HAL
open science

Recherche d'indicateurs électrodermaux pour l'analyse de la charge mentale en conduite automobile

Antoine Clarion

To cite this version:

Antoine Clarion. Recherche d'indicateurs électrodermaux pour l'analyse de la charge mentale en conduite automobile. Autre. Université Claude Bernard - Lyon I, 2009. Français. NNT : 2009LYO10250 . tel-00496828

HAL Id: tel-00496828

https://theses.hal.science/tel-00496828

Submitted on 1 Jul 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre : 250 Année 2009

THÈSE DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1

École Doctorale Interdisciplinaire Sciences – Santé (EDISS)

Pour l'obtention du

DIPLÔME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Mention : Neurosciences du comportement

Soutenue publiquement le 3 décembre 2009

par

Antoine CLARION

RECHERCHE D'INDICATEURS ÉLECTRODERMAUX POUR L'ANALYSE DE LA CHARGE MENTALE EN CONDUITE AUTOMOBILE

Directeur de thèse : Pr. Christian COLLET

Jury :

Dr. Alain MUZET, DR CNRS, Forenap, Rouffach, *rapporteur*
Pr. Norbert NOURY, Université Claude Bernard Lyon 1, *président*
Mme Claire PETIT-BOULANGER, Renault
Pr. Henrique SEQUEIRA, Université de Lille 1, *rapporteur*
Pr. Christian COLLET, Université Claude Bernard Lyon 1

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université	**M. le Professeur L. Collet**
Vice-président du Conseil Scientifique	M. le Professeur J-F. Mornex
Vice-président du Conseil d'Administration	M. le Professeur G. Annat
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. le Professeur D. Simon
Secrétaire Général	M. G. Gay

COMPOSANTES SANTÉ

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard	Directeur : M. le Professeur J. Etienne
Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux	Directeur : M. le Professeur F-N. Gilly
UFR d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. Bourgeois
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : M. le Professeur F. Locher
Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. Matillon
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : M. le Professeur P. Farge

COMPOSANTES SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. Le Professeur F. Gieres
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. C. Collignon
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. Guiderdoni
Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon	Directeur : M. le Professeur J. Lieto
Institut Universitaire de Technologie A	Directeur : M. le Professeur C. Coulet
Institut Universitaire de Technologie B	Directeur : M. le Professeur R. Lamartine
Institut de Science Financière et d'Assurance	Directeur : M. le Professeur J-C. Augros
Institut Universitaire de Formation des Maîtres	Directeur : M R. Bernard

Cette thèse s'est déroulée au sein du département *Ergonomie, perception et facteur humain* de la Direction des technologies automobiles avancées (DTAA) au Technocentre Renault, dans le cadre d'une convention CIFRE de trois ans.

Remerciements

Mes remerciements vont en premier lieu à Alain Muzet et Henrique Sequeira, qui ont accepté d'être les rapporteurs de ce travail. C'est un honneur de le voir jugé par des spécialistes reconnus de l'activité électrodermale.

Je remercie également Norbert Noury, spécialiste reconnu des capteurs et des traitements des signaux biologiques, qui a accepté d'évaluer cette thèse et de faire partie du jury.

J'aimerais remercier chaleureusement mon directeur de thèse, Christian Collet. Tu as accepté de compenser les 400 km qui séparent Lyon de Guyancourt par une correspondance régulière, y compris vers la fin lorsque cette distance s'est fait sentir plus nettement. Nos réunions ont souvent été fertiles, et tu m'as prodigué tes conseils aux bons moments. J'espère avoir été un étudiant satisfaisant.

Je remercie également ma tutrice CIFRE Claire Petit-Boulanger, qui m'a accueilli chez Renault et a accompagné ce travail en me laissant une marge de manœuvre confortable, et Xavier Chalandon, responsable de l'UET d'Ergonomie cognitive.

Un grand merci aux personnes de chez Renault. Georges qui a toujours été là. Les PCQ (Chloé, Séverine, Myriam, Guillaume, Baptiste) pour l'ambiance, ça compte beaucoup. Mamy pour l'empathie, ça compte autant. David et ses girls pour les infos en statistiques et en questionnaires. Sam et Félicia pour cette petite différence qui met du sel. Merci aussi à Rémi pour notre bonne collaboration technique et à Arnaud, copilote sympathique et efficace du véhicule expérimental.

Je remercie également Geoffrey Viardot de Forenap Pharma pour son aide précieuse et amicale. L'absence du manuscrit final du travail de traitement du signal que nous avons fait ensemble n'enlève rien à son intérêt ni au plaisir que j'y ai pris.

Mes remerciements vont également à Carolina Ramon-Zarate et à Jean-Pierre Bourgeay pour la bonne collaboration lors du projet UNOTECH, et à Stéphane Champely du CRIS qui a répondu à mes nombreuses questions de statistiques.

À un niveau plus personnel je remercie mes parents et mon frère pour leur soutien tout au long de ce long parcours scolaire. Allez Totome !

Un grand merci particulier à mes vieux amis lyonnais Gabriel et Marion, Raphaël et Estelle pour leur hospitalité répétée et jamais démentie. Je regretterai mes chambres chez eux. Elles ont trouvé depuis d'avantageuses remplaçantes, certes plus jolies mais aussi plus bruyantes la nuit…

Ce que le thésard a choisi, son entourage proche le subit. Je remercie donc, finalement et surtout, Joëlle. Je te suis infiniment reconnaissant pour ton soutien indéfectible et pour la confiance que tu as su m'insuffler les jours de pluie.

Résumé

Recherche d'indicateurs électrodermaux pour l'analyse de la charge mentale en conduite automobile.

Les variables neurovégétatives permettent d'évaluer l'état fonctionnel de l'individu, et représentent un intérêt pour mieux comprendre le comportement du conducteur, facteur déterminant de la sécurité routière.

Ce travail est centré sur l'évaluation de la charge mentale du conducteur automobile par l'analyse de l'activité électrodermale. L'objectif est d'extraire les meilleurs indicateurs du signal électrodermal pour différencier la charge mentale induite par des situations de conduite réelle.

L'analyse d'une trentaine d'indicateurs phasiques a permis de différencier des situations de conduite nominale, comparables en termes d'exigence comportementale mais différentes au niveau cognitif. Après traitement approprié du signal, en particulier en appliquant des transformations log, l'amplitude des réponses électrodermales est apparue comme un des indices les plus discriminants. Toutefois, les différences de charge mentale induites par les situations de conduite n'ont pas exactement correspondu à celles qui avaient été supposées. Une explication alternative mettant en avant des processus d'anticipation est proposée.

Trois indicateurs toniques, dont deux sont nouveaux, ont ensuite été testés dans une expérience de double tâche, où une activité secondaire distractive était effectuée simultanément à la conduite. L'un s'est révélé inadapté au profil des signaux, mais les deux autres ont permis d'établir une hiérarchisation partielle de la surcharge induite. Particulièrement sensible à l'aspect cognitif de la distraction, l'évaluation psychophysiologique de la charge mentale par l'activité électrodermale apparaît complémentaire de l'analyse de la performance de conduite.

Mots-clefs : Charge mentale, activité électrodermale, conduite automobile, distraction.

Electrodermal indices for mental workload analysis in car driving.

As an assessment tool for individual's functional state, autonomic indices can help improving our knowledge of drivers' behaviour, which is a central road safety causal factor.

This work is focused on driver's mental workload assessment, relying on electrodermal activity analysis. This is an attempt to highlight the most reliable electrodermal indices with the aim to distinguish accurately mental workload elicited by actual driving situations.

The analysis of about thirty phasic indices, led to differentiate nominal driving situations. These were selected on the basis of comparable behavioural requirements, but of differences cognitive processes. After appropriate signal processing, (using log transformations in particular), electrodermal responses amplitude has the most potential to distinguish among experimental conditions. However, some of the differences about mental workload were not exactly those which were previously expected. An alternative interpretation of results highlighting anticipation processes is thus proposed.

Tonic variations were then studied in a dual task experiment, including two new indices. The distractive power of several secondary tasks, performed while driving, was to be evaluated using these indices. One of the indices was unrelated to signals' profile. Conversely, the two others gave a clear distinction of potential distraction elicited selectively by each secondary task. Mental workload was thus showed as being evaluated accurately using electrodermal activity analysis. Using objective physiological data and defining new electrodermal indices brought more reliability in the field of mental workload. Thus, electrodermal activity is a good candidate to complete data usually brought by tests or questionnaires.

Keywords : Mental workload, electrodermal activity, car driving, distraction.

Sommaire

Liste des figures 10
Liste des tableaux 14
Introduction 16
Chapitre 1 - Un lien entre l'individu et son environnement 20
1.1 Psychologie et activité électrodermale 20
1.1.1 L'éveil physiologique et ses variations 20
1.1.2 Attention 30
1.1.3 Charge de travail 39
1.2 Psychophysiologie et conduite automobile 43
1.2.1 Activité de conduite 43
1.2.2 Intérêt de l'emploi de l'AED par rapport à d'autres techniques plus centrales 45
1.2.3 Utilisation des signaux psychophysiologiques dans l'automobile en recherche appliquée 46
1.3 Bases biologiques 56
1.3.1 Interrelations entre le SNC et le SNA 56
1.3.2 Les signaux de l'activité neurovégétative 63
1.3.3 Origine de l'activité électrodermale 67
Chapitre 2 - Mesure de l'activité électrodermale 77
2.1 Sites et capteurs 77
2.1.1 Généralités 77
2.1.2 Enregistrements endosomatiques : potentiel cutané 80
2.1.3 Enregistrements exosomatiques : résistance et conductance cutanées 80
2.2 Développement du matériel expérimental : projet UNOTECH 82
2.2.1 Importance des informations sur le contexte des enregistrements 82
2.2.2 Situation antérieure 83
2.2.3 Utilisation de données hétérogènes 84
2.2.4 Projet UNOTECH 85
2.2.5 Modules d'acquisition de la plateforme UNOTECH 85
2.2.6 Synchronisation 91
2.2.7 Lecture des données 95
Chapitre 3 - Quantification du signal électrodermal 97
3.1 Activité phasique 97

3.1.1 La RED 97
3.1.2 Une mise en équation 98
3.1.3 Attribution d'une RED à un stimulus 100
3.2 Difficultés de quantification 101
3.2.1 Dépendance à la valeur basale : la LVI 102
3.2.2 Recouvrement des RED 103
3.2.3 Traitement des non réponses : analyse en amplitude ou magnitude 107
3.3 Paramètres phasiques de l'activité électrodermale 108
3.3.1 Temps de latence 108
3.3.2 Indicateurs pour quantifier les RED 109
3.3.3 Amélioration de la distribution des populations d'indicateurs phasiques ... 118
3.3.4 Réduction de la variabilité interindividuelle 119
3.3.5 Indicateurs phasiques utilisés dans ce travail 120
3.4 Paramètres toniques de l'activité électrodermale 121
3.4.1 Niveau tonique 121
3.4.2 Paramètres toniques obtenus en utilisant les évènements phasiques 124
3.4.3 Indicateurs toniques utilisés dans ce travail 125
Chapitre 4 - Expérimentation : conduite nominale 127
4.1 Introduction 127
4.1.1 Conduite nominale 127
4.1.2 Situations retenues 127
4.1.3 Conditions expérimentales et hypothèses 128
4.2 Matériel et protocole expérimental 129
4.2.1 Le Centre Technique d'Aubevoye 129
4.2.2 Sujets 129
4.2.3 Protocole 129
4.2.4 Matériel utilisé 131
4.3 Pré-analyse : segmentation de l'activité du conducteur 131
4.3.1 Démarche générale 132
4.3.2 Le repérage comme point de départ 134
4.3.3 Définition des repères 134
4.3.4 Définition des fenêtres 136
4.3.5 Dépouillement vidéo 137
4.3.6 Résultats 138

4.3.7 Critique 140
4.3.8 Conclusion 140
4.4 Analyse de l'activité électrodermale 140
4.4.1 Description et prétraitement des signaux 141
4.4.2 Dépouillement des RED et calcul des indicateurs 142
4.4.3 Traitement des données 142
4.5 Résultats statistiques 144
4.5.1 Statistiques descriptives 144
4.5.2 Effet Sujet 147
4.5.3 Effet des conditions expérimentales 148
4.5.4 Analyses post-hoc 149
4.5.5 Autres résultats 150
4.6 Comparaison des performances discriminantes des indicateurs 151
4.6.1 Quantification de la performance discriminante des indicateurs 151
4.6.2 Comparaisons par regroupements 153
4.7 Discussion 157
4.7.1 Indicateurs 157
4.7.2 Situations de conduite 160
Chapitre 5 - Expérimentation : distraction 163
5.1 Introduction 163
5.1.1 Distraction en conduite 163
5.1.2 Une étude préliminaire à la détection de la distraction en utilisant des indicateurs physiologiques 166
5.1.3 Hypothèses 167
5.2 Matériel et protocole expérimental 168
5.2.1 Matériel utilisé 168
5.2.2 Protocole expérimental 168
5.3 Méthode d'analyse 172
5.3.1 Périodes de référence 172
5.3.2 Prétraitement du signal 173
5.3.3 Choix des variables 173
5.4 résultats 175
5.4.1 Mesures préliminaires 175
5.4.2 Comparaison des tâches avec leurs références 177

5.4.3 Comparaison des tâches entre elles 179
5.5 Discussion 185
5.5.1 Effet d'ensemble de la distraction 185
5.5.2 Détail de l'effet des différentes tâches 185
5.5.3 Influence de la répétition 186
5.5.4 Comparaison et hiérarchisation des tâches 186
Discussion générale 189
Conclusion et perspectives 192
Bibliographie 194
Annexe 1 : Tableaux statistiques 206
Annexe 2 : Scores 212
Annexe 3 : Publications 216

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1-1 DIAGRAMME SIMPLIFIE DES INTERACTIONS ENTRE LES TROIS SYSTEMES D'EVEIL (AROUSAL SUR LA FIGURE), D'ACTIVATION ET D'EFFORT DE PRIBRAM ET MCGUINNESS (1975). 22

FIGURE 1-2 SCHEMA ILLUSTRANT LES TROIS TYPES D'ACTIVATION PHYSIOLOGIQUE DU MODELE DE BOUCSEIN (1993). 23

FIGURE 1-3 L'EXEMPLE DE VAEZMOUSAVI ET AL. (2007A) REPRESENTE LE NIVEAU D'EVEIL (AROUSAL SUR LA FIGURE) COMME L'ETAT ENERGETIQUE COURANT DU SUJET MESURE PAR SON NIVEAU TONIQUE ELECTRODERMAL. L'ACTIVATION EST L'EVOLUTION DE L'EVEIL PAR RAPPORT A UNE PERIODE DE REPOS PRECEDANT LA TACHE. LES REPONSES SONT AFFECTEES PAR LE NIVEAU D'EVEIL, ALORS QUE LE COMPORTEMENT ET LA PERFORMANCE A LA TACHE LE SONT PAR L'ACTIVATION LIEE A LA TACHE. 24

FIGURE 1-4 MODELE ENERGETIQUE DU TRAITEMENT DE L'INFORMATION DE SANDERS (1990). ICI, LA VIGILANCE CORRESPOND AUX PREMIERS STADES DU TRAITEMENT DE L'INFORMATION, OU IL FAUT EXTRAIRE DES INDICES UTILES, PAR RAPPORT A L'OBJECTIF INITIAL DE LA TACHE. CELA N'EST POSSIBLE QUE SI LA MOBILISATION ENERGETIQUE, REPRESENTEE PAR L'ACTIVATION, EST SUFFISANTE. LEUR INTERACTION REPRESENTE L'EFFORT RESULTANT ET CORRESPOND A LA MOBILISATION DES RESSOURCES EN ATTENTION, AUTREMENT DIT, L'EFFORT. 25

FIGURE 1-5 SCHEMA ILLUSTRANT LES RESULTATS DE YERKES ET DODSON (1908). POUR CHAQUE NIVEAU DE DIFFICULTE DE LA TACHE D'APPRENTISSAGE IL Y A UN OPTIMUM DE MOTIVATION POUR LEQUEL L'APPRENTISSAGE EST PLUS RAPIDE AU DESSUS ET AU DESSOUS DE CET OPTIMUM, LE NOMBRE D'ESSAIS POUR ARRIVER AU MEME RESULTAT EST PLUS IMPORTANT. 26

FIGURE 1-6 REPRESENTATION THEORIQUE DE LA RELATION ENTRE ACTIVATION ET PERFORMANCE, ADAPTEE D'APRES HEBB (1955), A PARTIR DES RESULTATS DE YERKES ET DODSON (1908). 26

FIGURE 1-7 ROLE DE LA FORMATION RETICULEE DANS LA REGULATION DE L'ACTIVATION PHYSIOLOGIQUE CHEZ LE CHAT, DANS UNE TACHE DE TEMPS DE REACTION (EN ORDONNEES), D'APRES REQUIN (1966). LE NIVEAU D'ACTIVATION EVEIL PHYSIOLOGIQUE DU CHAT EST CONTROLE PAR STIMULATION ELECTRIQUE DE LA FORMATION RETICULEE (EN ABSCISSES). LES TEMPS DE REACTION DIMINUENT JUSQU'A UNE VALEUR MINIMALE, PUIS AUGMENTENT AVEC L'INTENSITE DE LA STIMULATION. 27

FIGURE 1-8 REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU MODELE DE KARLI (1971). 28

FIGURE 1-9 LE MODELE ARTICULE ACTIVATION ET PERFORMANCE (NÄÄTÄNEN (1973). « ENERGIE » REPRESENTE L'EFFET DES STIMULI SENSORIELS SUR L'ORGANISME, QUI PROVOQUE UNE AUGMENTATION DE L'ACTIVATION NON SPECIFIQUE (ASPECT QUANTITATIF). « INFORMATION » REPRESENTE L'ASPECT PERCEPTIF DES STIMULI : INTERPRETATION DE LA SITUATION PAR L'ORGANISME (ASPECT QUALITATIF). 29

FIGURE 1-10 SCHEMA DE LA RELATION ENTRE ACTIVATION PHYSIOLOGIQUE, ANXIETE COGNITIVE ET PERFORMANCE SELON LA THEORIE DES CATASTROPHES, D'APRES (HARDY & PARFITT, 1991). 30

FIGURE 1-11 SCHEMA RECAPITULANT COMMENT LES VARIABLES NEUROVEGETATIVES PEUVENT REFLETER LES AJUSTEMENTS PERMANENTS DU CONDUCTEUR. 44

FIGURE 1-12 SCHEMA DE L'ORGANISATION DU SNA. LES FIBRES ORTHOSYMPATHIQUES APPARAISSENT EN VIOLET, ET LES FIBRES PARASYMPATHIQUES EN VERT. LES GLANDES SUDORIPARES SONT REPRESENTEES SOUS FORME DE DESSIN, A GAUCHE. 58

FIGURE 1-13 SCHEMAS DE L'INNERVATION SYMPATHIQUE, D'APRES HEIMER (1983). A) LES NEURONES PRE ET POST GANGLIONNAIRES S'ARTICULENT SOIT DANS UN GANGLION DE LA CHAINE SYMPATHIQUE, SOIT DANS UN GANGLION DE PLEXUS. B) DIFFERENCIATION DES FIBRES ORTHO- ET PARASYMPATHIQUES. 59

FIGURE 1-14 A)UN DIAGRAMME DE POINCARE TYPIQUE. L'AXE DES ABSCISSES REPRESENTE LES INTERVALLES RR DE CHAQUE BATTEMENT ET L'AXE DES ORDONNEES REPRESENTE LES INTERVALLES RR DES BATTEMENTS SUIVANTS. SD1 PEUT ETRE REPRESENTE COMME UNE ESTIMATION DU PETIT DIAMETRE DE L'ELLIPSE APPROXIMANT LE NUAGE DE POINTS, ET SD2 SON GRAND DIAMETRE. B) LES TROIS PRINCIPALES COMPOSANTES SPECTRALES DE LA VRC : TRES BASSES FREQUENCES TBF, BASSES FREQUENCES BF ET HAUTES FREQUENCES HF. 65

FIGURE 2-1 REPRESENTATION SCHEMATIQUE DES UTILISATIONS DE CHACUNE DES QUATRE SOURCES DE DONNEES. LA PLUPART DES TACHES DE L'EXPERIMENTATEUR METTENT A CONTRIBUTION PLUSIEURS SOURCES DIFFERENTES. 85

FIGURE 2-2 EXEMPLE DES QUATRE VUES DE LA VIDEO : FACE, VOLANT/MAINS, CAVE A PIEDS, SCENE AVANT. LE TEMPS ECOULE EST INSERE DANS LE BANDEAU GRIS EN HAUT DE L'IMAGE. 87

FIGURE 2-3 REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU DISPOSITIF D'ACQUISITION. LES QUATRE SOURCES DE DONNEES SONT REPRESENTEES A GAUCHE (VIDEO, PHYSIOLOGIQUES, VEHICULE ET CONTEXTUELLES). LES DONNEES ISSUES DE CHAQUE MODULE D'ACQUISITION CONVERGENT DE FAÇON SYNCHRONE VERS UN ORDINATEUR. 92

FIGURE 2-4 VALEURS DES DECALAGES ENTRE LES TROIS MODULES D'ACQUISITION MESURES LORS DES QUATRE ENREGISTREMENTS... 94

FIGURE 2-5 VUES DES DEUX FENETRES UTILISEES POUR LA LECTURE DES DONNEES. TOUTES DEUX AFFICHENT LA DATE COURANTE ET LES EVENEMENTS CONTEXTUELS. 96

FIGURE 3-1 DEUX RED DE FORMES DIFFERENTES. ELLES PRESENTENT UNE PHASE DE DESCENTE (EN ROSE) SUIVIE D'UNE PHASE DE BAS NIVEAU (EN JAUNE, SI ELLE EXISTE), PUIS UNE PHASE DE RECUPERATION (EN VERT). 98

FIGURE 3-2 UNE RED (UNITES ARBITRAIRES DE RESISTANCE CUTANEE) OBTENUE A PARTIR DES EQUATIONS A TROIS EXPONENTIELLES DE LIM ET AL. (1997). LES TROIS POINTS REMARQUABLES DE LA SECTION 3.1.2 SONT REPRESENTES. 99

FIGURE 3-3 ILLUSTRATION DE DEUX METHODES MANUELLES POUR QUANTIFIER L'AMPLITUDE D'UNE RED LORSQU'ELLE FUSIONNE AVEC LA PRECEDENTE. LA METHODE A) NECESSITE D'ESTIMER LE TRACE QU'AURAIT SUIVI LA PREMIERE RED SI LA SECONDE N'EXISTAIT PAS, LA METHODE B) SE BASE SUR LE NIVEAU A PARTIR DUQUEL LA SECONDE RED EST IDENTIFIABLE. 104

FIGURE 3-4 SCHEMA DE LA FONCTION DE TRANSFERT PROPOSEE PAR ALEXANDER ET AL. (2005) DECRIVANT LE PASSAGE DU SIGNAL SOURCE AU SIGNAL DE SURFACE (L'AED). SON APPLICATION ETALE UNE IMPULSION DE DIRAC (A GAUCHE) EN UN EVENEMENT DONT LES CARACTERISTIQUES DE MONTEE ET DE DESCENTE SONT CONTROLEES PAR LES DEUX CONSTANTES DE TEMPS T_0 ET T_1. NB : LE RAISONNEMENT DANS LA PUBLICATION D'ALEXANDER ET AL. (2005) EST REALISE SUR UN TRACE DE CONDUCTANCE.105

FIGURE 3-5 ILLUSTRATION D'UN RESULTAT DE SEPARATION DE 2 RED SE RECOUVRANT. LE GRAPHE DE GAUCHE MONTRE LA CONSTRUCTION DU SIGNAL : LES DEUX RED ARTIFICIELLES SONT EN POINTILLES BLEUS, LE SIGNAL RESULTANT EST EN ROUGE. LE GRAPHE DE DROITE MONTRE LE RESULTAT : LES RED ARTIFICIELLES REPRESENTENT LE BUT A ATTEINDRE ET SONT EN BLEU ; LES COURBES EN ROUGE SONT LES DEUX RED DETECTEES ET SEPAREES. 107

FIGURE 3-6 ILLUSTRATION DE LA DEFINITION DE L'AMPLITUDE D'UNE RED. 111

FIGURE 3-7 LA DUREE TOTALE SE DECOMPOSE EN UN TEMPS DE DESCENTE (T_C) ET UN TEMPS DE RECUPERATION (T_{REC}). LE TEMPS DE DEMI-RECUPERATION ($T_{REC/2}$) EST LA DUREE NECESSAIRE POUR QUE LE SIGNAL RECUPERE LA MOITIE DE LA VALEUR PERDUE PENDANT LA DESCENTE. 115

FIGURE 3-8 TROIS DEFINITIONS DE LA PENTE : PENTE ENTRE LE DEBUT ET LE POINT DE MINIMUM DE LA RED, ENTRE LE DEBUT DE LA RED ET LA FIN DE LA DPO (LES DEUX SONT EN POINTILLES LEGERS) ET PENTE MOYENNE SUR UN SEGMENT DETERMINE AUTOUR DE LA PENTE MAXIMALE DE LA CHUTE (POINTILLES FORTS), LE TOUT SUR DEUX TYPES DE RED DE FORMES DIFFERENTES : A) SANS ZONE DE FAIBLE NIVEAU DE RESISTANCE CUTANEE ET B) AVEC. SEULE LA TROISIEME DEFINITION N'EST DEPENDANTE QUE DE LA FORME DE LA PHASE DE DESCENTE DE LA RED. 116

FIGURE 3-9 LE TRACE DU HAUT REPRESENTE UNE RED ET LE TRACE DU BAS SA DERIVEE TEMPORELLE. SUR LES DEUX COURBES, LA PARTIE EN GRAS MARQUE LE SEGMENT DE CHUTE DE LA RED TEL QU'IL EST CALCULE. 117

FIGURE 3-10 L'AIRE DE LA RED APPARAIT EN ROSE ET CORRESPOND A LA SURFACE DE LA PERTURBATION : ELLE EST AU DESSUS DE LA COURBE, COMPRISE ENTRE LE DEBUT ET LA FIN DE LA RED ET LEURS ORDONNEES. 118

FIGURE 3-11 REPRESENTATION DES VALEURS DE LA RESISTANCE CUTANEE (A GAUCHE) ET DE SON LOG (A DROITE) DE CHAQUE SUJET. LE LOGARITHME DE LA RESISTANCE CUTANEE DIMINUE NETTEMENT LES DIFFERENCES DE VALEURS MOYENNES DU SIGNAL ENTRE LES SUJETS. IL ABOLIT EGALEMENT LE LIEN STATISTIQUE ENTRE LA MOYENNE INDIVIDUELLE D'UN SIGNAL ET SA DISPERSION. 123

FIGURE 3-12 A GAUCHE, LE SIGNAL AVEC MATERIALISES LE NIVEAU MOYEN MOY (1) ET LA PENTE DE LA REGRESSION LINEAIRE REG (3). A DROITE, LA DENSITE DU SIGNAL PRESENTE A GAUCHE. LA PARTIE EN GRAS CORRESPOND A UN INTERVALLE DE DEUX ECARTS-TYPES AUTOUR DE LA MOYENNE. L'INDICATEUR DE DISPERSION DE L'AED DISP CORRESPOND A UN ECART-TYPE ET EST MATERIALISE EN (2). 126

FIGURE 4-1 PHOTO SATELLITE DU CIRCUIT VILLES. LES FLECHES ROUGES INDIQUENT LE PARCOURS AU DEPART ET A DESTINATION DU PARKING. 130

FIGURE 4-2 SCHEMA DE LA PHASE DE PRE-ANALYSE. LE CADRE JAUNE RASSEMBLE LES SOURCES DE DONNEES DISPONIBLES. LES TACHES RASSEMBLEES DANS LE CADRE ROSE SONT EFFECTUEES MANUELLEMENT. LES TACHES RASSEMBLEES DANS LE VERT SONT AUTOMATISEES. 134

FIGURE 4-3 DUREE (GRAPHE DE GAUCHE) ET DISTANCE (GRAPHE DE DROITE) DES FENETRES D'ARRET ET DE DEMARRAGE AUX FEUX ET AUX STOPS. LA SERIE « ENSEMBLE » REPRESENTE LES MOYENNES DES QUATRE TYPES DE FEUX (FEU1 A FEU4) ET DES DEUX TYPES DE STOPS (STOP1 ET STOP2) DU PARCOURS. LES SERIES « TYPE X » DETAILLENT CES DUREES PAR TYPE. 138

FIGURE 4-4 SCHEMA DE LA DEMARCHE GENERALE DE L'ANALYSE DES DONNEES PHYSIOLOGIQUES. 141

FIGURE 4-5 EXEMPLE DE TRAITEMENT D'ARTEFACTS EN PICS : LES PICS APPARAISSENT EN NOIR, LE SIGNAL TRAITE EN BLEU. LE TEMPS EN SECONDES EST REPRESENTE EN ABSCISSES ; LA RESISTANCE CUTANEE EN KΩ EST REPRESENTEE EN ORDONNEES. 142

FIGURE 4-6 HISTOGRAMMES DES MOYENNES (EN A)) ET DES ECARTS-TYPES (EN B)) DES POPULATIONS DE COEFFICIENTS DE CORRELATIONS INTRA-INDIVIDUELS ENTRE LES INDICATEURS ET LE NIVEAU BASAL DES RED. 145

FIGURE 4-7 PROPORTIONS DES SUJETS POUR LESQUELS LES INDICATEURS SONT POSITIVEMENT OU NEGATIVEMENT CORRELES AUX VALEURS BASALES DES RED. 145

FIGURE 4-8 DISTRIBUTION DES COEFFICIENTS DE CORRELATION INTERINDIVIDUELS DES INDICATEURS AVEC LA VALEUR BASALE DES RED EN A), ET EN B) LA DISTRIBUTION DE LEURS VALEURS ABSOLUES. 146

FIGURE 4-9 VALEURS CLASSEES PAR ORDRE DECROISSANT DES VALEURS F(34,139) DE L'ANOVA POUR L'EFFET SUJET. 147

FIGURE 4-10 VALEURS CLASSEES PAR ORDRE DECROISSANT DES VALEURS DU F(3,32) DE L'ANOVA POUR L'EFFET DES CONDITIONS EXPERIMENTALES. 148

FIGURE 4-11 CLASSEMENT DES INDICATEURS SELON LEUR SCORE GLOBAL. LES MEILLEURS INDICATEURS ONT LES PLUS BAS SCORES. 153

FIGURE 5-1 PHOTO AERIENNE DE LA VOIE RAPIDE. LES ZONES DE TACHES SONT MATERIALISES EN ROUGE : C POUR LES TACHES COURTES, L POUR LES TACHES LONGUES, ET V POUR LES TACHES DE MANIPULATION DE LA VENTILATION. 172
FIGURE 5-2 DUREES DES 5 TYPES DE TACHES AJOUTEES. 175
FIGURE 5-3 PROFILS DES SIGNAUX (LOGARITHME DE LA RESISTANCE CUTANEE, RELATIF A SA VALEUR DE REFERENCE) POUR CHAQUE TACHE. DE GAUCHE A DROITE ET DE BAS EN HAUT : CALC1 ET 2, CD1 ET 2, MON, QUEST, VENT1 ET 2. LA COURBE EN TRAIT PLEIN REPRESENTE LA MOYENNE DES SIGNAUX INDIVIDUELS ET LES POINTILLES L'INTERVALLE ± 1EUR ECART-TYPE. LES ECHELLES DES AXES SONT IDENTIQUES SUR LES CINQ GRAPHIQUES. 176
FIGURE 5-4 MOYENNES ET ECARTS-TYPES DES TROIS VARIABLES DIFFERENTIELLES MOY_DIFF EN A), DISP_DIFF EN B), ET REG_DIFF EN C), POUR LES CINQ TACHES DE DISTRACTION. LES VALEURS DE P (APRES CORRECTION DE BONFERRONI) SONT CELLES DES TESTS POST-HOC S'ETANT REVELES SIGNIFICATIFS. 182
FIGURE 5-5 MOYENNES ET ECARTS-TYPES DES TROIS VARIABLES DIFFERENTIELLES VMOY_DIFF EN A), VDISP_DIFF EN B), ET FRV_DIFF EN C), POUR LES CINQ TACHES DE DISTRACTION. LES ACCOLADES ET VALEURS DE P (APRES CORRECTION DE BONFERRONI) SONT CELLES DES TESTS POST-HOC S'ETANT REVELES SIGNIFICATIF. 183
FIGURE 5-6. REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU CLASSEMENT DES TACHES AJOUTEES SELON LEUR POUVOIR DE DISTRACTION ESTIME. 188

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 2-1 DUREES ET NOMBRE DE MESURES EFFECTUEES DES 4 ENREGISTREMENTS D'EVALUATION DES DECALAGES ENTRE LES TROIS MODULES D'ACQUISITION. 93

TABLEAU 2-2 DERIVE DANS LE TEMPS DES DECALAGES ENTRE LES TROIS MOYENS D'ENREGISTREMENT. 94

TABLEAU 3-1 LISTE DES INDICATEURS DE BASE, REGROUPES PAR DIMENSION PHYSIQUE. 120

TABLEAU 4-1 SYNTHESE DES ACTIONS ET DES OPERATIONS MENTALES ATTENANTES LORS DE L'ARRET A UN STOP OU A UN FEU. 128

TABLEAU 4-2 SIGNAUX DU CAN UTILISES COMME SOURCE DE DONNEES QUANTIFIEES SUR LE COMPORTEMENT DE CONDUITE DES SUJETS. 131

TABLEAU 4-3 DESCRIPTION DES REPERES COMPORTEMENTAUX POUR LES FENETRES D'ARRET ET DE DEMARRAGE. ILS SONT CENSES ETRE PRESENTS SUR LA MAJORITE DES ARRETS ET DEMARRAGES DU VEHICULE, A FORTIORI SUR CEUX ETUDIES DANS CE TRAVAIL. .. 135

TABLEAU 4-4 ELEMENTS DE LA DEFINITION DES BORNES DE DEBUT DES FENETRES D'ARRETS. LES DEUX DERNIERES COLONNES DONNENT LA DISTANCE A L'ARRET QUI SERA UTILISEE POUR CALCULER LA DATE DE LA BORNE. 136

TABLEAU 4-5 DEFINITION DES BORNES DE FIN DES FENETRES D'ARRETS DE FEU2. LES DEUX DERNIERES COLONNES DONNENT LA DISTANCE A L'ARRET QUI SERA UTILISEE POUR CALCULER LA DATE DE LA BORNE. 137

TABLEAU 4-6 MOTIFS ET NOMBRE D'EXCLUSIONS SUR OBSERVATION VIDEO 138

TABLEAU 4-7 PROPORTION DE CHAQUE REPERE PRESENTE SUR LES FENETRES SA ET SD. 139

TABLEAU 4-8 PROPORTION DE CHAQUE REPERE PRESENTE SUR LES FENETRES FA ET FD. APRES SUPPRESSION DES REDEMARRAGES DES FEUX2, LES REPERES 6, 7 ET 8 SONT PRESENTS A 100%. 139

TABLEAU 4-9 MOYENNES ET ECARTS-TYPES DES POPULATIONS DE DEUX INDICATEURS DE BASE. 144

TABLEAU 4-10 INDICATEURS POUR LESQUELS LA CORRELATION INTERINDIVIDUELLE AVEC LE NIVEAU BASAL EST SIGNIFICATIVE. 146

TABLEAU 4-11 EFFET SUJET : VALEURS CLASSEES PAR ORDRE DECROISSANT DES VALEURS F(34,139) DES ANOVA, POUR, LES INDICATEURS ETANT REGROUPES PAR DIMENSION ET PAR FAMILLE. 148

TABLEAU 4-12 POUR CHAQUE INDICATEUR ISSU DE FENETRES DE REDEMARRAGES APRES DES FEUX (FD), NOMBRE ET PROPORTION DES SUJETS POUR LESQUELS LES CORRELATIONS ENTRE LES INDICATEURS DES FENETRES DE DEMARRAGES AUX FEUX (FD) ET LE TEMPS D'ATTENTE SONT SIGNIFICATIVES. ON DISTINGUE LES CORRELATIONS POSITIVES ET NEGATIVES. 150

TABLEAU 4-13 MODE D'ATTRIBUTION DES NOTES EN FONCTION DE LA VALEUR P DES TESTS DE STUDENT. LES QUARTILES SONT CALCULES SUR LA POPULATION DE CES VALEURS QUI SONT SOUS LE SEUIL DE SIGNIFICATIVITE DE .05, ET NON PAS SUR TOUTE LA POPULATION. LES INDICATEURS NON SIGNIFICATIFS OBTIENNENT TOUS LA NOTE 4, INDIFFEREMMENT. CES NOTES SONT A LA BASE DU CALCUL DU SCORE2. 152

TABLEAU 4-14 SCORES MEDIANS DES INDICATEURS REGROUPES SELON LEUR DIMENSION PHYSIQUE, PUIS SELON LEUR FAMILLE. ... 154

TABLEAU 4-15 SCORES MEDIANS DES INDICATEURS, REGROUPES PAR FAMILLE, PUIS PAR DIMENSION. 155

TABLEAU 4-16 SCORES MEDIANS DES INDICATEURS REGROUPES SELON LEUR FAMILLE, PUIS LEUR « ALTERATION ». 156

TABLEAU 4-17 SCORES GLOBAUX MEDIANS DES INDICATEURS REGROUPES PAR DIMENSIONS. LES INDICATEURS ALTERES (PASSAGE AU LOG ET A LA RACINE) SONT EXCLUS. 156

TABLEAU 5-1 REPARTITION DES TACHES DANS LE CIRCUIT. C POUR LES TACHES COURTES, L POUR LES TACHES LONGUES, V POUR LES TACHES DE MANIPULATION DU VENTILATEUR VENT..... 172
TABLEAU 5-2 MOYENNES, ECARTS-TYPES ET RESULTATS DES TESTS DE STUDENT APPARIES POUR LES VARIABLES ISSUES DE LA RESISTANCE CUTANEE. 177
TABLEAU 5-3 RESULTATS DES TESTS T APPARIES POUR LES VARIABLES ISSUES DU CAN. 177
TABLEAU 5-4 RESULTATS DES TESTS T APPARIES POUR CHAQUE TACHE ET POUR LES TROIS VARIABLES ISSUES DE LA RESISTANCE CUTANEE..... 178
TABLEAU 5-5 RESULTATS DES TESTS T APPARIES POUR CHAQUE TACHE ET POUR LES QUATRE VARIABLES ISSUES DES PARAMETRES VEHICULE. 179
TABLEAU 5-6 EFFET DE LA REPETITION DES TACHES CALC, CD ET VENT SUR LES VARIABLES ISSUES DE LA RESISTANCE CUTANEE. .. 180
TABLEAU 5-7 EFFET DE LA REPETITION DES TACHES CALC, CD ET VENT SUR LES VARIABLES ISSUES DU VEHICULE. 180
TABLEAU 5-8 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE MOY_DIFF (DIFFERENCE DU NIVEAU TONIQUE DE LA RESISTANCE CUTANEE PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 182
TABLEAU 5-9 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE DISP_DIFF (DIFFERENCE DE LA DISPERSION DE LA RESISTANCE CUTANEE PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 182
TABLEAU 5-10 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE REG_DIFF (DIFFERENCE DE LA PENTE DE LA REGRESSION LINEAIRE DE LA RESISTANCE CUTANEE PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 182
TABLEAU 5-11 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE VMOY_DIFF (DIFFERENCE DE LA VITESSE MOYENNE PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 184
TABLEAU 5-12 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE VDISP_DIFF (DIFFERENCE DE LA DISPERSION DE LA VITESSE PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 184
TABLEAU 5-13 RESULTATS DES COMPARAISONS POST-HOC ENTRE LES TACHES POUR LA VARIABLE FRV_DIFF (DIFFERENCE DE LA FREQUENCE DE CHANGEMENTS DU SENS DE ROTATION DU VOLANT PAR RAPPORT A LA REFERENCE). LES VALEURS ENTRE PARENTHESES SONT LES MOYENNES DE LA VARIABLE AINSI QUE LES ECART-TYPES. 184

INTRODUCTION

La sécurité passive des véhicules s'est considérablement améliorée parallèlement à la montée en puissance de la sécurité routière dans les préoccupations sociétales. Malgré la diminution de la gravité des accidents qui en a découlé, leur nombre continue d'être trop élevé. Le législateur en a fait une priorité nationale et a durcit le volet répressif de son action (augmentation des contrôles de vitesse et d'alcoolémie, systématisation et allongement des peines pour les délinquants routiers) tout en insistant sur son volet préventif (campagnes de communication).

Le comportement des conducteurs est, en effet, le point d'achoppement de ces questions. La connaissance de ses déterminants est une clef pour pouvoir mieux cibler les actions à mener, tant au niveau politique (prévention et répression visant à les responsabiliser) qu'industriel (conception de véhicules favorisant une conduite plus sécurisée). L'Ergonomie cognitive se propose de donner des règles dans la conception de tels véhicules. Ses méthodes sont le plus souvent subjectives, c'est-à-dire qu'elles reposent sur le témoignage de l'utilisateur. Il peut s'agir de verbalisations libres, d'entretiens structurés, de cotations d'échelles recueillies après des passations de tests de questionnaires ou de comparaisons de produits. Ces méthodes rencontrent une première limite du fait de leur subjectivité. Autant l'appréciation d'un produit peut-elle être facilement cotée, autant l'analyse de son propre comportement reste difficile même lorsque l'on est guidé par son interlocuteur et l'outil d'investigation qu'il utilise. Évaluer sa propre fatigue physique et/ou mentale, estimer la charge supplémentaire qu'une tâche ajoutée fait subir à la conduite sont des dimensions difficiles à quantifier par autoanalyse. On appelle charge l'ensemble des ressources que mobilise un individu pour faire face aux exigences de l'activité dans laquelle il est engagé. Elle est difficile à mesurer en dehors des procédés précédemment décrits et de l'observation du comportement du conducteur. On constate facilement que l'attention d'un novice, venant d'obtenir son permis, est davantage captivée par la conduite que celle d'un expert utilisant son véhicule journellement. On aimerait pourtant pouvoir en réaliser une estimation plus fine lorsque la comparaison est moins évidente. Son estimation représente également un paramètre important dans la conception des systèmes embarqués. Une deuxième limite provient de l'augmentation de leur puissance de calcul : il est maintenant économiquement envisageable d'équiper des véhicules de série de systèmes d'information ou d'aide à la conduite. L'usager

devant, avant tout, assurer sa sécurité avec celle des autres, la question reste de savoir si une tâche secondaire, même reliée à la conduite (utiliser un navigateur ou un système d'aide) n'a pas un effet délétère en termes de charge mentale, avec pour conséquence l'induction d'une distraction à cause de laquelle on irait à l'opposé de l'effet recherché. La sécurité des usagers dépend de la capacité de chacun à maintenir sa conduite –donc un état fonctionnel général - à un niveau de performance qui la garantit. Il est donc intéressant de surveiller l'état interne du conducteur pour détecter les éventuelles périodes de surcharge mentale, incompatibles avec la sécurité. Cette surveillance est conditionnée par l'existence d'indicateurs objectifs, sensibles à la charge mentale, mesurables en continu et en temps réel, qui pourraient compléter les approches subjectives.

Les enregistrements physiologiques peuvent contribuer à dépasser ces limites. En effet, la charge mentale peut être évaluée plus objectivement par l'étude de l'activité des systèmes physiologiques mobilisant les ressources de l'individu pour qu'il fasse face aux demandes de l'environnement. Ils vont directement moduler l'éveil général de l'organisme, qui devient quantifiable grâce aux mesures des variations de différents indicateurs. L'éveil est directement contrôlé par la branche orthosympathique du système nerveux végétatif (ou autonome), qui sollicite les ressources de l'organisme. Par exemple, la fréquence cardiaque constitue un des témoins les plus connus et facilement observable mais aussi l'activité électrodermale, moins commune, qui constituera le principal signe physiologique étudié ici. Par conséquent, on pourrait disposer d'une batterie de signaux sensibles aux variations de la charge mentale, pour obtenir une information plus objective, quantifiable et continue. Parallèlement, la validité scientifique de variables végétatives dans l'évaluation de l'état fonctionnel du conducteur se double d'un intérêt pratique, puisque les systèmes d'enregistrement doivent être compatibles avec la conduite automobile réelle.

Cette thèse répond à deux objectifs principaux, tous deux orientés vers l'évaluation de l'état fonctionnel du conducteur. Le premier est méthodologique : il s'agit de déterminer quels indicateurs sont les plus discriminants dans l'analyse de situations de conduite ordinaires, puis dans des situations de distraction forcée. Les principales études utilisant des signaux physiologiques comme variable dépendante se sont focalisées soit sur des évènements saillants (incidents, manœuvre difficile) ou sur de longues périodes de conduite (fatigue, hypovigilance). L'enjeu est donc de mettre la méthodologie habituelle à l'épreuve des actions de conduite banales et automatisées dans le premier cas, et de tâches ajoutées dans le second. Le second objectif est plus appliqué puisqu'il faudra tester les indicateurs s'étant révélés les

plus adaptés à la particularité des situations de conduite testées et évaluer leur capacité à identifier les états fonctionnels correspondants. Au final, il s'agira de proposer une batterie d'indicateurs que la recherche pourra choisir et utiliser afin de répondre au mieux à l'étude envisagée et à la question scientifique posée.

Le premier chapitre présente d'abord les notions d'éveil physiologique, d'attention et leurs relations avec la charge mentale. Il montre également l'intérêt pratique et scientifique des variables neurovégétatives dans l'étude du comportement du conducteur automobile, et décrit les utilisations qui en sont habituellement faites. Enfin, il présente les principaux signaux neurovégétatifs, et particulièrement l'activité électrodermale (AED) et ses bases biologiques.

Le second chapitre détaille les aspects techniques de la mesure de l'AED puis présente le dispositif d'acquisition développé dans le cadre d'un contrat de collaboration. Cette plateforme enregistre des signaux neurovégétatifs, mais aussi des données non physiologiques (comportementales et contextuelles : vidéo, données véhicule et prise de notes semi-automatisées) indispensables pour comprendre l'analyse des premiers. La synchronisation de ces enregistrements hétérogènes et sa validation est un point déterminant de la fiabilité des données et nous décrivons les procédures adoptées. La plateforme d'acquisition a été utilisée pour l'enregistrement des données expérimentales décrites dans les chapitres 4 et 5.

Le chapitre 3 présente les méthodes de quantification des signaux électrodermaux. Elle a pour objet d'extraire des signaux continus de variables quantitatives et exploitables statistiquement. Nous décrivons les indicateurs phasiques et toniques choisis pour quantifier l'AED, leurs techniques de mesure ainsi que les traitements à appliquer pour régler certains problèmes récurrents du signal. Les outils de quantification utilisés et les indicateurs retenus pour les expérimentations des chapitres 4 et 5 y sont précisément décrits.

Le chapitre 4 présente les résultats obtenus lors de tâches usuelles de conduite nominale. Il vise à identifier les indicateurs phasiques les plus discriminants pour décrire la charge mentale associée à des arrêts et des redémarrages à des stops et à des feux tricolores. Ce sont deux situations très ordinaires, largement automatisées, et très similaires au niveau opérationnel mais qui obéissent néanmoins à des règles différentes. Si l'initiative est laissée au conducteur lorsqu'il est arrêté au stop, il doit respecter un ordre d'arrêt ou de passage au

feu. Une méthode originale de traitement des données adaptée à de telles conditions sélectionne d'abord les fenêtres temporelles liées aux séquences de conduite ciblées, opération qui est habituellement effectuée manuellement par l'expérimentateur. Ensuite, l'analyse des données physiologiques porte sur l'activité phasique de l'AED : une trentaine d'indicateurs sont comparés selon leur capacité à différencier les conditions expérimentales, sur la base d'analyses de variance. Les résultats de cette expérimentation ont permis de sélectionner ceux qui pourront servir à mieux intégrer les mesures électrodermales à l'analyse du comportement du sujet engagé dans une tâche de conduite.

Le chapitre 5 est consacré à la capacité de l'AED à identifier des états fonctionnels dégradés. Il s'agit de déterminer dans quelle mesure les indicateurs électrodermaux sont capables de différencier la conduite nominale de celle d'une double tâche dont la capacité distractive est variable. On induit la distraction par une tâche secondaire ajoutée à la conduite. Le partage des ressources attentionnelles qui en résulte peut s'accompagner d'une augmentation de la charge mentale, plus ou moins élevée selon les exigences de la tâche ajoutée. On devrait observer une élévation de l'activation physiologique proportionnelle à l'intensité de la charge induite, comparativement à la conduite seule. Cette fois, l'analyse est centrée sur les aspects toniques de l'AED. Sur la base de ces résultats, une hiérarchisation des tâches selon leur pouvoir de distraction sera proposée.

Finalement, cette thèse repose sur l'évaluation de la capacité de l'AED et de ses indicateurs à évaluer l'état fonctionnel général d'un sujet, la charge mentale qu'il subit et en présenter deux exploitations différentes, l'une consacrée à une méthode discriminant finement des situations de conduite comparables, l'autre orientée sur la différenciation de la charge induite par des distracteurs chez le conducteur, avec comme perspective le développement d'un système expert de détection des périodes de distraction au volant.

Chapitre 1 - UN LIEN ENTRE L'INDIVIDU ET SON ENVIRONNEMENT

1.1 PSYCHOLOGIE ET ACTIVITE ELECTRODERMALE

1.1.1 L'éveil physiologique et ses variations

1.1.1.1 Activation physiologique

Le système nerveux autonome (SNA) gouverne les processus végétatifs d'autorégulation comme la température corporelle, le rythme cardiaque ou la motilité viscérale. Ils maintiennent l'homéostasie du milieu interne. Mais le SNA contrôle également ces fonctions régulatrices afin d'adapter l'organisme aux demandes environnementales, c'est-à-dire qu'il module et régule les fonctions vitales en faisant passer l'organisme d'un point de fonctionnement à un autre (Critchley, 2002).

L'éveil physiologique correspond à l'allocation d'énergie d'un organisme et caractérise son adaptation à une situation. Il s'agit de modifications homéostatiques tournées vers l'action, qu'il s'agisse de sa mise en œuvre ou son inhibition, avec ou sans comportement associé.

Le sujet réagit à une modification sensible de son environnement en modifiant sa physiologie afin que l'organisme soit en mesure de la contrôler de façon appropriée. Cette réaction peut suivre une stimulation exogène ou endogène. Dans le premier cas, il s'agit de stimulation classique, dans le deuxième la stimulation est interne, et peut être le produit de mécanismes mnésiques. Le système nerveux permet alors la reconnaissance rapide de la situation et fonctionne de manière prédictive. Ces modifications physiologiques sont commandées par les centres du système nerveux, plus particulièrement par les deux branches antagonistes ortho- et parasympathique du système nerveux autonome (voir section 1.3.1.2). Ces messages nerveux mobilisent et répartissent les besoins d'énergie selon les organes, ce qui se traduit par une cascade de modifications physiologiques. En effet, le SNA autorégule les fonctions vitales autour de valeurs de consigne pour satisfaire aux besoins comportementaux, en mobilisant ou en économisant les ressources énergétiques. De plus, les changements physiologiques (notamment viscéraux) sont perçus par rétroaction, par le sujet, ces modifications corporelles étant associées à la situation et, par suite, mémorisées.

L'ensemble est donc régulé par des boucles permettant un contrôle homéostatique de l'organisme (Critchley, 2002).

L'activation physiologique correspond à un état d'éveil indifférencié de l'organisme. Cannon (1915) avait supposé que les émotions comme la colère et la peur provoquaient un surcroît de dépense énergétique de l'organisme. Cette conception a, ensuite, été généralisée à l'ensemble des conduites. Le concept d'activation est souvent associé à celui d'attention, d'éveil spécifique et de vigilance (Caldwell et al., 1994) mais il est cependant plus général car il représente l'ensemble des processus qui visent à faire monter les aptitudes de l'organisme au niveau nécessaire pour réaliser une action prévue (Pribram & McGuinness, 1975). La vigilance qualifie l'état du système nerveux central (SNC) se préparant à détecter et à privilégier les informations significatives dans l'environnement et dans l'organisme, par rapport à la situation à venir. Elle suppose donc une perception et un traitement des informations. L'activation y ajoute la préparation et l'anticipation des réactions neurovégétatives nécessaires à l'exécution d'un comportement donné (Collet, 1995), et donc les programmes moteurs et neurovégétatifs correspondants.

Pribram et McGuinness (1975) distinguent l'*éveil* de l'*activation*, le premier correspondant à une « attention automatique », phénomène phasique associé, par exemple, à la réponse d'orientation, dont la commande est contrôlée par le système limbique et témoigne de l'action d'un sous-système attentionnel viscéro-végétatif ; le second correspondant à une « attention vigilante », phénomène tonique de préparation physiologique à la réponse motrice programmée par les noyaux gris centraux et qui témoigne de l'action d'un sous-système attentionnel somato-moteur. Un troisième système dit d'*effort*, centré sur l'hippocampe coordonnerait les deux premiers. Le modèle de Pribram & McGuiness représenté en figure 1-1 montre les corrélats anatomiques de ces systèmes.

Le lien psychophysiologique de l'activation avec la motricité tel que le conçoivent Pribram et McGuinness (1975) justifie l'utilisation de mesures toniques de l'activité électrodermale (AED) lors d'études portant sur la préparation motrice (Collet, Roure, Rada, Dittmar, & Vernet-Maury, 1996; Guillot et al., 2003; VaezMousavi, Hashemi-Masoumi, & Jalali, 2008).

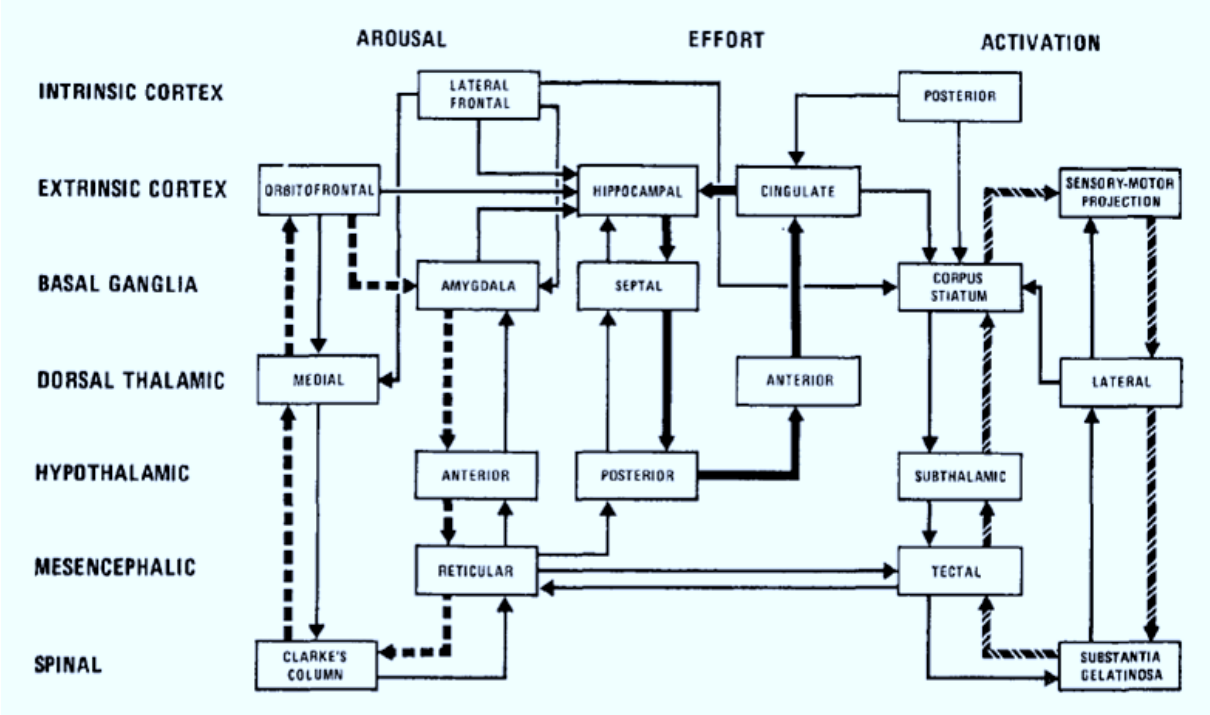

Figure 1-1 Diagramme simplifié des interactions entre les trois systèmes d'éveil (arousal sur la figure), d'activation et d'effort de Pribram et McGuinness (1975).

Les corrélats anatomiques ainsi que les manifestations neurovégétatives associées à ces concepts ont été synthétisés par Boucsein (1993), qui a différencié trois types d'activation physiologique (voir

figure 1-2). Le premier est général d'origine réticulaire. On peut le rapprocher de l'*activation* de Pribram et McGuinness (1975). Ses corrélats physiologiques sont la désynchronisation de l'EEG et les modifications toniques (non spécifiques) neurovégétatives. Il conditionne la vigilance et l'état d'alerte. Le second est qualifié d'affectif, avec un contrôle par un réseau intégrant l'amygdale. On peut le rapprocher de l'*éveil* du modèle de Pribram et McGuinness (1975). Il focalise l'attention et active les réactions hypothalamiques qui entraînent une mobilisation générale des ressources de l'organisme, indispensables à l'efficacité comportementale dont la réponse d'orientation en est le premier témoin. Le troisième type d'activation est celui de la préparation à l'action qui se concrétise par un comportement dirigé vers un but. Il est contrôlé par les noyaux gris centraux. Il facilite les commandes initiées par les aires motrices corticales. Ses marqueurs physiologique sont une augmentation de l'activité cardiovasculaire et les réponses électrodermales (RED) anticipatrices de l'action. Le système d'*effort* de Pribram et McGuinness (1975) recoupe les deux premiers types d'activation présentés ci-dessus. Il est possible qu'il soit responsable de l'inhibition des réactions hypothalamiques lors de l'habituation.

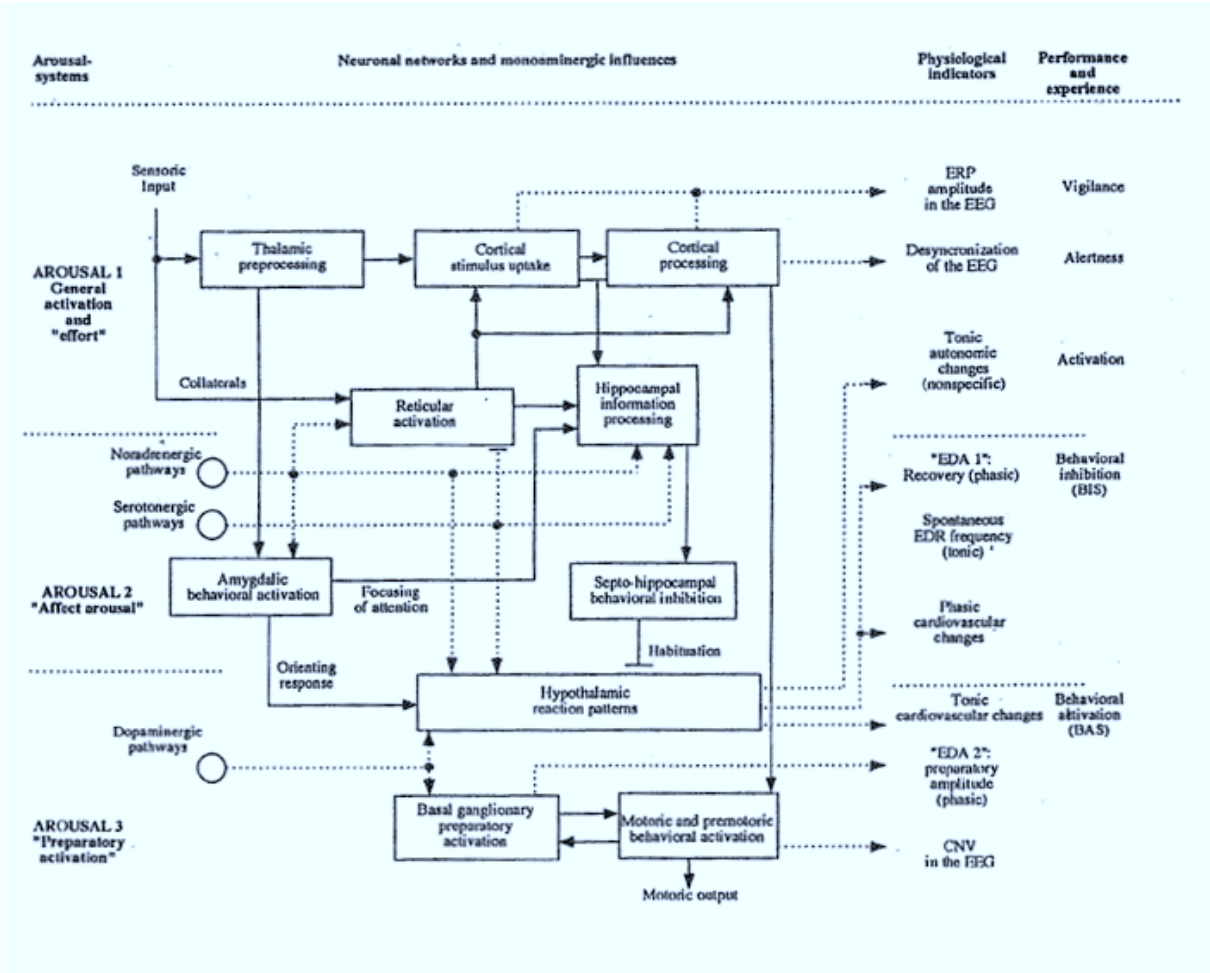

Figure 1-2 Schéma illustrant les trois types d'activation physiologique du modèle de Boucsein (1993).

À la suite de ces travaux, Barry, Clarke, McCarthy, Selikowitz et Rushby (2005) ont considéré l'éveil et l'activation sous l'angle énergétique et la performance qui lui est associée. Ils désignent le *niveau d'éveil* comme l'état énergétique du moment, et l'*activation* comme la mobilisation énergétique liée à la tâche. Le premier est mesurable par le niveau tonique électrodermal. Son augmentation avant la tâche représente la seconde, attestée par la différence des niveaux de conductance cutanée (voir figure 1-3). Les résultats ont montré que l'amplitude des réponses d'orientation (estimées en mesurant la magnitude de la réponse électrodermale) dépendait du *niveau d'éveil,* alors que les performances à la tâche, elles, augmentaient avec l'*activation*. Ces résultats obtenus chez l'enfant et montrant que les concepts de *niveau d'éveil* et d'*activation* sont séparables, ont été retrouvés chez l'adulte (VaezMousavi, Barry, Rushby, & Clarke, 2007a).

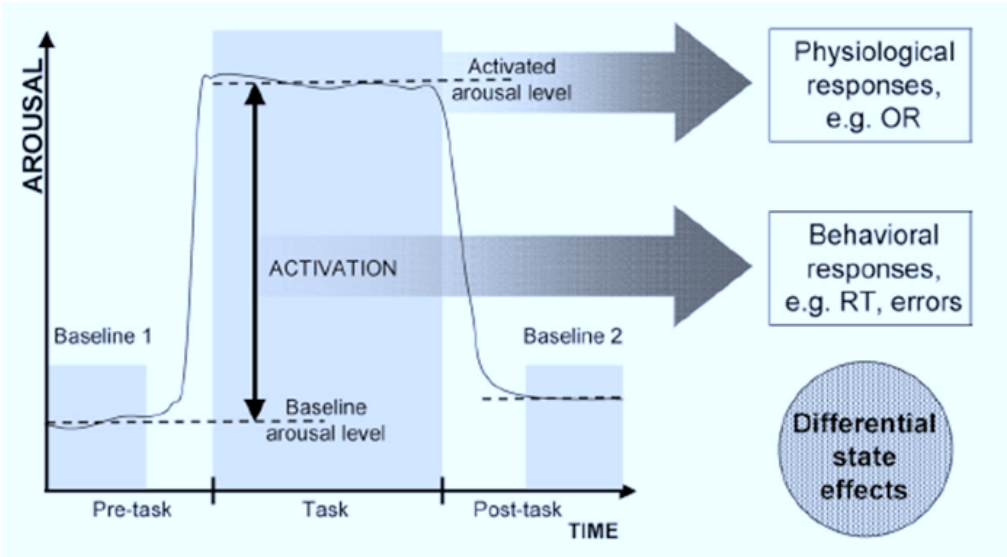

Figure 1-3 L'exemple de VaezMousavi et al. (2007a) représente le niveau d'éveil (arousal sur la figure) comme l'état énergétique courant du sujet mesuré par son niveau tonique électrodermal. L'activation est l'évolution de l'éveil par rapport à une période de repos précédant la tâche. Les réponses sont affectées par le niveau d'éveil, alors que le comportement et la performance à la tâche le sont par l'activation liée à la tâche.

Les deux études sus citées mentionnaient des effets inter-sujets. Une étude intra-sujets chez l'adulte (VaezMousavi, Barry, Rushby, & Clarke, 2007b) a donc été construite pour étudier les fluctuations du *niveau d'éveil* et de l'*activation* pendant le déroulement de la tâche, dans le but d'évaluer la validité de la différenciation entre les deux. Les résultats ont confirmé la corrélation entre *niveau d'éveil* (pris comme un niveau tonique de conductance cutanée) et réponses aux stimulations d'une part, et celui entre *activation* (prise comme une différence de niveaux d'éveil entre non tâche et tâche) et les indicateurs comportementaux de performance d'autre part. Les auteurs ont conclu qu'il était justifié de considérer le *niveau d'éveil* et l'*activation* comme deux caractéristiques distinctes des aspects énergétiques des fonctions physiologique et comportementale. Cette perspective est cohérente avec le modèle de Pribram et McGuinness (1975) et le justifie en utilisant l'activité électrodermale comme variable de l'activité du système nerveux autonome (SNA).

On se trouve en présence d'un vocabulaire assez peu clair du fait de la proximité des concepts et des faux-amis français/anglais. Le terme anglais *arousal* est souvent traduit par *éveil* en français mais on le considère souvent comme synonyme d'*activation* ou *activation physiologique* (Averty, 1998; Collet, 1995). Par contre il est souvent associé à des variations toniques et, dans un contexte lié à la motricité, il est plus proche de la notion d'*activation* comme le montre le modèle énergétique du traitement de l'information de Sanders (1990) représenté en figure 1-4.

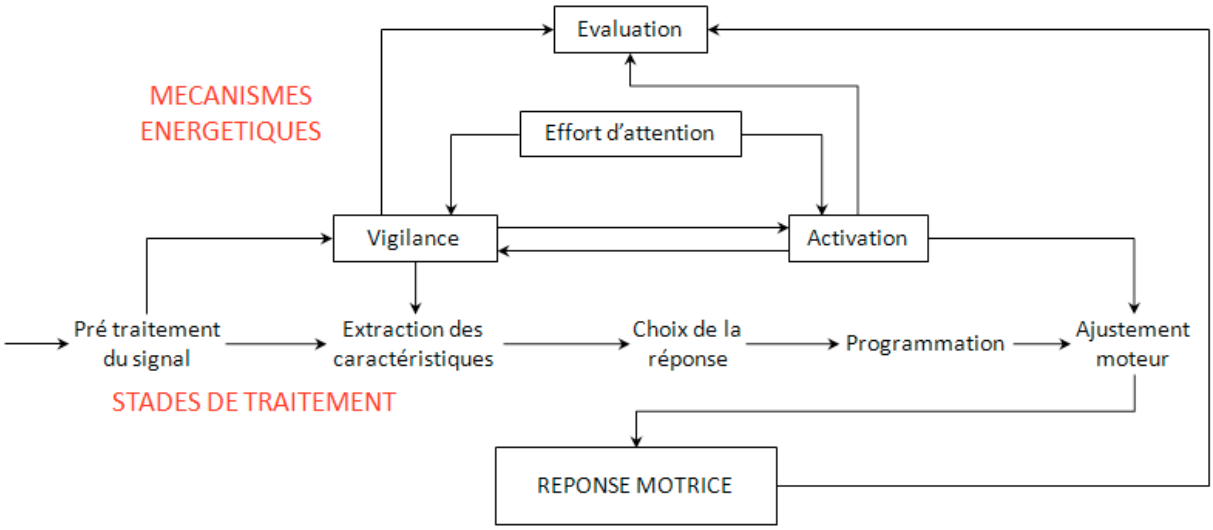

Figure 1-4 Modèle énergétique du traitement de l'information de Sanders (1990). Ici, la vigilance correspond aux premiers stades du traitement de l'information, où il faut extraire des indices utiles, par rapport à l'objectif initial de la tâche. Cela n'est possible que si la mobilisation énergétique, représentée par l'activation, est suffisante. Leur interaction représente l'effort résultant et correspond à la mobilisation des ressources en attention, autrement dit, l'effort.

1.1.1.2 Activation et performance

L'éveil d'un sujet fluctue en permanence entre deux niveaux extrêmes allant du sommeil le plus profond jusqu'à l'excitation la plus vive. Ce continuum a été proposé par Freeman (1948) puis Lindsley (1951), dont la théorie de l'*éveil* est basée sur l'hypothèse que chaque comportement s'avère impossible en dessous d'un niveau spécifique d'activation, mais peut être perturbé au dessus. Ce lien causal entre activation et performance avait été proposé dès le début du siècle par Yerkes et Dodson (1908) qui avaient compté le nombre d'essais nécessaires à l'apprentissage, dans une expérience à 3 niveaux de difficulté où des rats devaient apprendre à discriminer deux portes dont l'une conduisait à de la nourriture et l'autre à un choc électrique, avec l'intensité de la décharge comme variable indépendante (figure 1-5). Pour les trois niveaux de difficulté, une intensité de punition induisait un niveau d'activation particulier associée à un nombre d'essais nécessaires minimal. Cette relation a été développée par Hebb (1955) qui a proposé la courbe en U renversé comme représentant la relation entre activation physiologique et performance à la tâche (figure 1-6).

Il existe des corrélats neuroanatomiques à la fonction activatrice des entrées sensorielles décrite par Hebb (1955) : la formation réticulée du tronc cérébral relaie l'ensemble des informations sensorielles en provenance de l'environnement et stimule l'ensemble du cortex. Requin (1966) a manipulé artificiellement le niveau d'activation physiologique de chats par

stimulation électrique de la formation réticulée et a évalué leur performance en mesurant les variations de leur temps de réaction pendant une épreuve d'apprentissage conditionné. La performance augmentait avec l'intensité de la stimulation jusqu'à atteindre un optimum, puis décroissait (voir figure 1-7). L'augmentation initiale reflèterait une élévation progressive de la sélectivité de l'attention vers la tâche et, à partir de cette valeur optimale, des informations pourtant relatives à la tâche ne seraient plus prises en compte ce qui entraînerait une baisse de performance.

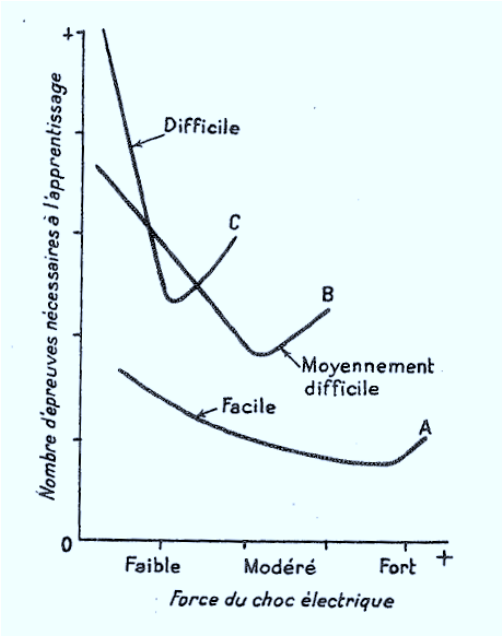

Figure 1-5 Schéma illustrant les résultats de Yerkes et Dodson (1908). Pour chaque niveau de difficulté de la tâche d'apprentissage il y a un optimum de motivation pour lequel l'apprentissage est plus rapide Au dessus et au dessous de cet optimum, le nombre d'essais pour arriver au même résultat est plus important.

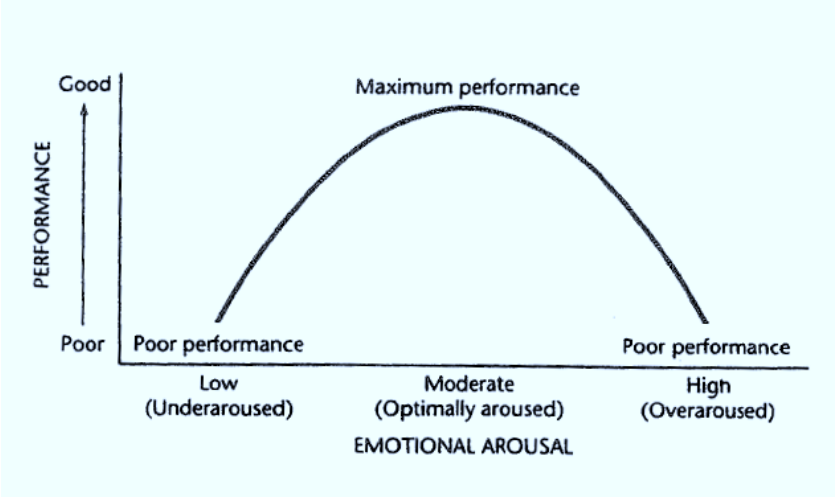

Figure 1-6 Représentation théorique de la relation entre activation et performance, adaptée d'après Hebb (1955), à partir des résultats de Yerkes et Dodson (1908).

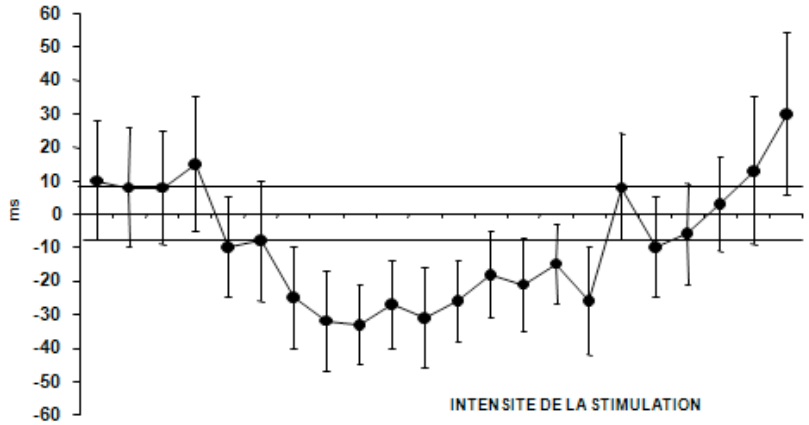

Figure 1-7 Rôle de la formation réticulée dans la régulation de l'activation physiologique chez le chat, dans une tâche de temps de réaction (en ordonnées), d'après Requin (1966). Le niveau d'activation EVEIL physiologique du chat est contrôlé par stimulation électrique de la formation réticulée (en abscisses). Les temps de réaction diminuent jusqu'à une valeur minimale, puis augmentent avec l'intensité de la stimulation.

Chez l'homme, le lien entre activation et performance a été étudié dans la pratique sportive. Le niveau d'activation, reflété par le niveau tonique de la résistance (ou conductance) cutanée, s'est révélé, à lui seul, prédictif de la performance à des tâches motrice simples, fermées, c'est-à-dire que la performance ne dépend que de l'activité du sujet (Collet et al., 1996). Également, dans des tâches motrices complexes, comme une épreuve de tir au pistolet effectuées par des pentathloniens de haut niveau, les mauvaises performances étaient liées à une faible activation lors de la phase de concentration précédant le tir (Guillot et al., 2003).

Toutefois, des limites à la théorie du U renversé ont été mises à jour.

D'abord, lorsque la tâche se complexifie d'un point de vue perceptif et moteur, cette relation n'est plus aussi simple (Collet et al., 1996). En effet, dans une série de trois expériences de complexité croissante l'effet du facteur 'activation' sur la performance n'était clairement valide que pour la première tâche ; la plus simple. La tâche simple consistait en une anticipation temporelle d'interception de cible mouvante sur écran d'ordinateur, celle de difficulté intermédiaire était une interception de balle dans laquelle le sujet devait anticiper sa trajectoire et la tâche motrice complexe correspondait à une réception de service en volley-ball dans laquelle le sujet devait également ajuster la passe sur un équipier devant le filet, Pour la seconde tâche, mais surtout la troisième, le niveau d'activation n'était pas prédictif du succès ou de l'échec. Les auteurs ont conclu que la relation du U renversé était généralisable pour les tâches perceptivo-motrices simples et répétitives, mais pas pour celles demandant des

habiletés motrices complexes. Dans ce dernier cas, des erreurs peuvent résulter d'une erreur de traitement de l'information ou d'une mauvaise exécution motrice, même si le niveau d'activation est optimal.

Ensuite, la théorie du U renversé est monodimensionnelle. Or, Hebb (1955) avait déjà mis l'accent sur les entrées sensorielles dans la préservation de l'efficacité de la commande motrice. Les signaux en provenance de l'environnement remplissent deux fonctions : ils augmentent le niveau d'activité et fournissent aussi des données de guidage (directives). Le modèle de Karli (1977, voir figure 1-8) intègre cette partition en une dimension quantitative (aspect énergétisant) et une dimension qualitative (aspect directionnel). De même, le modèle de Näätänen (1973, voir figure 1-9) représente la performance comme résultant de ces deux aspects. Les premiers font référence à l'éveil physiologique général, aspécifique alors que les seconds incluent toutes les exigences spatio-temporelles d'efficacité de la tâche. On note qu'on retrouve ces deux dimensions dans les formalisations psychologiques. Ainsi, les phénomènes attentionnels exigent un éveil physiologique suffisant mais aussi une vigilance correctement orientée pour qu'ils soient efficaces (Posner & Petersen, 1990; Posner, Rueda, & Kanske, 2007). Les réponses émotionnelles peuvent aussi être décrites selon leur intensité et leur valence, d'aversion ou d'appétence (Bradley & Lang, 2007). Enfin, la théorie du U renversé a fait l'objet de critiques méthodologiques. D'abord, les stimulations électriques chez l'animal peuvent engendrer un stress susceptible de provoquer directement la baisse de performance lorsque leur intensité est élevée. Ensuite, la question de la validité du recours aux doubles tâches a été posée (Näätänen, 1973). Cette pratique consiste à faire augmenter le niveau d'activation physiologique en ajoutant une deuxième tâche pour accroître la difficulté. Dans ce cas, on ne peut pas garantir que l'attention n'ait pas dévié (au moins en partie) vers la deuxième tâche au détriment de la première, le partage des ressources attentionnelles expliquant la baisse de performance à la tâche principale.

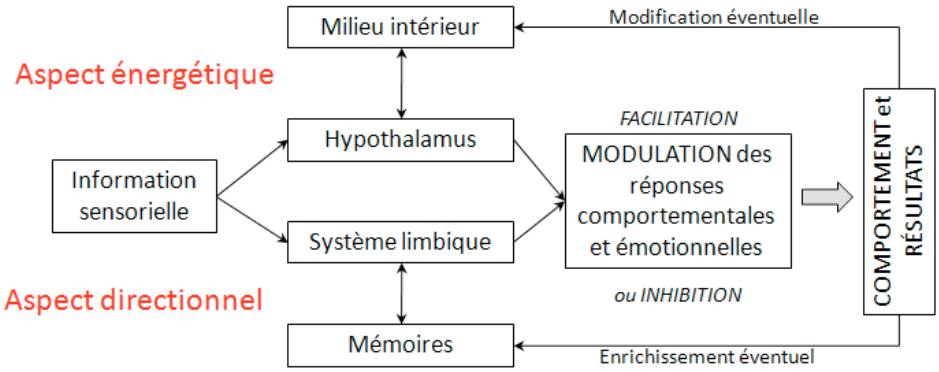

Figure 1-8 Représentation schématique du modèle de Karli (1971).

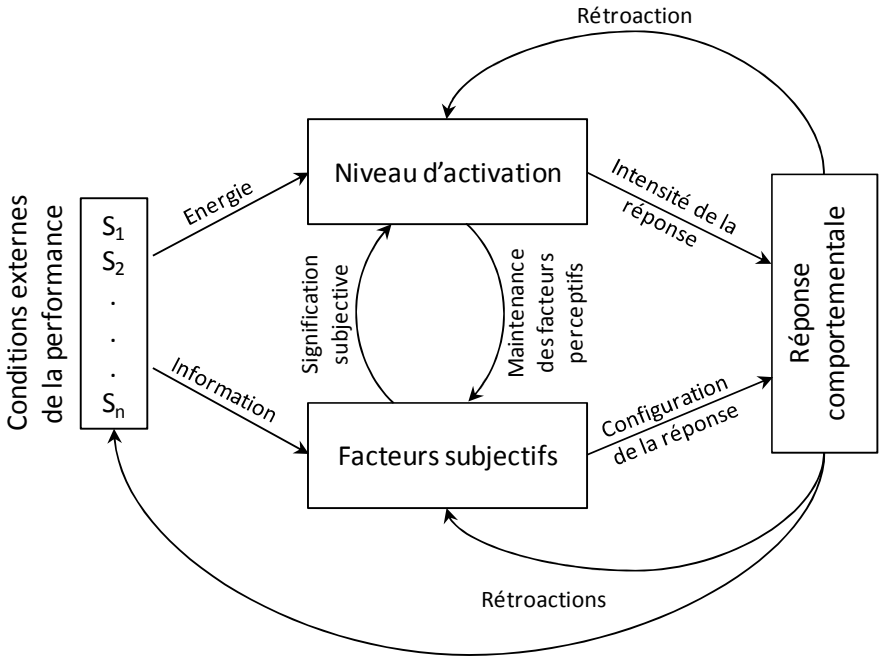

Figure 1-9 Le modèle articule activation et performance (Näätänen (1973). « Energie » représente l'effet des stimuli sensoriels sur l'organisme, qui provoque une augmentation de l'activation non spécifique (aspect quantitatif). « Information » représente l'aspect perceptif des stimuli : interprétation de la situation par l'organisme (aspect qualitatif).

La théorie des catastrophes (Hardy & Parfitt, 1991) propose une évolution à celle dite du U renversé en ajoutant une troisième dimension explicative de la performance, l'anxiété cognitive, définie comme l'analyse que le sujet fait de son propre niveau d'activation. La performance est alors déterminée par une interaction complexe entre l'activation physiologique et l'anxiété cognitive. Lorsque les 2 facteurs sont élevés, une chute importante de la performance peut être observée. Ainsi, cette nouvelle variable brise la continuité de la relation entre activation et performance (voir figure 1-10). Pour les bas niveaux d'anxiété cognitive la courbe conserve sa forme de U renversé, mais elle s'altère lorsque le niveau d'anxiété cognitive s'élève, faisant apparaître une hystérésis lorsque l'anxiété cognitive est élevée. Les auteurs ont validé leur modèle avec une tâche de lancer franc au basket-ball dans laquelle l'anxiété cognitive était manipulée selon que l'expérience se déroulait la veille ou le lendemain d'une rencontre importante. Ils l'ont évaluée avec un questionnaire rempli avant chaque séance. Le niveau d'activation physiologique était manipulé et estimé grâce au rythme cardiaque, lui-même contrôlé par l'exercice physique. La courbe performance-fréquence cardiaque formait bien une demi-parabole au fur et à mesure qu'augmentait l'activation et une autre demi-parabole lorsque le niveau d'activation allait décroissant. Or les deux n'étaient pas superposables dans la condition d'anxiété cognitive élevée : la meilleure performance s'observait à un rythme cardiaque plus faible sur la portion descendante de la courbe par

rapport à sa portion ascendante, d'où l'hystérésis et la courbe proposée. Lorsque le niveau d'anxiété cognitive est faible, l'hystérésis n'existe plus et on retrouve une courbe de type U renversé.

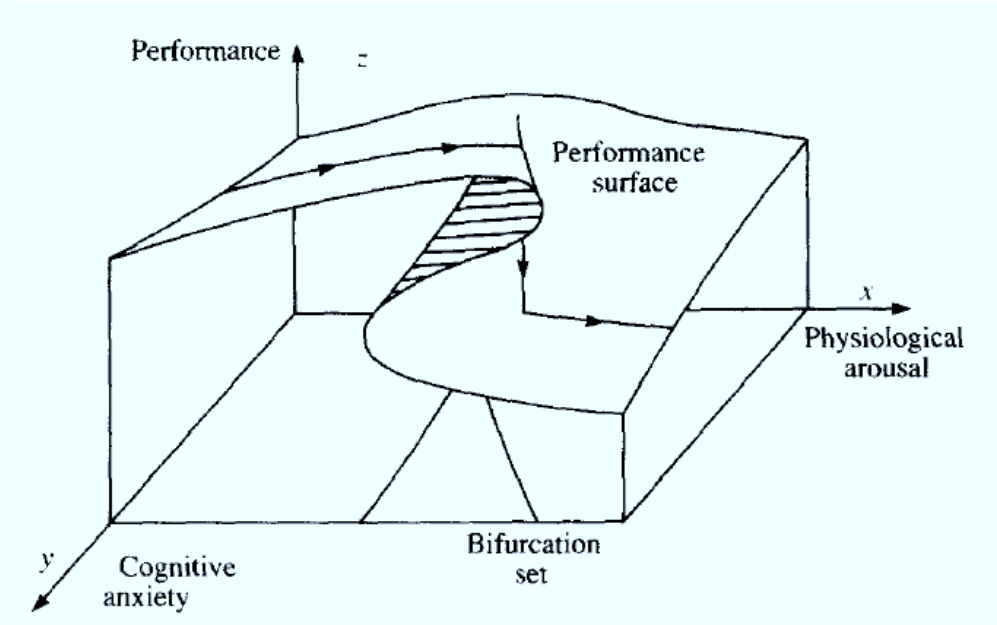

Figure 1-10 Schéma de la relation entre activation physiologique, anxiété cognitive et performance selon la théorie des catastrophes, d'après (Hardy & Parfitt, 1991).

1.1.2 Attention

Un flux variable mais important d'informations sensorielles arrive au cerveau en permanence. Pourtant, toutes ne sont pas prises en compte de la même façon. Certaines accèdent à la conscience, d'autres non. Certaines ont un impact sur le comportement, d'autres non. La composante physiologique de l'étude de l'attention est la compréhension des phénomènes par lesquels le cerveau parvient à contrôler l'énergie accordée à l'observation de l'environnement, la priorité qu'il accorde aux données perçues comme essentielles et qui lui permettent d'en construire une représentation consciente.

Une subdivision classique des composantes de l'attention est de considérer séparément l'intensité et les aspects sélectifs (Posner et al., 2007). Les états attentionnels varient et comprennent tous les stades du sommeil, tous les états de veille qui varient au cours de la journée (cycles circadiens), au cours de tâches, ou suite à des stimulations. Ces états diffèrent en termes d'intensité et impliquent des mécanismes de commutation des ressources vers un évènement particulier. On peut donc diviser l'attention en trois réseaux distincts (Posner et al.,

2007) : l'un est lié aux changements d'état et est appelé « alerte ». Les deux autres sont impliqués dans la sélection et sont appelés « orientation » et « attention exécutive ». Les durées d'observation sont longues pour l'alerte, breves pour l'orientation et variables pour l'attention exécutive. En conséquence, les indices calculés sur les signaux psychophysiologiques pour les mettre en évidence ne sont pas les mêmes.

1.1.2.1 Alerte

L'alerte représente la dimension intensive de l'attention et décrit les moyens par lesquels l'organisme atteint et maintient une forme d'alarme générale. Elle varie spontanément au cours de la journée, mais d'autres facteurs peuvent l'influencer. Au cours de tâches impliquant des traitements de longue durée elle peut varier considérablement, donc le facteur temps est, au moins en partie, la cause des modifications toniques du système d'alerte (Posner et al., 2007).

Le pendant physiologique du concept psychologique d'alerte est l'activation physiologique. Les deux correspondent à un éveil cortical général provoqué par la formation réticulée qui active l'ensemble du cortex lorsque les systèmes sensoriels lui transmettent les informations afférentes qu'ils ont captées (Boucsein, 1992 pour l'activation ; Posner et al., 2007 pour l'état d'alerte).

Les stimuli chroniques sont ceux qui modulent le mieux l'activation physiologique. Le niveau de base de l'activité électrodermale y est particulièrement sensible. La fréquence d'apparition de réponses électrodermales dites non spécifiques (RED-NS) augmente également (Boucsein, 1992; Critchley, 2002).

Une forme de stimulus chronique est l'exécution d'une tâche continue qui conduit à l'augmentation du niveau tonique et de la fréquence de RED-NS par rapport au repos. Par exemple, dans chacune des huit tâches proposées à des sujets, demandant une attention soutenue à des stimuli externes (écoute dans un bruit blanc fort et fluctuant) ou mobilisant l'attention sur des processus internes (résolution de calculs mentaux), le niveau tonique de la conductance a augmenté par rapport au niveau de base (J. I. Lacey, Kagan, B. C. Lacey, & Moss, 1963). Lors d'une tâche de vigilance dans laquelle les sujets devaient appuyer sur un bouton lorsque le stimulus « 0 » était présenté par opposition aux autres chiffres le niveau tonique et le nombre de RED-NS ont augmenté brusquement au début de cette tâche éprouvante puis a graduellement baissé au cours de sa réalisation (Munro, Dawson, Schell, & Sakai, 1987).

La charge émotionnelle module elle aussi l'état d'alerte. L'induction d'émotions fortes comme la peur, la colère, élève le niveau tonique de la conductance cutanée et la fréquence de RED-NS. La peur provoquée par la menace de chocs électriques dus à un dysfonctionnement matériel, la colère induite par un traitement injuste des sujets participant à l'expérience, ont tous deux augmenté le niveau tonique en conductance, la fréquence de RED-NS et d'autres paramètres de l'activation sympathique (Ax, 1953). Le dégoût a eu aussi pour effet d'augmenter le niveau de la conductance cutanée (Gross, 1998; Gross & Levenson, 1993). De plus, la hausse du niveau tonique était influencée par la stratégie de régulation émotionnelle imposée au sujet : elle était plus forte pour ceux qui avaient reçu l'instruction de cacher les manifestations de leurs émotions que pour ceux qui pouvaient les exprimer ou que ceux qui devaient coter subjectivement ce qu'ils voyaient.

Les stimulations sociales sont également connues pour augmenter l'activation physiologique. Elles sont celles pour lesquelles les concepts de stress et d'affect sont les plus souvent évoqués. Au cours d'entretiens psychothérapeutiques des enregistrements d'AED ont été reliés à des mots comme « tension » ou « anxiété » (Boyd & DiMascio, 1954). D'autres études ont également mis en évidence des niveaux plus élevés chez des couples en conflit que chez ceux qui vivaient davantage en harmonie (Levenson & Gottman, 1983, 1985).

1.1.2.2 Orientation de l'attention

La réponse d'orientation (RO) a été décrite par Pavlov en 1927 comme un réflexe provoqué par un changement dans l'environnement. Sa finalité biologique est de mobiliser l'organisme vers la stimulation pour pouvoir en analyser le contenu et la signification. La RO est aspécifique et peut être provoquée à la fois par une augmentation ou une diminution de l'intensité du stimulus, par sa présentation comme sa suppression. Toutefois, tout changement dans une scène visuelle n'est pas systématiquement repéré consciemment par l'observateur. En effet, il peut passer inaperçu et rester en dehors de la focalisation attentionnelle. Une métaphore souvent utilisée pour décrire la capacité à détecter les changements est celle de la lampe torche : Posner considère l'attention comme le faisceau d'une lampe torche dirigé vers un endroit précis de la scène visuelle, améliorant le traitement des informations qui s'y trouvent mais excluant celui des informations extérieures. Son orientation peut être préparée par une stimulation externe périphérique (attention exogène) ou déterminée volontairement par une décision stratégique préalable (attention endogène - Camus, 1998).

L'étude de l'orientation visuelle s'appuie généralement sur des tâches de détection d'objet, désigné comme cible parmi d'autres, le temps de réaction (TR) étant alors la variable

dépendante mesure de la performance. Les TR sont faibles lorsque la discrimination est facile, même lorsque le nombre d'éléments parmi lesquels il faut trouver le bon est élevé. Par contre, quand leurs caractéristiques sont communes les temps de réaction augmentent linéairement avec le nombre d'éléments de la scène (Treisman & Gelade, 1980). L'étude des mouvements oculaires est un moyen évident d'identifier les déplacements attentionnels. Cependant, on peut changer l'orientation de son attention avec un regard fixe, lorsque la scène à observer est concentrée. Néanmoins, les mouvements oculaires sont souvent de bons témoins des déplacements attentionnels et sont observables avec des systèmes d'oculométrie. Il n'est pas certain que l'orientation endogène de l'attention, non observable, constitue une préparation à l'orientation observable (le mouvement oculaire). Les deux systèmes peuvent simplement être coïncidents mais aussi séparés (Posner et al., 2007). Le lien entre les deux reste étroit, l'orientation observable et non observable étant activées de façon exogène par les mêmes stimuli, et l'orientation endogène n'étant pas attestée par les saccades oculaires endogènes. Lors d'une tâche consistant à faire une saccade vers un stimulus cible, le temps de réaction diminue si un indice orienté dans la bonne direction a légèrement précédé la cible. La cause de ce phénomène serait que l'indice augmente l'état d'alerte et améliore la performance (Posner et al., 2007). Inversement, la consigne de faire une saccade opposée au stimulus, donc à inhiber la saccade vers lui, augmente le TR. Cette tâche met les signaux endogènes (déplacement attentionnel et exécution de la saccade) et exogènes (inhibition de la saccade vers le stimulus) en compétition. Le système d'orientation comporte donc une fonction d'inhibition. Elle est expérimentalement évaluée par l'augmentation des TR. L'inhibition du retour (Posner et Y. Cohen, 1984) traduit le fait que le TR augmente lorsque le stimulus cible a lieu au même endroit que l'indice. Ce phénomène aurait pour fonction d'éviter l'examen de zones déjà explorées. Cela est cohérent avec le fait que l'alerte augmente dans un environnement changeant, celle-ci, comme l'orientation favorisant la nouveauté. Au niveau physiologique, la RO provoque un abaissement des seuils sensoriels, une désynchronisation du signal électroencéphalographique, ainsi que des changements végétatifs dont une réponse électrodermale. Au niveau comportemental, on observe des mouvements oculaires et corporels.

a- Effet de la nouveauté : habituation

L'habituation représente la diminution de la réponse à la stimulation qui s'éteint avec les répétitions. On peut le considérer comme un processus basique, accessible à la quasi-totalité du règne animal : l'individu apprend à ne pas réagir, le nombre d'essais avant

l'extinction complète étant la variable mesurée. L'habituation peut aussi être prise comme une évolution. Dans ce cas, on peut tirer un indice de la régression (une pente si elle est linéaire, un exposant si elle est exponentielle) qui indiquera le numéro de l'essai à partir duquel les réponses n'évoluent plus (Boucsein, 1992). L'activité électrodermale est sensible à l'habituation (Barry, 2004; Barry & Sokolov, 1993). L'amplitude de la réponse électrodermale diminue et la réponse elle-même disparaît avec le nombre de répétitions. Le niveau tonique est aussi sensible à l'habituation (Barry & Sokolov, 1993), ce qui tend à confirmer que l'état d'alerte du sujet est aussi modulé par la nouveauté de la situation. Un stimulus pour lequel l'habituation est rapide a un pouvoir de capture de l'attention plus faible car l'extinction du réflexe d'orientation est également plus rapide. Cette faculté attentionnelle d'ignorer les stimuli déjà rencontrés n'est toutefois pas absolue et peut être modulée. Frith et Allen (1983) ont mesuré la RED à un stimulus sonore délivré pendant une tâche principale. Comparativement à la situation où le stimulus sonore était présenté seul, l'habituation attestée par la disparition de la RED associée au son, s'est révélée plus rapide pendant la tâche, ce qui prouve que l'attention des sujets était tournée vers leur tâche plutôt que vers les sons : l'habituation a permis ici d'obtenir des informations objectives sur la direction de l'attention.

b- Effet des caractéristiques physiques

La RED est corrélée à l'intensité du stimulus (Boucsein, 1992). Uno et Grings (1965) ont trouvé une relation linéaire positive entre l'amplitude de la RED et l'intensité d'un stimulus sonore. Plus largement, dans une étude visant à différencier les réponses d'orientation de sursaut et de défense à l'aide de mesures neurovégétatives (conductance cutanée, rythme cardiaque) et comportementales (expressions faciales et mouvements du torse), Turpin, Schaefer et Boucsein (1999) ont montré que la réponse aux stimuli était sensible à leur caractéristiques physiques : les RED étaient plus nombreuses et plus amples pour les sons les plus forts. Elles étaient moins sensibles à l'habituation pour les sons les plus soudains. La corrélation entre l'amplitude de la réponse physiologique et l'intensité du stimulus est meilleure pour la RED que pour d'autres mesures physiologiques comme le rythme cardiaque, ou sur le spectre de puissance EEG (Barry, 1975, 1976; Turpin et al., 1999). Cela fait de la RED un candidat de premier choix pour l'évaluation de la RO, en particulier pour les stimulations de relativement basse intensité.

1.1.2.3 Attention exécutive

L'attention cognitive comprend les processus mis en place lorsqu'il y a conflit entre plusieurs réponses possibles (stimulations ou tâches complexes) ou que la situation implique une prise de décision.

a- Conflits

Il arrive que plusieurs traitements mentaux aient lieu en même temps. Ce sont des cas de conflits potentiels entre les traitements issus de zones cérébrales différentes. L'attention exécutive représente les processus de priorités lors de tels conflits et est suivie d'une prise de décision (Botvinick, Braver, Barch, Carter, & J. D. Cohen, 2001). Le test de Stroop consiste à donner la couleur de mots dont le sens représente une couleur mais qui ne sont pas forcément écrit dans la couleur qu'ils représentent sémantiquement. Par exemple le mot « rouge » peut être écrit en jaune, en vert ou en bleu. La tâche est de donner la couleur de l'encre utilisée pour écrire les mots. Dans ce cas, la lecture du mot est dominante (car bien apprise) et entre en conflit avec la couleur de l'encre. Le conflit réside donc dans le fait qu'on demande au sujet d'inhiber l'exécution d'une tâche dominante pour la remplacer par une autre.

b- Prise de décision

Certains stimuli sont associés à des prises de décision. Bechara, H. Damasio, Tranel, et A. R. Damasio (1997) ont conduit une expérience de jeux d'argent dans laquelle les sujets devaient piocher des cartes dans deux tas. L'un, pouvait procurer des gains immédiats élevés mais conduisait à de grosses pertes à long terme. L'autre, procurait des gains immédiats plus faibles qui étaient confirmés sur le long terme. Après avoir subi quelques pertes, les sujets sains, par opposition aux sujets atteints d'une lésion orbito-frontale, généraient des RED avant de sélectionner le mauvais jeu, et évitaient d'y piocher. Ces RED ont été interprétées une première fois comme étant des « marqueurs somatiques » (A. R. Damasio, 1995) aidant le sujet à prendre une décision qui lui soit profitable, facilitant le processus d'acquisition de la connaissance et du raisonnement logique nécessaire à la prise de décision. Les RED seraient alors un indicateur d'un processus complexe et non conscient qui reflète l'accès à une expérience passée, elle-même façonnée par l'apprentissage et les états émotionnels qui avaient accompagné cet apprentissage.

1.1.2.4 Effet du contenu de la stimulation : modulation émotionnelle

La RO et sa manifestation électrodermale, la RED, peuvent être modulées par les caractéristiques physiques (la forme) de la stimulation. Elles peuvent l'être aussi par son contenu sémantique et émotionnel (le fond). Lorsqu'on considère des périodes temporelles plus longues, le contenu des stimuli a un impact observable au niveau tonique, donc sur l'état d'alerte des sujets.

a- Influence du sens porté par le stimulus

Au-delà des caractéristiques physiques du stimulus, la signification qu'il porte est également identifiable dans la RO. En effet, sans que cela soit pour autant nécessaire, les stimuli signifiants sont ceux qui génèrent prioritairement des RED. Maltzman et Langdon (1982) ont présenté des sons à deux groupes de sujets (1 kHz durant 0.5 s à 70 dB) à des intervalles constants puis variant par pas logarithmiques. La réponse à produire était de lâcher une pédale le plus vite possible pour le groupe expérimental alors que le groupe contrôle devait simplement les écouter. Les RED évoquées étaient plus amples dans le groupe expérimental et l'habituation était presque absente. Ainsi la signification donnée à un stimulus, ici le déclencheur de la tâche module largement l'effet de nouveauté, même si elle n'est pas nécessaire à la production d'une réponse. La signification est largement liée au contenu émotionnel.

b- Emotions

Emotion vient du latin « movere », signifiant « mouvoir ». Quand l'émotion est intense, les gens bougent, agissent et réagissent, parfois dans des circonstances dramatiques. Les fonctions de l'organisme sont modifiées de façon à le préparer à une action motrice appropriée ou, au contraire, à programmer une immobilité totale. On observe donc corrélats physiologiques comme la modification du rythme cardiaque, la moiteur des mains, une variation du tonus musculaire, une rougeur ou pâleur du visage qui s'anime (froncements de sourcils, sourire), etc. L'émotion est donc un moteur de l'action et son facteur motivationnel. Emotion et motivation ont la même éthymologie.

L'observation du comportement animal a permis de dégager deux dimensions au comportement motivé : la direction et l'intensité. Chez les organismes les plus simples les stimuli favorisant la survie (nourriture) conduisent à des comportements d'attrait, tandis que ceux représentant une menace entraînent l'évitement ou la fuite. Tous deux peuvent avoir différentes intensités. Chez l'humain, bien que l'approche ou l'évitement ne soient plus

uniquement dictés par le stimulus en question (des fonctions cognitives plus élevées permettent d'inhiber certains comportements), les paramètres basiques de direction et d'intensité restent fondamentaux (Bradley & Lang, 2007). Il y a deux principales façons de caractériser les différentes émotions. Une première est biphasique et repose sur leur valence : bon/mauvais, appétant/aversif, agréable/désagréable, plaisant/déplaisant. Le deuxième paramètre détermine l'intensité, le degré d'engagement dans l'action. On retrouve ici la notion d'activation avec la valence comme composante directionnelle et l'intensité pour l'aspect intensitif. Ce système comporterait des possibilités d'inhibition et d'activation réciproques (Cacioppo & Berntson, 1994) permettant théoriquement d'occuper l'ensemble de cet espace émotionnel à deux dimensions.

Une deuxième façon de conceptualiser les émotions est de les décrire comme un ensemble discret et fini. Il a évolué depuis Descartes (qui incluait l'émerveillement, l'amour, la joie, le désir, la haine et la tristesse) et garde une certaine variabilité selon les études. Les plus récentes incluent la surprise, la joie, l'intérêt, le dégoût, la honte, la détresse, la peur, le contentement et la colère, ou encore la surprise, l'acceptation, le désir, la peur, la rage, la panique et le dégoût (Bradley & Lang, 2007, p. 582).

c- Effet végétatif du contenu affectif de la stimulation

La réponse du sujet à l'induction émotionnelle peut être évaluée de trois façons différentes :

- les rapports subjectifs des sujets, souvent utilisés en psychologie reposent sur des questionnaires et des cotations. Ils sont faciles d'utilisation, demandent peu de matériel et sont relativement simples à analyser, mais ont généralement une application différée. La subjectivité du procédé permet de compter sur l'analyse du sujet qui, grâce au langage sélectionne l'information recherchée parmi le bruit ambiant, mais de l'autre côté l'expérimentateur est dépendant de sa bonne compréhension et de sa bonne volonté, et n'a accès qu'à des informations verbalisées et mémorisées.
- le comportement observable des sujets, utilisé en psychologie comportementale. Chez l'animal il s'agit de noter ses actions (fuite, combat, etc.). Chez l'homme on peut utiliser l'étude du comportement visuel (oculométrie) et celle des expressions faciales.
- les réponses physiologiques. Leur mesure nécessite un matériel légèrement invasif (non pas au sens médical du terme, mais expérimental) et l'analyse doit tenir compte

de la non spécificité des signaux au phénomène observé, mais les données sont quantitatives, objectives et sont enregistrées en continu.

Ces trois approches se recouvrent souvent : par exemple un sourire est observable et mesurable (via l'EMG facial), et manifeste probablement une émotion également « observable » physiologiquement.

La signification affective de la stimulation apparaît comme un facteur puissant dans l'orientation. En effet, Öhman, Flykt et Esteves (2001) ont montré que des stimuli menaçants capturaient plus facilement l'attention que d'autres, sans rapport avec la peur. Des matrices d'images étaient présentées aux sujets et avaient rapport avec la peur ou non (serpents, araignées, fleurs ou champignons). Les stimuli étaient composés d'images comparables ou dissemblables et les sujets devaient presser une touche différente selon ces cas et leur temps de réaction était la variable dépendante. Les résultats montrent que les sujets repèrent plus vite les images émotionnelles parmi les images neutres que l'inverse. La recherche de l'image émotionnelle n'était pas affectée par sa position dans la matrice, ni par la taille de la matrice (2x2 ou 3x3), contrairement à la recherche de l'image non émotionnelle. Les sujets déclarant avoir peur des serpents mais pas des araignées (ou vice-versa) étaient plus rapides pour trouver l'objet de leur peur mais ne différaient pas des sujets du groupe contrôle pour l'autre stimulus émotionnel. Les auteurs conclurent que les stimuli perçus comme menaçants capturent efficacement l'attention, surtout si le sujet est particulièrement sensible à leur contenu. Ainsi, le contenu émotionnel influence la qualité de la réponse d'orientation. Au niveau physiologique, plusieurs études ont montré une réponse accrue à des stimuli chargés émotionnellement, que la valence soit négative ou positive. En effet, ils provoquent des réponses végétatives dont l'intensité dépend de leur intensité. L'IAPS (International Affective Picture System) (Lang, Bradley, & Cuthbert, 1998) est une banque d'images validées pour leur impact sur l'activation physiologique et pour leur valence affective. Ainsi les images sont cotées sur une échelle allant de fortement négative à fortement positive, en passant par la neutralité émotionnelle. Les RED augmentent pour les stimuli émotionnels par rapport aux neutres (Lang, Greenwald, Bradley, & Hamm, 1993), que la valence soit positive ou négative (Cuthbert, Bradley, & Lang, 1996; Lang et al., 1993). Des résultats comparables ont été obtenus dans des modalités autres que visuelles (Bradley & Lang, 2007), ainsi qu'avec des stimulations dynamiques comme des films (Gomez, Zimmermann, Guttormsen-Schär, & Danuser, 2005).

Le système nerveux sympathique est donc sensible à l'intensité émotionnelle des stimuli plutôt qu'à leur valence. On a ainsi, grâce à ce signal, suite à des stimuli appétitifs ou aversifs et dans des situations de perception, d'imagination ou d'anticipation conscientes ou non, accès aux processus de préparation à l'action qui signent la motivation.

1.1.3 Charge de travail

1.1.3.1 Concept

La notion de charge de travail est très présente dans la recherche appliquée en facteur humain, et notamment dans les applications où un opérateur est en interaction avec un système complexe, avec une contrainte temporelle plus ou moins forte et plus ou moins subie (conduite automobile, pilotage d'avion, contrôle aérien). La charge de travail est paradoxalement une notion aussi largement utilisée que difficile à définir. Il s'agirait d'un ensemble qui ne peut être observé pour lui-même, mais dont les facettes, elles, peuvent être évaluées via l'étude de variables quantitatives (Collet, Petit, Champely, & Dittmar, 2003).

La notion de charge de travail est issue de l'évaluation du travail musculaire, qui est purement physique. Elle a été ensuite reprise par la psychologie du travail qui y a inclus le travail mental. Elle représente à la fois le degré d'occupation de l'opérateur à un moment donné et à sa capacité maximale de travail dans la tâche, deux variables elles-mêmes peu mesurables (Averty, 1998). La charge mentale représente la charge de travail lorsque l'aspect sensorimoteur du travail en question n'est pas l'essentiel. Rigoureusement toutefois, toute tâche même « purement » mentale met en jeu des processus perceptifs, qui représentent un coût énergétique pour l'organisme et sont sujets à la fatigue.

Malgré cela, un consensus permet de présenter la charge mentale comme le résultat de l'interaction entre les tâches et la structure des systèmes utilisés d'une part, et d'autre part la motivation et l'état global de l'opérateur humain (Averty, 1998).

On peut distinguer ce qui est lié à la tâche elle-même (exigence de la tâche) de ce qui est lié au sujet qui l'exécute (la charge de travail « proprement dite »).

L'étude des décalages entre la demande et les ressources peut se faire selon deux approches dont les méthodes et les centres d'intérêt diffèrent : les recherches sur la charge de travail de l'opérateur (ou astreinte, *strain*, *workload*) et celles sur la contrainte (*stress* dans son sens anglais et non dans son sens français de tension nerveuse) (Gaillard & Kramer,

2000). Les applications centrées sur la charge de travail sont centrées sur les stratégies mises en place par le sujet pour réduire le rythme du travail, tolérer un plus grand risque d'erreurs, se concentrer sur les aspects les plus pertinents du travail (sélection), augmenter ses ressources en faisant un effort supplémentaire ; les approches centrées sur la contrainte se focalisent sur la réaction affective du sujet qui dispose de moins de latitude vis-à-vis de son environnement (stratégie de faire-face ou au contraire génération d'émotions négatives). Dans ce cas les demandes et les ressources prennent en compte des éléments plus larges que ceux directement accessibles à l'opérateur, comme les aspects sociaux, ou la santé de l'opérateur.

Dans les deux cas, le décalage entre demandes et ressources est sensé provoquer des changements d'ordre physiologique.

Dans l'approche de la charge de travail, ou astreinte, ces réactions sont utilisées pour examiner les changements de dépense énergétique induits par les fluctuations de la difficulté de la tâche et de l'effort mental. Dans ce cas on utilise les mesures physiologiques pour fournir des indicateurs continus de la charge mentale.

Dans l'approche de la contrainte, la dépense énergétique du sujet est dominée par les émotions négatives et les données physiologiques servent à renseigner le chercheur sur la façon dont l'homéostasie de la dépense énergétique est rompue et comment cela peut se traduire au niveau psychosomatique et au niveau des risques pour la santé (Gaillard & Kramer, 2000).

Dans le cadre de l'étude du conducteur, on se situe donc plutôt dans l'approche de la charge de travail.

Les demandes de la tâche peuvent être décrites en deux dimensions, l'une étant temporelle (temps dont le sujet dispose, cadence, etc.), l'autre intensive (difficulté ou complexité). Une troisième dimension est liée au sujet et à son état psychologique et physiologique, et décrit la ressource. La charge étant liée aux opérations mentales de traitement de l'information, les tâches nouvelles et non automatisées sont supposées demander l'allocation de ressources mentales (en termes d'attention focalisée). La charge mentale est donc supposée refléter l'ensemble des demandes de ressources (Collet et al., 2003).

1.1.3.2 Mesures de la charge de travail

Les moyens traditionnels de mesurer la charge de travail sont les recueils de données subjectives et les mesures comportementales.

Les mesures subjectives de charge mentale consistent en des entretiens, des questionnaires ou des échelles à remplir. L'information permet de connaître les facteurs de charge à l'œuvre et d'estimer subjectivement la charge de travail (prise comme l'astreinte). Ces mesures sont naturellement dépendantes de la motivation du sujet et de sa capacité à identifier les facteurs de charge. Pour fiabiliser les données recueillies on les a standardisé sous la forme de questionnaires standardisés. Le NASA-TLX (Hart & Staveland, 1988) est un test de référence consistant en 6 échelles à coter selon 6 dimensions de la charge de travail : l'exigence mentale (quantification des activités mentale et perceptuelle demandées par la tâche), l'exigence physique (quantification de l'activité physique demandée par la tâche), l'exigence temporelle (quantification de la pression temporelle), la performance personnelle (quantification du degré d'accomplissement de la tâche et du degré de satisfaction qui en est retiré), la frustration (quantification du sentiment d'insécurité, de découragement, d'irritation ressenti pendant la tâche) et l'effort (quantification de l'effort physique et mental consenti pour l'exécution de la tâche). Le temps demandé par le remplissage de ce type de questionnaire en limite l'utilisation aux situations où le sujet peut se permettre de suspendre sa tâche pour répondre. En situation de conduite automobile « ponctuelle » où la tâche est brève et ciblée les questionnaires peuvent être remplis sans influer sur le déroulement de l'expérience, mais en situation de conduite « non ponctuelle » cette contrainte s'apparente de l'invasivité puisqu'elle impose au conducteur d'interrompre sa conduite pour se consacrer au questionnaire.

Il est possible d'extraire des indicateurs objectifs de la tâche, comme le nombre d'avions à surveiller en même temps pour un aiguilleur du ciel, la vitesse ou la densité du trafic pour un conducteur automobile. Ces indicateurs sont spécifiques à la tâche et relèvent plus de l'exigence de la tâche que de la charge de travail elle-même. Néanmoins, de tels indicateurs sont utiles et sont souvent exploités conjointement avec les données subjectives. Les deux sont parfois –mais pas systématiquement- corrélés (Averty, 1998).

Les mesures comportementales sont souvent des mesures de performance (temps de réaction, taux d'erreurs, etc.) dans le contexte d'un protocole expérimental permettant ces mesures, comme les paradigmes de double tâche (on observe la dégradation de la performance à une tâche lorsqu'on en ajoute une deuxième à réaliser simultanément). Ils

reposent sur l'idée que l'exécution de la tâche principale ne mobilise pas la totalité des ressources disponibles chez le sujet qui n'atteint donc pas sa capacité limite de traitement. Il reste donc une capacité résiduelle hypothétique qui pourra être mobilisée lors de l'ajout d'une tâche secondaire, préalablement étalonnée. La performance à la tâche principale sera réduite et c'est cette dégradation qui permet une estimation de la charge de travail induite par la tâche principale. Cette idée de « soustraction » suppose que les deux tâches ne se recouvrent pas (ni au niveau perceptif, ni au niveau mental), ce qui n'est jamais rigoureusement le cas. Cela suppose aussi que la tâche principale garde la priorité sur la tâche secondaire. En effet le sujet peut modifier ses priorités au cours de l'exécution des tâches. Enfin, il n'est pas possible d'employer ce type de technique en dehors des activités de recherche.

Les signaux physiologiques sont aussi utilisés pour estimer la charge. Ils présentent l'avantage de l'objectivité et de permettre une estimation continue, mais sont aussi sujets à discussion.

Les techniques modernes basées sur l'EEG (potentiels évoqués) ou l'imagerie fonctionnelle (IRMf, TEP, doppler transcrânien, imagerie optique), réservées traditionnellement à la médecine et la psychologie, font leur entrée dans le champ de la recherche appliquée sur le facteur humain. Dans cette perspective « neuroergonomique », la charge mentale pourrait être définie comme un ensemble d'états mentaux et cérébraux modulant la performance humaine à des tâches perceptives, cognitives ou motrices (Kramer & Parasuraman, 2007). Au niveau végétatif, des corrélations ont été trouvées entre des indicateurs physiologiques et la charge mentale subjective, sans qu'aucun ne soit reconnu comme une mesure fiable et précise de la charge mentale (Athenes, Averty, Puechmorel, Delahaye, & Collet, 2002). La notion « biologique » d'activation physiologique serait la plus proche de la notion « psychologique » de charge mentale (Collet et al., 2003). En effet, elle est reconnue pour varier avec l'attention (dimension intensive) et la vigilance, qui ont en commun d'augmenter lorsque l'organisme mobilise des ressources pour s'adapter aux exigences changeantes de son milieu. Or l'activation physiologique est une notion large, non spécifique. Elle recouvre partiellement nombre de notions purement psychologiques. De plus, l'activation physiologique comme la charge mentale partagent leur dimension de coût pour l'individu. Elle représente donc un indicateur fiable de la charge mentale, pour peu que l'environnement du sujet soit suffisamment bien connu pour pouvoir identifier les éventuelles autres sources d'activation physiologique.

1.2 PSYCHOPHYSIOLOGIE ET CONDUITE AUTOMOBILE

1.2.1 Activité de conduite

1.2.1.1 Les 3 niveaux du comportement du conducteur

Le comportement du conducteur peut être décrit sur trois niveaux. A partir de la taxonomie hiérarchique du comportement humain de Rasmussen (par exemple 1986), Michon (1985) a proposé un schème largement accepté où la conduite est considérée aux niveaux stratégique, tactique et opérationnel. Le niveau stratégique concerne les comportements dirigés vers les buts de « haut niveau » (atteindre une destination à l'heure ciblée). Ils sont basés sur des connaissances. Le niveau tactique concerne les comportements organisés sur des temps plus courts, comme décider de s'arrêter à l'approche d'un feu rouge. Ils sont basés sur des règles. Le niveau opérationnel quant à lui concerne le contrôle du véhicule à proprement parler, comme maintenir le contrôle latéral du véhicule sur la voie, ou doser un freinage pour que le véhicule s'arrête sur la ligne de stop. Ils sont moteurs et basés sur des capacités, des compétences.

1.2.1.2 Un comportement régulé

L'activité de conduite est un ensemble complexe de sous-tâches sensorimotrices interagissant les unes avec les autres. Le conducteur doit maintenir son organisme dans un état compatible avec la conduite, qui a elle-même des niveaux d'exigence variables selon un grand nombre de paramètres : état de la route, nature de la voie, vitesses autorisées ou possibles, densité du trafic, comportement des autres usagers, conditions d'éclairement et de la météo, présence ou non de sources de distraction (passagers, téléphone, musique, nourriture). A ces sources de variation externes s'ajoutent d'autres, internes au conducteur : son état varie avec l'heure de la journée, la proximité d'un repas, l'humeur, etc. Pour maintenir des conditions de conduite considérées par lui et par la société comme acceptables (ou optimales), le conducteur doit en permanence réguler dynamiquement ses comportements.

La charge de travail varie en parallèle de ces ajustements permanents aux niveaux tactique et opérationnel, ce que reflètent les variables neurovégétatives. La figure 1-11 récapitule cette cascade d'ajustements, descriptibles aux niveaux comportementaux, psychologiques, et physiologiques.

L'analyse des enregistrements neurovégétatifs permet donc d'étudier la conduite aux niveaux tactique et opérationnel.

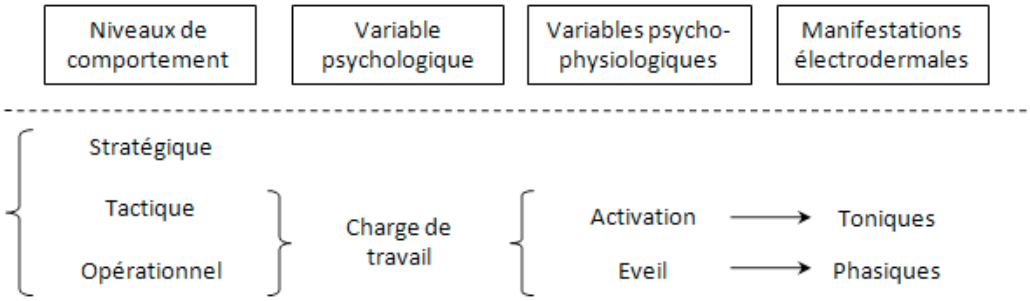

Figure 1-11 Schéma récapitulant comment les variables neurovégétatives peuvent refléter les ajustements permanents du conducteur.

1.2.1.3 Contribution de la psychophysiologie à la théorie psychologique de la conduite automobile

La considération des statistiques sur les causes des accidents de la route a très tôt conduit les psychologues à chercher à décrire et expliquer le comportement du conducteur. La première tentative de modéliser le comportement du conducteur date des années trente avec la notion de champ de sécurité ("Field of safe travel", Gibson & Crooks, 1938). Ce travail est resté isolé jusqu'aux années soixante et au travail de Taylor (1964), qui s'est appuyé sur des données électrodermales pour établir que l'activité de conduite est une activité que le conducteur rythme lui-même, et qui est régulée par le niveau de tension ou d'anxiété qu'il accepte de tolérer. La théorie a par la suite délaissé les indicateurs physiologiques, et plusieurs modèles ont vu le jour sans qu'un consensus n'ait pu être dégagé. Näätänen et Summala (1976) ont proposé une explication reposant sur la recherche du risque zéro de la part du conducteur. A la suite, les modèles de Wilde (1982, 1994) reposent sur le concept d'homéostasie du risque : le comportement serait régulé pour maintenir le niveau de risque perçu à une valeur de consigne. Les limites de tels modèles purement psychologiques qui reposent sur des quantités non mesurables combiné aux avancées des neurosciences et particulièrement la découverte de l'importance du sentiment émotionnel dans la prise de décision (Bechara et al., 1997; A. R. Damasio, 1995) ont réaffirmé l'intérêt de l'étude de l'état fonctionnel du conducteur dans la théorie de la conduite automobile (Fuller, 2005; Vaa, 2001).

1.2.2 Intérêt de l'emploi de l'AED par rapport à d'autres techniques plus centrales

Les techniques modernes d'imagerie sont très largement utilisées dans les contextes de la médecine et de la psychologie expérimentale, mais plusieurs facteurs en limitent l'utilisation et font préférer le recours aux signaux neurovégétatifs.

L'avantage le plus criant des techniques d'enregistrement de l'activité du SNA par rapport à celles du SNC est lié à l'aspect matériel : les imageurs sont des appareils de très grande taille, à l'intérieur desquelles le sujet n'a presque aucune liberté de mouvement, et de coût prohibitif. On peut toutefois relever une exception : Spiers et Maguire (2007) sont parvenus à faire conduire des chauffeurs de taxi londoniens dans une simulation se déroulant dans une IRM.

L'EEG est une technique plus simple et plus accessible, demandant nettement moins de matériel. Il est possible d'embarquer un tel matériel dans un véhicule réel ou simulé. L'EEG est par exemple utilisé en conduite automobile monotone pour évaluer le niveau d'activation par la puissance relative du spectre des ondes lentes (Tejero & Chóliz, 2002). Toutefois, l'enregistrement de signaux EEG suppose la mise en place d'un nombre qui peut être élevé d'électrodes sur le scalp du conducteur, ainsi qu'une voie électro-oculographique pour réduire les artefacts dus aux clignements de paupières. Donc s'il n'est pas invasif au sens médical du terme, le dispositif expérimental n'est pas transparent pour le conducteur et interdit toute utilisation de l'EEG hors recherche..

Les dispositifs d'enregistrement des variables neurovégétatives présentent un certain nombre de caractéristiques les rendant compatibles avec la conduite. Les signaux électrophysiologiques demandent un appareillage électronique relativement simple et embarquable dans un véhicule et qui se résume à un boîtier permettant le conditionnement et la conversion des signaux, un ordinateur pour le piloter et stocker les données, et des capteurs à placer sur le sujet (Clarion et al., 2009; Healey & Picard, 2000). Les capteurs placés sur les mains (résistance/conductance, potentiel, température, flux sanguin cutanés) peuvent occasionner une légère gêne pour le conducteur, mais ils n'empêchent ni ne perturbent la préhension du volant ni l'exécution des gestes ordinaires de la conduite. La portabilité, la compatibilité avec la tâche de conduite font des signaux neurovégétatifs des enregistrements adaptés à l'étude de la conduite.

Enfin, les informations physiologiques qu'ils permettent d'obtenir sont pertinentes pour l'étude de la conduite. En effet ces mesures permettant d'évaluer l'état du sujet en termes d'éveil physiologique et de charge mentale trouvent plusieurs applications en automobile et plus généralement en conduite.

1.2.3 Utilisation des signaux psychophysiologiques dans l'automobile en recherche appliquée

La psychophysiologie est le champ scientifique hybride entre la psychologie et la physiologie, dont relève l'étude des rapports entre l'activité mentale et les diverses fonctions de l'organisme. Elle trouve deux principales applications en conduite automobile : on peut l'utiliser comme un outil d'aide à la conception de systèmes embarqués, ou comme un outil embarqué fournissant au véhicule des informations sur l'état fonctionnel du conducteur.

Dans chacun de ces deux cas on peut distinguer les situations de conduite selon leur niveau de charge : modérée, élevée ou faible. On comprend dans les situations à charge élevée celles qui revêtent un caractère d'urgence, où la pression temporelle appelle une action immédiate. A l'autre opposé, les situations à faible charge sont celles où le conducteur, sous-stimulé, peut entrer en hypovigilance. Entre ces deux extrêmes se trouvent les situations à charge modérées, où le conducteur peut assurer une conduite de qualité jugée correcte.

1.2.3.1 Outil d'aide à la conception

Les signaux psychophysiologiques utilisés comme outil d'aide à la conception apportent des données objectives sur l'état de conducteurs en situation d'usage d'un prototype. Il peut s'agir d'une commande, d'un système d'information ou d'aide à la conduite, ou même d'un système extérieur à la conduite dont l'utilisation peut interférer avec l'activité de conduite. Les données psychophysiologiques sont donc utilisées dans un contexte d'ergonomie cognitive, au même titre que les questionnaires subjectifs ou les analyses de l'activité. Leurs propriétés d'objectivité et indépendance de la volonté comme de la conscience du sujet sont alors leurs principaux atouts. Le but est alors de compléter l'étude du comportement du conducteur par celle de son état fonctionnel.

a- <u>Situations à charge modérée : évaluation de systèmes</u>

La principale application industrielle des enregistrements physiologiques en conduite automobile est celle de l'étude de l'impact de l'utilisation de systèmes d'aide à la conduite.

Les systèmes d'aide à la conduite sont définis comme des systèmes interagissant avec le conducteur dans le but principal de faciliter sa tâche de conduite aux niveaux tactique et opérationnel (Johansson et al., 2005). Il est donc intéressant de tester leur intérêt réel en évaluant les variations de la charge mentale lors de leur utilisation.

Tanaka, Ishida, Kawagoe et Kondo (2000) ont mené une étude sur l'impact de l'utilisation d'un système d'aide au maintien sur la voie d'un régulateur de vitesse adaptatif sur la charge de travail mentale et physique en analysant respectivement le potentiel cutané plantaire et l'activité musculaire (muscle deltoïde droit, impliqué dans les manœuvres du volant) de trois conducteurs qui devaient suivre un véhicule-lièvre sur une piste d'essais ressemblant à une voie express. Ils devaient en outre maintenir constante la distance entre eux et ce véhicule lièvre, alors qu'il accélérait et ralentissait parfois. Le système d'aide au maintien latéral applique un couple au volant lorsque le véhicule dévie de sa voie idéale ; le régulateur de vitesse adaptatif mesure la distance relative entre le véhicule test et le véhicule le précédant grâce à un radar laser et est programmé pour ralentir ou freiner s'il se rapproche.

La fréquence d'apparition des RED et l'activité musculaire étant plus faibles lorsque les systèmes d'aide étaient en fonction, il a été conclu qu'ils permettaient une baisse de la charge mentale comme physique. Ces résultats étaient cohérents avec les données subjectives fournies par les conducteurs après les passations.

L'apport d'un système d'aide à la manœuvre d'arrêt des bus a été testé en utilisant la résistance cutanée par Collet et al. (2003). Le système en question prend la main sur le conducteur à l'approche de l'arrêt et manœuvre en tenant compte des distances latérales entre le quai et l'avant et l'arrière du bus. Le conducteur surveille la manœuvre et peut reprendre la main à tout moment. L'intérêt initial et avéré du système est d'améliorer et d'uniformiser les arrêts de bus de façon à en faciliter l'accès et la descente, notamment pour les personnes âgées ou handicapées. L'étude en question cherche en revanche à savoir si le système profite aussi au conducteur en induisant une charge mentale inférieure à celle de la manœuvre manuelle. La durée de perturbation ohmique (DPO) des RED était prise comme variable physiologique indépendante. De plus, la précision de la manœuvre était mesurée à l'aide de la distance au quai, et un questionnaire sur leur ressenti était proposé aux conducteurs.

Les résultats ont montré que la précision de la manœuvre était plus grande en utilisant le système. La charge mentale était plus élevée en utilisant le système lors des premières tentatives : les RED était plus longues avec le système que sans. Puis, après une période

d'apprentissage, ce résultat s'inversait. Des dysfonctionnements (artificiels) du système provoquaient un retour à la situation initiale. De plus, la charge mentale était plus élevée chez les conducteurs ayant déclaré une plus faible confiance dans le système.

L'impact de l'utilisation du régulateur de vitesse (RV) sur autoroute réelle a été évalué à l'aide d'enregistrements neurovégétatifs (Ramon et al., 2008). Le RV est un système de régulation maintenant la vitesse du véhicule à une valeur consigne. Cette délégation lui a attiré des critiques : il pourrait provoquer une baisse de vigilance des conducteurs. Des conducteurs devaient parcourir un tronçon d'autoroute aller et retour, l'un en utilisant le RV et l'autre non. Les résultats ont infirmé la crainte que le RV fasse baisser le niveau de vigilance puisque le niveau d'activation des conducteurs était plus élevé en condition d'utilisation du RV qu'en condition témoin. En effet en condition RV le niveau tonique normalisé de la résistance cutanée est apparu plus faible, la dispersion du rythme cardiaque était plus élevée, le rapport BF/HF plus élevé et le rapport SD1/SD2 plus faible.

Dans une étude visant à évaluer l'intérêt en termes de charge mentale d'un système de boîte de vitesse séquentielle semi-automatique pour camions, Nishiyama, Nakazono, Sasaki et Watanabe (1996) ont proposé un indice de charge mentale obtenu par régression multiple à partir de plusieurs signaux physiologiques. Il était calculé toutes les 20 secondes à partir de la fréquence cardiaque instantanée (moyenne), du spectre bêta EEG (énergie) et de la résistance cutanée (étendue), sur plusieurs types de routes (urbaine, voie expresse et côte). Les valeurs de chaque indicateur étaient obtenues en soustrayant les valeurs au repos à celles de chaque section de 20 secondes. A partir de là, des coefficients partiaux de la régression multiple étaient déterminés en utilisant des codages binaires sur un ensemble d'actions de conduite (passages de vitesses, freinages, dépassements, etc.) comme prédicteur dans la régression multiple. En cohérence avec les résultats d'un questionnaire subjectif, l'indice de charge mentale s'est révélé en moyenne 30% moins élevé lors de l'utilisation du système testé, ce qui a permis aux auteurs de conclure qu'il permet de réduire la charge mentale du conducteur.

b- <u>Situations à forte charge : accidentelles ou incidentelles</u>

Ces situations sont inhabituelles dans la conduite ordinaire. Il s'agit des situations accidentelles ou, au moins, incidentelles. La sécurité du conducteur et de son véhicule sont mises en jeu. La charge mentale est donc élevée, avec une pression temporelle forte.

Les études s'intéressant à l'état fonctionnel du conducteur placé dans de telles conditions sont relativement rares. Toutefois, Collet et al. (2005) ont mis en place un dispositif expérimental permettant d'obtenir une situation accidentelle en conduite réelle. Les conducteurs devaient parcourir trois tours à 100 km/h sur un circuit comportant une intersection aux abords de la quelle la visibilité était volontairement réduite par une palissade. Au troisième passage, une baudruche imitant un véhicule débouchait par la droite à ce carrefour, donc prioritaire, et les conducteurs devaient lui céder le passage. Or, l'arrivée du faux véhicule était déclenchée de façon à ce qu'il n'était pas possible pour le sujet de stopper à temps : l'obstacle ne pouvait être évité par un simple freinage d'urgence. Il fallait en plus dévier la trajectoire du véhicule. Deux groupes de conducteurs ont été faits selon leur succès ou échec à éviter l'obstacle ou non. Les deux ont vu leur niveau tonique -calculé sur des plages de 30 s- augmenter pendant la première minute, mais par la suite et pour toute la durée de la conduite le niveau tonique des « bons » conducteurs était plus haut (différence significative pour 23 plages de 30 s sur les 29), traduisant un niveau d'activation physiologique plus élevé que les conducteur du groupe ayant échoué. Cela étant vrai pour toute la conduite, et non seulement à la fin au moment de l'incident, le niveau d'activation physiologique a donc valeur d'élément prédictif de la gestion d'une situation d'urgence.

Une étude d'Ergonomie cognitive visant à comprendre les stratégies de déconnexion (il existe plusieurs commandes permettant de déconnecter le RV) en situation de pression temporelle. En effet, des incidents avaient eu lieu sur autoroute à proximité immédiate de péages où des clients n'avaient pas réussi à déconnecter leur RV à temps. Sous cette contrainte temporelle, les utilisateurs avaient cru à un dysfonctionnement du système. Les analyses pratiquées après coup sur les véhicules concernés avaient exclu cette hypothèse et avaient soulevé la question du comportement du conducteur devant déconnecter son RV en situation de forte contrainte temporelle. Dans une expérimentation réalisée sur piste d'essais, Pagot, Clarion, Petit, Rabardel et Collet (2006) ont fait conduire des sujets pendant 7 tours en utilisant le régulateur de vitesse (RV) à 120 km/h, avant qu'au 8e un dysfonctionnement provoqué (et maîtrisé) du RV n'empêche sa déconnexion à l'approche d'un virage, simulant un incident. La déconnexion du RV était ainsi inhibée pour les deux premières tentatives. La troisième était opérante et les conducteurs pouvaient finalement prendre le virage à la vitesse de leur choix.

La DPO de la RED apparaissant au moment de la déconnexion du RV à l'approche du même virage était comparée tour à tour. La DPO était fortement plus importante au 8e tour qui

était celui de l'incident, mettant en évidence la réaction à la surcharge mentale liée à la gestion du problème. Cette mesure a permis de valider le protocole expérimental en confirmant que le dysfonctionnement provoqué du RV plaçait le conducteur dans une situation incidentelle.

1.2.3.2 Outils de surveillance du conducteur

On parle de surveillance du conducteur lorsqu'un système embarqué est dédié à inférer l'état interne du conducteur, dans l'objectif de l'en informer et/ou d'y adapter le fonctionnement d'autres systèmes embarqués

a- Situations à charge modérée : conduite écologique, distraction

Conduite écologique

Les situations de conduite écologiques sont celles rencontrées dans la vie de tous les jours par la plupart des conducteurs, observées dans des conditions réalistes.

L'étude de la conduite écologique pour elle-même fait appel aux signaux neurovégétatifs pour connaître les causes des variations de la charge mentale au fil des évènements rencontrés. Dans ce cas-là, la conduite se fait en conduite réelle, idéalement sur route ouverte et avec du trafic. Il est important que la conduite soit la plus réaliste possible. En conséquence, la difficulté principale de ces expérimentations consiste à parvenir à obtenir des conditions suffisamment répétables et/ou comparables pour pouvoir faire des analyses statistiques. La variance expliquée par les conditions expérimentales risque d'être plus faible que pour des expériences en simulateur ou en laboratoire.

Les variables neurovégétatives les plus utilisées sont l'AED et le rythme cardiaque. Le caractère transitoire de la RED lui donne toutefois un avantage à l'AED sur le rythme cardiaque, dont les variations sont plus lentes (Helander, 1978) .

L'expérience princeps de Taylor (1964) mettait en œuvre des conducteurs sur différentes sections routières (rue commerçante, 2x2 voies, route de campagne, autoroute). La variable dépendante était la fréquence d'apparition des RED. Contrairement à l'hypothèse de départ, la fréquence des RED ne variait pas avec le type de route parcourue, mais avec l'expérience de conduite des sujets. Toujours dans les années 60, l'étude de l'amplitude des RED avait montré que les réponses aux évènements routiers étaient plus amples lorsque la pression temporelle de la situation augmentait (Surti & Gervais, 1967) : augmentation de la

vitesse relative au véhicule précédent (Michaels, 1960), véhicule s'insérant devant le véhicule test (Michaels, 1962).

Dans une étude impliquant 60 conducteurs sur une route rurale pour lesquels les évènements routiers, non maîtrisés (cyclistes, piétons dépassements, etc.), étaient codés, Helander (1978) a montré que l'amplitude des RED était fortement corrélée à la pression sur la pédale de frein. En mettant en évidence l'anticipation des RED par rapport au freinage, l'auteur excluait l'hypothèse qu'elles soient liées à la l'activité musculaire du freinage au profit de celle du lien entre RED et demande cognitive des évènements routiers. Cette idée est depuis la base de l'analyse de la conduite via l'AED.

Une étude prenant le taux de virages de routes rurales comme indicateur de leur difficulté a montré que la fréquence des clignements des paupières y était spécifique (Richter, Wagner, Heger, & Weise, 1998). La fréquence d'apparition de RED permettait de différencier les portions de route les plus difficiles des moins difficiles, mais ne perdait son pouvoir discriminant pour les portions de route de difficultés intermédiaires, probablement à cause de processus cognitifs agissant comme modérateurs. En effet, les conducteurs réduisaient leur vitesse lorsque la fréquence de virages augmentait.

Un pas est franchi lorsque les données issues des différents signaux sont mises en commun pour créer un nouvel indicateur. Healey et Picard (2005) ont conduit une étude sur route ouverte avec le but de créer une mesure continue de l'astreinte de la tâche de conduite basée sur plusieurs signaux physiologiques. La conduite en ville et sur autoroute durait environ 70 minutes, et les conditions réelles faisaient que les conditions de charge n'étaient ni maîtrisées ni répétables. Une mesure subjective de la charge obtenue en cotant manuellement les films issus de la conduite de 16 sujets. Elle était convoluée par une fenêtre de Hanning de 100 s afin de modéliser les effets d'anticipation et d'extinction par rapport aux évènements, et afin de rendre la mesure continue. Enfin, elle était utilisée comme sortie d'un modèle à déterminer et dont les entrées étaient plusieurs variables issues de signaux physiologiques (AED, ECG, EMG, rythme respiratoire). Les auteurs ont choisi de ne pas dépouiller les signaux physiologiques mais d'appliquer une technique computationnelle (donc se passant de l'œil de l'expérimentateur) : à chaque seconde d'enregistrement, correspondait une valeur de chaque indicateur statistique calculé sur le signal original. Pour la conductance cutanée il s'agissait de la moyenne et de la variance (les auteurs ont toutefois également utilisé un programme de détection automatique des RED). Les résultats ont montré que les indicateurs issus de l'AED et du rythme cardiaque sont les mieux corrélés à cette mesure continue de

l'astreinte, ouvrant la voie à une méthode objective d'évaluation du niveau de stress du conducteur en temps presque réel.

Toutes ces études de conduite écologique cherchent à mettre en relation l'activité sympathique avec les variations d'une ou plusieurs conditions liée à la conduite (type de route, évènement, etc.), de façon à en évaluer les différences en termes de charge mentale.

Distraction

Dans l'étude de la distraction, on cherche à évaluer la charge mentale subie par des conducteurs placés dans des situations où ils doivent exécuter une tâche ajoutée à celle, primaire, de la conduite. Elle induit une distraction de nature visuelle ou cognitive, selon qu'elle demande de quitter la route du regard ou seulement un effort cognitif. Les variables psychophysiologiques enregistrées ont pour but d'évaluer l'augmentation de la charge mentale liée à la tâche, dans l'hypothèse qu'elle est un reflet de l'intensité de la distraction.

S'il est possible d'utiliser les connaissances issues de l'étude de la distraction en conduite à des fins d'aide à la conception de systèmes embarqués potentiellement distrayants (téléphonie embarquée, systèmes de navigation, etc.), il est également intéressant de les utiliser à des fins de surveillance du conducteur. En effet, un véhicule capable d'évaluer automatiquement l'état distrait du conducteur est alors aussi capable de l'en informer ou d'adapter le fonctionnement des systèmes embarqués (mise en attente d'un appel entrant dans le cas où le conducteur est déjà occupé par une autre tâche, etc.). On parle alors de systèmes adaptatifs.

b- Situations à faible charge : fatigue, hypovigilance

Les études impliquant des situations de conduite de faible charge sont principalement celles s'intéressant à la fatigue du conducteur lors de longs parcours et à l'hypovigilance. La question de la fatigue au volant est importante au regard de la forte proportion des accidents qui y sont liés (20-30% du total des accidents pour Lal et Craig dans leur revue de 2001). Même à des niveaux modérés de fatigue, la diminution de l'éveil physiologique, le ralentissement des fonctions sensorimotrices et la diminution de la qualité du traitement de l'information (Mascord & Heath, 1992) peuvent réduire la capacité du conducteur à répondre à des situations inhabituelles ou urgentes. Il est donc important de ne pas mesurer la fatigue uniquement à partir de critères de performance de conduite comme le contrôle latéral ou le maintien de la vitesse, mais de tester aussi les aptitudes perceptuelles, motrices et cognitives qui y sont liées (Lal & Craig, 2001).

De nombreuses recherches visant à mettre en évidence les corrélats physiologiques de la fatigue ont été entreprises, mais il reste difficile de mettre en évidence des correspondances exactes entre des indicateurs physiologiques et des mesures psychologiques (Craig, Tran, Wijesuriya, & Boord, 2006; Lal & Craig, 2001). Les données physiologiques utilisées dans l'étude de la fatigue au volant sont naturellement l'EEG, les paramètres de l'activité cardiaque et les paramètres oculaires.

Comparativement à la conduite normale, il a été rapporté une désactivation corticale lors de la conduite monotone (Brookhuis & De Waard, 1993). Plusieurs associations entre les bandes de fréquences alpha, bêta, delta, sigma, thêta ont également été rapportées, mais elles diffèrent selon les études, ce qui peut être dû à des différences d'ordre méthodologique (Lal & Craig, 2002). De plus, des différences interindividuelles comme l'âge doivent être pris en compte car ils influent sur ces modifications de l'électroencéphalogramme. Une analyse centrée autour des erreurs de maintien latéral au cours d'une longue conduite chez des sujets privés de sommeil a mis en évidence de brèves bouffées d'activité alpha dans les régions centrale et pariétale, précédant la survenue des erreurs de conduite (Papadelis et al., 2007).

Le rythme cardiaque est connu pour diminuer lors des conduites de nuit et lorsque le conducteur fatigue (Lal & Craig, 2001, 2002). Toutefois, l'inverse a également été observé (Apparies, Riniolo, & Porges, 1998). La variabilité du rythme cardiaque (VRC) serait elle aussi affectée, mais dans une moindre mesure que le rythme cardiaque (Apparies et al., 1998). Dans une étude sur l'influence du manque de sommeil en laboratoire n'impliquant pas de conduite, van den Berg, Neely, Wiklund et Landström (2005) conclurent que la VRC n'était pas un indicateur viable de la somnolence.

Le comportement visuel permet également d'obtenir des informations sur l'état du conducteur lors de trajets monotones. En effet, il existe des connexions sensorielles et motrices riches entre les yeux et le cerveau, et le comportement visuel est lié à l'activité cérébrale. Par exemple, Pastor, Tejero, Chóliz et Roca (2006) ont montré sur autoroute réelle que la fréquence de regards dans les rétroviseurs variait inversement avec le niveau de vigilance du sujet (évaluée par la densité spectrale dans la bande alpha). La fatigue s'accompagne d'une raréfaction des clignements des yeux, et d'une réduction de la mobilité du regard (Lal & Craig, 2002; Stern, Boyer, & Schroeder, 1994). Lors de l'apparition de somnolence, des clignements plus lents apparaissent (Papadelis et al., 2007; Wierwille & Ellsworth, 1994).

Dans la perspective de développer un outil de contremesure pour la fatigue et l'hypovigilance, l'intérêt du comportement oculaire par rapport à des mesures plus lourdes comme l'EEG est évident.

c- Application : monitorage embarqué

L'étape suivante vers la valorisation industrielle des recherches sur l'évaluation de l'état du conducteur consiste à fournir en continu et en temps réel des informations sur l'état du conducteur, en diagnostiquant certains états ciblés comme l'hypovigilance, la distraction ou la surcharge mentale. Le diagnostic est ensuite utilisé comme une variable d'entrée pour des systèmes embarqués. Par exemple un appel téléphonique entrant pourra être mis automatiquement en attente s'il arrive à un moment où le conducteur subit une forte charge de travail, une alarme pourra se déclencher si le véhicule détecte une hypovigilance ou un état distrait. La surveillance devra satisfaire aux exigences d'un système qu'on souhaite mettre sur le marché : fiabilité importante, non invasivité totale (les capteurs doivent faire partie du véhicule et non se placer sur le conducteur), bonne acceptabilité, confiance… et coût jugé acceptable.

Les deux principales applications de la mesure de données physiologiques à visée de surveillance du conducteur sont la détection de la distraction du conducteur et celle de l'hypovigilance ou de la fatigue, décrites plus haut. Ces deux phénomènes sont la cause d'une part importante des accidents de la route : la distraction est la cause de 30% des accidents recensés chez des conducteurs australiens de la région de Perth pour McEvoy, Stevenson et Woodward (2007), et l'inattention entre comme facteur pour 93% (13 sur 14) des accidents recensés lors de la grande campagne étatsunienne « 100-Car » (Neale, Dingus, Klauer, Sudweeks, & Goodman, 2005). La fatigue est quant à elle la cause de 20 à 30% des accidents selon la revue de Lal et Craig (2001).

Des équipes ont déjà présenté des systèmes intégrant des mesures physiologiques comme entrées d'algorithmes diagnostiquant l'état fonctionnel du conducteur, et soit en informent le conducteur par retour d'information, soit le prennent en compte pour déterminer le mode de fonctionnement d'autres systèmes embarqués. On parle alors d'automatisation adaptative (Byrne & Parasuraman, 1996). Selon ces auteurs, elle rencontre cinq types de problèmes : l'influence de la parole sur les signaux, des différences interindividuelles, des complications liées à l'environnement (grande variété de situations potentielles, influence de la fatigue physique), de l'apprentissage, et du niveau d'expertise du sujet.

Quelle que soit l'utilisation faite de l'information sur l'état fonctionnel du conducteur, il faut commencer par reconnaître l'état ciblé. Certains auteurs font reposer leur détection sur un seul signal physiologique, en cherchant à détecter un seul état fonctionnel binaire, comme Yamamoto & Isshiki (1992) qui ont utilisé la fréquence d'apparition de RED spontanées pour déclencher une alarme sonore stimulant le sujet et l'informant de la baisse de son niveau d'attention. La fréquence d'apparition des RED est également le paramètre d'entrée du système de surveillance du niveau de vigilance de Dementienko, Markov, Koreneva et Shakhnarovich (2001), qui ont par ailleurs envisagé plusieurs logiques à partir du diagnostic : tant qu'une réactivation n'est pas constatée, plusieurs mesures graduelles sont prises : alertes du conducteur en plusieurs modalités, alerte des autres usagers de la route, diminution de la puissance transmise aux roues, extinction du moteur, et finalement freinage. En abandonnant l'aspect binaire de la détection, Haarmann, Schaefer et Boucsein (2006) ont choisi ce même indicateur physiologique pour déterminer l'intensité des turbulences rencontrées par des pilotes de simulateur d'avion. Ils ont montré que cela permettait de maintenir un niveau d'éveil physiologique optimal (c'est-à-dire restant proche de son point de référence) en envoyant les mêmes turbulences à un deuxième pilote, qui ne recevait donc pas de stimulations décorrélées de son propre état fonctionnel. Ce deuxième pilote voyait augmenter son niveau d'éveil au fil de la passation, ce qui montre l'intérêt d'un retour d'information ciblé.

Des approches plus computationnelles, multivariées, ont également été mises en place. Elles mettent en jeu plusieurs signaux neurovégétatifs comme la conductance cutanée, l'ECG, l'EEG ou l'EMG, et s'en servent pour détecter l'expérience d'émotions (Lisetti & Nasoz, 2005), le niveau d'astreinte (Healey & Picard, 2005) chez le conducteur, ou le point de surcharge mentale chez les pilotes de drones (avions militaires sans pilote embarqué) afin de déclencher un système d'aide destiné à décharger le pilote (Wilson & Russell, 2007). Ces techniques purement computationnelles ne tiennent pas compte des propriétés particulières des signaux : les deux premiers donnent à leurs algorithmes des paramètres « neutres » issus des signaux bruts comme les minimum, maximum, moyenne ou encore écart-type. La pertinence physiologique de ces indicateurs n'est pas optimale mais ils ont l'avantage d'être calculables en temps réel.

1.2.3.3 Conclusion

Les applications à la mesure de signaux psychophysiologiques pendant la conduite (ou le pilotage) sont donc diverses par leurs buts et leurs méthodes.

Néanmoins, elles ont en commun d'étudier les situations de conduite au travers de la charge mentale. Les variables neurovégétatives étant largement aspécifiques, la validité des analyses est conditionnée à la capacité du protocole expérimental d'isoler les sources de variations de la charge mentale.

Les indicateurs utilisés varient assez peu, quelque soit le but des expérimentations (aide à la conception, surveillance du conducteur) ou le niveau de charge mentale étudié (faible, modérée, élevée). Leur choix dépend plutôt d'aspects temporels : les analyses sur des périodes de temps longues se font préférentiellement à partir d'indicateurs toniques, et celles centrées sur des évènements ponctuels se font nécessairement à partir d'indicateurs phasiques.

1.3 BASES BIOLOGIQUES

1.3.1 Interrelations entre le SNC et le SNA

Le système nerveux est un système en réseau formé des organes des sens, des nerfs, du cerveau, de la moelle épinière, etc. Il coordonne les mouvements musculaires, contrôle le fonctionnement des organes, véhicule les informations sensorielles et motrices, régule les émotions et est le siège de l'intellect. Malgré la distinction anatomique entre le système nerveux central (SNC) et le système nerveux périphérique (SNP), les régulations ne sont pas l'apanage du premier. Les interrelations fonctionnelles entre SNC et système nerveux autonome (SNA, partie du SNV échappant à la volonté) sont intimes.

1.3.1.1 Distinctions

a- <u>SNC-SNA</u>

D'un point de vue structurel, les deux systèmes se distinguent par le fait que le SNC est entouré par les méninges et est isolé par biochimiquement du reste de l'organisme par la barrière hémato-encéphalique. Anatomiquement, le SNC est composé de l'encéphale et de la moelle épinière. L'encéphale est contenu dans la boîte crânienne et est constitué du cerveau (télencéphale et diencéphale), du tronc cérébral qui est situé sous le cerveau, et du cervelet. La moelle épinière prolonge le tronc cérébral vers le bas et donne naissance aux nerfs rachidiens et contient des fibres afférentes, des fibres efférentes mais aussi un grand nombre d'interneurones, la moelle étant un centre d'intégration et non simplement un « faisceau de câbles » reliant l'encéphale au reste du corps.

Par opposition, le SNP est la partie du système nerveux formée de ganglions et de nerfs qui fait circuler l'information entre les organes et le SNC et réalise les commandes motrices de ce dernier.Il est habituellement divisé en deux sous-ensembles : le système nerveux somatique et le système nerveux autonome (SNA).

Le système nerveux somatique est la partie du SNP associée au contrôle volontaire des mouvements du corps via l'action des muscles squelettiques, et à l'acheminement des messages sensoriels.

Le SNA ou système neurovégétatif est, par opposition, impliqué dans le contrôle inconscient. Il innerve l'ensemble des formations effectrices de l'organisme autres que les fibres musculaires squelettiques, c'est-à-dire les muscles lisses (vaisseaux, viscères, cristallin, etc.) et le myocarde, les organes génitaux, les glandes sudoripares et les glandes endocrines. Il intervient dans la réaction (ou proaction) du sujet vis-à-vis des milieux extérieur et intérieur. Il est ainsi responsable de la gestion des équilibres homéostatiques. Sur le plan sensoriel, il traite les informations en provenance de la sensibilité viscérale (pression sanguine, dilatation des intestins...).

b- Partition du SNA

Le SNA est divisé en deux sous-systèmes antagonistes : le système sympathique ou orthosympathique, qui innervent l'ensemble de l'organisme. La plupart des organes sont doublement innervés. La figure 1-12 illustre la répartition des deux systèmes antagonistes dans l'organisme.

Les activations sympathiques sont dirigées vers la dépense d'énergie et la facilitation de l'action motrice, et les activations parasympathiques vers le repos de l'organisme, l'économie et la reconstitution des réserves d'énergie. Ainsi, une domination orthosympathique se traduit par une augmentation du rythme cardiaque, de la pression sanguine, de la transpiration, et de l'afflux du sang vers les muscles (notamment ceux des membres) au détriment des viscères. Une domination parasympathique a les effets inverses.

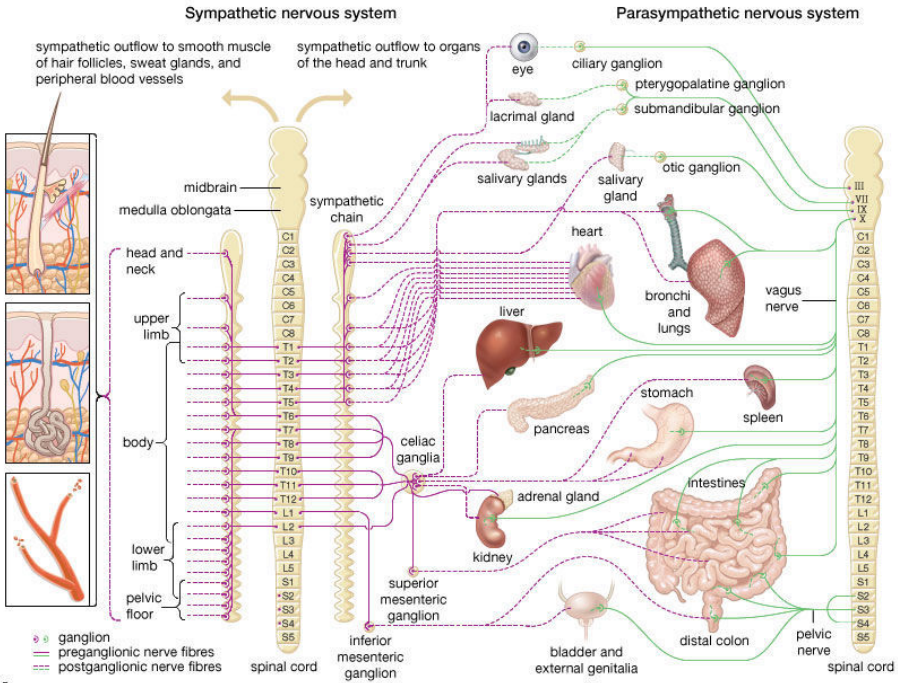

Figure 1-12 Schéma de l'organisation du SNA. Les fibres orthosympathiques apparaissent en violet, et les fibres parasympathiques en vert. Les glandes sudoripares sont représentées sous forme de dessin, à gauche.

Système sympathique

Les nerfs spinaux sont rattachés à la moelle épinière par leurs racines dorsales (afférences) et ventrales (efférences). Parmi eux, les nerfs spinaux sympathiques émergent de la partie médiane de la moelle épinière (nerfs spinaux C8 à L2). Les relais entre les neurones pré et post ganglionnaires se trouvent dans les ganglions de la chaîne sympathique latérovertébrale, qui est une série de ganglions étagés et connectés entre eux et qui borde bilatéralement la colonne vertébrale. La localisation des organes innervés par ces fibres respecte la position relative de l'origine de ces fibres : les nerfs issus des ganglions les plus crâniaux innervent le haut du corps, tandis que les nerfs issus des ganglions les plus caudaux innervent le bas du corps.

Les afférences sympathiques rejoignent la chaîne sympathique latérovertébrale par le rameau communiquant gris (la couleur grise est due à l'absence de gaine de myéline) sans y faire synapse et le quittent par le rameau communiquant blanc avant de rejoindre la moelle épinière par la racine dorsale du nerf rachidien. La racine dorsale du nerf rachidien présente un renflement : il s'agit du ganglion spinal, qui contient les corps cellulaires des neurones afférents.

Les efférences sympathiques quittent la moelle épinière par sa racine ventrale et rejoignent un ganglion de la chaîne latérovertébrale par le rameau communicant blanc. La synapse localisée dans le ganglion permet de distribuer l'information à plusieurs neurones

post-synaptiques : certains connectent les ganglions entre eux, d'autres innervent directement les organes cibles. Un neurone pré ganglionnaire peut donc communiquer avec plusieurs neurones post ganglionnaires. Ces derniers quittent le ganglion sympathique et rejoignent le nerf spinal via le rameau communicant gris pour atteindre l'organe cible directement (orthosympathique) ou via une synapse à proximité (parasympathique) (voir figure 1-13).

Les neurones pré ganglionnaires sont cholinergiques, c'est-à-dire utilisant l'acétylcholine comme neurotransmetteur. Les neurones post ganglionnaires sont adrénergiques pour leur grande majorité, c'est-à-dire qu'ils délivrent de la noradrénaline. Les neurones sudomoteurs font partie des exceptions puisqu'ils sont cholinergiques.

Au niveau fonctionnel, le système sympathique est généralement excitateur. Il permet de contrôler les réactions d'alarme et de défense de l'individu. Les activations sympathiques ont généralement des effets globaux et de courte durée (les activations doivent donc être répétées pour que les effets se maintiennent).

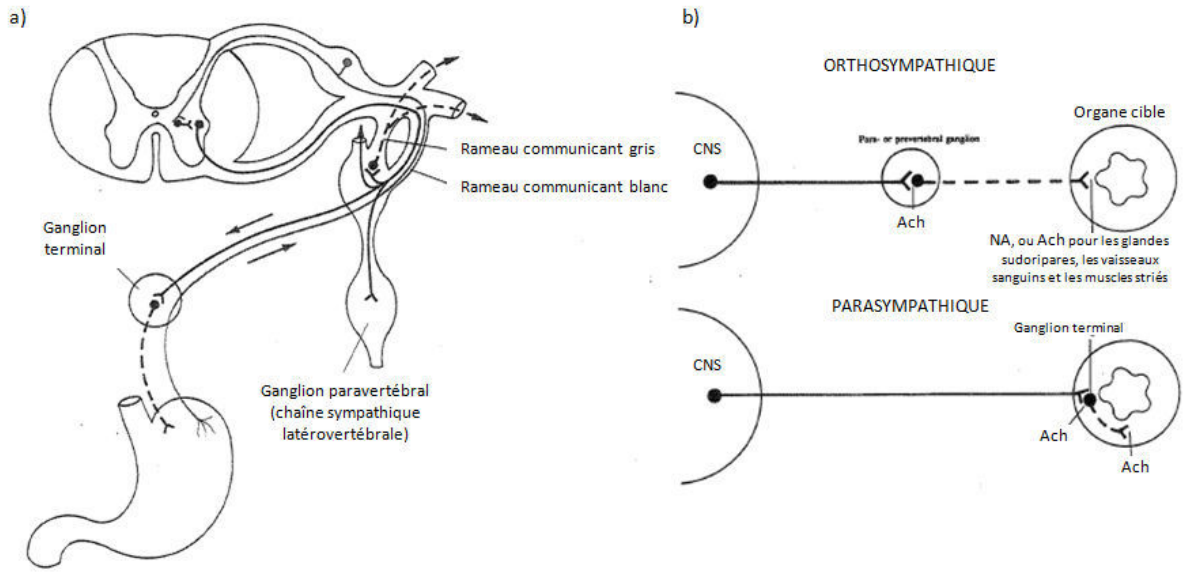

Figure 1-13 Schémas de l'innervation sympathique, d'après Heimer (1983). a) Les neurones pré et post ganglionnaires s'articulent soit dans un ganglion de la chaîne sympathique, soit dans un ganglion de plexus. b) Différenciation des fibres ortho- et parasympathiques.

Système parasympathique

Le système parasympathique émerge du tronc cérébral (nerfs crâniens III, VII, IX, X) et de la moelle sacrée (nerfs spinaux S2 à S4). Les relais entre les neurones pré et post ganglionnaires ne se font pas dans une structure bien identifiée comme c'est le cas pour le système sympathique (ganglions). Les synapses sont généralement situées dans la paroi des organes cibles. Les neurones parasympathiques pré comme post ganglionnaires sont cholinergiques. Le système parasympathique n'est pas impliqué dans le contrôle des glandes

sudoripares eccrines et donc de l'activité électrodermale, ce qui fait figure d'exception puisque la plupart des organes subissent les influences antagonistes des deux systèmes.

Au niveau fonctionnel, l'activation parasympathique stimule des organes dont le fonctionnement est peu compatible avec l'alarme et la défense, comme les mouvements et sécrétions de la digestion. Les effets de l'activation parasympathique sont plus ciblés que ceux, globaux, de l'activation sympathique, et se prolonge dans le temps.

Notons que la double innervation ortho- et para- sympathique ne représente pas le seul moyen de contrôle des organes. La plupart subissent aussi des influences hormonales, et certaines fonctions n'échappent pas totalement à la volonté. Par exemple la respiration, qui est régulée par le SNA, reste l'œuvre de muscles striés squelettiques dont le contrôle est aussi somatique.

1.3.1.2 Interrelations

Ces distinctions d'ordre anatomiques n'impliquent pas que les systèmes nerveux central et autonome soient indépendants. De nombreuses connexions ascendantes aussi bien que descendantes entre le SNC et le SNA expliquent les capacités de l'organisme à réagir dynamiquement aux modifications de son environnement.

Les structures centrales impliquées dans la régulation des fonctions végétatives sont nombreuses. Parmi ces structures centrales, schématiquement, une boucle classique ascendance/descendance s'opère. Les structures de plus « bas niveau » (ici, la formation réticulée du tronc cérébral, le thalamus et l'hypothalamus) reçoivent l'information sensorielle, exercent les contrôles de base (maintien des niveaux) et relaient l'information vers des centres « émotionnels » (limbiques), cognitifs, mémoriels, tous ces centres étant en contact étroits les uns avec les autres. La résultante en est le contrôle dynamique des variables végétatives, en phase avec l'environnement du sujet et son état interne.

Les signes de l'activité du SNA dépendent donc largement de l'activité des structures centrales qui les contrôlent.

a- <u>Rôle de la formation réticulée</u>

Cette structure dispersée fait partie de la moelle allongée (anciennement nommée bulbe rachidien), elle-même constituant la partie inférieure du tronc cérébral. La formation réticulée reçoit notamment des afférences sensorielles provenant de l'ensemble de l'organisme (projetant sur sa partie médiale), des afférences motrices provenant du cortex et du cervelet, et

projette ses efférences dans le thalamus (faisceau réticulo-thalamique), l'hypothalamus. Cela illustre ses fonctions de :

- système activateur ascendant : le faisceau réticulo-thalamique influence l'état d'éveil via les stimulations sensorielles ou corticales. C'est ce qui explique que s'activer physiquement aise à se maintenir éveillé et que la présence de lumière nuit à l'endormissement.
- système descendant : modulation du tonus musculaire via la moelle spinale. Le tractus réticulo-spinal est en effet une voie extrapyramidale monosynaptique.

On voit donc le rôle que peut avoir la formation réticulée dans la détermination du niveau d'éveil physiologique de l'organisme. Le tonus réticulaire exerce des effets facilitateurs généralisés observables à la fois au niveau central (EEG : suppression des ondes alpha longues et amples, le spectre se déplace vers les hautes fréquences et les amplitudes diminuent) et au niveau périphérique de façon générale, aspécifique (activations neurovégétatives).

b- Rôle du thalamus

Le thalamus est un centre de relais et d'intégration de la plupart des afférences corticales, notamment de toutes les afférences somésthésiques et sensorielles. On distingue, au sein du thalamus, deux systèmes : un système thalamique dit « spécifique » et un système thalamique dit « non spécifique » ou « diffus » qui correspond à sa partie intra-laminaire. Les connexions corticales des noyaux du système spécifique projettent sur des aires précises du cortex. Celles des noyaux du non spécifique sont diffuses et mal systématisées, touchant l'ensemble du cortex. Les noyaux du système diffus du thalamus reçoivent massivement leurs afférences de la formation réticulée du tronc cérébral et projettent à l'ensemble du cortex. Ces projections sont impliquées dans le maintien de l'éveil, mais aussi dans l'endormissement (Univ. McGill, 2002).

c- Rôle de l'hypothalamus

L'hypothalamus est comme le thalamus voisin une structure diencéphalique. Il est connecté de façon réciproque avec notamment l'hippocampe, la formation réticulée, le thalamus, l'amygdale, le cortex orbito-frontal et le cortex préfrontal. Il échange donc des informations viscérales, somatiques, sensorielles et émotionnelles. Il a un rôle prépondérant dans le maintien des équilibres internes (Critchley, 2002) et est notamment le point de départ des efférences de la sudation thermorégulatrice (Dawson, Schell, & Filion, 2007). La

stimulation de l'hypothalamus postérieur produit un état d'éveil comparable à celui qu'on obtient par la stimulation de la formation réticulée du tronc cérébral.

d- Rôle des structures dites « limbiques »

Les structures du système limbique formeraient un système intégré, phylogénétiquement ancien, assurant la survie de l'individu par l'entremise de réponses viscérales et affectives adaptées. Le système limbique n'est plus considéré comme un système dédié aux processus émotionnels, mais le nom a perduré. Il n'inclut pas une liste figée de structures, mais parmi elles on trouve notamment l'ensemble du circuit de Papez (corps mamillaires de l'hypothalamus, noyau antérieur du thalamus déjà cités, hippocampe, cortex cingulaire), l'amygdale, le cortex préfrontal.

L'amygdale est une structure bilatérale située en profondeur dans la région antéro-inférieure du lobe temporal au voisinage immédiat de l'hippocampe. Elle reçoit des projections principalement des régions sensorielles du thalamus et du cortex, mais aussi de plusieurs autres structures comme l'hippocampe et le cortex préfrontal. Comme c'est le cas avec l'hippocampe, la plupart des voies nerveuses entrantes sont couplées à des voies sortantes.

Elle joue un rôle notoire autour des émotions, particulièrement la peur : elle favorise l'attention et la perception de stimuli émotionnels, leur mémorisation, stimule la formation réticulée de façon à provoquée la cascade de réactions physiologiques associées à l'expérience de l'émotion et à la préparation du comportement.

Le cortex cingulaire se situe sur la face médiale de chaque hémisphère cérébral. Sa partie antérieure jouerait un rôle d'interface important entre émotion et cognition, plus précisément dans la transformation des sentiments en intentions et en actions. Il serait impliqué dans des fonctions supérieures comme le contrôle de soi sur ses émotions, la concentration sur la résolution d'un problème, la reconnaissance de nos erreurs, la promotion de réponses adaptatives en réponse à des conditions changeantes (notamment au niveau périphérique).Le cortex cingulaire est densément connecté au cortex préfrontal.

Le cortex préfrontal joue un rôle majeur dans les fonctions exécutives. Il est particulièrement développé chez l'homme. Sa partie dorsolatérale est très impliquée dans les fonctions cognitives de raisonnement, de la planification. Sa partie ventromédiane est

davantage liée à la couleur émotionnelle de l'information traitée. Les connections entre le cortex ventromédian et le système limbique sont très denses. Elles en font une structure idéale pour lier le conscient à l'inconscient et pour donner un sens à nos perceptions (Univ. McGill, 2002). Le cortex orbitofrontal entre en jeu dans la sélection des actions, déterminée par les associations apprises, les désirs et les objectifs du sujet, les contraintes physiques et sociales. Les lésions orbitofrontales entravent la capacité d'utiliser les indices sociaux ou émotionnels pour sélectionner les actions. Il est interconnecté avec :

- le cortex associatif perceptif (pariétal), permettant ainsi l'évaluation de l'environnement et de l'information par rétroaction,
- le cortex frontal dorsolatéral, permettant la planification des actions,
- l'insula, qui donne accès aux sensations viscérales,
- l'amygdale, permettant ainsi d'anticiper les conséquences émotionnelles des actions.

Il envoie en outre des projections à l'hypothalamus et au tronc cérébral, qui influent sur les réponses comportementales et physiologiques.

L'insula est un lobe cérébral enfoui, parfois appelé le 5e lobe cérébral. Elle se trouve sous les opercules des lobes frontal, temporal et pariétal adjacents. Elle reçoit des projections sensorielles «homéostatiques» du thalamus et envoie des efférences vers plusieurs structures du système limbique (Delmas, 2006). Elle joue un rôle important dans l'intégration de l'information intéroceptive et la rend disponible pour des processus cognitifs et émotionnels d'ordre supérieur, ce qui laisse à penser qu'elle a un rôle dans la représentation de son propre corps ainsi que dans l'aspect subjectif de l'expérience émotionnelle (Univ. McGill, 2002).

1.3.2 Les signaux de l'activité neurovégétative

Tous les organes innervés par le SNA sont susceptibles de se prêter à la mesure de signaux neurovégétatifs. Toutefois, il faut pour pouvoir obtenir de tels signaux que :

- l'on connaisse suffisamment bien le lien entre le phénomène physiologique que l'on souhaite observer et une mesure physique correspondante. Par exemple, on mesure un ECG en sachant que l'activité du myocarde se traduit par des champs électriques qui ont pour origine l'activité électrique de l'ensemble des cellules cardiaques.
- l'on dispose de capteurs adaptés à la mesure de cette manifestation physique. Dans l'exemple de l'ECG, il suffit de mesurer des tensions de l'ordre du mV.

- l'on ait un accès à l'organe en question pour le capteur, dans des conditions d'invasivité jugées acceptables. Dans le cas de recherches sur des sujets sains, elles se doivent d'être limitées. Dans l'exemple de l'ECG, l'activité électrique est suffisamment intense pour être recueillie en surface avec une précision acceptable.

Parmi ceux qui satisfont ces critères, les paramètres neurovégétatifs se regroupent en quelques familles : les variables cardiaque et respiratoire, basés sur les mécanismes de régulation du rythme du cœur et de la respiration, les variables micro-circulatoires, qui traduisent les ajustements de la circulation dans les petits vaisseaux sous-cutanés, et enfin les variables électrodermales, qui traduisent les modifications des propriétés électriques de la peau sous l'action des glandes sudoripares eccrines..

1.3.2.1 Variables cardio-respiratoires

a- Rythme cardiaque

L'enregistrement du rythme cardiaque implique classiquement un enregistrement ECG relativement simple. Inverser les intervalles RR (et ré-échantillonner le signal) fournit le tachogramme, donnant la fréquence cardiaque sous la forme d'une courbe en escalier.

Les diagrammes de Poincaré (voir figure 1-14) fournissent une représentation visuelle en 2D de la relation entre les intervalles RR se suivant. Le diagramme se présente sous la forme d'un nuage de points elliptique. SD2 est défini comme son écart-type du nuage de points le long de l'axe y=x et donne des informations relatives à la variabilité à long terme de la fréquence cardiaque, alors que SD1 est défini comme l'écart-type du nuage de points perpendiculairement à l'axe et donne des informations relatives à la variabilité à court terme (Brennan, Palaniswami, & Kamen, 2001). SD1 reflète principalement l'activité parasympathique (Kamen, Krum, & Tonkin, 1996).

L'analyse fréquentielle de la VRC permet d'obtenir des informations utiles pour l'évaluation de la balance sympatho-vagale. Le spectre de puissance de la fréquence cardiaque se scinde habituellement en trois bandes (voir figure 1-14) : TBF (très basses fréquences, .003-.04 Hz), BF (basses fréquences, .04-.12 Hz), et HF (hautes fréquences, .12 ou .15 Hz - .40 Hz chez l'adulte). La bande HF correspond à l'arythmie sinusale respiratoire (ASR), liée aux tensions mécaniques des poumons. La puissance de la bande HF est un bon indicateur de l'activité parasympathique (Malliani, 1999). Par contre, la réciproque selon laquelle la

puissance de la bande BF serait directement liée à l'activité orthosympathique semble fausse (Houle & Billman, 1999).

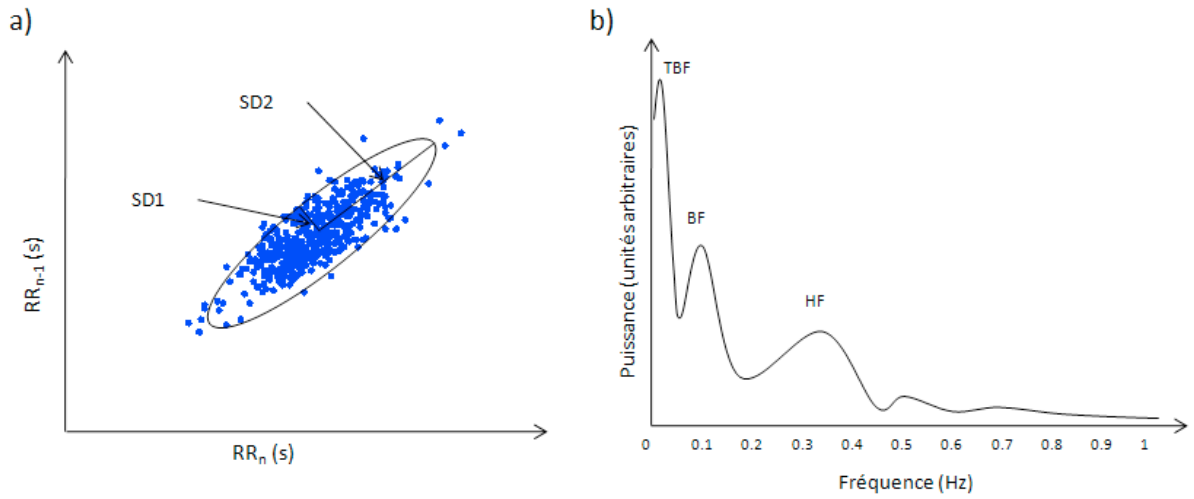

Figure 1-14 a)Un diagramme de Poincaré typique. L'axe des abscisses représente les intervalles RR de chaque battement et l'axe des ordonnées représente les intervalles RR des battements suivants. SD1 peut être représenté comme une estimation du petit diamètre de l'ellipse approximant le nuage de points, et SD2 son grand diamètre. b) Les trois principales composantes spectrales de la VRC : très basses fréquences TBF, basses fréquences BF et hautes fréquences HF.

b- Rythme respiratoire

Un adulte au repos respire à un rythme d'environ 12 à 15 cycles par minute.

Vitale, il n'est pas surprenant que les voies de contrôle de la fonction respiratoire soient diversifiées, reçoive des influences variées, et affecte plusieurs autres systèmes de l'organisme. Le rythme respiratoire est mesurable par plusieurs techniques reposant sur la pression de l'air inspiré et expiré, les mouvements de la poitrine, la température du flux d'air, les bruits de la respiration, spirométrie. La respiration a une influence sur d'autres systèmes physiologiques, et notamment sur l'impédance cutanée. A tel point qu'on demande souvent au sujet de prendre une grande inspiration pour vérifier que le système d'acquisition fonctionne bien.

La respiration est relativement peu utilisée en psychophysiologie. Feleky (1916) cherchait déjà à identifier des émotions primaires grâce au rapport inspiration expiration. Les aspects intensifs comme de valence ont un impact sur la respiration (Boiten, 1998; Boiten, Frijda, & Wientjes, 1994).

1.3.2.2 Variables thermovasculaires

Les fibres musculaires lisses des artérioles sont largement contrôlées par le SNA. Elles reçoivent des filets nerveux vasomoteurs sympathiques et parasympathiques. Le plus souvent, les nerfs sympathiques ont un effet vasoconstricteur. Les nerfs parasympathiques, en général vasodilatateurs, ont un rôle négligeable.

a- Microcirculation cutanée

L'activité vasomotrice cutanée présente des variations reflétant celles de l'activité du SNA, donnant la possibilité d'étudier les contrôles végétatifs à partir de signaux de la microcirculation cutanée (Vernet-Maury, Sicard, Dittmar, & Deschaumes-Molinaro, 1990).

indépendante de la thermorégulation, notamment la colère (être « rouge de colère ») (Delius, Hagbarth, Hongell, & Wallin, 1972). L'intensité de la vasoconstriction observée est liée à l'intensité de la stimulation émotionnelle (Collet, 1995, p. 83). L'effort mental a un effet sur l'activité vasomotrice cutanée moindre que la stimulation émotionnelle (Vernet-Maury et al., 1990).

Le débit sanguin cutané varie selon trois rythmes distincts (Priebe, 1982) : l'un, de courte durée (période autour de 1 s), est lié à l'activité cardiaque, un autre de durée moyenne (de l'ordre de 10 à 20 s) est lié à l'activité respiratoire, et un troisième, plus lent (période supérieure à 60 s) s'observe chez les sujets en relaxation. C'est l'interruption de ces rythmes qui semble constituer une réponse : les oscillations lentes cessent après une stimulation d'ordre émotionnel. La durée de l'interruption est corrélée à l'intensité et à la durée du stimulus, d'où l'indice de durée d'arrêt des oscillations du débit sanguin cutané (DAOD), qui est très bien corrélé à la durée de perturbation ohmique (DPO) observable sur la résistance cutanée (Collet, 1995, p. 84). Le débit sanguin cutané est accessible par le capteur « hématron » (Dittmar, Pauchard, Vernet-Maury, & Delhomme, 1992) (brevet n° 8515932) qui mesure la conductivité thermale des tissus.

b- Température cutanée

La microcirculation et la température cutanées sont corrélées positivement. La différence réside dans la vitesse de réaction aux stimuli : la température étant partiellement fonction du débit sanguin, elle affiche un retard de l'ordre d'une dizaine de secondes. Son contrôle s'inscrit dans celui de la température corporelle globale, et elle varie aussi en réaction à des stimulations émotionnels ou cognitifs. Les variations induites sont très faibles, de l'ordre

de 1 à 4 centièmes de degré Celsius, voire exceptionnellement un dixième (Averty, 1998, p. 280).

1.3.2.3 Variables électrodermales

L'AED est reconnue pour être sensible aux fluctuations de la charge mentale et comporte des aspects phasiques et toniques. La suite de cette thèse y est largement consacrée.

1.3.3 Origine de l'activité électrodermale

Le phénomène électrodermal consiste en la variation des propriétés électriques de la peau. Il est principalement le reflet de l'activation des glandes sudoripares eccrines qui ont la particularité de répondre faiblement aux stimuli thermiques, mais par contre de réagir fortement aux stimuli psychologiquement signifiants (Boucsein, 1992). Cette section traite de la question de l'origine de l'AED, en décrivant d'abord les origines centrales du phénomène électrodermal, puis l'innervation vers la peau et enfin, l'anatomie et l'innervation fine des glandes sudoripares.

1.3.3.1 Origine centrale de l'AED

a- Contrôles de base de l'AED

La régulation homéostatique de base, c'est-à-dire la régulation autour d'une valeur consigne donnée, est assurée par la formation réticulée et représente le contrôle de plus bas niveau de l'AED. D'une part, la stimulation électrique directe de la formation réticulée chez le chat induit des réponses en potentiel, et probablement des réponses en conductance chez l'humain. D'autre part un système inhibiteur de l'AED a aussi été localisé dans la partie bulbaire de la formation réticulée (Roy, Sequeira, & Delerm, 1993).

Les voies sudosécrétrices thermorégulatrices trouvent leur origine dans l'hypothalamus postérieur, et contiennent de nombreuses fibres faisant relais dans le tegmentum pontin et les noyaux de la formation réticulée dans le tronc cérébral avant de descendre ipsilatéralement jusqu'aux neurones pré ganglionnaires sympathiques. La stimulation électrique de chacune de ces structures permet de provoquer des augmentations de l'AED (en conductance), et la production de RED est maintenue chez le chat décérébré par stimulation du tronc cérébral (Critchley, 2002).

Ainsi il existe dans l'hypothalamus et le tronc cérébral des régions responsables du contrôle homéostatique de l'activation physiologique corporelle, qui régulent l'AED via des connexions ipsilatérales dans la moelle épinière.

b- Contrôles supérieurs de l'AED

Le propre de la régulation homéostatique est d'être capable de modifier la valeur de la consigne de régulation pour s'adapter à son environnement, qui est changeant. Cela implique l'existence de modulations d'un deuxième ordre, influant sur les valeurs de consigne des processus de régulation, et contrôlé par des structures centrales projetant des connexions vers l'hypothalamus et le tronc. Elles sont mises en évidences par des études lésionnelles abolissant la production de RED suite à un type de stimulation particulier (par exemple orientation, ou stimulation pariétale), tandis que les RED suite à un autre type de stimulation sont conservées (Kimble, Bagshaw, & Pribram, 1965; Sequeira, Ba-M'Hamed, & Roy, 1995).

Chez l'homme, les contrôles de haut niveau de l'activation physiologique reposeraient sur un réseau impliquant les cortex préfrontal et pariétal, ainsi que des structures limbiques (amygdale et hippocampe), avec une latéralisation droite (Critchley, 2002).

Avant de prendre une décision risquée, les sujets normaux montrent une activité électrodermale anticipatrice accrue absente chez les patients atteints de lésions préfrontales ventromédianes. Par contre, ils conservent la possibilité de produire des RED aux stimuli « physiques » comme des bruits forts (Bechara et al., 1997). C'est ce type de conjonctions entre l'absence d'activation physiologique anticipatrice et un comportement mal adapté à la situation qui est à l'origine de l'hypothèse du marqueur somatique (A. R. Damasio, 1995) selon laquelle les modifications corporelles issues de l'activation physiologique sont à l'origine d'une rétroaction intéroceptive vers le cerveau, menant à l'expérience de l'émotion. Cette information influerait le sujet dans ses prises de décision stratégiques. Dans cette perspective, le cortex préfrontal ventromédian occupe une place centrale dans la génération mais aussi la représentation de ces états corporels. Il contribuerait donc à la généreration de l'AED (entre autres réponses physiologiques) lorsqu'il faut relier l'expérience présente avec les conséquences probables du choix à faire (Critchley, 2002).

Une lésion de l'amygdale est aussi liée à une moindre production de RED pendant l'anticipation d'une récompense, d'une punition ou dans un conditionnement (Bechara, H. Damasio, A. R. Damasio, & Lee, 1999). Là encore, la production de RED à des stimuli physiques comme les sons forts est maintenue. Dans le cas d'une réponse de peur, un réseau

amygdalo-médiofrontal est engagé dans l'expérience viscérale de la menace, et qu'un réseau hippocampo-latérofrontal sous-tend un traitement déclaratif et contextuel du stimulus menaçant (Williams et al., 2001). L'amygdale est d'ailleurs indispensable à la réaction à des stimuli conditionnés, mais pas l'hippocampe qui est par contre nécessaire à la conscientisation de la relation entre stimuli conditionnée et inconditionnés (Bechara et al., 1995), ce qui montre que le rôle de l'amygdale dans le conditionnement échappe à la conscience et souligne la forte « corporalité » de ces processus d'apprentissage. Ainsi, l'amygdale serait impliquée dans la production de réponses à des stimuli motivationnellement importants, y compris lorsque ces stimuli acquièrent leur sens pendant l'apprentissage comme lors du conditionnement (Critchley, 2002).

L'AED liée à la préparation motrice dans un contexte cognitif ou émotionnel s'accompagne d'activations des cortex cingulaire et moteur, et de désactivations de l'insula et des cortex visuel et pariétal, aires impliquées dans l'anticipation, l'affect et la locomotion (Fredrikson et al., 1998).

Des activations dans le lobe pariétal inférieur et le cortex extrastrié, aires-clés dans l'attention visuelle (Posner & Petersen, 1990) laissent penser que l'activation physiologique et l'attention visuelle partageraient des bases neuronales communes (Critchley, Elliott, Mathias, & Dolan, 2000), ce qui est cohérent avec une utilisation répandue de la RED comme un index de l'attention.

Le cortex cingulaire antérieur serait impliqué dans l'intégration de processus cognitifs avec l'AED et les états d'activation physiologique corporelle. L'association de l'activation du cortex préfrontal dorsolatéral avec les RED anticipatrices marque un contrôle de l'activation physiologique pendant les traitements cognitifs (anticipation, sélection d'une réponse, expérience) (Critchley, Mathias, & Dolan, 2001).

Pour résumer, parmi les modulations de haut niveau de l'AED, les contributions varient selon le contexte :

- Le cortex préfrontal ventromédian et l'amygdale sont impliqués dans les comportements motivationnels, avec chacun son rôle spécifique :
    - Le cortex ventromédian est impliqué dans les RED anticipatrices
    - L'amygdale est impliquée dans les RED aux associations apprises entre stimuli et renforcement (en plus des réponses aux stimuli explicitement aversifs).
- Le cortex cingulaire antérieur a un rôle primaire dans l'intégration de l'activation physiologique corporelle (information qui sera prise en compte pour adapter le

comportement). Ainsi, l'activité du cortex cingulaire antérieur varie avec : les RED à des stimuli émotionnels, les RED anticipatrices dans un contexte de risque, et la modulation volontaire des RED.

- Le cortex pariétal droit est impliqué dans un contrôle commun de l'attention et de l'activation physiologique.

Ces régions cérébrales sont donc impliquées dans la production de RED dans divers contextes, mais ne suffisent pas à rendre compte de tous les processus mentaux accompagnés de RED.

1.3.3.2 Innervation périphérique de la peau

Les fibres sympathiques innervant la peau descendent la moelle épinière par sa partie antérolatérale, non loin de la voie pyramidale. Les corps cellulaires des neurones sympathiques pré ganglionnaires se trouvent dans la substance grise de la moelle épinière entre les vertèbres C8 dans la région cervicale et L2 dans la région lombaire. Parmi eux, les corps cellulaires de ceux contrôlant les glandes sudoripares se trouvent dans la partie inférieure, entre D3 dans la région dorsale et L2 (Boucsein, 1992, p. 20).

Dans les ganglions sympathiques, les fibres pré ganglionnaires sont distribuées vers plusieurs niveaux de la chaîne latérovertébrale (distribution vers jusqu'à six autres ganglions). Ainsi, chaque neurone pré ganglionnaire peut faire synapse avec jusqu'à 16 neurones post ganglionnaires. « L'étalement » induit par cette distribution rend difficile toute correspondance entre la location des corps cellulaires pré ganglionnaires et les dermatomes associés. Mais globalement, les fibres issues du haut de la chaîne latérovertébrale sont plutôt crâniales, tandis que celles issues du bas sont plutôt caudales. Ainsi, une partie des glandes sudoripares des paumes des mains, site le plus souvent utilisé pour recueillir l'activité électrodermale, est innervée par le nerf médian dont les racines spinales sont C5, C6, C7, C8 et D1.

1.3.3.3 Au niveau distal : anatomie et innervation fine des glandes sudoripares

a- <u>La peau : une interface et une barrière</u>

La peau n'est pas la simple enveloppe qu'on a longtemps crue. Il s'agit d'un véritable organe situé à l'interface entre les milieux extérieur et intérieur. A ce titre elle est le siège de

nombre de terminaisons sensorielles permettant de prélever des informations du milieu extérieur, notamment celles liées au toucher, à la douleur et à la température.

La peau joue aussi un rôle protecteur de barrière physique contre la plupart des infections et le rayonnement ultraviolet. Elle limite les déperditions d'eau mais est semi-perméable vis-à-vis des fluides extérieurs. Elle participe à la régulation de la température corporelle grâce à la sudation et à la vasoconstriction / vasodilatation. Le derme contient environ 10% du volume sanguin de l'organisme au repos. Lors d'un effort physique une vasoconstriction cutanée permet d'augmenter l'irrigation des muscles.

En contact avec la lumière, la peau est le siège de la synthèse de la vitamine D utilisée par l'organisme pour l'ostéosynthèse.

b- Structure verticale de la peau

La peau est constituée de deux couches caractéristiques (l'épiderme et le derme) disposées sur une sous-couche (l'hypoderme). Elles sont différenciables au microscope. Toutefois elles montrent des différences assez importantes selon les sites de la peau. Dans cette thèse on s'intéresse à la peau des doigts. Elle est glabre et en raison des contraintes mécaniques intenses et fréquentes à laquelle elle est soumise, l'épiderme est inhabituellement épais. Il fait environ 1 mm d'épaisseur au lieu de 50 à 200 µm.

L'épiderme est la couche la plus externe de la peau. Il s'agit d'un tissu épithélial de plus en plus corné au fur et à mesure qu'il s'approche de la surface. L'épiderme se subdivise en quatre strates dont les deux plus profondes sont vivantes : la couche basale ou germinative et le corps muqueux de Malpighi et deux strates supérieures mortes que sont la couche intermédiaire et la couche cornée. Les cellules cutanées (kératinocytes) sont produites dans la couche germinative et migrent vers la surface en une trentaine de jours tout en se différenciant et en perdant leur vitalité. Les cellules cornées finissent par se détacher (désquamation) et sont remplacées par les cellules de la couche inférieure. L'ensemble de la peau d'un humain adulte, qui fait environ 1.7 m², perd quotidiennement entre 0.5 et 1 g de tissu corné qui est continuellement remplacé.

Le derme est le tissu de soutien de l'épiderme. Il est quatre fois plus épais que l'épiderme et est perméable à l'eau. Il s'agit de deux couches de tissus conjonctifs différant par l'arrangement de leurs fibres de collagène. La peau lui doit ainsi son élasticité et sa résistance. La couche inférieure du derme est parcourue de capillaires sanguins (irrigation en candélabres) et de vaisseaux lymphatiques ainsi que des terminaisons nerveuses de la peau.

Le derme est la partie de la peau qui correspond au cuir de certains animaux (bovins), que l'on tanne pour l'utiliser.

Sous la peau se trouve l'hypoderme qui est une couche adipeuse et conjonctive faisant le lien entre la peau et les tissus conjonctifs recouvrant les muscles et permet les mouvements horizontaux entre eux. Il a la propriété de stocker la graisse, faisant ainsi office de réserve d'anergie et d'isolant thermique et mécanique. Il contient des vaisseaux sanguins et lymphatiques et des fibres nerveuses, ainsi que les follicules pileux et les glandes sudoripares. Il a une épaisseur variant beaucoup avec le site et représente 15 à 30% de la masse corporelle.

c- Glandes sudoripares

Les glandes sudoripares sont responsables de l'apparition de sueur à la surface de la peau. Le corps humain comporte environ trois millions de glandes sudoripares, réparties de façon inégale. Les plus fortes densités se trouvent sur les paumes des mains, la plante des pieds et le front. Les plus faibles densités se trouvent sur les bras, les jambes et le tronc. Ainsi, on trouve des densités de 233 par cm² sur les paumes, 620 par cm² sur les plantes des pieds, 360 par cm² sur le front, et seulement 120 par cm² sur les cuisses (Boucsein, 1992, p. 14). Elles ne sont pas toutes actives. Ces valeurs diminuent pendant la croissance car toutes les glandes sont présentes à la naissance alors que la surface corporelle augmente d'un facteur 7.

Types de glandes sudoripares

Les glandes sudoripares sont de deux types. Les plus nombreuses sont les glandes eccrines, ce qui signifie que leurs sécrétions ne sont pas chargées de matériel cytoplasmique des cellules glandulaires. Il s'agit de tubes sudoraux constitués d'une partie sécrétoire et d'un canal. La partie sécrétoire est enroulée en forme de peloton d'environ 4 mm de diamètre et situé dans le derme ou l'hypoderme, et le canal traverse les couches de la peau. Il ondule légèrement en traversant le derme, et est enroulé en hélice en traversant l'épiderme pour s'ouvrir à la surface par un pore. Le tube sudoral est formé de trois ou quatre couches de cellules disposées autour d'une lumière de 5 à 10 µm de diamètre. Il contient des cellules claires qui sécrètent la partie liquide de la sueur, des cellules sombres qui sécrètent de la mucine aux propriétés protectrices et des cellules myoépithéliales contractiles. Hormis dans sa partie épidermique, le tube sudoral est entouré d'une riche résille vasculo-nerveuse, particulièrement dense au niveau du peloton.

Les autres glandes sudoripares sont apocrines. Dans ce mode de sécrétion, le pôle apical des cellules glandulaires se détache en emportant le produit de sécrétion. Le cytoplasme ainsi perdu doit être remplacé. Chez l'homme ces glandes sont présentes dans les régions

mamelonnaires, axillaires, inguinales, périanales et génitales. Elles s'ouvrent dans les follicules pileux et leur fonction sécrétoire commence à la puberté. Elles sont à l'origine d'une part négligeable de la quantité totale de sueur produite par l'organisme et ne jouent aucun rôle dans l'AED (Boucsein, 1992, p. 26).

Fonctionnement des glandes eccrines

Un précurseur de la sueur est attiré vers la lumière du tube sudoral par un mécanisme de transport actif du NaCl qu'il contient. Sa composition se modifie lorsqu'il passe dans la partie ductale du tube. Notamment, une partie du NaCl est réabsorbée, limitant les partes salines de l'organisme. Il joue donc un rôle de médiateur dans la production de sueur.

La sueur excrétée est un liquide incolore contenant 99% d'eau, des sels minéraux (KCl et NaCl), des substances organiques (la concentration en urée est le double de celle du sang) et des acides (le pH de la sueur est compris entre 4 et 6), acides aminés, du calcium, du phosphore, des protéines, du fer, des substances exogènes (médicaments, colorants, toxines, alcool), certains produits du métabolisme interne (digestif notamment).

La sueur parvient à la surface de la peau de manière pulsatile. Nicolaidis et Sivadjian (1972) ont mesuré une fréquence de 12 à 21 Hz en utilisant un film rapide conduisant l'humidité. La cause serait les contractions rythmiques des cellules myoépithéliales, cellules majoritairement innervées par des terminaisons cholinergiques. En observant la sueur monter et descendre dans une micropipette insérée dans la lumière, Sato (1977) a observé des oscillations plus lentes, de l'ordre de 0.5-2 Hz. L'éventuelle innervation responsable de ces oscillations n'a toutefois pas été décrite avec certitude.

Le premier rôle de la sudation est la thermorégulation. L'eau de la sueur contribue à l'élimination de la chaleur métabolique basale ou des « urgences thermiques » (travail musculaire, chaleur extérieure). La thermorégulation par la vaporisation d'eau par la peau et par le contrôle de la microcirculation cutanée sont liées. Dans des conditions neutres (28-30°C, 50% d'humidité relative, vent calme et sujet adulte au repos), l'activité vasomotrice suffit à contrôler la perte de chaleur. En deçà de cette zone l'eau se vaporise pendant la sudation dite non visible. Au-delà de la zone neutre, la sudation visible thermorégulatrice apparaît. La perte d'eau devient significative à partir de 34°C.

Une sudation réflexe a lieu localement après une stimulation locale (piqûre, irradiation, chaleur, électricité), lors de la consommation de nourriture salée ou épicée.

L'activité sécrétoire peut aussi augmenter concomitamment à certains états psychologiques. Cette sudation dite « émotionnelle » s'observe principalement aux niveaux plantaire et palmaire ainsi que sur le front mais aussi aux niveaux axillaire et génital. Cela correspond donc aux zones les plus densément pourvues en glandes sudoripares. Il se peut donc qu'il n'y ait pas de différences régionales concernant la sudation émotionnelle (Boucsein, 1992, sec. 1.3.3).

d- Autres effecteurs et récepteurs de la peau

On trouve aussi dans le derme d'autres structures : glandes sébacées liées aux follicules pileux, glandes apocrines, glandes mammaires.

Enfin la peau contient les récepteurs sensoriels. Les corpuscules de Pacini (pression mécanique) sont les plus volumineux (1 à 5 mm) et les plus profonds. Ils sont situés à la base du derme, dans l'hypoderme et même dans certains organes internes (péritoine). Ils sont abondants à la face palmaire des doigts. Les corpuscules de Rufini (chaud) ressemblent aux précédents, mais ils sont fusiformes et plus petits (1 à 2 mm). Ils sont présents dans la couche profonde du derme. Les corpuscules de Meissner (contact mécanique) sont encore plus petits (0,1 mm). Ils sont situés dans le derme et sont abondants à la face palmaire, à la pointe de la langue et sur les lèvres. Les corpuscules de Krause (froid), les plus petits (0,03 à 0,1 mm) et les plus simples de tous, sont nombreux dans la muqueuse linguale et dans la conjonctive. Ils sont situés dans le derme (Vincent, 1977).

e- Innervation des glandes sudoripares

Les glandes sudoripares eccrines sont innervées par un écheveau de fibres sympathiques post ganglionnaires amyélinisées, localisées préférentiellement autour des pelotons sécrétoires, mais aussi les canaux excréteurs jusqu'à la partie supérieure du derme. La sudation étant induite par l'injection de pilocarpine et inhibée par celle d'atropine, on peut facilement conclure à une innervation parasympathique. En effet l'acétylcholine est le neurotransmetteur privilégié des efférences parasympathiques. Alors que les transmissions post ganglionnaires sympathiques sont habituellement adrénergiques, les transmissions sudosécrétrices sont cholinergiques. La raison de ce mode de transmission inattendu demeure obscure. Fowles (1986) a néanmoins remarqué que l'innervation cholinergique est commune chez les glandes exocrines, classe à laquelle les glandes sudoripares appartiennent. La question de l'existence de transmissions parasympathiques inhibitrices n'est pas résolue de façon claire, mais aucune preuve fiable n'en a été donnée. De même, la question de la

présence de fibres adrénergiques se pose, sans conclusion claire. Des travaux portant sur les glandes apocrines ont montré que l'injection d'adrénaline avait bien une influence sur ces glandes, mais elle pourrait être due aux terminaisons vasculaires toutes proches plutôt qu'à de réelles terminaisons glandulaires (Boucsein, 1992, pp. 18-20).

Le mécanisme de la délivrance des impulsions nerveuses à la glande elle-même est encore mal connu. La partie sécrétoire des glandes sudoripares est entourée d'un plexus très dense de fibres sympathiques qui assure une large distribution de l'activité du SNA. Il n'a jamais été observé de fentes synaptiques, pas plus que de terminaisons nerveuses pénétrant des cellules sécrétrices. La stimulation peut être le fait d'une substance neuro-humorale émise par les terminaisons nerveuses à proximité, probablement le neurotransmetteur lui-même qui se vide des terminaisons nerveuses dans l'immédiat voisinage des cellules sécrétrices. Edelberg (1967) a fait remarquer la double dépendance de la vitesse du transport de l'acétylcholine et de la latence des RED à la température corporelle. Il a établi que 25 à 50% de la latence des réponses électrodermales était due au mécanisme de transport de l'acétylcholine.

f- Influence de la peau dans l'AED

Le derme et l'hypoderme sont des couches largement pourvues en sang, lymphe et liquide interstitiel au contraire de l'épiderme qui est une couche cornée et morte. L'état de l'épiderme (abrasé ou non, degré d'hydratation) est d'une grande importance pour la mesure de l'AED.

Il se comporte probablement comme une membrane passive. La perméabilité de l'épiderme augmente avec la température, et son hydratation augmente fortement avec le taux d'humidité ambiante (Fowles, 1986). Lors de la sécrétion, le liquide hydrate les cellules de l'épiderme avant d'apparaître à la surface de la peau. Ainsi la sueur est plus vite visible sur une peau préalablement hydratée. Ces possibilités d'hydratation sont autant de façons d'augmenter sa conductivité. L'épiderme reste malgré tout très résistif comparé à un canal sudoral plein de sueur chargée d'ions. On considère en effet que la conductivité de la peau augmente avec la hauteur de la colonne de sueur (Edelberg, 1968). : les tubes sudoraux agiraient donc comme autant de dérivations électriques par rapport à la peau, d'autant plus que la densité de glandes sudoripares est très élevée sur les sites palmaires et plantaires.

Des mécanismes de réabsorption sont probablement la cause de la dissipation graduelle de la sueur des conduits excréteurs, qui serait elle-même la cause de la lente augmentation de la résistance cutanée observée en l'absence de RED (Boucsein, 1992, p. 59).

En plus de ces propriétés purement résistives, la peau a des propriétés capacitives qu'elle doit aux membranes des cellules vivantes, qui sont polarisables sous l'effet de transport d'ions. Il est possible que les RED, évènements phasiques relativement rapides, soient dues à des augmentations phasiques de la perméabilité du canal excréteur au niveau de l'épiderme ou de la jonction derme-épiderme (Edelberg, 1972). Les propriétés capacitives de la peau ne sont naturellement pas accessibles aux enregistrements à courant ou tension continus.

Chapitre 2 - MESURE DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE

L'AED résulte d'un phénomène physiologique, l'activité des glandes sudorales et, en tant que tel, elle peut être mesurable. La mesure de l'AED entre dans le champ de l'électrophysiologie : on mesure les variations des propriétés électriques de la peau. Le présent chapitre aborde les moyens de mesurer l'AED, en insistant sur le développement d'un système de mesure de signaux physiologiques qui soit compatible avec les exigences de la conduite automobile.

2.1 SITES ET CAPTEURS

2.1.1 Généralités

2.1.1.1 Sites de mesure

Les sites appropriés pour la mesure de l'AED doivent satisfaire à certaines conditions (Venables & Christie, 1980):

1. Une densité importante en glandes sudoripares, les faces palmaires et plantaires étant les plus richement dotées.
2. Les électrodes doivent être faciles à fixer, sur des sites n'étant pas perturbés par les mouvements.
3. La surface utilisable doit être suffisante.
4. Le site ne doit pas comporter de cicatrices. Le tissu cutané cicatriciel peut en effet avoir des propriétés électriques différentes du tissu normal (Fowles et al., 1981).

Ainsi, les signaux électrodermaux sont mesurés sur les paumes et la face ventrale des doigts, dans une moindre mesure sur les sites plantaires. Ce sont eux qui présentent les densités de glandes sudoripares eccrines les plus élevées (cf section 1.3.3.3)

a- <u>Sites palmaires</u>

Au niveau palmaire, les sites les plus intéressants selon Venables et Christie (1980) sont les phalanges médiales de l'index et du majeur pour les enregistrements bipolaires.

La phalange médiale présente moins fréquemment de cicatrices et est moins exposée aux mouvements que la phalange proximale. La phalange distale présente une surface

relativement petite pour la fixation des électrodes et la possibilité de contacts entre elles et l'environnement reste élevée. Dans les cas où les phalanges sont trop menues pour y fixer les électrodes ou bien si les électrodes utilisées sont de grande taille, on peut les placer sur les éminences thénar et hypothénar. Toutefois, en dehors de ces restrictions, (Scerbo, Freedman, Raine, Dawson, & Venables, 1992) y ont enregistré des RED en conductance 3.5 fois plus amples que sur les phalanges médiales, et des niveaux toniques 2 fois supérieurs. En conduite automobile, il est préférable de poser les électrodes sur les phalanges distales de l'index et du majeur pour limiter les artefacts provoqués par la préhension du volant. On utilise la main gauche, qui se trouve être la main non dominante pour environ 90% de la population, de façon à laisser la main droite libre pour les passages de vitesses. Elle est probablement moins calleuse et laisse libre la main préférentielle. On peut également justifier ce choix par la dominance hémisphérique. C'est l'hémisphère droit qui contrôle l'hémicorps gauche, spécialisé dans le traitement des informations spatiales. Compte tenu des exigences de la conduite automobile, il est plus logique de placer les électrodes sur la main gauche. Il est également important que les deux électrodes soient sur le même dermatome (le dermatome d'un nerf spinal donné est la surface de peau innervée par ce nerf). Dans le cas de l'index et du majeur, le dermatome concerné est C7. Si cette condition n'est pas respectée, l'AED enregistrée par les deux électrodes risque d'être asynchrone (Christie & Venables, 1972).

b- Sites plantaires

En cas d'enregistrements plantaires, le site recommandé se trouve à la face interne du pied, à l'aplomb du milieu d'un segment reliant la phalange proximale du gros orteil et la malléole (Boucsein, 1992, p. 99)

c- Autres sites

Malgré la faible densité de glandes sudoripares eccrines, des signaux d'AED sont accessibles sur des sites variés. En règle générale, l'amplitude du signal électrodermal diminue lorsqu'on s'éloigne des extrémités (paume, plante), mais reste néanmoins décelable près de l'axe du corps. Matsunaga, Uozumi, Tsuji, et Murai (1998) ont observé des RED sur l'avant-bras, le bras, la crête iliaque, la cuisse, le creux poplité et le mollet. Les sites non-palmaires et non-plantaires sont aussi choisis lorsqu'on veut évaluer la transpiration en s'affranchissant de l'influence des stimuli émotionnels (auxquels les paumes et plantes sont très sensibles) ou favorisant l'éveil physiologique. C'est par exemple le cas des études sur le mal des transports, où l'AED peut être mesurée sur le front pour ces raisons (Golding, 1992).

2.1.1.2 Préparation de la peau

Hormis un léger nettoyage, il est important de ne pas préparer la peau avant de poser les électrodes. En effet, les préparations classiques en électrophysiologie comme le nettoyage à l'alcool et l'abrasion sont bénéfiques à la qualité du signal lorsqu'on mesure un potentiel électrique (EEG, EMG, potentiel cutané, EOG, etc.) car ils diminuent la résistance électrique cutanée. Or, si l'on veut justement mesurer ces propriétés électriques, il faut s'en abstenir afin de ne pas modifier le système électrodermal (Boucsein, 1992, p. 100).

2.1.1.3 Electrodes

En électrophysiologie, les électrodes standard sont en argent et chlorure d'argent (Ag/AgCl). Elles ont l'avantage de n'être quasiment pas polarisables, ce qui autorise des enregistrements de longue durée en courant continu. Elles présentent aussi les plus faibles potentiels de biais (différence de potentiel entre deux électrodes en l'absence d'application d'une tension entre les deux), ce qui s'accompagne souvent de la plus faible dérive dans le temps (Boucsein, 1992, pp. 104-5). Certaines électrodes ne sont pas chlorurées dans la masse mais seulement en surface. Elles sont à usage (presque) unique car le chlorure de surface se dégrade très rapidement. Il est possible de les rechlorurer à l'eau de javel, mais la meilleure solution est d'opter pour des électrodes dites « frittées », chlorurées dans la masse. Elles sont plus chères mais leurs performances sont pérennes. Les électrodes utilisées ont préférentiellement une forme de coque (type Beckman) et sont munies de collerettes auto-adhésives. La coque permet de maîtriser et répéter la quantité de gel électrolytique utilisé et de s'affranchir des artefacts liés aux mouvements. En effet, ils modifient la pression du contact peau-électrode, avec des répercussions sur la qualité du signal. Toutefois, comme c'est notre cas en conduite automobile, la présence de la coque plastique rend ces électrodes plus encombrantes et on préfère s'en tenir à des capteurs cylindriques classiques.

2.1.1.4 Gel électrolytique

Le gel facilite la continuité électrique entre la peau et l'électrode, sans quoi le rapport signal/bruit serait faible. Habituellement, il contient des ions dont la concentration ionique est supérieure à celle de la peau et, pour cela, sont dits hypertoniques. Cela modifie l'état des membranes et, donc, le comportement électrique de la peau. De la même façon qu'il faut s'abstenir d'abraser la peau pour la préparer alors que c'est une opération courante en électrophysiologie, il ne faut pas utiliser ces gels hypertoniques en AED mais des gels

isotoniques qui modifient les caractéristiques de la peau le moins possible. La plupart des gels vendus dans le commerce sont destinés aux utilisations les plus communes : ECG, EEG, EMG … et l'enregistrement de l'AED requiert donc un produit spécifique.

2.1.2 Enregistrements endosomatiques : potentiel cutané

Les enregistrements endosomatiques se font sans application de courants extérieurs. On enregistre donc l'activité électrique propre du tissu ou de l'organe ciblé. La plupart des mesures biomédicales sont endosomatiques, EEG, ECG, EMG, EOG… et celle correspondant à l'AED est appelée potentiel électrodermal, ou potentiel cutané.

Le principe est de mesurer la différence de potentiel entre 2 électrodes, l'une dite active et l'autre, passive ou inactive. Selon les recommandations de Fowles et al. (1981), l'électrode active positive est placée sur l'éminence hypothénar. L'électrode active négative est placée sur l'avant-bras à 10 cm du poignet. Une troisième électrode peut être utile pour servir de masse isolée. De cette façon, le potentiel cutané n'est pas perturbé par le courant électrique injecté au sujet lorsqu'on mesure simultanément un signal exosomatique à proximité. On la place sur un site minimisant la différence de potentiel entre la surface de la peau et le milieu intérieur, le plus inactif possible en termes d'AED. C'est le cas du lobe de l'oreille, mais la grande distance avec la main ou le pied augmente le risque de bruitage par l'activité électrique du cœur. Il est donc conseillé de la placer sur un site légèrement abrasé de la face palmaire de l'avant-bras, aux deux tiers de la distance entre le poignet et le coude ou à 3 cm au dessus de la malléole interne (Boucsein, 1992, p. 109).

2.1.3 Enregistrements exosomatiques : résistance et conductance cutanées

Les techniques exosomatiques désignent les mesures de l'activité électrique cutanée lorsqu'on apporte une source électrique extérieure. Dans ce cas, la mesure est basée sur le comportement des tissus ou organes sous l'effet de cet apport extérieur. En AED, on applique une tension ou un courant constant entre les deux électrodes et on mesure l'impédance entre les deux. La tension obtenue varie en fonction des propriétés électriques des tissus traversés par le courant injecté.

2.1.3.1 Technique de mesure et unités employées

Physiquement, une résistance est l'inverse d'une conductance. Il n'y a donc théoriquement pas de différence entre les deux et il suffit de calculer l'inverse de l'un pour connaître l'autre. Mais, dans la pratique, il est habituel de parler de <u>résistance</u> lorsque :

  - la source appliquée est un courant constant, c'est-à-dire dont l'intensité entre les deux électrodes reste identique,
  - on mesure la tension aux bornes des deux électrodes,
  - puis on divise cette valeur par celle du courant injecté pour connaître la résistance (exprimée en kΩ) des tissus traversés par le courant ;
- et de parler de conductance lorsque :
  - la source appliquée est une tension constante entre les deux électrodes
  - on mesure l'intensité du courant les traversant,
  - puis on divise cette valeur par celle de la tension constante pour connaître la conductance (exprimée en µS, parfois notés µmhos[1]) des tissus traversés par le courant.

Cette séparation n'a pas de justification avérée car elle est théoriquement abusive. On confond une méthode de mesure avec l'expression de son résultat. La confusion fréquente entre les deux techniques et les deux unités de mesure fait qu'il est difficile de choisir entre les deux (Schaefer & Boucsein, 2000) bien que certaines règles puissent être facilement édictées (Boucsein, 1993).

2.1.3.2 Courant constant ou tension constante

Les tubes sudoraux se comportent comme des shunts parallèles au travers de l'épiderme lorsqu'ils sont remplis de sueur. Dans le cas où l'épiderme est relativement sec avec un faible nombre de tubes sudoraux remplis, la totalité du courant se répartit sur un faible nombre de tubes alors traversés par un courant dont l'intensité n'est pas compatible avec l'intégrité du tissu, ce qui risque d'endommager les glandes concernées. Accessoirement, cela crée des non-linéarités dans la courbe courant-tension et donc dans la mesure. Ces deux problèmes ont conduit à recommander la limite de 10 µA/cm² pour la densité du courant injecté lors des enregistrements à courant constant (Fowles et al., 1981). Cela ne peut pas arriver avec la technique à tension constante puisque chaque tube sudoral est traversé par la même tension. Lorsqu'un faible nombre de tubes sudoraux sont remplis, ils sont chacun traversés par un courant plus faible que s'ils l'étaient tous, ce qui ne présente pas de danger. Par contre, le maintien à niveau constant du courant circulant entre les électrodes permet d'éviter qu'il augmente lorsque le nombre de tubes sudoraux remplis augmente. Cette limitation du courant

[1] Le Siemens est devenu l'unité de référence pour la mesure de la conductance. Il correspond au mho, inverse de l'ohm, pour signifier qu'elle est l'inverse de la conductance.

« total » entre les électrodes permet de limiter leur polarisation. Finalement, la préférence donnée aux mesures par tension constante, relève davantage d'un besoin de standardisation que de raisons physiologiques (Boucsein, 1992, p. 210). En effet, la concentration du courant sur un petit nombre de glandes, conduisant à des non-linéarités voire à un danger pour le sujet, est un risque peu probable dans les conditions normales d'utilisation (électrodes de surface de l'ordre de 0.5 cm², densité de glandes de l'ordre de 200 par cm²). De plus, il est techniquement plus fiable de réaliser un système électronique maintenant un courant constant entre les électrodes qu'une tension constante (Boucsein, 1993).

2.1.3.3 Unités de résistance ou de conductance

Il est tout à fait possible de passer d'une unité à l'autre, indépendamment de la technique choisie en tenant compte toutefois du niveau du signal quand on veut transformer les unités de RED : l'inverse d'une amplitude n'est pas l'amplitude de l'inverse. Il faut donc d'abord connaître la valeur du signal d'origine aux deux points qui déterminent l'amplitude. Puis on peut calculer son inverse et faire la différence pour obtenir l'amplitude dans le nouveau système d'unités. Mais, la vraie question autour du choix des unités et de savoir laquelle est la plus adaptée à l'analyse. L'emploi d'unités de conductance présente l'avantage de la standardisation des publications sans toutefois qu'il ait été prouvé théoriquement ou empiriquement qu'il était plus approprié que l'emploi d'unités de résistance (Boucsein, 1992, pp. 213-214).

2.2 DEVELOPPEMENT DU MATERIEL EXPERIMENTAL : PROJET UNOTECH

2.2.1 Importance des informations sur le contexte des enregistrements

Les situations de conduite compliquent l'enregistrement des données car les conditions sont éloignées de celles du laboratoire, dans lesquelles on contrôle mieux l'ensemble des variables. Sur piste ou route ouverte, un grand nombre de paramètres ne sont pas maîtrisables, comme la densité du trafic, le comportement des autres usagers, la météo et l'état de la route. Mais ce sont là des conditions plus proches de la situation réelle.

Par conséquent, la variabilité de la situation expérimentale a un impact sur le matériel et les méthodes que l'on utilise lors des expérimentations automobiles : un système d'acquisition de signaux physiologiques doit être associé à d'autres sources d'informations, afin de mieux

connaître le contexte de la conduite. D'un point de vue pratique, un tel élargissement suppose l'intégration et la synchronisation de plusieurs sous systèmes différents et complémentaires. Cela revient à compenser la complexité de la situation expérimentale en complexifiant le dispositif d'acquisition et d'analyse.

2.2.2 Situation antérieure

2.2.2.1 L'existant à notre disposition

Les enregistrements antérieurement menés chez Renault se faisaient à l'aide d'un banc de mesures fonctionnant comme un conditionneur de signal. Il permettait d'injecter le courant électrique nécessaire à la mesure de la résistance cutanée et les signaux physiologiques étaient conditionnés dans une plage entre 0 et 500 mV. Un bouton poussoir sur la face avant de l'appareil permettait l'intégration de créneaux sur une voie additionnelle, rendant possible l'enregistrement de données contextuelles sommaires. La signification de chacun des évènements ainsi marquée devait être réalisée à la main, en temps réel. Des données complémentaires devaient être acquises par une chaîne en sortie de banc. Un magnétoscope enregistrait le flux issu de quatre caméras vidéo analogiques, concaténées en un seul, mais il n'était pas synchronisé avec les données du banc.

2.2.2.2 L'existant dans la littérature

Le système AUBADE (Katsis, Ganiatsas, & Fotiadis, 2006) est une plateforme intégrée dédiée à l'évaluation automatique de l'état affectif. Elle repose sur l'acquisition et l'analyse de plusieurs signaux. Le système consiste en un ensemble de capteurs rassemblés dans un masque pour l'EMG facial, dans un gant pour l'AED, les capteurs pour l'ECG et la respiration restant indépendants. Le reste comprend un module de transmission des données sans fil LAN (Local Area Network) vers le module d'acquisition, un module logiciel d'extraction de paramètres à partir des signaux, un module de reconstitution 3D du visage du sujet à partir de l'EMG, un module de reconnaissance identifiant les émotions basiques du sujet parmi des classes prédéfinies et enfin une base de données se nourrissant des enregistrements passés. La reconnaissance des émotions, sur la base des variables physiologiques lors d'une course simulée est annoncée à 86.0 %. Ce système est destiné à la surveillance de patients en neurologie et psychologie ainsi qu'à des sujets opérant en conditions élevées de stress, comme les pilotes de course.

Une autre équipe a mis au point un appareil embarqué nommé SmartCar (Healey & Picard, 2000) intégrant lui aussi plusieurs signaux physiologiques (ECG, EMG, AED, respiration). Il a été utilisé pour mettre au point une méthode d'évaluation de la charge mentale résultant de la conduite (Healey & Picard, 2005). Elle est ici comprise comme l'ensemble des facteurs de contrainte, qu'ils soient cognitifs et/ou affectifs. Ils correspondent à une augmentation de l'éveil physiologique, à une diminution des capacités de prise de décision, de la conscience de la situation et une dégradation de la performance. La méthode consistait donc à confronter les signaux physiologiques avec une évaluation subjective d'après vidéo qui répertoriait les actions et évènements censés augmenter la charge résultante : arrêts, virages prononcés, intersections, cahots sur la route, mouvements de tête, changements de la direction du regard, ou d'autres évènements inattendus laissés à la discrétion des observateurs. Les signaux les plus robustes pour l'évaluation objective du niveau de contrainte étaient le rythme cardiaque et l'AED.

2.2.2.3 Besoin

Les deux systèmes décrits ci-dessus intègrent plusieurs signaux physiologiques pouvant être redondants, ce qui améliore la fiabilité des détections d'évènements pouvant induire une variation de charge, et qui reste l'objectif principal. Par contre, aucun d'eux ne prévoit d'intégrer des données autres que physiologiques comme les paramètres du véhicule ou des données contextuelles. Dans leur étude, Healey et Picard (2005) ont codé des évènements contextuels via la vidéo, mais ils l'ont fait a-posteriori.

Le système développé dans le cadre du projet ANR UNOTECH (Utilisation des Nouvelles Technologies d'Aide à la Conduite, 2005-2008) permet d'acquérir de façon synchrone les données vidéo, les paramètres dynamiques du véhicule, plusieurs signaux physiologiques, et les données contextuelles sous la forme d'annotations enregistrées par l'expérimentateur pendant la conduite. L'objectif est d'abord de se munir d'un outil améliorant l'analyse de la conduite avec, à terme, celui de détecter en temps réel l'état du conducteur potentiellement dangereux, s'il est distrait ou hypovigilant, par exemple.

2.2.3 Utilisation de données hétérogènes

L'acquisition de données issues de n enregistrements simultanés offre davantage de potentialités d'analyse que d'enregistrer n fois la conduite sous n angles d'attaques différents. Ainsi, avec la plateforme UNOTECH, le comportement du conducteur est accessible à la fois par l'observation de la vidéo, l'analyse de signaux du véhicule comme l'angle du volant ou

les enfoncements des pédales et les variables physiologiques qui peuvent être rapportées. L'expérimentateur a recours à la vidéo, aux données du véhicule et du contexte pour évaluer la situation du conducteur en temps réel. En retour, on peut sélectionner les fenêtres temporelles utiles à l'analyse des signaux physiologiques. Ainsi, tous les enregistrements participent à une analyse intégrée (voir figure 2-1).

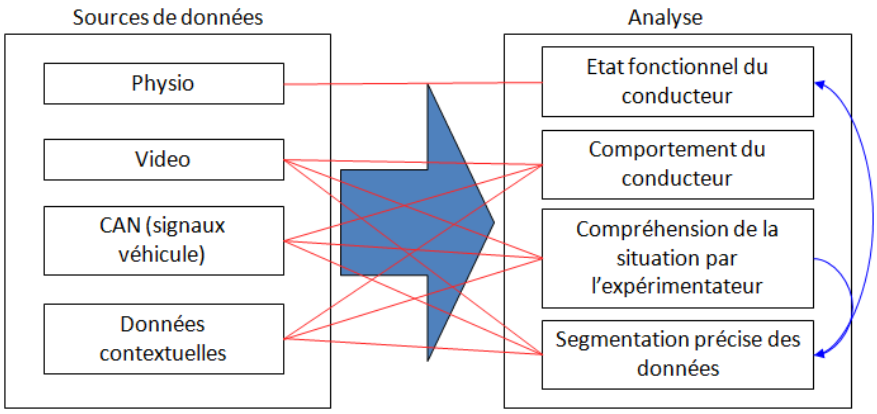

Figure 2-1 Représentation schématique des utilisations de chacune des quatre sources de données. La plupart des tâches de l'expérimentateur mettent à contribution plusieurs sources différentes.

2.2.4 Projet UNOTECH

Il s'agit d'un travail collaboratif entre :

- L'équipe Performance Motrice, Mentale et du Matériel (P3M) du Centre de Recherche et d'innovation sur le sport (CRIS) de l'UCBL Lyon 1
- l'unité « Microcapteurs et microsystèmes biomédicaux » (MMB) de l'INSA de Lyon
- le département d'Ergonomie et interactions homme machine du Technocentre Renault
- la société By Consulting.

Ce projet a pour objectif d'améliorer la connaissance des comportements des conducteurs vis à vis de nouveaux systèmes d'assistance à la conduite par la recherche d'indicateurs fiables pour l'analyse des comportements. Une partie consiste en la mise au point d'un outil intégré et embarqué d'acquisition de données physiologiques et comportementales, ainsi qu'un module d'analyse des données.

2.2.5 Modules d'acquisition de la plateforme UNOTECH

L'ensemble comporte plusieurs modules dont dépend l'enregistrement d'un type de données. Tous doivent enregistrer leurs informations avec la même échelle de temps pour permettre une analyse conjointe.

2.2.5.1 Module vidéo

L'enregistrement vidéo, surtout s'il est multiple, permet de superviser le sujet et son environnement pendant l'expérience. En conduite automobile, 4 caméras permettent de visualiser (voir figure 2-2) :

- La scène de conduite avant avec la configuration de la route et l'état du trafic.
- Le buste et le visage du conducteur, pour connaître la direction du regard et en déduire où se focalise son attention.
- L'ensemble volant, planche de bord, levier de vitesse, pour connaître la position des mains du conducteur.
- Les pédales, pour situer les pieds du conducteur et ses actions sur les pédales.

Les informations recueillies sont de deux types :

- Celles destinées à être codées pour obtenir des variables comme, par exemple, des chronogrammes de la position des mains du conducteur sur le volant, ou l'expression de son visage.
- Celles devant situer le signal dans son contexte pour en tenir compte dans l'analyse. Par exemple, la vidéo permet d'exclure certains passages lors desquels survient un évènement inattendu. En effet celui-ci peut perturber le conducteur, induire des réponses physiologiques imprévues et, par conséquent, introduire de la variance non souhaitée.

L'acquisition vidéo se fait par 4 caméras analogiques qui présentent l'avantage de conserver leurs performances malgré les variations importantes d'éclairement, fréquentes en conduite automobile contrairement aux webcams. Le flux des 4 caméras analogiques est concaténé en un seul, qui est ensuite numérisé par un système de capture d'image du commerce (Dazzle, DVC 80), lui-même connecté à l'ordinateur d'acquisition par un port USB. Un logiciel a été développé pour le piloter : départ/arrêt, réglages de la fréquence d'échantillonnage et de la taille de l'image. Enfin il compresse le film au format DivX (*.avi*) avec un taux variable, en fonction du contenu de la vidéo (quantité de mouvement, etc.).

Même compressés, les fichiers vidéo sont lourds. En s'appuyant sur plusieurs sources, la plateforme UNOTECH supprime l'obligation d'extraire des données à partir de l'observation vidéo. De ce fait, il est possible d'enregistrer à moindre qualité pour limiter la place des sauvegardes vidéo. À titre d'exemple, une heure d'enregistrement à 15 images par seconde, occupe environ 750 Mo.

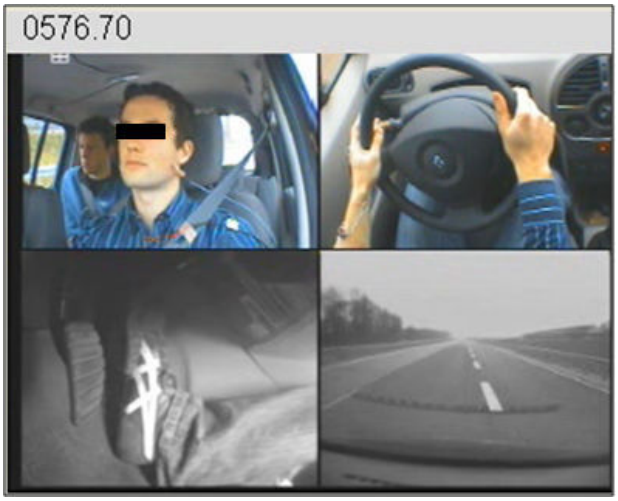

Figure 2-2 Exemple des quatre vues de la vidéo : face, volant/mains, cave à pieds, scène avant. Le temps écoulé est inséré dans le bandeau gris en haut de l'image.

2.2.5.2 Module véhicule

Les voitures actuelles reposent largement sur l'électronique. L'accroissement du nombre de systèmes embarqués, d'afficheurs, d'effecteurs, etc. devant interagir a conduit à installer un réseau informatique prenant en charge l'ensemble des échanges d'informations. Le bus CAN (*Controller area network bus*) remplit cette fonction et met en relation les différents calculateurs du véhicule. Des paquets de signaux codés en hexadécimal circulent et ces transferts d'information peuvent être associés à l'analyse de l'activité cognitive et motrice du conducteur.

Les signaux véhicule fournissent des informations sur :

- L'état des systèmes embarqués et leur utilisation (par exemple le régulateur de vitesse).
- L'action de conduite et les interventions sur les commandes comme l'angle volant ou les enfoncements des pédales pour des informations indirectes mais quantifiées et fiables sur les actions du conducteur.
- La position du véhicule sur un parcours connu, données destinées à la segmentation de la conduite en fenêtres temporelles (voir section 4.3).

Les données véhicule ont l'avantage d'être quantifiées, objectives, facilement accessibles et réversibles, contrairement au codage manuel et permanent de longues séquences vidéo. En pratique, le véhicule dispose d'un connecteur dans l'habitacle qui donne accès au bus CAN. Le logiciel *CANalyser* (Vector, GmbH) permet d'enregistrer les signaux souhaités à partir du CAN. Une carte d'acquisition *CANCard* (Vector, GmbH) connectée à un

port PCMCIA d'un ordinateur permet leur enregistrement. Le *CANalyser* reconnaît à l'aide de la base de données du véhicule, les messages codés en hexadécimal permettant à l'expérimentateur de les identifier. L'acquisition peut être déclenchée et arrêtée par une commande externe à *CANalyser*, ce qui permet à un autre logiciel de le piloter.

2.2.5.3 Module physiologique

La centrale développée par le laboratoire des micro capteurs et micro systèmes biomédicaux (MMB) de l'INSA de Lyon permet l'acquisition simultanée de plusieurs signaux physiologiques : activité électrodermale en résistance (ou conductance) et en potentiel, activité cardiaque et respiratoire. Elle offre aussi la possibilité d'enregistrer la température et la microcirculation cutanées. Nous n'avons pas utilisé ces deux dernières entrées pour des raisons évidentes de contrôle thermique à l'intérieur de l'habitacle automobile.

Les capteurs sont reliés à une boîte têtière, elle-même connectée à la centrale par un câble DB25 blindé. Le rôle de la têtière est d'amplifier le potentiel électrodermal et l'ECG, de façon à les rendre moins sensibles au bruit ambiant. Comme il est difficile de placer la centrale d'acquisition à proximité du conducteur, on a intérêt à ce que la têtière, elle, soit proche du sujet. Dans la pratique, il est facile de la fixer sur le dossier du siège du conducteur. Les signaux physiologiques sont échantillonnés à une fréquence unique de 10 Hz et codés sur 16 bits chacun. Les données sont alors stockées dans un fichier au format *.csv* (*coma separated values*) toutes les 5 minutes de façon à limiter les pertes de données en cas d'incident. Un logiciel dédié permet de piloter la centrale qui est reliée à l'ordinateur d'acquisition par une connexion USB. Une interface permet à l'expérimentateur de visualiser les signaux pendant leur enregistrement, de façon à pouvoir intervenir rapidement en cas de signaux anormalement bruités ou défectueux.

a- <u>Résistance cutanée</u>

La résistance cutanée est mesurée en injectant un courant constant de 5 µA entre deux électrodes Ag/AgCl frittées de 50 mm² (Clarke Electromedical Instruments, ref. E243). La densité de courant injectée est donc de 10 µA/cm², conformément aux recommandations. Elles sont placées sur les phalanges distales de l'index et du majeur de la main gauche, non dominante pour 90 % de la population, et permet de laisser la main droite libre pour passer les vitesses, limitant les artefacts de mouvement. De même, les pressions mécaniques dues aux contacts main - volant sont moins fréquentes et moins fortes sur la phalange distale que médiale et elle donne des signaux de qualité équivalente (cf paragraphe 2.1.1.1a-). On

applique un gel ionique isotonique (GEL101, Biopac Systems, Inc.) entre la peau et les électrodes que l'on fixe avec du sparadrap hypoallergénique. Le signal est suffisamment élevé pour ne pas l'amplifier au niveau de la têtière. L'échelle potentielle de mesure va de 0 à 1000 kΩ mais les valeurs enregistrées restent entre 20 et 500 kΩ.

b- Potentiel cutané

Il est enregistré à l'aide de trois électrodes à coques de type Beckman de 50 mm² (Harvard Apparatus, ref. EL258) fixées à la peau grâce à une collerette adhésive double face. L'électrode positive est placée sur l'éminence hypothénar, la négative sur l'avant-bras à 10 cm du poignet, au milieu de la ligne médiane de l'avant bras et de son bord interne. La masse isolée est aussi placée sur l'avant bras, à 10 cm du coude et a pour fonction d'éliminer les éventuelles perturbations liées à l'injection de courant exigée par la mesure de la résistance cutanée. Ainsi résistance et potentiel ont chacun une masse et une alimentation différente. La plage de mesure est [-100 mV ; 100 mV] mais les valeurs enregistrées restent habituellement entre -20 et + 40 mV.

c- Electrocardiogramme (ECG)

On extrait la fréquence cardiaque, sous forme d'un tachogramme, à partir d'un signal ECG analogique. Il est mesuré avec trois électrodes jetables (3M, ref. 2223), deux en positions précordiales dans l'axe du cœur, la troisième, placée sur la clavicule gauche, est utilisée comme référence. Cette disposition correspond à la position II du triangle d'Einthoven (Berntson, Quigley, & Lozano, 2007, p. 184).

L'ECG subit un premier traitement analogique au niveau de la têtière :

- Amplification d'un facteur 10.
- Filtrage passe bande entre 8 et 16 Hz. Cette bande de fréquences conserve le complexe QRS.
- Amplification d'un facteur 100.

Puis, au niveau de la centrale, l'ECG est traité analogiquement par un système électronique composé de deux détecteurs de crêtes de constantes de temps différentes et d'un comparateur qui permet de détecter les ondes R : les sorties des deux détecteurs de crêtes se croisent une fois à la montée du pic de l'onde R, et une fois pendant la descente. Le signal de sortie du comparateur est donc un créneau, à partir duquel le microcontrôleur de la centrale date les fronts et permet de calculer la durée entre deux ondes R successives. L'inverse, calculé à chaque nouvelle onde R, donne la fréquence cardiaque instantanée qui se présente

graphiquement sous la forme d'un tachogramme. C'est ce dernier signal qui est échantillonné sur une plage de 0 à 200 battements par minute (bpm). Les fréquences observées s'échelonnent entre 35 et 190 bpm.

d- Fréquence respiratoire

Sa mesure est basée sur le principe du tambour de Jules Etienne Marey (1865). Il avait conçu une capsule à air équipée d'une petite plaque d'ivoire pour détecter les mouvements respiratoires. La phase inspiratoire comprimait l'air de la capsule et mettait en mouvement un stylet inscripteur placé au bout d'un tube en caoutchouc. Sa version moderne est un ballon d'air d'environ 50 cm de long, fixé à la face interne d'une sangle thoracique. Le ballon est relié à un manomètre situé dans la têtière par un tube en plastique. L'inspiration provoque une élévation de pression sur le capteur qui diminue ensuite lors de l'expiration. On obtient un signal pseudo-périodique, avec des pics positifs et négatifs, nettement plus larges (visibles sur la figure 2-5). Deux voies similaires sont prévues permettant d'enregistrer les fréquences thoracique et abdominale. Dans les situations à forte charge, la respiration haute devient plus ample, effet particulièrement marqué chez les femmes (Benchetrit, 2000).

2.2.5.4 Module de données contextuelles

Les informations contextuelles sont des repères qui associent un évènement à la date de sa survenue. Elles permettent de marquer des segments de l'expérimentation : débuts et fins de chaque condition expérimentale, des périodes de références, etc. Elles peuvent aussi servir de localisation approximative de signaux issus du véhicule. Par exemple, un marqueur « arrêt » que l'expérimentateur a placé au moment d'un arrêt intéressant du véhicule donnera un point de départ à l'algorithme chargé de repérer la date exacte de l'arrêt : l'annulation de la courbe de vitesse instantanée du véhicule la plus proche du marqueur « arrêt » sera la. Dans tous les cas, on pourrait obtenir les mêmes informations en observant la vidéo, mais de façon moins précise et moins rapide. Les informations contextuelles jouent plusieurs rôles importants dans l'analyse des données et on a intérêt à ce qu'elles soient aussi nombreuses et précises que possible. Le marquage des évènements avec un bouton commandant une voie binaire 0-5V suffit pour des situations expérimentales simples, où les évènements pertinents sont bien cadrés et connus. Toutefois, un repérage binaire n'est plus envisageable lorsque le nombre d'évènements est élevé. Au cours du projet UNOTECH, plusieurs techniques de notations ont été développées successivement et restent disponibles dans la version actuelle de la plateforme, l'utilisateur pouvant choisir celle qui convient le mieux à son besoin.

a- Voie binaire

Ce système primaire existe toujours sur la centrale d'acquisition des données physiologiques.

b- Notes écrites et orales

Pour faire face à l'inattendu et permettre la prise de notes classique, le même logiciel a également intégré un autre panneau comportant deux boutons. Le premier, dédié à la prise de notes écrites, ouvre un champ dans lequel l'utilisateur peut prendre le temps de les écrire. Le temps affecté à ce marqueur est celui du clic sur le bouton. Le second est dédié à la prise de notes orales. Le clic enregistre un évènement libellé « Commentaire oral ». Il faut alors se référer à la bande son de l'enregistrement vidéo pour en connaître le contenu.

c- Raccourcis clavier

L'interface du logiciel vidéo a intégré un onglet proposant à l'utilisateur d'affecter un texte à chacune des dix touches numériques du clavier pour enregistrer rapidement des évènements dénommés avec précision.

d- Sélection 3 touches

L'utilisateur doit décrire et enregistrer la liste des évènements attendus dans un fichier de configuration préalablement au début de l'expérience. Elle est chargée au moment du lancement du logiciel et disponible en temps réel par simple affichage à l'écran. Une pression de la touche entrée détermine la date et donne accès à la liste d'évènements, dans laquelle on navigue avec les touches de flèches vers le haut et vers le bas. On valide celui qui correspond à la situation et ainsi, seules trois touches suffisent à mémoriser tous les évènements prévisibles d'une expérimentation. Cette procédure s'est révélée très ergonomique.

Quelle que soit la procédure utilisée, un fichier texte est créé (*.evt*) et un fichier général synthétise l'ensemble lors de l'ouverture des données pour analyse.

2.2.6 Synchronisation

Les modules présentés sont indépendants et autonomes. Chacun envoie ses données vers l'ordinateur d'acquisition, et est piloté par son propre logiciel. Il est donc indispensable qu'ils soient synchronisés.

2.2.6.1 Principe

La figure 2-3 schématise l'ensemble du dispositif. Le logiciel d'acquisition vidéo fait office de maître et asservit les autres. C'est lui qui détermine le déclenchement et l'arrêt des acquisitions. Les modules datent leurs données avec un temps de référence, qui est celui du noyau de l'ordinateur et non celui de son système d'exploitation, moins stable. Ainsi, tous les modules travaillent avec la même échelle temporelle. Le logiciel d'acquisition vidéo incruste le temps écoulé depuis le début de l'acquisition (visible sur la figure 2-2). Lors de la lecture des données, c'est lui qui sera pris en compte. Le but est d'éviter d'utiliser le temps propre à la vidéo DivX, peu précis. Au moment de la lecture des données, un programme lira graphiquement la valeur du temps incrusté et prendra cette valeur comme date de la trame courante. Chaque module d'acquisition doit donc disposer de son logiciel capable de transmettre ses ordres et ils ont été développés pour relayer les ordres du logiciel maître. Par contre, comme *CANalyser* est issu du commerce, un pilote spécial a été développé pour assurer le contact avec le logiciel maître. Ce dernier indique également le chemin du répertoire pour que toutes les données issues des différents modules soient stockées dans le même répertoire.

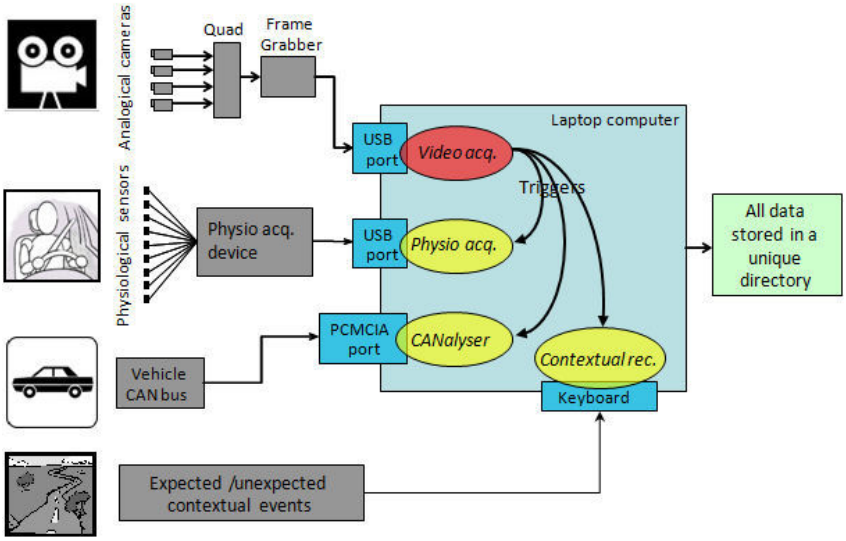

Figure 2-3 Représentation schématique du dispositif d'acquisition. Les quatre sources de données sont représentées à gauche (vidéo, physiologiques, véhicule et contextuelles). Les données issues de chaque module d'acquisition convergent de façon synchrone vers un ordinateur.

2.2.6.2 Performances constatées

La synchronisation des acquisitions suppose :

- Que les ordres de démarrage et d'arrêt des acquisitions parviennent à tous les modules en même temps, et les délais d'exécution soient identiques pour tous.

- Qu'il n'y ait pas de dérive d'un module par rapport aux autres, autrement dit, que l'unité de temps ait la même durée absolue pour tous les modules.

Il a fallu vérifier l'existence d'éventuels décalages entre les trois bases de temps et, le cas échéant, les quantifier. Nous avons conçu un dispositif observant le même évènement dans les données de la vidéo, du CAN et de la centrale d'acquisition de signaux physiologiques. L'évènement choisi était l'appui sur le frein. Un contacteur réagit au mouvement de la pédale et allume les feux stops par contact direct, changement d'état observable sur le CAN. Un montage électrique a été réalisé à partir d'une dérivation sur l'un des feux stops pour, d'une part amener une lampe dans l'habitacle et, d'autre part envoyer un créneau à la centrale d'acquisition des signaux physiologiques via un pont de résistances. Ainsi, en pressant la pédale de frein on est certain d'observer simultanément l'évènement sur les trois canaux, et donc de pouvoir évaluer précisément leurs décalages éventuels :

- Vidéo : l'allumage de la lampe est filmé par une caméra (25 images/s). On note le temps indiqué par l'incrustation dès que l'ampoule s'allume.
- CAN : lorsque le contacteur de la pédale de frein commute, le signal correspondant, contenu dans un message transmis toutes les 40 ms, change d'état logique. On note le temps de changement d'état du signal binaire dans l'échelle de temps de *CANalyser*.
- Centrale d'acquisition des signaux physiologiques : le changement d'état est reçu sur une entrée analogique et échantillonné à 10 Hz. On note la date du créneau reçu.

Ces trois dates possibles donnent alors trois valeurs de décalage : physio-CAN pour le décalage mesuré entre la centrale d'acquisition des signaux physiologiques et le CAN, CAN-vidéo pour celui entre le CAN et la vidéo et Vidéo-physio pour celui entre la vidéo et la centrale d'acquisition des signaux physiologiques.

Nous avons réalisé 4 enregistrements successifs, en roulant et à l'arrêt. Dans chacun d'eux, le conducteur devait presser la pédale de frein. Le tableau 2-1 résume les durées et le nombre de mesures prises dans chaque enregistrement.

Tableau 2-1 Durées et nombre de mesures effectuées des 4 enregistrements d'évaluation des décalages entre les trois modules d'acquisition.

Enregistrement	*Durée (s)*	*Nombre de mesures*
1	90	7
2	70	7
3	110	7
4	2000	21

La Figure 2-4 illustre les résultats obtenus. On constate que les décalages vidéo-physio sont comparables, et nettement plus faibles que ceux impliquant le CAN. Ils sont de l'ordre d'une période d'acquisition des données physiologiques, donc négligeables. Ceux du CAN sont différents.

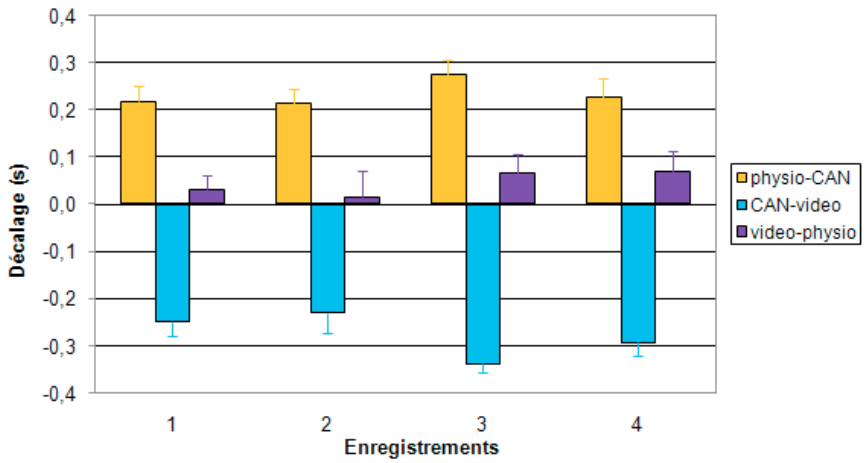

Figure 2-4 Valeurs des décalages entre les trois modules d'acquisition mesurés lors des quatre enregistrements.

Les coefficients de régression linéaire des décalages du quatrième enregistrement permettent de savoir si les différences observées sont stables. Sa durée environ 30 minutes est plus appropriée pour dégager une tendance. Les valeurs des coefficients donnent la dérive des décalages. Ils sont exprimés en secondes par heure d'enregistrement (voir tableau 2-2).

Tableau 2-2 Dérive dans le temps des décalages entre les trois moyens d'enregistrement.

Décalage	*Dérive (en s/h)*
CAN-physio	.14
CAN-vidéo	.02
Vidéo-physio	.12

Tous les décalages sont stables, avec des dérives maintenues au niveau de l'incertitude de mesure pour une heure d'enregistrement. Les résultats sur les décalages et sur leurs dérives suggèrent qu'un décalage fixe s'instaure entre le CAN et les autres modules d'acquisition dès l'ordre de démarrer les enregistrements. On résout donc cela en évaluant ce décalage une fois par acquisition et en affichant l'axe des temps diminué de la valeur du décalage lors de l'affichage des données.

Cette précaution prise, la technique de synchronisation des données peut être considérée comme fiable.

2.2.7 Lecture des données

UNOTECH prévoit, outre les outils nécessaires à une acquisition synchronisée de données issues de plusieurs sous-systèmes, des outils de visualisation simultanée et d'analyse. Il s'agit de deux logiciels distincts mais fonctionnant de façon conjointe.

2.2.7.1 Lecteur vidéo asservi

Il s'agit d'un lecteur vidéo comprenant les outils classiques de navigation (lecture, pause, sauts d'un certain nombre d'images, etc.). Ce logiciel lit (graphiquement) le temps incrusté, considéré comme la date de l'image. Il affiche aussi l'ensemble des évènements contextuels enregistrés. La navigation est étendue à ces évènements : un clic sur l'un d'eux cale le film sur l'image correspondante. Utilisé seul, ce logiciel permet d'utiliser conjointement la vidéo et les données contextuelles.

2.2.7.2 Programme de visualisation et analyse des données

Ce programme est codé et utilisé sous MatLab (version 7). Il prend en charge les courbes physiologiques et les signaux du véhicule en les affichant en parallèle, une ligne verticale matérialisant le temps. Les données contextuelles sont elles aussi accessibles et peuvent apparaître à l'écran sous la forme de lignes verticales de couleurs variées. Ainsi les évènements sont visuellement mis en relation avec les signaux physiologiques.

2.2.7.3 Utilisation conjointe

Les deux logiciels échangent la date en permanence, de façon à pointer toujours la même. Si l'utilisateur déplace le curseur sur les courbes, la vidéo se déplace de façon équivalente pour toujours afficher l'image du film correspondante et inversement. Ainsi, l'expérimentateur peut observer continuellement les variations des signaux physiologiques en connaissant celles du contexte extérieur. La figure 2-5 représente les deux fenêtres utilisées, les différents moyens d'afficher la date courante et les évènements contextuels.

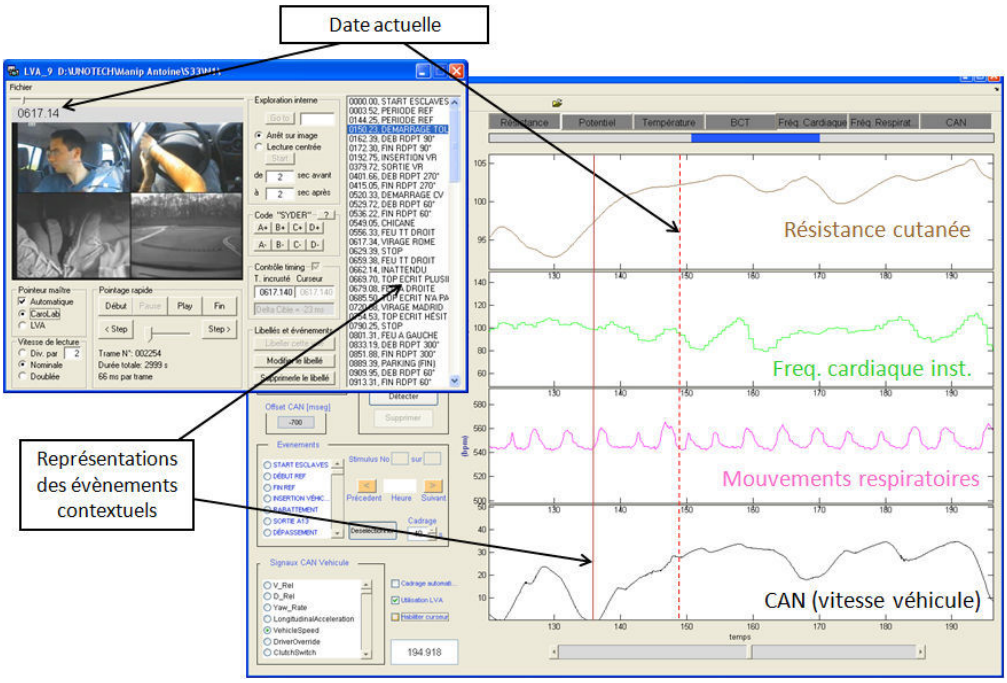

Figure 2-5 Vues des deux fenêtres utilisées pour la lecture des données. Toutes deux affichent la date courante et les évènements contextuels.

Chapitre 3 - QUANTIFICATION DU SIGNAL ELECTRODERMAL

Dans ce chapitre, il sera systématiquement fait référence à la résistance cutanée, sauf mention contraire. Comme pour tous les signaux biologiques, on a besoin d'extraire des indicateurs quantifiables du signal enregistré. On distingue habituellement l'aspect tonique de l'aspect phasique sur les signaux psychophysiologiques. Le phasique constitue une réponse à un stimulus (exo- ou endogène) et représente des évènements discrets sur le signal, qui viennent se superposer à des variations plus lentes qui sont désignées comme toniques et sont liées au niveau d'activation du sujet. On peut extraire des paramètres phasiques ou toniques de l'AED. Les premiers décrivent les évènements discrets apparaissant irrégulièrement sur le signal basal en réponse à des stimulations (observables ou non) ; les seconds les variations lentes du signal. Si leur étude séparée est justifiée par le fait qu'ils reflètent des processus centraux différents, ils restent dépendants l'un de l'autre.

3.1 ACTIVITE PHASIQUE

Les évènements phasiques de l'AED sont appelés des réponses électrodermales (RED). Il s'agit d'évènements de durée limitée, avec une forme relativement caractéristique, qui provoquent un accident sur le signal pouvant, par ailleurs, toujours présenter des variations toniques. Ce sont, hors artefacts, la cause des variations les plus rapides sur le signal.

3.1.1 La RED

Les RED sont des évènements électrodermaux discrets, conséquences de l'activation du système orthosympathique cutané. Elles consistent en une inflexion brutale et de courte durée du signal dans le sens de l'activation (diminution de la résistance cutanée). La réponse provient de l'excitation des glandes sudoripares cutanées qui libèrent la sueur dans le canal excrétoire, sans pour autant que celle-ci arrive à la surface de la peau. Ce phénomène est néanmoins suffisant pour changer ses propriétés électriques et infléchir brusquement l'allure de la courbe. Lorsque l'activité des terminaisons orthosympathiques cesse, les glandes sudorales stoppent la libération de sueur. Les fluctuations du signal dans le sens opposé sont dues à l'évaporation de la sueur et à des phénomènes de recapture des ions par les tissus du canal sudoral.

La RED commence, à la chute de la courbe, par une phase de descente drastique assez brève avant d'arriver à un minimum local. Ensuite, on observe une phase de récupération pendant laquelle la valeur de la résistance remonte plus lentement (voir figure 3-1). Lors de la récupération, la pente est plus faible, en valeur absolue, que pendant la descente. Elle peut être précédée d'une phase où la valeur reste basse et varie peu avec des micro-variations rapides (Vernet-Maury, Robin, & Dittmar, 1995). La récupération débute plus tard dans ce cas.

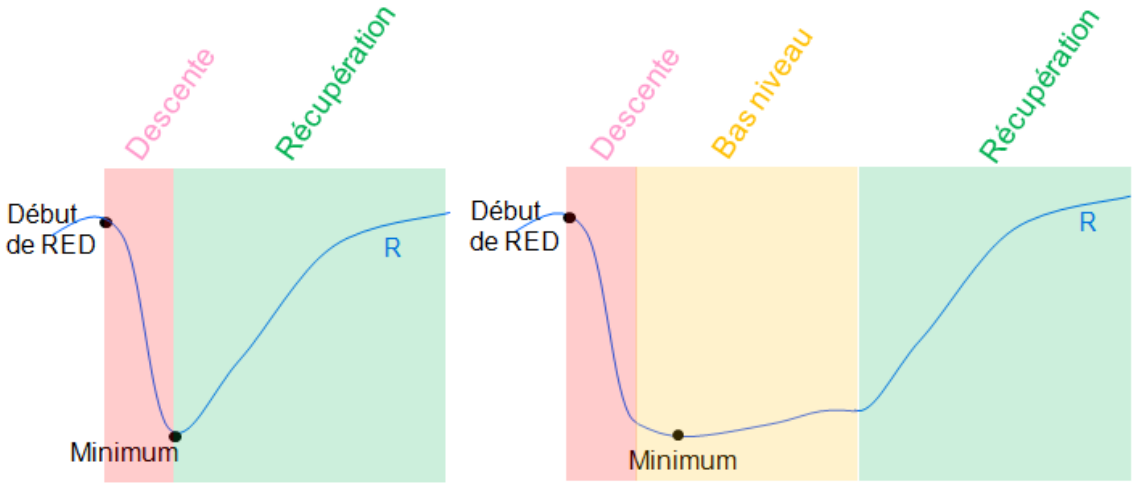

Figure 3-1 Deux RED de formes différentes. Elles présentent une phase de descente (en rose) suivie d'une phase de bas niveau (en jaune, si elle existe), puis une phase de récupération (en vert).

La RED représente la composante rapide de l'AED. Elle reste toutefois un phénomène assez lent si l'on compare avec les autres signaux physiologiques comme l'EEG, l'EMG ou même l'ECG. Elle ne présente pas de caractéristiques spectrales qui justifieraient l'emploi de procédures fréquentielles classiques comme des analyses du spectre de puissance. Les travaux de quantification se font donc toujours en temps et en amplitude. Les fréquences contenues dans les RED seraient inférieures à 0.5 Hz (Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, & Müller, 1983). La fréquence d'échantillonnage peut donc être faible sans que le signal résultant soit altéré. Toutefois, il est préférable d'échantillonner à des fréquences plus élevées pour faciliter le traitement du signal. Les données sont plus lourdes, mais leur poids reste négligeable devant ceux de la vidéo, qui accompagne les enregistrements physiologiques.

3.1.2 Une mise en équation

La forme relativement simple et caractéristique des RED permet de les mettre en équation paramétrée. Une fois qu'on est capable de la formaliser, on peut ensuite travailler sur un modèle numérique connu et en extraire des indicateurs. Stephens (1963) a retracé des RED à partir de données expérimentales avec trois exponentielles de constante de temps différente.

Les RED utilisées répondaient à une stimulation impulsionnelle de 1.4 s. Une exponentielle de 0.1 s de constante de temps représente la descente et deux exponentielles de constantes de temps de 0.2 s et 6 s, la phase de récupération. L'ensemble donnait une RED simulée ayant un temps de descente de 1.8 s et un temps de demi-récupération[2] de 4.4 s. Plus récemment Lim et al. (1997) ont proposé une formalisation de la RED, qui est décrite par l'association d'une sigmoïde et d'une exponentielle (voir l'équation 1, et le tracé de cette courbe à la figure 3-2).

$$f_s(t > T_{deb}) = -g\ exp\left[\frac{-(t - T_{deb})}{t_{descente}}\right] \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{t - T_{deb}}{t_{recup}}\right)^{-2}\right]^2}$$

(équation 1)

Elle est caractérisée par quatre paramètres :

- Le gain g qui détermine l'élévation de la RED. C'est simplement un facteur multiplicatif.
- Le temps de latence T_{deb}. qui décale la RED sur l'axe du temps.
- Le temps de descente $t_{descente}$.
- Le temps de récupération $t_{récup}$.

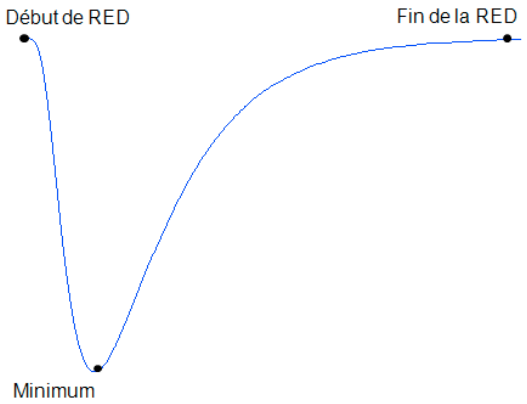

Figure 3-2 Une RED (unités arbitraires de résistance cutanée) obtenue à partir des équations à trois exponentielles de Lim et al. (1997). Les trois points remarquables de la section 3.1.2 sont représentés.

L'équation doit intégrer des facteurs représentant la forme du signal avant le début de la RED car on n'observe pas de RED réelle naissant sur un signal plat :

- Un cinquième paramètre c décrit niveau tonique au moment du début de la RED.
- Dans le cas où la RED commence alors que la précédente n'est pas terminée, on ajoute un terme supplémentaire représentant son résidu $f_0(t)$ (voir l'équation 2).

[2] Le temps de demi-récupération est la durée qui correspond au recouvrement de la moitié de l'amplitude de la réponse.

- On a donc une équation (équation 3) qui décrit la RED, le résidu de l'éventuelle RED précédente, et le niveau tonique.
- Dans le cas où une deuxième RED est présente, il suffit de rajouter un terme de la forme de f_{s1}.

$$f_0(t) = a_0\, exp(-t/t_{descente}\,) \qquad \text{(équation 2)}$$

$$f_2(t) = f_0(t) + f_{s1}(t) + c \qquad \text{(équation 3)}$$

Ils peuvent être utilisés comme indicateurs dans l'étude de signaux électrodermaux. La difficulté, toutefois, réside dans le besoin de connaître leurs valeurs optimales. Le but est alors de minimiser l'erreur entre la courbe réelle et la courbe construite. Le minimum devant être global, il faut disposer de valeurs de départ qui ne mènent pas à un minimum local.

3.1.3 Attribution d'une RED à un stimulus

3.1.3.1 RED et RED-NS

Lorsqu'on fait le lien entre une RED et le stimulus qui l'a provoquée, on parle de RED spécifique et de réponse non spécifique (RED-NS) pour celles qui ne sont pas induites par un stimulus identifié. La distinction entre les deux ne résulte ni d'une différence de forme sur le signal, ni d'une différence d'origine centrale. Dans tous les cas, il s'agit d'une réponse. Ce sont les mêmes évènements et leur distinction ne porte que sur la cause dont ils sont originaires.

Au laboratoire, l'attribution d'un évènement à une réponse est aisée car l'expérimentateur contrôle les entrées sensorielles auxquelles il soumet les participants. Les RED qui apparaissent hors de fenêtres temporelles consacrées à l'application des stimuli sont considérées comme non spécifiques (Dawson et al., 2007). Dans les situations expérimentales plus écologiques, il est plus difficile de maîtriser ou contrôler l'environnement duquel peut provenir des stimulations non contrôlées. En conséquence, la distinction entre RED et RED-NS s'estompe. C'est le cas en conduite réelle. C'est une tâche sensori-motrice complexe, par le nombre d'informations à traiter, d'opérations à effectuer et à anticiper. De plus, l'environnement est changeant, et le conducteur doit s'y adapter en permanence. L'expérimentateur ne contrôle généralement que le parcours et pas l'environnement (trafic, etc.) ni le décours précis des actions du pilote (changements de rapports, etc.). Dans ces

conditions il n'est pas possible de connaître de façon certaine si une RED est liée à un stimulus identifié parmi tous les possibles et encore moins de pouvoir assurer qu'elle n'est liée à aucun stimulus. Dans ces situations, trop d'éléments sont des stimuli potentiels. Toutefois, un évènement routier particulièrement saillant (situation quasi-accidentelle provoquée, etc.) contrôlé par l'expérimentateur peut faire office de stimulus reconnu. Sa soudaineté et son impact puissant sur la conduite permet d'attendre une RED significativement plus importante que les autres. On ne peut pas non plus contrôler la stimulation endogène, qui peut, elle aussi, être à l'origine de RED-NS. L'important reste toutefois de travailler avec un rapport signal-bruit élevé, autrement dit de faire ressortir les réponses qui relèvent des stimuli contrôlés par rapport aux autres.

3.1.3.2 Activité phasique spontanée

Au repos, on observe des réponses spontanées régulières, à une fréquence de 0.1 à 0.3 Hz (Dawson et al., 2007). La variabilité interindividuelle des RED-NS reste élevée. Certains sujets auront une faible fréquence au repos avec peu d'habituation aux stimuli, et d'autres manifesteront des valeurs plus élevées avec une habituation plus forte. On parle alors de sujets stabiles et labiles, respectivement (J. I. Lacey & B. C. Lacey, 1958). Cette caractéristique individuelle est stable. Les sujets labiles diffèrent des stabiles sur un certain nombre de points. Ils montrent une plus grande réactivité électrodermale et cardiovasculaire, ont de meilleures performances aux tâches exigeant une vigilance soutenue, des vitesses d'habituations plus faibles, et sont capables de focaliser leur attention plus longtemps. La labilité reflèterait donc une meilleure capacité à allouer des ressources de traitement de l'information aux stimuli (Dawson et al., 2007).

La fréquence d'apparition de RED-NS subit aussi des variations intra-individuelles. En effet, elle semble liée aux processus cognitifs, ceux-ci jouant le rôle de stimuli. Elle est liée à l'état interne subjectif : Nikula a demandé à des sujets d'évaluer subjectivement leur impression lorsqu'un signal leur était envoyé : préoccupation, émotion négative, état d'activation, discours interne étaient cotés sur une échelle. Lorsque la cotation était élevée, la fréquence des RED-NS l'était également (Nikula, 1991).

3.2 DIFFICULTES DE QUANTIFICATION

Faussement simple, la quantification des RED demande à l'expérimentateur de connaître un certain nombre de phénomènes et de prendre des précautions lors de l'analyse

des résultats de ces quantifications. Deux difficultés seront abordées ici. Tout d'abord, l'amplitude de la RED est corrélée à sa valeur de départ, ce qui brise la relation linéaire avec l'intensité de la stimulation. Ensuite, deux réponses peuvent être suffisamment proches pour qu'elles se recouvrent partiellement, ce qui constitue une seconde source de distorsion de la relation supposée linéaire entre stimuli et indicateurs. Enfin, la stimulation peut n'induire aucune RED et il faut alors décider comment traiter ces données. Faut-il la considérer comme une absence de réponse ou comme une valeur nulle ?

3.2.1 Dépendance à la valeur basale : la LVI

La loi des valeurs initiales (LVI) décrit la relation qui relie le niveau basal d'une fonction physiologique avec l'amplitude d'une réponse. Cette relation s'apparente à un effet de plancher / plafond. Elle est formulée de la façon suivante : « plus le niveau initial est élevé, plus la réponse au stimulus qui tend à l'activer est faible et plus la réponse au stimulus qui tend à l'inhiber est forte » (Wilder, 1967). La LVI a été beaucoup discutée et de nombreuses études ont été conduites pour la confirmer ou l'infirmer. Or il s'agit plus d'un phénomène à décrire et généraliser de façon empirique plutôt que d'une loi au sens propre du terme (Furedy & Scher, 1989). L'intérêt porté à la relation entre le niveau pré-stimulus et la réponse qui a mené à la formulation de la LVI est venu de l'étude de l'AED dans les années trente. En effet l'AED présente des différences interindividuelles particulièrement importantes par rapport aux autres signaux électrophysiologiques et, en fonction du niveau de base et de la nature des stimuli, on peut obtenir des réponses différentes qu'il sera ensuite difficile de comparer. Il apparaît peu approprié d'évoquer la LVI au sens strict, telle qu'énoncée par Wilder dans les études où on mesure l'AED. En effet, elle est liée à un phénomène d'équilibre homéostatique entre les deux branches antagonistes ortho- et para- sympathiques du SNA. L'AED ayant la particularité d'être le reflet de l'activité de la branche orthosympathique du SNA uniquement, on ne peut pas véritablement parler de LVI.

Toutefois, on ne peut pas nier que l'amplitude des RED et leur niveau de base sont dépendants. La relation se complique du fait que les résultats en AED relativement à la LVI sont très disparates, en raison notamment des différences dans les situations expérimentales et les méthodologies employées (Boucsein, 1992). Mais, il apparaît aussi que les corrélations trouvées dépendent de la méthode d'enregistrement utilisée et du type de corrélation calculée. En effet les corrélations sont plus fortes en courant constant qu'en tension constante. Il a d'ailleurs longtemps été considéré qu'avec cette dernière, les RED ne dépendaient pas de leur niveau basal. Pour s'affranchir de ce problème, les données obtenues en courant constant

étaient souvent transformées en unités de conductance, ce qui est inexact, pour les deux raisons suivantes.

D'abord, il a été établi que si l'on différencie corrélations inter- et intra- individuelles, la meilleure validité de la conductance ne tient plus. En effet, ces faibles corrélations n'étaient observées qu'au niveau intra-sujets (moins de .1), alors que les corrélations inter-sujets étaient nettes (de l'ordre de .6). Cette différence inter - intra- sujets s'observe en résistance (Furedy & Scher, 1989) comme en conductance (Boucsein, Baltissen, & Euler, 1984). Les valeurs des corrélations intra-individuelles sont malgré tout plus grandes en résistance qu'en conductance, mais dans les deux cas la forte dispersion des valeurs indiquait de grandes différences interindividuelles dans la dépendance des RED à leur niveau basal. Ensuite, il a été théoriquement démontré (Lykken & Venables, 1971) qu'à partir de données artificielles totalement décorrélées entre réponses et niveau de conductance, une transformation tirée d'un modèle électrique de la peau simplifié (Montagu & Coles, 1966) menait à des réponses et niveau en résistance quasi-parfaitement corrélés. L'opération inverse (transformation de résistance à conductance) se vérifie tout aussi bien. La conclusion tirée de cela est que le choix des unités de mesures ne suffit pas à décorréler le tonique et le phasique. Toutefois, le lien entre l'amplitude de la RED à sa valeur basale ne concerne pas les indicateurs temporels. Cela constitue un avantage certain pour la DPO et le temps de demi-récupération face à l'amplitude. L'existence de ce lien sur les données traitées dans ce travail est vérifiée dans la section 4.5.1.2.

3.2.2 Recouvrement des RED

Deux RED proches peuvent fusionner en une réponse intégrant les 2, modifiant ainsi la forme générale de la réponse résultante. Un objectif intéressant serait de parvenir à décomposer une RED composée de plusieurs en autant de RED unitaires. En effet, ce que l'on sait calculer sur une RED unique est d'autant plus difficile à apprécier lorsqu'il faut travailler sur des RED intégrées. Lorsque deux réponses se superposent, les deux sont distordues : la fin de la première est masquée, et surtout la seconde apparaît comme plus tardive, moins ample, et son temps de descente apparaît plus court (Grings & Schell, 1969). La mesure la moins affectée par ces recouvrements est la fréquence des RED, mais il reste la possibilité que deux RED très proches soient considérées comme uniques (Dawson et al., 2007). Différentes procédures de décomposition des RED sont présentées ci-dessous.

3.2.2.1 À la main

On peut chercher à évaluer la fin de la première RED en procédant comme si la deuxième n'était pas là, en estimant quel aurait été le tracé de la première RED si elle « avait eu le temps » de se terminer. On mesure alors l'amplitude de la deuxième RED par rapport à ce tracé (voir la figure 3-3-a)). Toutefois, une méthode plus simple, consistant à mesurer l'amplitude de la deuxième RED à partir du niveau auquel elle est identifiable a donné des résultats jugés suffisamment exacts (Boucsein, 1992, p. 136). Autrement dit, on mesure l'amplitude telle qu'elle est observable à l'œil nu sur la courbe (voir la figure 3-3-b)). Cette dernière méthode a été gardée comme référence. Ces deux procédures ne sont pas utilisables par un système expert.

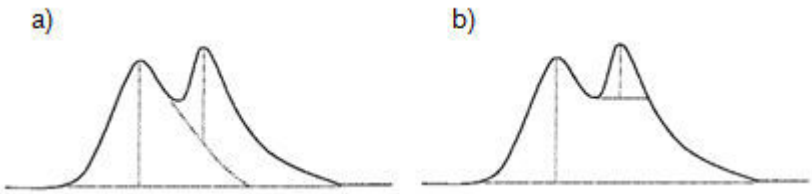

Figure 3-3 Illustration de deux méthodes manuelles pour quantifier l'amplitude d'une RED lorsqu'elle fusionne avec la précédente. La méthode a) nécessite d'estimer le tracé qu'aurait suivi la première RED si la seconde n'existait pas, la méthode b) se base sur le niveau à partir duquel la seconde RED est identifiable.

3.2.2.2 Méthode automatique

Alexander et al. (2005) ont proposé une méthode automatisée visant à séparer les réponses voisines les unes des autres.

a- <u>Intérêt</u>

Le but est de corriger la distorsion mutuelle des deux RED intégrées en les séparant. Ainsi, la phase de récupération de la première RED et la phase de descente de la RED suivante redeviennent accessibles. De plus, cette technique permet de les détecter automatiquement, ce qui épargne le travail de dépouillement et ouvre la voie à des applications industrielles.

b- <u>Principe</u>

Cette méthode repose sur deux suppositions :

1. L'activité sudomotrice découle de bouffées discrètes d'activité du nerf sudomoteur.
2. Leurs constantes de temps sont courtes et devancent celles du phénomène de surface.

Ainsi, les bouffées à l'origine de l'AED sont distinctes, même si les RED observables en surface se recouvrent. En transformant le signal AED de surface en une approximation du signal d'origine, on devrait parvenir à séparer les RED. La durée des bouffées discrètes est en moyenne de 638 ms, donc beaucoup plus courte que celle des RED, et elles sont séparées par des intervalles plus longs (Macefield & Wallin, 1996; T. Nishiyama, Sugenoya, Matsumoto, Iwase, & Mano, 2001). Cela revient à considérer le lien entre bouffées sudomotrices et réponses cutanées comme un filtre qui les étale et les retarde. La fonction de transfert d'un tel filtre serait une fonction bi-exponentielle (voir l'équation 4 et la figure 3-4) paramétrée par deux constantes de temps τ_0 et τ_1.

$$\delta_{t=0} \rightarrow e^{-t/\tau_0} - e^{-t/\tau_1} \qquad \text{(équation 4)}$$

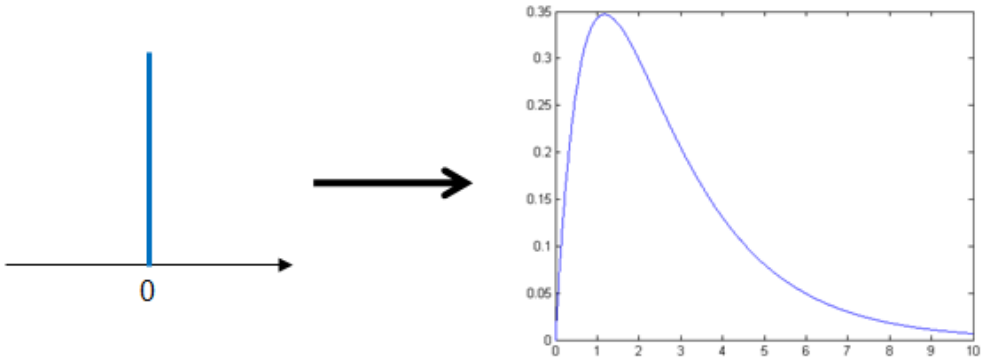

Figure 3-4 Schéma de la fonction de transfert proposée par Alexander et al. (2005) décrivant le passage du signal source au signal de surface (l'AED). Son application étale une impulsion de Dirac (à gauche) en un évènement dont les caractéristiques de montée et de descente sont contrôlées par les deux constantes de temps τ_0 et τ_1. NB : le raisonnement dans la publication d'Alexander et al. (2005) est réalisé sur un tracé de conductance.

À partir du signal de surface et de la fonction de transfert, on peut remonter à un signal hypothétique profond, appelé source et noté q (voir l'équation 5). Cette formule, représente l'opération inverse de celle de la bi-exponentielle de la figure 3-4 : elle permet d'obtenir le signal source à partir du signal de surface.

$$q(t) = (\tau_0\tau_1)\frac{d^2y}{dt^2} + (\tau_0 + \tau_1)\frac{dy}{dt} + y \qquad \text{(équation 5)}$$

Dans l'équation, la constante de temps τ_1 contrôle la descente, et τ_0 sa récupération. Le signal source a l'avantage d'être plus net, sans éléments superposés. Les auteurs proposent une méthode de détection basée sur un seuillage de la dérivée du signal source qui fournit un point de début et un point de fin pour chaque évènement phasique. On supprime alors cet évènement phasique en remplaçant la portion de signal entre ces deux points par une

constante. En soustrayant le résultat au signal source original on obtient un signal source ne contenant que l'évènement phasique qui nous intéresse, qui se trouve alors isolé. Le résultat final est obtenu en appliquant la fonction de transfert (à l'endroit, cette fois) pour revenir au signal de surface. La RED est isolée.

c- Résultats

Les auteurs ont testé leur algorithme sur des données artificielles de conductance afin d'évaluer ses performances. Deux RED artificielles identiques étaient ajoutées l'une à l'autre avec un délai variable, et le temps de montée (l'équivalent du temps de descente en conductance) ainsi que l'amplitude de la deuxième RED étaient mesurés en utilisant la méthode classique (détection des pics) et celle de la séparation des RED. L'algorithme a identifié deux RED distinctes pour des délais de plus de 1.3 s, ce qui est mieux que la limite obtenue avec la méthode classique (2 s). Les mesures du temps de montée et de l'amplitude variaient moins que celles obtenues avec la méthode classique.

Cette méthode présente donc l'avantage de permettre une meilleure estimation des paramètres de mesure des RED proches les unes des autres. Elle présente également l'avantage d'autoriser une automatisation du dépouillement phasique de l'AED, sans mettre en œuvre de techniques d'estimation de paramètres, toujours susceptibles d'être trompées par des minima locaux lors des calculs d'optimisation.

d- Travail sur le sujet

La double perspective de détecter automatiquement les RED et de les affranchir de l'influence des RED voisines laisse entrevoir l'intérêt de l'application des procédures décrites par Alexander et al. (2005) aux données mesurées en conduite automobile.

Nous avons implémenté cette procédure pour l'utiliser sur nos données. L'algorithme a été testé sur des signaux artificiels générés grâce aux équations du modèle sigmoïde/exponentielle (Lim et al., 1997) présenté au paragraphe 3.1.2. Les performances de détection et de reconstruction se sont montrées satisfaisantes (voir figure 3-5).

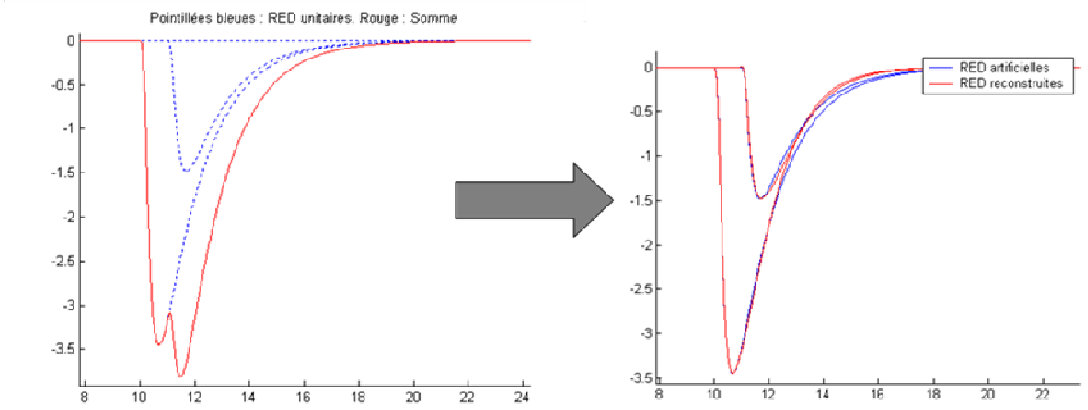

Figure 3-5 Illustration d'un résultat de séparation de 2 RED se recouvrant. Le graphe de gauche montre la construction du signal : les deux RED artificielles sont en pointillés bleus, le signal résultant est en rouge. Le graphe de droite montre le résultat : les RED artificielles représentent le but à atteindre et sont en bleu ; les courbes en rouge sont les deux RED détectées et séparées.

L'application aux signaux réels s'est montrée moins satisfaisante, quel que soit le paramétrage choisi. La détection présentait de nombreux faux positifs et manquait des RED. La reconstruction donnait des RED parfois bonnes, parfois différentes de ce qui était attendu. Les RED enregistrées en conduite réelle n'étaient pas suffisamment saillantes par rapport au reste du signal pour qu'une technique basée sur des seuillages des dérivées puisse donner des résultats acceptables. C'est pourquoi le repérage des RED présenté au chapitre 4 a été effectué à la main. Le protocole ayant été conçu pour induire une charge particulièrement faible, les RED se recouvrant ont été très rares. En effet, leur fréquence d'apparition augmente avec le niveau d'éveil physiologique. Le phénomène des RED se recouvrant est donc fréquent lorsque le niveau d'éveil physiologique est élevé (Boucsein, 1992, p. 136), ce qui n'était pas le cas de notre expérimentation.

3.2.3 Traitement des non réponses : analyse en amplitude ou magnitude

Les RED apparaissent en réponse à des stimuli. Or, il arrive qu'on n'observe aucune réponse, ou alors que la perturbation du signal n'atteigne pas un éventuel seuil de détection. L'absence de réponse est tout aussi importante que la réponse, et peut être considérée comme une mesure à part entière. Elle témoigne de l'absence d'effet du stimulus, de sa non détection et de l'habituation, l'extinction de la réponse s'observant sur plusieurs essais dans ce dernier cas. Ainsi la RED comme son absence peuvent avoir un sens. La question de leur traitement reste posée, avec 2 orientations possibles : l'essai est perdu, on n'en tient pas compte et il y a des données manquantes ou alors on considère la non-réponse comme un résultat en soi qu'on quantifie avec des données nulles. Dans le premier cas, on travaille en amplitude et dans le

second, en magnitude. La décision d'inclure les non réponses peut influencer fortement les résultats, par exemple dans les situations de faible charge, comme c'est le cas en conduite nominale où la plupart des actions du conducteur sont automatisées. La magnitude est plus couramment utilisée que l'amplitude. En effet, les calculs en amplitude sont plus compliqués car le nombre d'observations varie pour chaque condition expérimentale et conduit à comparer des moyennes (ou médianes) sur des populations de tailles différentes. C'est d'autant plus gênant dans le cas de mesures répétées où les données sont appariées. Si ces différences de tailles sont trop importantes, le calcul de moyenne perd de sa pertinence. Ainsi, dans une tâche de laboratoire, un sujet répondant à chaque stimulus par une RED de 2 kΩ aura la même amplitude moyenne que celui qui répond au premier stimulus par une RED de 2 kΩ aussi, puis ne répondant plus aux neuf suivants. On voit donc que l'exclusion des non réponses peut mener à des erreurs d'interprétation. Mais la magnitude présente, elle aussi, un désavantage important car elle peut donner l'impression que l'amplitude de la réponse change, alors que c'est le taux de réponses qui varie. Par exemple, un sujet répondant à chaque stimulus par une RED de 2 kΩ aura la même amplitude moyenne qu'un sujet répondant au premier stimulus par une RED de 20 kΩ aussi, puis ne répondant plus aux neuf suivants. Il avait alors été conseillé de séparer les calculs d'amplitude et de taux, plutôt que calculer seulement la magnitude. Par conséquent, le choix de l'un ou l'autre des paramètres relève des caractéristiques de la tâche, de l'éveil physiologique qu'elle induit, et de son caractère répétitif.

3.3 PARAMETRES PHASIQUES DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE

Nous abordons ici la question de la mesure de chaque RED. Plus une réponse est isolée des autres, plus la quantification est fiable et aisée. Nous traiterons d'abord de la latence puis des indicateurs utilisés dans la littérature, avant de présenter des traitements permettant d'améliorer la distribution des populations d'indicateurs et de réduire la variance liée aux différences interindividuelles. Enfin, nous présenterons les indicateurs phasiques qui seront utilisés dans ce travail.

3.3.1 Temps de latence

La latence d'un évènement représente son antériorité ou sa postériorité par rapport une référence. C'est une date qui a donc une dimension physique, celle du temps. Elle représente une information centrale pour référer une RED à un stimulus ou évènement particulier. Il est

donc important de connaître l'intervalle de temps séparant le processus mental de sa manifestation électrodermale qui en est la conséquence. Les latences des RED exosomatiques sont de l'ordre de 1 à 2 s (Boucsein, 1992). Elles sont élevées en comparaison de celles des signaux électriques centraux (potentiels évoqués en EEG, par exemple où elles ne sont que de quelques centaines de millisecondes). Selon Edelberg (1967), 25 à 50% de leur valeur est due au transport de l'acétylcholine au voisinage de la terminaison nerveuse distale, ce temps dépendant lui-même fortement de la température. Cette variabilité empêche d'utiliser la latence pour attribuer précisément une RED à un stimulus sauf à travailler en contrôlant l'environnement thermique. Toutefois, la connaissance de tels intervalles justifie qu'on édicte des recommandations pour établir des fenêtres temporelles à l'intérieur desquelles une RED pourra être considérée comme liée à un stimulus. Venables et Christie (1980) proposent une limite supérieure de 4 s et une fenêtre d'investigation entre 1 et 3 s post-stimulus. La latence est relativement indépendante des autres indices temporels. Les corrélations sont négatives et relativement faibles avec l'amplitude ou le niveau tonique. Par contre l'expression des données en log permet de trouver une corrélation négative avec l'amplitude. Les corrélations entre latence et temps de descente ont été reportées comme étant comprises entre .17 et .30, indiquant que les RED tardives ont tendance à avoir des temps de descente plus longs. Encore faut-il connaître précisément la date d'établissement du stimulus en question pour s'appuyer sur ce type de fenêtres, ce qui rend difficile l'étude de situations écologiques.

3.3.2 Indicateurs pour quantifier les RED

On appelle indicateurs des mesures faites sur les RED qui ne sont pas des mesures en elles-mêmes. Ils doivent être quantifiables sur l'ensemble des RED et représenter fidèlement les caractéristiques des activations sympathiques qui leur ont donné naissance. Plus l'activation sympathique est importante, plus la production de sueur par les glandes sudoripares est élevée, au niveau de chaque glande comme au niveau de leur population (proportion de glandes mobilisées sous la surface des électrodes), ce qui entraîne une RED plus ou moins ample, qu'il faut parvenir à quantifier. Les paramètres des RED modélisées par les équations présentées plus haut ne sont pas tous de bons candidats à la mesure, car ils ne sont pas forcément accessibles par la mesure à partir de la RED elle-même, même s'ils la déterminent. C'est, par exemple, le cas du gain, invisible lorsqu'on observe une RED. Bien que défini mathématiquement, il peut ne pas avoir de sens au niveau physiologique. Les indicateurs construits à partir de la mesure des dimensions de la RED telle qu'elle a été enregistrée, n'ont pas cet inconvénient.

La résistance cutanée est un signal à deux dimensions, celle d'une résistance électrique et celle d'une durée dont on peut regrouper les indicateurs d'amplitude, de durée, de pente et d'aire.

3.3.2.1 Indicateurs d'amplitude

a- Définition

Comme pour la quasi-totalité des signaux physiologiques, l'amplitude d'un évènement constitue un indicateur préférentiel. Elle a la même dimension physique que le signal mesuré, une résistance électrique, et s'exprime en kΩ[3]. L'amplitude d'une RED se mesure, de façon évidente, entre le début de la réponse, dont la date est utilisée pour déterminer sa latence, et le point minimum qui souvent –mais pas systématiquement- précède immédiatement le début de la phase de récupération (voir figure 3-6). On peut fixer une valeur liminaire d'amplitude en dessous de laquelle l'évènement observé n'est pas considéré comme une RED. En plus d'éventuelles limites physiologiques, sa valeur dépend des caractéristiques de résolution et du rapport signal/bruit (RS/B) du système d'enregistrement. En effet, avec une résolution et un rapport signal/bruit élevés, la plus petite variation observable est faible. Par contre, elle est plus grande sur un signal enregistré avec une faible résolution et/ou de rapport signal/bruit. Malgré cela, la non-réactivité électrodermale doit être définie, d'autant plus que la non réactivité à la stimulation est parfois utilisée comme indicateur en recherche clinique, par exemple. Inversement, l'extinction de la réponse avec la répétition de même stimulus met en évidence une habituation. Un critère limite doit donc être fixé. Les valeurs recommandées sont 0.4 kΩ pour les REDr (Venables & Christie, 1980; Zahn, 1976) et 0.05 µS pour les REDc (Gruzelier & Venables, 1972), à condition que le bruit constaté soit inférieur à ces valeurs qui sont héritées de l'époque où les enregistrements se faisaient à l'aide d'un stylet et d'un rouleau de papier. La plus petite variation observable était d'1 mm. Connaissant la largeur de la bande et la plage de mesure de l'appareil, on déduisait la valeur de la plus petite variation observable. Elle resterait acceptable pour les enregistrements numériques actuels (Boucsein, 1992). Parce que l'amplitude de la RED dépend de sa valeur basale, Edelberg (1972) avait aussi proposé un critère relatif de 0.1% du niveau basal. De plus, il

[3] Comme dans les circuits électriques, la résistance cutanée s'exprime en ohms, avec pour symbole Oméga (Ω). Du fait de ses faibles capacités à conduire le courant, les valeurs sont relativement élevées et sont exprimées en kΩ.

recommandait de recaler la valeur de ce seuil si le niveau variait de plus de 10%. Il reste toutefois plus pratique et plus répandu de fixer un seuil valable pour tout l'enregistrement.

Des valeurs typiques d'amplitudes de RED enregistrées en courant constant continu seraient 0.1-16.6 kΩ pour un niveau de base d'environ 100 kΩ, et 0.02-4.54 kΩ lorsqu'il tombe à 50 kΩ (Boucsein, 1992). Les valeurs basses sont à relativiser en tenant compte des niveaux de bruit.

b- Signification physiologique

Comme souvent en physiologie, l'amplitude du phénomène observé est reliée à celle du phénomène qui est à son origine, ici l'activation sympathique. La plupart des études utilisent l'amplitude pour quantifier la RED. Sa valeur est indépendante des indicateurs temporels : dans cinq études impliquant 129 sujets (Lockhart, 1972), les corrélations avec la latence, le temps de descente et le temps de demi-récupération étaient très faibles, respectivement -.11, .04 et -.06. Toutefois, la question de la dépendance de l'amplitude de la RED à sa valeur basale complique le problème, les indicateurs temporels ne dépendant pas de la valeur basale.

c- Avantages et limites

Une fois la RED identifiée il est facile d'en mesurer l'amplitude : elle correspond à la différence entre le point maximal et minimal, après la chute de la courbe et avant le retour à la valeur basale. Dans le cas où elle est suivie d'une autre RED proche, l'amplitude reste mesurable tant que la RED suivante laisse apparaître le point minimum. Plus pragmatiquement, le simple fait qu'il s'agit de l'indicateur majoritairement utilisé dans la littérature en fait une référence. De fait, ses inconvénients sont eux aussi bien connus. Nous avons déjà cité la dépendance à la valeur initiale.

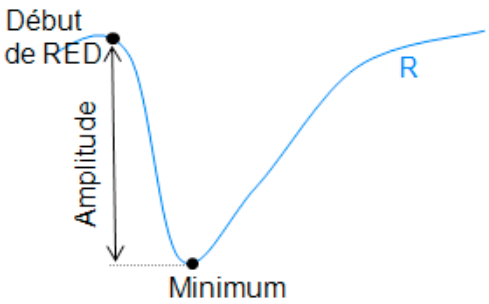

Figure 3-6 Illustration de la définition de l'amplitude d'une RED.

3.3.2.2 Indicateurs de durée : phase de descente

L'autre moyen de quantifier la RED est sa durée. En effet une RED est un évènement ponctuel sur le signal, comprenant un début et une fin. La durée a donc la dimension physique d'un temps et s'exprime en s. Physiologiquement, une RED longue traduit le fait que les glandes sudoripares ont reçu une stimulation sympathique intense et/ou soutenue dans le temps. Dans les deux cas, une quantité importante de sueur a été produite et il faut un temps assez long pour qu'elle s'évapore ou soit réabsorbée. Idéalement, la durée de la RED se définit par le temps écoulé entre son début et le retour à la valeur initiale. Elle peut se décomposer en une phase de descente et une phase de récupération, entre lesquelles peuvent s'intercaler des fluctuations au niveau le plus faible de la résistance cutanée. La présente section traite de la phase de descente, la suivante de la phase de récupération.

a- Définition

La durée de descente[4] correspond au temps écoulé entre le début de la RED et le point minimum. La plage de valeurs typiques du temps de descente s'étend de 0.5 s à 5 s, avec des moyennes entre 2 s et 3 s (Boucsein, 1992).

b- Signification physiologique

Il existe peu de données publiées utilisant le temps de descente (Boucsein, 1992, p. 190). De meilleures corrélations ont été obtenues avec les mesures de l'activité cardiaque (ECG) qu'avec le temps de demi-récupération (Venables, Gartshore, & O'Riordan, 1980).

c- Avantages et limites

Cet indicateur pourrait être redondant avec nombre d'autres portant sur le début de la RED (amplitude, pente de la chute notamment).

3.3.2.3 Indicateurs de durée : phase de récupération

a- Définition

Le temps de récupération représente la durée nécessaire pour que le niveau de base retrouve sa valeur de pré-stimulation. Dans la pratique, le retour à la valeur initiale n'existe pas toujours, si bien qu'on ne peut pas mesurer de temps de récupération dans tous les cas. Il

[4] Les termes employés ici correspondent, comme nous en avons convenu, à une expression des données en résistance. Si l'on devait exprimer les valeurs en conductance, les phénomènes décrits seraient inverses.

est même fréquent que les variations toniques empêchent ce retour (asymptotique, qui plus est). Il a donc été proposé, en s'inspirant du principe de demi-vie utilisé pour décrire les matières radioactives, de calculer la durée de demi-récupération (souvent noté $t_{rec/2}$), c'est-à-dire celle au bout de laquelle la résistance a récupéré la moitié de l'amplitude de la réponse. Il est beaucoup plus rare de ne pas pouvoir connaître la durée de demi-récupération.

Néanmoins, il arrive qu'une autre RED suive d'assez près celle qu'on cherche à quantifier et que la durée de demi-récupération ne soit pas mesurable. C'est ce qui a amené la proposition de la durée du quart de récupération. Présentant des coefficients de corrélation de .90 avec le temps de demi-récupération, cet indicateur permet d'intégrer 23% de données en plus (Boucsein, 1992). Les valeurs typiques des durées de demi-récupération sont en moyenne de 3 s à 5 s, avec des écart-types entre 2 s et 3 s.

b- Signification physiologique

La question de l'indépendance des paramètres quantifiant la phase de récupération par rapport aux autres indices de mesure de la RED n'a pas encore totalement trouvé de réponse claire. La question repose sur l'hypothèse que production et réabsorption ont des contrôles nerveux différents et que la durée de demi-récupération est la meilleure mesure de la réabsorption (Edelberg, 1972). Finalement, Boucsein (1992) indique qu'il est possible que les paramètres de la récupération ne soient pas totalement indépendants de ceux des phases précédentes et que, tant que ces mécanismes ne sont pas mieux connus on peut conserver la mesure du temps de demi-récupération comme une mesure redondante.

Toutefois, la corrélation (intra-individuelle) entre amplitude et temps de demi-récupération dépend de la situation expérimentale (Cort et al., 1978). Dans les protocoles d'habituation ou de simples réponses d'orientation les corrélations entre ces deux variables étaient significatives chez la majorité des sujets. Par contre, une tâche à forte charge émotionnelle fait tomber le taux de corrélations significatives à moins de 50%.

c- Avantages et limites

Comme les autres mesures temporelles de la RED, le temps de demi-récupération a l'avantage de ne pas dépendre de la taille des électrodes, ni de leur type. Le problème majeur réside dans la difficulté à le définir lorsque les RED se succèdent. Le calcul automatisé des indicateurs phasiques augmente le risque d'enregistrer des valeurs aberrantes : le programme cherche le premier point après le minimum de la réponse qui atteint la moitié de la valeur perdue lors de la chute. Celui-ci peut ne pas être atteint si une autre RED est enregistrée avant.

Cependant, le temps de descente est assez bien corrélé avec le temps de demi-récupération (entre .54 et .80), et on peut donc y avoir recours si l'on a du mal à déterminer le temps de demi-récupération.

3.3.2.4 Indicateurs de durée : durée de perturbation ohmique

a- Définition

Avec un objectif davantage orienté vers la neurophysiologie comportementale, plutôt que vers les approches computationnelles décrites ci-dessus, on peut considérer que le temps écoulé pendant la descente de la RED et ses fluctuations constitue une perturbation du signal évoqué par le stimulus. Par conséquent, la durée entre le début de la réponse et le moment où la pente reprend une configuration initiale (qu'elle revienne ou non à la valeur de pré-stimulation) représente le temps pendant lequel le sujet est resté sous son emprise (voir figure 3-7). Vernet-Maury et coll. (1995) ont défini cet indice et l'ont nommé « durée de perturbation ohmique » (DPO) et ont montré que sa fiabilité était supérieure à celle des autres indices.

b- Signification physiologique

La descente suivie de l'éventuelle phase de bas niveau de résistance inclut le temps pendant lequel les glandes sont activées. Le début de la récupération atteste, lui, que la production de sueur a cessé, et que celle qui est contenue dans les tubes sudoraux est en train de s'évaporer ou d'être réabsorbée. Vernet-Maury et al. (1995) ont donc considéré que la DPO constituait la durée pendant laquelle le sujet traitait les informations relatives au stimulus. Le retour à une pente tonique positive signant la fin de la DPO marque la fin de la stimulation sympathique. Ainsi la DPO aurait une valeur heuristique indéniable en reflétant indirectement le traitement central des informations.

c- Avantages et limites

La DPO tire sa légitimité de sa comparaison avec les autres : temps de récupération t_{rec}, $t_{rec1/3}$, $t_{rec1/2}$, $t_{rec2/3}$. Dans l'expérience de stimulation verbale émotionnelle décrite par Vernet-Maury et coll. (1995), les cinq indicateurs électrodermaux étaient comparés à d'autres variables du système nerveux autonome (potentiel électrodermal, débit sanguin et température cutanés, fréquences respiratoire et cardiaque). Tous ont été enregistrés simultanément et les corrélations de la DPO avec les autres indices végétatifs étaient plus élevées qu'avec les autres indicateurs électrodermaux temporels. Contrairement au temps de récupération, la DPO

ne dépend pas de la technique de mesure. Le temps de demi-récupération apparaît significativement plus court lorsqu'il est enregistré à tension constante plutôt qu'à courant constant. Enfin, la fin de la réponse est plus facilement identifiable, contrairement au temps de récupération et ses indicateurs dérivés, bien que la succession de réponses rende plus difficile son identification.

La définition de cet indicateur reste toutefois difficile à établir en termes de signal. C'est la définition du point de fin de RED qui pose problème car il n'y a pas de définition formelle et son identification repose sur la formation et l'expertise de l'expérimentateur. Ce point est présenté comme celui à partir duquel le signal retrouve sa pente initiale (Vernet-Maury et al., 1995). Dans la pratique, on n'observe pas toujours de phase stabilisée à des valeurs basses et la valeur la résistance remonte aussitôt le minimum franchi. De plus, on ne connaît pas toujours la pente de la portion de signal qui précède le point de début de la RED étudiée, par exemple lorsque cette RED succède à une autre.

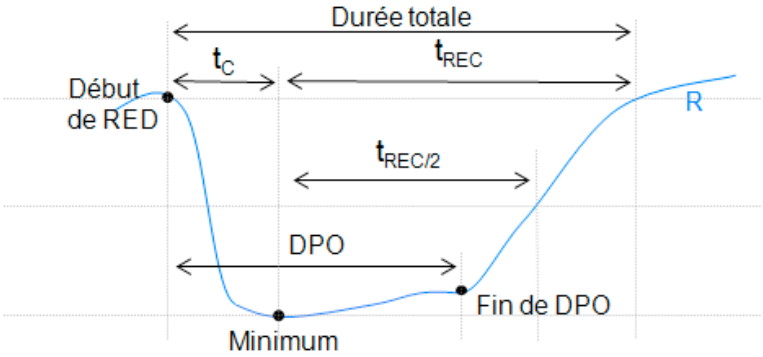

Figure 3-7 La durée totale se décompose en un temps de descente (t_c) et un temps de récupération (t_{rec}). Le temps de demi-récupération ($t_{rec/2}$) est la durée nécessaire pour que le signal récupère la moitié de la valeur perdue pendant la descente.

3.3.2.5 Pente de la chute

La RED débute par une chute brutale de la valeur de la résistance cutanée. À notre connaissance, peu de mesures de pente ont été faites. D'après la revue de Boucsein (1992), sa valeur maximale a été observée lors de calculs mentaux. La valeur maximale de la pente n'est pas corrélée avec le temps de descente (r=.03), faiblement avec le temps de demi-récupération (r= -.29) et la fréquence d'apparition des RED-NS (r= .25) mais beaucoup plus fortement avec l'amplitude (r= .66). Ainsi, les pentes les plus « raides » seraient associées à une récupération plus courte et à une plus forte amplitude.

a- <u>Définition</u>

Pour caractériser la chute initiale, il faut la ramener à un temps et l'exprimer en kΩ/s. Plusieurs modes de calcul sont possibles. Le plus simple est de calculer la pente moyenne entre le début et la fin de la RED (cela revient à calculer la pente moyenne du signal pendant la DPO). On peut aussi opter pour une pente entre le début de la RED et son minimum (cela revient globalement à calculer la pente moyenne de la phase de descente). Dans les deux cas, les fluctuations de la RED autour de la valeur minimale telles que décrites par Vernet-Maury et coll. (1995) rendent cette méthode inopérante. En effet, elle serait rendue artificiellement moins raide en fonction de l'augmentation de la DPO. Ces deux méthodes sont représentées sur la figure 3-8.

On peut s'affranchir de ce problème en travaillant sur la dérivée temporelle (lissée) de la résistance cutanée. Ses valeurs correspondent à la pente du signal. On cherche le minimum de cette dérivée sur le segment compris entre le point de début de la RED et son point de minimum. A partir de ce point, on définit un *segment de chute* sur lequel la pente est plus forte que la valeur maximale divisée par un quotient. La pente moyenne de ce segment est alors prise comme l'indicateur de pente. Le résultat est représenté en lignes pointillées fortes sur la figure 3-8. Dans ce cas, le calcul dépend bien de la forme de la chute et pas de la réponse globale et évite d'obtenir une combinaison de l'amplitude et de la durée.

Il faut cependant donner une valeur au quotient utilisé : elle a été fixée à 3.5. Cette valeur a été retenue parmi celles allant de 1.5 à 5 par pas de 0.5. Sur une RED « idéale » donnée par la double exponentielle de Lim et coll. (1997) présentée au paragraphe 3.1.2, le segment de chute de la RED déterminé par la valeur du quotient était comparé à celui qu'un expérimentateur aurait choisi à la main. La valeur de 3.5 convient bien : le segment de chute qu'elle détermine inclut toute la partie la plus raide, et exclut les courbures à chaque extrémité. La figure 3-9 représente ce segment de chute.

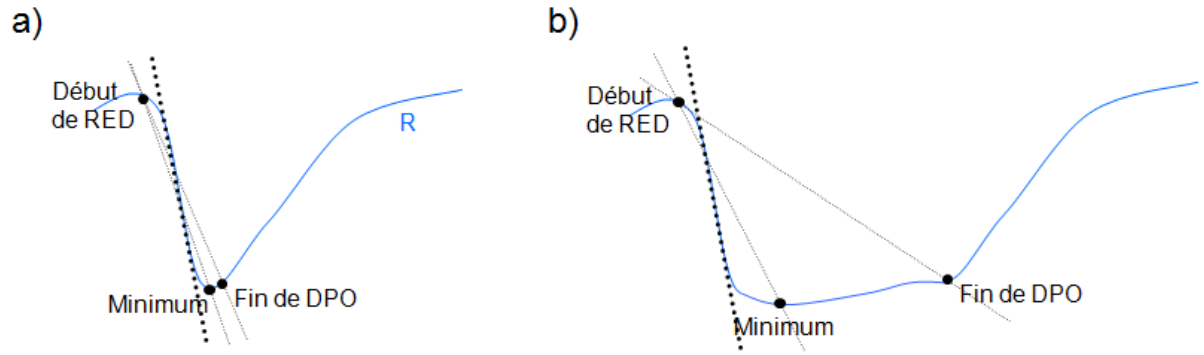

Figure 3-8 Trois définitions de la pente : pente entre le début et le point de minimum de la RED, entre le début de la RED et la fin de la DPO (les deux sont en pointillés légers) et pente moyenne sur un segment déterminé autour de la pente maximale de la chute (pointillés forts), le tout sur deux types de RED de formes différentes : a) sans zone de faible niveau de résistance cutanée et b) avec. Seule la troisième définition n'est dépendante que de la forme de la phase de descente de la RED.

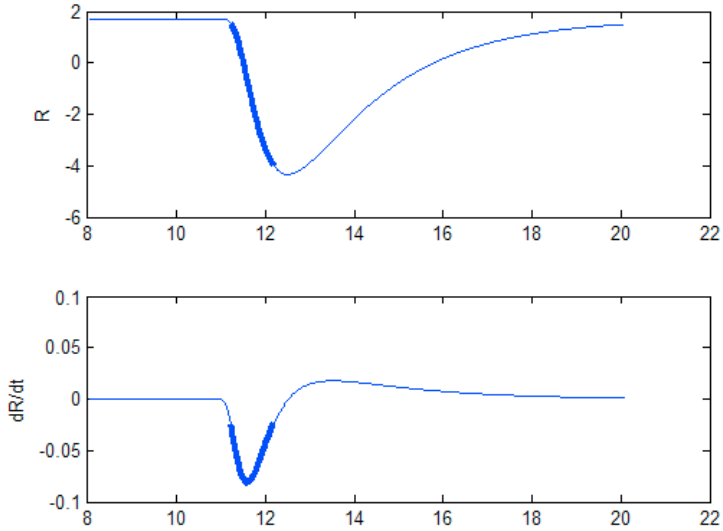

Figure 3-9 Le tracé du haut représente une RED et le tracé du bas sa dérivée temporelle. Sur les deux courbes, la partie en gras marque le segment de chute de la RED tel qu'il est calculé.

b- Signification physiologique

La pente n'a pas, à notre connaissance, de signification psychophysiologique particulière. Comme elle ajoute une dimension temporelle à l'amplitude, la pente pourrait attester du caractère soudain de l'activation sympathique, et par conséquent, l'urgence de la réaction.

3.3.2.6 Aire de la RED

a- Définition

L'aire d'une RED est définie comme la surface entre la courbe et l'ordonnée du point qui marque le début de la réponse. Elle est comprise entre les dates du début et de fin de RED (voir figure 3-10). Elle est calculée sur la période de temps correspondant à la DPO. L'aire a la dimension physique d'une résistance électrique multipliée par un temps et s'exprime en kΩ.s.

b- Signification physiologique

La RED est considérée comme une perturbation du point de vue physiologique comme du côté du traitement du signal. L'aire permettrait donc de caractériser la « quantité de perturbation » du signal. En combinant, à la fois durée et intensité de la réponse, l'aire pourrait représenter la charge résultant de la stimulation.

c- Avantages et limites

La validité de la mesure de l'aire est discutable du fait de la dépendance entre l'amplitude et les indicateurs temporels de la phase de récupération. Elle pourrait néanmoins être plus fiable que chaque indicateur temporel pris séparément (Boucsein, 1992, pp. 146-7) en étant redondant avec l'amplitude et la durée. Ceci reste à vérifier puisque les mesures d'aire n'apparaissent pas dans la littérature en psychophysiologie.

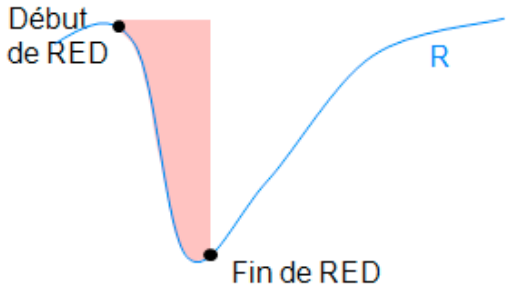

Figure 3-10 L'aire de la RED apparaît en rose et correspond à la surface de la perturbation : elle est au dessus de la courbe, comprise entre le début et la fin de la RED et leurs ordonnées.

3.3.2.7 Le « faux tonique »

Cette méthode est applicable dans les protocoles où les stimuli sont maîtrisés et revient à étudier la dimension phasique en utilisant les outils de quantification des paramètres toniques (essentiellement des calculs de moyennes, voir paragraphe 3.4.1). Elle repose sur des calculs de moyenne du signal sur des intervalles donnés. En prenant une fenêtre de calcul volontairement trop courte pour y observer des variations toniques, une baisse de la moyenne sera probablement le fait d'une RED. Sabatinelli, Bradley et Lang (2001) ont comparé les valeurs moyennes du signal entre des fenêtres post-stimulus de 6s, censées contenir la RED attendue, à des fenêtres pré-stimulus de 1 s. Cette technique ne présente pas de réel intérêt pour une analyse phasique précise. Par contre, elle peut être intéressante dans les contextes où on cherche à obtenir des mesures en temps (proche du) réel.

3.3.3 Amélioration de la distribution des populations d'indicateurs phasiques

D'une façon générale, les indicateurs sont censés suivre une loi normale. Comme le signal de résistance dans son ensemble (niveau tonique), les coefficients de dissymétrie et d'aplatissement des populations d'indicateurs phasiques se rapprochent de leur valeurs normales (0 et 3 pour des distributions normales, respectivement) lorsqu'on le transforme en logarithme (Boucsein, 1992; Dawson et al., 2007). Le nouvel indicateur se calcule comme le log de l'ancien, et non comme l'ancien mesuré sur le log du signal. Par exemple pour

l'amplitude il faut calculer Amplitude' = log(Amplitude+1) et non Amplitude' = $\log(R_{débutRED})-\log(R_{miniRED})$. Le logarithme de 0 n'étant pas défini, l'ajout de 1 dans la formule permet de calculer une valeur même si l'indicateur d'origine est nul, comme c'est le cas lorsqu'on prend en compte les non-réponses. La transformation logarithmique améliore aussi la distribution du temps de demi-récupération, mais pas de la latence et du temps de descente (Boucsein, 1992). D'autres transformations comme la racine carrée au lieu du log existent, mais sont moins utilisées. Toutes deux, en favorisant les valeurs basses par rapport aux hautes, réduisent la partie gauche de l'histogramme. Une dissymétrie inverse serait réduite par l'élévation des données au carré ou à la puissance de 10.

3.3.4 Réduction de la variabilité interindividuelle

Réduire la variance interindividuelle d'une population de données avant les calculs statistiques peut renforcer la puissance du test. En effet cette part de variance n'est pas systématiquement liée aux processus psychophysiologiques étudiés.

3.3.4.1 Prise en compte du niveau tonique

La dépendance des données phasiques au niveau basal augmente la variance interindividuelle (en plus de la variance intra-individuelle si le niveau tonique évolue significativement au cours de l'enregistrement). Réduire cette dépendance peut limiter la variance non souhaitée. Pour cela, on divise la valeur de l'amplitude de chaque RED par sa valeur initiale, qui peut être celle du début de RED, ou une moyenne des valeurs précédant ce point. L'indicateur de sortie n'a donc pas de dimension physique (dimension 1). On ne réalisera une telle correction que si les variations toniques relèvent des différences entre les sujets et pas si elles sont liées aux conditions expérimentales (Boucsein, 1992, pp. 201-5). On ne fera donc pas de correction de l'amplitude par le niveau tonique dans nos analyses phasiques.

3.3.4.2 Corrections par la plage de mesure : normalisation individuelle

La normalisation individuelle réduit la variance interindividuelle en rapportant les données de chaque sujet à sa propre plage de mesure. On applique donc la formule suivante : $A' = (A-A_{min})/(A_{max}-A_{min})$, avec A_{max} et A_{min} les valeurs extrêmes d'amplitude mesurée chez le sujet.

Le nouvel indicateur n'a pas de dimension et sa valeur est comprise entre 0 et 1.

3.3.5 Indicateurs phasiques utilisés dans ce travail

Il s'agit de ceux utilisés dans les analyses présentées au chapitre 4.

Une série d'indicateurs phasiques est calculée sur chaque RED. Ces indicateurs sont basés sur une famille d'indicateurs dits « de base », et déclinés en trois autres familles : « log », « NORM », « log_NORM ».

Le tableau 3-1donne un aperçu des indicateurs de base utilisés. La plupart sont ceux décrits au paragraphe 3.3.2. Les passages au log ou à la racine correspondent aux traitements proposés au paragraphe 3.3.3. L'indicateur nommé Segment_chute désigne la durée du segment de chute, qui est utilisé pour déterminer la pente de la RED (paragraphe 3.3.2.4). Les indicateurs de comptage, nb_RED et Taux_RED, sont respectivement le nombre de RED présentes sur les fenêtres d'analyse, et leur taux. Ce dernier est obtenu en divisant nb_RED par les durées des fenêtres. Il s'agit donc de mesures à rapprocher de la fréquence d'apparition des RED-NS, paramètre considéré comme tonique (voir le paragraphe 3.4.2.1), encore qu'on ne puisse plus parler de réponses non spécifiques car les fenêtres d'analyse sont conçues pour avoir un lien avec l'activité étudiée.

Tableau 3-1 Liste des indicateurs de Base, regroupés par dimension physique.

Dimension	*Nom*	*Description*
Indicateurs d'amplitude	Amplitude log(Ampl+1) sqrt(Ampl)	Amplitude de la RED log de l'amplitude racine carrée de l'amplitude
Indicateurs de durée	Durée Segment_chute Temps_descente	DPO Durée du segment temporel de chute Durée totale de la phase de descente
Indicateur de pente	Pente_chute	Pente moyenne du segment temporel de chute
Indicateurs d'aire	Aire log(Aire+1)	Aire de la RED log de l'aire
Indicateurs de comptage	nb_RED Taux_RED	Nombre de RED dans la fenêtre temporelle nb_RED rapporté à la durée de la fenêtre

Les indicateurs de la famille « log » correspondent aux indicateurs de base calculés à partir du logarithme de la résistance cutanée. Leur nom porte le suffixe « _log ». Cette transformation n'altérant que les ordonnées, il était inutile de recalculer les indicateurs temporels qui n'auraient subi aucune transformation.

Les indicateurs de la famille « NORM » correspondent aux normalisations individuelles des indicateurs de base. Leur nom porte le suffixe « _NORM ».

Les indicateurs de la famille « log_NORM » correspondent à la normalisation individuelle des indicateurs « _log ». Leur nom porte le suffixe « _log_NORM ».

3.4 PARAMETRES TONIQUES DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE

3.4.1 Niveau tonique

Le niveau tonique de la résistance cutanée est sensible aux modulations sympathiques et constitue la mesure de référence pour évaluer l'éveil physiologique (Barry & Sokolov, 1993). Il varie avec l'éveil physiologique et reste proportionnel à la puissance de la bande alpha de l'EEG, comme témoin central (VaezMousavi et al., 2007a). Il est largement utilisé comme indicateur de la charge mentale de l'opérateur (Collet, Averty, & Dittmar, 2009), du sportif (Guillot et al., 2003; VaezMousavi et al., 2008) ou du conducteur (Collet, Clarion, Morel, Chapon, & Petit, 2009; Collet et al., 2005). Étudier les variations lentes implique de prendre en compte des périodes suffisamment longues pour que les mesures ne soient pas faussées par les variations phasiques. Les constantes de temps de la phase de descente des RED étant de l'ordre de 0.5 à 1 s et celles de la phase de récupération étant de quelques secondes, on doit considérer des périodes plus longues pour le calcul de niveaux toniques. Il existe plusieurs méthodes, non exclusives, pour une évaluation quantitative. Elles dépendent moins de considérations théoriques que de contraintes liées aux protocoles expérimentaux. En effet, l'idée de base reste de caractériser des variations lentes.

3.4.1.1 Filtrage

On obtient les variations lentes d'un signal en lui appliquant un filtre passe-bas. Les fréquences étant inférieures à 0.5 Hz (Fahrenberg et al., 1983), on peut filtrer le signal pour obtenir une résultante tonique. En raison des variations lentes, il faut employer une méthode n'introduisant pas de déphasage si on a prévu de distinguer des fenêtres temporelles relativement courtes. Dans la pratique, peu de chercheurs appliquent un filtrage à leur signal brut. En effet, les niveaux toniques sont souvent rattachés à des périodes de temps et on les calcule en faisant simplement des moyennes sur ces périodes. On calcule alors directement la moyenne sur le signal après réduction des artéfacts.

3.4.1.2 Calcul de moyennes

La méthode la plus répandue consiste à calculer la valeur moyenne du signal sur une période de temps donné. On applique ce type de traitement dans les cas où on cherche à comparer des situations dont on connaît bien les délimitations temporelles. La durée de la fenêtre suppose un compromis : un niveau tonique calculé sur une courte période aura l'avantage de permettre les comparaisons mais sera sensible aux variations non souhaitées des RED et des éventuels artefacts. Une période plus longue limitera l'impact des évènements phasiques qu'on souhaite exclure mais réduira également les possibilités de comparer plusieurs valeurs de niveaux toniques. Des périodes de l'ordre de 10 à 30 s sont mentionnées par Boucsein (1992) comme des durées acceptables. L'analyse statistique compare les fenêtres les unes aux autres.

3.4.1.3 Diminution de la variabilité interindividuelle et amélioration de la distribution

La valeur de la résistance cutanée présente d'importantes variations interindividuelles (voir le graphe de gauche de la figure 3-11, tiré de nos données). Comparer les valeurs de plusieurs sujets augmente la variance totale et noie l'information utile. Pour la réduire on transforme le signal en le normalisant ou en passant à son log.

a- <u>Normalisation par rapport à une période de référence</u>

On divise le signal par une valeur de référence individuelle (par exemple Barry, 2004; Collet et al., 2005). Une période de référence d'environ deux minutes est choisie, le plus souvent en début d'expérience. Le sujet doit être au repos et au calme. La moyenne du signal mesuré est prise comme valeur de référence individuelle. Les moyennes toniques sont alors divisées par cette référence, ce qui neutralise les différences. Les comparaisons interindividuelles deviennent possibles, les valeurs étant toutes rapportées à une référence enregistrée dans des conditions identiques pour tous. Pour aller plus loin, on peut rapporter toutes les valeurs à une fourchette. Dans cette idée on prévoit en plus de la période de repos qui donne l'extrême bas (la valeur AEDmin) un stimulus ou une tâche donnant l'extrême haut (AEDmax) à laquelle les sujets sont censés donner de plus fortes réponses que pour le reste de l'expérimentation. On corrige alors les données selon la formule (AED-AEDmin)/(AEDmax-AEDmin) (Dawson et al., 2007). En pratique, cette technique est peu utilisée, le stimulus « max » étant difficile à déterminer. En effet, il n'est pas certain que l'ensemble des

participants y réponde de façon maximale. La normalisation perd de son intérêt pour les enregistrements de longue durée. Si toutes les mesures se rapportent à la même référence en début d'enregistrement, le risque de voir l'AED dériver augmente, ce qui rend la référence moins fiable. La durée des expériences présentées dans ce travail étant élevée (50' environ), nous n'avons pas normalisé les données avec une référence.

b- Transformation logarithmique

Elle diminue la variabilité du signal. La figure 3-11 montre que les valeurs des logarithmes des signaux sont plus faibles que leurs valeurs brutes : on passe d'un rapport de 1 à 3 ou 4 à un rapport de 1 à 1.5. Il ne faut pas confondre cette procédure avec la transformation présentée dans la section 3.3.3 et qui concerne des indicateurs déjà extraits du signal. Cela dit, ces deux transformations sont faites pour améliorer les propriétés statistiques d'une variable. La transformation logarithmique du niveau tonique a aussi pour effet d'améliorer la distribution des valeurs des signaux (Venables & Christie, 1980) car elle réduit les coefficients de dissymétrie et d'aplatissement qui caractérisent les ordres 2 et 3 de la normalité d'une distribution. Ils sont habituellement plus élevés pour l'AED que pour les distributions gaussiennes. Pour nos données, le coefficient de dissymétrie passe de 1.35 à .14 (la normalité est à 0), et le coefficient d'aplatissement de 5.18 à 2.91 (la normalité est à 3). Le passage au log permet aussi d'abolir le lien statistique entre la moyenne individuelle du signal et sa dispersion : sur nos données le coefficient de corrélation passe de .80 à .06. Les propriétés du signal profitent donc largement de ce traitement.

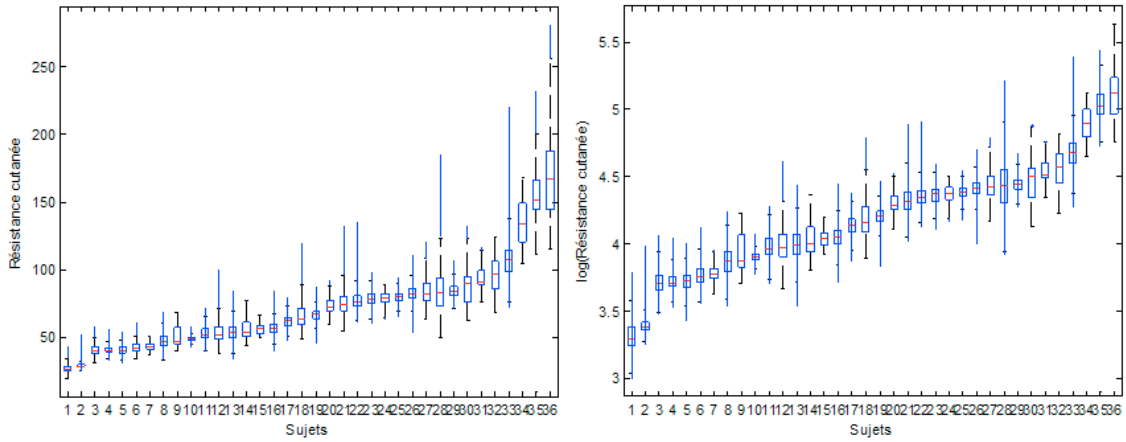

Figure 3-11 Représentation des valeurs de la résistance cutanée (à gauche) et de son log (à droite) de chaque sujet. Le logarithme de la résistance cutanée diminue nettement les différences de valeurs moyennes du signal entre les sujets. Il abolit également le lien statistique entre la moyenne individuelle d'un signal et sa dispersion.

3.4.2 Paramètres toniques obtenus en utilisant les évènements phasiques

3.4.2.1 Fréquence d'apparition des RED-NS

Le niveau tonique est bien corrélé avec la fréquence d'apparition des RED (RED-NS), au point qu'elle constitue une mesure du niveau d'activation physiologique (Boucsein, 1992; Munro et al., 1987). C'est cohérent du point de vue physiologique comme de celui du signal. Un état activé est caractérisé par un abaissement des seuils perceptifs et une augmentation de l'activité de structures centrales liées à l'alerte, ce qui entraîne des bouffées d'activité sympathique et donc des RED qui, lorsqu'elles se succèdent à une fréquence élevée, entraînent une baisse du niveau tonique. La corrélation entre fréquence des RED-NS et le niveau tonique est donc élevée (Munro et al., 1987).

3.4.2.2 Suppression des RED avant de calculer le niveau tonique

Lorsqu'on s'intéresse aux variations toniques d'un signal, les évènements phasiques peuvent influencer la valeur calculée. En effet, elle risque d'être sous-estimée si une RED de forte amplitude se trouve dans la fenêtre temporelle. Plusieurs techniques peuvent en minimiser l'impact. Si on connaît leur date sur le signal considéré, l'interpolation entre les points de début et de fin de RED la fait disparaître. Cette procédure est rarement utilisée car elle implique un dépouillement préalable de toutes les RED, ce qui n'est pas forcément intéressant si une analyse phasique n'est pas prévue. Il n'existe pas, à notre connaissance, d'études l'ayant utilisé. Par contre, notons que l'appareil d'enregistrement utilisé par Barry et coll. (2005) pour leur étude impliquant des mesures toniques comme phasiques, fait la distinction phasique/tonique directement au moment de la mesure du signal. Il dispose de deux sorties pour la conductance : la première est couplée en DC (la composante continue est conservée) et est utilisée pour le niveau électrodermal, et la seconde est couplée en AC (la composante continue du signal est supprimée) et est utilisée pour la RED. La sortie « phasique » est traitée par un filtre passe-bas éliminant le 0 Hz et les fluctuations très lentes. Pour compenser l'influence des fluctuations phasiques sur les valeurs des moyennes calculées sur le signal de sortie « tonique », les auteurs leur ont soustrait la valeur RMS (racine de la somme des carrés) du signal de sortie « phasique ». Toutefois, toutes deux ne fournissent pas l'une le niveau tonique et l'autre un signal plat sur lequel s'ajouteraient les RED mais permettent de choisir la sortie la plus fonctionnelle à partir de laquelle on traite les données.

3.4.3 Indicateurs toniques utilisés dans ce travail

Les indicateurs toniques sont testés au chapitre 5, pour étudier la charge mentale induite par une tâche de distraction comparativement à la conduite seule (nominale) ou à une autre tâche. L'utilisation possible des signaux physiologiques dans la surveillance de la distraction du conducteur nous pousse à choisir ici des indicateurs électrodermaux pouvant, à terme, être mesurés en temps réel. Cela implique que leur calcul ne doit pas reposer sur un dépouillement humain, comme c'est souvent le cas avec les indicateurs phasiques. De tels indicateurs sont de type tonique. Les paragraphes ci-dessous détaillent ces indicateurs, leur intérêt potentiel et leur mode de calcul. La figure 3-12 schématise leur définition.

Niveau moyen de l'AED (MOY)

Il s'agit du niveau tonique, dont les variations sont largement reconnues comme indicateur de l'activation physiologique. Il est défini comme la moyenne du signal compris entre les bornes de début et de fin de période.

Dispersion de l'AED (DISP)

Le pouvoir de distraction des tâches peut-être aussi compris comme leur capacité à générer de nouvelles informations à traiter, ce qui est susceptible d'augmenter l'activité électrodermale phasique. L'indicateur DISP étant défini comme l'écart-type de la résistance cutanée autour de sa moyenne, il est censé augmenter avec l'apparition de RED. En effet, elles constituent la principale source variation de la résistance cutanée.

Pente de l'AED (REG)

La pente moyenne de la résistance cutanée renseigne logiquement la tendance des variations de l'éveil physiologique. La durée de la fenêtre sur laquelle elle est considérée est importante : il faut qu'elle soit suffisamment longue pour ne pas être biaisée par les pentes importantes présentes dans les RED. On définit REG comme la pente de la droite de régression du signal compris entre les bornes de début et de fin de période.

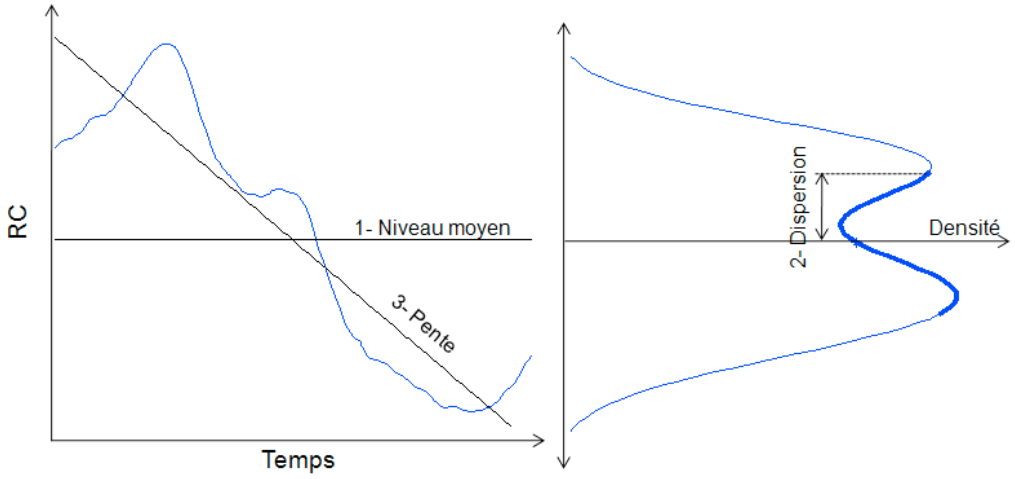

Figure 3-12 A gauche, le signal avec matérialisés le niveau moyen MOY (1) et la pente de la régression linéaire REG (3). A droite, la densité du signal présenté à gauche. La partie en gras correspond à un intervalle de deux écarts-types autour de la moyenne. L'indicateur de dispersion de l'AED DISP correspond à un écart-type et est matérialisé en (2).

Chapitre 4 - EXPERIMENTATION : CONDUITE NOMINALE

4.1 INTRODUCTION

Peu d'études portant sur la conduite automobile réelle ont été publiées. Celles d'Helander (1978), Taylor (1964) ou Healey & Picard (2005) font un diagnostic en temps réel de l'état du conducteur dans une perspective applicative en observant un ou plusieurs signaux physiologiques sur des périodes relativement longues (tronçons de route par exemple). Les variables indépendantes étaient liées aux évènements routiers rencontrés par le conducteur (état du trafic, type de route, etc.). Les variables du SNA sont sensibles à toute information captée par les systèmes sensoriels et fonctionnent comme un système d'alerte, même pour de faibles variations de charge mentale. Elles constituent un outil pour l'évaluer, y compris lorsqu'aucune différence n'est visible à l'observation du sujet. Aucune étude, à notre connaissance, n'a comparé deux actions usuelles de conduite nominale pour déterminer la charge mentale induite.

4.1.1 Conduite nominale

La conduite nominale est caractérisée par des actions basiques, sans sollicitation sensorielle ou motrice autre que celles exigées par les tâches sensori-motrices indispensables à la maîtrise du véhicule, dans des conditions néanmoins réalistes. Elle comprend des sous-tâches motrices et cognitives ordinaires et fréquentes et donc largement automatisées. Par conséquent, elle induit une faible charge mentale.

4.1.2 Situations retenues

La comparaison de différentes actions de conduite nominale n'étant pas documentée, nous avons choisi des situations expérimentales discrètes avec des caractéristiques communes comparables. Toutes deux impliquent une décélération, un arrêt puis un démarrage : au stop et au feu tricolore. Elles sont similaires d'un point de vue comportemental mais différentes sur le plan cognitif. Les habiletés motrices de l'arrêt et du démarrage sont comparables, que ce soit au stop ou au feu. Par contre, elles sont régies par des règles distinctes du code de la route :

- L'arrêt à un stop est systématique, quel que soit l'état du trafic. Il s'agit d'une action provoquée uniquement par la signalisation.

- L'arrêt à un feu tricolore n'est pas systématique. Il dépend de la couleur du feu, qui reste relativement imprévisible, bien que l'ordre d'enchaînement des couleurs soit connu. Au cours de son approche et jusqu'à l'arrêt, le conducteur n'est pas certain qu'il devra s'arrêter et doit continuer de surveiller un éventuel changement de couleur : s'il arrive sur un feu vert, il sait qu'un passage du feu à l'orange le conduirait à prendre une décision entre continuer ou s'arrêter. S'il arrive au rouge, le passage du feu au vert peut également lui faire changer de comportement à tout moment.
- Le démarrage au stop est fonction du trafic et est laissé à l'appréciation du conducteur. Il doit vérifier la circulation sur l'axe prioritaire et prendre la décision de redémarrer. Le conducteur est donc actif.
- Le démarrage au feu est imposé par le passage du feu au vert, quel que soit le trafic. Le conducteur attend donc passivement le signal pour démarrer.

Le tableau 4-1 suivant résume les conditions et les opérations mentales associées.

Tableau 4-1 Synthèse des actions et des opérations mentales attenantes lors de l'arrêt à un stop ou à un feu.

Action	*Décélération*	*Arrêt*	*Démarrage*
STOP	Réactif		Prédictif
FEU	Prédictif		Réactif

4.1.3 Conditions expérimentales et hypothèses

4.1.3.1 Conditions expérimentales

Nous retenons une seule variable indépendante à 4 niveaux, qui représentent les conditions expérimentales:

- arrêt au feu (FA)
- démarrage après le feu (FD)
- arrêt au stop (SA)
- démarrage après le stop (SD)

Sur la base de ces différences imposées par le code de la route, on pose l'hypothèse de niveaux de charge mentale différents, selon les ressources et les opérations mentales exigées.

4.1.3.2 Hypothèses

En référence au tableau 4-1, la charge devrait être plus élevée dans les conditions prédictives, où le sujet est plus actif que lors des tâches réactives où il reste passif. L'arrêt au feu doit induire une charge mentale supérieure que l'arrêt au stop. Les réponses physiologiques devraient être plus amples et longues. Nous devrions observer les réponses inverses pour le démarrage.

4.2 MATERIEL ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL

4.2.1 Le Centre Technique d'Aubevoye

L'expérience s'est déroulée au Centre Technique Renault d'Aubevoye (CTA), dans l'Eure. Les pistes utilisées étaient celles du Circuit Ville, sur lesquelles le trafic est de densité variable, mais permanent. En effet, elles sont utilisées pour faire rouler des prototypes, ce qui suppose des mesures de sécurité importantes.

4.2.2 Sujets

Trente-neuf sujets ont participé à l'expérience. Les contraintes de confidentialité du site obligeaient à ce que les participants soient des salariés Renault. La conséquence est que la caractéristique de la population expérimentale diffère de celle de la population générale des conducteurs : une majorité d'hommes avec 13% de femmes et une sous représentation des personnes âgées. La moyenne d'âge était de 40 ans et un écart-type de 9.7 ans. Vingt-deux sujets travaillaient au Technocentre et avaient conduit une heure pour arriver au CTA. Neuf travaillaient sur place. Au total, 22 connaissaient déjà les pistes du CTA. Le nombre d'années d'expérience de conduite est, en moyenne, de 22 ans (± 9.7). Un seul sujet ne possédait pas de véhicule personnel. Parmi les 38 autres, 2 seulement n'avaient pas une Renault. La population expérimentale avait donc largement l'habitude de conduire un véhicule de la marque de la Modus expérimentale. Nous avons pu exploiter les données de 35 sujets. Parmi les 4 exclusions, deux l'ont été à cause d'incidents techniques lors de l'acquisition, une car le signal était très bruité et la dernière à cause de l'absence de RED.

4.2.3 Protocole

Les sujets participaient à deux expériences, celle-ci et celle relative à la distraction (chapitre 5). Le déroulement général des expérimentations se déroulait comme suit :

- Prise en charge du sujet dès son arrivée à l'accueil du CTA.
- Signature d'un consentement éclairé, assorti ou non d'une autorisation d'utilisation des images, pour la communication interne des laboratoires impliqués.
- Installation au volant, pose des capteurs physiologiques.
- Conduite jusqu'au parking du CTA2, au début du Circuit Ville et de la Voie Rapide.
- Une fois sur le parking du CTA2, lancement de l'acquisition des données.
- Période de repos (2 minutes de détente, au calme).
- Tour de Voie Rapide de prise en main (5.2 km à 80-90 km/h).
- Partie sur Circuit Ville ou Voie Rapide, selon les sujets (ordre contrebalancé).
- Partie sur Voie Rapide ou Circuit Ville, en complément de la partie précédente.
- Retrait des capteurs avec réponses aux questions éventuelles et raccompagnement du participant à l'accueil.

Le sujet devait faire quatre fois un parcours du circuit (voir figure 4-1), avec retour au parking après chacun d'eux. Chaque tour le faisait passer par 4 feux tricolores et 2 stops, soit au total 16 feux et 8 stops par sujet. L'ordre de passage vers la signalisation était identique d'un tour sur l'autre, et ce pour tous les sujets : Feu1, Stop1, Feu2, Feu3, Stop2, Feu4. La limitation de vitesse en vigueur sur le circuit était de 50 km/h, comme en ville. Les évènements contextuels enregistrés (topages) permettent de situer les Stops et les Feux. Un topage était fait au passage de chaque balise de stop et de chaque feu.

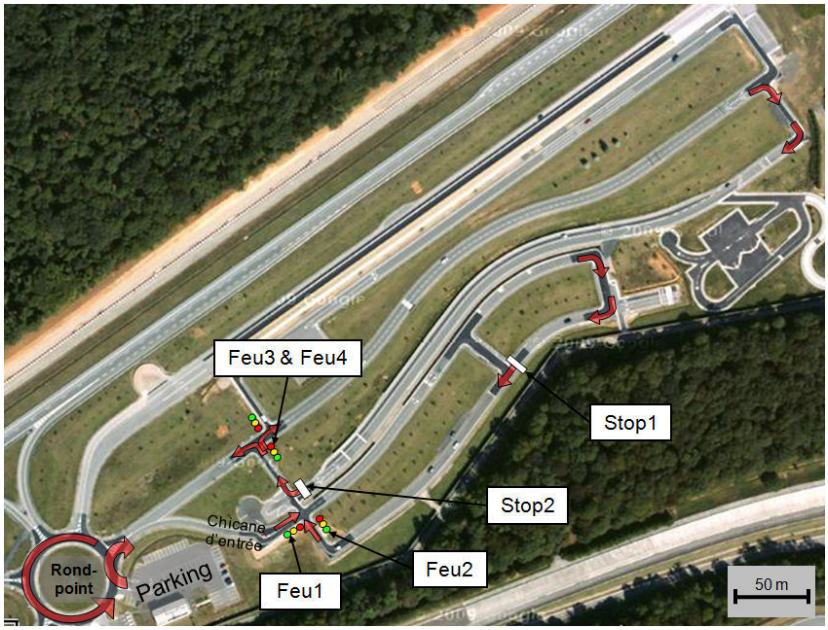

Figure 4-1 Photo satellite du Circuit Villes. Les flèches rouges indiquent le parcours au départ et à destination du parking.

4.2.4 Matériel utilisé

4.2.4.1 Véhicule

La voiture d'essai est une Modus équipée d'un double pédalier. Un copilote, conducteur professionnel sur le site, était chargé de donner les consignes de direction et devait intervenir si nécessaire.

4.2.4.2 Acquisition

Les acquisitions étaient réalisées grâce à la plateforme UNOTECH, décrite au chapitre 2. Les signaux sélectionnés devaient renseigner sur le comportement général du véhicule ainsi que sur celui du conducteur. Ils sont résumés dans le tableau 4-2. Les signaux physiologiques étaient la résistance cutanée et la fréquence cardiaque. Seule la première est exploitée ici.

La fréquence d'enregistrement vidéo était de 15 images/s, plus faible que la norme classique, mais avec l'avantage de limiter le poids des fichiers tout en garantissant la qualité des données. Le début et la fin du repos, de chaque tour, les arrêts aux stops et aux feux ont été marqués comme évènements contextuels.

Tableau 4-2 Signaux du CAN utilisés comme source de données quantifiées sur le comportement de conduite des sujets.

Nom du signal	*Unité*	*Taille (bits)*	*Résolution*	*Période d'échantillonnage (ms)*
Vitesse instantanée	km/h	16	0.01	40
Angle volant instantané	°	16	0.1	10
Appui accélérateur	%	8	0.39	10
Appui embrayage	-	1	-	10
Accélération longitudinale	m/s²	8	0.05	20

4.3 PRE-ANALYSE : SEGMENTATION DE L'ACTIVITE DU CONDUCTEUR

Elle comprend toutes les opérations de traitement des données précédant le travail sur l'AED. Elle est nécessaire compte-tenu de la particularité de la conduite nominale et de la quantité de données.

4.3.1 Démarche générale

Dans les protocoles où les enregistrements de signaux se font en continu, l'expérimentateur doit sélectionner les séquences utiles à son étude. Nous avons isolé l'activité électrodermale pendant les arrêts et démarrages aux stops et aux feux.

4.3.1.1 Fenêtres et repères

On propose d'analyser la conduite ciblée sur des fenêtres temporelles. Elles sont définies à partir des données comportementales. Elles doivent isoler les actions d'arrêt et de démarrage, et être valables pour les stops et les feux.

a- Approche « comportementale » : les repères

Pour être pertinentes, les fenêtres doivent être liées au comportement du conducteur. On cherche donc à repérer quels observables permettent de penser qu'il est dans la phase d'approche d'un arrêt ou de démarrage. On recherche des invariants comportementaux car les repères doivent être représentatifs de la population expérimentale : la variabilité inter- comme intra- individuelle est importante et un seul de ces repères ne suffit pas pour attester une fenêtre d'arrêt ou de démarrage. Ainsi, certains conducteurs ont déjà passé le point mort lorsque leur véhicule s'arrête, d'autres freinent jusqu'au dernier moment, etc. La méthode de travail est présentée dans la section 4.3.3. Toutefois, de tels repères ne suffisent pas à définir les fenêtres. En effet, les réponses végétatives peuvent anticiper l'action, lorsqu'elle exige une opération prédictive. On ne peut pas calquer la fenêtre sur l'activité observable du conducteur.

Mais alors, de combien faut-il décaler les bornes ? On revient sur le même constat qu'au début : l'observation du comportement ne suffit pas.

b- Approche « spatiale » : les bornes

Nous devons alors fixer les bornes des fenêtres en fonction de la configuration du circuit : pour chaque Stop et Feu, on définit deux endroits du circuit pour en marquer le début et la fin. L'objectif est d'être certain qu'entre deux bornes d'une fenêtre la conduite est exclusivement dédiée à l'évènement qu'on souhaite observer. Les fenêtres doivent donc exclure les autres évènements qui peuvent constituer des tâches de conduite nominale : les virages, les autres arrêts, les intersections sur lesquelles le sujet est prioritaire. Cette procédure doit palier les défauts de la définition des fenêtres en fonction du comportement, mais elle présente aussi des inconvénients et ne peut être utilisée seule :

- Étant reliées à la forme du circuit, elles ne dépendent plus du comportement du conducteur, ce qui est moins pertinent pour analyser les signaux physiologiques.
- La segmentation des données est peu généralisable et diminue la pertinence de l'analyse des signaux physiologiques.

La méthode de définition et de détection des bornes est détaillée à la section 4.3.4.

c- Intégration des deux approches

On doit combiner les deux approches. Dans un premier temps, on définit des bornes de part et d'autre de l'arrêt du véhicule, au-delà desquelles on considère que les données ne correspondent plus aux évènements ciblés. Si elles sont bien posées, on peut penser qu'il n'y a pas d'information liée à d'autres évènements routiers dans les fenêtres. Cette approche spatiale s'appuie sur les caractéristiques du parcours et est exclusive. Dans un second temps on cherche à connaître des repères comportementaux ciblés. Enfin on va confronter les deux en vérifiant que les repères comportementaux se trouvent à l'intérieur de nos fenêtres. Alors, on peut penser que l'information recherchée s'y trouve, et que celle qu'on a voulu exclure (virages, etc.) en est absente. L'évaluation de la pertinence des fenêtres se trouve à la section 4.3.6.2.

4.3.1.2 Besoin d'automatisation

Trente-neuf sujets effectuant 4 tours de circuit, chacun comportant 4 feux et 2 stops, avec une fenêtre d'arrêt et de démarrage représentent un total de 1872 fenêtres. Un tel nombre de répétitions justifie l'idée d'automatiser la phase de pré-analyse, d'autant qu'on a l'intention de détecter plusieurs repères par fenêtre. Pour cela on dispose de trois sources d'informations : la vidéo, les données contextuelles et le CAN. Ce dernier donnant des informations quantitatives, on peut s'y référer pour borner les fenêtres et détecter les repères. La figure 4-2 résume la pré-analyse dont l'objectif est de fournir le cadre à l'analyse des signaux physiologiques.

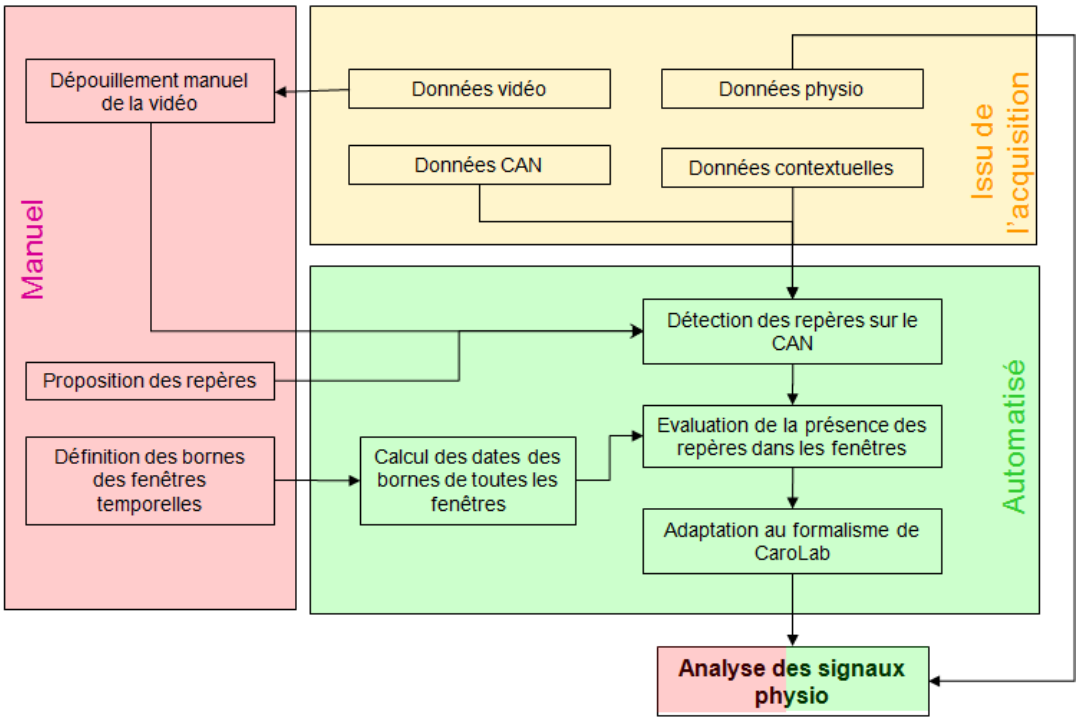

Figure 4-2 Schéma de la phase de pré-analyse. Le cadre jaune rassemble les sources de données disponibles. Les tâches rassemblées dans le cadre rose sont effectuées manuellement. Les tâches rassemblées dans le vert sont automatisées.

4.3.2 Le repérage comme point de départ

La pré-analyse part du repérage des arrêts. Il est précieux, mais peu précis. On affine donc automatiquement les dates en utilisant la vitesse du véhicule. Pour chaque évènement on détecte la date où la vitesse s'annule. Ces dates remplaceront celles d'origine pour les traitements à venir.

4.3.3 Définition des repères

4.3.3.1 Recherche des invariants sur un échantillon de sujets

Les données vidéo d'un échantillon de quatre sujets ont été observées pour sélectionner les repères les plus fréquemment observés afin de sélectionner ceux à tester. Ils sont présentés dans le tableau 4-3.

Tableau 4-3 Description des repères comportementaux pour les fenêtres d'arrêt et de démarrage. Ils sont censés être présents sur la majorité des arrêts et démarrages du véhicule, a fortiori sur ceux étudiés dans ce travail.

	Repère	*Description*	*Signal CAN*	*Critère*
Arrêt	R1	Dernier appui max sur la pédale d'accélérateur	Pédale d'accélérateur	Dernier maximum local avant l'arrêt du véhicule
	R2	Dernier lever de pied	Pédale d'accélérateur	Dernier passage à zéro avant l'arrêt du véhicule
	R3	Dernier pic de vitesse	Vitesse	Dernier maximum local avant l'arrêt du véhicule
	R4	Dernier débrayage	Embrayage	Dernier passage à 1 avant l'arrêt du véhicule
	R5	Dernier pic de décélération	Accélération du véhicule	Dernier minimum local du signal lissé
Démarrage	R6	Premier appui pédale	Pédale de l'accélérateur	Première valeur non nulle après l'arrêt du véhicule
	R7	Premier appui max sur la pédale d'accélérateur	Pédale d'accélérateur	Premier maximum local après l'arrêt du véhicule
	R8	Passage de la seconde vitesse	Embrayage, Vitesse	Premier débrayage après le démarrage

4.3.3.2 Détection

Les 8 repères doivent être détectés sur les 524 évènements, ce qui représente 4192 détections qu'on doit nécessairement automatiser. La détection des fenêtres d'Arrêts (R1 à R5) se fait à partir de leur date en remontant le temps. La détection des fenêtres de Démarrages (R6 à R8) se fait aussi à partir de l'arrêt mais postérieurement. Les repères définis par rapport à des signaux non binaires (vitesse, accélération longitudinale, pédale d'accélérateur) sont lissés afin de réduire le risque d'erreurs de détection. Le repère R5 concerne l'accélération longitudinale et doit représenter la décélération précédant l'arrêt. Le principe est une détection de pic négatif portant sur les segments précédant l'arrêt et correspondant à une décélération supérieure à 1.2 m/s². L'introduction de ce seuil n'est pas problématique car la valeur choisie n'a pas un impact critique sur la détection. Le repère R8 concerne le signal binaire de l'embrayage et celui de la vitesse. En effet, il est défini comme le premier débrayage suivant le retour à une vitesse non nulle suivant lui-même l'arrêt considéré. La courbe de vitesse permet de ne pas confondre le passage du second rapport avec celui du premier, lorsqu'il existe.

4.3.4 Définition des fenêtres

4.3.4.1 Bornes de début des fenêtres d'Arrêt

Pour chaque évènement, on cherche l'action de conduite à exclure. Le moment auquel on est certain qu'il est terminé est considéré comme la borne de la fenêtre. On calcule les distances à l'arrêt pour 6 observations sur 6 sujets (les distances sont obtenues en intégrant la vitesse). La moyenne des distances est considérée comme la longueur des fenêtres d'arrêt. Le tableau 4-4 décrit les valeurs utilisées. Les dates de ces bornes sont alors calculées automatiquement à partir de la vitesse et des dates des arrêts.

Tableau 4-4 Eléments de la définition des bornes de début des fenêtres d'arrêts. Les deux dernières colonnes donnent la distance à l'arrêt qui sera utilisée pour calculer la date de la borne.

	Ce qu'on considère comme ne pouvant pas faire partie de la fenêtre	*Moyen de le repérer*	*Dist. moy. (m)*	*Ecart-type (m)*
Stop1	Virage précédant le stop	L'angle du volant reprend une valeur quasiment nulle	64.18	3.83
Stop2	Le démarrage précédant le Stop2	Disparition d'un élément du paysage dans la vidéo	39.93	1.15
Feu1	La chicane d'entrée sur le circuit	Disparition d'un élément du paysage dans la vidéo	24.64	1.44
Feu2	Virage précédant le feu	L'angle volant reprend une valeur autour de zéro	14.21	1.18
Feu3	Intersection (prioritaire)	Disparition d'un élément du paysage dans la vidéo	38.23	0.49
Feu4	Démarrage du Stop2	Retour des roues dans l'axe (pic de vitesse de rotation du volant)	29.86	0.92

4.3.4.2 Bornes de fin des fenêtres d'Arrêts

La fin est logiquement marquée par les dates effectives des arrêts.

4.3.4.3 Bornes de début des fenêtres de Démarrages

Dans le cas des Feux, les fenêtres d'Arrêt et de Démarrage ne doivent pas systématiquement s'enchaîner, car le véhicule est stoppé le temps que le feu passe au vert, l'attente ne faisant pas partie du redémarrage. Comme la topologie du circuit est inopérationnelle lorsque le véhicule est à l'arrêt, la fenêtre de Démarrage débute 1.5 s avant le repère R6, qui correspond au premier appui sur la pédale d'accélérateur. Pour les Stops, les fenêtres d'Arrêt et de Démarrage peuvent s'enchaîner. En effet, le conducteur reste actif pendant le temps d'attente car c'est lui qui décide du redémarrage.

4.3.4.4 Bornes de fin des fenêtres de Démarrages

La définition de la fin des fenêtres de Démarrage est moins sensible que celle des autres bornes puisque dans la plupart des cas, elles ne sont pas suivies immédiatement par un évènement routier qu'on souhaite écarter de l'analyse ou par une autre fenêtre. On considère donc qu'elles prennent fin au moment du passage du second rapport, qui correspond au repère R8. En effet, à partir de là, la conduite ne relève plus du démarrage. Toutefois, Stop2 et Feu2 peuvent poser problème. La topologie du circuit fait que les Stop2 sont suivis de près par les Feu4. On prend donc la borne de début de la fenêtre d'arrêt du Feu4 suivant comme borne de fin du redémarrage du Stop2. Les Feu2 sont suivis d'un passage prioritaire devant un stop. Ce passage doit être exclu. On convient d'une distance limite comme pour les bornes de début des fenêtres d'arrêts (voir tableau 4-5).

Tableau 4-5 Définition des bornes de fin des fenêtres d'arrêts de Feu2. Les deux dernières colonnes donnent la distance à l'arrêt qui sera utilisée pour calculer la date de la borne.

	Ce qu'on considère comme ne pouvant pas faire partie de la fenêtre	*Moyen de le repérer*	*Dist. moy. (m)*	*Ecart-type (m)*
Feu2	Passage prioritaire devant un stop	Vidéo : le stop est dans le champ	13.98	0.71

4.3.4.5 Question du recouvrement des fenêtres

La borne de fin de la fenêtre ne doit pas empiéter sur la fenêtre suivante. Si c'est le cas, on convient de confondre la fin de la fenêtre avec le début de la suivante.

4.3.5 Dépouillement vidéo

La vidéo permet de repérer les évènements routiers à exclure de l'analyse. On observe la vidéo autour de chaque évènement et note ceux qu'on souhaite exclure pour que les algorithmes ne les comptabilisent pas. Ce travail servira de point de départ aux programmes d'analyse automatique.

Les motifs d'exclusions sont les suivants :

- Absence d'arrêt : dans le cas où le feu est vert, où il passe au vert avant l'arrêt, où il passe à l'orange sans nécessiter d'arrêt.
- Véhicule précédant celui du participant. Il ne s'agit pas d'un arrêt lié à la signalisation.

- Autre raison. La fenêtre était également exclue lorsque l'expérimentateur observait un fait inhabituel, comme les arrêts non marqués au stop, une hésitation du conducteur sur l'itinéraire à suivre.

Le tableau 4-6 récapitule les exclusions. Au final, l'analyse portera sur 272 Stops et 252 Feux, soit 524 évènements. Malgré un effectif initial deux fois plus important pour les Feux, les effectifs disponibles pour l'analyse sont sensiblement égaux pour les 2 conditions.

Tableau 4-6 Motifs et nombre d'exclusions sur observation vidéo

Type d'évènement	*Stops*	*Feux*
Nombre initial d'évènements	288	576
Exclusion : Queue	6	81
Exclusion : Pas d'arrêt	0	232
Exclusion : Autre	10	11
Nombre d'évènements utilisés par la suite	**272**	**252**

4.3.6 Résultats

4.3.6.1 Durées des fenêtres

La figure 4-3 synthétise la durée pour les quatre types de fenêtres. Elles peuvent être variables pour des évènements comparables. Ainsi, les fenêtres d'arrêt sont plus courtes aux feux qu'aux stops et celles du démarrage plus longues. Les fenêtres d'arrêt aux Feux2 sont plus courtes que celles des autres feux. Cela est dû au carrefour précédent, où le conducteur était prioritaire. Les fenêtres d'arrêt aux Stops1 durent moins longtemps mais couvrent une plus grande distance que celles des Stops2. La différence vient sans doute de la configuration du circuit.

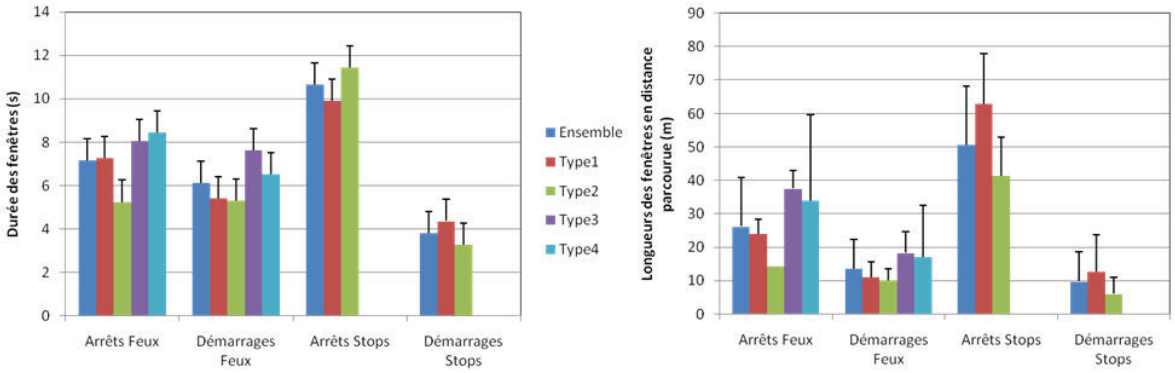

Figure 4-3 Durée (graphe de gauche) et distance (graphe de droite) des fenêtres d'arrêt et de démarrage aux feux et aux stops. La série « Ensemble » représente les moyennes des quatre types de feux (Feu1 à Feu4) et des deux types de stops (Stop1 et Stop2) du parcours. Les séries « Type x » détaillent ces durées par type.

4.3.6.2 Validation des fenêtres par les repères

a- Stops

Les taux de présence des repères dans les fenêtres de Stops sont consignés dans le tableau 4-7. Les repères d'Arrêts (R1 à R5) sont majoritairement dans les fenêtres, avec des taux proches de 100%. Ceux qu'on observe pour les Démarrages sont plus faibles. Notamment R8, qui correspond au passage du second rapport, n'est présent qu'à 51%. Cela est principalement dû à la limite de distance instaurée pour ne pas faire empiéter le Stop2 sur le Feu4. Cette faible proportion peut aussi s'expliquer par le fait que si le Feu4 qui suit le Stop2 de près est au rouge, il n'est pas toujours nécessaire de passer la seconde, *a fortiori* si d'autres véhicules attendent déjà à ce feu (cas où le Feu4 est exclu, mais pas le Stop2).

Tableau 4-7 Proportion de chaque repère présente sur les fenêtres SA et SD.

	Arrêts aux Stops					*Démarrages aux Stops*		
Repère	*R1*	*R2*	*R3*	*R4*	*R5*	*R6*	*R7*	*R8*
Nb Stops total	272	272	272	272	272	272	272	272
Hors fenêtre	8	8	8	0	0	16	36	133
Stops OK	264	264	264	272	272	256	236	139
% Stops OK	**97**	**97**	**97**	**100**	**100**	**94**	**87**	**51**

b- Feux

Les taux de présence des repères dans les fenêtres de Stops sont consignés dans le tableau 4-8. Les repères d'Arrêts (R1 à R5) figurent aussi à l'intérieur des fenêtres de Feux. Seul R2, qui correspond au dernier appui sur la pédale d'accélérateur, n'apparaît que dans 78% des cas. Les repères des fenêtres de Démarrages s'observent dans les fenêtres entre 62% et 70%. Ces proportions sont homogènes mais relativement faibles. Tous les repères absents le sont à cause de la limite de distance instaurée pour la fin de la fenêtre après le Feu2. En conséquence, on ignorera les données issues du redémarrage après les Feux2 pour l'analyse.

Tableau 4-8 Proportion de chaque repère présente sur les fenêtres FA et FD. Après suppression des redémarrages des Feux2, les repères 6, 7 et 8 sont présents à 100%.

	Arrêts aux Feux					*Démarrages aux Feux*		
Repère	*R1*	*R2*	*R3*	*R4*	*R5*	*R6*	*R7*	*R8*
Nb Feux total	252	252	252	252	252	252	252	252
Hors fenêtre	29	56	28	2	7	75	75	95
Feux OK	223	196	224	250	245	177	177	157
% Feux OK	**88**	**78**	**89**	**99**	**97**	**70**	**70**	**62**

4.3.7 Critique

Les réalités du terrain entrent largement en compte dans la segmentation de l'activité du conducteur. En effet, le Circuit Villes est assez ramassé. C'est une piste de roulage pour les véhicules d'essais qui comporte une densité élevée d'arrêts et de virages. Cela entraîne une variabilité des fenêtres qui résiste à la modélisation. Certaines sont plus longues que d'autres, ou ont dû être coupées au prix de l'exclusion de repères comportementaux pourtant considérés comme des garanties de la permanence de l'activité. Ainsi, les fenêtres de redémarrages après les stops sont plus courtes que les autres. Malgré cela, on y retrouve une majorité de l'activité ciblée, du redémarrage proprement dit au premier relâchement de la pédale d'accélérateur. Par contre, on ne conserve que la moitié des actions d'embrayage pour passer la seconde vitesse dans les fenêtres de démarrages après les stops. On choisit de conserver les redémarrages aux Stops2, car la plus grande partie des comportements recherchés y sont présents. Par contre, les repères comportementaux recherchés étant tous absents des fenêtres de redémarrage aux Feux2, on a choisi de les exclure de l'analyse des données électrodermales. En effet, elles ne sont pas représentatives de l'activité ciblée. Ces difficultés ne se retrouvent pas aux fenêtres d'arrêt, moins limitées dans l'espace et dans lesquelles les repères comportementaux de préparation à l'arrêt du véhicule sont observables.

4.3.8 Conclusion

La méthodologie employée fournit un cadre d'analyse de l'activité électrodermale qui tient compte des conditions expérimentales. Les fenêtres sont déterminées de façon à la fois exclusive et inclusive : une démarche spatiale permet d'exclure des fenêtres toute autre activité que celle ciblée, et une démarche comportementale basée sur l'exploitation des données véhicule garantit que les données incluses dans les fenêtres correspondent à l'activité ciblée. Ce dernier point ayant été vérifié, on peut considérer que les situations de conduite expérimentales sont généralisables. L'ensemble de ce travail a été largement automatisé de façon à garantir la stabilité des traitements et à limiter leur durée.

4.4 ANALYSE DE L'ACTIVITE ELECTRODERMALE

À ce stade on a isolé les segments de signal à analyser. On étudie des situations relativement brèves puisque les arrêts et démarrages durent au plus une dizaine de secondes. Ces actions et opérations doivent générer une activité électrodermale phasique. On détecte les RED à l'intérieur des fenêtres et on les quantifie avec les indicateurs décrits précédemment

(paragraphe 3.3.5). Le traitement des signaux et des indicateurs suivi est représenté dans la figure 4-4.

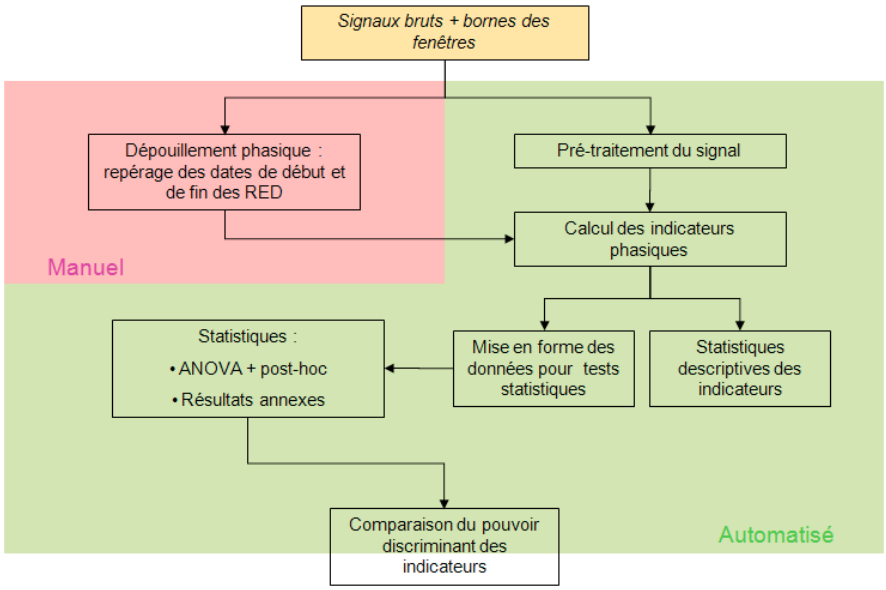

Figure 4-4 Schéma de la démarche générale de l'analyse des données physiologiques.

4.4.1 Description et prétraitement des signaux

4.4.1.1 Prétraitement du signal

Le signal brut a besoin d'un prétraitement avant toute autre opération. Il présentait, outre un bruit haute fréquence habituel et prévisible, des artefacts en pics qu'il a fallu éliminer avant de lisser le signal.

a- <u>Artefacts « pics »</u>

Ils se présentent sous la forme d'un seul point nettement écarté de ses voisins immédiats, ce qui leur donne l'allure de pics orientés vers le haut ou le bas (voir figure 4-5). Leur fréquence peut atteindre le rythme d'un par seconde. En dérivant le signal ils apparaissent sous la forme de deux pics, l'un positif et l'autre négatif. Pour les détecter la dérivée doit franchir deux fois un seuil puis son opposé (ou l'inverse). Il a été fixé à 0.1 kΩ/s. Il est physiologiquement impossible qu'il soit franchi dans les deux sens en un dixième de seconde, le choix de sa valeur n'a donc pas posé de problème. Une fois détectés sur la dérivée, les points en question sont remplacés par la moyenne entre les points précédant et suivant. Ce processus est renouvelé tant que des points entrant dans les critères décrits sont détectés.

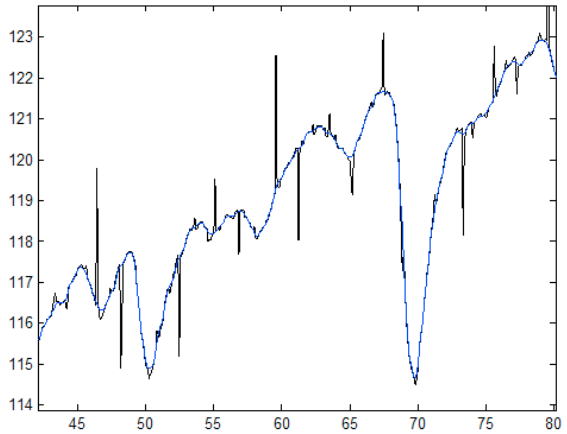

Figure 4-5 Exemple de traitement d'artefacts en pics : les pics apparaissent en noir, le signal traité en bleu. Le temps en secondes est représenté en abscisses ; la résistance cutanée en kΩ est représentée en ordonnées.

b- Lissage

Une fois le signal débarrassé de ces artefacts il peut être lissé normalement. La fréquence d'échantillonnage de 10 Hz étant faible et les dates des évènements (repères, etc.) étant importants dans ce travail, on utilise la fonction *filtfilt* de MatLab, qui n'introduit pas de déphasage. Il s'agit d'une fenêtre glissante de 3 points, soit .3 s, qui passe 2 fois.

4.4.1.2 Lien entre dispersion et moyenne des signaux individuels

Comme toujours avec la résistance cutanée, on observe de larges différences individuelles, ainsi qu'un lien fort entre la valeur moyenne et la dispersion du signal individuel. Le passage au logarithme permet d'améliorer ces caractéristiques : le coefficient de corrélation entre les valeurs moyennes des signaux individuels et leurs écarts-types passe de .82 à.06. La transformation est donc utile pour décorréler les variations du signal de son niveau de base, ce qui est souhaitable pour l'analyse phasique.

4.4.2 Dépouillement des RED et calcul des indicateurs

Une RED était considérée à l'intérieur d'une fenêtre si son point de début s'y trouvait. Puis les indicateurs étaient calculés automatiquement par un programme dédié.

4.4.3 Traitement des données

4.4.3.1 Cas où la fenêtre ne contient aucune RED

Sur les 1009 fenêtres analysées, 413 soit 41% ne contiennent aucune RED. Ce sont des non-réponses. Toutes nos données sont issues d'arrêts et de démarrages exécutés

correctement. Les non-réponses ne sont pas dues à la non-perception d'un stimulus mais sans doute à la faible charge induite par la tâche et à l'automatisation des traitements qu'elle induit. Nous les conservons pour l'analyse et nous travaillerons en magnitude.

4.4.3.2 Cas où la fenêtre contient plusieurs RED

C'est un cas assez fréquent. Il faut alors réduire la quantité d'information pour pouvoir comparer les fenêtres entre elles. Plutôt que de sélectionner une RED parmi plusieurs on fait la sommation des indicateurs de chaque RED, de façon à rendre compte de la charge mentale globale sur la fenêtre.

4.4.3.3 Agrégation des fenêtres

Notre plan expérimental est à mesures répétées : les conducteurs parcourent quatre tours de circuit d'une part, et chaque tour présente quatre feux et deux stops différents d'autre part. Ainsi, chaque conducteur s'arrête (et démarre) à 16 feux et 8 stops lors de sa passation. Or, toutes les situations n'ont pas fourni de données exploitables, comme nous l'avons expliqué (feux verts, attente derrière un autre véhicule). Ces répétitions sont donc considérées comme autant d'essais permettant d'éviter les données manquantes.

On agrège les données des 4 feux et des 2 stops entre elles en prenant leurs valeurs médianes. Les éventuelles différences sur les indicateurs électrodermaux font donc partie de la variabilité non maîtrisée, inévitable lorsqu'on travaille en conditions réelles. De même, on agrège les données des 4 tours pour s'affranchir d'un éventuel effet du temps. Ces choix font porter l'analyse des indicateurs uniquement sur les comparaisons des conditions expérimentales, qui doivent être représentatives des feux et des stops en général.

On pratique donc des ANOVA à mesures répétées à un facteur et quatre répétitions. Ces dernières portent sur les conditions expérimentales : FA, FD, SA, SD. L'appariement est garanti par la répétition des mesures. L'algorithme employé suit une procédure d'analyse multivariée (Trujillo-Ortiz, Hernandez-Walls, Barba-Rojo, & Castro-Perez, 2007).

4.5 RESULTATS STATISTIQUES

4.5.1 Statistiques descriptives

4.5.1.1 Moyennes, écarts-types

Les valeurs moyennes des indicateurs Amplitude et Durée sont consignées dans le tableau 4-9. Ces deux indicateurs sont bien documentés, et on connaît leurs ordres de grandeur. Les moyennes observées correspondent à des RED de faible amplitude et de faible durée (Venables & Christie, 1980).

Tableau 4-9 Moyennes et écarts-types des populations de deux indicateurs de Base.

	Amplitude	*Durée*
Moyenne	1.17	1.29
Ecart-type	1.29	1.08

4.5.1.2 Dépendance à la valeur basale

La valeur basale d'une RED correspond à la valeur du signal au moment où elle se déclenche. On l'assimile au niveau tonique si la RED considérée ne fusionne pas avec la précédente. Pour évaluer la dépendance à la valeur initiale, on calcule la corrélation entre niveau basal et la valeur prise par chaque indicateur. On peut le faire avec une approche intra- ou interindividuelle.

a- <u>Corrélation intra-individuelle à la valeur basale</u>

On la teste en déterminant pour chaque RED et chaque sujet les coefficients de corrélations entre la valeur basale et celle de chaque indicateur. La valeur basale est définie comme la moyenne des 5 points, soit .5 s, précédant le point de début de la RED.

On obtient une population de coefficients de corrélation (un par indicateur). Les moyennes et écarts-types individuels par indicateur sont représentées sur la figure 4-6. Les valeurs moyennes sont toutes très faibles (elles sont comprises entre -.1 et .1), mais leurs écart-types sont plus importants. Cela atteste une variabilité individuelle élevée quant à la dépendance à la valeur basale de tous les indicateurs testés : chez certains sujets les indicateurs croissent avec la valeur basale, chez d'autres ils décroissent, et chez d'autres encore ils restent stables.

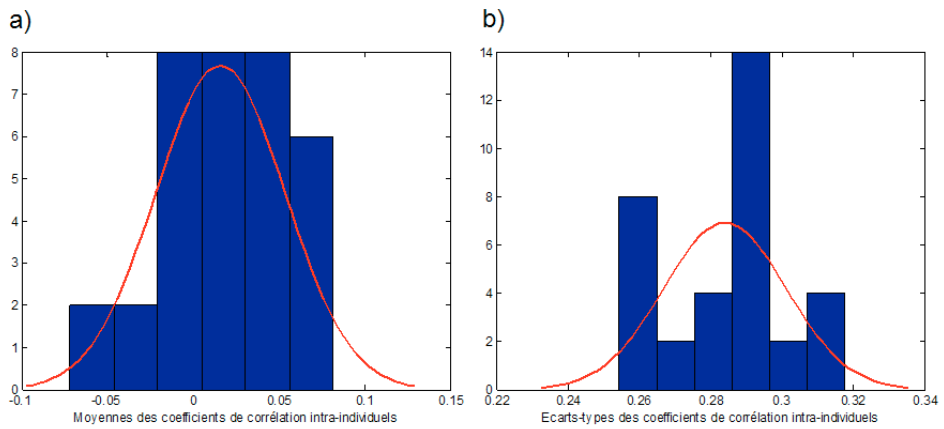

Figure 4-6 Histogrammes des moyennes (en a)) et des écarts-types (en b)) des populations de coefficients de corrélations intra-individuels entre les indicateurs et le niveau basal des RED.

Cette importante variabilité individuelle est également mise en évidence par le nombre de sujets pour lesquels la corrélation est significative. Etant donné que tous ne s'arrêtaient pas exactement au même nombre de feux, les degrés de liberté des coefficients de corrélations intra-individuels ne sont pas identiques. Le nombre des sujets pour lesquels les indicateurs étaient significativement corrélés aux valeurs basales des RED tenait donc compte de ces différences de degrés de libertés : les seuils de signification étaient déterminés individuellement avec la table du r de Bravais-Pearson (voir figure 4-7). Les proportions sont toujours inférieures à 9%, et certains indicateurs peuvent être corrélés positivement et négativement aux valeurs basales, selon les sujets. Ainsi, par exemple, il y a autant de sujets avec une corrélation positive que négative entre Amplitude_log et les valeurs basales.

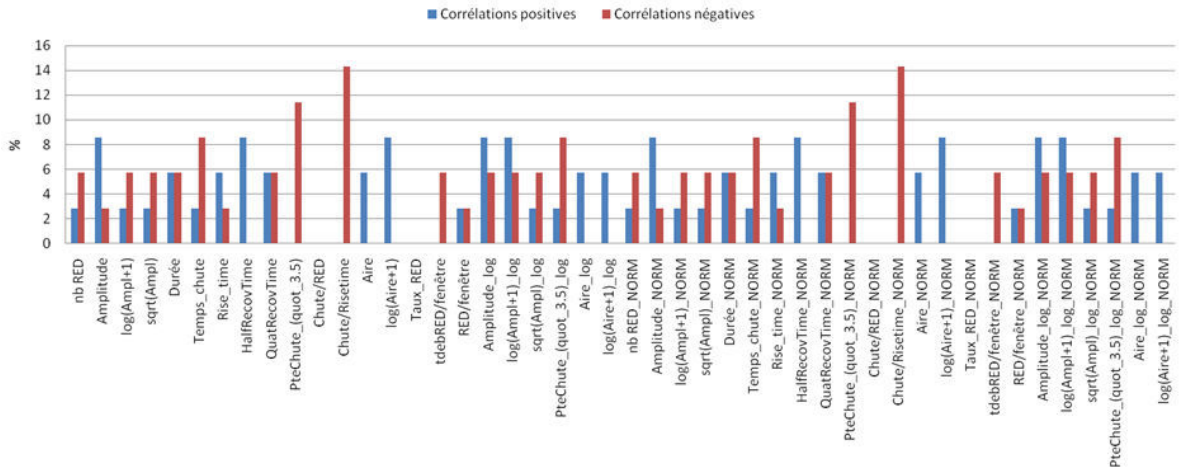

Figure 4-7 Proportions des sujets pour lesquels les indicateurs sont positivement ou négativement corrélés aux valeurs basales des RED.

b- <u>Corrélation interindividuelle à la valeur basale</u>

La dépendance interindividuelle des indicateurs à la valeur basale des RED a été testée en déterminant le coefficient de corrélation entre les moyennes individuelles des indicateurs et celles des niveaux basaux, d'où un calcul à 33 degrés de liberté et donc un seuil de significativité à .291. La figure 4-8 représente la population de ces coefficients de corrélation interindividuels pour l'ensemble des indicateurs testés. Ils sont compris entre -.37 et .56. Leurs valeurs absolues s'étendent de .001 à .56, avec une moyenne de -.24 et un écart-type de .13. Les corrélations sont donc dans l'ensemble assez faibles. Elles sont significatives pour 12 indicateurs qui sont répertoriés dans le tableau 4-10. L'amplitude ne fait pas partie de ces indicateurs significativement liés à la valeur basale, au contraire d'autres indicateurs de la même dimension. On trouve également parmi eux des indicateurs de toutes dimensions, y compris des indicateurs temporels.

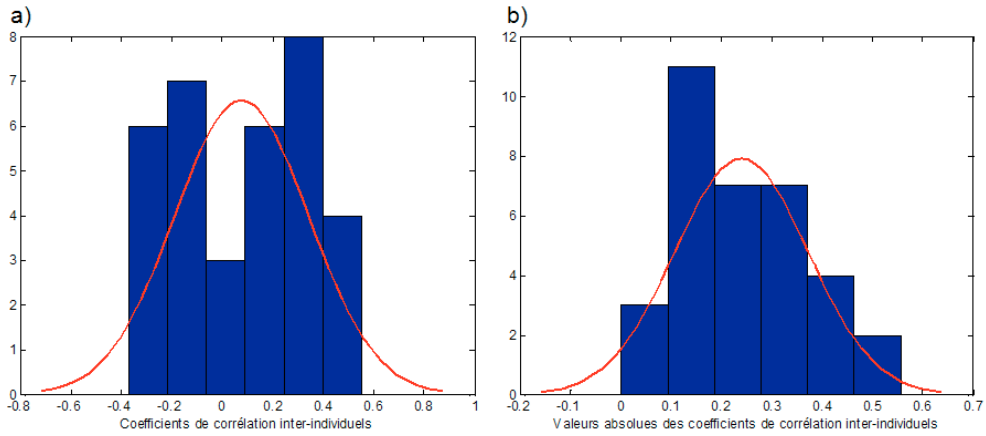

Figure 4-8 Distribution des coefficients de corrélation interindividuels des indicateurs avec la valeur basale des RED en a), et en b) la distribution de leurs valeurs absolues.

Tableau 4-10 Indicateurs pour lesquels la corrélation interindividuelle avec le niveau basal est significative.

Indicateur	*Coefficient*
Aire	0.56
Temps_descente	0.46
Durée	0.45
log(Ampl+1)_NORM	0.40
Segment_chute	0.40
nb RED	-0.37
Taux_RED	-0.35
Pente_chute_log	0.35
nb RED_NORM	0.33
log(Aire+1)	0.33
sqrt(Ampl)_log	-0.33
Aire_log	0.30

c- Conclusion

Ces résultats confirment que le sens qu'on donne à cette dépendance dépend surtout de la méthode de calcul employée. Comme dans la revue de Boucsein (1992), les corrélations intra-individuelles moyennes sont bien plus faibles que les corrélations interindividuelles. Toutefois, ces faibles moyennes intra- révèlent plus des grandes disparités individuelles que de réels faibles niveaux de corrélation. A l'échelle d'une population comme celle de nos conducteurs, on peut considérer que les sujets « positivement dépendants » à la valeur basale équilibrent les sujets « négativement dépendants » et que par conséquent ce problème, présenté comme important quand on travaille avec l'amplitude des RED, ne se pose pas dans les conditions expérimentales rencontrées. Néanmoins, cela ne préjuge pas de ce qui pourrait arriver dans des conditions expérimentales à de plus hauts niveaux de stimulation et de sollicitation.

4.5.2 Effet Sujet

Les ANOVA montrent que pour la plupart des 34 indicateurs testés, l'effet Sujet est significatif. Les 5 indicateurs se révélant insensibles à cet effet sont majoritairement des indicateurs de durée (Durée, Temps_descente, Segment_chute), ainsi que Aire_log et nbRED_NORM qui sont des indicateurs d'aire et de comptage (voir figure 4-9 ; les résultats numériques de ces analyses statistiques sont visibles dans l'annexe 1a). D'une façon générale, les indicateurs les moins sensibles à l'effet Sujet sont les indicateurs temporels et d'aire (voir Tableau Effet_Sujet). Les indicateurs les plus sensibles sont ceux d'amplitude et surtout de la pente de la chute.

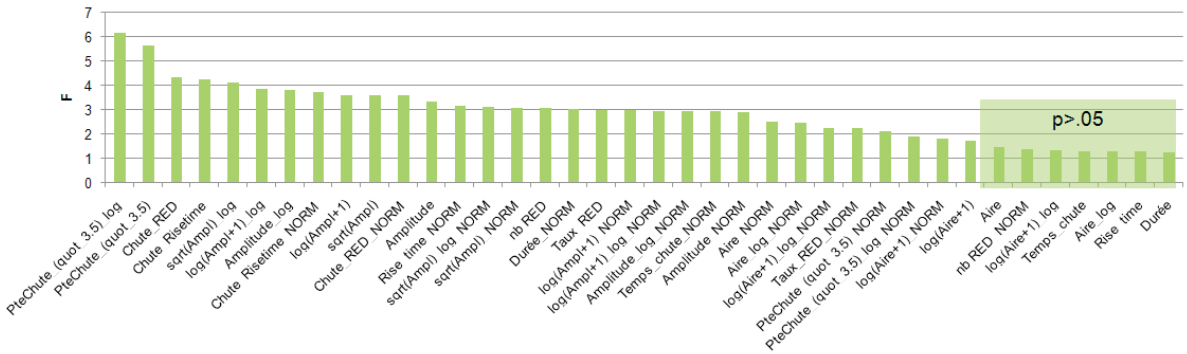

Figure 4-9 Valeurs classées par ordre décroissant des valeurs F(34,139) de l'ANOVA pour l'effet Sujet.

On constate également que la normalisation individuelle (passage de la famille Base à la famille _NORM) ne permet pas aux indicateurs d'amplitude et de pente de s'affranchir de l'effet Sujet, malgré une amélioration générale (voir tableau 4-11). Pire, l'effet devient

significatif lorsqu'on normalise les indicateurs temporels. Cette transformation a toutefois un effet bénéfique sur certains indicateurs en faisant disparaître l'effet Sujet sur le comptage des RED (nbRED) et sur log(Aire+1). Le passage au logarithme du signal (passage de la famille Base à la famille _log) n'a pas d'effet déterminant sur l'effet Sujet, qui reste significatif dans tous les cas. Lorsqu'on regroupe les indicateurs par famille, on constate même une augmentation de sa force.

Tableau 4-11 Effet Sujet : valeurs classées par ordre décroissant des valeurs F(34,139) des ANOVA, pour, les indicateurs étant regroupés par dimension et par famille.

		Effectif	*F médian*
Dimension	Temps	6	1.62
	Aires	8	1.83
	Comptages	4	2.63
	Amplitudes	12	2.77
	Pentes	4	4.77
Famille	_NORM	11	1.97
	_log_NORM	6	2.11
	Base	11	3.01
	_log	6	3.86

4.5.3 Effet des conditions expérimentales

Les ANOVA montrent que la totalité des 34 indicateurs testés varient de façon nettement significative en fonction des conditions expérimentales. Les valeurs de F(3,32) couvrent toutefois un intervalle assez large de 4.05 à 11.12. La figure 4-10 donne le classement des indicateurs selon la force de l'effet des conditions expérimentales. Les résultats numériques de ces analyses statistiques sont visibles dans l'annexe 1b.

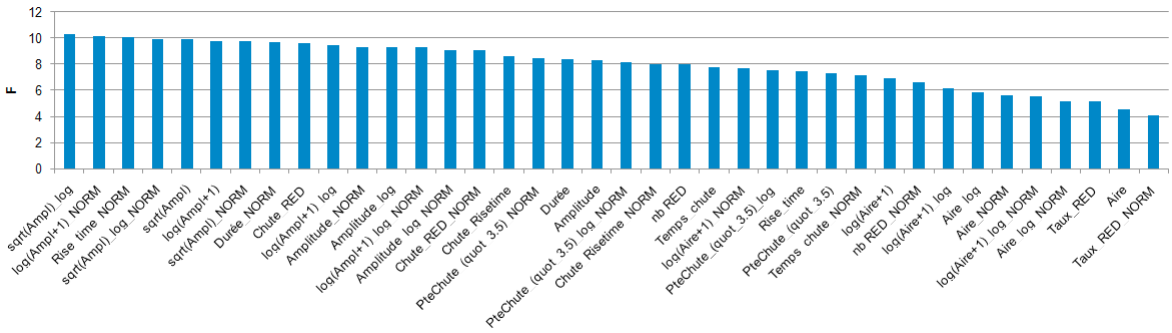

Figure 4-10 Valeurs classées par ordre décroissant des valeurs du F(3,32) de l'ANOVA pour l'effet des conditions expérimentales.

4.5.4 Analyses post-hoc

On pratique donc des tests post-hoc pour comparer les 4 conditions expérimentales entre elles. Parmi les 6 paires possibles, seules 4 nous intéressent car elles permettent de comparer un feu à un stop et un arrêt à un redémarrage: FAxFD, FAxSA, FDxSD et SAxSD. Ces analyses post-hoc prennent la forme de tests de Student appariés à 34 degrés de liberté, avec correction de Bonferroni. Les résultats numériques de ces tests sont visibles dans les annexes 1c à 1f.

4.5.4.1 Comparaison FAxFD

Treize indicateurs permettent de comparer un arrêt d'un redémarrage à un feu, soit environ 38%. Dans 12 de ces 13 cas, les indicateurs avaient des valeurs plus élevées dans la condition FD que dans la condition FA. Seul Pente_chute_NORM a des valeurs significativement supérieures en FA qu'en FD. Etant donné que les pentes ont des valeurs négatives et que la normalisation individuelle ramène ces valeurs à un intervalle [0 1], une pente importante des RED conduit à une valeur faible de Pente_chute_NORM. On peut donc considérer que pour tous les 13 indicateurs, les RED sont plus amples, ont une plus grande aire et ont des pentes plus raides pour FD que pour FA. On ne compte pas parmi ces 13 d'indicateurs temporels ou de comptage.

4.5.4.2 Comparaison FAxSA

Aucun indicateur (0%) ne permet de comparer un arrêt à un feu d'un arrêt à un stop.

4.5.4.3 Comparaison FDxSD

Trente-deux indicateurs (94%) permettent de comparer un redémarrage après un feu d'un redémarrage après un stop. Dans 28 de ces 32 cas, les indicateurs avaient des valeurs plus élevées dans la condition FD que dans la condition SD. Les 4 autres indicateurs significatifs sont les indicateurs de pente. Donc les RED sont plus amples, plus longues, plus raides, ont une aire plus grande et sont plus nombreuses en condition FD qu'en condition SD.

4.5.4.4 Comparaison SAxSD

Vingt-sept indicateurs (79%) permettent de comparer un arrêt d'un redémarrage après un stop. Dans tous ces 27 cas, les indicateurs avaient des valeurs plus élevées dans la condition SA que dans la condition SD (sauf, là encore, les 4 indicateurs de pente pour

lesquels c'est l'inverse). Cela est vrai pour toutes les dimensions d'indicateurs, si l'on tient compte de l'inversion du sens de comparaison pour les indicateurs de pente.

4.5.5 Autres résultats

4.5.5.1 Effet du temps d'attente aux feux

On teste l'existence d'un éventuel lien entre le temps passé à l'arrêt aux feux et nos indicateurs des fenêtres FD. On calcule les coefficients de corrélations linéaires de Pearson des indicateurs avec le temps d'attente au feu pour chaque sujet, puis on compte le nombre et la proportion de sujets pour lesquels cette corrélation est significative. Comme les sujets ne se sont pas tous arrêtés au même nombre de feux, les degrés de liberté varient. Il en est tenu compte pour la détermination seuils de significativité. Le tableau 4-12 contient les résultats de ces calculs. Les indicateurs des fenêtres FD sont significativement corrélés au temps d'attente au feu chez jusqu'à 17% des sujets et indiquent que les RED sont de dimensions plus importantes lorsque le temps d'attente au feu est long.

Tableau 4-12 Pour chaque indicateur issu de fenêtres de redémarrages après des feux (FD), nombre et proportion des sujets pour lesquels les corrélations entre les indicateurs des fenêtres de démarrages aux feux (FD) et le temps d'attente sont significatives. On distingue les corrélations positives et négatives.

Indicateurs	*Coeff. médian*	*Proportion corr significatives*	*Proportion corr positives*	*Proportion corr négatives*
Amplitude	0.7947	0.20	0.17	0.03
Amplitude_log	0.7733	0.20	0.17	0.03
log(Ampl+1)_log	0.7712	0.20	0.17	0.03
log(Aire+1)_log	0.8267	0.20	0.17	0.03
Amplitude_NORM	0.7947	0.20	0.17	0.03
Amplitude_log_NORM	0.7733	0.20	0.17	0.03
log(Ampl+1)_log_NORM	0.7712	0.20	0.17	0.03
log(Aire+1)_log_NORM	0.8267	0.20	0.17	0.03
Aire	0.7205	0.17	0.14	0.03
Aire_log	0.7262	0.17	0.14	0.03
Aire_NORM	0.7205	0.17	0.14	0.03
Aire_log_NORM	0.7262	0.17	0.14	0.03
sqrt(Ampl)	0.6739	0.14	0.11	0.03
Temps_descente	0.8394	0.14	0.11	0.03
log(Aire+1)	0.6224	0.14	0.11	0.03
sqrt(Ampl)_log	0.6705	0.14	0.11	0.03
sqrt(Ampl)_NORM	0.6739	0.14	0.11	0.03
Temps_descente_NORM	0.8394	0.14	0.11	0.03
log(Aire+1)_NORM	0.6224	0.14	0.11	0.03
sqrt(Ampl)_log_NORM	0.6705	0.14	0.11	0.03

log(Ampl+1)	0.8024	0.11	0.09	0.03
Durée	0.7847	0.11	0.09	0.03
Segment_chute	0.7908	0.11	0.09	0.03
Pente_chute	-0.7898	0.11	0.00	0.11
Pente_chute_log	-0.7791	0.11	0.00	0.11
log(Ampl+1)_NORM	0.8024	0.11	0.09	0.03
Durée_NORM	0.7847	0.11	0.09	0.03
Segment_chute_NORM	0.7908	0.11	0.09	0.03
Pente_chute_NORM	-0.7898	0.11	0.00	0.11
Pente_chute_log_NORM	-0.7791	0.11	0.00	0.11
nb RED	0.8893	0.09	0.09	0.00
nb RED_NORM	0.8893	0.09	0.09	0.00
Taux_RED	0.9121	0.06	0.06	0.00
Taux_RED_NORM	0.9121	0.06	0.06	0.00

4.5.5.2 Latences des RED à l'approche des arrêts

On souhaite déterminer si les RED sont plus tardives lors des arrêts aux stops (SA) que lors des arrêts aux feux (FA). On définit la latence par rapport à une origine des temps prise comme étant l'arrêt du véhicule. Dans les cas où plusieurs RED sont présentes sur une fenêtre, on ne retient que la dernière. Cela est différent de ce qui a été appliqué pour les calculs des autres indicateurs et est justifié par le fait que l'hypothétique différence recherchée devrait logiquement porter sur les fins de fenêtres. Le test pratiqué est un test de Student apparié à 33 degrés de liberté portant sur les latences des RED dans les fenêtres FA et SA.

Il n'est pas significatif (t=.294, p=.770), les dernières RED ayant lieu en moyenne 4.33 s et 4.45 s avant l'arrêt du véhicule pour les feux et les stops, respectivement.

4.6 COMPARAISON DES PERFORMANCES DISCRIMINANTES DES INDICATEURS

4.6.1 Quantification de la performance discriminante des indicateurs

On cherche à quantifier le pouvoir de discrimination des indicateurs de façon à pouvoir les comparer. On définit pour cela trois modes de classement différents, qu'on réunit ensuite en un Score global de synthèse. Les valeurs des quatre scores sont détaillées en annexe 2.

4.6.1.1 Plusieurs définitions de scores

Un premier score, nommé Score1, est défini comme la somme des rangs de l'indicateur pour les 4 comparaisons. L'étendue théorique de ce score est logiquement [4 136], un

indicateur qui serait premier pour les 4 comparaisons obtiendrait 4 et un indicateur qui serait dernier (34e) partout, obtiendrait 136. L'étendue constatée du Score1 est [31 116], obtenus respectivement par log(Ampl+1)_log, et nbRED_NORM.

Le deuxième score, Score2, est déterminé à partir des valeurs p des tests de Student. On attribue à chaque indicateur, pour chaque test, une note comprise entre 0 et 4. Les notes entre 0 et 3 sont attribuées selon le quartile auquel appartient la valeur p du test, la population considérée étant celle des indicateurs significatifs. Sinon, la note est de 4. Cette disposition permet de mieux différencier les valeurs sous le seuil de significativité. Les correspondances sont données dans le tableau 4-13. Le Score2 est finalement déterminé en sommant les quatre notes de chaque indicateur. Le Score2 est donc plus directement lié à la force des différences statistiques. Il peut également varier sur un intervalle théorique plus faible : [0 16]. Les valeurs réelles constatées de ce score sont comprises entre 8 (Amplitude_log) et 16 (Taux_RED_NORM).

Tableau 4-13 Mode d'attribution des notes en fonction de la valeur p des tests de Student. Les quartiles sont calculés sur la population de ces valeurs qui sont sous le seuil de significativité de .05, et non pas sur toute la population. Les indicateurs non significatifs obtiennent tous la note 4, indifféremment. Ces notes sont à la base du calcul du Score2.

Intervalle de p	*Note attribuée*	*Effectif concerné*
$p \leq .0001$ (1er quartile)	0	18
$.0001 < p \leq .0107$ (2e quartile)	1	18
$.0107 < p \leq .0184$ (3e quartile)	2	18
$.0184 < p \leq .05$ (4e quartile)	3	18
$.05 < p$	4	64

Le troisième score, Score3, est binaire. Les indicateurs permettant de distinguer significativement les conditions expérimentales obtiennent 0, les autres 1. Il est sensible au caractère significatif ou non des comparaisons uniquement. Il est indépendant des autres indicateurs (contrairement à Score2 qui s'appuie sur des quantiles). Il est par contre peu précis et autorise de nombreux ex-æquo. L'étendue théorique de ce score est donc [0 4]. L'étendue observée est [1 4]. On note que les meilleurs indicateurs permettent de différencier 3 des 4 paires de conditions expérimentales : toutes sauf FAxSA. Ces 8 indicateurs particulièrement intéressants sont 5 indicateurs d'amplitude, 2 indicateurs d'aire et un indicateur de pente.

4.6.1.2 Définition d'un score global

Ces trois scores représentent autant de façons de quantifier le pouvoir de discrimination des indicateurs. On les réunit dans un seul score global, synthèse des trois. On les ramène à un

intervalle [0 1] afin de leur donner un poids identique, puis on les moyenne. Le score global est donc lui aussi défini sur un intervalle [0 1], la valeur 0 étant la meilleure. La figure 4-11 donne un classement des indicateurs selon ce score global (les valeurs numériques sont disponibles en annexe 2d). Les indicateurs d'Amplitude se retrouvent aux meilleures places de ce classement.

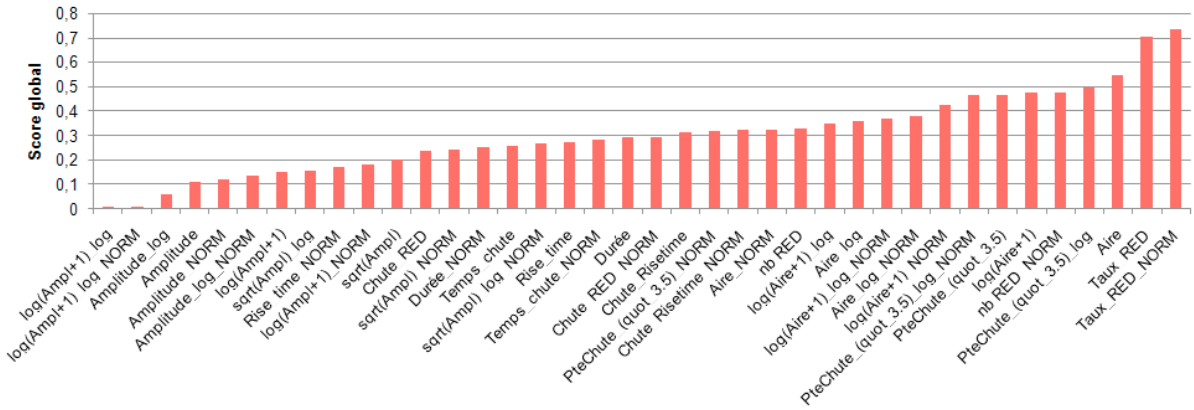

Figure 4-11 Classement des indicateurs selon leur score global. Les meilleurs indicateurs ont les plus bas scores.

4.6.2 Comparaisons par regroupements

Pour affiner ce constat, on regroupe les indicateurs selon leur dimension physique (amplitudes, temps, pentes, aires, comptages), leur famille (Base, _log, _NORM, _log_NORM) et leur « altération » que représente leur éventuel passage au logarithme ou à la racine.

4.6.2.1 Comparaisons par dimensions

Les mesures d'amplitude, qui sont de très loin les plus fréquentes dans la littérature, sont les plus performantes d'après leur scores globaux (valeur médiane à .19, voir le tableau 4-14). Parmi eux on constate une forte dispersion selon les familles : les indicateurs de la famille _log sont de loin les meilleurs (.01), suivis des familles _log_NORM (.10), Base (.19) et enfin _NORM (.24).

Les indicateurs d'aire suivent les indicateurs d'amplitudes avec un score médian de .22. Parmi eux on retrouve les meilleurs scores pour les indicateurs de la famille _log (.12), suivis d'un ensemble relativement homogène constitué des familles _log_NORM (.23), _NORM (.23), et Base (.29). On constate ainsi que parmi les indicateurs d'aires, les indicateurs de base ont un pouvoir de discrimination relativement faible, mais que toutes les transformations proposées ont un impact positif, surtout le passage au log du signal.

Les indicateurs de pente ont un score médian de .33. La normalisation individuelle a un impact très positif sur eux, puisqu'elle permet de le faire baisser à .17. Les autres transformations n'apportent pas de grand changement.

Le pouvoir de discrimination des indicateurs temporels et de comptages restent relativement faibles, surtout si on les transforme (seule la normalisation individuelle est applicable sur eux).

Tableau 4-14 Scores médians des indicateurs regroupés selon leur dimension physique, puis selon leur famille.

Dimension	*Effectif*	*Score médian*	*Famille*	*Effectif*	*Score médian*
Amplitudes	12	0.19			
			_log	3	0.01
			_log_NORM	3	0.10
			Base	3	0.19
			_NORM	3	0.24
Aires	8	0.22			
			_log	2	0.12
			_log_NORM	2	0.23
			_NORM	2	0.23
			Base	2	0.29
Pentes	4	0.33			
			_NORM	1	0.17
			_log_NORM	1	0.32
			_log	1	0.34
			Base	1	0.36
Temps	6	0.35			
			Base	3	0.31
			_NORM	3	0.40
Comptages	4	0.59			
			Base	2	0.54
			_NORM	2	0.60

4.6.2.2 Comparaisons par familles

La normalisation individuelle des indicateurs de base (famille _NORM) n'est pas bénéfique puisque le score médian reste autour de .30 (voir le tableau 4-15). En décomposant ce résultat par dimensions d'indicateurs, on observe un résultat plus contrasté : la normalisation est nettement profitable aux indicateurs de pente (-.19 sur les valeurs médianes) et dans une moindre mesure aux indicateurs d'aire (-.06), alors qu'elle est néfaste aux indicateurs de temps (+.09), de comptage des RED (+.06) et dans une moindre mesure, d'amplitude (+.04).

Le calcul des indicateurs sur le logarithme de la résistance cutanée (famille _log) apporte une amélioration du score importante par rapport à la base (passage de .31 à .12). En décomposant ce résultat général selon les dimensions des indicateurs, on constate que cette amélioration est sensible sur les indicateurs de dimension d'amplitude (-.18) et d'aire (-.17). Elle est négligeable sur les indicateurs ayant la dimension d'une pente (-.02).

Les indicateurs de dimension temporelle et de comptage ne sont pas concernés par cette transformation, étant donné que le passage au logarithme du signal modifie ses ordonnées seulement, et non ses abscisses.

La normalisation individuelle des indicateurs calculés sur le logarithme du signal (famille _log_NORM) fait augmenter le score global de .12 à .23. Cette transformation a donc des effets délétères sur les performances de discrimination des indicateurs calculés sur le log du signal. La détérioration est surtout sensible sur les indicateurs d'amplitude (+.09) et d'aire (+.11). Elle a un effet négligeable sur les indicateurs de pente (+.02).

Tableau 4-15 Scores médians des indicateurs, regroupés par famille, puis par dimension.

Famille	*Effectif*	*Score médian*	*Dimension*	*Effectif*	*Score médian*
_log	6	0.12			
			Amplitudes	3	0.01
			Aires	2	0.12
			Pentes	1	0.34
_log_NORM	6	0.23			
			Amplitudes	3	0.10
			Aires	2	0.23
			Pentes	1	0.32
_NORM	11	0.28			
			Pentes	1	0.17
			Aires	2	0.23
			Amplitudes	3	0.24
			Temps	3	0.40
			Comptages	2	0.60
Base	11	0.31			
			Amplitudes	3	0.19
			Aires	2	0.29
			Temps	3	0.31
			Pentes	1	0.36
			Comptages	2	0.54

4.6.2.3 Comparaisons par « altérations »

Seuls les indicateurs d'amplitude et d'aire sont concernés par les « altérations ». Les indicateurs notés comme « altérables » sont Amplitude, Amplitude_log, Aire et Aire_log. Ce sont eux qui peuvent subir une altération. Les indicateurs notés comme « log » ou « Racine »

sont ces mêmes indicateurs passés au logarithme ou à la racine carrée, respectivement. Les altérations ne sont pas favorables pour les familles _NORM et _log_NORM, c'est-à-dire celles qui impliquent une normalisation individuelle (voir le tableau 4-16). À l'inverse, le passage au log est intéressant chez les indicateurs de Base et _log. Dans tous les cas, le passage au log est plus intéressant que le passage à la racine.

Tableau 4-16 Scores médians des indicateurs regroupés selon leur famille, puis leur « altération ».

Famille	*Effectif*	*Score médian*	*Altération*	*Effectif*	*Score médian*
_log	5	0.09			
			log	2	0.05
			Altérable	2	0.08
			Racine	1	0.20
Base	5	0.19			
			log	2	0.18
			Racine	1	0.23
			Altérable	2	0.30
_log_NORM	5	0.22			
			Altérable	2	0.16
			log	2	0.16
			Racine	1	0.27
_NORM	5	0.23			
			Altérable	2	0.20
			log	2	0.24
			Racine	1	0.28

On vérifie que la hiérarchie des dimensions physiques des indicateurs n'est pas modifiée si on exclut les indicateurs altérés, qui ne sont testé que pour les indicateurs d'amplitude et d'aire. Autrement dit, on calcule les scores médians des populations « Altérable » et « Sans altération ». Le résultat, visible dans le tableau 4-17, montre que la hiérarchie est inchangée : Amplitudes, Aires, Pentes, Temps et Comptages.

Tableau 4-17 Scores globaux médians des indicateurs regroupés par dimensions. Les indicateurs altérés (passage au log et à la racine) sont exclus.

Dimension	*Effectif*	*Score médian*
Amplitudes	4	0.1297
Aires	4	0.2252
Pentes	4	0.3286
Temps	6	0.353
Comptages	4	0.5939

4.7 DISCUSSION

4.7.1 Indicateurs

4.7.1.1 Indicateurs d'amplitude

Les indicateurs d'amplitude pêchent par l'influence qu'ont les différences interindividuelles sur eux. En effet, tous ont été significativement sensibles à l'effet Sujet.

Une faiblesse des indicateurs d'amplitude est qu'ils seraient fortement sensibles à la valeur basale des RED, ce qui introduit de la variabilité liée à la fois à l'individu et à son niveau d'éveil physiologique. Toutefois, les faibles corrélations avec le niveau basal montrent que cet inconvénient classique ne semble pas valide dans nos conditions expérimentales.

Les indicateurs d'amplitude se sont nettement révélés les meilleurs en termes de pouvoir de discrimination, ce qui en fait des indicateurs de premier choix dans l'étude de nos situations de conduite nominale. Parmi eux, on peut distinguer log(Ampl+1)_log, qui fait partie de ceux capables de différencier 3 des 4 conditions expérimentales et dispose du meilleur Score global, malgré une variabilité interindividuelle importante.

4.7.1.2 Indicateurs temporels

Le grand avantage des indicateurs temporels est leur faible variabilité interindividuelle : parmi les 5 indicateurs insensibles à l'effet Sujet, 3 sont temporels.

Ils ont un pouvoir discriminant moyen et homogène. Moins efficaces sur ce plan que les indicateurs d'amplitude et d'aire, ils sont comparables aux indicateurs de pente et meilleurs que ceux de comptage.

L'indicateur Durée est défini comme la durée de perturbation ohmique (DPO, Vernet-Maury et al., 1995). Ces auteurs l'avaient proposée sur la base d'une validité physiologique importante. Par contre, sa définition fait qu'il est difficile de la calculer de façon automatique. Comme les autres indicateurs temporels ont un pouvoir de discrimination comparable et sont plus simples à calculer automatiquement, on peut suggérer d'utiliser Segment_chute ou Temps_descente à la place de Durée. Toutefois, cette suggestion ne vaut que pour des conditions expérimentales à faible niveau d'éveil physiologique. En effet, la DPO a fait les preuves de sa capacité à différencier des situations de conduite variées (par exemple Collet et al., 2003; Collet et al., 2005).

4.7.1.3 Indicateurs de pente

Les indicateurs de pente sont les plus sensibles aux différences individuelles, et leur pouvoir de discrimination est à la base relativement faible. La normalisation individuelle atténue efficacement l'effet Sujet et améliore les performances de discrimination : Pente_chute_NORM permet de différencier 3 des 4 paires de situations de conduite testées, ce qui en fait l'un des meilleurs indicateurs sur le plan de la discrimination.

4.7.1.4 Indicateurs d'aire

Les indicateurs d'aire sont, en général, presque aussi bons que les indicateurs temporels sur la sensibilité aux différences individuelles. Notamment, log(Aire+1)_NORM est insensible à l'effet Sujet, caractéristique partagée avec seulement 4 autres indicateurs.

Le pouvoir discriminant des indicateurs d'aire est bon. Il est dans l'ensemble juste derrière celui des indicateurs d'amplitude. Comme pour l'amplitude, le passage au logarithme de l'aire mesurée sur le logarithme de la résistance cutanée donne le meilleur résultat.

4.7.1.5 Indicateurs de comptage

Les performances de discrimination de ces indicateurs sont les moins bonnes, permettant de différencier entre 0 et 2 paires de conditions expérimentales. Ils ne semblent pas appropriés dans un contexte tel que celui de cette expérimentation, où le niveau de stimulation est faible, où l'action est largement automatisée et où les fenêtres temporelles exploitées sont courtes. Trop peu de RED sont présentes dans nos fenêtres temporelles pour qu'on puisse se baser sur leur nombre pour évaluer finement la charge mentale des conducteurs.

4.7.1.6 Intérêt de l'amélioration des distributions des indicateurs

Le passage au log et à la racine des indicateurs sont généralement utilisés dans un but d'amélioration de leur distribution (cf paragraphe 3.3.3). Cela a un retentissement positif sur leur pouvoir de discrimination, le premier ayant un impact plus prononcé que la seconde.

Les classements sur les Scores globaux des groupes d'indicateurs n'étant pas changés si on garde ou exclut les indicateurs « altérés », on sait que le fait de ne pas avoir testé le passage au log ou à la racine sur tous les indicateurs n'a pas constitué un biais dans les calculs de scores, notamment Score2, dont la valeur dépend des performances des autres indicateurs.

4.7.1.7 Intérêt de la réduction de la variabilité interindividuelle des populations d'indicateurs

La normalisation individuelle devait faire baisser la variabilité interindividuelle dans le but d'augmenter la part de variance imputable aux conditions expérimentales, donc d'améliorer le pouvoir de discrimination des indicateurs. Si l'effet Sujet a effectivement diminué, les Scores globaux se sont peu améliorés dans l'ensemble. La normalisation individuelle a peu d'impact sur le pouvoir de discrimination des indicateurs d'amplitude et d'aire et diminue celui des indicateurs temporels. Notre but étant d'obtenir des indicateurs dotés de bonnes capacités de discrimination, la normalisation n'est pas indiquée, à l'exception des indicateurs ayant à la base une grande variabilité interindividuelle, ce qui est le cas de la pente de la RED.

4.7.1.8 Intérêt d'améliorer les propriétés du signal

Le passage au logarithme de la résistance cutanée améliore sa distribution et en réduit les différences interindividuelles (cf paragraphe 3.4.1.3b-). Ces améliorations des propriétés du signal avant de mesurer les indicateurs en ont nettement amélioré le pouvoir de discrimination.

4.7.1.9 Conclusion

Les analyses sur le pouvoir de discrimination suggèrent l'utilisation d'indicateurs d'amplitude. L'emploi du logarithme de la résistance cutanée et du logarithme de l'amplitude permet d'améliorer les performances de l'amplitude de base. Il convient de ne pas écarter les indicateurs de durée, indicateurs particulièrement stables vis-à-vis des différences individuelles. Les indicateurs d'aire et de pente des RED sont intéressants, mais n'ont pas d'avantage particulier. Ils ne sont ni plus performants, ni plus simples ou plus rapides à obtenir, ni aussi bien documentés que l'amplitude. Leur utilisation ne paraît donc pas appropriée. Les indicateurs de comptage des RED ne sont pas adaptés à la méthodologie d'analyse adoptée : on n'a pas observé assez de RED dans les fenêtres d'analyse pour utiliser leur nombre comme variable dépendante.

L'emploi du logarithme, en améliorant la distribution, améliore aussi le pouvoir de discrimination. Cela est valable au niveau du signal sur lequel on calcule les indicateurs, et au niveau des indicateurs eux-mêmes. Par contre, la normalisation individuelle s'est montrée moins efficace, en plus d'être un peu plus difficile à mettre en œuvre.

4.7.2 Situations de conduite

L'analyse qui suit se base sur les indicateurs ayant été identifiés comme les plus discriminants, qui ont discriminé 3 des 4 paires de conditions expérimentales.

Cette expérimentation met les conducteurs dans des situations de conduite très ordinaires, qu'ils rencontrent très fréquemment depuis le début de leur vie de conducteurs. Les résultats montrent que les valeurs moyennes des indicateurs sont relativement faibles. On peut donc penser que les charges mentales de nos situations étaient donc généralement faibles et correspondent bien à de la conduite nominale, pendant laquelle les sujets exécutaient des gestes largement automatisés.

Les comparaisons des situations de conduite testées ont fait varier tous les indicateurs de façon cohérente : lorsque l'amplitude de la RED est plus grande, sa durée l'est aussi, etc. Les dimensions des RED variaient donc ensemble.

4.7.2.1 Comparaison sur les arrêts

Les résultats ont montré qu'aucun des indicateurs testés n'a permis de différencier les arrêts aux feux des arrêts aux stops, alors qu'il était attendu que les premiers demanderaient une charge mentale plus importante que les derniers. La surveillance du possible changement de couleur du feu pendant la phase d'arrêt ne provoque donc pas de surcharge mentale mesurable par rapport à l'arrêt à un stop.

Ces résultats pourraient en partie s'expliquer par le fait que notre méthode de découpage des données en fenêtres d'arrêt et de redémarrages ne rend pas compte d'une anticipation du redémarrage à venir pendant la phase d'approche du stop. En effet, il est vraisemblable que les conducteurs commencent à évaluer l'état du trafic sur l'axe prioritaire avant d'avoir effectivement arrêté leur véhicule au stop. Dans ce cas, on observerait l'éventuelle RED liée à la vérification du trafic dans la fenêtre d'arrêt. Une telle anticipation aurait pour effet de faire augmenter la charge mentale observée pendant la phase d'arrêt tout en faisant diminuer celle observée pendant la phase de démarrage. Cela serait cohérent avec nos résultats, puisque la magnitude des indicateurs est plus faible lors des démarrages aux stops que lors des arrêts aux stops, alors qu'on observe le contraire pour les feux.

La comparaison des latences des RED des fenêtres d'arrêts aux stops et d'arrêts aux feux n'a pas mis en évidence cette anticipation. En effet, des RED plus précoces aux stops qu'aux feux auraient constitué un argument en faveur de l'anticipation du redémarrage aux

stops. Toutefois, ce résultat négatif ne suffit pas à rejeter l'hypothèse de l'anticipation. Les données à notre disposition ne permettent pas de la vérifier par un autre moyen. Un système d'oculométrie ou bien une amélioration des caractéristiques des enregistrements vidéo (angles de vues plus grands, image couleur et une meilleure qualité de restitution de la vidéo) permettraient sans doute de vérifier si les conducteurs observaient à l'avance le trafic sur la voie prioritaire.

4.7.2.2 Comparaison des démarrages

Les magnitudes des indicateurs étaient plus grandes lors des redémarrages après les feux que lors des démarrages après les stops. Les redémarrages après les feux occasionneraient ainsi une charge mentale plus importante que ceux après les stops. On attendait le résultat inverse.

Parallèlement, les magnitudes des indicateurs étaient plus petites lors des arrêts aux feux que lors des démarrages qui suivaient. La charge mentale associée aux redémarrages aux feux apparaît donc importante.

Une explication possible à cela est liée au passage du feu au vert, assimilable à un stimulus auquel est associée la consigne de redémarrer. Ce stimulus, chargé de sens, entraînerait une réponse physiologique qu'on ne retrouverait pas après un stop. La réponse suivant le passage du feu au vert correspondrait alors à la mobilisation de ressources pour permettre l'action de démarrage. Cette rupture n'existe pas aux stops, puisque le conducteur n'est jamais en situation d'attente passive : soit il marque un bref arrêt et il repart immédiatement, soit il observe le trafic pour savoir quand il pourra repartir. L'étude de la relation statistique entre les indicateurs des fenêtres de démarrages après les feux et le temps d'attente passé à l'arrêt en attendant le feu vert a montré que pour une proportion minoritaire mais non négligeable des sujets, les indicateurs étaient positivement corrélés à la durée d'attente. Il est donc possible que chez ces sujets des facteurs affectifs jouent, l'attente faisant naître un sentiment de l'ordre de la frustration, cause de la surcharge observée chez ces sujets lorsque le temps d'attente est long. Il s'agirait alors d'un cas de modulation émotionnelle de l'intensité de la réponse à un stimulus (Bradley & Lang, 2007). Il est probable que cet affect face à l'attente soit lié à la personnalité du conducteur, comme le laisse penser la diversité des valeurs des coefficients de corrélation intra-individuels constatés. Ce résultat défend, sans toutefois la prouver, l'idée que la surcharge mentale observée lors des redémarrages aux feux par rapport aux redémarrages aux stops est due au stimulus « feu vert », et au poids affectif que le conducteur y a associé.

4.7.2.3 Conclusion

Les hypothèses de départ, qui reposaient sur le caractère actif ou passif du conducteur selon les règles du code de la route, ne sont pas vérifiées. Les situations de conduites similaires au niveau opérationnel diffèrent bien par leur charge mentale, mais contrairement à nos attentes, ce ne sont pas les différences de traitements cognitifs liées aux règles du code de la route qui en sont la cause. Deux hypothèses alternatives ont été proposées comme explications des différences observées : la préparation anticipée du redémarrage pendant la phase d'arrêt aux stops et l'importance du passage au vert du feu comme un stimulus de signal de redémarrage.

Chapitre 5 - EXPERIMENTATION : DISTRACTION

5.1 INTRODUCTION

5.1.1 Distraction en conduite

L'inattention et la distraction des conducteurs entre pour une part importante dans les statistiques sur les causes d'accidents. La distraction serait la cause de 30% des accidents recensés sur la côte Ouest australienne (McEvoy et al., 2007) et, en incluant l'inattention, elles seraient impliquées dans 78% des accidents et 65% des situations critiques graves selon l'étude « 100-Car » (Neale et al., 2005). Il n'y a pas de consensus sur le critère au-delà duquel une activité représente une distraction, mais on sait que l'attention des conducteurs peut être écartée de la tâche de conduite par toutes sortes d'interactions avec les passagers, la prise de nourriture ou de boisson (Horberry, Anderson, Regan, Triggs, & Brown, 2006), et surtout par les systèmes embarqués de plus en plus nombreux dans les habitacles (autoradio, système de navigation, téléphone portable, etc.).

L'étude scientifique de la distraction au volant repose sur des tâches secondaires à exécuter en plus de la tâche primaire de conduite. On la caractérise habituellement par ses dimensions visuelle et cognitive. Il a également été fait état de distraction auditive et de distraction physique (Young, Regan, & Hammer, 2003), lorsque l'attention se focalise sur l'écoute (radio, conversation) ou sur des gestes (lâcher du volant pour manipuler un objet, notamment un téléphone portable). Néanmoins, ces catégories supplémentaires sont utiles si on souhaite en explorer les différences. Sinon, il est suffisant de différencier une tâche comportant une composante visuelle forçant à quitter la scène de conduite du regard, d'une tâche sans composante visuelle. Détourner son regard de la scène de conduite réduit la quantité d'informations collectée à propos de la situation puisque le sujet doit répartir le temps d'allocation de ressources visuelles consacré à chacune des deux tâches, primaire et ajoutée.

La composante cognitive représente quant à elle l'intensité de la tâche au niveau cognitif.

5.1.1.1 Distraction visuelle

La distraction visuelle affecte le maintien latéral du véhicule : l'alternance de la focalisation attentionnelle entre les deux tâches conduit à des erreurs de trajectoire qui sont alors corrigées par des mouvements du volant plus amples et brutaux que la normale. On assiste alors à une conduite en zigzags et parfois à des sorties de voie (Engström, Johansson, & Östlund, 2005). Un lien fort existe entre demande visuelle de la tâche et détérioration du maintien latéral (Greenberg et al., 2003). On évalue la qualité du maintien latéral à travers des mesures le plus souvent issues du volant ou de la position du véhicule sur la voie. Les sorties de voie sont plus difficiles à exploiter du fait qu'elles ne sont pas systématiques (Engström, 2006; Tijerina, Parmer, & Goodman, 1998). Une baisse de la vitesse est interprétée comme le résultat d'une stratégie de compensation à la diminution du contrôle latéral, dans le but de maintenir les marges de sécurité à un niveau acceptable. Elle reflète donc un effet de la tâche au niveau tactique (Engström et al., 2005). Une augmentation des variations de la vitesse représente une baisse de la qualité de régulation de la vitesse interprétée comme une détérioration du contrôle longitudinal du véhicule.

5.1.1.2 Distraction cognitive

La distraction cognitive est moins directement impliquée dans les causes d'accidents que la distraction visuelle. Néanmoins, l'engagement dans une tâche cognitive a un impact délétère sur l'attention portée à la conduite et réduit l'efficacité de la réaction à une situation imprévue. La charge mentale liée à l'activité cognitive réduit le champ de vision fonctionnel du fait d'un balayage visuel moindre, et a pour conséquence de réduire la détection de stimuli présentés en périphérie. À tel point que la détection périphérique, qui est alors une troisième tâche, est utilisée pour évaluer la charge mentale de la tâche secondaire (Jahn, Oehme, Krems, & Gelau, 2005). Dans un contexte de conduite plus réaliste, les conducteurs réagissent plus lentement à l'apparition d'évènements critiques lorsqu'ils effectuent une tâche cognitive (Greenberg et al., 2003), y compris les conversations téléphoniques « mains libres » (Horrey & Wickens, 2006).

Le contrôle latéral de la conduite est moins affecté par la distraction cognitive que visuelle (Engström et al., 2005). Néanmoins, il est possible d'observer des dégradations lors de tâches sans composante visuelle. Ainsi, Ranney, Harbluk et Noy (2005) ont montré que la manipulation d'un système interactif embarqué dégradait moins le maintien latéral lorsqu'il était équipé d'une interface auditive que visuelle. Il est également possible d'observer des

améliorations du maintien latéral grâce à la modalité auditive (Jamson & Merat, 2005). La position moyenne sur la voie peut être modifiée sans que sa variabilité le soit, ce qui relève d'une compensation des marges de sécurité et non comme une détérioration du contrôle latéral (Alm & Nilsson, 1994).

D'une façon générale, le contrôle longitudinal est peu affecté par la composante cognitive de la tâche (Engström et al., 2005). L'interprétation de la diminution de la vitesse n'est pas systématique et dépend du scénario de conduite (Engström, 2006). La conversation au téléphone « mains libres » (distraction uniquement cognitive) entraîne une baisse de la vitesse moyenne ainsi qu'une augmentation de la déviation autour d'une vitesse de consigne (Horberry et al., 2006). Notons toutefois que, dans cette étude, la déviation était moins marquée que lorsque la tâche incluait une composante visuelle (manipulation de l'autoradio). La conversation sous la forme de séries de questions difficiles ou anodines posées aux conducteurs entraîne elle aussi une baisse de la vitesse moyenne, comme ce qui est observé pour les tâches visuelles (Horberry et al., 2006; Rakauskas, Gugerty, & Ward, 2004).

5.1.1.3 Effets sur la charge mentale

Les variables physiologiques ont été utilisées dans un contexte de mesure de la charge mentale et de l'astreinte. La distinction entre distraction visuelle et distraction cognitive n'est donc pas faite (Engström et al., 2005). Les signaux mesurés sont le rythme cardiaque et sa variabilité, ainsi que l'AED. L'analyse des composantes toniques de l'AED est adaptée à l'étude de la distraction. En effet, les périodes de temps considérées sont relativement longues. Ainsi, Verwey et Veltman (1996) ont proposé deux tâches. L'une, visuelle, consistant à compter le nombre de fois où une combinaison de 3 diodes électroluminescentes formait un « L ». L'autre était auditive et consistait à retenir les nombres de présentations de 3 lettres cibles (A, B, C) parmi les autres lettres de l'alphabet. La fréquence d'apparition des RED était plus élevée dans cette deuxième tâche que dans la première et que dans la condition de contrôle. Cette sensibilité à la charge mentale la distinguait des mesures subjectives et comportementales. Le rythme cardiaque s'est, lui aussi, montré sensible à la charge mentale, mais uniquement lorsque la période de mesure (et donc la durée de distraction) était supérieure à une minute. Par contre, les mouvements du volant (maintien latéral) rendaient mieux compte de l'aspect visuel de la distraction. Le niveau tonique de la résistance cutanée a permis de montrer qu'une conversation directe ou via un téléphone mains libres provoquaient toutes deux une élévation du niveau de charge mentale par rapport à la tâche primaire de conduite et à l'écoute active de la radio, et que ces élévations étaient comparables. Un résultat

identique était obtenu sur les temps de réaction, autre mesure de la charge mentale. L'usage du téléphone mains libres apparaît donc comparable à une conversation directe, qui est bien acceptée. (Collet et al., 2009).

Ces résultats sont compatibles avec ceux de la méta-analyse de Horrey et Wickens (2006) et suggèrent que la détérioration de la conduite due à la conversation téléphonique résulte de la compétition pour les ressources mentales à un niveau central plutôt que moteur. Une étude en IRMf impliquant une tâche d'écoute active en conduite simulée a montré que, pendant la double tâche, l'activité diminuait de 37% dans les aires pariétales impliquées dans le contrôle corporel et spatial. Les auteurs ont conclu que l'écoute active, concomitante à la conduite, captait une partie des ressources mentales auparavant dédiées à la conduite (Just, Keller, & Cynkar, 2008).

5.1.2 Une étude préliminaire à la détection de la distraction en utilisant des indicateurs physiologiques

Cette étude s'inscrit dans un projet collaboratif entre Renault, l'université Claude Bernard Lyon 1, l'université de technologie de Troyes et la société Forenap. Ce projet, intitulé MONACO (pour MONitoring Avancé du COnducteur), vise à détecter en temps réel, les périodes de distraction pendant la conduite. Trois sources de données sont envisagées : physiologiques, oculomotrices et comportementales (via les informations issues du véhicule), avec l'hypothèse que leur analyse conjointe en temps réel pourrait permettre d'anticiper une éventuelle inadéquation entre le comportement du conducteur, son état physiologique et la situation routière. La distraction et l'hypovigilance sont les deux cibles du projet.

L'expérimentation présentée ici exploite des données physiologiques (la résistance cutanée). Elle est la première chronologiquement et son protocole sert de base aux suivantes. Les tâches de distraction sont choisies pour leur caractère réaliste et vraisemblable. On cherche à évaluer l'impact de l'exécution de tâches secondaires sur la conduite par l'étude de l'activité du système sympathique, au travers de variables dérivées de la mesure de l'AED. On s'assure d'abord que l'AED différencie la conduite seule de la conduite associée à une tâche ajoutée. Puis, on évalue sa capacité à différencier les double-tâches deux à deux, selon la charge mentale qu'elles induisent. Enfin, on contrôle si ces surcharges sont sensibles à la répétition de tâches.

5.1.3 Hypothèses

Ici, la distraction est comprise comme une élévation de la charge mentale et doit être considérée comme un échappement de l'attention qui ne serait plus uniquement focalisée sur la conduite. D'une manière générale, on compare les séquences distractives à des périodes de conduite seule, qui servent alors de références. Les tâches distractives s'ajoutent à la conduite, l'ensemble constituant une double tâche. Elles devraient amener le sujet à mobiliser davantage de ressources afin de mener les deux actions en parallèle. Le SNA, et particulièrement sa branche orthosympathique, devrait mobiliser ses ressources, augmenter l'activité de ses terminaisons cutanées et, par conséquent, faire diminuer la résistance cutanée. Répondant pratiquement en temps réel aux demandes induites par les exigences de la tâche, ces modifications devraient être immédiates et se prolonger pendant chaque double tâche. On devrait donc enregistrer des fluctuations importantes des valeurs de l'AED. On teste quatre hypothèses portant sur la capacité des indicateurs issus de l'AED à discriminer l'impact de l'exécution des tâches ajoutées.

Hypothèse 1

Les mesures de l'AED devraient montrer une surcharge mentale du conducteur lors des tâches secondaires comparativement à la conduite seule : valeurs moyennes de la résistance cutanée plus faibles, dispersion autour de ces moyennes plus élevée, pente de la régression linéaire de la résistance cutanée plus faible.

Hypothèse 2

La charge supplémentaire, induite par les tâches ajoutées, est différente selon leur exigence propre. Les variables électrodermales utilisées devraient différencier ces niveaux de charge supplémentaire vis-à-vis de la référence.

Hypothèse 3

L'AED devrait pouvoir évaluer si les tâches exécutées pour la première fois induisent une surcharge comparable à celles qui sont répétées.

Hypothèse 4

Si chaque tâche ajoutée induit une charge particulière, il devrait être possible de la placer dans une hiérarchie en fonction de la mobilisation du système orthosympathique, en comparant chaque tâche aux autres.

5.2 MATERIEL ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL

5.2.1 Matériel utilisé

Cette expérimentation ayant été conduite en même temps que celle présentée au chapitre 4, elle partage de nombreuses caractéristiques avec elle :

- Les sujets,
- Le véhicule
- Les signaux enregistrés, physiologiques ou non
- Le début du protocole : période de repos, tour de voie rapide faisant office de prise en main du véhicule.

À l'issue de ce tour d'essai, les conducteurs retournaient au parking avant de commencer l'expérience. La présente expérimentation est analysée à partir des données de 37 conducteurs sur les 39 ayant participé.

5.2.2 Protocole expérimental

5.2.2.1 Voie Rapide

La Voie Rapide est un circuit d'environ 4.5 km situé au CTA2. La voie est double, en sens unique, et comporte deux accès et trois sorties. Elle comporte plusieurs virages et deux lignes droites. La figure 5-1 est une photo aérienne de la Voie Rapide. Comme sur l'ensemble des pistes du CTA, les règles du code de la route s'appliquent, toutefois la vitesse maximale autorisée y est de 150 km/h et une vitesse minimale est fixée à 80 km/h. Comme le Circuit Ville, la Voie Rapide est empruntée en permanence par les véhicules en test, mais aussi par des véhicules de liaison et des éventuels engins de travaux se rendant sur des chantiers se trouvant sur d'autres pistes. D'une façon générale, le trafic y est léger.

5.2.2.2 Déroulement de l'expérimentation

Avant de partir sur la Voie Rapide l'expérimentateur donnait ses instructions au sujet. Il devait conduire normalement, en respectant une limite de vitesse de 90 km/h, comme sur une voie hors agglomération. De plus, l'expérimentateur faisait une démonstration de chaque tâche additionnelle que le sujet aurait à effectuer et s'assurait de la bonne compréhension de l'ensemble. Ainsi, aucune dimension de surprise ne risquait d'interférer avec la distraction. L'absence d'évaluation de la performance des sujets était explicitement évoquée. Le parcours

consistait en trois tours de Voie Rapide. Le premier est un tour de référence pendant lequel aucune tâche additionnelle n'est demandée. Pendant les 2 suivants il était demandé par huit fois au conducteur d'effectuer les tâches ajoutées à la conduite.

5.2.2.3 Choix et description des tâches

Les tâches demandées ont pour but de provoquer une interférence avec la conduite. Elles ont été préparées pour induire une distraction à dominante visuelle ou cognitive. Les tâches sélectionnées ont été choisies comme représentatives des situations rencontrées dans la réalité. Cela écarte particulièrement les tâches visuelles artificielles comme la détection d'un stimulus « intru » parmi d'autres (Jamson & Merat, 2005). La durée des tâches varie mais est maîtrisée. Il existe deux tâches longues de 900 m (L) et deux tâches courtes de 400 m (C). Une tâche courte dure environ 18 s à 80 km/h et 16 s à 90 km/h. Une tâche longue dure environ 40 s à 80 km/h et 36 s à 90 km/h. Une cinquième tâche consistant à manipuler la ventilation du bord (V) prenait une vingtaine de secondes. Elles sont décrites ci-dessous.

a- Calcul mental

La consigne est de compter à rebours de 3 en 3 depuis 147 à voix haute. Lors de l'explication, il est précisé au sujet qu'il doit compter à son rythme et que leur performance n'est pas évaluée. Une telle tâche est assimilable à une conversation comportant des exigences cognitives élevées. Elle n'a pas de composante visuelle. Il s'agit d'une tâche courte (C). Elle est notée CALC. Cette tâche étant effectuée deux fois, elle est notée CALC1 la première fois et CALC2 la deuxième.

b- Insertion d'un CD

La manipulation de l'autoradio entre pour une grande proportion dans les causes d'accidents imputables à la distraction (Neale et al., 2005; Stutts, Reinfurt, Staplin, & Rodgman, 2001).

La consigne est de mettre la plage n°7 du CD. L'autoradio est éteint et en mode FM à l'allumage. Le volume est préréglé sur 10. Le copilote présente le CD au conducteur qui doit donc l'insérer avant de chercher la piste n°7. Cette tâche est censée induire une distraction visuelle importante, du fait de sa relative difficulté. Il faut en effet presser des boutons relativement petits et coordonner son action avec une prise d'informations sur l'écran pour arriver à la piste demandée. On s'attend donc à ce que la composante cognitive de cette tâche soit également assez importante. La quasi-totalité des sujets possédaient une Renault et étaient

familiers de notre système audio, qu'on retrouve dans toute la gamme. On peut donc tenir pour acquis qu'ils étaient tous capables de faire la tâche sans rechercher les emplacements des commandes à utiliser. Il s'agit naturellement d'une tâche largement rythmée par le conducteur. Elle se termine donc lorsqu'il a fini, ce qui entraîne des différences de durée. La tâche est courte (C). Elle est notée CD. Cette tâche étant effectuée deux fois, elle est notée CD1 la première fois et CD2 la deuxième.

c- Préparation d'une somme de monnaie

La consigne est de réunir 2,50 € avec la monnaie se trouvant dans un vide-poche et de les donner au copilote, puis de recommencer jusqu'au signal de fin de tâche. La monnaie présente dans le vide-poche force le sujet à choisir successivement différentes combinaisons de pièces pour réunir la somme demandée, ce qui le force à faire des calculs différents à chaque fois. Le vide-poche, situé à l'avant du levier de vitesse, est relativement difficile d'accès. La difficulté est d'autant plus grande que les pièces se ressemblent en large part et que les inscriptions sont difficiles à lire. Cette tâche comporte donc a priori des composantes visuelle et cognitive importantes. Il s'agit d'une tâche longue (L), notée MON.

d- Questions

Le conducteur se trouve dans une situation où il doit répondre rapidement à une série de questions, dont la liste suit. L'objectif ici est de maintenir une conversation rythmée ; les questions ont donc été choisies pour ne pas demander de longue réflexion et pour ne pas faire appel à des références culturelles particulières (Horberry et al., 2006; Rakauskas et al., 2004). Elle est assimilable à une conversation de faible exigence cognitive. Les questions s'arrêtent lorsque le véhicule passe devant le repère de fin de tâche, même si toutes les questions n'ont pas été posées.

1. Quelle est la vitesse limite sur autoroute lorsqu'il pleut ?
2. Quelle est la vitesse limite en ville ?
3. Pouvez-vous citer le nom d'un présentateur de JT ?
4. En gros, combien de temps mettez-vous pour arriver au travail le matin ?
5. Quel modèle de voiture conduisez-vous le plus souvent ?
6. Combien de fenêtre y a-t-il chez vous ? Essayez de visualiser…
7. Chez vous, de quel côté de la porte d'entrée se trouve la poignée ?
8. Pouvez-vous citer le nom d'un fleuve ?

9. De quelle couleur est le véhicule dans lequel nous sommes ?
10. Quelle est la date d'aujourd'hui ?

Cette tâche comporte une composante cognitive uniquement. Elle est longue (L) et est notée QUEST.

e- Ventilation

Cette tâche consiste en une suite de manipulations de la ventilation du bord. La consigne est d'envoyer de l'air chaud en intensité 2 en direction du visage et des pieds. L'air doit circuler en circuit fermé, il faut orienter la grille vers le visage et mettre en marche le désembuage arrière. La consigne est dite au fur et à mesure que le conducteur exécute la tâche. Les commandes sont situées sur la console centrale et les boutons sont gros. L'ensemble est donc bien visible. Cette tâche est considérée comme source de distraction visuelle puisqu'elle force le conducteur à détourner son regard de la route. La composante cognitive devrait être assez faible du fait de la simplicité motrice de la tâche, de la bonne accessibilité et visibilité des commandes et de l'absence de prise d'informations. Cette tâche a été demandée en ligne droite uniquement. Elle prenait fin lorsque toutes les opérations étaient effectuées. Elle est notée VENT. Cette tâche étant effectuée deux fois, elle est notée VENT1 la première fois et VENT2 la deuxième.

5.2.2.4 Emplacements des tâches additionnelles

Les tâches longues avaient lieu sur une portion du circuit en ligne relativement droite et les tâches courtes avaient lieu sur deux zones de virages comparables. La tâche de ventilation (V) était placée dans une grande ligne droite (voir figure 5-1). La distance séparant deux tâches était toujours plus longue que la tâche précédente d'au moins 100 m. Les zones de tâches étaient repérées grâce à des panonceaux kilométriques comme on en rencontre au bord des autoroutes. Les sujets n'étaient pas informés des lieux des tâches afin d'éviter toute anticipation.

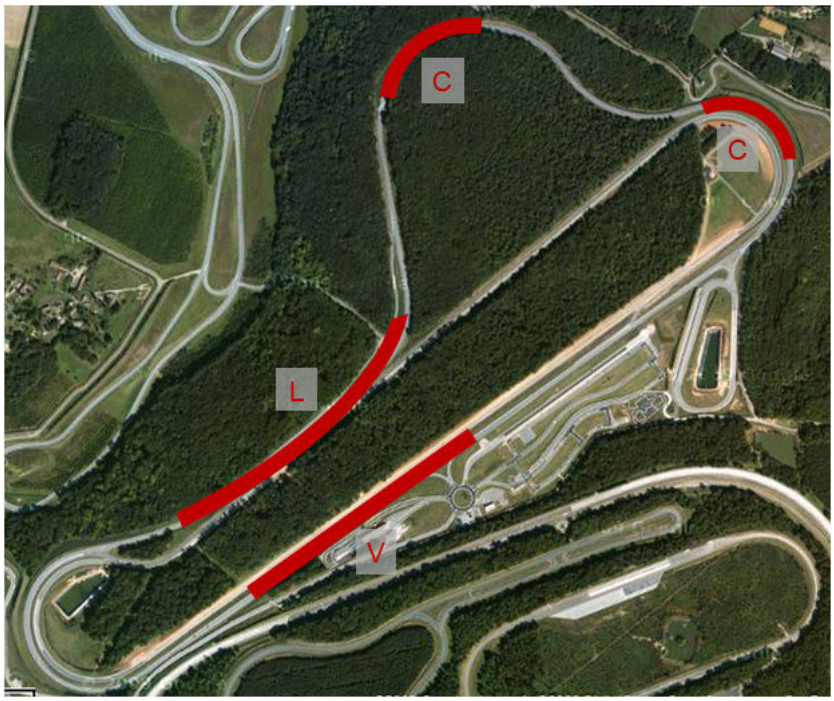

Figure 5-1 Photo aérienne de la Voie Rapide. Les zones de tâches sont matérialisés en rouge : C pour les tâches courtes, L pour les tâches longues, et V pour les tâches de manipulation de la ventilation.

Le sujet faisait deux tâches courtes, une tâche longue et la tâche de ventilation à chacun des deux tours concernés. Les ordres des deux tâches courtes et les deux tâches longues étaient contrebalancés Le tableau 5-1 illustre la séquence des tâches.

Tableau 5-1 Répartition des tâches dans le circuit. C pour les tâches courtes, L pour les tâches longues, V pour les tâches de manipulation du ventilateur VENT.

	Ligne droite (env. 400 m)	*Virage (400 m)*	*Virage (400 m)*	*Faibles courbes (900 m)*
1er tour	Contrôle	Contrôle	Contrôle	Contrôle
2e tour	V	C1	C2	L1
3e tour	V	C2	C1	L2

5.3 METHODE D'ANALYSE

5.3.1 Périodes de référence

On cherche à comparer l'AED du conducteur lors des tâches ajoutées à son AED en conduite seule. On prend comme référence la période précédant immédiatement le début de la tâche (Sabatinelli et al., 2001; VaezMousavi et al., 2008). Cette méthode présente l'avantage de neutraliser la variable temps puisque la référence précède immédiatement la mesure. Par contre, on ne neutralise pas les éventuels effets du lieu puisque la mesure est référencée par rapport à un segment différent du circuit.

L'idéal serait de pouvoir disposer d'une période de référence dont la durée serait équivalente à celle de la tâche secondaire. Si cela est techniquement possible puisque les distances inter-tâches sont plus longues que les distances en tâche, cela est toutefois déconseillé car dans l'hypothèse où l'exécution d'une tâche secondaire a un impact sur l'AED – ce que nous attendons-, il existerait une période après l'arrêt de la tâche pendant laquelle l'AED retourne à la « normale ». On ne peut pas prendre une telle période comme référence pour la tâche suivante.

La durée de la période de référence a été fixée à 10 secondes avant le début de chaque tâche. Une telle durée contient assez de points de données (une centaine) pour faire des calculs robustes aux éventuels artefacts et ne devrait pas correspondre à une éventuelle phase de récupération de la tâche précédente. Cette durée relativement courte permet de limiter largement l'effet du lieu du circuit. En effet, la référence des tâches effectuées en ligne droite est aussi en ligne droite, et il en va de même pour les tâches effectuées en virage.

5.3.2 Prétraitement du signal

Le prétraitement du signal est le même que celui utilisé pour l'expérience de conduite nominale présentée au chapitre 4 : suppression des artefacts et lissage.

Les propriétés interindividuelles des signaux sont nettement améliorées par leur passage au logarithme (voir paragraphe 3.4.1.3b-). Les indicateurs seront donc mesurés sur le logarithme de la résistance cutanée.

5.3.3 Choix des variables

Les indicateurs électrodermaux utilisés sont ceux décrits dans le paragraphe 3.4.3.

Certains paramètres du véhicule fournissent des informations directes ou indirectes sur le comportement du conducteur.

<u>Maintien longitudinal : vitesse</u>

Dans le contexte de la conduite en général, la diminution de la vitesse a souvent été utilisée comme un indicateur de la charge mentale. A la base elle est pourtant un indicateur de la performance de conduite. Elle n'est donc pas spécifique de la charge mentale, et peut refléter, en plus d'une augmentation de la charge mentale, une perte de contrôle de la vitesse (c'est-à-dire une baisse de la performance au niveau opérationnel) (Östlund, Nilsson, Törnos, & Forsman, 2006, p. 14). La vitesse dépend évidemment également de facteurs extérieurs au véhicule comme l'état du trafic et de la route, qui doivent être contrôlés lors des expérimentations. Dans notre cas où le trafic était très faible sur la Voie Rapide, on peut

considérer que les variations de vitesse ne dépendaient que de la route et des tâches demandées aux conducteurs.

Nous utiliserons donc deux indicateurs du contrôle longitudinal simples : la moyenne et la dispersion de la vitesse, notés respectivement Vmoy et Vdisp.

Maintien latéral

Contrairement aux données issues de la position sur la voie, celles issues du volant ne nécessitent pas d'appareillages supplémentaires. La fréquence des changements du sens de rotation du volant (FRV) rend compte de la fréquence des changements de direction du volant sur une période donnée. Elle est utilisée dans la littérature pour quantifier la distraction induite par l'exécution de tâches ajoutées en conduite automobile. La FRV a été introduite par MacDonald et Hoffmann (1980), qui ont utilisé cet indicateur pour étudier les effets d'une tâche ajoutée sur l'aspect transversal de la conduite. Selon eux, la fréquence de renversement du volant n'est pas uniquement fonction de la charge induite par la tâche ajoutée, mais elle serait plutôt la conséquence d'une relation complexe entre la charge induite par la tâche primaire (la conduite), la tâche secondaire (ajoutée), les caractéristiques du conducteur et l'effort investi dans les différentes tâches. La FRV est considérée comme un bon indicateur de la distraction visuelle comme cognitive en conduite automobile (Engström et al., 2005; Jamson & Merat, 2005). De plus, elle est plus facile à calculer et à interpréter que l'entropie du volant (Engström, 2006), qui quantifie le « désordre » de ses mouvements. Par contre, elle est sensible aux facteurs environnementaux, et particulièrement aux virages. Notre expérimentation comporte des tâches exécutées en virages, mais les données de chaque tâche sont comparées à celles d'une période de référence située immédiatement avant. Les tâches effectuées en virages sont donc comparées à une référence prise un peu plus tôt dans le même virage. Bien qu'on ne puisse garantir des rayons de courbure tout à fait comparables entre les références et les tâches, on peut penser que l'effet du circuit pèsera peu sur la FRV.

Nous la retiendrons comme indicateur du maintien latéral, préférentiellement aux variations de l'angle volant (moins sélectives des corrections de trajectoire), et à la composante haute fréquence des mouvements du volant (sensible au niveau opérationnel du comportement à l'exclusion du niveau tactique) (Östlund et al., 2006, p. 18). La FRV est un comptage d'évènements rapporté à une durée, elle s'exprime donc en Hz. Pour la calculer, on recherche les points où la dérivée de l'angle volant (préalablement lissé par une fenêtre mobile de 33 points, soit 330 ms) s'annule et change de signe. Parmi ces points on garde ceux qui correspondent à une oscillation du volant de plus de 2° (Östlund et al., 2006, p. 17).

5.4 RESULTATS

5.4.1 Mesures préliminaires

5.4.1.1 Durées des fenêtres de tâches

Les durées effectives des tâches sont représentées à la figure 5-2. On constate sans surprise que les tâches conçues comme courtes (prévues sur 400 m) sont nettement plus courtes en durée que les tâches conçues comme longues (900 m). La tâche de CD était terminée lorsque le sujet avait trouvé la piste demandée du CD. Malgré la source de variabilité que cela représente, elle a une durée comparable à celle de CALC, l'autre tâche courte. La durée moyenne de la tâche de manipulation de la ventilation (VENT) fait qu'elle est assimilable à une tâche courte.

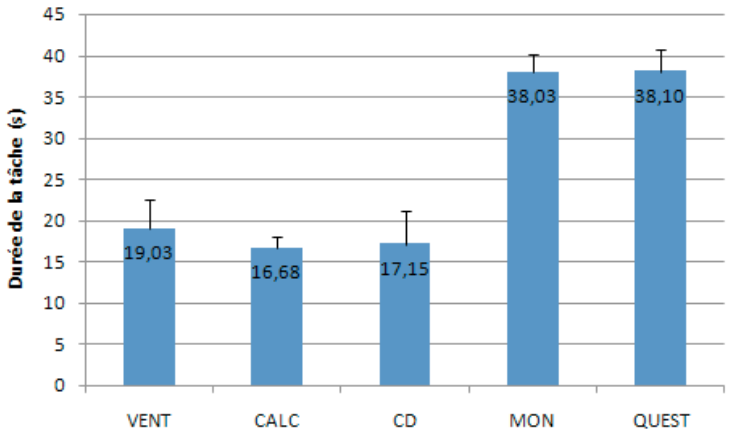

Figure 5-2 Durées des 5 types de tâches ajoutées.

5.4.1.2 Profil de la résistance cutanée

Les courbes individuelles enregistrées lors des tâches sont réunies, calées sur la date de début de tâche, à la manière des potentiels évoqués en EEG (voir figure 5-3). Ces courbes donnent le profil moyen de la résistance cutanée pendant la tâche. Toutes ont en commun de débuter par une chute de la résistance durant environ 5 à 12 s, et suivie d'une remontée (ou d'une amorce de remontée pour les tâches courtes). Notamment, elle occupe les deux tiers de la durée de la tâche MON.

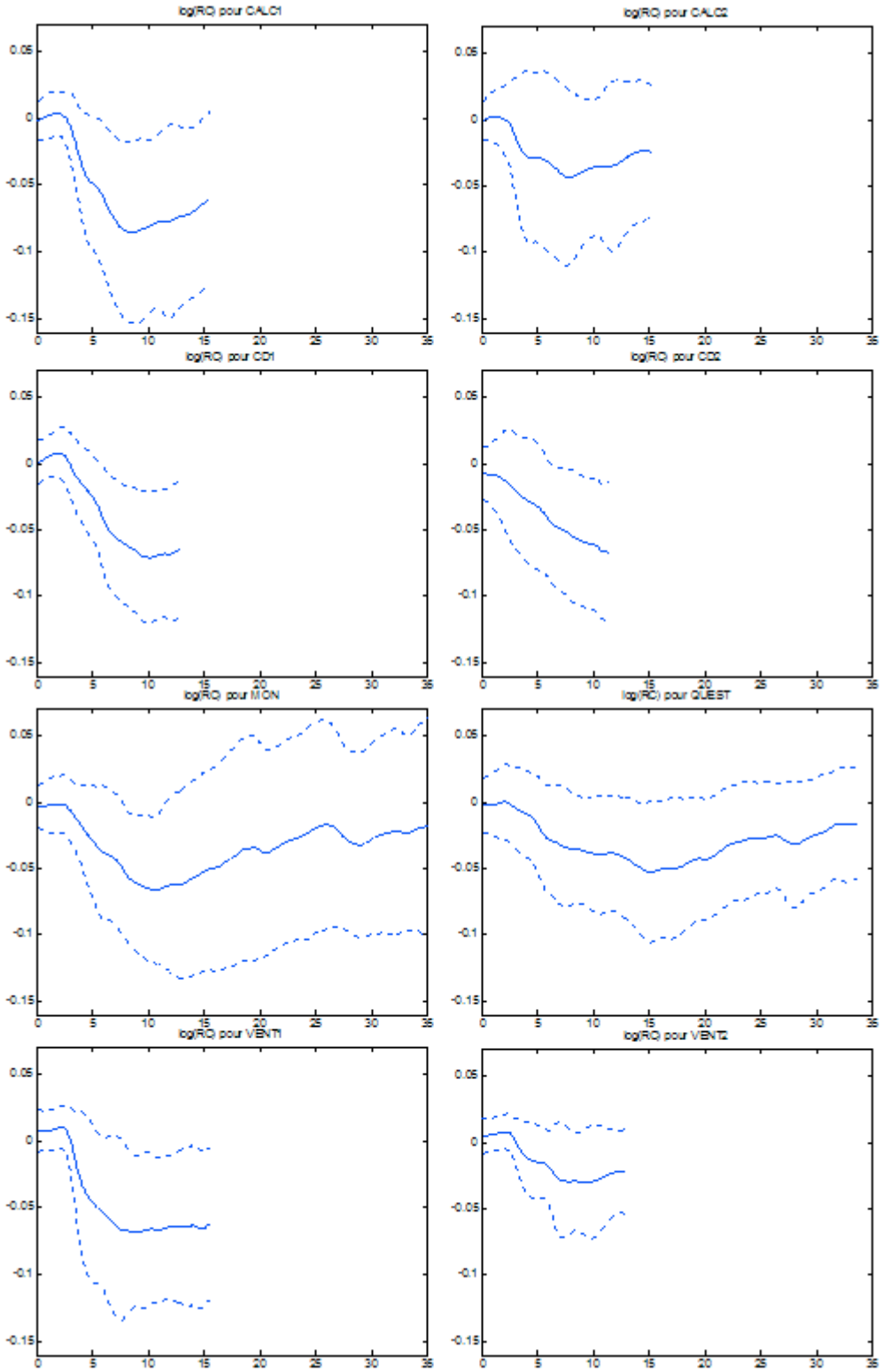

Figure 5-3 Profils des signaux (logarithme de la résistance cutanée, relatif à sa valeur de référence) pour chaque tâche. De gauche à droite et de bas en haut : CALC1 et 2, CD1 et 2, MON, QUEST, VENT1 et 2. La courbe en trait plein représente la moyenne des signaux individuels et les pointillés l'intervalle ± 1eur écart-type. Les échelles des axes sont identiques sur les cinq graphiques.

5.4.2 Comparaison des tâches avec leurs références

5.4.2.1 Comparaisons de l'ensemble des tâches avec leurs périodes de référence

On compare pour chaque variable sa valeur sur la période de référence à celle de la période de tâche au moyen de tests de Student appariés à 36 degrés de liberté.

a- Résultats sur la résistance cutanée

Les résultats sur les trois indicateurs issus de la résistance cutanée sont consignés dans le tableau 5-2. On constate que tous les indicateurs présentent une différence fortement significative allant dans le sens d'une charge plus importante lors de l'exécution des tâches par rapport aux périodes de références : le niveau tonique est plus bas en tâche que pendant les périodes de référence, la déviation standard de la résistance cutanée plus élevée, et la pente de la régression passe de faiblement positive à nettement négative.

Tableau 5-2 Moyennes, écarts-types et résultats des tests de Student appariés pour les variables issues de la résistance cutanée.

	MOY	*DISP*	*REG*
Référence	1.79 ± .20 kΩ	4.41 ± 2.22 Ω	.10 ± .66 Ω/s
Tâche	1.78 ± .19 kΩ	12.36 ± 6.06 Ω	-.93 ± 1.09 Ω/s
Résultat du test t apparié	t=8.78, p<.001	t=-9.17, p<.001	t=4.21, p<.001

b- Résultats sur le CAN

Les résultats sur les indicateurs issus du véhicule sont consignés dans le tableau 5-3. Tous les indicateurs ont varié de façon significative : la vitesse moyenne, sa dispersion et la FRV ont augmenté entre la référence et la tâche.

Tableau 5-3 Résultats des tests t appariés pour les variables issues du CAN.

	Vmoy	*Vdisp*	*FRV*
Référence	90.16 ± 3.97 km/h	1.26 ± .57 km/h	0.14 ± .13 Hz
Tâche	88.70 ± 3.80 km/h	2.08 ± .61 km/h	0.39 ± .15 Hz
Résultat du test t apparié	t=4.11, p<.001	t=-8.88, p<.001	t=-12.76, p<.001

5.4.2.2 Evaluation tâche par tâche

On compare séparément les tâches à leurs références au moyen de tests de Student appariés à 36 degrés de liberté. Les résultats sont consignés dans le tableau 5-4 et le tableau 5-5.

a- Résultats sur la résistance cutanée

Le niveau tonique MOY et la dispersion DISP permettent de différencier toutes les tâches de leurs périodes de référence : baisse du niveau tonique et hausse de la dispersion lors de l'exécution des tâches. La pente de la régression linéaire REG échoue à différencier la deuxième tâche de calcul CALC2 de sa référence, ainsi que les deux tâches longues QUEST et MON. Elle diminue entre la référence et la tâche dans tous les cas sauf pour MON, où elle augmente jusqu'à devenir positive.

Tableau 5-4 Résultats des tests t appariés pour chaque tâche et pour les trois variables issues de la résistance cutanée.

Tâche		*MOY*	*DISP*	*REG*
CALC1	Moyenne référence	1.79 kΩ	5.39 Ω	-0.26 Ω/s
	Moyenne tâche	1.76 kΩ	16.31 Ω	-1.9 Ω/s
	Résultat test t	t=7.41, p<.001	t=-6, p<.001	t=3.85, p<.001
CALC2	Moyenne référence	1.79 kΩ	4.81 Ω	-0.25 Ω/s
	Moyenne tâche	1.78 kΩ	9.77 Ω	-0.66 Ω/s
	Résultat test t	t=3.33, p=0.002	t=-3.64, p=0.001	t=1.11, p=0.273, NS.
CD1	Moyenne référence	1.79 kΩ	5.72 Ω	-0.2 Ω/s
	Moyenne tâche	1.77 kΩ	15.78 Ω	-1.66 Ω/s
	Résultat test t	t=7.83, p<.001	t=-7.57, p<.001	t=2.9, p=0.006
CD2	Moyenne référence	1.79 kΩ	5.1 Ω	-0.63 Ω/s
	Moyenne tâche	1.78 kΩ	12.24 Ω	-1.64 Ω/s
	Résultat test t	t=6.24, p<.001	t=-5.02, p<.001	t=2.08, p=0.045
MON	Moyenne référence	1.79 kΩ	5.4 Ω	-0.04 Ω/s
	Moyenne tâche	1.77 kΩ	15.65 Ω	0.13 Ω/s
	Résultat test t	t=3.48, p=0.001	t=-7.68, p<.001	t=-0.51, p=0.616, NS.
QUEST	Moyenne référence	1.79 kΩ	4.9 Ω	0.43 Ω/s
	Moyenne tâche	1.78 kΩ	10.6 Ω	0.01 Ω/s
	Résultat test t	t=4.9, p<.001	t=-6.61, p<.001	t=1.84, p=0.074, NS.
VENT1	Moyenne référence	1.8 kΩ	4.41 Ω	0.72 Ω/s
	Moyenne tâche	1.78 kΩ	15.68 Ω	-1.5 Ω/s
	Résultat test t	t=6.46, p<.001	t=-7.15, p<.001	t=5.85, p<.001
VENT2	Moyenne référence	1.8 kΩ	3.49 Ω	0.28 Ω/s
	Moyenne tâche	1.79 kΩ	8.46 Ω	-0.86 Ω/s
	Résultat test t	t=4.45, p<.001	t=-4.55, p<.001	t=3.64, p=0.001

b- Résultats sur le CAN

La vitesse moyenne Vmoy n'est pas impactée par l'exécution des tâches de calcul mental CALC1 et CALC2 et de réponse à des questions QUEST. Les autres tâches voient la vitesse baisser significativement par rapport à leurs références. La dispersion de la vitesse Vdisp augmente significativement lors de toutes les tâches, tandis que la fréquence des renversements du volant FRV augmente.

Tableau 5-5 Résultats des tests t appariés pour chaque tâche et pour les quatre variables issues des paramètres véhicule.

Tâche		*Vmoy*	*Vdisp*	*FRV*
CALC1	Moyenne référence	88.74 km/h	1.51 km/h	0.29 Hz
	Moyenne tâche	88.19 km/h	2.05 km/h	0.51 Hz
	Résultat test t	t=0.68, p=0.501, NS.	t=-3.28, p=0.002	t=-4.26, p<.001
CALC2	Moyenne référence	88.8 km/h	1.55 km/h	0.31 Hz
	Moyenne tâche	87.27 km/h	2.21 km/h	0.5 Hz
	Résultat test t	t=1.04, p=0.305, NS.	t=-2.33, p=0.026	t=-4.6, p<.001
CD1	Moyenne référence	88.47 km/h	1.52 km/h	0.25 Hz
	Moyenne tâche	85.75 km/h	2.85 km/h	0.52 Hz
	Résultat test t	t=2.81, p=0.008	t=-3.71, p=0.001	t=-6.52, p<.001
CD2	Moyenne référence	89.26 km/h	1.48 km/h	0.29 Hz
	Moyenne tâche	86.6 km/h	2.39 km/h	0.57 Hz
	Résultat test t	t=3.1, p=0.004	t=-2.72, p=0.01	t=-6.25, p<.001
MON	Moyenne référence	88.75 km/h	1.3 km/h	0.09 Hz
	Moyenne tâche	84.94 km/h	3.01 km/h	0.43 Hz
	Résultat test t	t=4.63, p<.001	t=-7.78, p<.001	t=-10.37, p<.001
QUEST	Moyenne référence	91.23 km/h	1.38 km/h	0.11 Hz
	Moyenne tâche	90.91 km/h	2.71 km/h	0.29 Hz
	Résultat test t	t=0.54, p=0.595, NS.	t=-7.16, p<.001	t=-6.11, p<.001
VENT1	Moyenne référence	92.42 km/h	0.96 km/h	0.05 Hz
	Moyenne tâche	91.08 km/h	1.45 km/h	0.13 Hz
	Résultat test t	t=2.5, p=0.017	t=-2.29, p=0.028	t=-2.63, p=0.012
VENT2	Moyenne référence	93.91 km/h	1.2 km/h	0.05 Hz
	Moyenne tâche	91.08 km/h	1.75 km/h	0.11 Hz
	Résultat test t	t=5.53, p<.001	t=-2.24, p=0.032	t=-3.3, p=0.002

5.4.3 Comparaison des tâches entre elles

Pour comparer entre elles les charges induites par les tâches, on doit comparer des différences entre la référence et la tâche. On remplace donc toutes nos variables par un équivalent différentiel : on soustrait la valeur calculée sur la période de référence à celle calculée sur la période de tâche. Pour éviter les ambiguïtés, le suffixe « _diff » est ajouté au nom des indicateurs subissant ce traitement.

5.4.3.1 Evaluation de l'effet de la répétition des tâches

Trois de nos cinq tâches (CALC, CD, VENT) sont exécutées deux fois, les deux autres ne l'étant qu'une fois. L'impact de la répétition est évalué en comparant chaque tâche de rang 1 avec son homologue de rang 2 pour chaque variable, au moyen de tests t appariés à 36 degrés de liberté.

a- Résultats sur la résistance cutanée

La baisse du niveau tonique (MOY_diff), la hausse de la dispersion de la résistance cutanée (DISP_diff), et la baisse de la pente de la régression linéaire de la résistance cutanée (REG_diff) sont moindres lors de la répétition des tâches. Ces baisses sont significatives pour les tâches CALC et VENT, mais pas pour la tâche CD (voir tableau 5-6).

Tableau 5-6 Effet de la répétition des tâches CALC, CD et VENT sur les variables issues de la résistance cutanée.

	MOY_diff	DISP_diff	REG_diff
Moyenne CALC1	-23.47 Ω	10.92 Ω	-1.64 Ω/s
Moyenne CALC2	-11.39 Ω	4.96 Ω	-0.41 Ω/s
Comparaison	t=-3.64, p=0.001	t=3.26, p=0.002	t=-3.09, p=0.004
Moyenne CD1	-18.15 Ω	10.06 Ω	-1.46 Ω/s
Moyenne CD2	-18.15 Ω	7.13 Ω	-1.02 Ω/s
Comparaison	t=0, p=0.999, NS.	t=1.73, p=0.093, NS.	t=-0.78, p=0.441, NS.
Moyenne VENT1	-21.23 Ω	11.27 Ω	-2.23 Ω/s
Moyenne VENT2	-7.71 Ω	4.97 Ω	-1.13 Ω/s
Comparaison	t=-4.92, p<.001	t=4.66, p<.001	t=-2.93, p=0.006

b- Résultats sur le CAN

Aucune des variables du CAN ne montre une évolution significative lors de la répétition des tâches, quelles qu'elles soient (voir tableau 5-7).

Tableau 5-7 Effet de la répétition des tâches CALC, CD et VENT sur les variables issues du véhicule.

	Vmoy_diff	*Vdisp_diff*	*FRV_diff*
Moyenne CALC1	-0.55 km/h	0.54 km/h	0.21 Hz
Moyenne CALC2	-1.53 km/h	0.65 km/h	0.19 Hz
Comparaison	t=0.51, p=0.614, NS.	t=-0.36, p=0.724, NS.	t=0.3, p=0.766, NS.
Moyenne CD1	-2.72 km/h	1.33 km/h	0.27 Hz
Moyenne CD2	-2.66 km/h	0.92 km/h	0.28 Hz
Comparaison	t=-0.04, p=0.967, NS.	t=0.79, p=0.432, NS.	t=-0.09, p=0.928, NS.

Moyenne VENT1	-1.34 km/h	0.49 km/h	0.08 Hz
Moyenne VENT2	-2.83 km/h	0.55 km/h	0.06 Hz
Comparaison	t=1.83, p=0.075, NS.	t=-0.2, p=0.839, NS.	t=0.51, p=0.615, NS.

Les variables neurovégétatives se montrant sensibles à la répétition des tâches, on choisit de ne conserver que celles de rang 1 : CALC1, CD1, MON, QUEST, VENT1.

5.4.3.2 Comparaison des tâches de rang 1 entre elles

On compare les cinq tâches sur les six variables différentielles au moyen de six ANOVA à cinq mesures répétées. Le résultat pris en compte est celui de l'analyse multivariée à mesures répétées (Trujillo-Ortiz et al., 2007). Le cas échéant, une analyse post-hoc est conduite au moyen de tests de Student appariés à 36 degrés de liberté, avec correction de Bonferroni.

a- Résultats sur la résistance cutanée

Les analyses de variance sur les trois variables de l'AED sont toutes positives :

- MOY_diff : $F(4,33)=3.34$, $p=.02$
- DISP_diff : $F(4,33)=6.75$, $p<.001$
- REG_diff : $F(4,33)=7.84$, $p<.001$

Les résultats des tests post-hoc sont illustrés par la figure 5-4 et sont résumés dans les tableau 5-8 à tableau 5-10. La tâche de calcul mental CALC a induit une diminution du niveau tonique (MOY_diff) significativement plus importante que la tâche de réponse aux questions QUEST. MOY_diff a échoué à différencier les autres paires de tâches. Malgré le manque de significativité, on peut remarquer que les deux tâches induisant les plus petites diminutions du niveau tonique se trouvent être les deux tâches longues MON et QUEST. Les écart-types sont importants, particulièrement pour MON. L'augmentation de DISP_diff a été plus faible lors de la tâche de réponse aux questions QUEST que lors de toutes les autres. Elle échoué à différencier toutes les autres paires de tâches. Les variations de REG_diff permettent de différencier quatre paires de tâches. Elle diminue significativement moins lors des tâches de préparation de monnaie MON que lors des tâches de calcul mental CALC, de manipulation de l'autoradio CD et de manipulation de la ventilation VENT. La pente a également moins diminué lors de la tâche de réponse aux questions QUEST que pendant la tâche de manipulation de la ventilation VENT. L'abaissement de la pente est moins marqué pour les

deux tâches longues que pour les trois tâches courtes. Cela est significatif pour quatre des six paires (tâche longue / tâche courte) possibles.

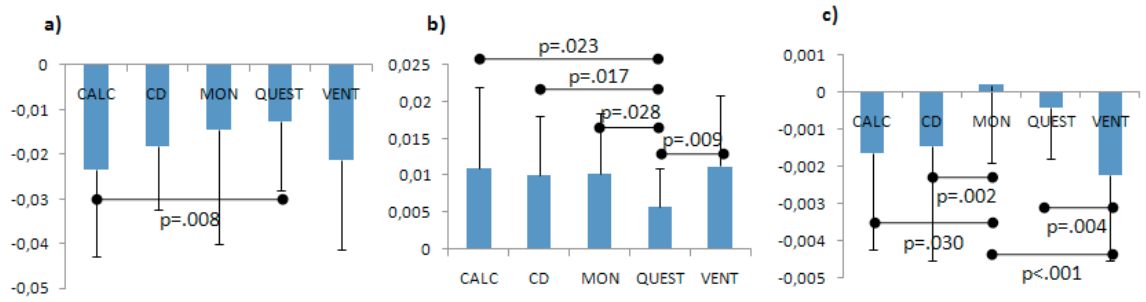

Figure 5-4 Moyennes et écarts-types des trois variables différentielles MOY_diff en a), DISP_diff en b), et REG_diff en c), pour les cinq tâches de distraction. Les valeurs de p (après correction de Bonferroni) sont celles des tests post-hoc s'étant révélés significatifs.

Tableau 5-8 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable MOY_diff (différence du niveau tonique de la résistance cutanée par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (-23.47 ± 19.26 Ω)	*CD (-18.15 ± 14.10 Ω)*	*MON (-14.53 ± 25.37 Ω)*	*QUEST (-12.56 ± 15.60 Ω)*
CD (-18.15 ± 14.10 Ω)	t=-1.43, p=1, NS.			
MON (-14.53 ± 25.37 Ω)	t=-1.58, p=1, NS.	t=-0.89, p=1, NS.		
QUEST (-12.56 ± 15.60 Ω)	t=-3.66, p=0.008	t=-1.74, p=0.912, NS.	t=-0.4, p=1, NS.	
VENT (-21.23 ± 20.00 Ω)	t=-0.66, p=1, NS.	t=0.99, p=1, NS.	t=1.24, p=1, NS.	t=2.53, p=0.158, NS.

Tableau 5-9 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable DISP_diff (différence de la dispersion de la résistance cutanée par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (10.92 ± 11.07 Ω)	*CD (10.06 ± 8.08 Ω)*	*MON (10.25 ± 5.25 Ω)*	*QUEST (5.71 ± 5.24Ω)*
CD (10.06 ± 8.08 Ω)	t=0.44, p=1, NS.			
MON (10.25 ± 5.25 Ω)	t=0.3, p=1, NS.	t=-0.16, p=1, NS.		
QUEST (5.71 ± 5.24Ω)	t=3.27, p=0.023	t=3.39, p=0.017	t=3.21, p=0.028	
VENT (11.27 ± 9.59 Ω)	t=-0.19, p=1, NS.	t=-0.76, p=1, NS.	t=-0.49, p=1, NS.	t=-3.63, p=0.009

Tableau 5-10 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable REG_diff (différence de la pente de la régression linéaire de la résistance cutanée par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (-1.64 ± 2.59 Ω/s)	*CD (-1.46 ± 3.06 Ω/s)*	*MON (.17 ± 2.09 Ω/s)*	*QUEST (-.42 ± 1.38 Ω/s)*

CD (-1.46 ± 3.06 Ω/s)	t=-0.31, p=1, NS.			
MON (.17 ± 2.09 Ω/s)	t=-3.19, p=0.03	t=-4.09, p=0.002		
QUEST (-.42 ± 1.38 Ω/s)	t=-2.52, p=0.164, NS.	t=-2.1, p=0.427, NS.	t=1.63, p=1, NS.	
VENT (-2.23 ± 2.32 Ω/s)	t=1.32, p=1, NS.	t=1.5, p=1, NS.	t=5.19, p<.001	t=3.94, p=0.004

b- Résultats sur le CAN

Les analyses de variance sur les trois variables du véhicule sont toutes positives :

- Vmoy_diff : $F(4,33) = 4.55$, $p = .005$
- Vdisp_diff : $F(4,33) = 5.39$, $p = .002$
- FRV_diff : $F(4,33) = 5.95$, $p = .001$

Les résultats des tests post-hoc sont illustrés par la figure 5-5 et sont résumés dans les tableau 5-11 à tableau 5-13. La vitesse moyenne Vmoy_diff diminue significativement plus pour la tâche de monnaie MON que pour les tâches de calcul mental CALC et de réponse aux questions QUEST. Par contre, Vmoy_diff n'a pas permis de différencier les quatre autres paires (tâche cognitive, tâche visuelle) sur les six possibles. Néanmoins, les deux tâches purement cognitives ont en moyenne induit les plus faibles réductions de vitesse. Les écarts-types très importants témoignent d'une grande variabilité. L'accroissement de la dispersion de la vitesse Vdisp_diff est significativement plus important pour les tâches de recherche de monnaie MON que pour les tâches de calcul mental CALC et de manipulation de la ventilation VENT. Là aussi les grands écart-types, notamment pour la tâche CD témoignent d'une variabilité importante. Les comparaisons sur la variation de la FRV montrent que la tâche MON se distingue de l'autre tâche longue QUEST et de VENT, une autre tâche visuelle. Cette dernière a également moins fait augmenter la FRV que la tâche CD.

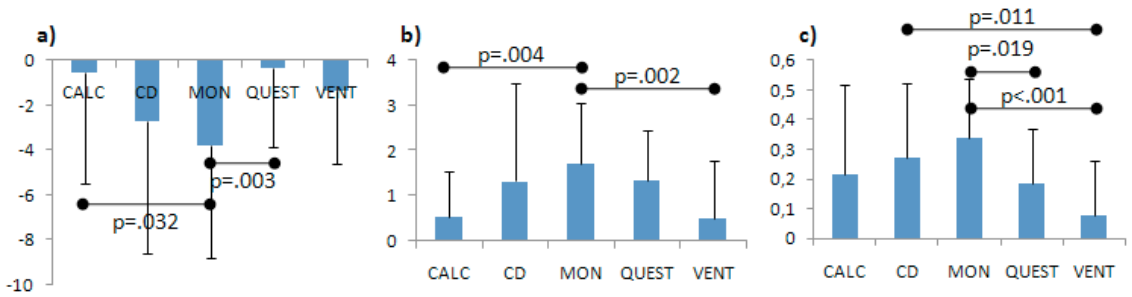

Figure 5-5 Moyennes et écarts-types des trois variables différentielles Vmoy_diff en a), Vdisp_diff en b), et FRV_diff en c), pour les cinq tâches de distraction. Les accolades et valeurs de p (après correction de Bonferroni) sont celles des tests post-hoc s'étant révélés significatif.

Tableau 5-11 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable Vmoy_diff (différence de la vitesse moyenne par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (-.55 ± 4.92 km/h)	*CD (-2.72 ± 5.88 km/h)*	*MON (-3.81 ± 5.00 km/h)*	*QUEST (-.31 ± 3.55 km/h)*
CD (-2.72 ± 5.88 km/h)	t=1.34, p=1, NS.			
MON (-3.81 ± 5.00 km/h)	t= 3.16, p=.032	t=1.00, p=1, NS.		
QUEST (-.31 ± 3.55 km/h)	t=-.24, p=1, NS.	t=-2.00, p=.530, NS.	t=-4.01, p=.003	
VENT (-1.34 ± 3.25 km/h)	t=.82, p=1, NS.	t=-1.20, p=1, NS.	t=-2.44, p=.197, NS.	t=1.25, p=1, NS.

Tableau 5-12 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable Vdisp_diff (différence de la dispersion de la vitesse par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (.54 ± 1.00 km/h)	*CD (1.33 ± 2.18 km/h)*	*MON (1.71 ± 1.33 km/h)*	*QUEST (1.33 ± 1.13 km/h)*
CD (1.33 ± 2.18 km/h)	t=-2.05, p=.472, NS.			
MON (1.71 ± 1.33 km/h)	t=-3.88, p=.004	t=-.91, p=1, NS.		
QUEST (1.33 ± 1.13 km/h)	t=-2.79, p=.083, NS.	t=-.02, p=1, NS.	t=1.67, p=1, NS.	
VENT (.49 ± 1.30 km/h)	t=.18, p=1, NS.	t=2.13, p=.402, NS.	t=4.07, p=.002	t=2.92, p=.060, NS.

Tableau 5-13 Résultats des comparaisons post-hoc entre les tâches pour la variable FRV_diff (différence de la fréquence de changements du sens de rotation du volant par rapport à la référence). Les valeurs entre parenthèses sont les moyennes de la variable ainsi que les écart-types.

	CALC (.21 ± .31 Hz)	*CD (.27 ± .25 Hz)*	*MON (.34 ± .20 Hz)*	*QUEST (.18 ± .18 Hz)*
CD (.27 ± .25 Hz)	t=-0.72, p=1, NS.			
MON (.34 ± .20 Hz)	t=-2.08, p=0.445, NS.	t=-1.51, p=1, NS.		
QUEST (.18 ± .18 Hz)	t=0.51, p=1, NS.	t=1.6, p=1, NS.	t=3.35, p=0.019	
VENT (.08 ± .18 Hz)	t=2.42, p=0.208, NS.	t=3.54, p=0.011	t=5, p<.001	t=2.86, p=0.07, NS.

5.5 DISCUSSION

5.5.1 Effet d'ensemble de la distraction

Toutes les variables utilisées étaient nettement différentes pendant les tâches distractives et pendant les périodes de conduite seule. Les indicateurs de l'AED ont tous varié de façon cohérente dans le sens d'une activation physiologique. Le niveau tonique a diminué et la tendance du signal est passée de la stabilité à la baisse. Cela traduit une activation physiologique provoquée par l'augmentation des exigences de la situation. De plus, la dispersion de la résistance cutanée a augmenté, suggérant l'apparition de RED suite à l'augmentation de la quantité d'informations à traiter. Les variables électrodermales, reflétant l'activation physiologique, sont donc capables de mettre en évidence l'augmentation de la charge mentale liée aux tâches secondaires. Parallèlement, les données comportementales montrent une détérioration des contrôles latéral comme longitudinal ainsi qu'une réduction de la vitesse. Le conflit attentionnel entre la tâche de conduite et la tâche secondaire se résout donc à la fois par une mobilisation des ressources attentionnelles et par une adaptation comportementale visant à réduire l'astreinte de la tâche de conduite. L'hypothèse 1 est vérifiée.

5.5.2 Détail de l'effet des différentes tâches

Les comparaisons de chaque tâche avec sa référence montrent que le résultat général se retrouve sur les tâches particulières : les indicateurs électrodermaux ont été sensibles à toutes les tâches, cognitives ou visuelles, longues ou courtes. L'hypothèse 2 est donc vérifiée. Parmi les indicateurs électrodermaux, seule la pente de la régression linéaire de la résistance cutanée REG ne permet pas de distinguer certaines tâches de leurs références, notamment les deux longues. Au niveau des données comportementales, les résultats généraux se retrouvent intégralement sur les tâches ayant une composante visuelle. Par contre, les conducteurs n'ont pas réduit leur vitesse lors de tâches purement cognitives. Ainsi, malgré le conflit entre les tâches primaires et secondaires suggéré par l'activation physiologique, malgré aussi la dégradation du contrôle tant latéral que longitudinal résultant de ce conflit, les conducteurs ont adapté leur comportement en réduisant leur vitesse uniquement pour les tâches visuelles. Notons aussi que le maintien latéral s'est dégradé pour toutes nos tâches, visuelles ou non. Bien que le contrôle latéral soit censé être moins affecté par la distraction cognitive que visuelle (Engström et al., 2005; Rakauskas et al., 2004), cela a déjà été observé lors de tâches purement cognitives relativement intenses (Jamson & Merat, 2005; Ranney et al., 2005).

5.5.3 Influence de la répétition

Pour deux des trois tâches rencontrées deux fois (CALC, CD, VENT), les accroissements des indicateurs physiologiques indiquent que le deuxième passage entraînait une moindre hausse de la charge mentale, suggérant que la tâche secondaire interagissait moins avec la conduite. Parallèlement, les indicateurs du véhicule ne montrent aucune influence des répétitions sur le comportement des conducteurs. Ils ont donc su mettre en œuvre des processus d'apprentissage leur permettant de mobiliser moins de ressources la deuxième fois sans pour autant laisser leur conduite se dégrader davantage. La tâche de CD ne suit toutefois pas ce schéma : les deux répétitions ont entraîné une activation comparable. Elle ne se distingue pas des deux autres par le type de conduite auquel elle s'ajoute puisque CALC a lieu dans les mêmes virages. Elle ne se distingue pas non plus par la présence d'une composante visuelle puisque VENT en comporte une aussi. Néanmoins, elle requiert une prise d'information sur l'écran de l'autoradio pour chercher la piste du CD demandée, et les séquences motrices sont plus fines que celles de la tâche VENT, impliquant de gros boutons bien visibles. Il est donc possible que sa difficulté visuelle et motrice soit suffisamment forte pour mobiliser la même quantité de ressources aux deux répétitions. L'hypothèse 3 n'est donc que partiellement validée, et il serait intéressant d'approfondir en évaluant l'influence d'autres répétitions de la tâche. Ce type de connaissances pourrait éventuellement entrer en compte dans la mise au point d'algorithmes d'apprentissage d'un système de surveillance de l'état du conducteur afin de réduire progressivement le risque d'erreurs de détection.

5.5.4 Comparaison et hiérarchisation des tâches

Les comparaisons des tâches entre elles montrent que les variables physiologiques permettent d'en différencier certaines selon l'activation physiologique qu'elles provoquent. Notamment, le niveau tonique de la résistance cutanée permet de distinguer les deux tâches purement cognitives CALC et QUEST, la première causant une plus forte hausse de la charge mentale que la seconde. Cela correspond bien aux niveaux d'exigence attendus puisque la tâche de calcul mental est d'une difficulté cognitive supérieure à la réponse à des questions simples. On ne trouve pas de retentissement de cette modulation de la distraction par la charge mentale dans la qualité de la conduite. Les autres tâches n'ont toutefois pas pu être différenciées sur la base du niveau tonique, soit que leur charge mentale est comparable, soit qu'il n'est pas assez sensible. La tâche QUEST se distingue par sa faible diminution du

niveau tonique et surtout par la faible augmentation de la dispersion de la résistance cutanée. Cela est cohérent avec nos attentes pour cette tâche sans composante visuelle et de faible difficulté s'apparentant à une conversation ordinaire et qui, de fait, est la plus proche de la conduite seule.

Les deux tâches purement cognitives CALC et QUEST se sont accompagnées de dégradations modérées des contrôles latéraux, mais sans diminution de la vitesse. De plus, aucune différence entre elles n'est observable sur les indicateurs comportementaux. L'observation de la performance de conduite ne suffit donc pas à détecter une période de forte activité mentale, au contraire des indicateurs électrodermaux qui différencient les deux tâches cognitives de la conduite seule et les différencient l'une de l'autre. À l'opposé, les indicateurs longitudinaux mais pas électrodermaux différencient les tâches CALC et MON, les deux étant exigeantes cognitivement, et la seconde comportant en plus une composante visuelle particulièrement difficile. On constate donc que les informations des deux modalités électrodermale et comportementale peuvent se compléter, l'une étant plus sensible aux aspects purement cognitifs de la distraction, et l'autre aux aspects visuels.

Le profil moyen de la résistance cutanée (voir figure 5-3) montre qu'après une chute initiale, certaines tâches voyaient le signal remonter progressivement, la forme de l'ensemble évoquant une RED. Le profil des tâches longues montre que la résistance cutanée remonte jusqu'au niveau initial. Une telle remontée a pour effet de diminuer les valeurs des indicateurs toniques. La tâche pour laquelle la remontée est la plus marquée (MON), est aussi celle pour laquelle les indicateurs électrodermaux reflètent le moins la difficulté cognitive, surtout REG. Ce dernier indicateur apparaît donc peu adapté à l'évaluation de l'activation physiologique dans ces conditions expérimentales précises. Il serait probablement plus efficace sur des durées nettement plus longues. Une analyse phasique détaillée pourrait déterminer si la remontée du signal après une dizaine ou quinzaine de secondes correspond à la phase de récupération d'une RED liée à la tâche. En effet, l'allure générale des signaux résultants évoque des RED.

Malgré ces réserves, on peut proposer une hiérarchie partielle des tâches selon leur pouvoir de distraction, principalement pour son aspect cognitif (voir figure 5-6). L'hypothèse 4 est donc partiellement vérifiée. La hiérarchisation est basée sur le niveau tonique et sa dispersion, qui reflètent l'activation physiologique, elle-même liée à la charge mentale et donc

à l'interférence cognitive entre la conduite et la tâche ajoutée. Ces deux indicateurs sont donc considérés comme des outils d'évaluation du pouvoir de distraction des tâches ajoutées. Le pouvoir distractif de la tâche de calcul mental apparaît comme le plus fort. L'interférence cognitive de cette tâche avec la conduite est donc élevée. À l'opposé, le pouvoir de distraction de la tâche de réponse aux questions apparaît comme le plus faible. Entre les deux se trouvent les tâches de manipulation de l'autoradio, de la ventilation et de préparation de la monnaie, malgré une très forte perturbation de la conduite pour cette dernière tâche. Les conducteurs n'avaient pas d'obligation de résultat et pouvaient rythmer eux-mêmes leur gestion de l'interférence entre les deux tâches. La priorité était donc donnée au réalisme, peut-être au détriment de la capacité de discrimination des indicateurs. Finalement, les analyses gagneraient en pertinence si quelques améliorations étaient portées au protocole. Le tour à vide devrait être contrebalancé au lieu d'être systématiquement le premier afin de permettre de tester l'effet du circuit sur la charge mentale occasionnée par les tâches. Aussi, les tâches devraient être mieux réparties sur le circuit de façon à contrebalancer les longueurs des tâches et leur lieu d'exécution (virage ou non).

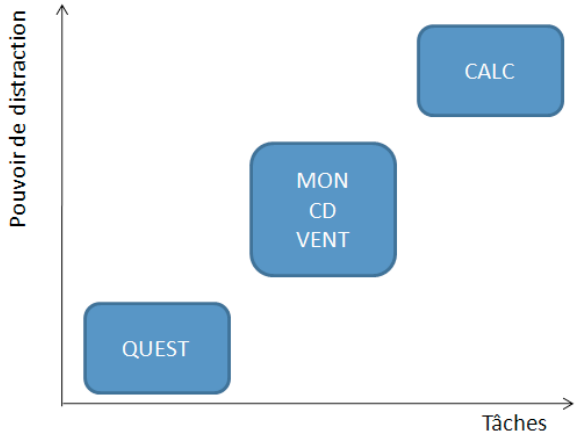

Figure 5-6. Représentation schématique du classement des tâches ajoutées selon leur pouvoir de distraction estimé.

DISCUSSION GENERALE

Les deux expériences menées dans ce travail ont pour base commune l'évaluation de la capacité d'indicateurs électrodermaux à discriminer la charge mentale de situations de conduite relativement similaires. Elles différaient par leurs objectifs, (méthodologique pour la première, plus appliqué pour la seconde), par les situations de conduite proposées (conduite nominale, exécution de tâches secondaires de distraction), et par les indicateurs utilisés (phasiques, toniques), mais toutes deux ont permis de mettre en évidence des indicateurs discriminants adaptés à leurs objectifs.

Dans la première expérience, la charge mentale estimée par les indicateurs électrodermaux a bien montré des différences entre arrêts et redémarrages à des feux tricolores et à des stops. La comparaison des performances de discrimination de ces conditions expérimentales a distingué les indicateurs de l'amplitude de la RED, surtout en leur appliquant les transformations consistant à utiliser le log de la résistance cutanée et le log de l'amplitude. La méthodologie proposée permet donc de différencier des situations de conduite nominale selon leur charge mentale, attestée par des indicateurs électrodermaux phasiques.

Cependant, concernant l'analyse de la conduite, les hypothèses de départ n'ont pas été complètement validées : les traitements cognitifs imposés par les règles du code de la route ne semblent pas à l'origine des différences de charge mentale. Des interprétations faisant intervenir une anticipation de la manœuvre de redémarrage avant l'arrivée aux stops et des influences d'ordre affectif, liées à l'attente au feu rouge ont alors été proposées pour expliquer les résultats. Toutefois, elles ne sont pas totalement vérifiables à partir des données disponibles.

On dispose néanmoins d'un outil d'évaluation du coût physiologique de processus mentaux automatisés, et donc doté d'une bonne « résolution ». Testé dans des conditions de conduite réelle, comportant une large part de variabilité non explicable par des variables indépendantes contrôlables, cet outil est robuste et potentiellement utilisable dans d'autres situations de conduite.

Dans la seconde expérience, les indicateurs toniques reflétant l'activation physiologique ont montré qu'ils étaient capables de mettre en évidence la surcharge mentale liée à l'exécution de tâches secondaires distractives de nature variable, visuelle ou purement cognitive. La pente de la régression linéaire de l'AED semble peu applicable à des fenêtres temporelles aussi courtes, quelques dizaines de secondes. Malgré ces réserves, le niveau tonique et la dispersion de l'AED ont permis de proposer une hiérarchie partielle du pouvoir de distraction induit par les tâches ajoutées. Cette hiérarchie distingue clairement deux tâches purement cognitives, celle de calcul mental provoquant une charge élevée et l'autre de réponse à des questions faciles induisant une faible charge. Parallèlement, les données comportementales longitudinales et transversales (moyenne et dispersion de la vitesse, taux d'inversions du sens de rotation du volant) permettent de distinguer des tâches ayant une composante visuelle. Les deux types de mesures apparaissent donc complémentaires. Si la distraction visuelle est plus directement dangereuse car le risque de faire une erreur entraînant un accident est immédiat, la distraction cognitive présente un danger plus diffus. En effet, en l'absence de composante visuelle, l'augmentation de la charge mentale induite par le partage des ressources attentionnelles n'a qu'une influence réduite sur la performance de conduite, mais elle limite les ressources disponibles pour une possible augmentation subite et inopinée (diminution brutale des marges de sécurité perçues, par exemple lors d'un freinage du véhicule précédent). La distraction cognitive peut donc elle aussi être considérée comme potentiellement dangereuse pour la conduite, ce qui justifierait l'emploi de l'AED aux côtés des mesures comportementales de la performance de conduite pour détecter la distraction.

Les deux expériences présentées dans ce travail ont donc en commun d'avoir mis en évidence des indicateurs électrodermaux capables de différencier des situations de conduite relativement similaires selon la charge mentale qu'elles demandent au conducteur. L'éventail des situations, dans lesquelles les enregistrements cutanés apportent des informations utiles pour l'amélioration des systèmes ou des services, est particulièrement large : de la fatigue aux manœuvres d'urgence, en passant par la conduite nominale, l'utilisation de systèmes d'aide ou d'information, et de nombreuses autres situations de distraction. La charge mentale est donc potentiellement accessible pour tous types de situations, avec une méthode d'analyse et un choix d'indicateurs adaptés. Leur sensibilité confirme leur capacité à inférer l'état interne du conducteur, qui est un déterminant de son comportement. En effet, les informations relatives à la charge soutenue par le conducteur nous permettent de mieux cerner où placer

nos efforts pour que l'ensemble du système conducteur - véhicule - infrastructure - trafic soit le plus compatible possible avec les capacités prédictives et réactives des usagers de la route.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Des indicateurs permettant de différencier finement des situations de conduite selon leur charge mentale ont été mis en évidence, dans des contextes de conduite nominale et de distraction forcée, en utilisant des méthodologies adaptées. Ils sont phasiques dans le premier cas et toniques dans le second. Ces situations de conduite ont ensuite été analysées en utilisant les indicateurs identifiés comme les plus performants.

Les indicateurs phasiques sélectionnés ainsi que la méthodologie mise en place pourraient être utilisés par les ergonomes de l'industrie automobile. En effet, une partie de leur travail consiste à évaluer la compatibilité des systèmes embarqués avec la conduite. En l'étendant à d'autres situations, l'évaluation fine de la charge mentale du conducteur engagé dans des actions peu différentes pourrait donc fournir des éléments objectifs pour leur intégration dans les véhicules. Par exemple, le choix entre plusieurs versions d'une interface homme-machine pourrait se baser sur la charge mentale, la plus faible pour l'utilisateur étant a priori la meilleure puisque attestant d'un effort mental réduit donc d'une mobilisation des ressources attentionnelles limitées. En effet, un système conçu pour demander peu de ressources mentales sera un produit peu distractif à l'utilisation pendant la conduite.

De nouvelles recherches focalisées sur la méthodologie d'utilisation de la pente de la régression linéaire de l'AED permettraient d'en proposer une utilisation plus appropriée que celle mise en place ici. Par exemple, il faudrait tester cet indicateur sur des périodes plus longues, pour tenter de détecter le décours temporel de l'installation de la fatigue. Un tel indicateur de tendance, calculable en temps réel, pourrait être sensible précocement à la diminution de l'activation physiologique décrite même à des niveaux modérés de fatigue (Mascord & Heath, 1992). On pourra également chercher si le profil moyen de la résistance cutanée, en forme de RED, correspond effectivement à des RED similaires au niveau individuel. Si oui, on pourra s'interroger sur les raisons de la relative brièveté de cette RED vis-à-vis des tâches longues.

L'intégration de dispositifs d'acquisition de signaux physiologiques dans des véhicules de série est envisageable puisque facilement embarquables et de coût relativement faible. Il reste toutefois à développer des algorithmes de fusion de données capables de détecter en temps réel les états de distraction, sur la base des travaux de différentiation entre

tâche ajoutée et conduite seule. L'exploitation combinée d'informations comportementales et physiologiques devrait permettre de diagnostiquer, à terme, plusieurs types de distraction chez le conducteur, avec des performances de détection d'autant meilleures que les sources de données pertinentes sont nombreuses. Cela augmenterait le pouvoir de discrimination et réduirait le risque d'erreurs de détection et donc la fiabilité. Il reste aussi à développer des capteurs intégrés au véhicule permettant d'enregistrer les signaux physiologiques pertinents de façon transparente pour le conducteur. C'est l'objet d'un projet collaboratif en cours dont l'expérience de distraction présentée ici est un préliminaire.

BIBLIOGRAPHIE

Alexander, D. M., Trengove, C., Johnston, P., Cooper, T., August, J. P., & Gordon, E. (2005). Separating individual skin conductance responses in a short interstimulus-interval paradigm. *Journal of Neuroscience Methods*, *146*(1), 116-123.

Alm, H., & Nilsson, L. (1994). Changes in driver behaviour as a function of handsfree mobile phones- a simulator study. *Accident Analysis & Prevention*, *26*(4), 441–451.

Apparies, R. J., Riniolo, T. C., & Porges, S. W. (1998). A psychophysiological investigation of the effects of driving longer-combination vehicles. *Ergonomics*, *41*(5), 581-592. doi: 10.1080/001401398186766.

Athenes, S., Averty, P., Puechmorel, S., Delahaye, D., & Collet, C. (2002). ATC Complexity and Controller Workload: Trying to Bridge the Gap. Dans *Proceedings of the International Conference on HCI in Aeronautics* (pp. 56-60). Cambridge, MA, USA.

Averty, P. (1998). *Les effets de la charge de trafic sur le niveau d'activation psychophysiologique du contrôleur aérien*. Thèse de doctorat, mention Psychologie Cognitive, Université Lumière Lyon 2.

Ax, A. F. (1953). The Physiological Differentiation between Fear and Anger in Humans. *Psychosomatic Medicine*, *15*(5), 433-442.

Barry, R. J. (2004). Stimulus significance effects in habituation of the phasic and tonic orienting reflex. *Integrative Psychological and Behavioral Science*, *39*(3), 166-179. doi: 10.1007/BF02734437.

Barry, R. J. (1975). Low intensity auditory stimulation and the GSR orienting response. *Physiological Psychology*, *3*, 98-100.

Barry, R. J. (1976). Failure to find the "local" EEG OR to low-level auditory stimulation. *Physiological Psychology*, *4*, 171-174.

Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., Selikowitz, M., & Rushby, J. A. (2005). Arousal and Activation in a Continuous Performance Task: An Exploration of State Effects in Normal Children. *Journal of Psychophysiology*, *19*(2), 91-99.

Barry, R. J., & Sokolov, E. N. (1993). Habituation of phasic and tonic components of the orienting reflex. *International Journal of Psychophysiology*, *15*(1), 39-42. doi: 10.1016/0167-8760(93)90093-5.

Bechara, A., Damasio, H., Damasio, A. R., & Lee, G. P. (1999). Different Contributions of the Human Amygdala and Ventromedial Prefrontal Cortex to Decision-Making. *The Journal of Neuroscience*, *19*(13), 5473-5481.

Bechara, A., Damasio, H., Tranel, D., & Damasio, A. R. (1997). Deciding Advantageously Before Knowing the Advantageous Strategy. *Science*, New Series, *275*(5304), 1293-1295.

Bechara, A., Tranel, D., Damasio, H., Adolphs, R., Rockland, C., & Damasio, A. R. (1995). Double dissociation of conditioning and declarative knowledge relative to the amygdala and hippocampus in humans. *Science*, *269*(5227), 1115-1118.

Benchetrit, G. (2000). Breathing pattern in humans: diversity and individuality. *Respiration Physiology*, *122*(2-3), 123-129. doi: 10.1016/S0034-5687(00)00154-7.

van den Berg, J., Neely, G., Wiklund, U., & Landström, U. (2005). Heart rate variability during sedentary work and sleep in normal and sleep-deprived states. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *25*(1), 51-57. doi: 10.1111/j.1475-097X.2004.00589.x.

Berntson, G. G., Quigley, K. S., & Lozano, D. (2007). Cardiovascular Psychophysiology. Dans J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Éd.), *Handbook of psychophysiology* (3 éd., pp. 182-210). Boston: Cambridge University Press.

Boiten, F. A. (1998). The effects of emotional behaviour on components of the respiratory cycle. *Biological Psychology*, *49*(1-2), 29-51. doi: 10.1016/S0301-0511(98)00025-8.

Boiten, F. A., Frijda, N. H., & Wientjes, C. J. (1994). Emotions and respiratory patterns: Review and critical analysis. *International Journal of Psychophysiology*, *17*(2), 103.

Botvinick, M. M., Braver, T. S., Barch, D. M., Carter, C. S., & Cohen, J. D. (2001). Conflict Monitoring and Cognitive Control. *Psychological Review*, *108*(3), 624-652.

Boucsein, W. (1993). Psychophysiology in the computer workplace-goals and methods. Dans *Psychophysiology of mental workload* (pp. 35-42). Berlin: Bundesanstalt für Arbeitsmedizin.

Boucsein, W. (1992). *Electrodermal activity*. New York: Plenum.

Boucsein, W., Baltissen, R., & Euler, M. (1984). Dependence of Skin Conductance Reactions and Skin Resistance Reactions Upon Previous Level. *Psychophysiology*, *21*(2), 212-218. doi: 10.1111/j.1469-8986.1984.tb00207.x.

Boyd, R. C., & DiMascio, A. (1954). Social behavior and autonomic physiology; a sociophysiologic study. *Journal of Nervous and Mental Disease*, *120*(3-4), 207-12.

Bradley, M. M., & Lang, P. J. (2007). Emotion and motivation. Dans J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Éd.), *Handbook of Psychophysiology* (3 éd., pp. 581-607). Boston: Cambridge University Press.

Brennan, M., Palaniswami, M., & Kamen, P. (2001). Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *48*(11), 1342-1347. doi: 10.1109/10.959330.

Brookhuis, K. A., & De Waard, D. (1993). The use of psychophysiology to assess driver status. *Ergonomics*, *36*(9), 1099-1110.

Byrne, E. A., & Parasuraman, R. (1996). Psychophysiology and adaptive automation. *Biological Psychology*, *42*(3), 249-68.

Cacioppo, J. T., & Berntson, G. G. (1994). Relationship between attitudes and evaluative space: A critical review, with emphasis on the separability of positive and negative substrates. *Psychological Bulletin*, *115*(3), 401-423.

Caldwell, J. A., Wilson, G. F., Centiguc, M., Gaillard, A. W. K., Gundel, A., Lagarde, D., et al. (1994). *Psychophysiological assessment methods (Report No. AGARD-AR-324)* (pp. 13-15). Neuilly-sur-Seine, France: NATO Advisory Group for Aerospace Research and Development. Report No. AGARD-AR-324.

Camus, J. (1998). Attention. Dans O. Houdé, D. Kayser, O. Koenig, J. Proust, & F. Rastier (Éd.), *Vocabulaire de sciences cognitives* (pp. 53-54). Paris: Presses universitaires de France.

Cannon, W. B. (1915). *Bodily changes in pain, hunger, fear and rage. An account of recent researches into the function of emotional excitement*. New York, London: D. Appleton and Co.

Christie, M. J., & Venables, P. H. (1972). Site, State, and Subject Characteristics of Palmar Skin Potential Levels. *Psychophysiology*, *9*(6), 645-649. doi: 10.1111/j.1469-8986.1972.tb00777.x.

Clarion, A., Ramon, C., Petit, C., Dittmar, A., Bourgeay, J., Guillot, A., et al. (2009). An integrated device to evaluate a driver's functional state. *Behavior Research Methods*, *41*(3), 882-888. doi: 10.3758/BRM.41.3.882.

Collet, C. (1995). *Les signes neurovégétatifs de la programmation du mouvement : Application à l'étude de l'anticipation perceptivo-motrice chez l'homme*. Thèse de doctorat, mention Neurophysiologie, Université Claude Bernard - Lyon 1.

Collet, C., Averty, P., & Dittmar, A. (2009). Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air-traffic control. *Applied Ergonomics*, *40*(1), 23-32. doi: 10.1016/j.apergo.2008.01.019.

Collet, C., Clarion, A., Morel, M., Chapon, A., & Petit, C. (2009). Physiological and behavioural changes associated to the management of secondary tasks while driving. *Applied Ergonomics*, *40*(6), 1041-1046. doi: 10.1016/j.apergo.2009.01.007.

Collet, C., Petit, C., Champely, S., & Dittmar, A. (2003). Assessing Workload through Physiological Measurements in Bus Drivers Using an Automated System during Docking. *Human Factors*, *45*(4), 539-548. doi: 10.1518/hfes.45.4.539.27082.

Collet, C., Petit, C., Priez, A., & Dittmar, A. (2005). Stroop color–word test, arousal, electrodermal activity and performance in a critical driving situation. *Biological Psychology*, *69*(2), 195-203. doi: 10.1016/j.biopsycho.2004.07.003.

Collet, C., Roure, R., Rada, H., Dittmar, A., & Vernet-Maury, E. (1996). Relationships between performance and skin resistance evolution involving various motor skills. *Physiology and Behavior*, *59*, 953-963.

Cort, J., Hayworth, J., Little, B., Lobstein, T., McBrearty, E., Reszetniak, S., et al. (1978). The relationship between the amplitude and the recovery half-time of the skin conductance response. *Biological psychology*, *6*(4), 308.

Craig, A., Tran, Y., Wijesuriya, N., & Boord, P. (2006). A controlled investigation into the psychological determinants of fatigue. *Biological Psychology*, *72*(1), 78-87. doi: 10.1016/j.biopsycho.2005.07.005.

Critchley, H. D. (2002). Electrodermal Responses: What Happens in the Brain. *The Neuroscientist*, *8*(2), 132.

Critchley, H. D., Elliott, R., Mathias, C. J., & Dolan, R. J. (2000). Neural Activity Relating to Generation and Representation of Galvanic Skin Conductance Responses: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *Journal of Neuroscience*, *20*(8), 3033.

Critchley, H. D., Mathias, C. J., & Dolan, R. J. (2001). Neural Activity in the Human Brain Relating to Uncertainty and Arousal during Anticipation. *Neuron*, *29*(2), 537-545.

Cuthbert, B. N., Bradley, M. M., & Lang, P. J. (1996). Probing picture perception: Activation and emotion. *Psychophysiology*, *33*(2), 103-111.

Damasio, A. R. (1995). *L'erreur de Descartes : La raison des émotions*. Paris: Odile Jacob.

Dawson, M. E., Schell, A. M., & Filion, D. L. (2007). The electrodermal system. Dans J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Éd.), *Handbook of Psychophysiology* (3 éd., pp. 159-181). Boston: Cambridge University Press.

Delius, W., Hagbarth, K. E., Hongell, A., & Wallin, B. G. (1972). Manoeuvres affecting sympathetic outflow in human muscle nerves. *Acta physiologica scandinavica*, *84*(1), 82–94.

Delmas, V. (2006). *Dictionnaire d'anatomie*. Issy-les-Moulineaux, France: Elsevier-Masson.

Dementienko, V. V., Markov, A. G., Koreneva, L. G., & Shakhnarovich, V. M. (2001). Automatic checkout systems to monitor driver's vigilance. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, *29*(1), 157-171.

Dittmar, A., Pauchard, T., Vernet-Maury, E., & Delhomme, G. (1992). A thermal conductivity sensor for the measurement of skin blood flow. *Sensors and Actuators B: Chemical*, *7*(1-3), 327-331. doi: 10.1016/0925-4005(92)80318-R.

Edelberg, R. (1967). *Methods in psychophysiology*. (C. C. Brown, Éd.) (pp. 1-53). Baltimore: Wilkins & Wilkins.

Edelberg, R. (1968). Biopotentials from the skin surface: the hydratation effect. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *148*, 252-262. doi: 10.1111/j.1749-6632.1968.tb20353.x.

Edelberg, R. (1972). Electrical activity of the skin: its measurement and uses in psychophysiology. Dans N. S. Greenfield & R. A. Sternbach (Éd.), *Handbook of Psychophysiology* (pp. 367-418). New York: Holt, Rinehart & Winston.

Engström, J. (2006). Direct metrics of driver performance. Présenté au Driver Metrics Workshop, Ottawa.

Engström, J., Johansson, E., & Östlund, J. (2005). Effects of visual and cognitive load in real and simulated motorway driving. *Transportation Research Part F*, *8*(2), 97-120. doi: 10.1016/j.trf.2005.04.012.

Fahrenberg, J., Walschburger, P., Foerster, F., Myrtek, M., & Müller, W. (1983). An Evaluation of Trait, State, and Reaction Aspects of Activation Processes. *Psychophysiology*, *20*(2), 188-195. doi: 10.1111/j.1469-8986.1983.tb03286.x.

Feleky, A. (1916). The influence of the emotions on respiration. *Journal of Experimental Psychology*, *1*(218.241).

Fowles, D. C. (1986). The eccrine system and electrodermal activity. *Psychophysiology: Systems, processes, and applications*, *1*, 51-96.

Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1981). Publication Recommendations for Electrodermal Measurements. *Psychophysiology*, *18*(3), 232-239. doi: 10.1111/j.1469-8986.1981.tb03024.x.

Fredrikson, M., Furmark, T., Olsson, M. T., Fischer, H., Andersson, J., & Långström, B. (1998). Functional neuroanatomical correlates of electrodermal activity: A positron emission tomographic study. *Psychophysiology*, *35*(02), 179-185.

Freeman, G. L. (1948). *The energetics of human behavior*. Ithaca: Cornell Universitiy Press.

Frith, C., & Allen, H. (1983). The skin conductance orienting response as an index of attention. *Biological psychology*, *17*(1), 27-39.

Fuller, R. (2005). Towards a general theory of driver behaviour. *Accident Analysis and Prevention*, *37*(3), 461-472.

Furedy, J. J., & Scher, H. (1989). The Law of Initial Values: Differentiated Testing as an Empirical Generalization versus Enshrinement as a Methodological Rule. *Psychophysiology*, *26*(1), 120-122.

Gaillard, A. W. K., & Kramer, A. F. (2000). Theoretical and Methodological Issues in Psychophysiological Research. Dans R. W. Backs & W. Boucsein (Éd.), *Engineering Psychophysiology: Issues and Applications* (pp. 31-58). Mahwah, New Jersey, USA: Lawrence Erlbaum Associates.

Gibson, J., & Crooks, L. (1938). A theoretical field-analysis of automobile driving. *The American Journal of Psychology*, *11*(3).

Golding, J. F. (1992). Phasic skin conductance activity and motion sickness. *Aviation, space, and environmental medicine*, *63*(3), 165-171.

Gomez, P., Zimmermann, P., Guttormsen-Schär, S., & Danuser, B. (2005). Respiratory responses associated with affective processing of film stimuli. *Biological Psychology*, *68*(3), 223-235.

Greenberg, J., Tijerina, L., Curry, R., Artz, B., Cathey, L., Grant, P., et al. (2003). Evaluation of driver distraction using an event detection paradigm. *Journal of the Transportation Research Board*, *1843*, 1–9.

Grings, W. W., & Schell, A. M. (1969). Magnitude of electrodermal response to a standard stimulus as a function of intensity and proximity of a prior stimulus. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, *67*(1), 77-82. doi: 10.1037/h0026651.

Gross, J. J. (1998). Antecedent-and response-focused emotion regulation: divergent consequences for experience, expression, and physiology. *Journal of Personality and Social Psychology*, *74*(1), 224-37.

Gross, J. J., & Levenson, R. W. (1993). Emotional Suppression: Physiology, Self-Report, and Expressive Behavior. *Journal of Personality and Social Psychology*, *64*, 970-970.

Gruzelier, J. H., & Venables, P. H. (1972). Skin conductance orienting activity in a heterogeneous sample of schizophrenics: Possible evidence of limbic dysfunction. *Journal of Nervous & Mental Disease*, *155*(4), 277.

Guillot, A., Collet, C., Dittmar, A., Delhomme, G., Delemer, C., & Vernet-Maury, E. (2003). The Physiological Activation Effect on Performance in Shooting: Evaluation Through Neurovegetative Indices. *Journal of Psychophysiology*, *17*(4), 214-222.

Haarmann, A., Schaefer, F., & Boucsein, W. (2006). Adaptive Automation Using Electrodermal Activity During a Simulated IFR Flight Mission. Dans *Proceedings IEA 2006 Congress: Meeting Diversity in Ergonomics, Elsevier, Amsterdam*.

Hardy, L., & Parfitt, G. (1991). A catastrophe model of anxiety and performance. *British Journal of Psychology*, *82*(2), 163-78. doi: 1873650.

Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. *Human Mental Workload*, *1*, 139–183.

Healey, J. A., & Picard, R. W. (2000). SmartCar: Detecting Driver Stress. Dans *International Conference on Pattern Recognition* (pp. 218-221). doi: 10.1109/ICPR.2000.902898.

Healey, J. A., & Picard, R. W. (2005). Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, *6*(2), 156-166. doi: 10.1109/TITS.2005.848368.

Hebb, D. O. (1955). Drives and the C. N. S. (conceptual nervous system). *Psychological Review*, *62*(4), 243-254.

Heimer, L. (1983). *The human brain and spinal chord: functional neuroanatomy and dissection guide*. New York: Springer Verlag.

Helander, M. (1978). Applicability of drivers' electrodermal response to the design of the traffic environment. *Journal of Applied Psychology*, *63*(4), 481-8.

Horberry, T., Anderson, J., Regan, M. A., Triggs, T. J., & Brown, J. (2006). Driver distraction: The effects of concurrent in-vehicle tasks, road environment complexity and age on driving performance. *Accident Analysis and Prevention*, *38*(1), 185-191.

Horrey, W. J., & Wickens, C. D. (2006). Examining the Impact of Cell Phone Conversations on Driving Using Meta-Analytic Techniques. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, *48*(1), 196-205. doi: 10.1518/001872006776412135.

Houle, M. S., & Billman, G. E. (1999). Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, *276*(1), H215-223.

Jahn, G., Oehme, A., Krems, J. F., & Gelau, C. (2005). Traffic Psychology and Behaviour : Peripheral detection as a workload measure in driving: Effects of traffic complexity and route guidance system use in a driving study. *Transportation Research Part F*, *8*(3), 255-275. doi: 10.1016/j.trf.2005.04.009.

Jamson, A. H., & Merat, N. (2005). Surrogate in-vehicle information systems and driver behaviour: Effects of visual and cognitive load in simulated rural driving. *Transportation Research Part F*, *8*, 79-96.

Johansson, E., Engström, J., Cherri, C., Nodari, E., Toffetti, A., Schindhelm, R., et al. (2005). *Review of existing techniques and metrics for IVIS and ADAS assessment*. Adaptative Integrated Driver-Vehicle Interface (AIDE: IST-1-507674-IP) .

Just, M. A., Keller, T. A., & Cynkar, J. (2008). A decrease in brain activation associated with driving when listening to someone speak. *Brain Research*, *1205*, 70-80. doi: 10.1016/j.brainres.2007.12.075.

Kamen, P. W., Krum, H., & Tonkin, A. M. (1996). Poincare plot of heart rate variability allows quantitative display of parasympathetic nervous activity in humans. *Clinical Science*, *91*(2), 201-208.

Karli, P. (1977). Les conduites agressives. Dans M. Blanc (Éd.), *Le recherche en neurobiologie*. Seuil, Point Science.

Katsis, C. D., Ganiatsas, G., & Fotiadis, D. I. (2006). An integrated telemedicine platform for the assessment of affective physiological states. *Diagnostic Pathology*, *1*(1), 16. doi: 10.1186/1746-1596-1-16.

Kimble, D. P., Bagshaw, M. H., & Pribram, K. H. (1965). The GSR of monkeys during orienting and habituation after selective partial ablations of the cingulate and frontal cortex. *Neuropsychologia*, *3*, 121-128.

Kramer, A. F., & Parasuraman, R. (2007). Neuroergonomics: Application of Neuroscience to Human Factors. Dans J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Éd.), *Handbook of Psychophysiology* (3 éd., pp. 704-722). Boston: Cambridge University Press.

Lacey, J. I., Kagan, J., Lacey, B. C., & Moss, H. A. (1963). The visceral level: Situational determinants and behavioral correlates of autonomic response patterns. Dans P. Knapp (Éd.), *Expression of the emotions in man* (pp. 161-196). New York: International Universities Press.

Lacey, J. I., & Lacey, B. C. (1958). The relationship of resting autonomic activity to motor impulsivity. *Research Publications - Association for Research in Nervous and Mental Disease*, *36*, 144-209.

Lal, S. K. L., & Craig, A. (2001). A critical review of the psychophysiology of driver fatigue. *Biological Psychology*, *55*(3), 173-194. doi: 10.1016/S0301-0511(00)00085-5.

Lal, S. K. L., & Craig, A. (2002). Driver Fatigue: Electroencephalography and Psychological Assessment. *Psychophysiology*, *39*(03), 313-321. doi: 10.1017.S0048577201393095.

Lang, P. J., Bradley, M. M., & Cuthbert, B. N. (1998). International Affective Picture System (IAPS): Technical Manual and Affective Ratings. *Center for Research in Psychophysiology, University of Florida, Gainesville, USA*.

Lang, P. J., Greenwald, M. K., Bradley, M. M., & Hamm, A. O. (1993). Looking at pictures: affective, facial, visceral, and behavioral reactions. *Psychophysiology*, *30*(3), 261-73. doi: 8497555.

Levenson, R. W., & Gottman, J. M. (1983). Marital interaction: Physiological linkage and affective exchange. *Journal of Personality and Social Psychology*, *45*(3), 587-597.

Levenson, R. W., & Gottman, J. M. (1985). Physiological and affective predictors of change in relationship satisfaction. *Journal of Personality and Social Psychology*, *49*(1), 85-94.

Lim, C. L., Rennie, C., Barry, R. J., Bahramali, H., Lazzaro, I., Manor, B., et al. (1997). Decomposing skin conductance into tonic and phasic components. *International Journal of Psychophysiology*, *25*(2), 97-109.

Lindsley, D. B. (1951). Emotion. Dans S. S. Stevens (Éd.), *Handbook of Experimental Psychology* (pp. 473-516). New York: John Wiley.

Lisetti, C. L., & Nasoz, F. (2005). Affective intelligent car interfaces with emotion recognition. Dans *Proceedings of 11th International Conference on Human Computer Interaction*. Présenté au HCI 2005, Las Vegas, NV, USA.

Lockhart, R. A. (1972). Interrelations Between Amplitude, Latency, Rise Time, and the Edelberg Recovery Measure of the Galvanic Skin Response. *Psychophysiology*, *9*(4), 437-442. doi: 10.1111/j.1469-8986.1972.tb01791.x.

Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1971). Direct Measurement of Skin Conductance: a Proposal for Standardization. *Psychophysiology*, *8*(5), 656-672.

MacDonald, W. A., & Hoffmann, E. R. (1980). Review of relationships between steering wheel reversal rate and driving task demand. *Human Factors*, *22*(6), 733-740.

Macefield, V. G., & Wallin, B. G. (1996). The discharge behaviour of single sympathetic neurones supplying human sweat glands. *Journal of the Autonomic Nervous System*, *61*(3), 277-286. doi: 10.1016/S0165-1838(96)00095-1.

Malliani, A. (1999). The Pattern of Sympathovagal Balance Explored in the Frequency Domain. *Physiology*, *14*(3), 111-117.

Maltzman, I., & Langdon, B. (1982). Novelty and significance as determiners of the GSR index of the orienting reflex. *Physiological Psychology*, *10*, 229–234.

Mascord, D. J., & Heath, R. A. (1992). Behavioral and physiological indices of fatigue in a visual tracking task. *Journal of Safety Research*, *23*(1), 19–25.

Matsunaga, K., Uozumi, T., Tsuji, S., & Murai, Y. (1998). Sympathetic skin responses recorded from non-palmar and non-plantar skin sites: their role in the evaluation of thermal sweating. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, *108*(5), 482-489. doi: 10.1016/S0168-5597(98)00025-2.

McEvoy, S. P., Stevenson, M. R., & Woodward, M. (2007). The prevalence of, and factors associated with, serious crashes involving a distracting activity. *Accident Analysis & Prevention*, *39*(3), 475-482. doi: 10.1016/j.aap.2006.09.005.

Michaels, R. M. (1960). Tension responses of drivers generated on urban streets. *Highway Research Board Bulletin*, *271*, 29-43.

Michaels, R. M. (1962). Effect of Expressway Design on Driver Tension Responses. *Highway Research Board Bulletin*, *330*, 16-25.

Michon, J. A. (1985). A critical view of driver behavior models: What do we know, what should we do? Dans L. Evans & R. C. Schwing (Éd.), *Human behavior and traffic safety* (pp. 485–520). New York: Plenum Press.

Montagu, J. D., & Coles, E. M. (1966). Mechanism and measurement of the galvanic skin response. *Psychological Bulletin*, *65*(5), 261-279.

Munro, L. L., Dawson, M. E., Schell, A. M., & Sakai, L. M. (1987). Electrodermal lability and rapid vigilance decrement in a degraded stimulus continuous performance task. *Journal of Psychophysiology*, *1*(3), 249-257.

Näätänen, R. (1973). The inverted-U relationship between activation and performance: A critical review. Dans S. Kornblum (Éd.), *Attention and performance* (Vol. 4, pp. 155–174). New York: Academic Press.

Näätänen, R., & Summala, H. (1976). *Road-User Behavior and Traffic Accidents*. Amsterdam, New York: North-Holland.

Neale, V. L., Dingus, T. A., Klauer, S. G., Sudweeks, J., & Goodman, M. (2005). An overview of the 100-car naturalistic study and findings. Dans *19th International Technical Conference on Enhanced Safety of Vehicles, Washington, DC*. Washington DC.

Nicolaidis, S., & Sivadjian, J. (1972). High-frequency pulsatile discharge of human sweat glands: myoepithelial mechanism. *Journal of Applied Physiology*, *32*(1), 86–90.

Nikula, R. (1991). Psychological Correlates of Nonspecific Skin Conductance Responses. *Psychophysiology*, *28*(1), 86-90. doi: 10.1111/j.1469-8986.1991.tb03392.x.

Nishiyama, T., Sugenoya, J., Matsumoto, T., Iwase, S., & Mano, T. (2001). Irregular activation of individual sweat glands in human sole observed by a videomicroscopy. *Autonomic Neuroscience*, *88*(1-2), 117-126. doi: 10.1016/S1566-0702(01)00229-6.

Nishiyama, Y., Nakazono, T., Sasaki, M., & Watanabe, Y. (1996). Physiological evaluation of effect on driver's mental work load for a newly-developed semi-automatic transmission system. *JSAE Review*, *17*(4), 395-400.

Öhman, A., Flykt, A., & Esteves, F. (2001). Emotion Drives Attention: Detecting the Snake in the Grass. *Journal of Experimental Psychology: General*, *130*(3), 466-478.

Östlund, J., Nilsson, L., Törnos, J., & Forsman, Å. (2006). *Effects of cognitive and visual load in real and simulated driving*. VTI.

Pagot, C., Clarion, A., Petit, C., Rabardel, P., & Collet, C. (2006). Comportement des Conducteurs vis-à-vis d'un Système d'Aide à la Conduite Automobile en Situation Incidentelle. Dans *Ergo'IA 2006*. Présenté au Ergo'IA 2006, Biarritz, France, October 11-13, 2006.

Papadelis, C., Chen, Z., Kourtidou-Papadeli, C., Bamidis, P. D., Chouvarda, I., Bekiaris, E., et al. (2007). Monitoring sleepiness with on-board electrophysiological recordings for preventing sleep-deprived traffic accidents. *Clinical Neurophysiology*, *118*(9), 1906-1922. doi: 10.1016/j.clinph.2007.04.031.

Pastor, G., Tejero, P., Chóliz, M., & Roca, J. (2006). Traffic Psychology and Behaviour : Rear-view mirror use, driver alertness and road type: An empirical study using EEG measures. *Transportation Research Part F*, *9*(4), 286-297. doi: 10.1016/j.trf.2006.01.007.

Pavlov, I. P. (1927). *Conditioned reflexes. An investigation of the physiological activity of the cerebral cortex*. New York: Oxford University Press.

Posner, M. I., & Cohen, Y. (1984). Components of visual orienting. Dans H. Bouma & D. Bouwhuis (Éd.), *Attention and performance X* (pp. 531–556). Hillsdale, NJ: PEA.

Posner, M. I., & Petersen, S. E. (1990). The Attention System of the Human Brain. *Annual Reviews in Neuroscience*, *13*(1), 25-42.

Posner, M. I., Rueda, M. R., & Kanske, P. (2007). Probing the mechanisms of attention. Dans J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Éd.), *Handbook of Psychophysiology* (3 éd., pp. 410-432). Boston: Cambridge University Press.

Pribram, K. H., & McGuinness, D. (1975). Arousal, activation, and effort in the control of attention. *Psychological Review*, *82*(2), 116-149.

Rakauskas, M. E., Gugerty, L. J., & Ward, N. J. (2004). Effects of naturalistic cell phone conversations on driving performance. *Journal of Safety Research*, *35*(4), 453-464. doi: 10.1016/j.jsr.2004.06.003.

Ramon, C., Clarion, A., Petit, C., Dittmar, A., Bourgeay, J., & Collet, C. (2008). Mental load attached to the use of a cruise control system. Dans *7th International Conference on Psychophysiology in Ergonomics*. Présenté au PIE 2008, New York City, September 21, 2008.

Ranney, T. A., Harbluk, J. L., & Noy, Y. I. (2005). Effects of voice technology on test track driving performance: Implications for driver distraction. *Human Factors*, *47*(2), 439-454.

Rasmussen, J. (1986). *Information processing and human-machine interaction: An approach to cognitive engineering*. New York: Elsevier Science Inc.

Requin, S. (1966). Amélioration du temps de réaction simple par stimulation de la formation réticulaire chez le chat. Résultats préliminaires. *Comptes Rendus de la Société de Biologie*, *160*, 1290–1294.

Richter, P., Wagner, T., Heger, R., & Weise, G. (1998). Psychophysiological analysis of mental load during driving on rural roads--a quasi-experimental field study. *Ergonomics*, *41*(5), 593-609. doi: 10.1080/001401398186775.

Roy, J. C., Sequeira, H., & Delerm, B. (1993). Neural control of electrodermal activity: Spinal and reticular mechanisms. Dans J. Roy, W. Boucsein, D. C. Fowles, & J. H. Gruzelier (Éd.), *Progress in Electrodermal Research* (pp. 73-73). New York: Plenum Press.

Sabatinelli, D., Bradley, M. M., & Lang, P. J. (2001). Affective startle modulation in anticipation and perception. *Psychophysiology*, *38*(04), 719-722.

Sanders, A. F. (1990). Issues and trends in the debate on discrete vs. continuous processing of information. *Acta Psychologica*, *74*(2-3), 123-167. doi: 10.1016/0001-6918(90)90004-Y.

Sato, K. (1977). The physiology, pharmacology, and biochemistry of the eccrine sweat gland. *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology*, *79*(-1), 51-131. doi: 10.1007/BFb0037089.

Scerbo, A. S., Freedman, L. W., Raine, A., Dawson, M. E., & Venables, P. H. (1992). A Major Effect of Recording Site on Measurement of Electrodermal Activity. *Psychophysiology*, *29*(2), 241-246. doi: 10.1111/j.1469-8986.1992.tb01693.x.

Schaefer, F., & Boucsein, W. (2000). Comparison of electrodermal constant voltage and constant current recording techniques using the phase angle between alternating voltage and current. *Psychophysiology*, *37*(1), 85-91.

Sequeira, H., Ba-M'Hamed, S., & Roy, J. C. (1995). Fronto-parietal control of electrodermal activity in the cat. *Journal of the Autonomic Nervous System*, *53*(2-3), 103-114.

Spiers, H. J., & Maguire, E. A. (2007). Neural substrates of driving behaviour. *NeuroImage*, *36*(1), 245-255. doi: 10.1016/j.neuroimage.2007.02.032.

Stephens, W. (1963). The current-voltage relationship in human skin. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *1*(3), 389-399. doi: 10.1007/BF02474422.

Stern, J. A., Boyer, D., & Schroeder, D. (1994). Blink rate: a possible measure of fatigue: Fatigue. *Human Factors*, *36*(2), 285–297.

Stutts, J. C., Reinfurt, D. W., Staplin, L., & Rodgman, E. A. (2001). The role of driver distraction in traffic crashes. *Washington, DC: AAA Foundation for Traffic Safety*.

Surti, V. H., & Gervais, E. H. (1967). Peak period comfort and service evaluation of an urban freeway and an alternate surface street. *Highway research record*, *137*, 144-178.

Tanaka, J., Ishida, S., Kawagoe, H., & Kondo, S. (2000). Workload of using a driver assistance system. Dans *2000 IEEE Intelligent Transportation Systems Conference Proceedings* (pp. 382-386). Présenté au IEEE Intelligent Transportation Systems Conference, Dearborn, MI, USA, October 1st-3rd, 2000.

Taylor, D. H. (1964). Drivers' galvanic skin response and the risk of accident. *Ergonomics*, *7*(4), 439-451.

Tejero, P., & Chóliz, M. (2002). Driving on the motorway: the effect of alternating speed on driver's activation level and mental effort. *Ergonomics*, *45*(9), 605-618. doi: 10.1080/00140130210145882.

Tijerina, L., Parmer, E., & Goodman, M. J. (1998). Driver workload assessment of route guidance system destination entry while driving: A test track study. Dans *Proceedings of the 5th ITS World Congress* (pp. 12–16).

Treisman, A., & Gelade, G. (1980). A feature-integration theory of attention. *Cognitive Psychology*, *12*(1), 97-136.

Trujillo-Ortiz, A., Hernandez-Walls, R., Barba-Rojo, K., & Castro-Perez, A. (2007). RM1MULTAP: One-Sample Repeated Measures Analysis by the Multivariate Approach. A MatLab file. En ligne : http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/16575.

Turpin, G., Schaefer, F., & Boucsein, W. (1999). Effects of stimulus intensity, risetime, and duration on autonomic and behavioral responding: Implications for the differentiation of orienting, startle, and defense responses. *Psychophysiology*, *36*(4), 453-463.

Univ. McGill. (2002). *Le cerveau à tous les niveaux*. Site web sur le cerveau et les comportements humains. En ligne : http://lecerveau.mcgill.ca.

Uno, T., & Grings, W. W. (1965). Autonomic components of orienting behavior. *Psychophysiology*, *1*, 311-321.

Vaa, T. (2001). Cognition and emotions in driver behaviour models: Some critical viewpoints. Dans *Proceedings 14th International Cooperation on Theories and Concept in Traffic safety workshop* (pp. 48-59). Caserta, Italy.

VaezMousavi, S. M., Barry, R. J., Rushby, J. A., & Clarke, A. R. (2007a). Evidence for differentiation of arousal and activation in normal adults. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, *67*(2), 179-186.

VaezMousavi, S. M., Barry, R. J., Rushby, J. A., & Clarke, A. R. (2007b). Arousal and activation effects on physiological and behavioral responding during a continuous performance task. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, *67*(4), 461-470.

VaezMousavi, S. M., Hashemi-Masoumi, E., & Jalali, S. (2008). Arousal and Activation in a Sport Shooting Task. *World Applied Sciences Journal*, *4*(6), 824-829.

Venables, P. H., & Christie, M. J. (1980). Electrodermal activity. Dans I. Martin & P. H. Venables (Éd.), *Techniques in psychophysiology* (pp. 3-67). New York: Wiley & Sons.

Venables, P. H., Gartshore, S. A., & O'Riordan, P. W. (1980). The function of skin conductance response recovery and rise time. *Biological psychology*, *10*(1), 1-6.

Vernet-Maury, E., Robin, O., & Dittmar, A. (1995). The ohmic perturbation duration, an original temporal index to quantify electrodermal responses. *Behavioural Brain Research*, *67*(1), 103-107. doi: 10.1016/0166-4328(94)00148-9.

Vernet-Maury, E., Sicard, G., Dittmar, A., & Deschaumes-Molinaro, C. (1990). Preferential responses of autonomic nervous system. *Activitas Nervosa Superior*, *32*(1), 37-38.

Verwey, W. B., & Veltman, H. A. (1996). Detecting short periods of elevated workload: A comparison of nine workload assessment techniques. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, *2*(3), 270-285.

Vincent, P. (1977). *Le corps humain* (p. 352). Vuibert.

Wierwille, W. W., & Ellsworth, L. A. (1994). Evaluation of driver drowsiness by trained raters. *Accident Analysis & Prevention*, *26*(5), 571–581.

Wilde, G. J. S. (1982). The Theory of Risk Homeostasis: Implications for Safety and Health. *Risk Analysis*, *2*(4), 209-225.

Wilde, G. J. S. (1994). *Target risk: Dealing with the danger of death, disease and damage in everyday decisions*. Toronto: PDE publications. En ligne : http://psyc.queensu.ca/target/.

Wilder, J. F. (1967). *Stimulus and Response: The Law of Initial Value*. Bristol, UK: Wright.

Williams, L. M., Phillips, M. L., Brammer, M. J., Skerret, D., Lagopoulos, J., Rennie, C., et al. (2001). Arousal Dissociates Amygdala and Hippocampal Fear Responses: Evidence from Simultaneous fMRI and Skin Conductance Recordings. *NeuroImage*, *14*, 1070-1079.

Wilson, G. F., & Russell, C. A. (2007). Performance Enhancement in an Uninhabited Air Vehicle Task Using Psychophysiologically Determined Adaptive Aiding. *Human Factors*, *49*(6), 1005-1018. doi: 10.1518/001872007X249875.

Yamamoto, Y., & Isshiki, H. (1992). Instrument for controlling drowsiness using galvanic skin reflex. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *30*(5), 562-564. doi: 10.1007/BF02457838.

Yerkes, R. M., & Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit-formation. *Journal of Comparative Neurology and Psychology*, *18*(5), 459-482. doi: 10.1002/cne.920180503.

Young, K., Regan, M. A., & Hammer, M. (2003). *Driver distraction: a review of the literature*. Monash University, Accident Research Center.

Zahn, T. P. (1976). On the bimodality of the distribution of electrodermal orienting responses in schizophrenic patients. *Journal of Nervous and Mental Disease*, *162*(3), 195–199.

ANNEXE 1 : TABLEAUX STATISTIQUES

Annexe 1a : Effet Sujet

Effet Sujet pour les indicateurs (chapitre 4).

Classement	Indicateur	*F(34,139)*	*p*
1	Pente_chute	7.51	<.001
2	Pente_chute_log	7.42	<.001
3	sqrt(Ampl)_log	4.27	<.001
4	log(Ampl+1)_log	4.03	<.001
5	log(Ampl+1)	4.00	<.001
6	sqrt(Ampl)	3.98	<.001
7	Amplitude_log	3.98	<.001
8	Amplitude	3.89	<.001
9	nbRED	3.40	<.001
10	Taux_RED	3.06	<.001
11	Taux_RED_NORM	2.63	<.001
12	Pente_chute_log_NORM	2.40	<.001
13	log(Aire+1)	2.38	<.001
14	Pente_chute_NORM	2.32	0.001
15	Segment_chute_NORM	2.03	0.003
16	Aire	1.96	0.005
17	log(Ampl+1)_log_NORM	1.87	0.009
18	Amplitude_log_NORM	1.87	0.009
19	Temps_descente_NORM	1.82	0.011
20	Durée_NORM	1.77	0.015
21	Amplitude_NORM	1.76	0.016
22	Aire_log_NORM	1.70	0.022
23	log(Aire+1)_log	1.67	0.025
24	Aire_log	1.64	0.031
25	Aire_NORM	1.62	0.034
26	log(Aire+1)_log_NORM	1.60	0.038
27	sqrt(Ampl)_log_NORM	1.57	0.045
28	sqrt(Ampl)_NORM	1.51	0.060
29	Segment_chute	1.47	0.072
30	log(Ampl+1)_NORM	1.44	0.082
31	Temps_descente	1.41	0.098
32	log(Aire+1)_NORM	1.37	0.118
33	Durée	1.35	0.125
34	nbRED_NORM	1.32	0.143

Annexe 1b : Effet Condition

Effet des conditions expérimentales sur les indicateurs (chapitre4)

Classement	Indicateur	*F(3,32)*	*p*
1	log(Aire+1)_log	9.80	<.001
2	Aire_log	9.69	<.001
3	log(Aire+1)_NORM	9.27	<.001
4	Pente_chute_log_NORM	9.24	<.001
5	log(Aire+1)	9.14	<.001
6	Pente_chute_NORM	9.13	<.001
7	log(Ampl+1)_log_NORM	8.93	<.001
8	Amplitude_log_NORM	8.79	<.001
9	sqrt(Ampl)_log_NORM	8.52	<.001
10	Amplitude_NORM	8.37	<.001
11	log(Aire+1)_log_NORM	8.15	<.001
12	log(Ampl+1)_NORM	8.12	<.001
13	sqrt(Ampl)_NORM	8.08	<.001
14	sqrt(Ampl)_log	8.06	<.001
15	Temps_descente_NORM	7.85	<.001
16	sqrt(Ampl)	7.78	<.001
17	Durée	7.72	0.001
18	log(Ampl+1)_log	7.66	0.001
19	Amplitude_log	7.63	0.001
20	Aire_NORM	7.63	0.001
21	log(Ampl+1)	7.60	0.001
22	Aire	7.57	0.001
23	Aire_log_NORM	7.51	0.001
24	Temps_descente	7.43	0.001
25	Durée_NORM	7.38	0.001
26	Amplitude	7.16	0.001
27	nbRED	6.92	0.001
28	Segment_chute	6.88	0.001
29	nbRED_NORM	6.44	0.002
30	Pente_chute_log	5.90	0.003
31	Segment_chute_NORM	5.63	0.003
32	Pente_chute	5.27	0.005
33	Taux_RED_NORM	3.72	0.021
34	Taux_RED	3.09	0.041

Annexe 1c : Comparaison FAxFD

Comparaison des conditions FA et FD au moyen de tests de Student appariés à 34 degrés de liberté (chapitre 4).

Classement	*Indicateur*	t^2	*p*
1	log(Aire+1)_log	12.00	0.009
2	Aire_log	11.98	0.009
3	Amplitude_log	11.91	0.009
4	log(Ampl+1)_log	11.84	0.009
5	Amplitude_NORM	11.08	0.013
6	Amplitude	10.63	0.015
7	log(Aire+1)_log_NORM	10.60	0.015
8	Aire_NORM	10.50	0.016
9	Aire_log_NORM	10.29	0.017
10	Amplitude_log_NORM	9.82	0.021
11	log(Ampl+1)_log_NORM	9.68	0.023
12	Aire	9.55	0.024
13	Pente_chute_NORM	9.09	0.029
14	Pente_chute_log_NORM	7.16	0.068
15	log(Aire+1)	6.68	0.085
16	log(Ampl+1)	6.54	0.091
17	Pente_chute_log	6.51	0.092
18	Pente_chute	6.00	0.118
19	log(Aire+1)_NORM	5.43	0.155
20	sqrt(Ampl)_log	5.16	0.177
21	log(Ampl+1)_NORM	5.02	0.190
22	sqrt(Ampl)	4.93	0.199
23	sqrt(Ampl)_NORM	3.65	0.386
24	Temps_descente	3.62	0.395
25	Temps_descente_NORM	3.43	0.437
26	sqrt(Ampl)_log_NORM	3.24	0.483
27	Taux_RED	3.16	0.505
28	Segment_chute_NORM	2.59	0.703
29	Segment_chute	2.42	0.773
30	Durée	1.88	1.000
31	Taux_RED_NORM	1.67	1.000
32	Durée_NORM	1.50	1.000
33	nbRED	0.15	1.000
34	nbRED_NORM	0.03	1.000

Annexe 1d : Comparaison FAxSA

Comparaison des conditions FA et SA au moyen de tests de Student appariés à 34 degrés de liberté (chapitre 4).

Classement	*Indicateur*	t^2	*p*
1	Aire_NORM	3.61	0.396
2	Aire_log_NORM	3.55	0.409
3	log(Aire+1)_log_NORM	3.45	0.432
4	Amplitude_NORM	3.23	0.488
5	log(Ampl+1)_log	2.99	0.557
6	Amplitude_log	2.92	0.578
7	log(Ampl+1)_log_NORM	2.88	0.593
8	Amplitude_log_NORM	2.88	0.594
9	log(Ampl+1)	2.76	0.636
10	Segment_chute	2.69	0.663
11	log(Aire+1)	2.59	0.702
12	log(Aire+1)_log	2.52	0.729
13	Amplitude	2.48	0.749
14	Aire_log	2.44	0.766
15	log(Aire+1)_NORM	2.42	0.775
16	Temps_descente	2.32	0.822
17	Segment_chute_NORM	2.27	0.848
18	Temps_descente_NORM	2.21	0.878
19	Taux_RED_NORM	2.17	0.898
20	log(Ampl+1)_NORM	2.08	0.949
21	sqrt(Ampl)_log	2.00	1.000
22	sqrt(Ampl)	1.94	1.000
23	Taux_RED	1.90	1.000
24	Aire	1.72	1.000
25	Durée	1.52	1.000
26	sqrt(Ampl)_NORM	1.47	1.000
27	sqrt(Ampl)_log_NORM	1.36	1.000
28	Durée_NORM	1.27	1.000
29	Pente_chute_log	1.08	1.000
30	Pente_chute_NORM	0.91	1.000
31	nbRED	0.83	1.000
32	Pente_chute	0.74	1.000
33	Pente_chute_log_NORM	0.63	1.000
34	nbRED_NORM	0.01	1.000

Annexe 1e : Comparaison FDxSD

Comparaison des conditions FD et SD au moyen de tests de Student appariés à 34 degrés de liberté (chapitre 4).

Classement	*Indicateur*	t^2	*p*
1	Pente_chute_NORM	26.78	<.001
2	Pente_chute_log_NORM	25.59	<.001
3	log(Aire+1)	25.38	<.001
4	log(Ampl+1)_log_NORM	24.82	<.001
5	log(Aire+1)_log	24.77	<.001
6	Amplitude_log_NORM	24.48	<.001
7	Aire_log	24.38	<.001
8	Amplitude_NORM	24.36	<.001
9	log(Aire+1)_NORM	23.77	<.001
10	sqrt(Ampl)_log	22.35	<.001
11	log(Ampl+1)_log	22.13	<.001
12	log(Ampl+1)	22.08	<.001
13	Amplitude_log	21.96	<.001
14	sqrt(Ampl)	21.88	<.001
15	log(Aire+1)_log_NORM	21.31	<.001
16	log(Ampl+1)_NORM	21.03	<.001
17	Amplitude	19.86	0.001
18	Aire	19.85	0.001
19	Temps_descente	19.84	0.001
20	Aire_NORM	19.82	0.001
21	Aire_log_NORM	19.72	0.001
22	sqrt(Ampl)_NORM	19.63	0.001
23	sqrt(Ampl)_log_NORM	19.50	0.001
24	Durée	18.67	0.001
25	Temps_descente_NORM	18.51	0.001
26	Pente_chute_log	18.10	0.001
27	Segment_chute	17.29	0.001
28	Durée_NORM	16.90	0.001
29	Pente_chute	16.40	0.002
30	Segment_chute_NORM	14.45	0.003
31	nbRED	13.47	0.005
32	nbRED_NORM	11.79	0.009
33	Taux_RED_NORM	0.43	1.000
34	Taux_RED	0.00	1.000

Annexe 1f : Comparaison SAxSD

Comparaison des conditions SA et SD au moyen de tests de Student appariés à 34 degrés de liberté (chapitre 4).

Classement	*Indicateur*	t^2	*p*
1	nbRED	11.61	0.010
2	sqrt(Ampl)_log	11.38	0.011
3	Segment_chute	11.23	0.012
4	Temps_descente	11.03	0.013
5	sqrt(Ampl)	11.01	0.013
6	Durée	10.97	0.013
7	log(Ampl+1)	10.84	0.014
8	sqrt(Ampl)_log_NORM	10.68	0.015
9	log(Ampl+1)_log	10.44	0.016
10	Amplitude_log	10.38	0.017
11	sqrt(Ampl)_NORM	10.35	0.017
12	log(Aire+1)	10.35	0.017
13	log(Ampl+1)_NORM	10.18	0.018
14	Durée_NORM	9.94	0.020
15	nbRED_NORM	9.91	0.020
16	Temps_descente_NORM	9.82	0.021
17	log(Aire+1)_NORM	9.78	0.022
18	Pente_chute_log	9.63	0.023
19	Pente_chute	9.25	0.027
20	Amplitude	8.67	0.035
21	log(Aire+1)_log	8.61	0.036
22	Aire_log	8.48	0.038
23	log(Ampl+1)_log_NORM	8.40	0.039
24	Segment_chute_NORM	8.39	0.039
25	Pente_chute_NORM	8.33	0.040
26	Pente_chute_log_NORM	8.33	0.040
27	Amplitude_log_NORM	8.17	0.043
28	Amplitude_NORM	7.57	0.057
29	log(Aire+1)_log_NORM	6.86	0.078
30	Aire_log_NORM	6.50	0.093
31	Aire_NORM	6.30	0.102
32	Aire	6.06	0.114
33	Taux_RED	3.45	0.432
34	Taux_RED_NORM	1.82	1.000

ANNEXE 2 : SCORES

Annexe 2a : Score1

Valeurs des Score1 de chaque indicateur. Score1 est obtenu en sommant les classements des indicateurs

Indicateurs	*Classements dans les comparaisons 2 à 2*				***Score1***
	FAxFD	*FAxSA*	*FDxSD*	*SAxSD*	
log(Ampl+1)_log	4	5	11	9	**29**
Amplitude_log	3	6	13	10	**32**
log(Aire+1)_log	1	12	5	21	**39**
log(Aire+1)	15	11	3	12	**41**
log(Ampl+1)	16	9	12	7	**44**
Aire_log	2	14	7	22	**45**
Amplitude_NORM	5	4	8	28	**45**
log(Ampl+1)_log_NORM	11	7	4	23	**45**
Amplitude_log_NORM	10	8	6	27	**51**
sqrt(Ampl)_log	20	21	10	2	**53**
log(Aire+1)_log_NORM	7	3	15	29	**54**
Amplitude	6	13	17	20	**56**
Aire_NORM	8	1	20	31	**60**
log(Aire+1)_NORM	19	15	9	17	**60**
Aire_log_NORM	9	2	21	30	**62**
sqrt(Ampl)	22	22	14	5	**63**
Temps_descente	24	16	19	4	**63**
Segment_chute	29	10	27	3	**69**
Pente_chute_NORM	13	30	1	25	**69**
log(Ampl+1)_NORM	21	20	16	13	**70**
Pente_chute_log_NORM	14	33	2	26	**75**
sqrt(Ampl)_NORM	23	26	22	11	**82**
Temps_descente_NORM	25	18	25	16	**84**
sqrt(Ampl)_log_NORM	26	27	23	8	**84**
Durée	30	25	24	6	**85**
Aire	12	24	18	32	**86**
Pente_chute_log	17	29	26	18	**90**
nbRED	33	31	31	1	**96**
Pente_chute	18	32	29	19	**98**
Segment_chute_NORM	28	17	30	24	**99**
Durée_NORM	32	28	28	14	**102**
nbRED_NORM	34	34	32	15	**115**
Taux_RED	27	23	34	33	**117**
Taux_RED_NORM	31	19	33	34	**117**

Annexe 2b : Score2

Valeurs des Score2 de chaque indicateur. Score2 est fonction des quartiles dans lesquels se trouvent les t² des tests de Student des comparaisons post-hoc.

Indicateurs	*Note attribuée selon les quantiles*				***Score2***
	FAxFD	*FAxSA*	*FDxSD*	*SAxSD*	
Amplitude_log	1	4	0	2	**7**
log(Ampl+1)_log	1	4	0	2	**7**
Aire_log	1	4	0	3	**8**
log(Aire+1)_log	1	4	0	3	**8**
Amplitude	2	4	0	3	**9**
log(Ampl+1)	4	4	0	2	**10**
sqrt(Ampl)	4	4	0	2	**10**
log(Aire+1)	4	4	0	2	**10**
sqrt(Ampl)_log	4	4	0	2	**10**
Amplitude_NORM	2	4	0	4	**10**
log(Ampl+1)_NORM	4	4	0	2	**10**
Pente_chute_NORM	3	4	0	3	**10**
Amplitude_log_NORM	3	4	0	3	**10**
log(Ampl+1)_log_NORM	3	4	0	3	**10**
log(Aire+1)_log_NORM	2	4	0	4	**10**
nbRED	4	4	1	2	**11**
Durée	4	4	1	2	**11**
Segment_chute	4	4	1	2	**11**
Temps_descente	4	4	1	2	**11**
Aire	3	4	0	4	**11**
sqrt(Ampl)_NORM	4	4	1	2	**11**
Aire_NORM	2	4	1	4	**11**
log(Aire+1)_NORM	4	4	0	3	**11**
sqrt(Ampl)_log_NORM	4	4	1	2	**11**
Pente_chute_log_NORM	4	4	0	3	**11**
Aire_log_NORM	2	4	1	4	**11**
Pente_chute	4	4	1	3	**12**
Pente_chute_log	4	4	1	3	**12**
nbRED_NORM	4	4	1	3	**12**
Durée_NORM	4	4	1	3	**12**
Segment_chute_NORM	4	4	1	3	**12**
Temps_descente_NORM	4	4	1	3	**12**
Taux_RED	4	4	4	4	**16**
Taux_RED_NORM	4	4	4	4	**16**

Annexe 2c : Score3

Valeurs des Score3 de chaque indicateur. Score3 est binaire et vaut 0 pour les comparaisons post-hoc significatives.

Indicateurs	*Note binaire (0 si significatif, 1 sinon)*				***Score3***
	FAxFD	*FAxSA*	*FDxSD*	*SAxSD*	
Amplitude	0	1	0	0	**1**
Amplitude_log	0	1	0	0	**1**
log(Ampl+1)_log	0	1	0	0	**1**
Aire_log	0	1	0	0	**1**
log(Aire+1)_log	0	1	0	0	**1**
Pente_chute_NORM	0	1	0	0	**1**
Amplitude_log_NORM	0	1	0	0	**1**
log(Ampl+1)_log_NORM	0	1	0	0	**1**
nbRED	1	1	0	0	**2**
log(Ampl+1)	1	1	0	0	**2**
sqrt(Ampl)	1	1	0	0	**2**
Durée	1	1	0	0	**2**
Segment_chute	1	1	0	0	**2**
Temps_descente	1	1	0	0	**2**
Pente_chute	1	1	0	0	**2**
Aire	0	1	0	1	**2**
log(Aire+1)	1	1	0	0	**2**
sqrt(Ampl)_log	1	1	0	0	**2**
Pente_chute_log	1	1	0	0	**2**
nbRED_NORM	1	1	0	0	**2**
Amplitude_NORM	0	1	0	1	**2**
log(Ampl+1)_NORM	1	1	0	0	**2**
sqrt(Ampl)_NORM	1	1	0	0	**2**
Durée_NORM	1	1	0	0	**2**
Segment_chute_NORM	1	1	0	0	**2**
Temps_descente_NORM	1	1	0	0	**2**
Aire_NORM	0	1	0	1	**2**
log(Aire+1)_NORM	1	1	0	0	**2**
sqrt(Ampl)_log_NORM	1	1	0	0	**2**
Pente_chute_log_NORM	1	1	0	0	**2**
Aire_log_NORM	0	1	0	1	**2**
log(Aire+1)_log_NORM	0	1	0	1	**2**
Taux_RED	1	1	1	1	**4**
Taux_RED_NORM	1	1	1	1	**4**

Annexe 2d : Scores globaux

Valeurs des Scores globaux de chaque indicateur. Le score global est calculé à partir des 3 autres scores.

Indicateur	*Score global*
log(Ampl+1)_log	0.000
Amplitude_log	0.009
log(Aire+1)_log	0.056
Aire_log	0.073
log(Ampl+1)_log_NORM	0.129
Amplitude	0.132
Amplitude_log_NORM	0.146
Pente_chute_NORM	0.197
log(Aire+1)	0.201
log(Ampl+1)	0.209
Amplitude_NORM	0.212
sqrt(Ampl)_log	0.235
log(Aire+1)_log_NORM	0.238
sqrt(Ampl)	0.263
Aire_NORM	0.283
log(Aire+1)_NORM	0.283
log(Ampl+1)_NORM	0.283
Aire_log_NORM	0.288
Temps_descente	0.291
Segment_chute	0.308
Pente_chute_log_NORM	0.325
sqrt(Ampl)_NORM	0.345
sqrt(Ampl)_log_NORM	0.351
Durée	0.354
Aire	0.356
Temps_descente_NORM	0.378
nbRED	0.385
Pente_chute_log	0.396
Pente_chute	0.418
Segment_chute_NORM	0.421
Durée_NORM	0.430
nbRED_NORM	0.467
Taux_RED	0.750
Taux_RED_NORM	0.750

ANNEXE 3 : PUBLICATIONS

Les corps des publications suivent.

Annexe 3a : Article publié dans Behavior Research Methods

Clarion, A., Ramon, C., Petit, C., Dittmar, A., Bourgeay, J., Guillot, A., Gehin, C., McAdams, E., & Collet, C. (2009). An integrated device to evaluate a driver's functional state. Behavior Research Methods, 41(3), 882-888. doi: 10.3758/BRM.41.3.882.

Annexe 3b : Article publié dans l'ouvrage Human Factors, Security and Safety

Petit, C., Clarion, A., Ramon, C., & Collet, C. (2009). Evaluating the distractive power of secondary tasks while driving. In D. De Waard, J. Godthelp, F. L. Kooi, & K. A. Brookhuis (Éd.), Human Factors, Security and Safety (pp. 261-270). Maastricht: Shaker Publishing.

Behavior Research Methods
2009, 41 (3), 882-888
doi:10.3758/BRM.41.3.882

An integrated device to evaluate a driver's functional state

Antoine Clarion
Renault, Guyancourt, France
and CRIS, Claude Bernard University Lyon 1, Villeurbanne, France

Carolina Ramon
INSA de Lyon, Villeurbanne, France

Claire Petit
Renault, Guyancourt, France

André Dittmar
INSA de Lyon, Villeurbanne, France

J. P. Bourgeay
By-Consulting Society, St. Genis Laval, France

Aymeric Guillot
CRIS, Claude Bernard University Lyon 1, Villeurbanne, France

Claudine Gehin and Eric McAdams
INSA de Lyon, Villeurbanne, France

and

Christian Collet
CRIS, Claude Bernard University Lyon 1, Villeurbanne, France

In the field of cognitive ergonomics, research on car drivers requires multimodal in-vehicle systems for recording not only driving-related behavior, but also contextual information from their surroundings. In addition, reliable information concerning a driver's functional state should be obtained. In this article, we describe an integrated device simultaneously recording specific physiological data, video recordings of the driver and environment, parameters from the vehicle, and contextual data. Physiological signals from the autonomic nervous system provide objective and quantitative information on the driver's alertness and his/her ability to process specific driving-related stimuli or other nonspecific information. Consequently, recorded physiological responses can be related to individual driving events. Electrodermal and cardiac activities are sensitive to time-dependent variations in arousal level and to certain external stimuli, so there is great interest in studying drivers' behavior via measured physiological signals that have been established as suitable behavioral indicators. The present integrated device is capable of processing the relevant indices from raw measured data in real time.

Studies of cognitive ergonomics often place the subjects in complex environments that require the recording of data from both the subject and the environment. In the present case, during in-vehicle studies, objective data related to a driver's behavior are recorded from his/her body (i.e., physiological data) and/or from the vehicle. Additional information may also be gathered from the driver's/vehicle's surroundings using, for example, video recordings and/or other data or events picked up by experimenters. All this information needs to be coded and related to precise driving-related actions. Such multimodal recordings necessitate the use of a range of different acquisition systems, which must therefore be linked and synchronized; there is, therefore, a need to develop a dedicated, in-vehicle device for synchronized data acquisition from a range of different sources. The resulting multimodal system will be a valuable tool in the assessment of the complex relationships existing between the driver and his environment.

Among several autonomic nervous system (ANS) variables, electrodermal and cardiac activities are known to

C. Collet, christian.collet@univ-lyon1.fr

© 2009 The Psychonomic Society, Inc.

give the most reliable information on drivers' functional state while driving. The sympathetic nervous system is a highly differentiated, rapidly activated system, with subdivisions specialized in regulating the response of different organ functions to any change in demands resulting from the external and/or internal milieu (Wallin & Fagius, 1986). Because electrodermal activity (EDA) is under the control of the sympathetic branch only, it can be closely correlated to the arousal state. An electrodermal response (EDR) is a short transient fluctuation in the basic tonic EDA level (Boucsein, 1992); several types of stimulus can elicit such phasic activity (Barry & Sokolov, 1993; Turpin, Schaefer, & Boucsein, 1999). The EDA reflects resource allocation in response to mental demands and is correlated with the affective content of the stimulus. The EDR amplitude is affected by the emotional significance of the given stimulus (Dawson, Schell, & Filion, 2007; Maltzman & Langdon, 1982), and thus by the strain the subject associates with it (i.e., the subjective load resulting from the perceived difficulty). Although previously used as a dependent variable in studying orienting response, EDA is considered a reliable measure for studying psychological states such as arousal (Barry, 2004; Dawson et al., 2007), strain (Collet, Petit, Priez, & Dittmar, 2005), influence of personality traits on information processing (Naveteur, Buisine, & Gruzelier, 2005; Schwerdtfeger, 2006), or social interactions (Bugental et al., 1993; Page & Robson, 2007). Heart rate is under the control of both the sympathetic and the parasympathetic branches of the ANS and can furnish additional information to that provided by EDA, particularly when specific data processing is used. One must process the heart-rate signal in such a way as to separate the sympathetic and parasympathetic contributions. Heart-rate variability (HRV) represents the variations of the beat-to-beat alteration. It is computed in either the frequency or time domain and provides information concerning the relative dominance of the sympathetic or the parasympathetic branches. For example, when there is a sympathetic dominance, the HRV spectral density evidences a high level of low-frequency component, whereas a parasympathetic dominance may be deduced when a high level of high-frequency component is observed.

Given the above considerations, there is a strong interest in studying drivers' behavior via their recording physiological signals, thus introducing objective measures that can be clearly associated with mental processes—for example, assessing the resulting load on a subject due to undertaking a second task while driving. Such dual tasking has the potential to (adversely) affect driving performance and the effects of the secondary task should be detected through behavioral and physiological indicators (see, e.g., Engström, Johansson, & Östlund, 2005, or Liu & Lee, 2006, for the use of distractive devices such as in-vehicle information systems or cellular phones). How a driving assistance system can help drivers during tight maneuvers and affect the strain they experience may also be studied using both behavioral and physiological data (Collet, Petit, Champely, & Dittmar, 2003; Nishiyama, Nakazono, Sasaki, & Watanabe, 1996).

Such studies require reliable acquisition devices, but do not, at this stage, require online computations, since the necessary data analysis can be performed following the experiment. It is expected that, eventually, the recorded physiological data can be supplied as an input to an in-vehicle system providing real-time feedback to drivers. Dementienko, Markov, Koreneva, and Shakhnarovich (2001) proposed an electrodermal response-based system to investigate drivers' alertness. In the field of aviation, Haarmann, Schaefer, and Boucsein (2006) used the frequency of nonspecific electrodermal responses to trigger turbulences in an aircraft simulator with the aim of breaking monotony and thus forcing the pilots to remain vigilant. Although these studies relied on a single physiological signal, there is potentially considerable benefit in clustering several physiological signals, since there will be a significant increase in reliability even though there will also be some redundancy. Simultaneously integrating such a set of physiological signals will give a more reliable and robust assessment of drivers' functional states. Healey and Picard (2005) proposed a continuous metric of a driver's stress based on the recording of several physiological signals via electrocardiographic (ECG), electromyographic (EMG), electrodermal, and respiratory recordings (Healey & Picard, 2000). The AUBADE device (Katsis, Ganiatsas, & Fotiadis, 2006) was designed to evaluate emotional states by classifying vectors of features extracted from facial EMG, respiration rate, electrodermal activity, and ECG. The accuracy of the classification of responses into five predefined emotional categories was up to 86% (high stress, low stress, disappointment, euphoria, and neutral). This system was validated under simulated driving conditions, and is intended to monitor drivers operating under extremely stressful conditions, such as during car racing.

The above systems thus provide multiple, in-vehicle physiological recordings on the drivers and perform advanced functional state recognition. They are, however, not designed to integrate and synchronize information from other nonphysiological sources, unlike the system we describe in the present article. For example, parameters recorded from the vehicle may provide relevant information on the driver's action associated with contextual data. Integrating information from many sources should therefore help the experimenter to perform a more accurate analysis. Causal relationships will probably be established between drivers' actions and information from the environment, thus giving a better understanding of how drivers' functional state was impacted. In this way the data source will be expanded, enabling the development of integrated multimodal driving analysis with the associated hard- and software tools. It is expected that the system we describe in the present article will be used in various experimental driving situations and will prove to be a useful applied research tool.

DEVICE DESIGN

Vehicle Parameter Module

Data originating from the vehicle provides indirect but useful information on a driver's intention, expressed

through the driver's general behavior (e.g., vehicle speed, steering wheel angle, use of commands, and pedal pressure). Such actions are closely related to the driver's intention in the given driving context (sudden vehicle speed variation for detecting braking, steering wheel angle, and/or flashing indicators for detecting turns, etc.). Such data are of great interest to experimenters, since they provide quantitative, objective, and continuous information. Along with the increase in in-vehicle electronics, modern cars are now equipped with a controller area network (CAN) bus. The local calculators communicate signals at various sample rates via the CAN bus in order to process information originating from various parts of the vehicle.

The commercial CANalyser software (Vector, GmbH) records data from the CAN bus using a dedicated software pilot, which are then backed up as a CANalyser file. This information is available for further exportation and was exploited in the present experimental setup.

Physiological Data Module

The present device has the ability to record several physiological signals: EDA, ECG, and respiratory frequency (the latter deduced from chest movements). EDA is measured using a 5-μA DC current applied between two electrodes. The two 50-mm^2 Ag/AgCl electrodes (E 243, Clarke Electromedical Instruments, Edenbridge, England) are placed with isotonic gel (Teca, ref. 822-201210 or GEL101, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA) on the second and third digits' fingertips of the nondominant hand (maximum current density 10 μA/cm^2, as per traditional recommendations; Fowles et al., 1981). Since scars may alter the skin's electrical properties, participants with scars were excluded from the experimental group. Fingertips are considered reliable sites to record EDA (Scerbo, Freedman, Raine, Dawson, & Venables, 1992), and these were selected to prevent any contact between the sensors and the vehicle's steering wheel, which would otherwise have elicited recording artifacts. Scerbo et al. found larger electrodermal response amplitudes at these sites than at traditional medial sites.

The ECG was recorded using three pregelled sensors, with two of them being placed along the cardiac axis, and the remaining sensor placed just under the left clavicle and serving as a reference. The raw ECG signal was amplified ($\times$10) and analog passband filtered (the 8- to 16-Hz passband included the QRS complex frequencies), then reamplified ($\times$100). To prevent noise contamination, this data processing was performed close to the signal source. The corresponding electronic material was therefore set up outside the acquisition device, close to the cardiac sensors. The acquisition device also contained the piezoelectric respiration signal transducer. Respiration movements were recorded using an air balloon embedded in a chest belt, pressure variations mirroring chest respiratory movements. The respiration frequency was extracted offline, using a basic smoothing/derivation/peak detection algorithm. This information was then used in the sinus-arrhythmia analysis.

The output cable was shielded and twisted. Analog R-wave peak detection was then performed and the device's microcontroller computed the interbeat intervals prior to saving the instantaneous heart-rate (IHR) signal.

The acquisition device was designed to convert measured analog voltages into relevant digital physical units, sampled at 10 Hz and 16 bits each. A software interface was dedicated to control the device. Physiological data were then stored in comma-separated values (.csv) files. A new file was created and saved every 5 min to prevent unexpected data loss.

Video Module

The video module is necessary to give the experimenter an overview of the driving scene and the driver's actions, although this was not often used for data coding. In addition, inferring gaze direction may be possible in the case of obvious changes (e.g., glancing from the road to the rearview mirrors) but the use of video is not adequate to identify gaze fixation points precisely. If needed, the present device could also integrate an eyetracking system to record gaze behavior. A commercial "quad unit" combines the video fluxes from the four analog cameras. This results in a single 2 $\times$ 2 matrix video flow. A commercial frame grabber (Dazzle DVC 80) digitizes the video signal. The video acquisition software compresses the video digital flow into a DivX format, which is then saved under .avi file format. The video sample frequency can be set at several frequencies (usually 25 or 30 Hz), depending on the desired trade-off between time accuracy and file weight.

Since the timescale from the computer's core is more reliable than that from the video digitizing, a strip with the time code is integrated into each video frame by the video acquisition software. This timescale is considered the genuine temporal index and is read graphically by a subroutine associated with the data analysis software.

Contextual Data Module

Contextual data provide information on events occurring in the subject's environment during the experiment—that is, traffic conditions (a stop sign or a red light, for example), or any unexpected event. Such data could be recorded by the experimenter each time something relevant occurs. A brief description can be associated with each event and the corresponding time. Contextual data have obvious advantages, such as helping the experimenter understand the whole situation and building up links between various pieces of information, as well as in selecting and comparing information on similar events. Finally, the experimenter can mark time boundaries of special interest. This necessitates defining and selecting the corresponding time range within the whole recording time. Thus, important events may serve as references to define time boundaries that will be used in the subsequent physiological data processing. They are therefore essential in providing references when analyzing drivers' behavior. Contextual data acquisition is triggered by the experimenter, who maintains the ability to de-

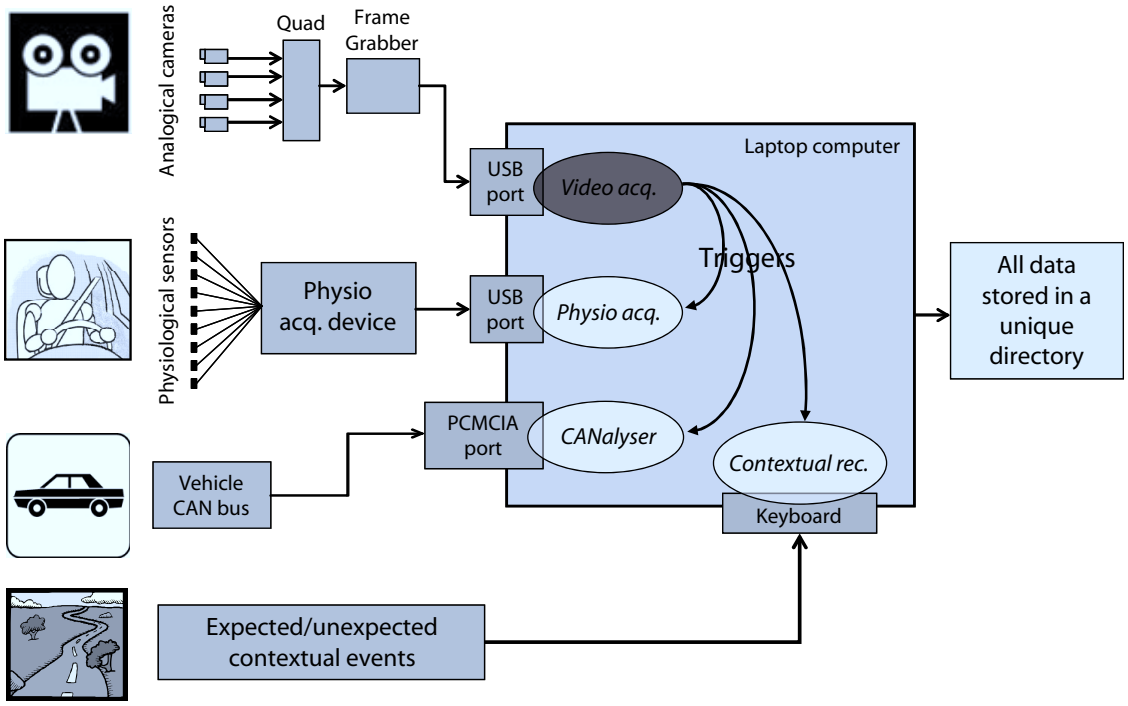

Figure 1. Schematic representation of the data acquisition device. The four data sources are represented on the left (video, physiological, vehicle, and contextual events). Data flows use specific recording systems converging on the main computer, with the same timescale.

cide whether the current situation is worth being marked or not.

In the present device, external events are easily recorded during data acquisition, using customized software. The more probable events may be previously programmed according to the aim of the experiment, and thus prelabeled in a specific file. An interface displays several labeled buttons corresponding to the prelabeled events. Unexpected events may nevertheless be added easily at any time during the experiment. Each time a new event is recorded, a new row, including the corresponding label and time code, is appended to a unique text file (.txt). During data analysis, the experimenter can update the file by adding new information or modifying the recorded information, if necessary. Further analysis may then associate cinematic and physiological data with reference to each event and thus provide accurate information related to drivers' behavior.

Data Synchronization

Data originate from four different and independent modules, each being driven by specific software and inputting into the computer through specific ports (see Figure 1). The video acquisition software manages data synchronization by triggering and stopping other recordings, including the physiological signals. During recording, each module maintains its own timescale, the start and stop points being set by the video software. During synchronization tests, the drifts measured between different timescales were less than 0.15 sec/h of recording. The master software also sends information to the other modules using the directory path. In this way, data from all modules are saved in the same directory.

Data Analysis

Two software programs display two separate windows on the same computer screen for data analysis. The first manages the video data, and the other is dedicated to both physiological and vehicle data processing. Both programs display the current time code and contextual information continuously, as shown in Figure 2. Physiological variations related to contextual events are thus easily observable. When the current time code is manipulated by moving a current time cursor on the data plots or on video, the two displays remain synchronized, each being coupled to the other. A vertical color line is available on the physiological and vehicle parameter plots to determine time boundaries. The time segment needed for further quantitative analysis can be selected and the timescale easily changed. Graphic functions such as zooming, framing, scaling, and graph sweeping facilitate data exploration and visualization. Defining criteria for the evaluation of functional state changes is the next step in the process but is not described here, since the present article is focused mainly on methodological considerations. Several indicators have already been selected and assessed as criteria for drivers' functional state evaluation; this work has been published elsewhere (Clarion, Ramon, Petit, & Collet, 2008; Leclerc, Petit, Mollard, & Collet, 2008; Ramon et al., 2008).

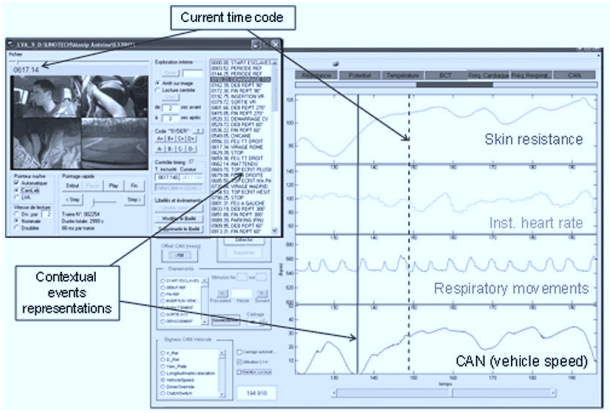

Figure 2. Schematic representation of the two data screens with the same time base. The two programs are linked one to another to display synchronized data. The vertical dashed line indicates the time corresponding to each of the four video screens, and the solid vertical line corresponds to one of the selected event markers. Thus, the experimenter can process physiological data associated with a driver's behavior under a specific driving condition.

Signal Processing and Physiological Indices Extraction

The software provides several semiautomatic tools for data extraction and quantification. These are designed to work around contextual events. Some of them, related to both EDR and heart rate, are presented below.

Variation of tonic EDA level is a reliable indication of a change in overall arousal, whereas phasic events (EDR) are recorded in response to specific stimuli (Boucsein, 1992). Because of the great intersubject variability in EDA values, individual data should be standardized before being processed by statistical computation. There are several methods to standardize EDA values, each being available in the data processing software. The most common method is to take a time window, preferably when the subject is relatively relaxed, and use the mean EDA value as a reference. Then, each time period of special interest is divided by this reference. The ratio is generally close to 1 and gives information concerning the drivers' levels of relaxation (if below 1 when EDA is expressed in terms of skin conductance) or activation (if above 1 when EDA is expressed in terms of skin conductance); the intersubject variability is thus reduced, and more useful information can be obtained (Collet et al., 2005). Signal features such as mean, standard deviation, and number of EDRs are computed within the selected windows. The EDRs related to the selected contextual events are detected automatically and may then be quantified using several indices—for example, amplitude, duration (Vernet-Maury, Robin, & Dittmar, 1995), half recovery time, slope, and latency.

Heart rate (HR) is a useful indicator of the strain produced in the participant by a particular driving situation. In the case of missed ECG R-waves or false detection due to artifacts, HR can be estimated offline using an algorithm iteratively replacing IHR variations exceeding a 10-bpm threshold with interpolated values. Interpolation computation is performed between pairs of below-threshold values. The new signal, free of artifact, is then resampled prior to power spectral density computation. The HRV spectrum is generally described within three frequency bands (Figure 3A): very low frequencies (VLF; 0.003–0.04 Hz), low frequencies (LF; 0.04–0.12 Hz), and high frequencies (HF; 0.12–0.40 Hz). Normalized relative powers of each frequency band provide information on the involvement of the two ANS subsystems (Berntson, Quigley, & Lozano, 2007; Malliani, 1999). Time domain computations are also performed using the mean successive beat intervals (NN), the interbeat times standard deviation (SDNN), the root mean square successive difference of intervals (RMSSD), and the Poincaré plot representations (Figure 3B). The Poincaré plots display the correlation between consecutive RR intervals within a given time period. They resemble a cloud of points oriented along the

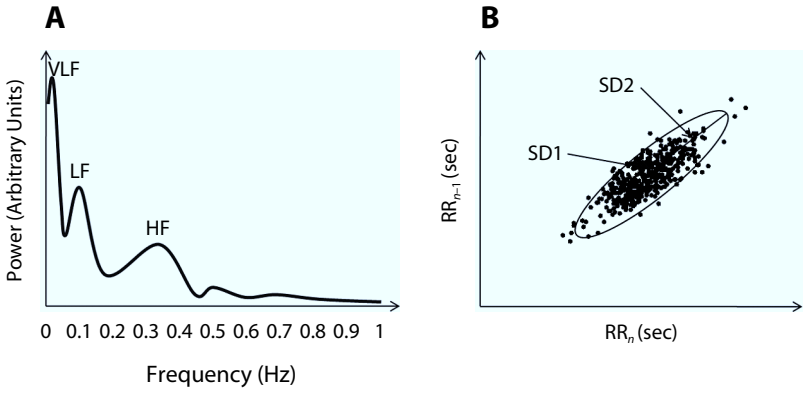

Figure 3. (A) Three main spectral components computed from heart-rate variability: very low frequency (VLF), low frequency (LF), and high frequency (HF). (B) A typical Poincaré plot. The horizontal axis represents the RR interval(s) of a given beat and the vertical axis represents the RR interval(s) of the next beat. The SD1 index gives an estimation of the short diameter of the fitted ellipse and the SD2 index that of the long diameter. This Poincaré plot represents a 300-sec-long data recording.

line of identity (SD2), the dispersion along which provides information on long-term variability, whereas SD1 is perpendicular to the line of identity and provides information on short-term variability (Brennan, Palaniswami, & Kamen, 2001). SD1 mainly reflects parasympathetic activity (Kamen, Krum, & Tonkin, 1996). These indices give specific information on the strain the participant experiences when confronted with a particular driving situation.

The software can be modified to add any new index. The quantitative data are saved in a specific worksheet, prior to data processing and further statistical analysis.

CONCLUSION

The present integrated system was designed for data acquisition from field tests—that is, in-vehicle recordings—and also has onboard data processing tools (e.g., an event marker). During an experiment, useful contextual information can be saved in real time and associated with the relevant behavior and physiological activity. Intersubject analysis, using both behavioral and physiological data, can evidence specific patterns related to drivers' functional state and behavior. Intrasubject analysis using the device will help in understanding how each individual responds to a given driving context, learning and evolving when confronted several times with the same driving situation. Thus, drivers' behavior may be assessed using a range of different indicators, thereby enabling various analyses that improve reliability.

Following validation tests, the presented device has been used in several experiments, covering a wide range of driving environments (simulator, private track, and open road) and driving situations (Clarion et al., 2008; Leclerc et al., 2008; Ramon et al., 2008). The integrated data set has been found to be well designed, providing a better understanding of drivers' behavior, under normal driving (e.g., during monotonous driving conditions, when a hypovigilant state might occur) to critical situations (e.g., requiring managing collision avoidance in a hard-braking situation). Between these two extreme conditions, however, various driving situations involving distraction or dual-task management would benefit from being studied using the present system. The next stage of the research is to implement and test new automatic features for extraction, classification, and pattern recognition. The device will also be further improved by incorporating new electronic components and new sensors, to make it less intrusive and more suitable for ambulatory monitoring.

AUTHOR NOTE

This project has been supported by the French Transportation Ministry and the National Research Agency. Correspondence concerning this article should be addressed to C. Collet, Mental Processes and Performance Laboratory, CRIS, Claude Bernard University Lyon 1, 69622 Villeurbanne, France (e-mail: christian.collet@univ-lyon1.fr).

REFERENCES

Barry, R. J. (2004). Stimulus significance effects in habituation of the phasic and tonic orienting reflex. *Integrative Psychological & Behavioral Science*, **39**, 166-179. doi:10.1007/BF02734437

Barry, R. J., & Sokolov, E. N. (1993). Habituation of phasic and tonic components of the orienting reflex. *International Journal of Psychophysiology*, **15**, 39-42. doi:10.1016/0167-8760(93)90093-5

Berntson, G. G., Quigley, K. S., & Lozano, D. (2007). Cardiovascular psychophysiology. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (3rd ed., pp. 182-210). New York: Cambridge University Press.

Boucsein, W. (1992). *Electrodermal activity*. New York: Plenum.

Brennan, M., Palaniswami, M., & Kamen, P. (2001). Do existing measures of Poincaré plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **48**, 1342-1347. doi:10.1109/10.959330

Bugental, D. B., Blue, J., Cortez, V., Fleck, K., Kopeikin, H., Lewis, J. C., & Lyon, J. (1993). Social cognitions as organizers of autonomic and affective responses to social challenge. *Journal of Personality & Social Psychology*, **64**, 94-103.

Clarion, A., Ramon, C., Petit, C., & Collet, C. (2008, September). Comparing stopping at traffic lights and stop signs using electrodermal activity indicators. In *7th International Conference on Psychophysiology in Ergonomics*, New York.

Collet, C., Petit, C., Champely, S., & Dittmar, A. (2003). Assessing workload through physiological measurements in bus drivers using an automated system during docking. *Human Factors*, **45**, 539-548. doi:10.1518/hfes.45.4.539.27082

Collet, C., Petit, C., Priez, A., & Dittmar, A. (2005). Stroop color–word test, arousal, electrodermal activity and performance in a critical driving situation. *Biological Psychology*, **69**, 195-203. doi:10.1016/j.biopsycho.2004.07.003

Dawson, M. E., Schell, A. M., & Filion, D. L. (2007). The electrodermal system. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (3rd ed., pp. 159-181). New York: Cambridge University Press.

Dementienko, V. V., Markov, A. G., Koreneva, L. G., & Shakhnarovich, V. M. (2001). Automatic checkout systems to monitor driver's vigilance. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, **29**, 157-171.

Engström, J., Johansson, E., & Östlund, J. (2005). Effects of visual and cognitive load in real and simulated motorway driving. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology & Behavior*, **8**, 97-120. doi:10.1016/j.trf.2005.04.012

Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1981). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, **18**, 232-239. doi:10.1111/j.1469-8986.1981.tb03024.x

Haarmann, A., Schaefer, F., & Boucsein, W. (2006). Adaptive automation using electrodermal activity during a simulated IFR flight mission. In *Proceedings of the IEA 2006 Congress: Meeting Diversity in Ergonomics*. Amsterdam: Elsevier.

Healey, J. [A.], & Picard, R. [W.] (2000). SmartCar: Detecting driver stress. In *Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition* (pp. 218-221). Washington, DC: IEEE Computer Society. doi:10.1109/ICPR.2000.902898

Healey, J. A., & Picard, R. W. (2005). Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, **6**, 156-166.

Kamen, P. W., Krum, H., & Tonkin, A. M. (1996). Poincaré plot of heart rate variability allows quantitative display of parasympathetic nervous activity in humans. *Clinical Science*, **91**, 201-208.

Katsis, C. D., Ganiatsas, G., & Fotiadis, D. I. (2006). An integrated telemedicine platform for the assessment of affective physiological states. *Diagnostic Pathology*, **1**, 16. doi:10.1186/1746-1596-1-16

Leclerc, F., Petit, C., Mollard, R., & Collet, C. (2008, January–February). Braking strategies and mental load under simulated and actual driving conditions. In *Proceedings of the 10th Driving Simulation Conference (DSC Europe 2008)*, Monaco.

Liu, B. S., & Lee, Y. H. (2006). In-vehicle workload assessment: Effects of traffic situations and cellular telephone use. *Journal of Safety Research*, **37**, 99-105. doi:10.1016/j.jsr.2005.10.021

Malliani, A. (1999). The pattern of sympathovagal balance explored in the frequency domain. *News in Physiological Sciences*, **14**, 111-117.

Maltzman, I., & Langdon, B. (1982). Novelty and significance as determiners of the GSR index of the orienting reflex. *Physiological Psychology*, **10**, 229-234.

Naveteur, J., Buisine, S., & Gruzelier, J. H. (2005). The influence of anxiety on electrodermal responses to distractors. *International Journal of Psychophysiology*, **56**, 261-269. doi:10.1016/j.ijpsycho.2004.12.006

Nishiyama, Y., Nakazono, T., Sasaki, M., & Watanabe, Y. (1996). Physiological evaluation of effect on driver's mental work load for a newly-developed semi-automatic transmission system. *JSAE Review*, **17**, 395-400.

Page, M., & Robson, A. (2007). Galvanic skin responses from asking stressful questions. *British Journal of Nursing*, **16**, 622-627.

Ramon, C., Clarion, A., Petit, C., Dittmar, A., Bourgeay, J., & Collet, C. (2008, September). Mental load attached to cruise control use. In *7th International Conference on Psychophysiology in Ergonomics*, New York.

Scerbo, A. S., Freedman, L. W., Raine, A., Dawson, M. E., & Venables, P. H. (1992). A major effect of recording site on measurement of electrodermal activity. *Psychophysiology*, **29**, 241-246. doi:10.1111/j.1469-8986.1992.tb01693.x

Schwerdtfeger, A. (2006). Trait anxiety and autonomic indicators of the processing of threatening information: A cued S1–S2 paradigm. *Biological Psychology*, **72**, 59-66. doi:10.1016/j.biopsycho.2005.07.008

Turpin, G., Schaefer, F., & Boucsein, W. (1999). Effects of stimulus intensity, risetime, and duration on autonomic and behavioral responding: Implications for the differentiation of orienting, startle, and defense responses. *Psychophysiology*, **36**, 453-463.

Vernet-Maury, E., Robin, O., & Dittmar, A. (1995). The ohmic perturbation duration, an original temporal index to quantify electrodermal responses. *Behavioural Brain Research*, **67**, 103-107. doi:10.1016/0166-4328(94)00148-9

Wallin, B. G., & Fagius, J. (1986). The sympathetic nervous system in man: Aspects derived from microelectrode recordings. *Trends in Neurosciences*, **9**, 63-67. doi:10.1016/0166-2236(86)90024-X

(Manuscript received October 30, 2008;
revision accepted for publication May 7, 2009.)

Evaluating the distractive power of secondary tasks while driving

Claire Petit[1], Antoine Clarion[2], Carolina Ramon[3], & Christian Collet[2]
[1]Renault Research Department, Gyancourt
[2]Claude Bernard University, Lyon
[3]INSA, Lyon
France

Abstract

Distraction is likely to increase the risk of crash during driving as it may elicit periods of divided attention from the main task, e.g. by glancing away from the road scene. Distraction may occur when a secondary task is performed concurrently with driving. However, as many skills are automated, the driver may keep the ability to perform secondary tasks. Besides, some of them are closely associated with driving actions (e.g. opening a window or switching the radio on). The aim of this study is to evaluate the distractive power of several day life tasks that can be performed while driving. The experiment took place on a private circuit on which 39 drivers were asked to drive as usual. At some predetermined times, additional tasks were requested by the experimenter. Drivers had to manage the dual-tasks in a counterbalanced order, considered the distractors: air-conditioning adjustment, mental arithmetic, money preparation for toll highway, CD-programming and response to questions. The extent to which each secondary task was distractive was assessed by recording electrodermal activity (EDA). EDA evolved as early as the dual-task demand increased. Preparation of money for toll highway had the most distractive power, whereas air-conditioning adjustment was the less distractive, the others eliciting intermediate distraction. Whereas managing two tasks simultaneously remains possible, the distractive power of a secondary task is dependent upon its degree of interference with driving. Tasks sharing cognitive and motor demand with driving were the most distractive.

Introduction

Contribution of driver inattention and distraction in crashes is known for many years. Treat (1980) identified inattention and internal distraction as major driver error causal factors. He defined inattention as “a non-compelled diversion of attention from the driving task”, whereas an internal distraction was a “diversion of attention from the driving task that is compelled by an activity or event inside the vehicle”. Inattention is more difficult to monitor, being a special state of the driver involved in his thoughts. Stutts et al (2001) listed several possible sources of driver distraction either due to outside or inside events, a contribution which was completed recently

In D. de Waard, J. Godthelp, F.L. Kooi, and K.A. Brookhuis (Eds.) (2009). Human Factors, Security and Safety (pp. 1 - 10). Maastricht, the Netherlands: Shaker Publishing.

by Regan et al. (2009). Drivers are likely to be distracted with the increase of embedded systems in the car (radio, CD, audio and video tape, navigation system, cell phone …). Other sources of inside distraction can be the passengers, or driver's own activity e.g. drinking, eating, or moving objects in vehicle, causing interference with driving actions (Horberry et al., 2006).

As a whole, epidemiologic studies strongly suspected distraction as being responsible of about 23% of accidents or nearly accidents (Regan et al., 2009). In a report from Klauer et al. (2006) this proportion climbs up to 80%. There is thus an urgent need to develop, standardized methods and metrics so that distraction can be objectively measured (Caird et al., 2005). There is no common basis for determining when an activity represents a distraction. Behavioural recordings using video may provide information about the degree to which the driver is distracted and many studies focused on driver actions and visual behaviour (Fairclough et al, 1991). For example, more erratic steering was interpreted as being caused by visual distractions during curve negotiation whereas auditory cues had a less distraction power in the same situation (Donmez et al., 2006). However, few studies were conducted with a physiological approach, i.e. using physiological variations as indices of distraction (Brookhuis et al., 1991). Variables from the autonomic nervous system (ANS) are good candidates as the orthosympathetic branch is very sensitive to external stimuli. Sokolov (1963) showed that stimulus novelty elicits high autonomic responses simultaneously with different bodily reactions, the most common being the orienting response. These are interpreted as focusing attention or at diverting attention if a main task is already performed. The ANS is specialized in mobilizing energy resources in response to internal and external milieu demands (Wallin & Fagius, 1986). In turns, responding to stimuli makes subjects' arousal increasing. The ANS is known to give a close estimation of subjects' arousal and its variations especially through the orthosympathetic branch (Boucsein, 1992). The eccrine sweat glands system is innervated by sympathetic endings only and is better sensitive to psychologically significant stimuli than to thermo regulator stimuli, which results in changing the level of arousal. Consequently, electrodermal activity (EDA) changes, i.e. increase in skin conductance or decrease in skin resistance. Previous studies have shown that electrodermal activity varied as a function of the workload the drivers encountered (Collet et al., 2003). More recently, Collet et al. (2009a), confirmed that EDA was a reliable index of the strain underwent by air-traffic controllers, the number of aircraft to be monitored being highly correlated with electrodermal changes. In a second study by Collet et al. (2009b) electrodermal activity was again taken as an index of arousal and was shown to separate unambiguously the periods of dual-task from those of single task performing. However, if increasing arousal can be an index of distraction, this must be associated with other indices from the electrodermal signal or from other sources, to bring a set of effective tools with high ability to detect periods of distraction. While driving, a secondary task has the potential to elicit distraction by increasing demand of resources. We expected that changes in the base line would attest that distraction need higher arousal to manage two tasks simultaneously. We supposed that performing the secondary task while driving should require the driver to process more information than during a normal driving period. Consequently, the amount of electrodermal responses should be

higher during the dual-task period and should be closely related to the dispersion around the mean baseline value. Finally, we expected that the slope of the electrodermal curve could account for distraction, the steepness of the slope being expected to be related to distraction intensity. As redundant information is believed to increase reliability, the aim of the present study is to evaluate drivers' functional state changes that are thought to be associated with distraction by using several physiological indices from electrodermal activity recordings.

Material and methods

Participants

Thirty-nine male participants took part in this experiment. The mean age was 40.4 years old (SD=9.7, min: 23 and max: 59).

Experimental design

Participants were requested to drive three rounds on the private track, designed as a highway of about 5 km (15 minutes). During the first round, they only had to drive normally, with respect to speed limitations. During the two next rounds, they were involved in five distractive tasks while driving. The distractive tasks were controlled by an experimenter and performed at random, nevertheless, at particular places of the circuit, to guarantee that the driving conditions were comparable among dual-tasks. Data were processed as repeated measures as dual task sessions were compared to normal driving and as each participant was confronted to all dual-task conditions. Information related to dual-tasks was given by the experimenter from the back seat, and was separated from the next one by a period of normal driving allowing the driver to rest and to physiological variable to recover baseline.

Five additional tasks were selected for their distractive power and are described below.

Action on the ventilation system
The instruction was: "please select warm air intensity 2 directed both on your feet and on your face. Then orient manually the air on your face and activate the demisting". This task was requested on straight line only and lasted about 30 seconds.

Mental arithmetic
This was a counting back task in steps of 3 from 147. This task was purely cognitive but was nevertheless supposed to interfere with driving. Drivers were told that they could count at their own pace and that errors made were not taken into account.

Insertion of a CD
The instruction was to select the seventh track of the CD player while the radio was switched off and was pre selected on the MF as early as the driver switched it on.

Search for small change: money preparation for highway toll
The instruction was to gather € 2.50 among small change, placed in a space-pocket in front of the shift lever and then to give it to the co-pilot. If the task was performed in less than 40 seconds, the driver was asked to start again, up to the signal of end of task.

Questions
The experimenter asked questions to the subject and told him to answer in the most accurate way. The following list allowed conducting this secondary task during the requested duration, approximately 40 seconds.

1. What is the speed limit on highway when it is raining?
2. What is the speed limit in city?
3. Can you give me the name of a presenter of Television News?
4. How long do you need to arrive at the work in the morning?
5. What model of car do you drive mostly?
6. How many windows are there in your house?
7. At home, at what side of the front door is the handle?
8. Can you give me the name of a French river?
9. What is the colour of the vehicle you are driving right now?
10. What is the current date?

Physiological data recordings

Electrodermal activity was the dependent variable and was recorded continuously, as early as each participant started to drive. Skin resistance was measured with 5 µA DC current and recorded using 50 mm^2 unpolarizable Ag/AgCl electrodes (E243, Clark Electromedical Instruments, Edenbridge, UK). The current density was thus 9.9 $\mu A/cm^2$. Sensors were placed with isotonic gel (Teca, ref. 822-201210 or GEL101, Biopac Systems, Inc.) and held by adhesive tape. Despite traditional recommendations (Fowles et al, 1981) sensors were placed on the distal phalanx of the index and third finger of the non dominant hand to prevent sensors contact on the driving wheel which would have denatured the signal and elicited artefacts.

As briefly described in the introduction section, several indicators were selected from the electrodermal signal and taken as indices of distraction: i) EDA was averaged during the time-interval of the secondary task and was the first dependent variable; ii) The distractive power of each secondary task was evaluated by its ability to generate supplementary information to be processed. This second index was evaluated by the dispersion around the mean electrodermal value. We hypothesized that a high dispersion was due to electrodermal responses elicited by the process of the secondary task that divided attention; iii) the mean slope of electrodermal activity during the same period should also represent the extent to which the driver is distracted by the secondary task. Finally, the distractive power of each secondary task was assessed using a set of 3 indices extracted from EDA. These are summarized in Figure 1.

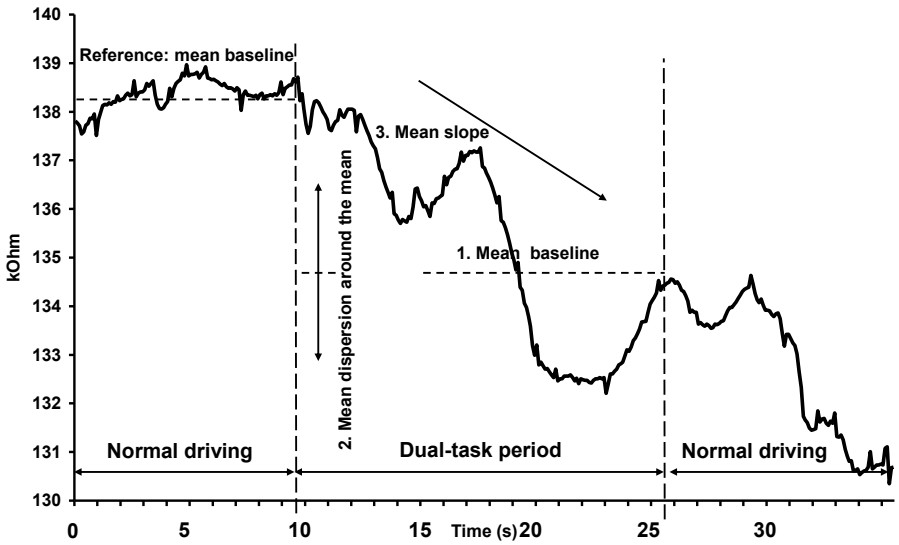

Figure 1. Method of data analysis: Example of Skin Resistance recording while performing a secondary task. The reference is the mean baseline just before the dual-task started. The duration of the reference period is the same to that of the dual-task. Thus, all indices computed during the dual-task period were compared to the same indices computed during the reference period. The mean baseline comparison gives evidence of changes in arousal. The mean dispersion around the mean is related to the difference in the amount of information that is processed during the two periods. The slope indicates the intensity of the distraction

Results

First, the time periods during which distraction was elicited were compared to those of normal driving. The three indicators extracted from the electrodermal signal gave evidence of significant differences between the distraction and the reference periods. The mean baseline value was lower during the dual-task period (66.19 kOhm) than during the reference period (68.74 kOhm), mean difference being 2.55, $t=12.26$, $p<.001$ (see Figure 2).

The mean dispersion around mean electrodermal baseline was higher during the distraction periods (1.89 kOhm) than during the reference periods (0.76 kOhm) as illustrated by Figure 3. The paired t-test was -9.66, $p <.001$, mean difference being 1.13.

Finally, the slope was negative during the distraction periods (-0.10 kOhm/s) whereas it remained almost constant during the reference periods (0.02 kOhm/s), as shown by Figure 4. The paired t-test was 2.01, $p <.05$, mean difference being 0.08.

To summarize, we defined a reference period for each distractive task to cancel the potential effect of time. Each task was different from the corresponding reference period (see Table 1). Present results showed that distraction was characterized by

lower baseline values of EDA, higher dispersion around the mean and negative slope.

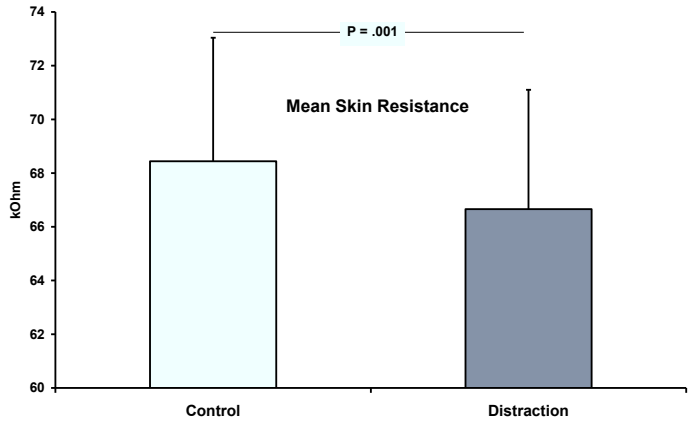

Figure 2. Mean Skin Resistance during the normal driving period (control) compared to the periods during which distraction was elicited by the secondary tasks. The electrodermal level is significantly lower under the distractive condition

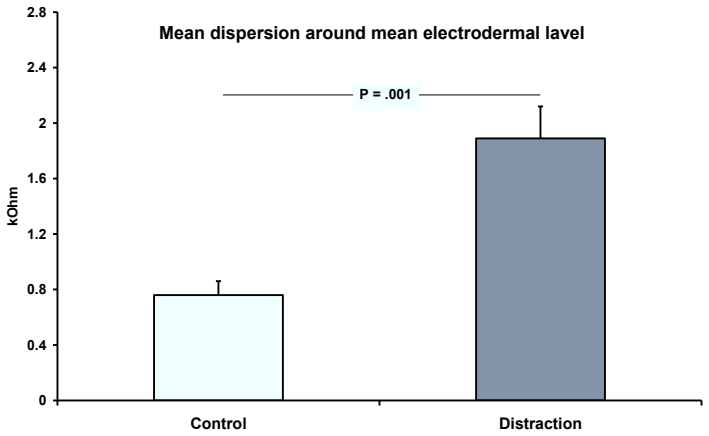

Figure 3.Mean dispersion around the Skin Resistance level during the normal driving period (reference) compared to the periods during which distraction was elicited by the secondary tasks. The dispersion is significantly higher under the distractive condition

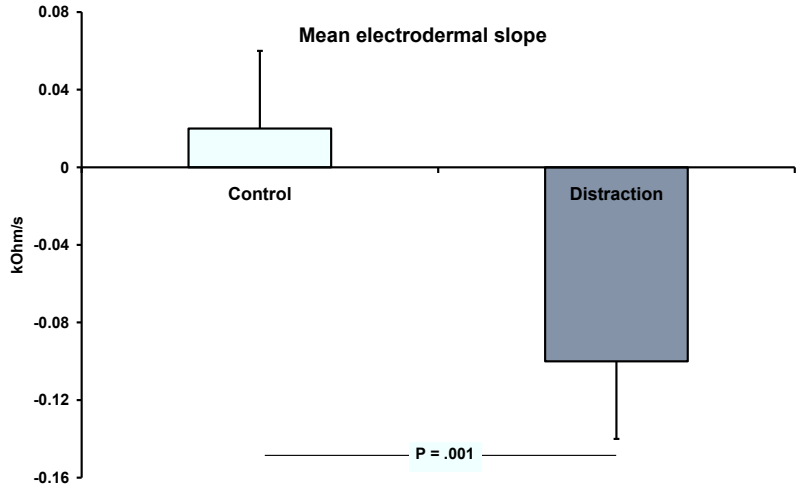

Figure 4. Mean Slope during the normal driving period (reference) compared to the periods during which distraction was elicited by the secondary tasks. The slope (kOhm/s) is close to zero during the reference period and negative during the distractive condition

Table 1. Summary of the distractive power of each secondary task. Each index from skin resistance recording (mean baseline, mean dispersion and slope) was compared with the same index computed during the reference period, just before the dual task started. At least two indices among three have the ability to differentiate each task from its own reference period. The slope is probably the less effective index whereas the two others clearly distinguished the distractive period from the reference

Electrodermal Variables	Mental Arithmetic / REF	CD / REF	Money / REF	Questions / REF	Ventilation / REF
Baseline (Mean level)	p < .001	p < .001	p = .005	p < .001	p < .001
Dispersion	p < .001	p < .001	p < .001	p < .001	p = .001
Slope	p = .03	NS	NS	p = .03	p = .001

Table 2. Differences among tasks obtained from mean level, mean dispersion and slope. At least one index is shown to differentiate each task from another, except when comparing mental arithmetic to CD manipulation. Comparisons were made using paired t-test, the p level being set at .05

	Mental arithmetic	CD	Money	Questions
CD	///			
	///			
	///			
Money	Slope	Slope		
Questions	Mean			
	Dispersion	Dispersion	Dispersion	
	Slope	Slope		
Ventilation	Mean	Mean		Dispersion
			Slope	Slope

We then used ANOVAs with repeated measures to compare the distractive power of all secondary tasks. This model showed a significant task effect in the 3 indices. As far as basal values were compared, $F(4, 190) = 12.1$, $p<.001$. The ANOVA for dispersion around the mean was $F(4, 190) = 7.0$, $p<.001$ and $F(4, 190) = 4.6$, $p<.001$, for the slope. The five distractive tasks (preparation of money, mental arithmetic, seeking a track on a CD, questionnaire and adjusting ventilation) were differentiated by at least one or several of the three dependent variables depending from electrodermal activity (mean baseline, dispersion and slope) as summarized in Table 2.

Discussion

As expected, electrodermal activity was sensitive to distraction elicited by secondary tasks. The comparison of skin resistance, recorded when a secondary distractive task was performed, showed lower skin resistance values by comparison to that recorded during normal driving. Distractive stimulations elicited systematically a higher load and gave evidence of additional mobilization of mental resources as early as the secondary task started. The comparisons were made using a reference period taken just before the dual-task started thus guaranteeing that a potential effect of time was controlled. More detailed information was obtained as a higher dispersion around the mean baseline was also observed. Our hypothesis was that, during the dual-task, more information should be processed, thus eliciting more skin resistance responses by comparison with normal driving. The number of electrodermal responses could be considered an index of anxiety state (Haarmann et al., 2006). In the present study, the responses to the secondary task were due to external cues required to be processed simultaneously with those related to driving. Consequently, more dispersion around baseline was elicited, that was considered another index of distraction. This original index gave evidence of greater mental activity during dual-tasks management that probably divert attention from the road scene. To a lesser extent, the slope confirmed what the baseline change has previously evidenced. The reference period showed a slight positive slope whereas the dual-task elicited a negative slope. Additional and redundant information is brought by this index which confirmed baseline changes.

The electrodermal activity thus provided accurate identification of periods during which drivers were distracted. We nevertheless acknowledge that the indices we computed are closely related to mental load and that their effectiveness also depends upon their ability to distinguish mental load from distraction. For this reason, the present analysis should probably be completed by other methods, from driving performance measures, e.g. lane-keeping (Regan et al., 2009), and also by traditional questionnaires. The ability to process data both from the vehicle and from drivers' physiological activity in real time should contribute to build an integrated index of distraction. This requires obtaining specific behavioural and physiological patterns of activities correlated with objective period of distraction state.

Classifying the dual-tasks as a function of their distractive power was made in this study, according to the potentiality of each secondary task to increase the mental load and, consequently, to divert the driver's attention from driving operations.

Some of the tasks we tested in this experiment have a strong power of distraction. Among them, mental arithmetic showed high interference with the cognitive resources required to drive well. In the same way, preparing coins for toll-highway was highly distractive due to motor interference. This was probably the highest distractive task as this required to coordinate mental activity of arithmetic and motor activity of coins manipulation. Conversely, air-conditioning adjustment was more similar to a sensory-motor task implying a series of automated actions, closely linked with driving action and having little interference with it. Between these two categories, answering to questions elicited intermediate distraction, as well as choosing a track on a CD.

Despite the distractive power of each secondary task, the additional load remained relatively weak because of the highly automated action of driving on the one hand and because the drivers were not subjected to perform well, on the other. Several drivers might have reduced their speed, for example, to manage the two tasks under safety conditions. As further investigation, it would be interesting to evaluate to which extent the driving performance was influenced by additional task. The positive point is that this experiment was conducted under conditions close to the field. We should obtain a more powerful discrimination by associating indicators of electrodermal activity with other physiological variables, such as the analysis of cardiac and respiratory activities, as well as behavioural driving performance.

References

Boucsein, W. (1992). Electrodermal activity. Plenum Press, New York.

Brookhuis, K.A., de Vries, G., & de Waard, D. (1991). The effect of mobile telephoning on driving performance. Accident Analysis and Prevention 23, 309-316.

Caird, J.K., Lees, M., & Edwards, C., (2005). The Naturalistic Driver Model: A Review of Distraction, Impairment and Emergency Factors. UCB-ITS-PRR-2005-4 California PATH Research Report.

Collet, C., Petit, C., Priez, A., Brigout C., & Dittmar, A. (2003). Effects of a precision docking system on mental load in bus drivers during tight manoeuvre. Human Factors, 45, 539-548.

Collet, C., Averty, P., Dittmar, A. (2009a). Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air-traffic control. Applied Ergonomics, 40, 23-32.

Collet, C., Clarion, A., Morel, M., Chapon, A., & Petit, C. (2009b, in press). Physiological and behavioural changes associated with the management of secondary tasks while driving. Applied Ergonomics.

Donmez, B., Boyle, L.N., & Lee, J.D. (2006). The impact of distraction mitigation strategies on driving performance. Human Factors, 48, 785-804.

Fairclough, S.H., Ashby, M.C., Ross, T. & Parkes, A. (1991). Effects of handsfree telephone use on driving behaviour. In Proceedings of the 24th ISATA International symposium on automotive technology and automation (pp. 403-409). Croydon, England: Automotive Automation Limited.

Fowles, D.C., Christie, M.J., & Edelberg, R. (1981). Publication recommendations for electrodermal measurements. Psychophysiology, 18, 232-239.

Haarmann A., Schaefer F., & Boucsein W. (2006). Adaptive automation using electrodermal activity during a simulated IFR flight mission. In S. Miyake and M. Trimmel (Eds.) Proceedings of the 6th International Conference on PIE. PIE-IEA Maastricht.

Horberry, T., Anderson, J., Regan, M.A., Triggs, T.J., & Brown J. (2006). Driver distraction: the effects of concurrent in-vehicle tasks, road environment complexity and age on driving performance. Accident Analysis and Prevention, 38, 185-191.

Klauer, S.G., Dingus, T.A., Neale, V.L., Sudweeks, J.D., Ramsey, D.J. (2006) The impact of driver inattention on near-crash risk: an analysis using the 100-car naturalistic driving study data. Report No DOT HS 810 594, National Highway Traffic Safety Administration, Washington DC.

Regan, M.A., Young, K.L., Lee, J.D., & Gordon, C.P. (2009). Source of driver distraction. In Regan, M.A., Young, K.L., Lee, J.D., Driver distraction; Theory, effects and mitigation (pp 249-279), CRC Press.

Sokolov, E.N. (1963). Perception and the Conditioned Reflex. London: Pergamon Press.

Stutts, J.C., Reinfurt, D.W., Staplin, L., & Rodgman, E.A. (2001). The role of driver distraction in traffic crashes. Washington, D.C.: AAA Foundation for Traffic Safety.

Treat, J.R. (1980). A study of the precrash factors involved in traffic accidents. The HSRI Review, 10, 1–35.

Wallin, B.G., Fagius, J. (1986). The sympathetic nervous system in man: aspects derived from microelectrode recordings. Trends in Neurosciences, 9, 63-67.