathique de l'activation réticulaire.

J. Physiol., Paris, 57, Supp. n° XIII, 132 pp.

HAIDER, M. (1963) :

Experimentelle untersuchungen über daueraufmerksamkeit und cerebrale vigilanz bei einförmigen tätigkeiten.

Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie, I, 1-18.

HAIDER, M.; SPONG, P. et LINDSLEY, D. B. (1964) :

Attention, vigilance, and cortical evoked-potentials in humans.
Science, 145, 180-182.

KALSBECK, J. W. H. et ETTEMA J. H. (1963) :

Continuous recording of heart rate and the measurement of perceptual load.

Ergonomics, 6, 306-307.

LAVILLE, A. et WISNER, A. (1965) :

Effet d'une tâche précise sur des variables physiologiques.

Communication au II^e Séminaire sur le Travail Monotone, Eindhoven, juin 1965 (à paraître).

MARG, E. (1951) :

Development of Electro-oculography.

Arch. Ophthal., N.Y., 45, 169-185.

MICHAUT, G. et POTTIER, M. (1964) :

Étude du comportement des conducteurs d'automobile : conduite en situation monotone.

Cahiers d'Études de l'ONSER, 8, 12 pp.

MULHOLLAND, T. (1962) :

The electroencephalogram as an experimental tool in the study of internal attention gradients.

Trans. New York Acad. Sci., 24, 6, 664-669.

OSWALD, I. (1959) :

Experimental studies of rhythm, anxiety and cerebral vigilance.

J. ment. Sci., 105, 269-294.

OSWALD, I. (1962) :

Sleeping and Waking. Physiology and Psychology.

Elsevier, Amsterdam, 232 pp.

PARROT, J. et BAUMSTIMLER, Y. (1965) :

Évolution du clignement palpébral au cours de l'exécution prolongée d'une tâche d'attention visuelle soutenue : distribution temporelle, relations avec d'autres variables physiologiques et avec la performance.

Communication au III^e Congrès d'Ergonomie, Paris.

PONDER, E. et KENNEDY, W. P. (1927) :

On the act of blinking.

Quart. J. Exp. Physiol., 18, 89-110.

WALTER, W. Grey (1943) :

An improved low frequency analyser.

Electronic Engineer, 16, 236-240.

WILKINSON, R. T. (1961) :

Effects of sleep-deprivation on performance and muscle tension.

In : Ciba Found. Symp. on the Nature of Sleep.

London, 329-342.

CONFIDENTIAL