



**HAL**  
open science

# Impact de la charge émotionnelle sur l'activité neurophysiologique et les processus de prise de décision : application à la conduite automobile

Emilie Salvia

## ► To cite this version:

Emilie Salvia. Impact de la charge émotionnelle sur l'activité neurophysiologique et les processus de prise de décision : application à la conduite automobile. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2012. Français. NNT : 2012LYO10325 . tel-00905317

**HAL Id: tel-00905317**

**<https://theses.hal.science/tel-00905317>**

Submitted on 18 Nov 2013

**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.

**THESE**

Délivrée par

**L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1**

**École Doctorale Interdisciplinaire Science Santé (EDISS)**

Pour l'obtention du

**DIPLOME DE DOCTORAT**

(arrêté du 7 août 2006)

**Mention Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Soutenue publiquement le

Par

**Émilie SALVIA**

**Impact de la charge émotionnelle sur l'activité neurophysiologique et les processus de prise de décision**

**Application à la conduite automobile.**

Directeur de thèse : M. **COLLET** Christian (PU)

Co-directeur : M. **GUILLOT** Aymeric (PU)

Jury:

M. **BELIN** Pascal (PU), Université de Glasgow, *Rapporteur*

Mme **BOCCA** Marie-Laure (MCU, HDR), Université de Caen, *Rapporteur*

M. **SEQUEIRA** Henrique (PU), Université de Lille 1, *Rapporteur*

M. **DELPUECH** Claude (IRCE), INSERM Lyon

Mme **PETIT-BOULANGER** Claire (Docteur), Technocentre Renault

M. **COLLET** Christian (PU), Université Claude Bernard, Lyon 1, *Directeur*

M. **GUILLOT** Aymeric (PU), Université Claude Bernard, Lyon 1, *Co-directeur*

# UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

## Président de l'Université

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Vice-président du Conseil Scientifique

Secrétaire Général

**M. François-Noël GILLY**

M. le Professeur Hamda BEN HADID

M. le Professeur Philippe LALLE

M. le Professeur Germain GILLET

M. Alain HELLEU

## **COMPOSANTES SANTE**

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

UFR d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Administrateur provisoire : M. le Professeur G. KIRKORIAN

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA.

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

## **COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE**

Faculté des Sciences et Technologies

Département Biologie

Département Chimie Biochimie

Département GEP

Département Informatique

Département Mathématiques

Département Mécanique

Département Physique

Département Sciences de la Terre

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Observatoire de Lyon

Polytech Lyon

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. le Professeur F. De MARCHI

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Directeur : Mme le Professeur H. PARROT

Directeur : M. N. SIAUVE

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Directeur : M. le Professeur A. GOLDMAN

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : Mme S. FLECK

Directeur : Mme la Professeure I. DANIEL

Directeur : M. C. COLLIGNON

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Directeur : M. P. FOURNIER

Directeur : M. G. PIGNAULT

Directeur : M. C. VITON

Directeur : M. R. BERNARD

Directeur : Mme la Professeure V. MAUME-DESCHAMPS

## Remerciements

Je tiens d'abord à exprimer mes très sincères remerciements à Monsieur le Professeur Christian Collet, responsable de l'équipe Performance Motrice, Mentale et du Matériel, qui a dirigé ce travail de thèse. Qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude pour ses conseils multiples et son extrême disponibilité.

Le professeur Aymeric Guillot a co-dirigé ce travail avec compétence et dynamisme tout en contribuant à l'ambiance amicale et studieuse de cette équipe. Merci de m'avoir fait profiter de son expérience.

Dans les cas difficiles d'analyses statistiques, la compétence et la disponibilité de Stéphane Champely ne m'ont jamais faites défaut. Cette collaboration s'est concrétisée sous la forme d'une publication soumise en commun ; qu'il en soit sincèrement remercié.

Ma reconnaissance s'adresse tout particulièrement à Claude Delpuech responsable du département de magnétoencéphalographie du CERMEP de Lyon et à Sébastien Daligault qui m'ont initié à ce prodigieux outil de recherche et ont accompagné mes premiers pas.

J'ai également grand plaisir à remercier le Docteur Claire Petit-Boulanger, Chef de Projets Sécurité Routière au Technocentre Renault, qui s'est impliquée dans ce travail, et dans deux des publications qui en sont issues, ainsi que René Chomette directeur de l'ECF pour l'aide qu'il nous a apporté. Leur profonde connaissance des problèmes de conduite automobile et de Sécurité Routière m'a été précieuse au long de ces années.

Je ne saurai oublier que ce travail de thèse s'est déroulé au Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport de l'Université Claude Bernard, Lyon 1. Il m'est agréable de remercier ici les Professeurs Thierry Therret et Raphaël Massarelli, respectivement directeur et directeur adjoint du CRIS pour m'avoir accueilli au sein de ce laboratoire.

Je remercie très vivement le Docteur Marie-Laure Bocca et Messieurs les Professeurs Pascal Belin et Henrique Sequeira qui ont accepté d'examiner ce mémoire. Leur regard et leurs commentaires me seront précieux pour mes recherches futures.

Je souhaite remercier particulièrement une équipe de jeunes mathématiciens, souvent devenus des amis, Eric Dalissier, Etienne Nollet et Romaric Pujol. Ils ont soutenu mes efforts de programmation pour des expériences de plus en plus complexes.

Il m'est également agréable de remercier Claudine Gehin de l'équipe « Capteurs Biomédicaux » du Département Biotechnologies/Santé de l'INSA de Lyon ainsi que ses doctorants. Ils m'ont régulièrement assisté dans l'amélioration des performances de la centrale de mesure de l'activité du système nerveux autonome conçue dans leur laboratoire.

Certaines parties de ce travail n'auraient pu être réalisées sans matériel humain expérimental. Je souhaite adresser ici un grand merci à l'ensemble des participants volontaires pour toutes mes expériences : les étudiants du laboratoire, les membres du service central d'analyse du CNRS, et les membres de l'équipe « Accord et à corps » qui m'ont permis l'étude sur les conducteurs seniors.

Je souhaite bien sûr saluer amicalement Pascal Chabaud, Maître de conférences au CRIS avec qui j'ai partagé trois années de suite les cours de Neurosciences du STAPS. J'y ai beaucoup appris dans bien des domaines !

Merci encore à tous les étudiants et titulaires du laboratoire avec qui j'ai partagé ces studieuses et joyeuses années et qui m'ont aidé quand j'en éprouvais le besoin : Aude-Marie, Aymeric, Baptiste, Benoît, Camille, Damien, Emeline, Erica, Franck, Jessica, Mathilda, Nathalie, Samuel, Sébastien, Silvia, Yoann, Nady El Hoyek, Emma Guillet, Christophe Hautier, Cyril Martin, Karine Monteil, Vincent Pialoux, Isabelle Rogowski, Nathalie Bailly et Peggy Garnerin.

Merci également à tous ceux qui ne figurent pas sur ces pages, mais qui durant ces quelques années de thèse m'ont beaucoup apporté.

## **Impact de la charge émotionnelle sur l'activité neurophysiologique et les processus de prise de décision : Application à la conduite automobile.**

L'activité neurovégétative est un corrélat de la charge mentale et émotionnelle, même lorsque les stimulations sont brèves et de faible intensité. Elle est notamment sensible à la difficulté perçue mais aussi à une forme particulière d'induction affective, l'injustice. Par conséquent, nous avons utilisé ces mesures neurovégétatives comme variables dépendantes de la charge mentale/émotionnelle subie par les conducteurs automobiles, dans des conditions plus ou moins astreignantes.

Un freinage appuyé induit des réponses neurovégétatives longues et amples, corrélat d'une charge importante. La focalisation de l'attention est élevée dans des situations de conduite stressantes, nécessaire pour répondre au changement possible de la couleur d'un feu tricolore.

Nous avons montré, à partir d'enregistrements magnétoencéphalographiques, que sous forte contrainte temporelle, les conducteurs qui avaient tendance à enfreindre les feux présentaient une activation plus élevée au niveau du cortex dorsolatéral gauche. Ils opéraient en permanence un compromis entre le respect simultané du code de la route et des consignes expérimentales ce qui complexifiait la sélection de la réponse motrice.

L'activité végétative s'avère être un témoin fiable de l'activité centrale. L'activation du cortex cingulaire antérieur gauche semble être à l'origine d'une diminution de l'activité électrodermale et cardiaque.

Du fait de l'altération de leurs capacités cognitives, les seniors pourraient devenir anxieux face à des situations de conduite pourtant considérées comme anodines pour les plus jeunes. Il est nécessaire de leur dispenser des recommandations simples afin qu'ils abordent la route plus sereinement.

**Mots clés :** charge émotionnelle, prise de décision, magnétoencéphalographie, activité neurovégétative, sécurité routière

---

## **Impact of emotional load on neurophysiologic activity and decision-making processes: Application to driving.**

Autonomic activity is a correlate of mental and emotional load, even when stimulations are brief and of low intensity. This activity is especially sensitive to the perceived difficulty, but also to a particular form of emotional induction, the injustice. Therefore, we used these autonomic measures as dependent variables of mental/emotional load undergone by drivers, under more or less demanding conditions.

A heavy braking elicited long and ample autonomic responses, correlate of a strong load. The focus of attention was greater in stressful driving conditions, needed to get ready to respond to the possible change of the color of the traffic light.

We showed, from magnetoencephalographic recordings, that under high time pressure, drivers who tended to break the lights showed higher activation in the left dorsolateral prefrontal cortex. They continuously operated a trade-off between the simultaneous respect of the traffic law and of the experimental instructions thus making the motor response selection harder.

We also evidenced that the autonomic activity reliably paralleled the central activity. The activation of the left anterior cingulate cortex decreased both electrodermal and cardiac activities.

Due to their impaired cognitive abilities, ageing citizens might become anxious during driving situations considered benign by young drivers. It is necessary to provide them simple recommendations in order that they address the road more serenely.

**Keywords:** emotional load, decision-making, magnetoencephalography, autonomic activity, road safety

**Impact de la charge émotionnelle sur l'activité  
neurophysiologique et les processus de prise de décision  
Application à la conduite automobile.**

Centre de **R**echerche et d'**I**nnovation sur le **S**port – CRIS

Laboratoire de la **P**erformance **M**otrice, **M**entale et du **M**atériel (P3M)

UFR STAPS, Université Claude Bernard Lyon 1

27, 29 Boulevard du 11 Novembre 1918

69622 VILLEURBANNE Cedex

# Table des matières

Table des matières .....	1
Table des illustrations.....	4
Liste des abréviations .....	7
Introduction générale.....	8
Cadre théorique .....	14
Chapitre I : .....	15
Approche théorique et pratique du concept de charge mentale. ....	15
I. Caractérisation du concept de « charge mentale ».....	16
II. Allocation nécessaire de ressources attentionnelles dans le processus de charge mentale ....	19
III. Méthodes d'évaluation de la charge mentale.....	22
1. Approche subjective.....	22
1.1. Evaluations à l'aide d'échelles à une dimension .....	23
1.2. Evaluations à l'aide d'échelles à plusieurs dimensions .....	28
2. Approche objective .....	30
2.1. Analyse comportementale .....	30
2.2. Méthodes neurophysiologiques.....	32
2.2.1. Indicateurs somato-moteurs.....	32
2.2.2. Indicateurs hormonaux .....	33
2.2.3. Indicateurs du SNA .....	34
2.2.4. Indicateurs du système nerveux central (SNC) .....	37
Chapitre II : .....	42
Fondements théoriques et neurobiologiques des émotions. ....	42
I. Approche théorique des émotions.....	43
II. Méthodes objectives d'évaluation des émotions.....	46
1. Emotions et comportements.....	46
2. Emotions et indicateurs somato-moteurs.....	49
3. Emotions et SNA.....	51
4. Emotions et SNC .....	56



5. Emotions et relation entre SNC et SNA : .....	61
III. Emotions et prise de décision.....	64
Chapitre III : .....	68
Application à un enjeu majeur de santé publique : .....	68
La sécurité routière. ....	68
I. Estimation de la charge par des analyses comportementales et neurophysiologiques .....	70
II. Emotions et conduite automobile : évaluation du comportement et l'activité neurophysiologique de l'automobiliste.....	76
Chapitre IV :.....	80
Méthodes d'enregistrement et d'analyse d'indices neurophysiologiques périphériques et centraux. ....	80
Mise en relation de l'activité du système nerveux autonome (SNA) et du système nerveux central (SNC).....	80
I. Enregistrement de l'activité du SNA.....	81
1. Les diverses spécificités des réponses végétatives .....	81
2. Les indicateurs de l'activité neurovégétative utilisés dans nos études .....	83
2.1. L'activité électrodermale (AED).....	85
2.2. La Fréquence Cardiaque Instantanée (FCI) .....	88
3. Critères d'enregistrement et traitement des données .....	89
II. Enregistrement de l'activité du SNC.....	91
1. La magnétoencéphalographie : principes et instrumentation.....	91
2. La méthode utilisée : Synthetic Aperture Magnetometry (SAM).....	97
3. Traitement des données.....	101
3.1. Aires corticales étudiées.....	101
3.2. Bandes de fréquences étudiées .....	103
III. Relation entre le SNC et le SNA .....	105
1. En théorie .....	105
2. Traitement combiné des données du SNC et du SNA .....	111
Hypothèses de travail.....	113
Cadre expérimental.....	121
<b>Axe 1 : Effet d'une activité mentale exécutée sous forte contrainte temporelle et de l'induction émotionnelle sur l'activité neurovégétative périphérique. ....</b>	<b>122</b>

<b>Publication 1</b> .....	123
<b>Publication 2</b> .....	132
<b>Axe 2: Application des méthodes utilisées à la conduite automobile.</b> .....	155
<b>Publication 3</b> .....	156
<b>Axe 3 : Réponses physiologiques centrales et périphériques induites par une contrainte temporelle forte en conduite automobile.</b> .....	176
<b>Publication 4</b> .....	177
<b>Axe 4: Etude comportementale de conducteurs à besoins spécifiques, les personnes âgées.</b> ...	201
<b>Publication 5</b> .....	202
Cadre analytique .....	225
Discussion générale.....	226
I. L'activité neurovégétative comme corrélat de la charge mentale et émotionnelle en réponse à des stimulations brèves .....	227
1. Validation de la méthode de traitement des variables végétatives en laboratoire.....	227
2. Application à des situations de conduite réelle sur circuit automobile (Publication 3) et simulée (Publication 4) .....	236
II. Charge induite et activité cérébrale (Publication 4).....	239
III. Association des corrélats centraux et neurovégétatifs .....	240
IV. Les personnes âgées, conducteurs à besoins spécifiques.....	242
V. Conclusion .....	244
Conclusion et perspectives.....	246
Références bibliographiques .....	249
<b>Annexe 1 : Exemple de modèle de peau : circuit R (résistance) – L (inductance)</b> .....	276

# Table des illustrations

Figure 1: RPE (Rating of Perceived Exertion).....	24
Figure 2: Rating Scale Mental Effort (RSME). ....	25
Figure 3: Echelle d'activation de Bartenwerfer.....	26
Figure 4: Modified Cooper Harper (MCH).....	27
Figure 5: Définitions des dimensions du NASA-TLX. ....	29
Figure 6: Les quatre modèles de l'éveil physiologique (Boucsein et Backs, 2009). ....	40
Figure 7: Emotions mixtes ou complexes.....	44
Figure 8: Modèle « circumplex » de Russel (1980). ....	45
Figure 9: Loi en U renversé. ....	47
Figure 10: Expression de la peur. ....	50
Figure 11: Description métaphorique de l'approche corporelle des émotions. ....	51
Figure 12: Description métaphorique de l'approche cognitiviste des émotions. ....	53
Figure 13: Distinction des différentes émotions de base par des variables végétatives. ....	54
Figure 14: Circuits neuronaux impliqués lors de la peur.....	58
Figure 15: Système limbique, parties anatomiques du cerveau impliquées dans les émotions.....	60
Figure 16: Ensemble des structures corticales impliquées à la fois dans les processus de raisonnement et dans ceux relatifs aux réactions émotionnelles (Damasio, 1995). ....	60
Figure 17: Les émotions primaires. ....	61
Figure 18: Les émotions secondaires. ....	62
Figure 19: Ressenti d'une émotion. ....	63
Figure 20: Multimodal Affective User Interface (MAUI). ....	79
Figure 21: Positionnement des capteurs pour l'enregistrement de l'activité neurovégétative périphérique. ....	84
Figure 22: Enregistrements de l'AED (exprimé en CC). ....	85
Figure 23: Anatomie d'une glande sudorale palmaire et, en particulier, de la portion du derme. ....	86
Figure 24: Le complexe PQRST de l'électrocardiogramme et le calcul de l'intervalle R-R pour obtenir la valeur instantanée de la FC.....	89
Figure 25: Variation de la CC en fonction du temps.....	90
Figure 26: Ensemble de cellules pyramidales à l'origine de signaux EEG ou MEG. ....	92

Figure 27: Courants primaires et secondaires.....	93
Figure 28: Courants primaires et dipôle.....	94
Figure 29: Caractérisation d'un dipôle.....	94
Figure 30: Représentation d'une source tangentielle.....	95
Figure 31: Dipôles radial et tangentiel.....	96
Figure 32: Système d'acquisition des signaux MEG.....	97
Figure 33: Principe général de la méthode « beamforming » appliqué à la localisation de sources en EEG et MEG.....	98
Figure 34: Glissement de l'orientation du vecteur dipôle augmentant au maximum le signal à l'origine de la source d'intérêt.....	99
Figure 35: Représentation des différentes procédures pouvant être adoptées lors d'analyses SAM.....	100
Figure 36: Analyse SAM (Sythetic Aperture Magnetometry).....	101
Figure 37: Simulateur de conduite.....	102
Figure 38: Localisation des différentes aires corticales étudiées.....	103
Figure 39: Phénomènes de synchronisation et de désynchronisation.....	104
Figure 40: Organisation du SNC.....	105
Figure 41: L'office et le salon.....	106
Figure 42: Innervation des principaux organes par les systèmes sympathique et parasympathique.....	108
Figure 43: Organisation théorique du système ortho- et parasympathique.....	108
Figure 44: Contrôle central de l'activité électrodermale.....	110
Figure 45: Fenêtres d'intérêt utilisées pour l'analyse de l'activité centrale.....	112
Figure 46: Fenêtres d'intérêt utilisées pour l'analyse de l'activité végétative (AED et FC).....	112
Figure 47: Variations moyennes de la FCI en fonction de la difficulté objective de la tâche.....	229
Figure 48: Variations moyennes de la FCI selon la configuration des polygones (Identiques, ID ou Différents, NID).....	230
Figure 49: RED post-stimulation en fonction de la justesse de la réponse et de la configuration des polygones.....	231
Figure 50: Variations moyennes de la FCI en fonction de la précision de la réponse (Echec – Réussite).....	232
Figure 51: DPO moyenne en fonction de la difficulté de la tâche (Facile – Difficile) et du groupe d'appartenance (Appétence – Aversion au calcul mental).....	234
Figure 52: La DPO en fonction du TR et du groupe d'appartenance (Appétence – Aversion).....	235

Figure 53: DPO moyenne en fonction de la décélération. ....	237
Figure 54: Variations moyennes de la FCI en fonction des conditions de conduite. ....	239
Figure 55: Corrélation entre l'amplitude des RED (à gauche), la tachycardie post-stimulation (à droite) et la variation de puissance au niveau du cortex cingulaire antérieur gauche. ....	241
Figure 56: Evolution du TR en fonction de la difficulté du test (T1, T2, T3 de difficultés croissantes) et de la population (Adulte - Sénior).....	243

# Liste des abréviations

AED : Activité électrodermale

ASR : Arythmie Sinusale Respiratoire

CC : Conductance Cutanée

DPO : Durée de Perturbation Ohmique

EEG : Electroencéphalographie

EMG : Electromyogramme

FC : Fréquence Cardiaque

FCl : Fréquence Cardiaque Instantanée

ME : Moelle Epinière

MEG : Magnétoencéphalographie

PEC : Potentiels Evoqués Cérébraux

RC : Résistance Cutanée

RED : Réponse électrodermale

SAM : Synthetic Aperture Magneyometry

SN : Système Nerveux

SNA : Système Nerveux Autonome

SNC : Système Nerveux Central

SNP : Système Nerveux Périphérique

SNS : Système Nerveux Sympathique

SNV : Système Nerveux Végétatif

TC : Tronc Cérébral

TR : Temps de Réaction

VCN : Variation Contingente Négative

VFC : Variation de la Fréquence Cardiaque

# Introduction générale

Nous concevons aujourd'hui la dichotomie raison/émotion d'une manière différente dont elle fut pensée durant les siècles derniers. Cette évolution s'est produite grâce aux progrès philosophiques et scientifiques et, notamment, parce que les connaissances sur le cerveau humain se sont accélérées à partir des années quatre-vingt, en particulier grâce aux nouvelles technologies d'imagerie cérébrale comme l'IRM fonctionnelle (IRMf), la Tomographie par Emission de Positons (TEP), l'électroencéphalographie (EEG) et, plus récemment la magnétoencéphalographie (MEG).

Les premiers philosophes grecs étaient convaincus que chaque individu possédait un élément particulier qui l'autorisait à penser, décider, désirer, contrôler ses comportements, ..., élément qui, selon eux, était immatériel et distinct du corps. Aristote lui donna le nom d'âme. Cette conception sera reprise par Descartes, au XVII<sup>ème</sup> siècle, qui développa une pensée qui sera à la base de la philosophie des Lumières du siècle suivant. Selon lui, l'être humain est à la fois constitué d'un corps, comme tout autre animal ainsi que d'une âme, logée dans le cerveau, et dont la fonction est d'intégrer les informations en provenance du milieu extérieur ainsi que de mouvoir le corps. Effectivement, il explique dans le Discours de la méthode (1637) que la raison est installée en chaque Homme et que *c'« est la seule chose qui nous rend Homme et nous distingue des bêtes »*. Il en propose d'ailleurs une séparation radicale du corps : *« l'âme par laquelle je suis ce que je suis est entièrement distincte du corps »*. Cette différence est, du reste, assimilée à celle qui sépare action et passion. Les actions sont produites par l'âme et, donc, engendrées par la raison alors que les passions sont quant à elles des perceptions qui proviennent de l'extérieur de l'âme. Pour les neurobiologistes d'aujourd'hui, l'erreur majeure de Descartes fut de prétendre à une raison pure comme principe et moteur de nos décisions existentielles (Damasio, 1995). Mais, l'Homme est dominé, à la fois par la raison et ses émotions. Raison et sentiments ne peuvent donc être expliqués comme des entités séparées de notre corps.

Les philosophes du XVIII<sup>ème</sup> siècle ont commencé à dénoncer cette conception distinguant clairement la raison des émotions. Rousseau, notamment, pensait que les passions étaient nécessaires à la raison et à la base de son amélioration. D'ailleurs, dans le Discours sur l'origine et les fondements de l'inégalité parmi les Hommes (1755), il explique que *« c'est par l'activité de nos passions que notre raison se perfectionne ; nous ne cherchons à*



*connaître que parce que nous désirons de jouir, et qu'il n'est pas possible de concevoir pourquoi celui qui n'aurait ni désirs, ni craintes se donnerait la peine de raisonner* ». La finalité n'est pas le perfectionnement du raisonnement mais surtout la jouissance, le plaisir et le bonheur. Cette conception défend ainsi l'idée d'une identité globale dans laquelle la raison et les émotions interagiraient de façon équilibrée afin d'obtenir un fonctionnement propice au bien-être et même au bonheur. Ce concept laisse entrevoir les théories modernes de la psychologie cognitive et de la neurobiologie de l'interaction raison/émotion.

Au XIX<sup>ème</sup> siècle, Darwin a développé une définition des émotions humaines. Pour lui, les émotions résulteraient d'actions réflexes et instinctives. Elles seraient innées et le corps serait à la base de leur manifestation.

Les avancées scientifiques nous amènent aujourd'hui à supposer une fusion entre le corps comme sphère existentielle et la pensée qui serait celle de la vie émotionnelle, rationnelle et intellectuelle tout en dépendant de la première. En corollaire, elle réglerait les relations entre raison et émotions. D'ailleurs, LeDoux (1999) prétend que *« les réponses émotionnelles peuvent se produire sans la participation des mécanismes cérébraux supérieurs, supposés responsables de la pensée, du raisonnement et de la conscience »*. Mais, surtout, l'amygdale, noyau profond du lobe temporal antérieur, intégré au système limbique (encore appelé cerveau des émotions) a une influence sur le cortex. Par conséquent, l'activation émotionnelle modulerait l'activité corticale, hypothèse déjà posée par Changeux dès 1983 : *« Le système hypothalamo-limbique est doué d'une autonomie connexionnelle suffisante vis-à-vis du cortex pour que, sous la pression de stimulations sensorielles particulièrement fortes, le niveau de motivation monte, voire déclenche le passage à l'acte, même si les résonances corticales disent non à l'acte en question »* (page 216). Le cerveau limbique joue d'ailleurs un rôle dans l'acquisition de nouvelles expériences, ne serait-ce que par ce qu'on ne mémorise que les informations avec une charge affective forte. Par extension, les émotions permettent les prises de décisions adéquates pour assurer la survie explications apportées par Damasio (1995) et basées sur des expériences et des examens de cas cliniques. Il montre, dans l'erreur de Descartes, la relation forte entre raison et émotion, concrétisée par l'hypothèse des marqueurs somatiques : *« Les marqueurs somatiques sont des perceptions ayant une valeur de signal d'alarme. Somatique car cette perception est celle d'un état corporel. Marqueur car cette perception est associée à une information particulière »*.

Notre travail a pour objectif d'évaluer l'impact émotionnel, notamment celui généré par certaines formes de pression temporelle à la fois sur l'activité neurophysiologique centrale et végétative ainsi que sur les prises de décision à l'origine du comportement des individus. L'étude s'applique principalement au domaine de la conduite automobile dans le but d'améliorer la sécurité routière.

La première partie intitulée « *Cadre théorique* » est une revue de littérature synthétisant les travaux orientés vers l'étude de l'activité neurophysiologique centrale et périphérique et du comportement lors de l'exécution d'une tâche induisant une charge mentale élevée et, par conséquent une composante émotionnelle forte. Cette partie est composée de quatre chapitres. Le premier porte sur l'« *Approche théorique et pratique du concept de charge mentale* ». Il explique en quoi la charge mentale dépend à la fois des exigences de la tâche mais aussi des ressources attentionnelles disponibles pour y répondre ainsi que de certaines caractéristiques individuelles. Puis, nous présenterons des travaux expérimentaux ayant utilisé différentes méthodes d'évaluation de la charge mentale (approches subjective et objective). C'est justement l'approche subjective qui intègre la composante émotionnelle parce qu'elle étudie la perception que le sujet se fait de la tâche à laquelle il est confronté. De ce fait, le second s'intitule, « *Fondements théoriques et neurobiologiques des émotions* » et présentera les différentes connaissances essentielles pour expliquer la notion d'émotion. De même, nous présenterons trois sources majeures d'informations permettant d'estimer objectivement les émotions : l'analyse du comportement, les mesures de l'activité du Système Nerveux Central (SNC) et celles du Système Nerveux Autonome (SNA). D'abord, les différents courants qui ont étudié les émotions à travers les mesures de l'activité du SNA seront présentés, en détaillant l'évolution conceptuelle de l'approche corporelle à l'approche cognitiviste (impliquant respectivement une activité végétative spécifique ou indifférenciée) Ensuite, cette partie montrera la relation entre activité du SNC et du SNA dans les processus émotionnels et détaillera les différentes aires corticales impliquées dans les processus émotionnels. Le chapitre III, « *Application à un enjeu majeur de santé publique : la sécurité routière* », s'intéresse aux études ayant évalué l'impact de la charge mentale sur le comportement et l'activité neurophysiologique, surtout lorsqu'elle est induite simultanément par des tâches cognitives avec une connotation émotionnelle forte, dans des conditions de conduite réelle ou simulée. Un des buts primordiaux de ces recherches sera

d'améliorer les interactions Homme-machine et, par la suite, de créer de futurs véhicules « intelligents » capables d'identifier l'état du conducteur (surcharge cognitive et émotionnelle) en temps réel. Beaucoup de travaux se sont attachés à la charge cognitive induite par une double-tâche (conduite complexe, comme partager son attention entre conduire et téléphoner) mais beaucoup moins se sont penchés sur le versant émotionnel (situations induisant une forte pression temporelle, anxiété ou colère ...). Dans le quatrième chapitre, seront décrits les aspects méthodologiques, à travers les indices neurophysiologiques (centraux et périphériques) qui ont été mesurés afin d'évaluer objectivement l'effet des tâches expérimentales (laboratoire ou de conduite réelle ou simulée) sur l'activité électrodermale et cardiaque ainsi que sur les activations cérébrales. À la fin de cette première partie, nous aborderons la problématique générale de cette thèse qui aboutit à la formulation de différentes hypothèses.

Dans la deuxième partie, nous présenterons les résultats obtenus à travers nos publications. Elles s'articulent autour de quatre axes. Le premier valide l'hypothèse selon laquelle l'activité neurovégétative est un corrélat simultané de l'activité mentale et émotionnelle, même lorsque les stimulations sont de courte durée et de faible intensité. Nous montrerons également sa réactivité à une forme particulière d'induction affective, l'injustice, ainsi qu'à la représentation que chacun se fait de la difficulté de la tâche (axe 1). Suite à la validation expérimentale en laboratoire de cette méthode d'analyse, nous l'avons généralisée à la conduite automobile basale, mais aussi lors de situations à forte charge (résultats obtenus pour l'axe 2 et 3, en conduite réelle et simulée). Pour finir, nous exposerons nos résultats obtenus à partir d'une population à profil particulier, les conducteurs seniors (axes 4).

Enfin, dans la partie analytique, les résultats sont discutés à l'aide de la littérature de référence. Les différentes parties de la discussion générale sont présentées dans l'ordre des axes de recherche :

- I.1.-** Validation de la méthode de traitement des variables végétatives en laboratoire (axe 1),
- I.2.-** Application à des situations de conduite réelle sur circuit automobile (axe 2) et simulée (axe 3),
- II-** Charge induite et activité cérébrale (axe 3),
- III-** Association des corrélats centraux et neurovégétatifs (axe 3),

#### IV- Les personnes âgées, conducteurs à besoins spécifiques (axe 4).

# Cadre théorique

## Chapitre I :

# Approche théorique et pratique du concept de charge mentale.

## I. Caractérisation du concept de « charge mentale »

L'étude des conditions engendrant une certaine charge mentale a été largement approfondie. Cette charge de travail est induite et modulée par des processus cognitifs comme le traitement de l'information, l'attention ou la vigilance. La charge est également dépendante de la valence et de l'intensité émotionnelles de la stimulation (injustice, ou encore état d'anxiété, ...). D'ailleurs, Myrtek et al. (1996) et Boucsein et Backs (2000) différencient la charge mentale de la charge émotionnelle associée à l'anxiété, l'inquiétude sur ses capacités pour effectuer une tâche,.... La charge est aussi fonction de l'expérience du sujet parce qu'elle suppose apprentissage et automatisation, donc réduction de la quantité d'information à traiter et, par conséquent, de la charge résultante. Emotionnellement, une même action peut être plus forte pour les novices que pour les aguerris. En effet, il y a une interaction entre exigences de la tâche et caractéristiques de l'individu, une même situation n'induisant pas forcément la même charge pour tous les sujets (Kantowitz, 1987). Nous expliquerons davantage, par la suite, l'interdépendance entre tâche et individu. Dans la partie qui suit, nous nous intéresserons à ce concept de charge mentale, et à l'évaluation de celle-ci à l'aide de différentes catégories d'indicateurs.

On emploie souvent éveil et activation comme deux synonymes. Cependant, il existe une distinction entre les deux. L'éveil est un phénomène phasique à l'origine de réponses d'orientation dont les commandes sont contrôlées par le système limbique et en particulier par l'amygdale (Pribram et McGuinness, 1975). L'activation correspond à l'ensemble des processus qui permettent de préparer l'organisme à réaliser une action prévue. Elle est ainsi apparentée à un phénomène tonique de préparation physiologique permettant d'accomplir la réponse programmée (Pribram et McGuinness, 1975). Le niveau d'activation peut être en particulier estimé par la mesure du niveau tonique de la résistance (conductance) cutanée (Collet et al., 1996). Nous utiliserons le terme éveil et activation comme synonymes dans le sens où ils permettent d'ajuster par anticipation les ressources du sujet nécessaires pour répondre au mieux aux sollicitations du milieu extérieur et/ou externe.

La charge mentale est un concept complexe défini comme l'ensemble de l'effort cognitif investi pour réussir une tâche au mieux (Hart et Wickens, 1990 cités par Baldauf et al., 2009). Plus précisément, elle correspond au rapport entre la capacité de traitement disponible chez

l'opérateur et celle requise par la tâche. Lorsque cette dernière excède les ressources de l'individu, une surcharge mentale peut se manifester (Gaillard et Kramer, 2000). Les tâches mentales (arithmétique ou mémorisation, par exemple) impliquent des mécanismes énergétiques pour adapter le fonctionnement du système nerveux à leur réalisation. Celui-ci doit atteindre un état approprié, optimal pour les accomplir (un niveau d'éveil physiologique ou niveau d'activation). Ces mécanismes se mettent en place automatiquement et inconsciemment. En revanche, une mobilisation supplémentaire à travers l'effort mental se fait volontairement et consciemment. C'est une stratégie normale qui permet à l'individu de satisfaire aux exigences de la tâche. Elle est fonction de l'état du sujet, de son expérience ainsi que de ses capacités (Mulder, 1980, 1986, Aasman et al., 1987, Vicente et al., 1987, Gaillard, 1993). C'est un processus compensatoire accompli dans le but de maintenir la performance, de prévenir une défaillance de l'attention malgré, par exemple, l'émergence de nouvelles situations ou l'élévation de la complexité de la tâche, .... Cette période est relativement coûteuse psychologiquement et physiologiquement (Boucsein et Backs, 2000, Gaillard et Kramer, 2000). Certaines études l'ont d'ailleurs montré notamment en réalisant des mesures physiologiques (centrales et/ou périphériques) sur des participants confrontés à des tâches mentales de calcul et/ou de mémorisation. Ces travaux ont fait varier la tâche, notamment sa nouveauté et/ou la complexité (Redondo et Del Valle-Inclan, 1992, Backs et Seljos, 1994, Harmony et al., 1996, Willemsen et al., 2000, Yu et al., 2009). Les résultats montrent une élévation de l'activité physiologique, non imputable à une augmentation du tonus musculaire. Ils constatent, par exemple, une élévation de l'activité cardiaque pendant la tâche par rapport à la valeur de repos. Ceci est probablement dû à une élévation de la charge induite par l'exécution d'une activité mentale (Backs et Seljos, 1994, Willemsen et al., 2000, Collet et al., 2009a, Yu et al., 2009). De la même manière, Willemsen et al.(2000) révèlent un effet de la nouveauté. La fréquence cardiaque (FC) est plus élevée lors des 2 premiers essais que lors du troisième. Cette diminution de l'activation physiologique est due à l'« habitude ». De même, l'EEG révèle une élévation de l'activité delta et une diminution de l'activité alpha lors de tâches mentales diverses (Harmony et al., 1996, Yu et al., 2009). L'augmentation de l'activité delta est probablement imputable aux exigences en attention. Ces indicateurs physiologiques seront développés plus loin. Les activités quotidiennes exigent également de réaliser des opérations cognitives et, en particulier, des traitements de différentes informations (à identifier puis extraire de l'environnement) dans le but de



prendre des décisions les plus adéquates. Ces opérations s'actualisent normalement dans un comportement (parce que, ne rien faire, relève aussi d'une décision) et produisent une charge dépendant à la fois des contraintes de la tâche et de la perception que chaque individu s'en fait et qui correspond au coût cognitif éprouvé lors de l'exécution de la tâche. Effectivement, comme nous l'avons énoncé plus haut, il existe une interaction entre l'opérateur et les structures de la tâche. Ses exigences doivent être mises en relation avec les ressources dont dispose l'individu. Cette quantité de ressources varie d'un individu à l'autre (O'Donnell et Eggemeier, 1986, Kantowitz, 1987). Kantowitz (1987) utilise d'ailleurs le terme de *difficulté* pour expliquer cette interaction. Il l'oppose à sa *complexité* qui décrit seulement les caractéristiques de la tâche. L'aspect objectif de la charge, c'est-à-dire la contrainte réelle induite (comme sa difficulté et sa contrainte temporelle) ainsi que sa perception subjective, c'est-à-dire la contrainte éprouvée (en fonction de l'expérience et/ou de l'état d'anxiété) sont définies respectivement comme la contrainte et l'astreinte (Gaillard, 1993, Luczak et Göbel, 2000). D'ailleurs, Luczak et Göbel (2000) décrivent le concept contrainte-astreinte (stress-strain) comme l'interaction entre des réactions individuelles différentes, conséquence des demandes (astreinte), et des conditions de tâche (contrainte). Dans certaines conditions, l'élévation des facteurs contraignants ou astreignants ou des deux mène à une surcharge mentale. Gaillard et Kramer (2000) abordent également les théories sur le stress qui décrivent la relation qui existe entre l'individu et l'environnement. L'évaluation de la situation ainsi que la perception de maîtrise de cette situation sont donc des aspects centraux dans ces théories. Elles examinent donc, à l'instar des théories sur la charge de travail, l'équilibre qui existe entre les demandes de l'environnement et les ressources disponibles chez l'opérateur. Cependant, les exigences ne sont pas relatives à une tâche particulière mais à un environnement où l'individu doit considérer en particulier les aspects sociaux et mettre en place des stratégies de défense pour répondre aux demandes de cet environnement. La majorité des recherches relatives au stress étudient l'influence de l'environnement de travail sur le bien-être, les plaintes psychosomatiques et les risques pour la santé.

## II. Allocation nécessaire de ressources attentionnelles dans le processus de charge mentale

La charge mentale implique donc de mobiliser des ressources attentionnelles. L'homme est, en effet, un système de traitement de l'information, pourvu de systèmes d'attention dont les capacités sont limitées (Kahneman, 1973). Prenons un exemple en conduite automobile. Un conducteur expert est en mesure de conduire (dans des conditions usuelles) et de s'engager dans une conversation avec un passager sans que l'une des deux tâches ne soit détériorée. En effet, la tâche de conduite requière, pour ce conducteur, d'allouer une quantité d'attention moindre. Par conséquent la quantité restante lui permet de converser. Au contraire, pour un conducteur novice, la tâche de conduite exige d'allouer une quantité d'attention importante. Par conséquent, si ce conducteur est amené à converser avec un passager, ses ressources en attention n'étant pas suffisantes pour réaliser les deux tâches simultanément, l'une des deux tâches voir même les deux seront détériorées. Ses capacités en attention n'étant pas suffisantes, ce conducteur est donc dans l'obligation de donner la priorité à l'une des tâches. L'homme emmagasine, sélectionne et traite les informations afin de prendre des décisions. En effet, des informations sensorielles arrivent en permanence au niveau du cerveau et sont prises en considération ou non. L'attention est un phénomène par lequel le cerveau donne la priorité à certaines d'entre elles considérées comme étant essentielles. L'attention est donc un processus intégré au système de traitement de l'information dans le but de permettre l'adaptation du comportement humain à son environnement (Lemerancier et Cellier, 2008). Une certaine quantité d'attention est nécessaire pour répondre aux exigences d'une tâche. Un déficit en attention induit, par conséquent, une dégradation de la performance. Cette attention doit également être d'une certaine qualité. En effet, au fil des opérations cognitives, il faut sélectionner les informations utiles, pertinentes et, au contraire, inhiber celles qui le sont moins afin que les ressources en attention soient employées à bon escient (résistance à la distraction). On peut ainsi éviter, autant que possible, une surcharge mentale. Pour ce faire, un niveau minimum de vigilance est requis. L'attention soutenue (ou vigilance) se module suivant la durée de l'activité mentale et nécessite un niveau d'éveil (d'activation) suffisant pour traiter l'information. La vigilance garantit un certain état du SNC et ainsi une préparation soutenue dans le but de détecter et de répondre aux changements de l'environnement. C'est un phénomène actif (phasique), une performance apparentée à un

traitement impliquant la perception des stimuli et le traitement d'informations (Collet et al., 1996). La vigilance permet, en effet, l'alerte, la focalisation de l'attention et ainsi l'extraction de certains indices ou l'élimination d'autres afin de répondre à une stimulation. Cette définition de la vigilance n'est pas admise par tous. En effet, les ergonomes définissent l'attention vigilante plutôt comme une forme d'activation et donc comme un phénomène tonique : un conducteur hypovigilant devrait devenir moins performant car moins préparé à répondre à des changements survenant sur la scène routière.

Certaines situations, de double tâche ou anxiogènes par exemple, peuvent causer des troubles de l'attention et induire, par conséquent, une sélection défectueuse des informations. Deux phénomènes, en particulier, se rattachent au déficit attentionnel. **L'inattention** est un état de distractibilité d'origine affective (pensée douloureuse, par exemple) qui peut altérer la concentration et le contrôle de l'attention. Elle peut conduire à l'impossibilité de prélever une information importante parmi d'autres. La **distraction** engendrée par un stimulus externe (tâche secondaire qui s'ajoute à une tâche principale, par exemple ou, plus simplement un stimulus avec un fort pouvoir distracteur) peut également capter l'attention du sujet. Ces deux facteurs, endogène et exogène, pourront tous deux être source de surcharge cognitive et affecter la performance (Lemerrier et Cellier, 2008).

De même, la flexibilité de l'attention est une propriété importante (Ionescu, 2012). En effet, la perception d'indices inattendus (par exemple, un conducteur doit prendre en compte un ballon qui traverse la route devant son véhicule) a un pouvoir distracteur élevé qui réoriente l'attention, oblige l'individu à un effort mental supplémentaire et le soumet à une charge plus forte (Boucsein et Backs, 2000, Baldauf et al., 2009, Boucsein et Backs, 2009). Il doit analyser de nouveau la situation et modifier les réponses programmées par anticipation ou en cours de programmation pour les réorganiser en fonction de l'évolution de la situation.

L'interférence est également un concept qu'il faut considérer. Il est souvent question d'interférences motrice ou cognitive, notamment dans les recherches appliquées à la conduite automobile, lorsque deux tâches doivent être effectuées simultanément (conduire et téléphoner par exemple) (Collet et al., 2010b, a). Quel que soit le type d'interférence, les ressources mentales doivent être partagées entre deux sources d'informations concurrentes. En effet, l'interférence est un phénomène qui se produit, en particulier, si les

deux tâches effectuées simultanément empruntent des canaux de traitement commun (par exemple, deux signaux visuels ou bien deux signaux auditifs sont à traiter en même temps, ou encore, les deux tâches exigent un traitement au niveau cognitif). Ces situations de double tâches impliquent un traitement des informations exigeant : l'activité de plusieurs aires corticales est augmentée ; les réseaux neuronaux activés, impliqués dans le traitement des informations des deux tâches, sont similaires (Klingberg, 2000). La capacité limitée des ressources est donc reliée à la capacité limitée de chaque aire corticale pour traiter un certain nombre d'informations simultanément. Une interférence peut mener à une détérioration, soit de la performance d'une des deux tâches (celle considérée comme secondaire, en particulier), soit des performances des deux tâches si ce traitement simultané arrive aux limites des capacités de traitement (Jiang, 2004, Lemercier et Cellier, 2008, Liu et al., 2009, Gazes et al., 2010). L'automatisation d'une tâche permet de réduire ou d'éviter l'interférence entre deux tâches. Les aires corticales sont plus activées pour le traitement d'informations de nouvelles tâches (ou en cours d'acquisition) et moins pour le traitement de tâche automatisées (Raichle et al., 1994). En effet, certaines tâches automatisées sont à l'origine d'un traitement rapide, infra-conscient, où aucune ou très peu de ressources en attention sont mobilisées. Par conséquent, ces activités ne mobilisent pas ou peu les ressources de l'individu (Mulder, 1980). Elles peuvent donc être réalisées, dans certaines limites, en parallèle avec d'autres actions nécessitant d'être contrôlées par l'attention. Nous avons bien précisé dans certaines limites étant donné que si l'automatisme se déroule de façon imprévue, une remobilisation de l'attention sera nécessaire et ainsi, le traitement se manifestera au niveau de la conscience. Une autre possibilité, si les tâches n'imposent pas de contrainte temporelle, est de distribuer la quantité d'information à traiter dans le temps, autrement dit de conserver la qualité de la performance en lui sacrifiant la durée de réalisation.

Les études relatives à la charge mentale s'intéressent donc à la fois aux coûts des différentes opérations mentales et aux contraintes qu'elles imposent aux exécutants. Ces dernières sont fonction des aptitudes des individus pour répondre aux demandes de la tâche. Gropher (1994) explique que des études expérimentales ont identifié trois techniques de mesures pour évaluer coûts et contraintes. Les évaluations sont effectuées à l'aide :

- ✓ de données subjectives (auto-évaluation de la charge subie),
- ✓ de données comportementales (quantification de la performance, par la précision et/ou la vitesse d'exécution),
- ✓ de variables physiologiques (réponses physiologiques corrélées au travail).

De même, Mulder (1986) avait précédemment défini ces 3 domaines comme étant des moyens de mesure de l'effort mental. Dans le domaine de l'aviation, Hankins et Wilson (1998) ont utilisé des mesures analogues afin d'estimer la charge mentale d'un pilote dans différentes sections (décollage, atterrissage, étapes intermédiaires). Ils se sont notamment intéressés aux données subjectives, aux mouvements oculaires ainsi qu'aux activités cardiaque et corticale. Ces diverses mesures semblent donc essentielles afin d'alerter les individus sur la charge subie et en conséquence sur l'effort mental mobilisé par chacun d'entre eux.

### III. Méthodes d'évaluation de la charge mentale

#### 1. Approche subjective

Afin d'évaluer la charge mentale perçue, l'auto-évaluation constitue un outil simple d'utilisation et peut être associée à des méthodes plus objectives (que nous développerons plus loin). Le principe consiste à demander à l'opérateur d'auto-évaluer la charge de travail perçue, au moment où il effectue la tâche ou immédiatement après. Nous pouvons distinguer deux types principaux d'évaluation : échelles à une dimension et échelles à plusieurs dimensions. Les échelles unidimensionnelles sont suffisantes afin d'acquérir une estimation globale de charge (Muckler et Seven, 1992). Elles sont très sensibles aux manipulations de la tâche. Par exemple, si la complexité de la tâche varie, la note attribuée par le test variera en conséquence. Une même échelle peut également être utilisée plusieurs fois pour estimer différentes dimensions de la tâche séparément, c'est-à-dire pour évaluer la charge perçue par les individus lorsqu'ils réalisent différentes sous-tâches (par exemple, en ce qui concerne les pilotes aériens, pour l'utilisation de la machine, pour la communication, Zijlstra et Meijman, 1989 cités par De Waard, 1996). Utilisées ainsi, les approches unidimensionnelles s'apparentent aux approches multidimensionnelles. Ces auto-

évaluations présentent des avantages par leur facilité ainsi que leurs faibles coûts d'application. Mais, cette technique d'appréciation peut également montrer des inconvénients. En effet, une confusion entre la charge mentale et la charge physique est possible. De la même manière, O'Donnell et Eggemeier (1986) envisagent la possibilité que l'opérateur ait des difficultés à distinguer, d'un côté les demandes de la tâche, et de l'autre l'effort mobilisé pour leur donner une réponse.

### 1.1. Evaluations à l'aide d'échelles à une dimension

Le RPE (Rating of Perceived Exertion, voir Figure 1) est une échelle unidimensionnelle construite par Borg (1982) permettant d'estimer le degré d'effort et de fatigue. Cette échelle est constituée de différentes étiquettes relatives à l'effort investi. Ces labels sont mis en relation avec une numérotation comprise entre 6 (« aucun effort ») et 20 (« effort maximal »). Ce test est souvent employé en complément de mesures comportementales et physiologiques. De nombreuses études ont d'ailleurs montré qu'il existe des corrélations entre l'évaluation de l'effort physique perçu et les variables physiologiques, notamment pour la FC (Borg, 1982). Il a été montré qu'il existe une relation linéaire entre les chiffres affichés sur l'échelle RPE et la FC ; les chiffres affichés spécifiques aux états d'activation représentent le dixième de la FC (Delignières et al., 1991). Cette échelle peut être utilisée dans différents domaines : médical, sportif ou encore dans celui de l'ergonomie.

Borg's RPE Scale	
6	No exertion at all
7	Extremely light
8	
9	Very light
10	
11	Light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard (Heavy)
16	
17	Very hard
18	
19	Extremely hard
20	Maximal exertion

Figure 1: RPE (Rating of Perceived Exertion).  
Echelle unidimensionnelle permettant de quantifier  
l'effort et la fatigue perçus.

Une autre échelle à une dimension, le RSME (Rating Scale Mental Effort) a été développée par Zijlstra (1993). Elle permet également de quantifier individuellement l'effort investi dans la tâche. Son évaluation est réalisée à partir d'une échelle continue de 150mm, graduée tous les 10mm. Une évaluation qualitative accompagne chaque graduation. Ce sont différentes déclarations relatives à l'effort investi, par exemple, « presque pas d'effort » ou « effort extrême » (Figure 2).

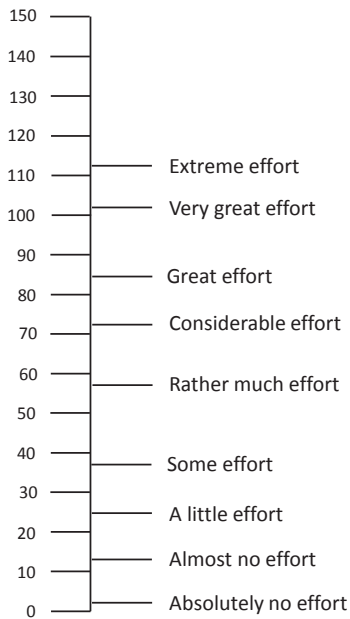


Figure 2: Rating Scale Mental Effort (RSME).  
 Evaluation unidimensionnelle permettant de quantifier l'effort investi lors de l'exécution de certaines tâches ou sous-tâches (Zijlstra, 1993).

La mise en place de cette échelle a été réalisée à l'aide d'une étude statistique effectuée sur une large population appartenant à des milieux différents (étudiants en psychologie et conducteurs de bus). Pour cela, il a été demandé à chaque individu d'évaluer chaque item (de « absolument aucun effort » à « effort extrême ») en leur attribuant une estimation numérique ainsi qu'une longueur de trait. Les participants classent les items par rapport à un item de référence qui a une valeur de 50. De plus, l'ordre de présentation de ces items est aléatoire. Les résultats ont été évalués statistiquement. Tout d'abord, la corrélation entre l'estimation numérique et la longueur du trait a été testée pour chaque individu dans le but d'évaluer la fiabilité ainsi que la cohérence des résultats. La corrélation entre l'estimation individuelle et l'estimation du groupe (moyenne) a été également testée. Ceci dans le but de savoir si tous les participants ont rapporté des estimations similaires, en d'autres termes, si la différence au niveau de l'éducation ou professionnelle des personnes interrogées n'affecte pas leurs interprétations des différents items présentés. Etant donné que les tests statistiques ont donné de bons résultats en termes de cohérence et de similarité inter-individuelle, une échelle a été mise en place. Pour cela, pour chacun des items, une moyenne géométrique des scores de l'ensemble des sujets a été calculée.



Zijlstra et Meijman (1989, cités par De Waard, 1996) ont utilisé cette échelle afin d'évaluer séparément la charge induite par les différents éléments de la tâche. Cette estimation se rapproche donc d'une évaluation pluridimensionnelle.

Assez proche de la RSME, l'échelle d'activation de Bartenwerfer (1969, cité par De Waard, 1996) mesure l'activation mentale sur une ligne continue de 270mm non graduée. Elle comporte des références désignées par des activités quotidiennes exigeant un état d'activation plus ou moins important (par exemple, « j'essaie de traverser une route à fort trafic » ou encore « je lis le journal » (Figure 3).

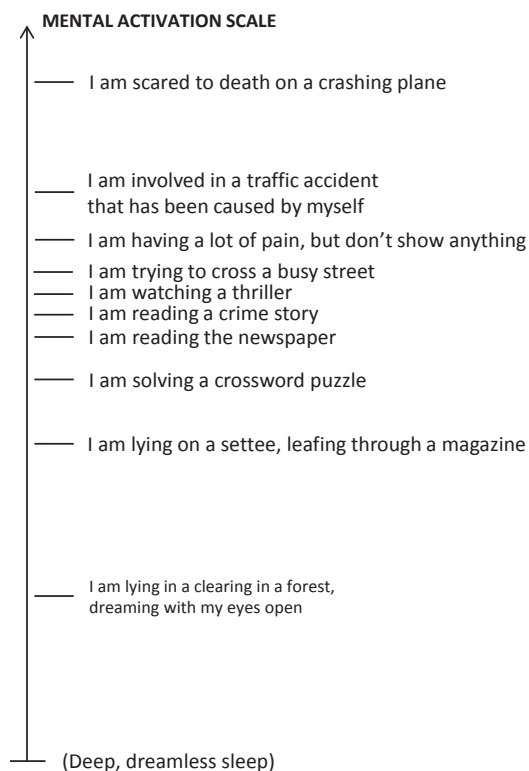


Figure 3: Echelle d'activation de Bartenwerfer. Echelle permettant d'évaluer l'activation perçue induite par la tâche (1969, cité par De Waard (1996)).

A l'instar de la RSME, le score correspond à la distance (en mm) entre l'origine (0 sur l'échelle) et la marque inscrite par le participant. Plus la valeur est importante, plus l'activation (ou l'effort investi) perçue est notable. Les indications qualitatives donnent des comparatifs avec l'activité dont il faut évaluer la charge.

D'autres échelles unidimensionnelles existent, notamment, le MCH, qui consiste en une série de questions (Modified Cooper Harper – Wierwille et Casali, 1983, voir Figure 4). Cette méthode reprend celle de Cooper-Harper dédiée à la quantification de la charge induite par le pilotage d'un avion. Dans sa version modifiée, applicable à d'autres domaines, l'individu part de ses décisions (« operator decisions ») puis s'évalue à partir d'un arbre de décisions à 2 choix (« Yes » - « No »). Ces réponses aboutissent à un « total » correspondant à la charge perçue. Cette échelle comprend 10 niveaux (de 1 à 10), le niveau 1 correspond à une faible charge et le niveau 10 à une charge élevée.

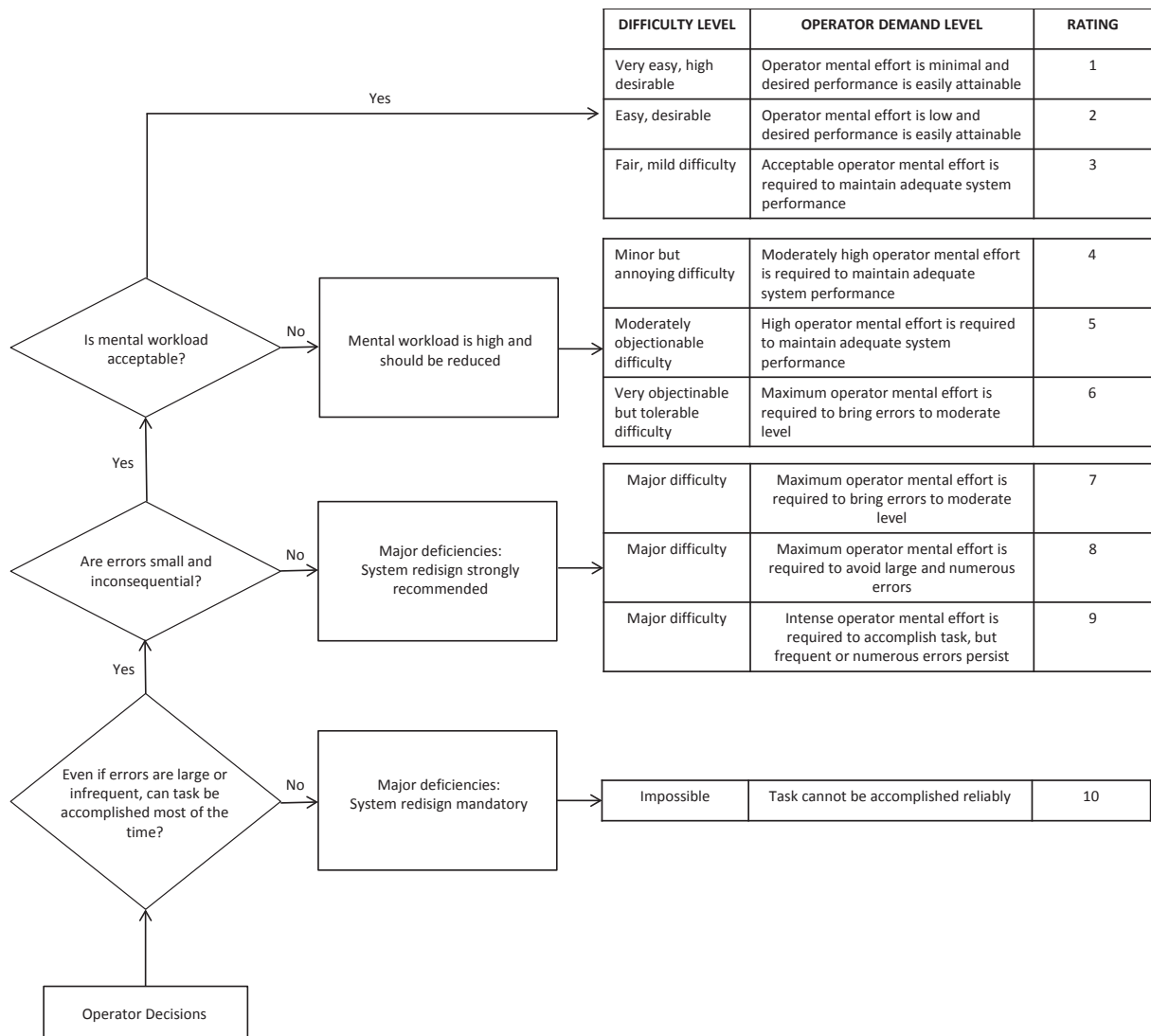


Figure 4: Modified Cooper Harper (MCH).

Méthode unidimensionnelle permettant de quantifier la charge de travail dans divers champs d'application.

Cependant, le MCH peut présenter un inconvénient majeur. En effet, le fait de répondre par la négative dès la première question n'indique pas forcément que la charge induite par la tâche est très élevée mais pourrait simplement révéler que l'individu n'a pas les compétences suffisantes pour répondre aux exigences de cette tâche.

### 1.2. Evaluations à l'aide d'échelles à plusieurs dimensions

Une des échelles pluridimensionnelles les plus utilisées est le NASA TLX (Task Load Index – Hart et Staveland, 1988). Elle évalue la charge à partir de six critères (Figure 5) : l'exigence mentale, l'exigence physique, l'exigence temporelle, la performance, l'effort et la frustration. Elle permet d'apprécier la charge globale d'une tâche, son évolution au cours de l'exécution d'une tâche (évaluations intermédiaires) et les différences de charges ressenties lors de différentes activités. Lors du test, les opérateurs doivent, dans un premier temps, quantifier chacun des 6 critères caractérisant au mieux les exigences de la tâche effectuée. Cela permet ensuite de pondérer chaque paramètre. Ensuite, les participants indiquent à l'aide d'échelles de Lickert et pour chacun des critères, le niveau d'activation imposé par la tâche (de faible à élevé). Pour chacun d'eux, ce score est ensuite multiplié par le coefficient de pondération. La somme totale des scores est ensuite moyennée pour obtenir une évaluation globale en la divisant par 15 (15 étant la somme des poids attribués au préalable aux critères). Cette méthode permet une quantification globale de la charge mentale, induite par une tâche mais aussi une évaluation qualitative des facteurs de la tâche qui contribue à la charge. Des corrélations extrêmement élevées ont été trouvées entre les scores au NASA-TLX et des variables végétatives comme l'activité électrodermale et cardiaque (Collet et al., 2009a).

Titre	Pôles	Description
Exigence mentale	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point les activités mentales et perceptives étaient requises pour faire la tâche?
Exigence physique	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point les activités physiques étaient requises pour faire la tâche (ex. pousser, tirer, tourner, contrôler, activer, etc.)
Exigence temporelle	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point avez-vous ressenti la pression du temps due au rythme ou à la vitesse à laquelle la tâche ou les éléments de la tâche arrivent?
Performance	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point pensez-vous que vous réussissez à atteindre les buts de la tâche tels que définis par l'expérimentateur ou par vous-mêmes?
Effort	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point avez-vous eu à travailler (mentalement ou physiquement) pour atteindre votre niveau de performance?
Frustration	Faible/Elevé	Jusqu'à quel point vous sentiez-vous non confiant, découragé, irrité, stressé et ennuyé vs confiant, avec plaisir, content, relaxe, satisfait de vous durant la tâche?

Figure 5: Définitions des dimensions du NASA-TLX.

Byers et al. (1989) ont simplifié ce test en créant le Raw Task Load index (RTLX). Ils ont simplement supprimé la pondération. Le RTLX consiste donc en une simple moyenne des six scores obtenus, calculés à partir des marques placées par chaque individu sur les différentes échelles de Lickert. Byers et al. (1989) ont montré que les scores obtenus lors de l'exécution des deux différents tests, le NASA TLX et le RTLX, sont fortement corrélés. Ces auteurs recommandent donc l'utilisation de RTLX comme étant une alternative relativement simple et fiable du test NASA-TLX.

Le SWAT (Subjective Workload Assessment Technique – Reid et al., 1981) utilise aussi des évaluations multidimensionnelles. Trois dimensions sont appréciées et envisagées comme ayant une influence sur la perception de la charge de travail. Ces différents paramètres sont la charge temporelle, l'effort mental et le stress psychologique.

Ces évaluations sont faciles et aisément utilisables dans divers environnements de travail. Pour autant, elles peuvent présenter un inconvénient dans la mesure où il faut

compter sur les capacités d'auto-évaluation de l'opérateur. C'est pourquoi ces tests doivent être complétés par des mesures objectives. Il s'agit notamment des mesures comportementales (incluant la performance) et physiologiques.

## 2. Approche objective

### 2.1. Analyse comportementale

Certains indicateurs de performance et notamment le temps de réaction (TR) et la précision de la réponse sont souvent utilisés afin d'évaluer la charge induite par la tâche. Nino et Kahneman (1974) ont constaté qu'une charge cognitive élevée peut avoir un effet délétère sur la performance avec, par exemple, une élévation du TR, une diminution de la justesse de la réponse ou les deux simultanément.

La chronométrie mentale est une méthode consistant à mesurer la durée nécessaire pour accomplir différentes opérations mentales. Le principe général est basé sur l'hypothèse selon laquelle plus les opérations sont complexes, plus il faut de temps au système nerveux pour en assurer le traitement. Le TR donne donc des informations temporelles sur le traitement accompli par le cerveau humain (Coles et al., 1995, Posner, 2005). D'ailleurs, Sigman et Dehaene (2005) ainsi que Tenenbaum et al. (2009) indiquent que le traitement d'une tâche exige différentes opérations : perception ou sélection des signaux pertinents, prise de décision à travers une interaction continue entre mémoire de travail et mémoire à long terme puis la phase motrice ou programmation de la réponse. Cependant, dans la plupart des travaux, la réponse motrice (exécution ou sortie comportementale) correspond à un mouvement très simple comme appuyer sur une touche pour arrêter le chronomètre. Même inclus dans le TR, la durée d'exécution est négligeable, bien qu'elle devrait être théoriquement intégrée dans le temps de mouvement. Les différentes opérations (citées ci-dessus) nécessaires au traitement de l'information sont fortement affectées par la complexité de la tâche. En effet, dans des conditions difficiles, chacune d'entre elle requiert un temps de traitement plus long afin de répondre aux exigences de la tâche. Par conséquent, traiter des informations complexes demande plus de temps que des informations plus simples. Des études avec le TR comme variable dépendante le confirment.

Par exemple, Redondo et Del Valle Inclàn (1992) ont utilisé une tâche où il fallait répondre si une lettre présentée à l'écran avait, ou non été présentée précédemment dans une série d'items de même catégorie. Le TR était plus long lorsque le nombre d'items dans la série à retenir était plus élevé. De même, Brunel et Ninio (1997) ont présenté simultanément deux formes côte à côte. Les participants devaient déclarer si ces formes étaient identiques ou différentes. L'étude a montré que plus les formes étaient complexes, plus les TR étaient longs. De même, les TR étaient particulièrement allongés lorsque les sujets étaient confrontés à des formes identiques. En effet, une fois la différence détectée, lorsqu'elle existe, la tâche est terminée. Les participants peuvent ainsi répondre assez rapidement. Au contraire, la tâche ne se termine jamais, en théorie, lorsque les formes sont identiques puisqu'il peut subsister une probabilité pour que les participants n'excluent pas le fait qu'une différence puisse exister. Par conséquent, le traitement de l'information est plus long et la réponse est souvent associée avec l'incertitude d'une différence qui n'aurait pas été détectée.

Le TR est souvent associé à la précision de la réponse. Lorsqu'aucune priorité n'est déterminée en ce qui concerne le but de la tâche, les participants sont dans l'obligation de trouver un compromis entre vitesse et précision de la réponse. Ils appliquent souvent une stratégie implicite favorisant soit l'une, soit l'autre (Dickman et Meyer, 1988, Crowe et Higgins, 1997, Förster et al., 2003). Dickman et Meyer (1988) ont constaté que les sujets impulsifs, spontanés impliqués dans une tâche de discrimination visuelle répondent plus rapidement mais font davantage d'erreurs que les autres. Au contraire, lorsque l'ensemble des sujets sont contraints de répondre rapidement, les impulsifs effectuent moins d'erreurs que les peu impulsifs. Des études ont également utilisé la précision de la réponse comme variable dépendante pour évaluer la charge de travail (Redondo et Del Valle-Inclan, 1992, Backs et Seljos, 1994). Backs et Seljos (1994) ont montré que, dans une tâche de mémorisation, la précision de la réponse est sensible à la charge (dans cette expérimentation, la charge est modulée par le nombre de lettres présentées dans la série à retenir, plus ou moins élevé).

## 2.2. Méthodes neurophysiologiques

### 2.2.1. Indicateurs somato-moteurs

Plusieurs indicateurs somato-moteurs permettent d'évaluer la charge de travail induite par une tâche mentale. Un souvent employé est la dilatation pupillaire. C'est un indice de l'activité du système nerveux autonome (SNA – Goldwater, 1972) sensible à la fois à la charge mentale et émotionnelle (Boucsein et Backs, 2000, 2009). La taille de la pupille augmente avec la difficulté de la tâche (Hess et Polt, 1964, Hyöna et al., 1995). Hyöna et al. (1995) ont montré que traduire des mots difficiles d'une langue étrangère à sa langue natale provoquait une dilatation pupillaire plus large que lorsque les mots étaient faciles. De même, répéter des mots étrangers génèrait le même phénomène comparativement à des mots de sa langue natale. Friedman et al. (1973) ont également montré que l'incertitude induisait une dilatation pupillaire importante et permettait d'évaluer l'activation des individus ainsi que leur implication dans la tâche.

Les clignements palpébraux sont également des indicateurs de charge mentale et, dans une moindre mesure, de l'activation émotionnelle (Boucsein et Backs, 2000, 2009). Plusieurs études ont mis en évidence que la fréquence des clignements est corrélée à certaines activités mentales. Une faible fréquence est associée à une activité cognitive prononcée (Drew, 1951, Holland et Tarlow, 1972, Richter et al., 1998). Drew (1951) a montré que la fréquence des clignements est considérablement plus faible lorsqu'un conducteur conduit dans des situations difficiles (trafic chargé, route sinueuse) comparativement à des situations plus agréables (trafic fluide, en rase campagne, trajectoire rectiligne). De même, lorsqu'un mouvement nécessite un contrôle visuel minutieux, la fréquence des clignements diminue. Au contraire, lorsque la charge de travail est relativement faible, les clignements sont plus fréquents. Holland et Tarlow (1972) ont émis l'hypothèse que l'activité palpébrale serait néfaste à certains processus cognitifs et serait, par conséquent, inhibée. Il s'agirait donc d'un processus protégeant les processus cognitifs de l'interférence avec les clignements. Drews (1951) a d'ailleurs constaté qu'ils se produisaient juste avant et juste après les périodes de difficulté maximale. Au contraire, ils sont inhibés lorsque la tâche est relativement complexe. La fréquence des clignements des yeux est également utilisée pour

évaluer la fatigue. Stern et al. (1994) ont montré que plus le temps passé sur une tâche était long, plus les clignements étaient fréquents.

L'électromyogramme (EMG) est également un indicateur de la charge mentale (Boucsein et Backs, 2000, 2009) mais essentiellement de la charge émotionnelle. Comme nous le verrons plus loin dans notre propos, il est très souvent utilisé pour évaluer l'intensité émotionnelle à travers la mesure directe de l'activité électrique des muscles faciaux. L'EMG semble cependant être aussi un indice fiable permettant l'évaluation du charge mentale (Kuniyuki et al., 2005). Des travaux ont montré qu'une élévation de la difficulté de la tâche provoquait une augmentation de la tonicité des muscles du cou et des épaules (Weber et al., 1980, Hanson et al., 1993). Bansevicius et al. (1997) ont d'ailleurs indiqué que les tâches de TR relativement longues induisant une charge de travail élevée ont généré des activités musculaires (EMG) au niveau des trapèzes associées à des douleurs aux épaules prononcées.

Dilatation pupillaire et fréquence des clignements palpébraux sont des indicateurs fiables, en ambiance lumineuse contrôlée et constante, pour l'évaluation de la charge mentale. L'activité EMG permet également d'évaluer la charge subie par les individus. D'autres indices, et notamment les indicateurs hormonaux, du SNA et du SNC sont également pertinents et peuvent être associés aux analyses ayant pour objectif d'évaluer la charge de travail.

### 2.2.2. Indicateurs hormonaux

Les catécholamines et le cortisol sont sécrétées dans des situations éprouvantes (Boucsein et Backs, 2000). Ces dernières génèrent une charge mentale que l'individu doit maîtriser. Par conséquent, le taux d'hormones libérées fournit une indication sur la charge de travail subie par chacun des individus (Meijman et O'Hanlon, 1984). La noradrénaline et, en particulier, l'adrénaline sont produites par les glandes surrénales lors d'un effort mental (Brandenberger et al., 1980, Wilson et Eggemeier, 1991). D'ailleurs, ces hormones sont sécrétées en plus grande quantité lorsque les exigences de la tâche sont élevées (Meijman, 1989, cité par De Waard, 1996, van der Beek et al., 1995). Le cortisol est aussi libéré en réaction à un effort mental mais également lors de la présence de situations nouvelles



(Brandenberger et al., 1980) suivant un processus en cascade : dans un premier temps, l'hypothalamus sécrète la Corticotrophine (CRH) qui active la libération de l'Adrénocorticotrophine (ACTH) par l'hypophyse. La zone corticale des glandes surrénales sécrète le cortisol en réponse à une stimulation de l'ACTH. Il existe donc une relation entre activité hormonale et demande attentionnelle. Les catécholamines et le cortisol sont également des hormones résultant du stress (Collet et al., 1997, Boucsein et Backs, 2000). Le cortisol est sécrété en réaction à un état anxieux. Cette sécrétion diminue en conditions de relaxation. L'adrénaline est également produite par les glandes surrénales lors d'un stress mental ou émotionnel (confrontation à des situations nouvelles et incertaines). La noradrénaline est aussi libérée par les fibres du Système Nerveux Orthosympathique lors de situations désagréables. Cependant, ces méthodes présentent certaines limites. D'abord, il faut souligner la lourdeur de la procédure lorsqu'elle est réalisée à partir d'échantillons sanguins. Cette limite à toutefois été récemment levée grâce à l'amélioration des techniques de dosage à partir d'échantillons salivaires. Mais, se pose encore la question de l'inertie de la sécrétion par rapport au stimulus et donc du choix de l'instant du prélèvement.

### 2.2.3. Indicateurs du SNA

Nous avons vu que la dilatation pupillaire, contrôlée par le système nerveux sympathique (SNS), est un indicateur permettant d'évaluer la charge de travail. D'autres indices également issus de l'activité du SNA sont souvent enregistrés comme corrélat de la charge mentale, celle-ci étant à l'origine d'un éveil physiologique général nécessaire pour répondre au mieux aux demandes de la tâche. En effet, les processus mentaux, tels que la concentration lors de la préparation à l'action ou encore le traitement de l'information, sont nécessaires pour agir de façon adéquate face à certaines situations. Ces opérations induisent une charge de travail, celle-ci pouvant être estimée à partir de trois grandes familles d'indicateurs (Collet et al., 2003a) : activités électrodermale (AED), thermovasculaire et cardiorespiratoire. Une variété d'indices est enregistrable, comme la résistance, la conductance ou le potentiel pour l'AED, la température et débit sanguin cutanés pour la famille thermovasculaire, la fréquence cardiaque, respiratoire, la pression artérielle pour la famille cardiorespiratoire. Pragmatiquement, les mesures les plus employées sont l'AED et la

FC. Les variables citées au-dessus constituent des corrélats fiables de l'activité du SNA et s'ajustent en fonction de l'éveil nécessaire (phénomène tonique, Collet et al., 2009a). Elles évoluent également lorsque le sujet répond à une stimulation (phénomène phasique).

Le système nerveux végétatif (SNV) contrôle les fonctions vitales (vie végétative) mais assure également la vie de relation en régulant l'éveil physiologique (phénomène tonique). Il ajuste par anticipation les ressources du sujet nécessaires pour répondre au mieux aux sollicitations du milieu extérieur (mais aussi à ses propres stimulations internes, comme lorsqu'on se représente une action avant de la réaliser, par exemple). Wallin et Fagius (1986) ont montré que le SNA est un système qui s'active très rapidement afin de répondre aux sollicitations changeantes des milieux interne et/ou externe. C'est notamment la branche orthosympathique qui mobilise les ressources de l'organisme afin de répondre aux exigences de la tâche. Une élévation des sollicitations augmente l'effort mental et, par conséquent, la charge mentale. La poursuite de l'activité n'est possible qu'en augmentant l'éveil physiologique (Gaillard et Kramer, 2000). La quantification de l'éveil est mesurée par la variation du niveau basal, élévation de la fréquence cardiaque par rapport à la fréquence de repos, par exemple. En effet, une élévation de la FC est souvent observée dans des situations où les demandes cognitives sont importantes (Boucsein et Backs, 2009, Sosnowski et al., 2010). Lorsque la tâche devient difficile, il faut produire davantage d'énergie pour l'exécuter correctement, donc élever son éveil physiologique et, en conséquence, la FC augmente. Ceci a souvent été observé par des études s'appuyant sur des tâches arithmétiques ou de mémorisation. La fréquence cardiaque était plus élevée pendant l'activité mentale que durant le repos (Backs et Seljos, 1994, Willemsen et al., 2000, Yu et al., 2009). De même, Backs et Seljos (1994) ont remarqué que lorsque la difficulté augmente (retenir plus d'items en mémoire), les sujets les plus performants manifestent simplement une légère augmentation de la FC alors que chez les moins bons, on enregistre une augmentation plus importante. Ces changements métaboliques sont bien corrélés à la difficulté mais sont aussi sensibles aux différences individuelles. Ce sont des facteurs endogènes qui représentent l'astreinte donc la charge perçue. De nombreux travaux ont également révélé que la variation de la FC (VFC) est un indicateur fiable de la charge mentale, un effort mental induit notamment une diminution de la VFC (Kalsbeek, 1968, Blitz et al., 1970, Boyce, 1974, Hitchen et al., 1980, Lee et Park, 1990, Redondo et Del Valle-Inclan, 1992, Boucsein et Backs,

2000, Prinzel, 2003, Boucsein et Backs, 2009, Yu et al., 2009). Elle correspond à la variation de durée entre deux battements cardiaques sur une période de temps donné, la VFC est donc une variation moyenne. La variation cardiaque est un phénomène physiologique normal et est au repos influencée par la respiration. Ce phénomène est connu sous le nom d'arythmie sinusale respiratoire (ASR). L'ASR émerge d'une interaction physiologique entre les activités rythmiques respiratoire et cardiaque. L'inspiration inhibe le parasympathique ce qui génère une accélération cardiaque. Au contraire, l'expiration le stimule ce qui ralentit le cœur (Katona et Jih, 1975, Yasuma et Hayano, 2004). En effet l'activité du nerf vagal est réduite lors de l'inspiration et accentué lors de l'expiration. La VFC informe sur les capacités du cœur à moduler son rythme en fonction des sollicitations internes et/ou externes. Différents calculs peuvent être employés. Au niveau temporel, on peut mesurer les intervalles entre les ondes R consécutives et, calculer leur écart type (indice SDNN) ou calculer la variation sous la forme de la racine carrée de la moyenne des différences carrées d'intervalles consécutifs (indice RMSSD). La VFC est une mesure fine de la charge et peut attester d'une élévation de l'éveil<sup>1</sup> (Boucsein et Backs, 2000, 2009) mais le traitement nécessite des enregistrements relativement longs, entre deux et six minutes (Schroeder et al., 2004).

En ce qui concerne les variations phasiques de l'AED, la CC (ou RC) est généralement enregistrée simultanément avec le début de la stimulation. On observe des réponses plus longues et plus larges quand les demandes de la tâche ainsi que la perception individuelle de la difficulté de cette tâche augmente (Collet et al., 2003b). Effectivement, ces conditions nécessitent un traitement des informations relativement complexe au niveau central (Boucsein et Backs, 2000, 2009). Les réponses électrodermales (RED) semblent donc être des indicateurs de l'activité mentale relativement fiable. Certains indicateurs des réponses électrodermales, en particulier la durée des réponses, pourraient mieux discriminer les aspects cognitifs de la charge mentale (attention, vigilance). D'autres seraient plus sensibles aux aspects émotionnels, notamment l'amplitude des réponses (Boucsein et Backs, 2000). La charge de travail induite par une activité mentale peut également être évaluée par les variations de FC. Cette variable est très sensible à la vigilance, et semble d'ailleurs l'être plus

---

<sup>1</sup> La VFC peut également varier en réponse à des stimulations (phénomène phasique).

qu'à l'éveil physiologique (Wilkes et al., 2010). Elle est donc impliquée dans les processus d'attention et de concentration lors de la préparation précédant l'action. La FC diminue considérablement lorsque l'attention est focalisée sur les signaux environnementaux de haute importance (Coles et Duncan-Johnson, 1975, Stern, 1976, Damen et Brunia, 1987, Zimmer et al., 1990, De Pascalis et al., 1995). Par conséquent, une diminution de la FC avant l'apparition de la stimulation indique une focalisation de l'attention sur les signaux de l'environnement. De même, le noyau solitaire du système vague (parasympathique) ralentit le rythme cardiaque simultanément à l'augmentation de l'attention vers les signaux pertinents (Porges, 1995). D'autres travaux ont également montré que la difficulté d'une tâche est à l'origine d'une bradycardie de pré-stimulation plus forte que lors d'une tâche facile. Les tâches complexes demandent une mobilisation et une distribution des ressources en attention plus importante (Tursky et al., 1970, Coles, 1974, Coles et Duncan-Johnson, 1977, Gaillard et Perdok, 1979). Les preuves expérimentales d'une relation entre bradycardie et attention préparatoire à l'action sont maintenant avérées. Ces différents résultats ont pour origine l'hypothèse de Lacey (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970) pour qui la FC diminue lorsque l'attention est portée sur l'environnement, permettant en particulier aux individus d'être plus réceptifs aux nouvelles informations. Au contraire, une élévation de la FC est souvent observée lorsque l'attention est focalisée sur des signaux internes, l'individu devant s'abstraire des stimulations externes.

#### 2.2.4. Indicateurs du système nerveux central (SNC)

Le cerveau qu'il soit en sommeil, au repos ou en activités motrice ou cognitive génère des ondes caractérisées par leurs fréquences : les ondes delta (0.5-4Hz), les ondes thêta (4-7Hz), les ondes alpha (8-13Hz), les ondes bêta (14Hz et plus) et les ondes gamma (>30-35Hz).

Les variations toniques de l'activité des structures cérébrales peuvent être étudiées à l'aide de l'analyse des rythmes de l'EEG. Ces rythmes varient en fonction de l'éveil physiologique. L'activité alpha (8-12Hz) diminue alors que l'activité bêta (>13Hz) et thêta (4-7Hz, en particulier au niveau frontal) augmentent lorsque la charge mentale s'intensifie (Boucsein et Backs, 2000, 2009). Yu et al. (2009) ont révélé qu'un calcul mental diminuait l'activité alpha, en association avec une élévation de bêta au niveau pariétal et occipital.

L'activité bêta est, en particulier, impliquée dans les conditions exigeant vigilance et attention. De même, l'activité delta (<4Hz) augmente significativement lors d'une tâche mentale difficile et est essentielle pour que le sujet puisse allouer suffisamment d'attention pour que le traitement central s'exécute au mieux (Harmony et al., 1996). Cette activité permet notamment à l'individu de s'abstraire des stimulations extérieures, et ainsi d'inhiber les activités neuronales non pertinentes, dans le but de se focaliser sur les signaux internes (Vogel et al., 1968).

Les ondes électroencéphalographiques (EEG) sont traitées pour évaluer la charge mentale. Les potentiels évoqués cérébraux associés aux événements (PEC) révèlent la modification du potentiel électrique produite par le système nerveux en réponse à des stimulations externe (images, sons) ou interne (préparation motrice par exemple). Différentes ondes positives ou négatives constituent les PEC. Boucsein et Backs (2000, 2009) mentionnent, en particulier, deux composantes des PEC, l'onde P300 (ou P3) qui est enregistrée dans des tâches cognitives par exemple lorsqu'un individu doit détecter un stimulus « cible » parmi des distracteurs et la VCN (Variation Contingente Négative) qui est observée avant un événement. Ces ondes sont induites par des stimuli externes (phénomènes phasiques), la première est induite par un stimulus impératif et la seconde par un stimulus préparatoire. Les paramètres d'amplitude et de latence sont utilisés afin d'interpréter ces ondes.

L'amplitude de P300 est un indicateur de la charge mentale corrélé positivement à la perception de l'effort (Ullsperger et al., 1988). La fatigue mentale a des conséquences sur la latence et l'amplitude de P300. La latence augmente, signe d'un traitement de l'information retardé et l'amplitude diminue pour signifier que l'activité cognitive est amoindrie par la fatigue. P300 permet donc une mesure efficace de la fatigue mentale (Uetake et Murata, 2000).

La VCN est un indice préparatoire particulier, c'est à dire lorsque l'individu attend un évènement (Boucsein et Backs, 2009). Elle exige donc une information préparatoire préalable à un signal impératif. Elle apparaît donc dans la période séparant les deux stimuli (Tecce, 1972). Son amplitude augmente avec la difficulté de la tâche (Cooper, 1990). De même, Tecce (1972) a montré que la VCN est corrélée positivement à l'attention. Lorsque

l'intensité du stimulus est faible, il faut être plus attentif et la VCN est plus ample que lorsque l'intensité est élevée. De même, il existe une relation en U-inversé entre VCN et éveil physiologique. Lorsque le niveau d'éveil est faible ou au contraire très élevé, l'amplitude de la VCN est faible. L'amplitude la plus élevée est enregistrée à un niveau d'éveil modéré et donc optimal. Phénomène connu depuis le début du XXe siècle, un niveau d'éveil optimal est nécessaire pour se préparer à agir (Yerkes et Dodson, 1908).

Comme mentionné précédemment, un niveau d'éveil minimal est requis pour répondre aux sollicitations internes (par exemple, résolution de problèmes) et/ou externes (identification de modifications dans l'environnement). Pour cela, certaines structures corticales modulent l'activité cérébrale, pour que cet éveil soit optimal. Boucsein et Backs (2009) ont proposé un modèle théorique à quatre niveaux, associés aux réseaux nerveux qui contrôlent à la fois l'éveil physiologique et les émotions (Figure 6). Le premier est le système d'éveil affectif (« *affect arousal system* »). Il est contrôlé par un réseau impliquant l'amygdale et supervise la fonction attentionnelle, notamment lorsqu'elle doit être dirigée vers de nouvelles informations. C'est le cas lorsque des changements inopinés apparaissent dans l'environnement. Ce système contrôle aussi les réponses orientées, les réactions immédiates comme fuir ou combattre, sous dominance de l'hypothalamus ventromédian. Le second système est celui de l'effort (« *effort system* ») avec comme structure centrale l'hippocampe et pour fonction principale le traitement des informations essentielles. En cas de situations nouvelles ou stressantes, des voies noradrénergiques et sérotonergiques originaires respectivement du locus cœruleus et des noyaux du raphé (noyaux du tronc cérébral) activent le subiculum (hippocampe). L'information est ensuite traitée par le circuit de Papez. D'ailleurs, le cortex préfrontal se projette vers ce circuit lors de la planification des actes moteurs. Dans ces conditions à forte charge, ce système peut court-circuiter les systèmes 1 (« *affect arousal system* ») et 3 (« *preparatory activation system* ») pour éviter des réactions immédiates et ainsi faciliter l'analyse de la situation par les réseaux corticaux et sous-corticaux (incluant le circuit de Papez). Ce traitement continu se révèle par une augmentation de l'amplitude de P300 et par une élévation de l'activité thêta au niveau frontal. Le troisième système d'activation préparatoire (« *preparatory activation system* ») est contrôlé par les noyaux gris centraux. Il active les aires corticales impliquées dans les

activités corporelles (aires somatosensorielles) et motrices. Il est donc à l'origine du renforcement de la négativité corticale qui se manifeste par la VCN. Le dernier système est celui de l'éveil général (« *general arousal system* »), contrôlé par la formation réticulée. L'indicateur caractéristique de son activité est le passage d'une dominance alpha à bêta.

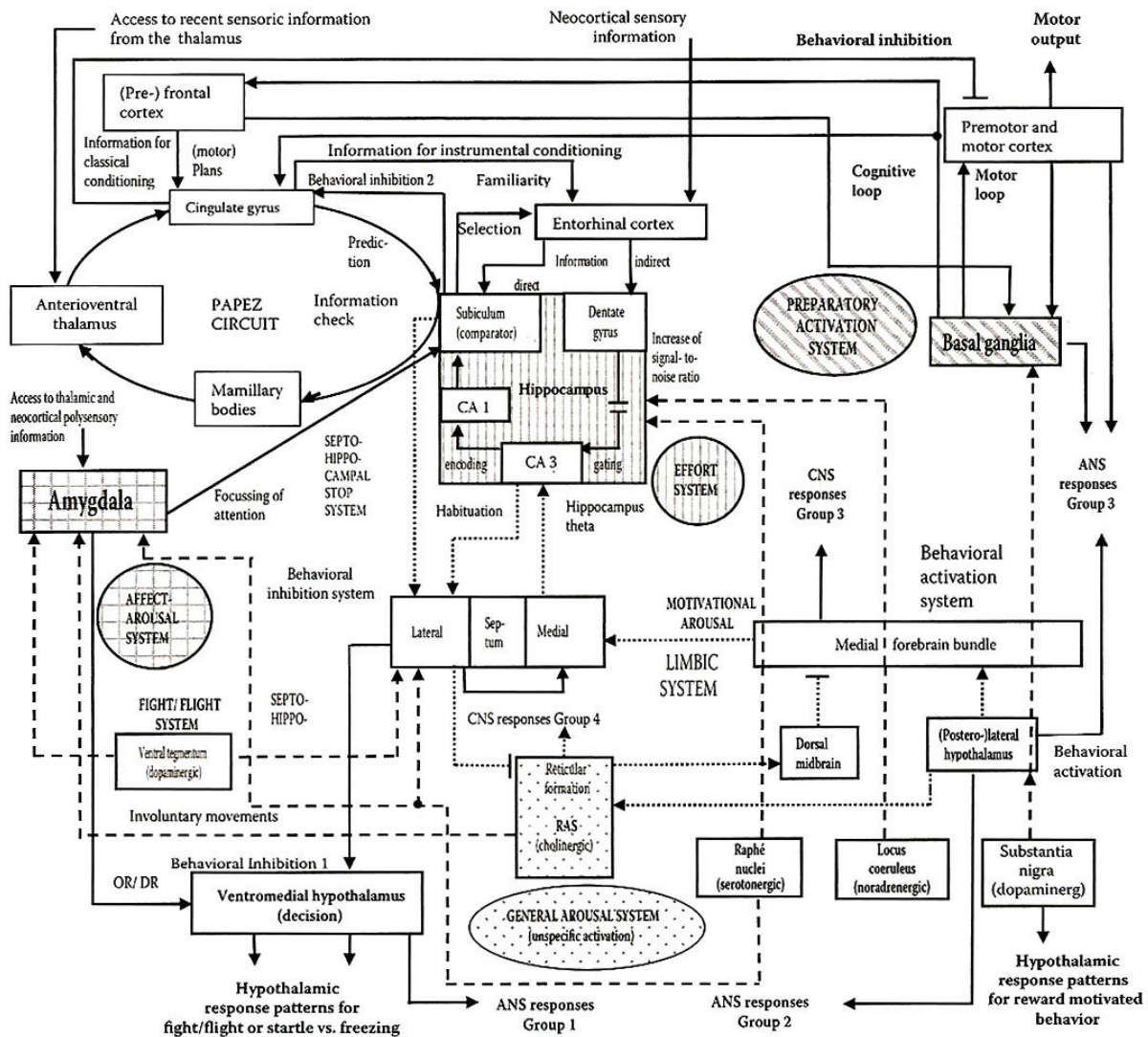


Figure 6: Les quatre modèles de l'éveil physiologique (Boucsein et Backs, 2009).

Ce modèle représente une synthèse des différents processus mentaux impliqués dans le contrôle de l'éveil physiologique et des activités orientées vers un but. Il laisse une place aux situations familières tout comme aux situations incertaines, urgentes, où la charge est forte.

Il intègre également les approches cognitives et émotionnelles et permet des applications à diverses situations motrices ou professionnelles.



## Chapitre II :

# Fondements théoriques et neurobiologiques des émotions.

## I. Approche théorique des émotions

Une émotion est définie comme une « *conduite réactive, reflexe, involontaire vécue simultanément au niveau du corps d'une manière plus ou moins forte et affectivement sur le mode du plaisir ou de la douleur* » (Valetopoulos, 2005). Selon (Ekman, 1992b), une émotion est spontanée, de courte durée et non réfléchie, qu'elle soit déclenchée par des événements internes ou externes.

Depuis Darwin qui s'est particulièrement intéressé à la capacité des individus à exprimer des émotions (par des expressions faciales), d'autres chercheurs ont proposé le concept d'émotions de base (Ekman, 1992b) encore appelées émotions primaires ou fondamentales. Elles sont préprogrammées (Damasio, 1995) et universelles (Tomkins et Mc Carter, 1964, Fridlund et al., 1987). Dans la catégorisation la plus restreinte, il en existe six ; joie, surprise, peur, tristesse, colère et dégoût, associées à la fois à des expressions faciales et à des activités spécifiques du Système Nerveux central et périphérique végétatif (Ekman et al., 1983, Davidson et al., 1990, Ekman et al., 1990, Levenson et al., 1990, Levenson et al., 1991, Ekman, 1992a). Une étude de Kirouac et Doré (1985) a montré que le genre et le niveau d'éducation n'ont aucun impact sur l'identification des émotions de base, confirmant ainsi leur caractère universel. Selon Damasio (1995), nous serions « *programmés pour répondre par une réaction émotionnelle à la perception de certains traits, caractérisant des stimuli survenant dans le monde extérieur ou dans notre corps* ». Ces « traits » sont caractéristiques des espèces, comme la taille (grands animaux, envergure d'un rapace), les types de mouvements (ceux des reptiles), les sons (grondements), ou encore des phénomènes prenant place au sein du corps comme des informations intéroceptives douloureuses.

Damasio (1995) a également décrit les émotions secondaires qui se manifestent au cours du développement de l'individu et qui, par conséquent, sont acquises. Elles apparaissent dès que le sujet peut relier des situations caractéristiques aux émotions primaires. Ce processus explique comment nous développons une appétence ou une aversion pour certaines formes de musique ou de peinture.

Plutchik (1980) utilise plutôt le concept d'émotions mixtes ou complexes qui résulteraient de la combinaison d'émotions primaires. Par exemple, la peur mêlée à la surprise produirait

l'état d'alarme ou encore le dégoût mêlé à la colère provoquerait le mépris (Figure 7). Il considère huit émotions de base : colère, peur, tristesse, dégoût, surprise, anticipation, confiance, joie. Ces émotions s'opposent deux à deux : joie/tristesse, confiance/dégoût, peur/colère et surprise/anticipation. Cet auteur plaide en faveur de la primauté de ces émotions en expliquant que chacune d'elle déclenche des comportements de survie : par exemple, la peur inspire une réaction de lutte ou de fuite.



Figure 7: Emotions mixtes ou complexes.  
Ces émotions sont produites sous la forme de combinaisons, de mélanges d'émotions primaires.

Il est intéressant, aussi, de considérer l'approche dimensionnelle des émotions en considérant deux aspects importants, la valence (positive ou négative) et l'éveil (faible ou élevé). La figure 8 présente le système dimensionnel où 28 émotions simples sont représentées sur un cercle (Russell, 1980). L'axe horizontal indique la valence, c'est-à-dire la sensation de plaisir (0°, valence positive et comportement d'approche) ou de déplaisir (180°, valence négative et comportement d'évitement). L'axe vertical représente le niveau d'éveil (intensité). Il correspond à la capacité de l'organisme à mobiliser ses ressources énergétiques. Les deux dimensions sont relativement indépendantes : les états positifs et

négatifs pourraient s'associer respectivement à un niveau d'intensité élevé (90°, état d'excitation) ou faible (270°, état de relaxation). Par exemple, la joie est associée à une valence positive et à un faible niveau d'éveil. Pour la tristesse la valence est négative et le niveau d'éveil réduit.

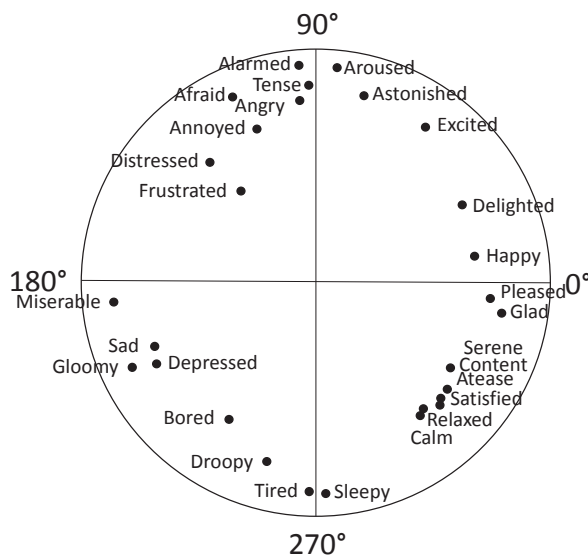


Figure 8: Modèle « circumplex » de Russel (1980). 28 émotions sont positionnées sur un cercle. Deux axes y sont représentés, un horizontal et un vertical associés respectivement à la valence et au niveau d'éveil.

Certaines études ont tenté de relier valence et niveau d'éveil avec des activités physiologiques. En présentant des images variant en termes de valence et de niveau d'éveil, Greenwald et al. (1989) ont montré que la fréquence cardiaque (FC) ainsi que l'activité électromyographique de la face sont particulièrement sensibles à la valence alors que les variations de conductance cutanée sont plutôt corrélées à l'éveil. De même, Ekman et al. (1990) ont demandé aux participants de mimer des expressions faciales de colère, de dégoût, de peur et de tristesse pour les émotions négatives et de joie ou de surprise pour les positives. Contrairement à Greenwald et al. (1989), ils ont montré que l'activité électrodermale (AED) est sensible à la valence. Les réponses sont plus amples pour les émotions négatives. Cette méthode permet de dépasser les approches subjectives basées sur l'auto-évaluation.

Comme pour la charge mentale, l'expérience émotionnelle peut être évaluée subjectivement, les individus décrivent ce qu'ils ressentent ainsi que leur état corporel durant l'expérience émotionnelle (Damasio, 2003). Une approche plus objective peut s'orienter vers différentes sources d'informations : le comportement avec l'étude de la performance, les indicateurs somato-moteurs avec l'étude des mimiques faciales mais aussi de l'attitude corporelle générale, les réponses physiologiques avec l'activité centrale et périphérique végétative mais aussi les réponses hormonales (Bauer, 1998).

## II. Méthodes objectives d'évaluation des émotions

### 1. Emotions et comportements

La performance réalisée lors de tâches mentales à forte charge émotionnelle est également un indicateur comportemental souvent utilisé en neuropsychologie. Comme nous l'avons évoqué dans le chapitre I, certaines opérations mentales induisent une charge engendrée par la combinaison de facteurs exogènes (contrainte), et endogènes (astreinte). La contrainte réelle est générée par les caractéristiques objectives de la tâche comme la pression temporelle ou une tâche secondaire simultanée nécessitant le partage de l'attention. La contrainte perçue résulte d'indices subjectifs liés à la difficulté perçue de la tâche. Cette dernière, fortement liée aux processus émotionnels, est influencée par l'expérience mais aussi par des caractéristiques individuelles, comme le trait d'anxiété, par exemple (Gaillard, 1993, Luczak et Göbel, 2000). Ces deux facteurs modulent la performance notamment le temps de réaction (TR) et la précision de la réponse. Dans cette partie, nous nous intéresserons particulièrement à l'effet de la charge émotionnelle sur la performance. Si on sait depuis longtemps que l'émotion serait plutôt un facteur limitant de la performance, celle-ci nécessite néanmoins un niveau d'éveil suffisant. Ce n'est que lorsqu'il est excessif et qu'il ne peut plus être maîtrisé, c'est-à-dire lorsqu'apparaît l'émotion, que la performance chute, selon la loi en U renversé (voir Figure 9), (Yerkes et Dodson, 1908, Freeman, 1948). Si une baisse de performance peut être provoquée par la fatigue (répétition des efforts, manque de sommeil, par exemple, associés à un niveau d'éveil relativement faible), un éveil physiologique excessif, correspondant à un état fébrile et un comportement mal contrôlé à des conséquences identiques (Gaillard et Kramer, 2000).

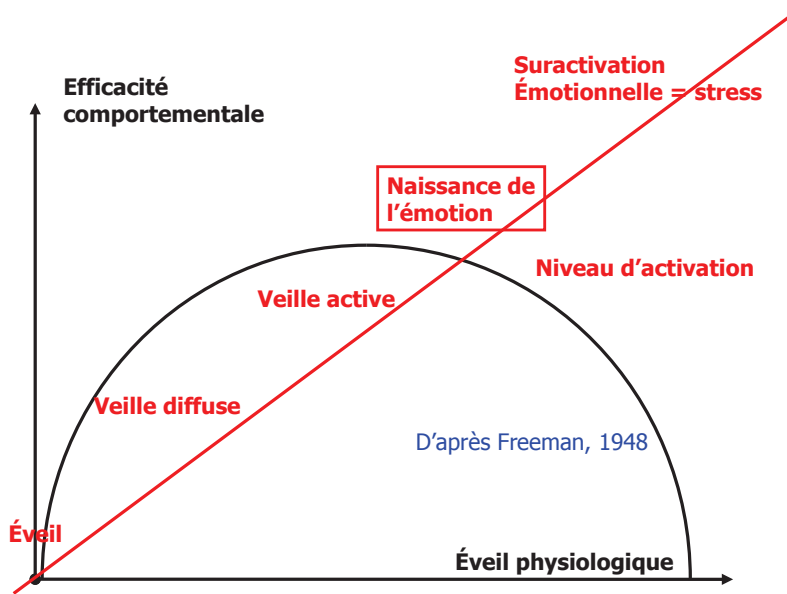


Figure 9: Loi en U renversé.

L'excès d'activation est nuisible à la performance.

À un niveau optimal, l'éveil permet une focalisation optimale de l'attention (filtrage ou ignorance des signaux non pertinents, résistance à la distraction). Au contraire, lorsqu'on s'en éloigne, les performances se dégradent. Un sous-éveil entraîne un élargissement excessif de la focalisation de l'attention, l'individu s'attarde sur des indices inutiles, il est donc incapable d'ignorer les signaux non pertinents. Par conséquent, cette hyperfocalisation induit une inaptitude à prêter attention aux signaux pertinents (Tenenbaum et al., 2009) Un sur-éveil implique au contraire une réduction excessive de la focalisation de l'attention, phénomène encore appelé rétrécissement perceptif. Cependant, Collet et al. (1996) ont souligné des limites à la théorie en U renversé. Des individus devaient effectuer des tâches perceptivo-motrices plus ou moins complexes. Les auteurs ont constaté que pour des tâches de complexités moyenne ou élevée, le niveau d'éveil n'est pas prédictif du succès ou de l'échec. La théorie en U renversé est généralisable pour des tâches simples et non pour des tâches exigeant des habiletés motrices complexes. En effet, la performance est fonction du niveau d'éveil mais également du degré de compétences dans l'activité. Dans des tâches complexes, une erreur peut être à l'origine d'un mauvais traitement de l'information ou d'une mauvaise exécution motrice, même si le niveau d'éveil est optimal.

De même, les émotions négatives peuvent affecter le traitement de l'information, les informations étant parfois manquées à cause d'un taux de contraintes perçues trop élevé (Gaillard et Kramer, 2000). À cela s'ajoute, comme évoqué plus haut, que certains individus sont plus sujets à être déstructurés par la charge que d'autres du fait de leurs traits personnels. Les trois variables qui peuvent prédire ces différences individuelles et avoir des effets néfastes sur la performance sont l'anxiété, la conscience de soi et le niveau de compétence (Baumeister et Showers, 1986). La conscience de soi induit de la distraction car on est préoccupé par ses inquiétudes (notamment la peur d'échouer). Ce sont des signaux non pertinents mais qui focalisent l'attention (Baumeister et Showers, 1986). De même, Hopko et al. (2003) montrent que la performance varie en fonction de la résistance à l'anxiété. Les individus anxieux face à des tâches de calcul mental ont des performances plus faibles, c'est-à-dire un taux d'erreur plus important, que les participants résistants. Également, des conducteurs avec une faible résistance à l'anxiété se sont révélés moins performants que les autres dans une situation de conduite où il fallait éviter un obstacle (Collet et al., 2005). Paradoxalement, les plus résistants au stress n'ont pas, non plus, obtenu les meilleures performances. Ce trait de caractère les a conduits à un excès de confiance et à un éveil physiologique insuffisant pour être performant. En référence à Damasio (1995), « *Il ne s'agit pas de nier que les émotions puissent perturber les processus du raisonnement dans certaines circonstances ... elles peuvent l'influencer de façon désastreuse* ». De même, « *il est d'autant plus surprenant de constater que l'incapacité d'exprimer et ressentir des émotions soit susceptible d'avoir des conséquences tout aussi graves, dans la mesure où elle peut handicaper la mise en œuvre de cette raison qui nous caractérise tout particulièrement en tant qu'êtres humains et nous permet de prendre des décisions en accord avec nos projets personnels, les conventions sociales et les principes moraux* ». Toute la thèse de Damasio, depuis ses études expérimentales sur des patients atteints de lésions orbito-frontales, a consisté à démontrer que « *la capacité d'exprimer et de ressentir des émotions est indispensable à la mise en œuvre des comportements rationnels* ». Nous reviendrons plus loin sur cette idée selon laquelle les émotions ont une puissante influence sur la faculté de raisonnement, en d'autres termes, que la passion fonde la raison.

## 2. Emotions et indicateurs somato-moteurs

L'interprétation des états affectifs de nos congénères est essentielle afin que les interactions sociales puissent être régulées convenablement. L'attitude corporelle et particulièrement les expressions faciales permettent d'évaluer l'émotion qui prend alors la valeur d'un message. En effet, l'expression du visage constitue un des vecteurs essentiels de la communication entre individus et des intentions dont on les informe. L'électromyographie (EMG) permet une mesure directe de l'activité électrique des muscles faciaux : des électrodes de surface sont appliquées sur les chefs de ces principaux muscles. Cette méthode systématise l'activité musculaire et objective les modifications difficiles à percevoir pour l'observateur. L'enregistrement est peu invasif mais permet d'évaluer les émotions dans un contexte réel. L'activité du grand zygomatique reflète une augmentation de la valence hédonique contrairement à celle du muscle releveur de la lèvre supérieure, synonyme de ressenti déplaisant. De même, le muscle corrugateur du sourcil est activé lors d'une évaluation critique d'un stimulus ou d'une situation (Boucsein et Backs, 2009). Le système de décodage des mimiques faciales a précédé l'emploi systématique de l'EMG (FACS, « Facial Action Coding System » par Ekman et Friesen (1978)). Il détermine comment la contraction de chaque muscle facial (seule ou combinée à d'autres) modifie les apparences du visage. Les coordinations musculaires prennent le nom d'unités d'actions (UA). Plusieurs muscles peuvent combiner leur action dans une simple UA car les changements qu'ils produisent ne peuvent pas être dissociés. À l'inverse, les modifications produites par un seul muscle sont parfois séparées en deux (ou plus) UA afin de représenter les contractions indépendantes produites par différentes parties du muscle. Le système d'analyse permet la codification standardisée de toutes les UA visibles sur un visage photographié ou filmé. Une émotion donnée peut résulter de l'activité de plusieurs UA. Par exemple, l'expression de la peur peut s'exprimer par une configuration complexe correspondant à trois UA différentes demeurant uniquement dans la partie haute du visage, (Figure 10, d'après Ekman et Friesen (1978)).





Cette expression de la peur correspond à trois UA différentes :



UA1

UA2

UA4

UA1 (muscle frontal, partie médiane) - UA2 (frontal, contraction des parties latérales) - UA4 (sourcilier).

Figure 10: Expression de la peur.

Cette expression correspond à une structure complexe : combinaison de trois UA, UA1, UA2 et UA4.

L'évaluation des expressions faciales présente des avantages car elle peut être appliquée à des sujets « naïfs » observés en situation à leur insu, ce qui permet de garantir la spontanéité des réponses. De même, elle permet également une appréciation intuitive à la fois l'intensité (éveil) et la valence de l'émotion. Cependant, cela exige une maîtrise des techniques d'observation. De même, elle peut s'avérer plus lourde lorsqu'on a recours à l'EMG (pose de capteurs, traitement des données).

Les mesures psychophysiologiques, originaires du SNC et du SNA, sont classiquement utilisées pour l'évaluation de l'éveil physiologique et la réponse émotionnelle. Elles viennent compléter les mesures subjectives et comportementales car, n'étant pas sous contrôle volontaire elles ne peuvent être empreintes de subjectivité (Boucsein et Backs, 2009).

### 3. Emotions et SNA

L'éveil physiologique produit une activation des systèmes vitaux sous contrôle orthosympathique tels qu'une accélération des rythmes cardiaque et respiratoire (activité cardio-respiratoire), une élévation de la pression artérielle, une vasoconstriction et une baisse de la température cutanée (activité thermo-vasculaire) et une augmentation de la sudation palmaire et plantaire, indépendante de la thermorégulation (activité électrodermale), raison pour laquelle on la qualifie de sueur d'activation.

Deux modèles théoriques principaux tentent d'interpréter la signification des réponses physiologiques corrélatives de l'expérience émotionnelle (Friedman, 2010).

L'approche corporelle provient des travaux de James et de Lange (décrite par Friedman, 2010), dès la fin du XVIII<sup>e</sup> siècle. Elle explique qu'il existe des expressions corporelles distinctes associées aux émotions dont les réponses physiologiques seraient à l'origine. Une stimulation émotionnelle provoquerait des réactions physiologiques (viscérales et somatiques) et c'est la perception de ces changements corporels qui serait à l'origine du ressenti émotionnel (Figure 11).



Figure 11: Description métaphorique de l'approche corporelle des émotions.

La stimulation émotionnelle (la vue de l'ours) induit, par exemple, une élévation de la FC (réponse physiologique). La perception de ces changements au niveau corporel, associée aux informations visuelles, est à l'origine de la peur ce processus pouvant être résumé par la métaphore « *j'ai peur parce que je fuis* ».

Nous verrons plus loin (dans la section « *Emotions et relation entre SNC et SNA* ») que cette théorie a été actualisée par Damasio (1995) qui a proposé le concept de marqueur somatique pour qualifier les changements corporels couplés à la perception émotionnelle.

La capacité à ressentir une émotion dépendrait donc des réponses physiologiques associées. En effet, le cerveau utilise les informations afférentes, originaires des systèmes sensoriels pour procéder à la phase décisionnelle (Figure 19). Les marqueurs somatiques sont donc des perceptions relatives à l'état corporel, comme une sensation viscérale. Chacune est associée à une image, une situation, un repère particulier qualifié de « marqueur ». Un marqueur somatique fonctionne comme un signal d'alarme permettant d'anticiper les périls. En effet, la criticité de la situation augmente lorsqu'elle incite à choisir une option qui conduit à un résultat nuisible pour l'individu. Ces marqueurs permettent d'envisager d'autres alternatives, donc de faire des choix susceptibles d'être les plus avantageux pour la survie. Pour cela, il est nécessaire que certaines situations aient été associées, au préalable, à des états somatiques particuliers (plaisants ou déplaisants). Cela implique une éducation et une socialisation issues de mises en situation individuelles. La théorie de Zajonc (1980, 1984, 2000) constitue une contribution exacerbée à l'approche corporelle. Il explique que les réactions affectives face à une stimulation sont souvent les premières réactions de l'organisme. Ces réactions émotionnelles seraient déployées et déclenchées par des mécanismes non conscients, les jugements affectifs précéderaient et seraient indépendants des opérations cognitives. Cognition et émotion seraient donc distinctes.

L'approche cognitive proposée au début du XXe siècle par Cannon et Bard (décrite par Friedman, 2010) stipule que les réponses physiologiques à l'origine des changements corporels ne sont pas nécessaires pour ressentir une émotion. Ces réponses seraient des facteurs relativement indépendants des émotions et ne seraient que la conséquence de l'élévation de l'éveil. Selon cette théorie, les stimulations émotionnelles seraient traitées au niveau cérébral. Ce traitement serait à l'origine d'une émotion et génèrerait par la suite des réponses physiologiques (Figure 12).



Figure 12: Description métaphorique de l'approche cognitiviste des émotions.

La stimulation émotionnelle est à l'origine d'une analyse de la situation (traitement cérébral avec interrogation des systèmes de mémoire). Cette dernière induit une émotion et engendre par la suite des réponses corporelles. Ce processus peut être résumé par la métaphore « je fuis parce que j'ai peur ».

Selon Lazarus (1982, 1984) l'évaluation cognitive d'une situation est la condition préalable nécessaire pour qu'émerge une émotion. Cette conception s'appuie sur celle de Cannon-Bard mais s'oppose à celle de Zajonc (1980, 1984, 2000). Les réponses physiologiques ne seraient donc qu'un épiphénomène à l'expérience émotionnelle, témoignant simplement que l'émotion suscite une élévation de l'éveil physiologique.

En 1962, Shachter et Singer ont apporté une preuve expérimentale à la théorie cognitive. Ils ont provoqué artificiellement une élévation de l'éveil physiologique en injectant une dose d'adrénaline aux participants. Grâce à des scénarios qui les mettaient en situation de percevoir de la joie ou de la colère, ils ont montré que les participants ne débouchaient sur l'une de ces deux émotions que lorsqu'ils avaient une explication rationnelle des modifications physiologiques perçues. En effet, certains participants qui avaient été informés des effets activateurs de l'adrénaline disposaient d'une explication rationnelle des effets ressentis et les considéraient donc indépendamment des scénarios dans lesquels ils étaient placés. Inversement, les participants non informés devaient construire leur propre interprétation et débouchaient sur une expérience émotionnelle parce qu'ils avaient attribué l'augmentation de leur éveil physiologique à la situation induisant la joie ou la colère, dans laquelle ils avaient été placés. Plusieurs expériences récentes ont montré que les réponses physiologiques périphériques étaient spécifiques de l'émotion éprouvée. Ekman et al. (1983) ont d'abord identifié un profil végétatif des émotions positives différent de celui des émotions négatives, résultat confirmé par Levenson et al. (1990), Collet et al. (1997), Cacioppo et al. (1997) et Cacioppo et al. (2000). Généralement,

les émotions négatives provoquent des réponses physiologiques plus amples que les positives. La fréquence cardiaque s'élève davantage pour la colère et la peur que pour la joie. L'AED, la température et le débit sanguin cutanés ont donné des résultats comparables (Ekman et al., 1983, Collet et al., 1997, Vernet-Maury et al., 1999, Christie et Friedman, 2004, Lisetti et Nasoz, 2004, Stephens et al., 2010). L'EMG faciale est utilisée comme variable dépendante dans 20% des publications. L'enregistrement combiné de différentes variables permet d'estimer la valence et l'intensité d'une émotion qui aboutit à une configuration de réponses physiologiques caractéristiques. Chaque émotion de base est associée à des réponses spécifiques du SNA. Vernet-Maury et al. (1999) ont proposé une synthèse sous la forme d'un arbre de décision (Figure 13), à partir des résultats de Ax (1953), Ekman et al. (1983), Levenson et al. (1990) et Collet et al. (1997).

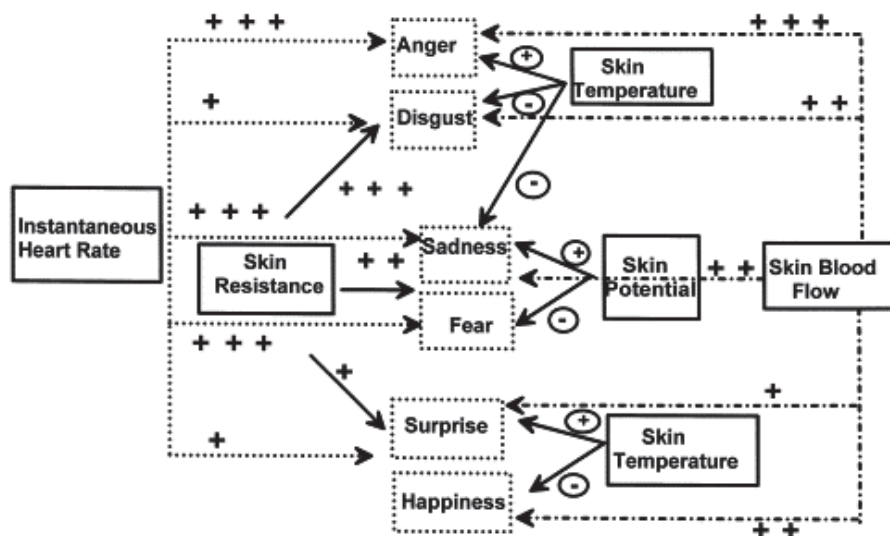


Figure 13: Distinction des différentes émotions de base par des variables végétatives.

Le symbole (+++) correspond à une variation forte, (++) à une variation moyenne et (+) à une faible variation. Le symbole ⊕ marque une variation positive et ⊖ une négative.

D'autres études ont cherché à identifier l'effet de la charge sur l'activité du SNA, en enregistrant la FC et l'AED. L'amplitude de la réponse électrodermale (RED) en est un indicateur pertinent (Boucsein et Backs, 2000, 2009, Sequeira et al., 2009). Civai et al. (2010)

ont mesuré l'amplitude de la conductance cutanée lorsque les participants jouaient à l'« Ultimatum Game » (UG). Ils devaient accepter ou refuser les offres proposées, celles-ci pouvant être équitables ou injustes. Chacun jouait pour lui-même ou une tierce personne. L'amplitude des réponses était plus forte lorsqu'ils refusaient des offres faibles et en particulier lorsqu'ils jouaient pour eux-mêmes. Cette situation induisait probablement de la frustration, des émotions négatives et par conséquent une activation émotionnelle intense. De même, Collet et al. (2005) ont montré que la durée de la réponse de la conductance cutanée est aussi affectée dans des situations à forte charge émotionnelle, lorsque des conducteurs sont confrontés à des situations d'urgence. Même si l'amplitude paraît bien représenter l'intensité de l'émotion, une réponse physiologique de forte amplitude durera significativement plus longtemps qu'une réponse faible. Par conséquent, la durée de la réponse est aussi corrélée à l'intensité de l'émotion.

L'activité cardiaque est également sensible à l'expérience émotionnelle. Lorsqu'elle est négative, elle induirait une augmentation de l'activité cardio-vasculaire, liée aux pensées négatives et à leur rumination. Les émotions positives (satisfaction, amusement), quant à elles, faciliteraient le rétablissement de la fonction cardio-vasculaire, c'est-à-dire, par exemple, permettraient un retour à l'équilibre par une diminution de la FC (Tenenbaum et al., 2009). En effet, des réactions de défense induisent une augmentation de la FC (Boucsein et Backs, 2009), pour préparer l'organisme à répondre à la situation. De même, une tachycardie est consécutive à la colère, la peur et la tristesse (Collet et al., 1997) alors qu'une bradycardie est généralement associée à une émotion positive. Le VFC est également affectée par la capacité des individus à réguler leurs propres émotions (Appelhans et Luecken, 2006). Elle diminue lorsque les sujets ressentent une émotion (Pumprla et al., 2002), ce qui atteste d'une élévation de l'éveil.

L'état interne de chacun, par exemple être de bonne ou de mauvaise humeur influence l'activité végétative (Gendolla et Krüsken, 2001). Elle se manifeste dans des situations où l'individu doit faire face aux demandes de la tâche et ainsi déterminer l'effort nécessaire à mobiliser pour la réussir. En particulier, dans des tâches difficiles, l'activation physiologique est plus forte chez les individus de bonne humeur. Chez eux, la demande subjective est modérée et ils sont capables d'y répondre en mobilisant une grande quantité d'énergie (à l'origine de l'activation physiologique élevée). Au contraire, pour les individus

de mauvaise humeur, la demande est trop élevée et ils n'ont pas les solutions pour faire face à la tâche (Gendolla et Krüsken, 2001).

#### 4. Emotions et SNC

Le traitement des informations émotionnelles s'effectuerait de façon prédominante par l'hémisphère droit, sans qu'il y en ait une preuve irréfutable. Effectivement, la latéralisation du traitement serait liée à la valence émotionnelle, avec une dominance droite pour les émotions négatives et gauche pour les positives (Sackeim et al., 1982, Canli et al., 1998). Toutefois, à côté du système limbique, contrôlant les émotions liées à la survie (se nourrir, se protéger, se reproduire), différentes structures cérébrales contrôlent les fonctions émotionnelles plus élaborées, en particulier celles qui régulent notre vie de relation (Figure 16), notamment la région ventro-médiane du cortex préfrontal. Damasio (1995) explique dans « *L'erreur de Descartes, la raison des émotions* » que sa lésion conduit à des déficits dans la capacité à exprimer et ressentir les émotions secondaires. Le réseau cortical des émotions secondaires intègre la partie orbito-frontale. En effet, celui-ci mémorise les informations relatives au couplage entre des situations spécifiques et des réponses émotionnelles construites au cours de l'histoire individuelle. Une stimulation émotionnelle est donc en partie traitée au niveau préfrontal (Phan et al., 2002) en fonction de notre vécu avant de générer des réponses corporelles qui seront, par la suite, à l'origine de la perception de nos émotions. Cette région ventro-médiane assurerait, avec le cortex temporal antérieur, la planification des comportements face à des situations à forte charge émotionnelle (Partiot et al., 1995). La région dorso-latérale assurerait davantage des fonctions cognitives du contrôle émotionnel, comme les stratégies à adopter qui sont sous le contrôle de l'attention et de la mémoire de travail, c'est-à-dire les fonctions exécutives (Damasio, 1995). Les fonctions d'attention et d'émotion sont donc différenciées et contrôlées par des réseaux du cortex préfrontal distincts. Des tâches à forte charge émotionnelle impliquent le réseau ventral du cortex préfrontal et en particulier la région ventro-médiane alors qu'une hausse des demandes cognitives dans des tâches d'attention et de mémoire engage, au contraire, le réseau dorsal du cortex préfrontal et notamment la partie dorso-latérale (Yamasaki et al., 2002, Dolcos et McCarthy, 2006, Kompus et al., 2009).

Dolcos et McCarthy (2006) ont montré que des distracteurs émotionnels produisent des effets nuisibles sur la performance dans des tâches de mémoire de travail. En effet, ils induisent à la fois une activité importante dans la région ventrale impliquée dans les processus affectifs (amygdale, cortex préfrontal ventro-latéral et cortex préfrontal médian) et d'une désactivation importante de la région dorsale impliquée dans les processus exécutifs (cortex préfrontal dorso-latéral, cortex pariétal latéral et le cortex cingulaire postérieur). L'altération des performances cognitives par ces « distracteurs » émotionnels serait donc liée à une activité corticale sélective au niveau dorsal (désactivation) et ventral (activation). L'activité du cortex préfrontal dorso-latéral prédit donc une bonne performance dans ce type de tâche (Dolcos et McCarthy, 2006).

Le tableau clinique des patients anosognosiques permet de comprendre la fonction des aires somatosensorielles dans la perception des émotions (Damasio, 1995). Ce sont les aires pariétales et insulaires droites qui sont lésées et qui contrôlent ordinairement la perception des afférences corporelles. Or, pour qu'un individu soit capable de ressentir une émotion, il est nécessaire qu'il reçoive des informations somesthésiques, traitées ensuite dans le champ de l'attention et de la conscience, nécessaires à la perception des émotions (Figure 19). Par conséquent, la lésion des centres d'intégration somesthésiques nous permet de comprendre que ces patients n'expriment aucune émotion et disent même, ne pas en ressentir. Davidson et Irwin (1999) ainsi que Phan et al. (2002) confèrent au cortex insulaire un rôle dans la représentation corporelle et dans l'état émotionnel interne qui lui est associé. Dans leur revue de littérature, Phan et al.(2002), indiquent également que les émotions induites par l'évocation de souvenirs activent l'insula.

L'amygdale est classiquement intégrée au système limbique et se trouve dans la partie antérieure du lobe temporal. En particulier, cette lésion bilatérale altère la capacité à identifier les expressions de peur (Morris et al., 1998, Adolphs et al., 1999). Elle est identifiée depuis longtemps comme une structure impliquée dans cette émotion (LeDoux, 1992, LeDoux, 1998, Davidson et Irwin, 1999, Phan et al., 2002). Selon LeDoux (1998), il existe deux circuits de la peur (Figure 14). Un circuit court, du thalamus jusqu'à l'amygdale capable d'identifier rapidement mais de manière imprécise, les informations pouvant induire de la peur. Cette voie déclenche des réponses végétatives préparant la fuite ou l'attaque (hausse de la pression artérielle, du tonus musculaire) dans un délai très court. Au niveau du circuit



long, l'intégration corticale allonge la durée du traitement mais fournit à l'amygdale une représentation plus détaillée de la situation qui confirmera ou infirmera la première analyse. Ce réseau est mis en jeu lorsque la stimulation à analyser est complexe et où, notamment, la survie n'est pas en jeu.

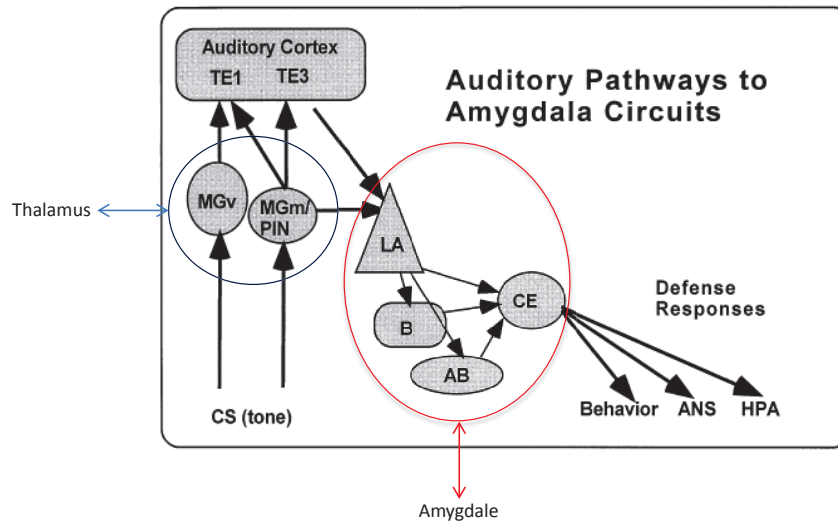


Figure 14: Circuits neuronaux impliqués lors de la peur.

Transmission d'un stimulus sensoriel (CS : conditioned stimulus) jusqu'à l'amygdale via le thalamus et le cortex et contrôle de réponses émotionnelles suite au traitement de cette stimulation (sortie par l'amygdale). Le signal sensoriel (ici auditif) est intégré par les noyaux thalamiques spécifiques (MGm : noyau genouillé médian - PIN : noyau intra-laminaire postérieur) et dans certaines conditions, également par le cortex auditif (TE3 : cortex auditif d'association, partie ventrale) qui se projette ensuite sur le noyau latéral de l'amygdale (LA). De là, les connexions se font soit directement, soit par des voies intra-amygdales impliquant les noyaux basal (B) et basal accessoire (AB), sur le noyau central (CE) qui contrôle les réponses de défense, comportementales, végétatives et hormonales (LeDoux, 1998).

Plus généralement, une lésion de l'amygdale provoque des changements de comportement associés à des déficits affectifs. Sa lésion bilatérale est à l'origine de réactions émotionnelles déficientes. D'ailleurs, Damasio (1995) dans « *l'erreur de Descartes, la raison des émotions* » rapporte les résultats d'une expérimentation accomplie par Tranel, Damasio, Nahm et Hyman ayant étudié le cas d'une patiente présentant une lésion bilatérale de l'amygdale. Cette patiente ne se souciait guère des situations problématiques dans lesquelles elle se

mettait souvent. Cela était probablement imputable à son incapacité à percevoir et à éprouver des émotions. Le syndrome de Klüver-Bucy décrit des changements du comportement alimentaire et sexuel, un déficit mnésique, une tendance à parler de manière excessive, une incapacité à donner un sens aux stimuli visuels en raison du déficit à percevoir les émotions (LeDoux, 1992, Hayman et al., 1998). Cette région intervient donc dans la perception et la reconnaissance de divers signaux émotionnels (Sidorova et Kostyunina, 1993, Damasio, 1995, Davidson et Irwin, 1999). Ces différentes études montrent donc que l'amygdale joue un rôle primordial dans la modulation des comportements sociaux et émotionnels (Tranel et Hyman, 1990).

Le cortex cingulaire antérieur est également une structure du système limbique (Figure 15). Comme l'insula, il est activé, en particulier, lors de l'évocation de souvenirs (Phan et al., 2002). Des études ont également décrit son activation lors d'une forte charge émotionnelle comparativement à une condition neutre (Davidson et Irwin, 1999). De même, Lane et al. (1997) ont projeté des images chargées en émotion dans deux conditions différentes. Dans la première, les participants devaient se préoccuper de leurs propres réponses émotionnelles (subjectives) c'est-à-dire qu'ils devaient indiquer si l'image présentée était neutre, plaisante ou déplaisante. Dans la seconde, il leur était demandé de spécifier si la scène présentée se déroulait à l'intérieur ou à l'extérieur. Les auteurs ont constaté une activation très prononcée du cortex cingulaire antérieur dans la première condition et moins manifeste lors de la seconde où il fallait simplement focaliser son attention sur le contexte sans association émotionnelle. Plus précisément, le cortex cingulaire antérieur se subdivise en partie ventrale, avec une fonction de contrôle émotionnel et une partie dorsale, impliquée dans les fonctions cognitives (Bush et al., 2000). La partie ventrale est connectée à l'amygdale, au noyau accumbens, à la substance grise périaqueducale, à l'hypothalamus, à l'insula antérieure, à l'hippocampe et au cortex orbito-frontal. Le réseau ainsi formé évalue les informations émotionnelles et régule les réponses associées (Bush et al., 2000). Ce système est un dénominateur commun pour un ensemble de réactions émotionnelles chez les mammifères. Il est notamment impliqué dans la perception émotionnelle et dans la mémorisation des événements à forte charge (Maclean, 1955, Lotstra, 2002).

## SYSTÈME LIMBIQUE

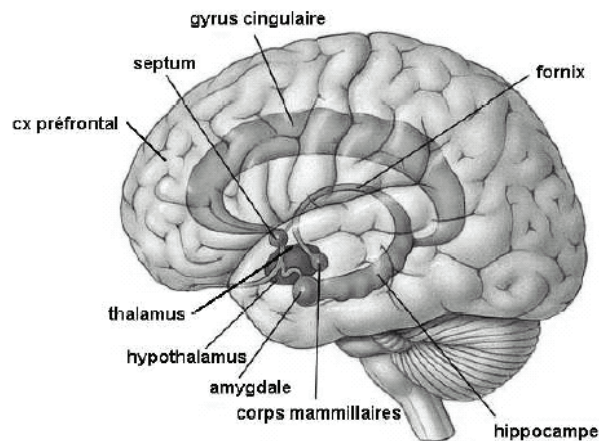


Figure 15: Système limbique, parties anatomiques du cerveau impliquées dans les émotions.

La subdivision dorsale du cingulaire antérieur entre dans la constitution d'un réseau de contrôle attentionnel avec le cortex préfrontal latéral, le pariétal, le prémoteur et l'aire motrice supplémentaire. Ce réseau module l'attention en orientant la mémoire de travail, l'anticipation, les fonctions exécutives (sélection des réponses motrices) et la détection des erreurs de réponse (Bush et al., 2000).

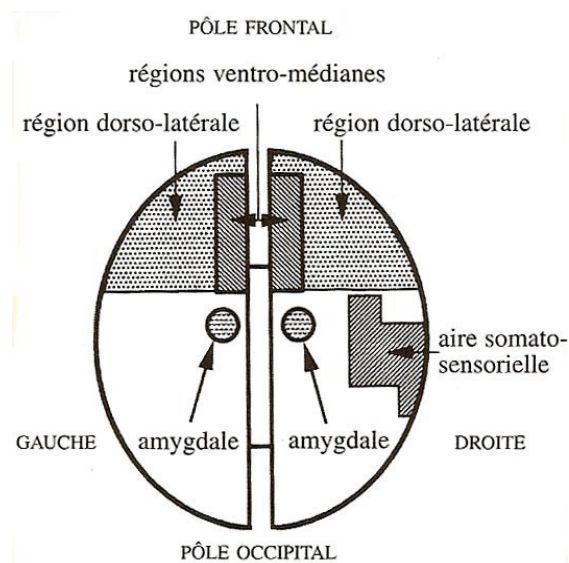


Figure 16: Ensemble des structures corticales impliquées à la fois dans les processus de raisonnement et dans ceux relatifs aux réactions émotionnelles (Damasio, 1995).

### 5. Emotions et relation entre SNC et SNA :

Les émotions primaires et secondaires constituent deux grandes catégories d'émotions et sont contrôlées à la fois par des réseaux communs et des structures spécifiques. Néanmoins, les voies de sortie sont communes avec des réponses somatiques, viscérales et endocriniennes. Dans cette partie, nous décrirons les relations entre l'activation du SNC et celle du SNA.

Les stimulations émotionnelles, d'origine externe ou évoquées par le sujet, sont détectées par les systèmes sensoriels et dérivées, en parallèle, vers l'amygdale (Figure 17). Suit alors un ensemble de réponses somatiques (posture, expressions faciales), viscérales (activité du SNA) et endocrines (sécrétion de catécholamines, cortisol).

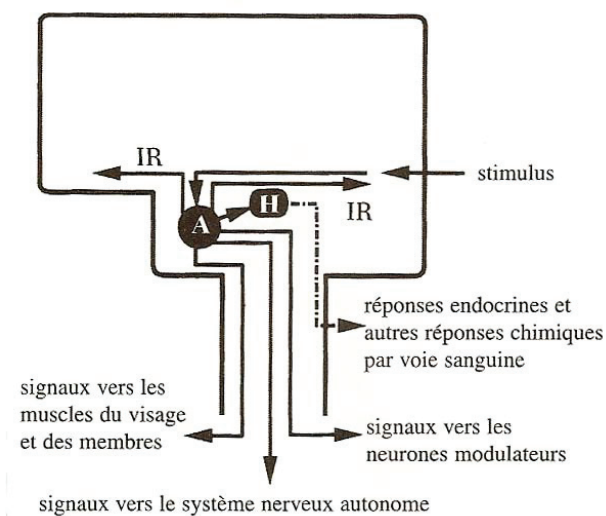


Figure 17: **Les émotions primaires.**

Lorsqu'un stimulus atteint l'amygdale (A), en parallèle de son traitement par les systèmes sensoriels, cela entraîne 5 catégories de réponses : internes (IR), musculaires, viscérales, chimiques, via le système hypothalamo-hypophysaire et enfin, des messages envoyés vers les neurones modulateurs du tronc cérébral (Damasio, 1995).

Le cortex cingulaire antérieur joue également un rôle prédominant dans l'analyse des stimulations à l'origine des émotions primaires. Comme l'amygdale, il est à la base de l'expression et de la perception des émotions. En revanche, le réseau impliquant l'amygdale et le cingulaire antérieur ne suffit pas à générer les émotions secondaires (Figure 18). Le réseau est élargi aux cortex préfrontal et somatosensoriel. Damasio (1995) explique

comment ce réseau étendu engendre des changements dans les fonctions viscérales, musculaires squelettiques et endocrines. Plusieurs étapes sont à considérer dans la perception des émotions secondaires. Dans un premier temps, l'individu se représente une personne ou une situation. La représentation se rapporte aux aspects évoqués comme la relation avec la personne en question ou la réflexion sur la situation et ses conséquences futures. Le substrat neuronal des images à la base de ces représentations est sous le contrôle des différents cortex sensoriels (visuels, auditifs, ...). Dans un second temps, les réseaux préfrontaux répondent de façon automatique et involontaire aux signaux résultant du traitement de ces images. Ces réponses résultent des représentations acquises contenant des informations sur la manière dont certaines situations ont été couplées à certaines réponses émotionnelles au cours de l'histoire individuelle. Enfin, ces réponses non conscientes, automatiques et involontaires sont renvoyées aux structures déjà impliquées dans la perception des émotions primaires, l'amygdale et le cortex cingulaire. Elles utilisent ensuite les mêmes voies de sortie que celles des émotions primaires.

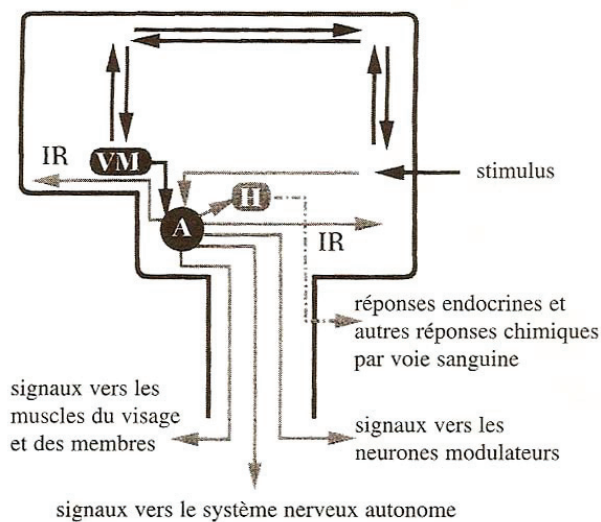


Figure 18: **Les émotions secondaires.**

Le stimulus atteint encore l'amygdale (A) mais il est également traité par des processus de pensée. Le réseau est donc élargi et implique notamment le cortex frontal ventro-médian (VM) qui détermine des réponses en fonction du vécu personnel du sujet mais toujours via l'amygdale (A). Les émotions secondaires mettent en jeu les processus des émotions primaires (Damasio, 1995).

Par conséquent, la perturbation des processus émotionnels chez les patients souffrant de lésions préfrontales concerne uniquement les émotions secondaires. Ils peuvent néanmoins exprimer des émotions primaires comme manifester de l'effroi si quelqu'un crie

brusquement derrière eux. En revanche, des patients atteints de lésions amygdaliennes ou cingulaires auront des réactions émotionnelles très affaiblies car dans l'impossibilité d'exprimer à la fois des émotions primaires et secondaires.

Après avoir décrit les supports neuronaux des réponses corporelles, Damasio (1995) explique que la capacité à ressentir une émotion implique les changements corporels induits par les voies de sortie décrites. Le processus de perception émotionnelle implique que les rétroactions en provenance du corps parviennent au cerveau (Figure 19). Comme précédemment décrit, les cortex somesthésiques pariétal et insulaire reçoivent les messages relatifs aux modifications physiologiques périphériques.

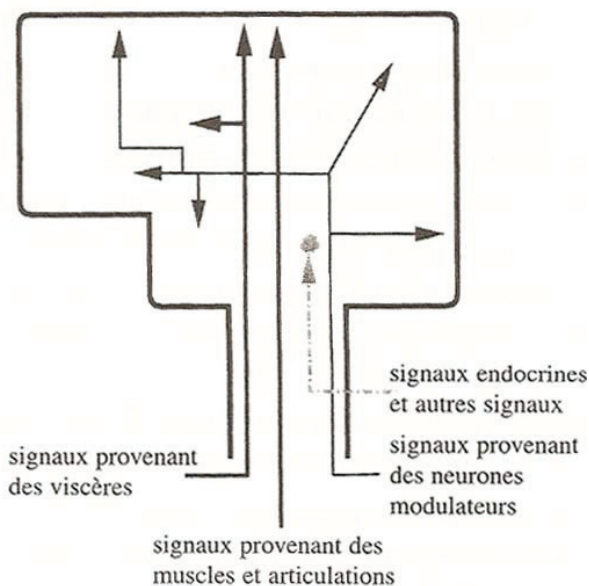


Figure 19: Ressenti d'une émotion.

Pour ressentir une émotion, il est *nécessaire* mais pas *suffisant* que les signaux viscéraux et somatiques ainsi que des neurones modulateurs du tronc cérébral parviennent aux noyaux sous-corticaux et au cortex cérébral. De même, les signaux endocriniens et autres signaux chimiques parviennent au système nerveux central par voie sanguine (Damasio, 1995).

Les travaux de Damasio (1995) ont mis en évidence le lien entre les activités centrales et végétatives en précisant que les informations révélant l'état du corps sont essentielles à la perception des émotions.

### III. Emotions et prise de décision

Raisonnement et prise de décision suppose des informations sur la situation qui exige une prise de décision relativement aux réponses possibles et sur leurs conséquences attendues, immédiates et futures (Damasio, 1995, Bechara, 2004). La philosophie classique de Platon, Kant ou Descartes explique que pour être performant intellectuellement, il faut inhiber ses émotions. Pourtant, l'émotion fait partie intégrante de nos décisions. C'est une opération mentale qui accompagne le traitement cognitif et donne du sens à nos comportements pour en faire des conduites à l'origine de nos satisfactions. Par conséquent, le modèle de Freeman (1948) est incomplet dans le sens où il ne fait apparaître les émotions qu'à partir des niveaux d'éveil élevés.

Nous arrivons à prendre des décisions rapidement, en quelques secondes, si la contrainte temporelle l'exige. D'autres facteurs, autre que le raisonnement pur, influencent donc la prise de décision. Effectivement, les émotions seraient impliquées dans les phénomènes de prise de décision. Ce sont principalement les travaux de l'équipe de Damasio qui ont mis en évidence que prendre une décision rationnelle dépend d'un traitement émotionnel (Bechara et Damasio, 2005). Ses travaux expliquent que la prise de décision est influencée par les émotions, en particulier par des signaux issus du corps guidant les décisions de façon avantageuse (Damasio, 1995, Bechara et al., 1999, Bechara et al., 2000a, Bechara, 2004, Bechara et Damasio, 2005).

De plus, comme nous l'avons vu précédemment, le cortex ventro-médian est une structure essentielle dans le réseau neuronal des émotions secondaires. Par conséquent, cette structure est indispensable au ressenti des émotions secondaires, elle serait donc favorable à la prise de décision (Damasio, 1995, Bechara et al., 1999, Bechara et al., 2000a, Bechara et al., 2000b, Bechara, 2004, Bechara et Damasio, 2005). Damasio (1995) dans « *L'erreur de Descartes, la raison des émotions* » décrit des cas cliniques où les patients affectés par des lésions préfrontales ventro-médianes souffrent de déficits émotionnels qui se répercutent sur les fonctions cognitives alors qu'ils n'ont pas d'altération mnésique. Il s'agit notamment des exemples de Phineas Gage et d'Elliot qui ont présenté des déficits des facultés de raisonnement et de prise de décision. Cette lésion préfrontale a provoqué chez ces individus des changements au niveau de leurs personnalités. Notamment, Gage était devenu

« *d’humeur changeante, irrévérencieux, ne manifestant que peu de respect pour ses amis, supportant difficilement les contraintes ou les conseils, lorsqu’ils venaient entraver ses désirs, formant quantité de projets aussitôt abandonnés* ». Des changements de personnalité similaires ont été constatés chez Elliot. Tous deux étaient dans l’incapacité de prendre des décisions lorsqu’elles touchaient des questions personnelles et relationnelles, de faire des choix avantageux pour leurs propres intérêts et planifier des projets pour leur avenir.

Comment expliquer l’impact des lésions préfrontales ventro-médianes sur les processus de décision ? Des expériences (relatées dans des études de Bechara et Damasio) ont utilisé des jeux divers avec des règles précises de gain ou de perte. Le « jeu du poker », par exemple, consistait à perdre le moins d’argent possible sur la somme attribuée au départ et si possible d’en gagner. Quatre paquets de cartes A, B, C et D, étaient présentés aux participants dont deux d’entre eux (A et B) étaient « désavantageux ». Ces paquets présentaient des gains élevés peu fréquents associés à des pertes très élevées. Les deux autres, C et D étaient plus avantageux avec des gains plus faibles mais des pertes moins conséquentes également. Les patients avec lésion orbito-préfrontale se sont montrés peu performants (Damasio, 1995, Bechara et al., 1999, Bechara et al., 2000b, Bechara, 2004). Parmi les hypothèses possibles, ces patients seraient sensibles aux récompenses mais pas aux punitions. De même, ils seraient insensibles aux conséquences futures, leurs comportements seraient guidés par des perspectives immédiates (Damasio, 1995, Bechara et al., 2000b).

En ce qui concerne les informations somesthésiques, en particulier l’AED, les sujets atteints de lésions frontales présentaient des variations de conductance cutanée après le retournement des cartes, lorsqu’ils recevaient soit des récompenses soit des punitions, tout comme les sujets « contrôles ». Mais aucune variation de conductance n’a été constatée dans la période précédant immédiatement le choix d’une carte au sein du paquet désavantageux (Damasio, 1995, Bechara et al., 1999). Les patients répondent aux stimuli émotionnels à l’instant où ils se manifestent mais en sont incapables s’ils doivent construire une représentation mentale de la situation (représentation de la conséquence probable du choix effectué). Dans ce cas, la lésion préfrontale empêche l’émergence de signaux corporels qui ne peuvent donc pas être traités au niveau central. Le patient est donc incapable d’anticiper les bons ou mauvais choix. La lésion ventro-médiane empêche donc l’utilisation des signaux corporels pour guider la décision et y associer une émotion positive ou négative



(Bechara, 2004). Les événements ne sont donc plus marqués par des signaux corporels, et ni les succès, ni les échecs ne peuvent être associés à des marqueurs somatiques. Aucun examen concernant les conséquences prévisibles des actions ne peut donc être effectué, les patients optent finalement pour des choix immédiatement récompensés. Bechara et al. (2000b) utilisent d'ailleurs le terme de « myopie pour l'avenir ».

D'autres structures corticales sont également indispensables au processus de prise de décision, en particulier l'amygdale. Des patients atteints d'une lésion de l'amygdale jouant au « jeu de poker » présentent des performances inférieures aux sujets sains. Tout comme les lésions préfrontales ventro-médianes, celles de l'amygdale inhibent les réponses électrodermales anticipées lorsque les participants prévoient de sélectionner le choix risqué. Ces patients n'ont donc pas de marqueurs somatiques fiables comme aide à la décision. De même, mais cette fois à l'inverse des lésés du cortex préfrontal ventro-médian, les patients lésés au niveau de l'amygdale ne présentent pas de réponse électrodermale, qu'ils reçoivent une récompense ou une punition. Bechara et al. (1999) expliquent que l'amygdale a pour rôle essentiel d'attribuer des caractéristiques affectives à chacun des stimuli. Sa lésion altère donc l'interprétation émotionnelle de la situation, ce qui expliquerait l'absence des réponses corporelles après gain ou perte d'argent ou après présentation de tout stimulus émotionnellement signifiant. L'amygdale joue donc un rôle primordial dans la prise de décision.

Non considérée comme émotion de base, l'injustice a pourtant fait l'objet d'études relativement au processus de prise de décision. Les variables dépendantes mesurées relèvent de l'activité du SNA et du SNC. L'injustice engendre des émotions négatives et, en particulier, irritabilité, colère ou frustration. L'injustice perçue pourrait donc avoir un impact sur la prise de décision du fait que prendre une décision implique une compétition entre processus cognitifs et émotionnels (Kirk et al., 2011). Les études citées ont utilisé l'« Ultimatum Game » (UG), un jeu où les participants doivent accepter ou refuser un partage d'argent perçu comme juste ou injuste. Les réactions émotionnelles induites par les propositions injustes sont imputables à la fois à l'offre en elle-même, mais aussi à l'intention de celui qui propose l'offre (Güroglu et al., 2011). En ce qui concerne le SNA, Civali et al. (2010) ont enregistré une augmentation de l'amplitude des réponses électrodermales lorsque les participants refusaient des offres qu'ils estimaient injustes. Les émotions

négligentes induites par les conditions perçues comme injustes provoqueraient l'augmentation de l'activation physiologique et par conséquent, des réponses électrodermales plus amples (Boucsein et Backs, 2000, 2009, Sequeira et al., 2009). Les activations du SNC font ressortir l'insula antérieure et le cortex cingulaire antérieur mais aussi des structures impliquées dans les processus cognitifs et en particulier le cortex préfrontal dorsolatéral (Sanfey et al., 2003, Dulebohn et al., 2009, Güroglu et al., 2011, Kirk et al., 2011). Sanfey et al. (2003) ont également observé que, lorsque que les offres injustes étaient de surcroît rejetées, l'activité de l'insula antérieure était encore plus prononcée. Cela confère donc aux émotions un rôle primordial dans la prise de décision. Cette situation vécue comme injuste perturbe l'individu qui y est confronté et a donc des conséquences néfastes sur ses décisions. Bien que peu focalisée sur la prise de décision, l'étude de Greenberg (2004) a montré que le sentiment d'injustice (subi, par exemple, au travail) affecte particulièrement la santé mentale. Cela peut d'ailleurs devenir un problème de santé publique largement considéré de nos jours, celui du stress au travail. Lorsqu'il résulte d'expériences injustes, il active de manière excessive le système nerveux central qui répercute cette suractivation sur certains effecteurs, particulièrement le myocarde. Par conséquent, on observe des effets délétères sur la santé des individus engendrant notamment des problèmes cardio-vasculaires, de l'anxiété voire même des dépressions.

## Chapitre III :

Application à un enjeu majeur de santé publique :

La sécurité routière.

La sécurité routière a été déclarée « grande cause nationale de santé publique » depuis l'année 2000. Malgré une législation renforçant les contrôles et les sanctions (port de la ceinture, limitations de vitesse, alcoolémie), visant aussi à modifier les comportements, ainsi que le développement parallèle des systèmes de sécurité passifs (matériaux amortissants, airbags, ...) et actifs (systèmes d'information et d'assistance à la conduite), l'année 2011 reste coûteuse en vies humaines avec 3970 morts sur les routes. Bien que l'objectif des 4000 décès soit encore tenu, 2011 marque néanmoins un arrêt dans la lutte contre l'insécurité routière avec seulement une baisse de 0,5% de la mortalité par rapport à 2010. Malgré une baisse du nombre de blessés plus marquée de 4,2% (soit 80945 blessés), les facteurs humains restent responsables de 90% des accidents corporels (conduite sous influence de drogues, de médicaments, d'alcool, vitesse excessive, défaut de port de ceinture). A côté des comportements déviants, subsistent les erreurs humaines : évaluation défaillante, mauvaise perception du danger, décision ou action inadaptée. Les baisses d'attention au volant sont provoquées par des facteurs exogènes (usage du téléphone ou encore de nouvelles technologies comme les GPS, ..., densification du trafic (Horberry et al., 2006)) et endogènes (fatigue, somnolence, inattention due à des activités connexes à la conduite). Téléphoner au volant, par exemple, multiplie par quatre la probabilité d'avoir un accident corporel (données issues de l'Association pour la Prévention Routière). Effectivement, les contraintes de la vie quotidienne, les événements stressants ou un contexte particulièrement contraignant (conduire sous forte pression temporelle par exemple) mènent le conducteur à une charge élevée, aux limites de ses capacités de traitement et contribuent à le détourner des informations routières essentielles. Distraction ou mauvaise orientation de l'attention peuvent mener à un traitement des informations inadéquat nécessaire au contrôle du véhicule et donc à une situation critique ou à un accident.

L'objectif de ce chapitre est de synthétiser les différents travaux décrivant les moyens d'évaluer l'état fonctionnel du conducteur et d'en déduire sa capacité à assurer une conduite en toute sécurité. Les indicateurs comportementaux et physiologiques permettent d'identifier les limites au-delà desquelles la sécurité pourrait être mise en jeu. Dans cette partie, nous distinguerons les situations de conduite induisant de la distraction de celles qui

impliquent des émotions. Ces dernières regroupent en particulier les situations d'urgence, anxiogènes, ou encore celles exigeant de prendre une décision parmi plusieurs.

### I. Estimation de la charge par des analyses comportementales et neurophysiologiques

Plusieurs études se sont intéressées à la charge mentale induite par la conduite automobile. Du fait de l'automatisation des actions de maîtrise du véhicule, ce sont des conditions de double tâche (une tâche secondaire s'effectue simultanément à la conduite) ou des situations plus complexes que la conduite nominale qui ont été étudiées. L'importance du facteur humain en accidentologie et de l'intégration accrue des systèmes d'aide à la conduite, sans doute consommateurs de ressources attentionnelles (De Waard et Brookhuis, 1997), rendent aujourd'hui l'évaluation de la charge résultante induite nécessaire. Une enquête générale sur les effets de ces systèmes sur la sécurité routière a été menée par Pauzie et Pachiaudi (1997). Bon nombre d'expériences ont été effectuées sur simulateur de conduite ou sur circuit privé. Les variables indépendantes sont multiples et intègrent des facteurs relatifs aux conducteurs (sexe, âge, niveau de conduite), aux paramètres de conduite (vitesse, type de véhicule, de route, trafic, conditions météorologiques) ainsi qu'à l'équipement du véhicule. Le comportement du conducteur est souvent étudié de manière indirecte, à travers les paramètres de roulage du véhicule. Peu d'expériences enregistrent des paramètres physiologiques. Ramon et al. (2008) et Clarion (2009) ont élaboré un système d'acquisition de données intégré au véhicule permettant d'enregistrer simultanément le contexte de conduite, les actions du conducteur et les réponses végétatives associées. Ce système renseigne en temps réel sur l'état fonctionnel de l'automobiliste.

Certaines situations ont des effets délétères sur la qualité de la conduite, en particulier les conditions double tâche, comme téléphoner (y compris avec un kit main libre), discuter avec un passager ou même, dans une moindre mesure, écouter de la radio (Collet et al., 2009b). Ce phénomène est probablement dû au partage de l'attention entre la conduite et la tâche annexe. Effectivement, plus une tâche secondaire sollicite le contrôle attentionnel du conducteur, plus elle nécessite une attribution importante de ressources cognitives pour y faire face et plus l'attention portée sur la scène routière est dégradée. Dans les exemples

précédents, l'attention est réorientée vers le contenu de la conversation. Par conséquent l'automobiliste prête moins attention à la scène routière et ne traite donc plus de façon aussi efficace les informations essentielles pour prendre les bonnes décisions, ce qui induit une augmentation des temps de réaction et un oubli d'informations importantes (Lemerancier et Cellier, 2008).

Certaines décisions importantes doivent être prises, notamment s'arrêter au feu lorsqu'il passe à l'orange. En double tâche, les TR pour s'arrêter sont allongés, mais le freinage est plus prononcé, ce qui compense ce déficit (Hancock et al., 2003). Fort et al. (2010) ont montré que l'écoute attentive de la radio, (avec test de rétention après conduite), augmente les TR de plus de 7% (430ms contre 399ms en conduite nominale). De faibles TR sont pourtant nécessaires pour répondre rapidement aux incertitudes événementielles, spatiales et temporelles de l'environnement. Sans consigne de rétention des informations, l'écoute de la radio n'augmente généralement pas les TR (Bruyas et al., 2006, Collet et al., 2009b). L'impact d'une conversation téléphonique sur le TR a été également évalué. Il est plus élevé au changement de couleur du feu d'environ 20% lorsque le conducteur téléphone comparativement à une conduite nominale (Hancock et al., 2003, Bruyas et al., 2006, Collet et al., 2009b). La détection des stimuli-cibles est également altérée puisque le taux de non-réponses aux changements de couleur des feux augmente (Hancock et al., 2003, Bruyas et al., 2006). Converser avec un passager devrait avoir moins d'effet sur le TR parce que l'échange entre les interlocuteurs peut être régulé en fonction de la situation de conduite. Pourtant, téléphoner avec un kit main libre et discuter avec un passager augmentent le TR en réponse à des stimulations extérieures dans des proportions comparables (Bowyer et al., 2009, Collet et al., 2009b). Tokunaga et al. (2000) ont également constaté qu'une conversation téléphonique complexe a un effet plus néfaste sur le TR qu'une simple. Par conséquent, le canal de communication mais aussi le contenu des conversations détériorent la conduite. Le contenu de la conversation peut effectivement moduler la distraction (mémoriser le contenu de la conversation, résoudre un problème mentalement, ...). Également, le type de conversation, professionnel, familial, amical est à l'origine de réponses émotionnelles. Ishida et Matsuura (2001) ont révélé des TR augmentant de la conduite seule à la conduite + écoute radio, conduite + conversation kit main libre, conduite + manipulation téléphone mobile donnant les TR les plus élevés.

Des conditions de conduite astreignantes ont un impact, néfaste ou non, sur d'autres facteurs de la performance. Les automobilistes compensent généralement la charge induite par la tâche secondaire en ajustant leur vitesse (Haigney et al., 2000, Ishida et Matsuura, 2001, Tornros et Bolling, 2006). Ils augmentent aussi la distance de sécurité (Ishida et Matsuura, 2001). Ils pensent ainsi compenser les effets du partage de l'attention. Cet ajustement reste sélectif. De même, en situation complexe (ville ou route sinueuse), les conducteurs réajustent plus souvent leur vitesse (accélération – décélération). Au contraire, sur des sections rectilignes, ils la conservent (Baldauf et al., 2009). Cette étude montre aussi que les déviations latérales sont plus amples dans des conditions complexes. Brookhuis et al. (1991) constatent ce même phénomène lorsque les conducteurs téléphonent au volant. La tenue du téléphone interfère avec la motricité nécessaire à la conduite et en dégrade le contrôle latéral. Le kit main libre pourrait pallier l'interférence motrice mais Ishida et Matsuura (2001) ont montré que le partage de l'attention crée une interférence cognitive qui reste nuisible à la conduite, même si Tornros et Bolling (2006) ont constaté une stratégie compensatoire à l'augmentation de la charge, déjà mentionnée plus haut, et consistant à diminuer la vitesse. Ces différents résultats révélant que les comportements de conduite sont altérés (maintien dans une voie) ou s'adaptent (vitesse) lorsque le conducteur est engagé dans une conversation téléphonique sont synthétisés dans deux revues de questions écrites par Collet et al. (2010b, a).

Les systèmes d'aide peuvent également avoir des effets négatifs sur les comportements de conduite. Jensen et al. (2010) se sont intéressés au cas du GPS. Ils ont employé des systèmes de guidage utilisant différentes configurations : « auditive », « visuelle » et « audio-visuelle ». Lorsque le GPS est sur « visuelle » et « audio-visuelle », les conducteurs transgressent davantage les limitations de vitesse et commettent plus fréquemment des sorties de voies. Cela pourrait être dû aux saccades oculaires effectuées en direction du dispositif de guidage. Au contraire, en configuration « audio », la conduite est moins altérée. Pour autant, les participants disent être plus à l'aise avec la configuration « audio-visuelle ».

Badaulf et al. (2009) ont testé un nouvel indicateur d'évaluation de la charge mentale. Le conducteur doit estimer un intervalle de temps régulier de 17s, tout en conduisant et sans compter mentalement. Pour cela, des questions distractives, n'interférant pas avec la conduite, sont posées. En conduite urbaine ou sur route sinueuse, une surestimation entre

23 et 40 % est constatée. Au contraire, il y a sous-estimation de 12% dans des sections relativement monotones. L'estimation d'une durée est sensible à la charge. Plus la situation est exigeante, plus on surestime le temps. Cet indicateur est relativement fiable car sa corrélation aux variables comportementales, physiologiques et aux évaluations subjectives est élevée.

Ces différents indicateurs révèlent de façon redondante qu'une double tâche ou des conditions de conduite complexes sont coûteuses en attention.

La perception de l'effort investi par le conducteur suppose une auto-évaluation. Baldauf et al. (2009) ont utilisé le SWAT (Subjective Workload Assessment Technique) confirmant que la double tâche et les conditions de conduite complexes élèvent fortement la charge pour l'automobiliste (Brookhuis et al., 1991, Baldauf et al., 2009). De même, Tokunaga et al. (2000) ont utilisé le « National Aeronautics and Space Administration Task Load index » comme test d'évaluation subjective de la charge mentale. Ils ont remarqué que les conducteurs impliqués dans des conversations téléphoniques complexes ressentent une charge de travail plus importante que lorsqu'ils sont engagés dans des conversations simples ou encore dans des tâches de conduite relativement élémentaires (comme par exemple suivre le véhicule qui nous précède, en respectant les distances de sécurité). Pausie et Pachiaudi (1997) ont construit le DALI (Driving Load Activity Index), outil d'autoévaluation de la charge, version révisée du NASA TLX. Le NASA TLX a été élaboré pour l'aviation, afin d'évaluer la charge mentale des pilotes. Le DALI en est une adaptation à la conduite. Les dimensions évaluées sont donc modifiées. Les six dimensions choisies sont : effort d'attention, demande visuelle, demande auditive, demande temporelle, interférence et stress induit par la situation. Le DALI a été testé, sur la mesure de la charge, lors d'une conversation téléphonique avec kit main libre et pendant l'utilisation d'un système de navigation simultanément à la conduite. La « demande auditive », l'« interférence » et le « stress » se sont révélés les plus affectés en double tâche par rapport à la conduite nominale. De même, un système de guidage rendait la charge de travail perçue moins élevée sur l'« effort d'attention », les demandes « visuelle » et « temporelle », l'« interférence » et le « stress » par rapport à l'utilisation d'une carte papier. Par conséquent, s'orienter peut être moins éprouvant sur le plan cognitif et perceptif, avec l'assistance d'un système dédié au repérage routier. Le DALI permet donc d'identifier les atouts ou les défaillances dans la



conception des systèmes d'aide à la conduite. Par contre, la subjectivité des réponses, même contrôlée par des entretiens, reste un inconvénient, ne serait-ce que parce qu'il s'agit d'une auto-évaluation. Mesurer des variables objectives pour compléter ces résultats devrait apporter des compléments utiles à une meilleure connaissance du fonctionnement humain et, par la suite, à l'élaboration et l'amélioration des systèmes d'assistance.

Des méthodes ambulatoires permettent d'évaluer, en situation réelle, l'éveil physiologique de conducteurs et les réponses évoquées par une mise en situation, à partir de mesures physiologiques. On peut ainsi identifier les circonstances astreignantes pour les conducteurs, en corrélant données physiologiques et performance de conduite.

Pour leur fiabilité et leur facilité d'acquisition, l'AED et la FC sont souvent retenues comme variables dépendantes. L'activité du SNA est aisément enregistrée à partir de systèmes ambulatoires et non invasifs (Dittmar et al., 1995) qui permettent de réaliser des mesures en conduite réelles ou proches (simulateur, par exemple). L'AED est sensible aux conditions de conduite complexes (ville, sur route sinueuse) ou de double tâche et marque nettement la différence de charge (Baldauf et al., 2009, Collet et al., 2009b). De même, des tâches usuelles, réalisées en conduisant, ont un pouvoir de distraction plus ou moins important. En conduite nominale, l'AED évolue en fonction des demandes de la tâche secondaire (Petit et al., 2009). Cette étude révèle que réaliser deux tâches simultanément est possible, en particulier, si la tâche secondaire n'interfère pas avec la tâche de conduite et surtout si les deux activités sont automatisées. Les tâches à demande cognitive forte sont les plus distrayantes. Faire l'appoint de monnaie pour donner le compte juste au péage autoroutier est l'une des activités secondaires les plus astreignantes car elle génère une interférence à la fois cognitive et motrice avec la conduite. De même, certains systèmes embarqués augmentent la charge alors qu'au contraire, ils sont conçus pour assister le conducteur. Ceci se vérifie lorsque le système d'aide lui est peu familier et qu'il est contraint de focaliser de l'attention sur son fonctionnement. Apprentissage et automatisation réduiront ensuite la charge mentale (Collet et al., 2003b). Ce résultat pose d'ailleurs la question de l'apprentissage de la conduite sur des voitures dont l'équipement est basique et de se confronter ensuite seul, sur son véhicule, aux systèmes d'aide dont l'utilisation n'est pas toujours intuitive.

Comme pour l'AED, la FC augmente en conduite difficile (sans qu'elle implique une activité motrice supérieure) et en double tâche (Brookhuis et al., 1991, Richter et al., 1998, Haigney et al., 2000, Collet et al., 2009b). Téléphoner ou converser avec un passager augmentent la charge (Collet et al., 2009b). D'ailleurs, Briem et Hedman (1995) ont montré qu'une conversation simple avec un passager du véhicule n'affecte pas la conduite. Au contraire, un raisonnement complexe diminue nettement la performance (Shinar et al., 2005).

L'enregistrement de l'activité du SNC permet d'estimer l'impact d'une augmentation de la demande attentionnelle, lors d'une double tâche. Fort et al. (2010) ont mis en évidence une intensité d'activation cérébrale distincte entre conduite nominale et double tâche (conduite et rétention d'informations transmises par la radio). L'aire visuelle primaire et le cortex préfrontal dorsolatéral sont moins activés en double tâche ce qui atteste la modification des processus visuels, phénomène probablement dû à l'augmentation de la demande en attention. Le cortex préfrontal dorsolatéral contrôle les traitements dirigés par concepts (« top-down ») permettant, grâce aux données mémorisées de sélectionner les informations les plus pertinentes et la décision la mieux adaptée. On en déduit que ce processus réduit la charge mais il caractérise l'expertise (accès aux registres de mémoire). Au contraire, l'étude a révélé une activité plus élevée du cortex pariétal postérieur en double tâche, région impliquée dans les déplacements de l'attention. Par conséquent, l'élévation de son activité est probablement due à l'alternance attentionnelle entre conduite et mémorisation des messages radio. Egalement, la région frontale polaire (située au niveau du lobe préfrontal antérieur) s'active plus fortement lorsque la demande attentionnelle est forte, ce qui paraît logique, compte tenu de son implication dans les traitements multitâches. La double tâche a donc des conséquences sur les traitements corticaux. On observe à la fois un effet néfaste, attesté par une moindre activation de certaines aires corticales qui marque le partage des ressources mentales et un effet adaptatif grâce à une plus forte activation d'autres régions compensant la surcharge induite par la double tâche. L'apprentissage de la hiérarchisation des informations importantes constitue un moyen de lutte contre la distraction. Le traitement cortical d'une stimulation non pertinente, donc potentiellement distrayante, s'atténue pour privilégier des informations pertinentes de la scène routière (Wester et al., 2008). Il a été également prouvé, au niveau cortical, que

l'implication d'un individu dans une conversation téléphonique (kit main libre) peut être néfaste au traitement d'informations visuelles (Bowyer et al., 2009).

## II. Emotions et conduite automobile : évaluation du comportement et l'activité neurophysiologique de l'automobiliste

Conduire nécessite une distribution des ressources attentionnelles pour percevoir (sélectionner et hiérarchiser les informations) et pour agir (ensemble des manœuvres constituant le savoir conduire). Mais, l'influence des émotions sur les processus attentionnels est manifeste : des pensées négatives (relatives à sa situation familiale ou professionnelle ...) peuvent focaliser l'attention du conducteur. Cette orientation endogène de l'attention, qualifiée d'inattention à la conduite, est différente de la distraction (orientation exogène de l'attention), où un élément externe va capter l'attention du conducteur (Lemerancier et Cellier, 2008). Nous avons largement décrit la distraction dans la partie précédente (usage du téléphone, conversation, écoute radio). Cependant, un contexte particulièrement contraignant (par exemple, une situation d'urgence avec prise de décision sous forte contrainte temporelle) induit également des émotions chez le conducteur. Mais l'émotionnel est également à l'origine du décisionnel. D'un point de vue rationnel, il y a plusieurs itinéraires possibles pour rejoindre un lieu géographique depuis son point de départ. Quel processus va orienter notre décision ? Même dans ce cas de figure très simple, le cognitif propose toujours un ensemble de solutions équiprobables : si l'objectif est d'arriver à destination, il y a de multiples solutions. Le passage à la décision va relever de l'émotionnel car elle sera toujours implicitement validée par l'affectif : arriver au plus vite orientera le choix vers l'autoroute ; éviter les lieux fréquentés plaidera pour le passage par le réseau secondaire. Si la prise de décision ne s'épuise jamais sur le plan cognitif, c'est bien l'émotionnel qui la déclencherà. L'étude des facteurs endogènes et/ou exogènes, sources d'émotions, sur la charge induite chez les conducteurs et ses conséquences sur les performances de conduite a fait appel, à la fois, à l'évaluation des comportements des automobilistes, aux évaluations subjectives ainsi qu'à l'activité physiologique.

Les conducteurs faiblement résistants au stress (évalué par le test de Stroop, 1935) ont un comportement moins efficace dans une situation d'urgence que ceux qui sont plus

résistants. Mais, paradoxalement les individus les plus résistants au stress ne sont pas les plus performants. Cette « imperméabilité » émotionnelle leur donne un excès de confiance qui ne favorise pas la décision la mieux adaptée à la situation (Collet et al., 2005). Ces résultats nous font retrouver, sous une forme différente, une loi en U renversé. Mesken et al. (2007) ont enregistré des vitesses moyennes plus élevées chez des conducteurs exprimant de la colère et ils conduisaient même souvent au-delà des vitesses limites (par rapport à ceux exprimant de l'anxiété ou de la joie). Ils avaient également des difficultés à contrôler leur véhicule dans leur voie de circulation (Cai et al., 2007). Certaines émotions peuvent donc avoir un impact néfaste sur la conduite.

De même, Fairclough et Spiridon (2012) ont constaté que les conducteurs impliqués dans des situations frustrantes (bloqués dans des embouteillages, par exemple) présentent une activité plus élevée du muscle *corrugator* par rapport au repos. L'activité des muscles faciaux est donc aussi un indicateur d'estimation des émotions.

Les évaluations subjectives montrent que la colère serait induite par d'autres usagers alors que l'anxiété serait induite par le trafic. D'ailleurs, le risque perçu est plus élevé chez les conducteurs anxieux que chez les colériques ou les joyeux (Mesken et al., 2007). Enfin, certains conducteurs déclarent qu'écouter des musiques tristes évoque des événements personnels et, par conséquent, de l'inattention. Ils éprouvent donc le besoin d'adapter leur conduite en réduisant leur vitesse afin de diminuer tout risque d'incident. Les conducteurs sont capables d'évaluer leurs états émotionnels et les phénomènes les ayant engendrés, ce qui leur permet d'adapter au mieux leur comportement.

Les réponses physiologiques attestent aussi l'émotion. Dans une situation d'urgence, où les automobilistes devaient éviter un obstacle en coordonnant un freinage et une manœuvre d'évitement d'un obstacle, les conducteurs ayant une valeur de conductance plus élevée d'environ 20 à 30 % par rapport à leur niveau basal, ont le mieux réussi la tâche (Collet et al., 2005). Si tous les conducteurs se sont activés en prenant le volant, ceux qui l'étaient dans une moindre proportion (environ 10% par rapport à la valeur basale) ont été moins efficaces. Par conséquent, un certain niveau d'activation est nécessaire pour agir convenablement dans une situation de conduite critique. Mesken et al. (2007) ont montré que l'anxiété induite par des situations de conduite est associée à la fois à une élévation du

risque perçu et de la FC (par rapport à des moments où ils ne ressentait aucune émotion). De même, Fairclough et Spiridon (2012) ont constaté que des situations frustrantes induisaient une FC plus élevée qu'au repos. L'hypothèse d'une activation physiologique optimale pour répondre au mieux aux demandes de la conduite se confirme. D'autres études ont tenté de corréler variables physiologiques (RED, FC, température cutanée) et émotions (ou états induits par la conduite comme frustration-colère, panique-peur, ennui-somnolence). L'objectif était d'identifier les configurations physiologiques correspondant à chaque émotion. Ces résultats pourraient être utilisés afin d'améliorer les interactions homme/machine et ainsi créer de futurs véhicules « intelligents » capables d'identifier les émotions du conducteur en temps réel. Par conséquent, ils pourraient, à la fois, fournir des informations aux conducteurs sur leur état fonctionnel et lui permettre de s'adapter au contexte : par exemple, lorsque le dispositif reconnaîtrait de la colère, il pourrait suggérer à l'automobiliste d'effectuer un exercice de respiration ou encore, lorsqu'il reconnaîtrait de la somnolence, il pourrait changer la station de radio afin d'« étonner » le conducteur, ...(Lisetti et Nasoz, 2005). Cette adaptation à la situation de conduite s'établirait en prenant en considération les traits de personnalité et les préférences des conducteurs. Ces dispositifs seraient installés dans le but essentiel d'améliorer la sécurité routière (voir Figure 20 - Lisetti et Nasoz, 2005, Nasoz et al., 2010).

Combiner différentes informations afin d'évaluer l'état affectif d'un conducteur (activité du SNA, expressions faciales, intonations vocales ou évaluations subjectives) est la solution la plus efficace car la redondance d'informations est une garanti de la fiabilité du diagnostic (voir Figure 20 - Lisetti, 1999, Lisetti et Nasoz, 2005, Nasoz et al., 2010, Katsis et al., 2011).

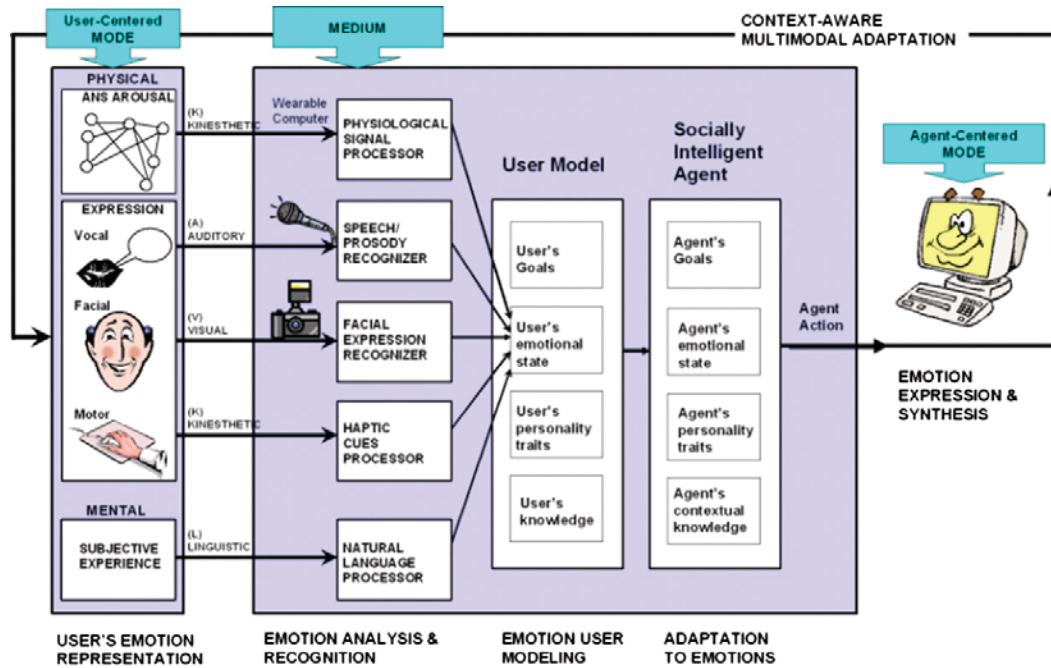


Figure 20: Multimodal Affective User Interface (MAUI).

MAUI est un système informatique « intelligent » capable de reconnaître les émotions des utilisateurs et de s’y adapter en tenant compte des facteurs dépendants des usagers (traits de personnalité, préférences). Pour cela, le système évalue à la fois les composantes physiologiques (expressions faciales, activité du SNA, activité motrice, intonation vocale) et mentales (Lisetti, 1999, Lisetti et Nasoz, 2005, Nasoz et al., 2010).

La recherche s’est, dès lors, intéressée à mesurer l’impact des éléments extérieurs, pouvant engendrer une surcharge cognitive (double tâche, difficulté objective, ...), et à identifier les conséquences sur le comportement au volant. Peu d’études, en revanche, se sont intéressées au versant émotionnel. La plupart a cherché à estimer l’impact des émotions (stress, anxiété, colère, ...), induites ou non par la conduite, sur l’efficacité du traitement des informations. Une altération au niveau du traitement pourrait être en effet à l’origine de situations accidentogènes. Mais peu d’études ont étudié la relation entre émotion et cognition et l’impact de la première sur la seconde, relativement à la prise de décision au volant.

## Chapitre IV :

Méthodes d'enregistrement et d'analyse d'indices neurophysiologiques périphériques et centraux.

Mise en relation de l'activité du système nerveux autonome (SNA) et du système nerveux central (SNC).

## I. Enregistrement de l'activité du SNA

### 1. Les diverses spécificités des réponses végétatives

La physiologie du système végétatif a dépassé la simple dichotomie structurale et fonctionnelle entre la branche ortho et parasympathique. Les données récentes (Janig et McLachlan, 1992, Kummer, 1992, Janig et Habler, 2000) ont intégré une série de résultats expérimentaux que l'on peut résumer par trois caractéristiques fondamentales, avec des conséquences dans la quantification des réponses (Collet et al., 2003a).

D'abord, il existe une spécificité fonctionnelle. Wallin et Fagius (1986) ont largement contesté la notion de tonus sympathique général. Il est composé de subdivisions spécialisées qui interviennent dans la régulation de différentes fonctions organiques, lui permettant de répondre à des changements survenant dans le milieu interne et l'environnement. Effectivement, le SNA contrôle chaque organe cible, en particulier les muscles et les effecteurs de la peau par des voies séparées. Par conséquent, les messages transmis par le SNC à chaque organe sont spécifiques (Janig et McLachlan, 1992). Wallin et Fagius (1986) avaient déjà fait la distinction entre fibres sympathiques musculaires et cutanées. Elles se différencient notamment par leur fréquence de décharge. Au niveau fonctionnel, les fibres sympathiques cutanées sont sensibles aux stimulations émotionnelles qui augmentent la fréquence de leurs activités, celles-ci se prolongeant lorsque les stimulations sont intenses. Par conséquent, ces stimuli provoquent à la fois une vasoconstriction et une sudation cutanées. Mais il s'agit de sueur d'activation (par opposition à celle de thermorégulation) encore appelée métaphoriquement « sueur froide ». Au contraire, les fibres sympathiques musculaires restent insensibles aux stimuli émotionnels et elles ne manifestent seulement qu'une légère augmentation voire même une diminution de leur activité lors d'un calcul mental (Wallin et Fagius, 1986, 1988). Une des autres fonctions du système orthosympathique cutané est la thermorégulation (Wallin et Fagius, 1986). En cas d'hyperthermie, seules les fibres innervant les glandes sudorales sont activées. Par grand froid, ce sont les fibres vasoconstrictrices qui réduisent les pertes de chaleur par la peau en réduisant le diamètre des vaisseaux cutanés. Par conséquent, au sein même de la branche orthosympathique, il y a des activations sélectives des différents organes cibles, mais pour un même organe, il existe aussi, comme nous venons de le voir, des activations différenciées



lorsqu'il comporte plusieurs effecteurs, comme la peau. Par extension, c'est l'organisation même du système nerveux végétatif en deux branches qui doit être revue car l'idée d'une fonction activatrice globale compensée par une fonction inhibitrice doit être abandonnée, au vu des avancées de la neurophysiologie. En effet, dans la représentation classique du contrôle des activités autonomes, les branches ortho- et parasympathiques ont des effets réciproques : l'activation de l'une apparaît avec l'inhibition concomitante de l'autre. Dans le cas de la FC, les activations ortho- et parasympathiques induisent une augmentation et une diminution de la FC, respectivement. Cependant, Backs (2001) explique qu'il existe d'autres modes de contrôle des activités autonomes. Notamment, une co-activation ou une co-inhibition des systèmes ortho- et parasympathiques peuvent se produire. Par exemple, dans certaines situations de conduite exigeant à la fois un éveil physiologique élevé et une attention soutenue, ces fonctions peuvent être remplies simultanément et respectivement par les systèmes ortho- et parasympathiques.

De même, la réponse végétative à une stimulation donnée lui est spécifique, contrairement aux hypothèses de réaction forfaitaire, régulant simplement l'éveil de l'organisme (on retrouve ici la base de la controverse entre les tenants de l'approche cognitive et corporelle des émotions). D'abord, la réponse végétative est modulée en intensité au fur et à mesure que le stimulus devient familier. S'il ne doit pas déclencher une alerte, il est inutile de mobiliser les ressources de l'organisme et on observe l'habituation du système qui entraîne l'extinction de la réponse. Ensuite, les réponses sont multiples et ont une configuration particulière. Au niveau cutané, par exemple, on peut enregistrer simultanément une variation de l'activité électrodermale, de la température et du débit sanguin. C'est cette configuration qui est spécifique au stimulus appliqué. L'enregistrement simultané de plusieurs variables végétatives permet d'estimer la valence et l'intensité d'une émotion particulière. Il existe un ensemble de réponses physiologiques spécifiques à chaque état émotionnel (voir Figure 13) (Ax, 1953, Ekman et al., 1983, Levenson et al., 1990, Cacioppo et al., 1997, Collet et al., 1997, Vernet-Maury et al., 1999, Cacioppo et al., 2000). Vernet-Maury et al. (1995) ont décrit un indicateur temporel pour quantifier la réponse électrodermale, la Durée de Perturbation Ohmique (DPO). Elle correspond à la durée pendant laquelle le sujet reste sous l'emprise de la stimulation qui lui a été présentée, autrement dit, la durée pendant laquelle il traite l'information à laquelle il est soumis. S'il

s'agit d'un calcul mental, par exemple, la DPO sera fonction de la durée du calcul et elle sera courte pour les calculs faciles, plus longue pour les difficiles. Par conséquent, elle reflète les processus cognitifs destinés à agir efficacement. La DPO dépend donc à la fois de la nature et de l'intensité de la stimulation. Cependant, elle dépend aussi des ressources et des capacités de l'individu pour répondre aux demandes de la tâche.

Enfin, précisons qu'il existe d'importantes disparités interindividuelles dans les réponses végétatives (Myrtek et Spital, 1986). Ces différences attestent une spécificité individuelle. La fréquence de l'activité des fibres sympathiques musculaires au repos peut varier entre 10 et 90 pour 100 battements cardiaques, selon les individus. Elle est donc spécifique à chacun. Par contre, il y a peu de différence intra-individuelle, cette même fréquence étant relativement constante, d'un jour sur l'autre, mais aussi à l'échelle de plusieurs années (Wallin et Fagius, 1986). Cette particularité pose des problèmes métrologiques et il est nécessaire de standardiser les réponses afin de pouvoir effectuer des comparaisons inter-sujets. Un moyen simple est de rapporter la valeur tonique ou l'amplitude de la réponse à une référence comme le niveau basal (Collet et al., 2003a), mais aussi d'utiliser les indicateurs temporels comme la DPO qui sont beaucoup moins sensibles aux différences interindividuelles. L'amplitude de la RED est davantage dépendante du niveau de base, propre à chaque individu (Wilder, 1962, Vernet-Maury et al., 1995).

## 2. Les indicateurs de l'activité neurovégétative utilisés dans nos études

Afin d'enregistrer l'activité neurovégétative, nous avons utilisé une chaîne d'enregistrement conçue par l'équipe « Microcapteurs et Microsystèmes Biomédicaux » de l'institut des Nanotechnologies (INSA de Lyon). Nous avons sélectionné l'activité électrodermale et cardiaque comme variables dépendantes. D'autres choix auraient été possibles, comme la température et la microcirculation cutanée mais auraient obligé à un contrôle strict de l'ambiance thermique, ce qui est difficile dans les laboratoires non équipés. Des capteurs non invasifs ont été placés sur la main non dominante pour l'AED, en accord avec les recommandations de Fowles et al. (1981), et sur le thorax pour la FC (Figure 21).

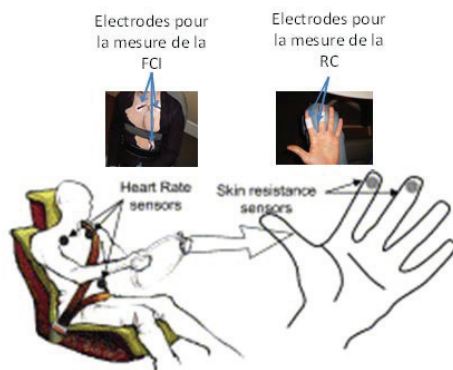


Figure 21: Positionnement des capteurs pour l'enregistrement de l'activité neurovégétative périphérique.

Dans nos expérimentations, la RC ainsi que la FCI ont été mesurées (Collet et al., 2009b).

Ce dispositif ambulatoire et non invasif permet une conduite sans forte gêne, un temps d'accoutumance était néanmoins nécessaire pour s'habituer à la présence des capteurs. Les conducteurs étaient, cependant, en mesure de se servir de leurs deux mains pour conduire. Ils étaient droitiers et avaient les capteurs sur la face palmaire gauche, ce qui laissait la main droite libre pour le passage des vitesses.

Deux analyses de l'activité neurovégétative peuvent être effectuées. La première est celle de l'activité tonique qui varie en fonction de l'éveil physiologique, sans qu'il n'y ait de stimulations particulières. C'est donc une évolution à long terme. Un éveil physiologique élevé est la garantie d'un traitement de l'information de bonne qualité. En effet, l'efficacité comportementale est réduite si l'éveil physiologique est insuffisant. L'éveil en est la condition nécessaire, mais elle n'est pas suffisante car il reste indépendant de la capacité à focaliser son attention sur les informations pertinentes et à les hiérarchiser. L'attention est attirée par une stimulation qui génère une alerte générale via le système orthosympathique. L'AED va présenter une forte inflexion ou activité phasique. Ce sont des réponses physiologiques dont on peut mesurer l'amplitude et la durée et qui sont induites par toute information externe, mais aussi par l'activité mentale interne du sujet (par exemple, se représenter mentalement un itinéraire en voiture). Ces réponses reflètent à la fois la demande cognitive exigée par le traitement de l'information et l'impact émotionnel qui lui est associé (Hugdahl, 1995). De ce fait, sont intégrées dans le signal électrodermal, la réponse cognitive et émotionnelle.

### 2.1. L'activité électrodermale (AED)

L'activité tonique de l'AED présente donc les variations à long terme corrélées avec l'éveil. L'activité phasique, c'est-à-dire les RED, révèle les variations à court terme, soit les réponses orthosympathiques cutanées à toute stimulation perçue (Hugdahl, 1995, Dawson et al., 2000) (Figure 22).

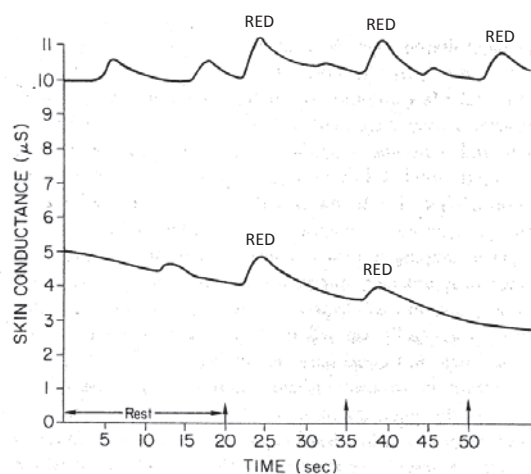


Figure 22: Enregistrements de l'AED (exprimé en CC). Ces enregistrements ont été effectués sur deux sujets différents, opérés sur 20 secondes de repos et suivies par une période de trois stimulations. Les flèches correspondent au moment où les stimulations ont été présentées (Dawson et al., 2000).

L'AED est contrôlée par la branche orthosympathique du SNA. Elle provient des changements d'activité des glandes sudorales palmaires (remplissage des canaux sécrétoires) en réponse à des événements psychologiques. Ce phénomène fait varier les propriétés électriques de la peau et est à l'origine de la sueur d'activation (par opposition à la sueur de thermorégulation) qui rend la peau moite lorsque la stimulation est intense. Par conséquent, les variations d'éveil sont proportionnelles à celle de l'AED (Figure 23).

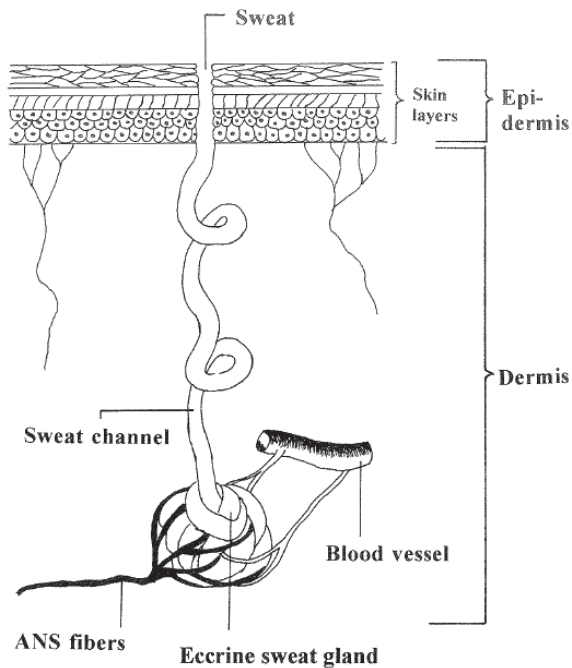


Figure 23: Anatomie d'une glande sudorale palmaire et, en particulier, de la portion du derme.

La sueur est sécrétée dans les canaux à des niveaux plus ou moins élevés, selon l'intensité de la stimulation et l'alerte orthosympathique qu'elle induit chez le sujet. Elle peut aller jusqu'à la surface pour hydrater la peau et la rendre moite, signal d'un éveil élevé. La branche sympathique du SNA innerve les glandes sudorales palmaires seules, sans commande parasympathique, sans doute parce qu'il n'est pas utile d'avoir une inhibition de la sécrétion de sueur, celle-ci cessant d'elle-même lorsque la stimulation orthosympathique s'arrête (Hugdahl, 1995).

L'opposition que la peau offre au passage du courant (Résistance) ou sa capacité à le conduire (Conductance) sont les deux indicateurs exprimés respectivement en kiloOhms ( $K\Omega$ ) et microSiemens ( $\mu S$ ). Une diminution de la résistance (RC) ou, au contraire, une augmentation de la conductance (CC) est observée lorsqu'un individu s'active, les phénomènes inverses représentant une baisse de l'éveil, autrement dit une relaxation. Comme RC et CC sont l'inverse l'une de l'autre, il est préférable d'exprimer l'AED en résistance pour les tâches à faible charge et en conductance pour celles à forte charge.

Il existe deux méthodes exosomatiques : à tension constante et à courant constant. Nous avons employé la seconde, qui nécessite d'injecter un courant entre les 2 électrodes Ag/AgCl de  $50 \text{ mm}^2$  de manière à ce que sa densité soit au maximum de  $10 \mu A / \text{cm}^2$ . Elles sont placées sur la seconde phalange de l'index et du majeur, fixées par de la bande adhésive hypoallergénique, leur congruence avec la peau étant améliorée par l'application d'un gel conducteur isotonique. D'autres sites sont acceptés par les normes internationales, sur les loges thénar et hypothénar ou les 3<sup>e</sup> phalanges de l'index et du majeur. Pour la conduite automobile, nous avons choisi cette dernière solution, afin d'éviter les artefacts qui pourraient provenir du contact des électrodes avec le volant.

Boucsein (1993) explique que le choix de l'utilisation des différentes méthodes exosomatiques, soit à courant constant soit à tension constante, fait encore débat. Cette discussion souffre du fait que la séparation qui existe entre la méthode de mesure et l'expression de son résultat n'est pas clairement définie. En effet, l'utilisation de systèmes à courant constant donne un résultat exprimé en résistance alors que les systèmes à tension constante fournissent un résultat exprimé en conductance. Cependant, les valeurs obtenues en résistance peuvent être transformées en conductance assez facilement selon la formule :

$$C = \frac{1}{R} \quad \text{où } C \text{ représente la conductance (en mho ou Siemens) et } R \text{ la résistance (en Ohm).}$$

D'ailleurs, des études ont déjà montré que les deux méthodes de mesure fournissent des résultats similaires (Vernet-Maury et al., 1997). Les méthodes, à courant constant ou à tension constante présentent chacune leurs avantages.

La méthode à courant constant présente les avantages principaux suivants :

- ✓ Les mesures enregistrées à courant constant nécessitent une amplification moins importante des signaux (facteur de 10) que celles enregistrées à tension constante. Le signal mesuré se distingue donc mieux du bruit de fond électronique de l'amplificateur, ce qui rend la mesure plus fiable.
- ✓ La densité de courant traversant les électrodes est limitée ( $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , Fowles et al. (1981)) ce qui réduit le risque de polarisation des électrodes.
- ✓ La mesure est moins perturbée par des résistances série inconnues (couche cornée, par exemple) dans la méthode à courant constant que dans la méthode à tension constante.
- ✓ De plus, les mesures à courant constant sont plus facilement stabilisées et plus précises que les mesures à tension constante.

La méthode à tension constante présente également des avantages :

- ✓ L'apparition d'une tension importante aux bornes de certaines glandes sudorales consécutive à la concentration de courant sur certains conduits ne peut pas se produire ; la tension étant constante. Par conséquent, cette méthode réduit le danger de destruction des glandes sudorales. Cependant, les systèmes à courant constant contrôlent la quantité maximum de courant pouvant parcourir les glandes

sudorales, la densité de courant étant au maximum de  $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$  (Fowles et al., 1981).

- ✓ Les résultats obtenus sont directement exprimés en conductance et n'ont pas à être transformés si les valeurs doivent être rapportées en conductance.

Bien que les électroniciens préconisent des mesures à courant constant, les deux méthodes présentent des avantages et des inconvénients. Il est donc simplement recommandé d'utiliser la méthode disponible dans son laboratoire de recherche.

De plus, les mesures peuvent s'effectuer en courant alternatif ou en courant continu. Nous avons procédé avec la seconde solution qui paraît la plus fiable. Effectivement, le mode alternatif n'est pas recommandé pour les mesures de l'AED car elles sont affectées par la constante de temps liée à l'impédance du circuit modélisant la peau (voir Annexe 1) (Hugdahl, 1995).

## 2.2. La Fréquence Cardiaque Instantanée (FCI)

La FCI est extraite de l'électrocardiogramme (ECG), obtenu à l'aide de trois électrodes de chlorure d'argent fixées en position précordiale (voir Figure 21). Une électrode est placée à droite du sternum (rouge, positive), une au niveau de l'abdomen, côté gauche, sur la dernière côte flottante (bleue, négative) et une sous la clavicule gauche (noire, terre). Afin d'obtenir la FCI, on calcule l'intervalle inter battements (IIB), autrement dit, la durée entre deux ondes R consécutives (Figure 24), que l'on transforme en fréquence en calculant le rapport  $60/\text{IIB}$  à chaque nouvelle onde R (Collet et al., 2003a). On l'exprime en battements par minute (bpm).

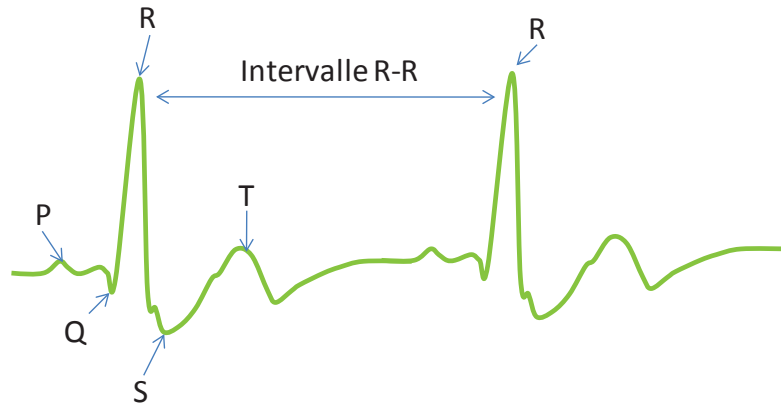


Figure 24: Le complexe PQRST de l'électrocardiogramme et le calcul de l'intervalle R-R pour obtenir la valeur instantanée de la FC.

Une nouvelle fréquence est calculée à chaque nouvelle onde R par le rapport  $60/IIB$  (avec IIB = intervalle inter battements).

L'attente de l'onde R permettant le calcul de IIB avec la précédente décale l'expression de la fréquence d'un battement cardiaque dans le temps. Le système d'enregistrement annule ce décalage et assure la synchronisation avec l'AED. La plus petite variation appréciable entre deux battements est de 0,5 battements/minute. La fréquence maximale est de 200 bpm.

### 3. Critères d'enregistrement et traitement des données

L'analyse des signaux électrodermaux et cardiaques a été réalisée à partir d'un logiciel (« *CaroLab* ») élaboré par l'équipe « Microcapteurs et Microsystèmes Biomédicaux » de l'INSA de Lyon. A partir de ce logiciel, le positionnement des curseurs pour quantifier les réponses a été effectué manuellement.

En ce qui concerne l'AED, la fréquence d'acquisition est de 20Hz. Un filtre passe-bas analogique est utilisé pendant l'enregistrement ; la fréquence de coupure est de 1Hz. Aucun filtre passe-haut n'est appliqué. L'amplitude des RED mais aussi leur durée ont été quantifiées. Parmi l'ensemble des procédures de calcul de la durée de la réponse, nous avons sélectionné la durée de la perturbation ohmique (DPO) pour sa facilité d'analyse et sa fiabilité. Elle correspond à l'intervalle de temps compris entre le début de la réponse (brutale



inflexion de la courbe) et le point où la courbe commence à remonter vers son niveau initial (après observation ou non de micro-événements). On observe des variations inverses lorsque la CC est enregistrée (Figure 25). Selon Vernet-Maury et al. (1995), cet indice est plus discriminant que ceux habituellement utilisés (comme le retour à la valeur de base).

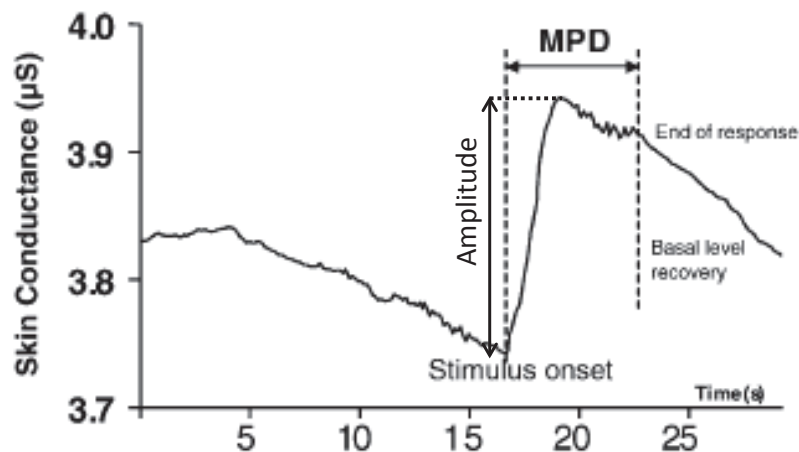


Figure 25: Variation de la CC en fonction du temps.

On notera à la fois la MPD (exprimée en mho, équivalent à la DPO lorsque l'AED est exprimée en résistance), séparant le début de la montée brutale de l'amorce du retour à la valeur de base, ainsi que l'amplitude de la réponse (Collet et al., 2005).

Les variations pré- et post-stimulation de la FCI offrent des informations sur les processus mentaux. En effet, une bradycardie se manifeste lorsque l'attention est dirigée vers l'environnement. Elle peut donc être observée avant une stimulation. Elle révèle qu'un individu est sensible aux nouvelles informations et donc plus apte à répondre rapidement aux modifications de l'environnement. Le traitement d'une information post-stimulation, induit une tachycardie, signe de la mobilisation des ressources de l'organisme (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970). Le traitement des données devra quantifier l'amplitude et la durée de ces réponses cardiaques.

## II. Enregistrement de l'activité du SNC

### 1. La magnétoencéphalographie : principes et instrumentation

Nous utilisons la MEG, ou l'EEG, lorsque nous nous intéressons aux variations de l'activité cérébrale générées par la dépolarisation d'un réseau de neurones. Elles sont induites par des processus mentaux comme la perception, le traitement cognitif des informations sensorielles, les processus attentionnels, l'activité mentale interne ou encore la programmation d'actes moteurs. En effet, les modifications électromagnétiques constituent des corrélats des processus mentaux (Dehaene, 1997). MEG et EEG sont deux méthodes de mesure directe de l'activité neuronale avec une excellente résolution temporelle, de l'ordre de la milliseconde (Garnero et al., 1998).

EEG et MEG sont des méthodes d'enregistrement de l'activité électrique et électromagnétique produites par le cerveau. Par la différence de potentiel qui existe entre le milieu intra et extracellulaire, la cellule nerveuse produit et transfère de l'information sous la forme de messages électriques codés. Leur enregistrement est à la base de l'EEG (Le premier a été effectué en 1929 par Hans Berger). Comme toute activité électrique génère un champ magnétique, il est logique aussi de chercher à le mesurer. Par ailleurs, les connaissances concernant la neurophysiologie du cerveau ont conduit à supposer que les signaux « captables » (c'est-à-dire d'un niveau suffisant afin d'être perçu au niveau du scalp) ne peuvent provenir que de l'activité synchrone d'un groupe de neurones proches. Une sommation des courants provenant d'environ  $10^5$  à  $10^6$  neurones actifs est effectivement nécessaire. En effet, la sensibilité des instrumentations actuellement disponible ne permet pas d'accéder à une échelle plus fine. De même, les cellules pyramidales, relativement parallèles entre elles, sont les principales (mais non les seules) sources des signaux d'EEG et de MEG (Figure 26). Ainsi, lorsqu'elles agissent simultanément, la contribution de chacune d'elles s'ajoute afin de donner un signal accessible et mesurable.

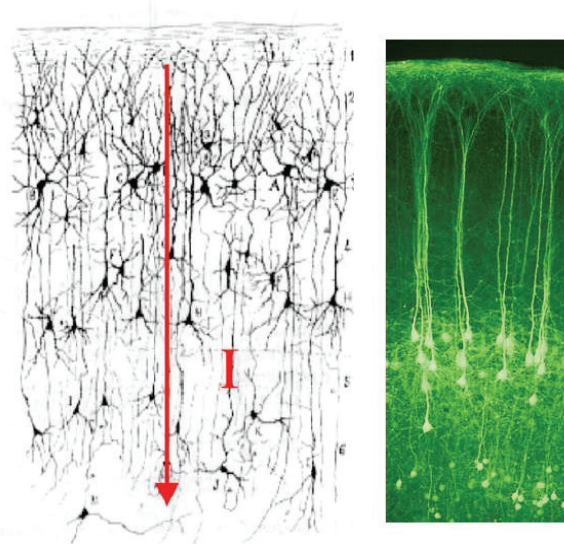


Figure 26: Ensemble de cellules pyramidales à l'origine de signaux EEG ou MEG.

I correspond au courant intracellulaire permettant la conduction du message nerveux à travers les cellules neuronales (Garnero et al., 1998, version révisée).

Ces courants, et par conséquent les champs magnétiques associés, représentent une résultante de l'ensemble des trains de potentiels d'action qui animent le réseau ainsi que des courants post-synaptiques. Cependant, les courants post-synaptiques apparaissent comme étant la principale source de ces courants électriques. En effet, les potentiels d'action génèrent des courants de composantes proches antiparallèles, si bien que la somme de leurs effets est quasiment nulle à distance (Figure 27).

On doit aussi distinguer les courants primaires des secondaires (ou de volume). Les primaires sont ceux que nous avons présentés ci-dessus. Ils circulent au niveau du neurone. Dans les zones activées ces courants sont synchrones. Ce sont, par conséquent, des courants intracellulaires à l'origine à la fois des courants post-synaptiques ainsi que ceux générés par les potentiels d'action et qui sont à la base des mesures d'EEG ou de MEG. Les courants primaires engendrent les secondaires qui circulent dans l'environnement des neurones et, en particulier, près du scalp. Ces courants sont produits de façon à maintenir la conservation de la charge et donc à entretenir la neutralité de la matière. Ils sont donc nécessaires pour assurer le retour du courant vers son point d'origine. Par conséquent, les lignes de courant de volume ainsi formées se ferment et forment une boucle source-puits (Figure 27).

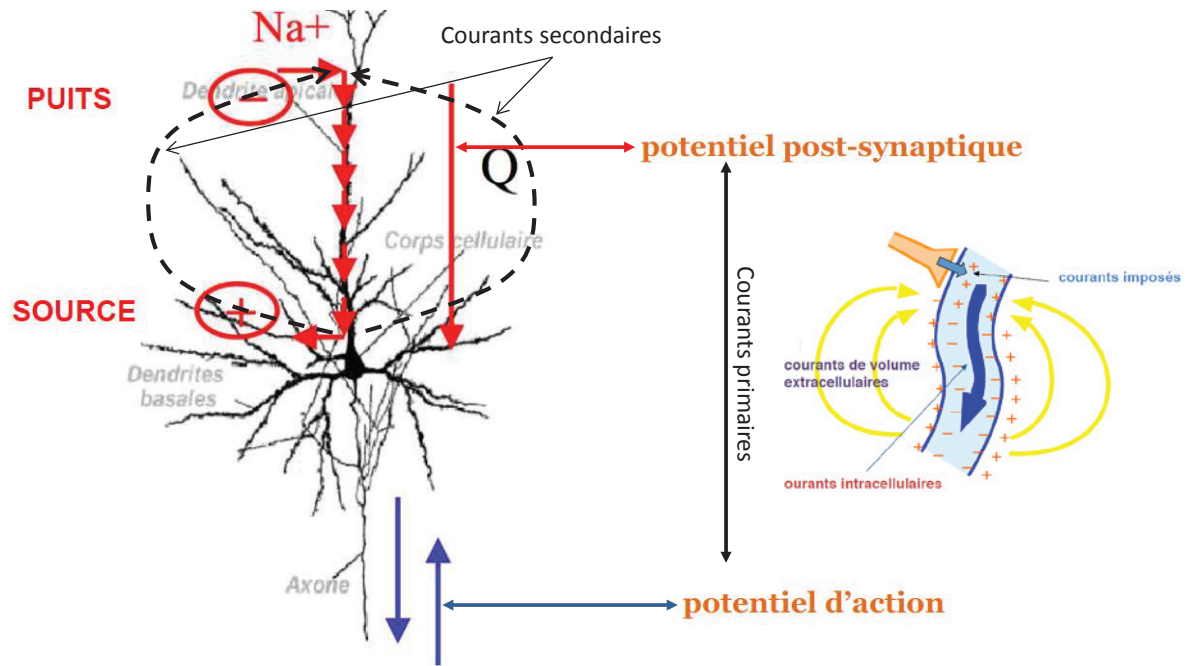


Figure 27: Courants primaires et secondaires.

Les courants primaires (post-synaptiques et générés par les potentiels d'action), et par conséquent les champs magnétiques associés à ces différents courants, sont l'origine des signaux perçus par les capteurs de la MEG. Les courants secondaires sont nécessaires afin d'assurer le retour du courant vers son point d'origine (Sholl, 1956, Delpuech, 2007).

Nous nous intéresserons donc à l'action de dipôles macroscopiques formés par une assemblée de courants primaires localisés dans une zone précise et activée du cerveau (Figure 28).

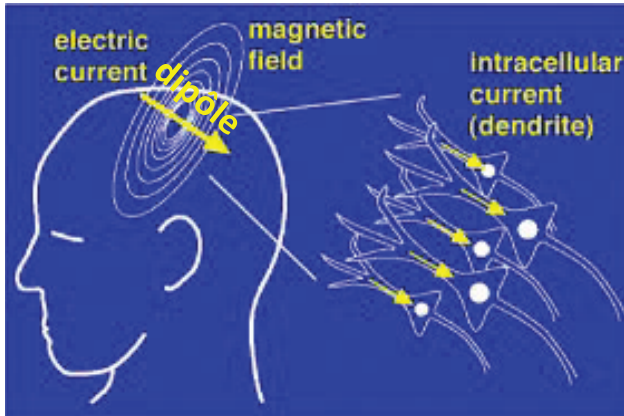


Figure 28: Courants primaires et dipôle.  
Représentation d'un ensemble de neurones parallèles activés de façon synchrone et, par conséquent, parcourus par un ensemble de courants primaires. Ces courants sommés constituent l'équivalent d'un dipôle.

Ces dipôles sont caractérisés par différents paramètres (six au total), 3 pour la position, 2 pour l'orientation et 1 pour l'intensité (ou moment) (voir Figure 29).

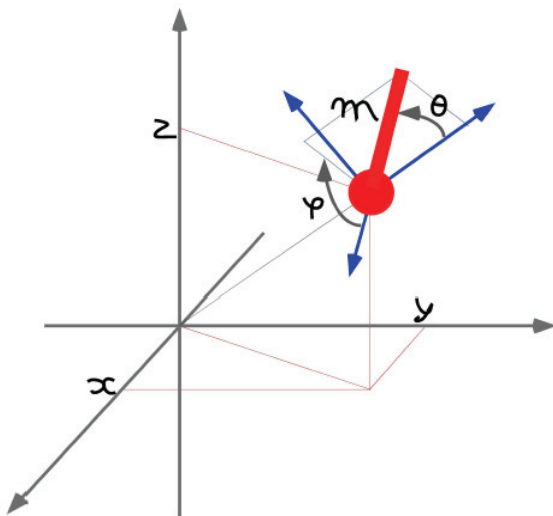


Figure 29: Caractérisation d'un dipôle.  
Un dipôle est caractérisé par sa position  $(x, y, z)$ , son orientation  $(\varphi, \theta)$  et son intensité  $(m)$ .

Quel est le processus qui permet qu'une telle source unique génère un signal sensible pour la MEG ? On peut déterminer une source dipolaire, dont l'origine est un ensemble de courants primaires dans le cerveau, par sa position, son orientation et son intensité. Une source tangentielle, c'est-à-dire parallèle à la surface du scalp, engendrera des lignes de champ perpendiculaires au scalp qui pourront traverser la bobine réceptrice (Figure 30), elle-

même traversée par un flux variable au moment de la naissance du courant primaire, entraînant ainsi l'apparition d'un signal. Au contraire, le champ parallèle au scalp créé par des sources radiales ne traversera pas la bobine. Par conséquent, le signal à l'origine de ces sources sera plus difficilement capté.

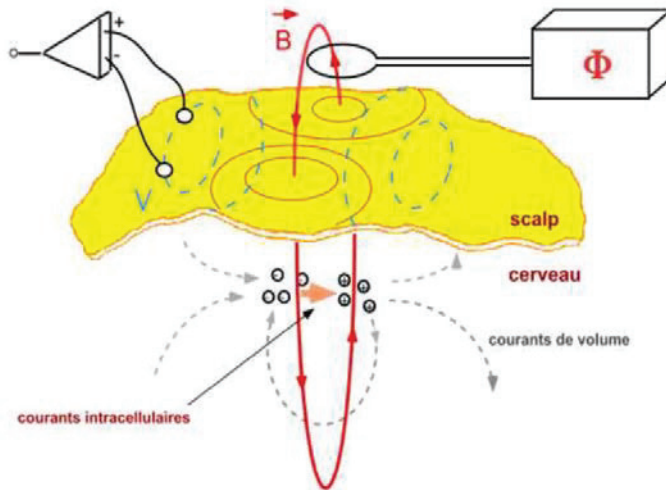


Figure 30: Représentation d'une source tangentielle.

Une telle source (produite par des courants primaires) crée des lignes de champ magnétique perpendiculaires au scalp. Ces lignes traversent la bobine réceptrice. Cette bobine peut ainsi capter le signal (Delpuech, 2007).

Dans ces conditions (et contrairement à l'EEG), il y a effectivement une différence de sensibilité en fonction de l'orientation des sources. Cependant, il est tout à fait improbable, compte tenu de la non-sphéricité de la tête et de la forme complexe du cerveau, qu'une source soit rigoureusement radiale ou tangentielle. La MEG n'est, par conséquent, pas totalement insensible vis-à-vis des sources les plus difficiles à percevoir. D'ailleurs, l'activité d'un sillon se manifeste par un dipôle tangentiel mais l'activité d'un gyrus se manifeste par un dipôle radial (Garnero et al., 1998 – voir Figure 31). Ces dipôles radiaux sont donc considérés comme pouvant être partiellement détectés par la MEG.

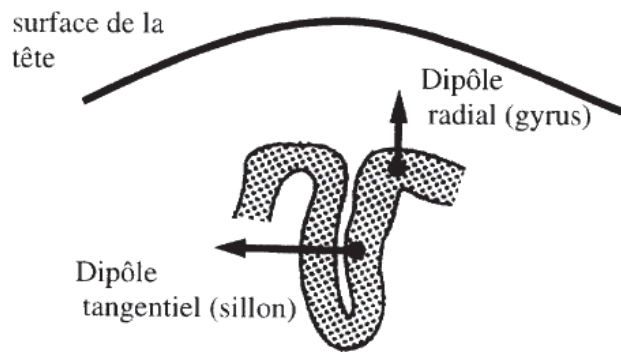


Figure 31: Dipôles radial et tangentiel.  
 Les dipôles dont la direction est radiale par rapport à la surface du crâne sont produits par les gyri du cortex alors que les dipôles de direction tangentielle sont émis par les sillons (Garnero et al., 1998).

De même, plus le dipôle de courant est profond, plus le champ magnétique décroît (Dehaene, 1997). En effet, le champ créé par le dipôle est assimilé à une boucle de courant ayant pour axe celui du dipôle et varie en fonction de  $1/r^3$ , où  $r$  est la distance entre la source et le capteur. La MEG est donc peu sensible aux sources profondes.

Elle présente des avantages mais également des inconvénients. Elle est peu affectée par les différents tissus du cerveau, le signal est essentiellement généré par des courants primaires et l'installation des sujets est relativement simple. Le problème principal est qu'elle est sensible à l'orientation des dipôles (sources tangentielles) et faiblement réceptive aux sources profondes.

Les champs magnétiques cérébraux ont une amplitude infime, de l'ordre d'une centaine de femtoteslas ( $10^{-13}$ T), un milliard de fois plus faible que le champ magnétique terrestre. Par conséquent, le signal doit être isolé du bruit, c'est-à-dire des champs magnétiques externes. Pour cela, les sujets sont placés dans une chambre blindée. Les mesures du champ, en magnétoencéphalographie, sont effectuées à l'aide de capteurs qui utilisent des bobines réceptrices de flux. Ils sont couplés à des détecteurs supraconducteurs (SQUIDs – Superconducting Quantum Interference Devices) qui transforment le flux magnétique en tension électrique. Les SQUIDs fonctionnent avec le principe de la supraconductivité, capacité qu'ont certains éléments à conduire le courant à très basse température. Ils baignent dans l'hélium liquide (Dehaene, 1997, Garnero et al., 1998) (Figure

32). Les systèmes actuels comportent une centaine de capteurs répartis autour de la tête des individus. Ils enregistrent les variations de champ magnétique induites par la dépolarisation simultanée de plusieurs centaines de milliers de neurones d'une zone cérébrale.

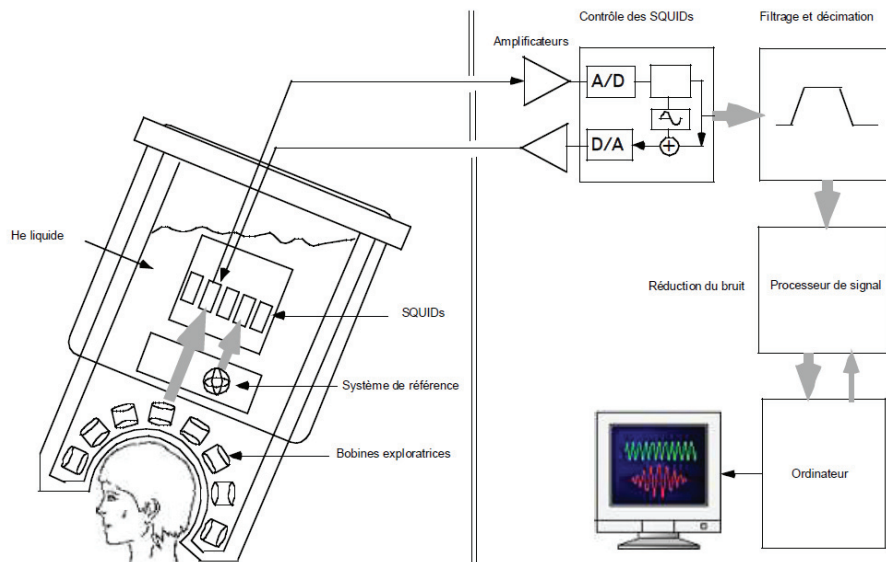


Figure 32: Système d'acquisition des signaux MEG.

## 2. La méthode utilisée : Synthetic Aperture Magnetometry (SAM)

La localisation des sources et leur évolution dans le temps est à la base de la magnétoencéphalographie. On peut estimer le champ magnétique d'un dipôle dans une approche directe en se fixant les caractéristiques du dipôle (position, orientation et intensité). On pose des hypothèses sur ces différentes sources probables et ainsi, on cherche à se rapprocher des résultats expérimentaux, mais le problème qui nous est posé est en réalité le problème inverse.

Il s'agit de localiser les dipôles de courant à l'origine des signaux perçus sur les capteurs, dans l'espace et le temps. Ce problème inverse n'admet pas une solution unique. Afin d'obtenir une seule solution dans ce problème, il est nécessaire d'ajouter des contraintes ou des hypothèses complémentaires.



Comme nous cherchons à interpréter des phénomènes comportant une composante dynamique, nous avons choisi d'utiliser une méthode à la fois fiable et permettant des études en fonction du temps. La méthode de traitement des données est SAM (Synthetic Aperture Magnetometry) basée sur le « beamforming » et introduite par Robinson et Vrba (1999).

Le « beamforming » ou « formation de faisceau » utilise une série de filtres spatiaux pondérés, ne laissant passer pratiquement que le signal provenant de petites zones choisies du cerveau ou voxels. Ce procédé repose sur l'hypothèse selon laquelle les sources spatialement disjointes et le bruit sont dé-corrélés des sources d'intérêt. Ainsi, les signaux émis dans des directions non souhaitées sont atténués et le bruit associés aux capteurs (SQUID, électronique, ...) l'est également (Figure 33).

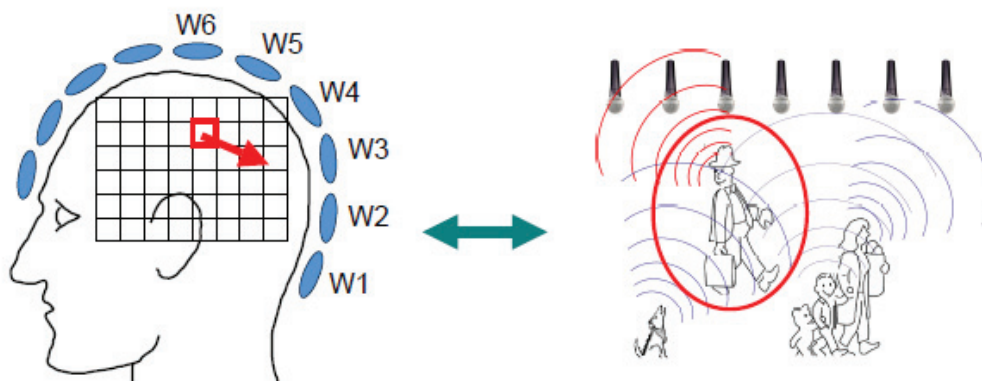


Figure 33: Principe général de la méthode « beamforming » appliquée à la localisation de sources en EEG et MEG.

À gauche, les capteurs sont représentés par les formes bleues autour de la tête du sujet et la source d'intérêt est le carré rouge. Sur la droite, les capteurs sont représentés par les micros et la source d'intérêt par l'homme entouré par le cercle rouge. La méthode « beamforming » minimise les signaux émis dans des directions non souhaitées (par exemple, signaux émis par le chien ou la famille) afin de considérer seulement le signal émis dans la direction d'intérêt, celui émis par l'homme.

La méthode SAM pose une hypothèse au niveau des sources elles-mêmes : on retient une orientation du vecteur dipôle qui maximise la puissance de sortie (Figure 34).

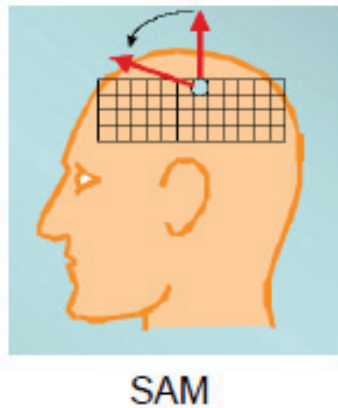


Figure 34: Glissement de l'orientation du vecteur dipôle augmentant au maximum le signal à l'origine de la source d'intérêt.

Dans ces conditions, nous pouvons en déduire une estimation de la puissance de la source. Nous pouvons également montrer qu'elle est meilleure si elle est normalisée par la puissance estimée du bruit (Figure 35).

La méthode SAM fournit des données précises sur la zone d'intérêt dont la taille dépend de la résolution de la grille de voxels (quelques  $\text{mm}^3$ ). Elle permet en outre de reconstruire le décours temporel d'un voxel (que l'on peut assimiler à une source) à partir de l'évolution de la puissance du signal dans la zone d'intérêt.

La procédure adoptée pour réaliser nos analyses est présentée ci-dessous (Figure 35 et 36).

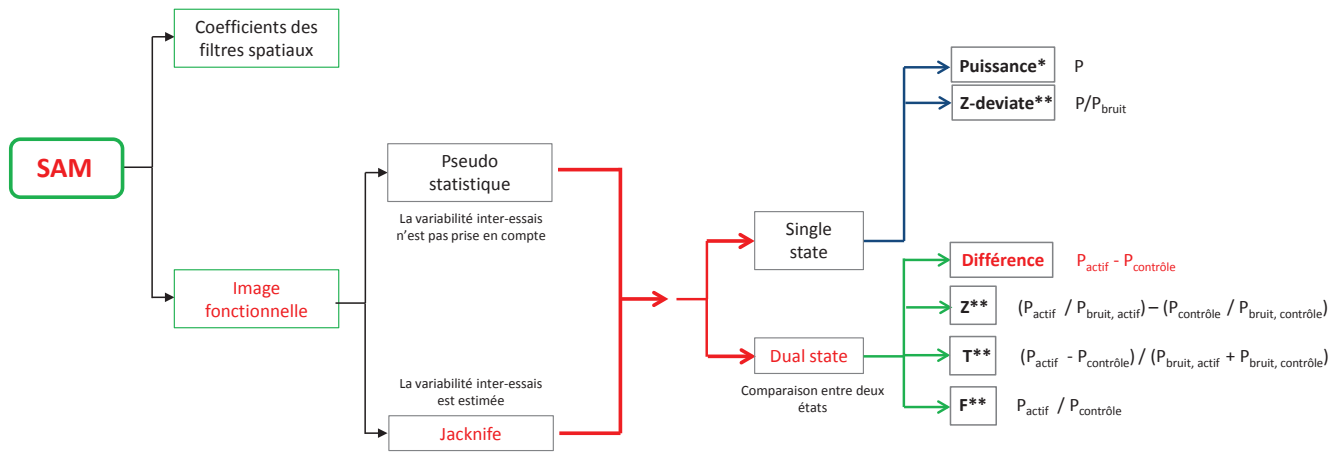


Figure 35: Représentation des différentes procédures pouvant être adoptées lors d'analyses SAM.

La méthode que nous avons utilisée est en rouge.

Le principe de l'analyse est de comparer les valeurs de puissance du signal d'une fenêtre temporelle active avec celles d'une fenêtre contrôle. La fenêtre active est celle qui suit immédiatement la stimulation. On détermine sa durée en fonction de celle de la tâche que les participants doivent effectuer. La fenêtre contrôle est choisie pendant une période de repos, d'une durée équivalente à la fenêtre active, pendant laquelle aucun processus cognitif et/ou émotionnel n'est à effectuer. Nous avons choisi des fenêtres d'une seconde. Notre choix est expliqué plus tardivement dans ce chapitre (paragraphe III.2, Traitement combiné des données du SNC et du SNA).

Nous avons construit pour chacun de nos sujets une sphère qui était en accord avec la forme de leur tête. Ces sphères ont été construites à partir de nombreux points caractéristiques retenus au niveau du visage (« Polhemus » - Figure 36). Les zones d'activation détectées par la MEG sont évidemment dans ces sphères et permettent de localiser les structures anatomiques où la puissance du signal a changé durant la période d'observation. Une zone d'activation bleue correspond à une puissance moyenne plus faible dans la fenêtre active que dans celle de contrôle. C'est l'inverse pour une zone d'activation rouge (Figure 36).

Ensuite, les capteurs virtuels sont définis sur des sites d'activation précis (ou voxel). La détermination de capteurs virtuels permet de reconstruire le décours temporel des sources dans un intervalle de temps choisi ([-6s 1s]). On en déduit les diverses moyennes de

puissance sur les durées correspondants aux fenêtres active et contrôle et ainsi la variation de puissance entre ces fenêtres (Figure 36).

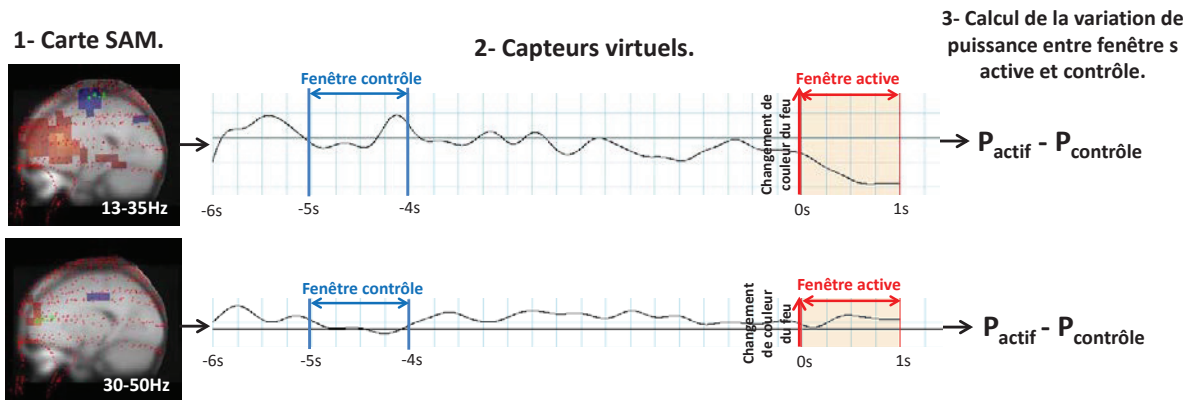


Figure 36: Analyse SAM (Synthetic Aperture Magnetometry).

1- Création de cartes SAM dans une bande de fréquence donnée et pour des fenêtres active et contrôle définies. Les points verts sont les maximums d'activation. Lorsque ces maximums sont entourés de bleu, la puissance dans la fenêtre contrôle est supérieure à la puissance dans la fenêtre active. C'est l'inverse lorsqu'ils sont entourés de rouge.

2- Extraction du décours temporel des voxels correspondant au maximum d'activation (capteur virtuel).

3- Calcul des variations de puissance entre les fenêtres active et contrôle.

Les points rouges sur les cartes SAM correspondent au polhemus du sujet (numérisation de la surface du scalp avec un stylet magnétique) permettant le calcul du modèle de tête.

### 3. Traitement des données

#### 3.1. Aires corticales étudiées

Dans le cadre du projet ANR DACOTA (« Défauts d'Attention et CONduiTe Automobile, 2005-2009), un simulateur de conduite adapté aux conditions environnementales amagnétiques de la MEG a été conçu par Claude Delpuech et Sébastien Daligault. Les individus étaient placés dans un simulateur de conduite (Figure 37). Leur tâche principale était de conduire en respectant le code de la route. Nous nous sommes intéressés à l'activité corticale succédant au changement de la couleur du feu tricolore et à la prise de décision subséquente. Le logiciel utilisé déclenchait le changement de feu, à un moment où le

conducteur pouvait hésiter entre s'arrêter ou passer. Une autre variable dépendait de scénarios précis, donnant au parcours un objectif particulier : conduite nominale où il fallait simplement boucler un parcours et conduite sous forte charge temporelle où il fallait, par exemple, conduire une personne aux urgences médicales ou accompagner une personne à la gare alors qu'elle était en retard. Dix-huit scénarios de ce type ont été testés, dans un ordre aléatoire.

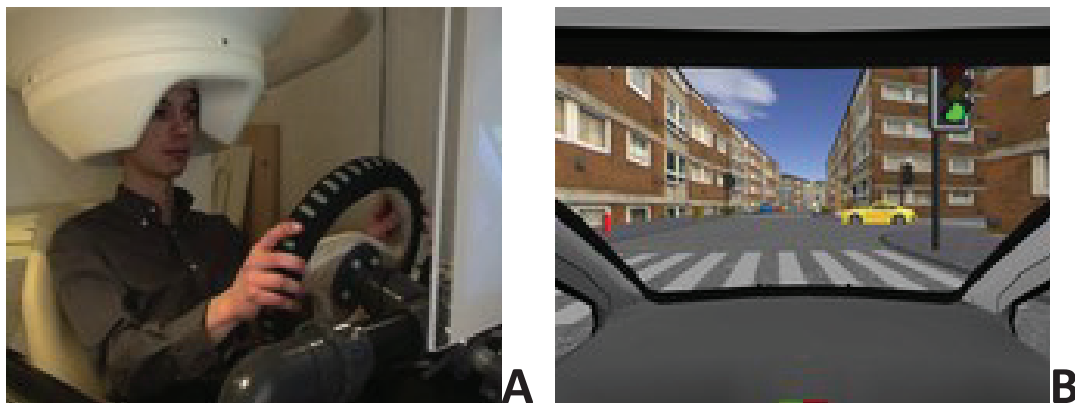


Figure 37: Simulateur de conduite.

Ce simulateur a été adapté aux conditions environnementales amagnétiques de la MEG (A). Exemple de scène routière présentée aux conducteurs (B) où le feu est au vert mais risque de passer à l'orange.

Les aires corticales d'intérêt étaient celles impliquées à la fois dans les processus cognitifs (et, notamment, ceux contrôlant la prise de décision) et émotionnels (Figure 38) :

- ✓ Cortex préfrontal dorsolatéral
- ✓ Cortex ventro-médian (incluant le cortex orbito-frontal)
- ✓ Cortex cingulaire antérieur.

Rappelons que le cortex préfrontal dorsolatéral joue un rôle dans les processus cognitifs complexes tels que l'anticipation, la mémoire de travail, la mémoire à long terme, l'attention sélective, la planification. Il est inter-connecté au cortex orbito-frontal qui guide le comportement finalisé et en fait une conduite. La partie médiane de ce dernier spécifie le choix du comportement le mieux approprié alors que sa partie latérale inhibe parallèlement

les décisions concurrentes. Il reçoit préalablement des informations de l'amygdale à la fois sur la valence émotionnelle du contexte ainsi que sur les réponses comportementales possibles (Ollat et Pirot, 2004). Par conséquent, c'est ce réseau qui intègre le contenu émotionnel tout en sélectionnant la réponse la plus appropriée. Le cortex cingulaire antérieur est également impliqué dans les processus émotionnels et constitue une autre zone d'intérêt, au même titre que les cortex occipital et moteur (Figure 38). Nous avons mis en relation l'activité de ces différentes structures avec le comportement des conducteurs (couplage entre la perception et l'action). Nous avons également comparé l'activité de chacune d'elles entre des conditions de conduite nominale et celles exigeant le respect d'un scénario contraignant (accompagner une personne à la gare alors qu'elle est en retard, par exemple).

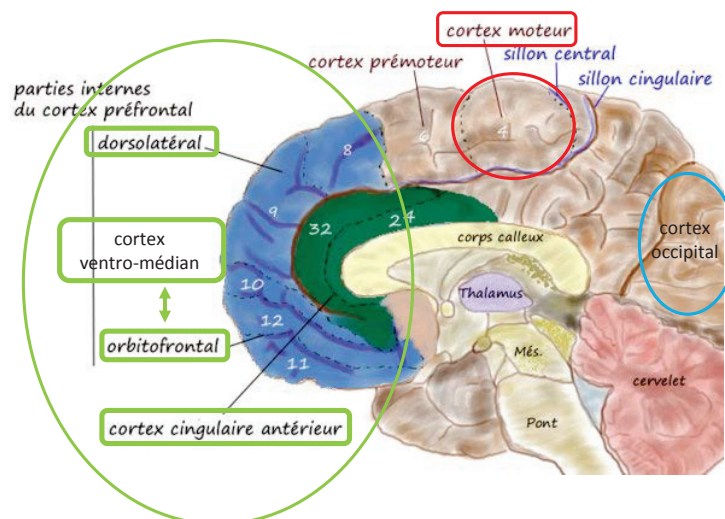


Figure 38: Localisation des différentes aires corticales étudiées.

### 3.2. Bandes de fréquences étudiées

Le cerveau génère des rythmes caractéristiques dans les différentes régions corticales. Afin d'étudier leurs variations générées par les activations dans certaines zones d'intérêt décrites (cortex préfrontal dorsolatéral, ventro-médian, cingulaire antérieur et occipital), nous avons choisi la bande de fréquence  $\gamma$  (30-50Hz). Les ondes  $\gamma$  sont le seul groupe de fréquence présent dans l'ensemble du cerveau et sont fortement corrélées aux fonctions

cognitives supérieures, comme la perception, la planification et la conscience (Balconi et Lucchiari, 2008, Luo et al., 2009). Des stimuli atteignant la conscience sont à l'origine d'oscillations synchronisées au niveau des cortex préfrontal, cingulaire antérieur et postérieur, insulaire, visuel, pariétal et temporal. Elles sont aussi le témoin des processus émotionnels et s'observent sur l'amygdale, les cortex préfrontal et visuel, lorsque des individus sont soumis à une forte charge émotionnelle par rapport à une condition neutre (Balconi et Lucchiari, 2008, Luo et al., 2009).

Les réponses motrices sont exploitées dans la bande de fréquence  $\beta$  (13-35Hz). Les oscillations  $\beta$  sont désynchronisées pendant la préparation et l'exécution d'un mouvement. C'est seulement après l'exécution qu'elle reprend très rapidement sa configuration. On appelle ce phénomène rebond  $\beta$  (Neuper et al., 2006, Pfurtscheller, 2006).

Pfurtscheller (2006) explique que les phénomènes de synchronisation et de désynchronisation sont spécifiques à chaque bande de fréquence. Au repos, lorsque dans une zone corticale donnée et pour une bande de fréquence spécifique ( $\gamma$  par exemple), la plupart des neurones ont un niveau d'excitabilité faible et sont donc disponibles, une activation induit une synchronisation. Au contraire, lorsqu'au repos la majorité des neurones ont un niveau d'excitabilité élevé et sont ainsi occupés par une synchronisation, une activation corticale induit une désynchronisation. C'est notamment le cas des aires corticales étudiées dans les bandes de fréquence  $\alpha$  et  $\beta$  (voir Figure 39).

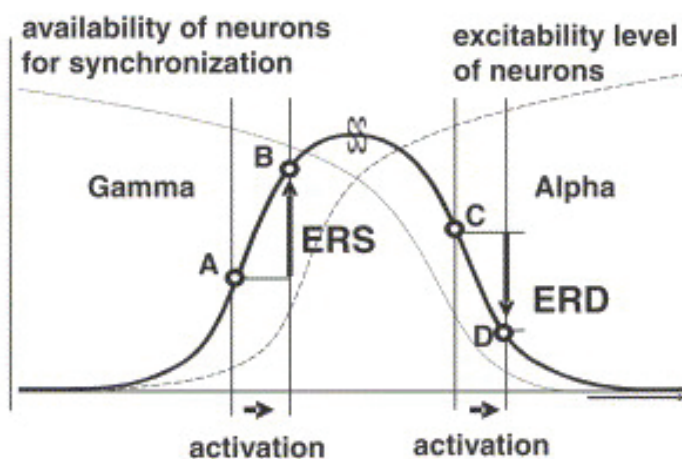


Figure 39: Phénomènes de synchronisation et de désynchronisation.

Ces phénomènes sont spécifiques à chaque bande de fréquence et peuvent tous deux correspondre à des activations corticales (Pfurtscheller, 2006).

### III. Relation entre le SNC et le SNA

#### 1. En théorie

Le système nerveux (SN) comprend une partie centrale et périphérique (SNC et SNP). Brodal (2010) a décrit les principales structures et fonctions corticales. Le SNC est divisé en deux parties principales, la moelle épinière (ME) dans le canal vertébral et l'encéphale dans la cavité crânienne. L'encéphale est, lui-même, subdivisé en 3 avec le tronc cérébral (TC), le cervelet et le cerveau. Le TC constitue le prolongement de la ME vers le haut. Il est formé du Pont de Varole, du Bulbe et du Mésencéphale. Le Diencephale et le télencéphale constituent le cerveau (Figure 40).

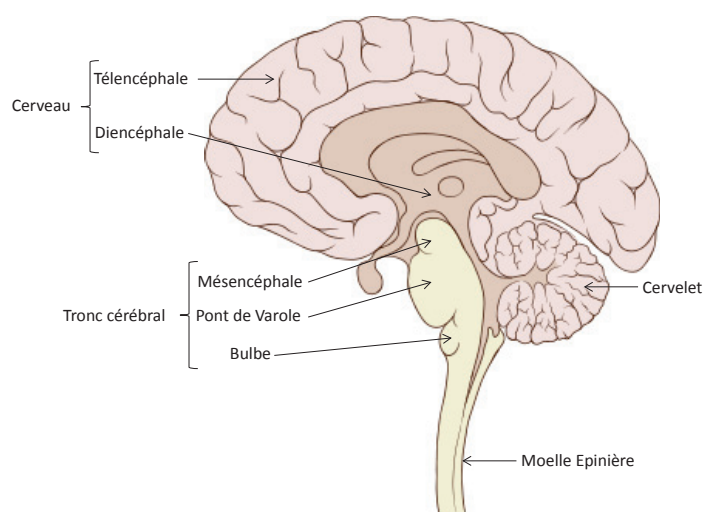


Figure 40: Organisation du SNC.

La ME est composée de 31 segments médullaires, chacun donnant lieu à une paire de nerfs spinaux. Avec leurs branches périphériques, ils conduisent les signaux sensoriels à l'origine des récepteurs, par la racine dorsale et les signaux moteurs vers les effecteurs (muscles et glandes), par la racine ventrale.

Au niveau de l'encéphale, douze paires de nerfs crâniens, sensitifs, moteurs ou mixtes émergent du TC et innervent principalement des structures situées au niveau de la tête.



Thalamus et hypothalamus forment le diencephale. Le thalamus est un ensemble de noyaux, principaux relais des voies sensorielles vers les cortex spécialisés. L'hypothalamus contrôle les fonctions végétatives nerveuses et endocrines indispensables à l'homéostasie (contrôle de la fonction cardio-circulatoire, digestive ou encore de la température corporelle). Le cortex cérébral est composé des aires motrices, sensorielles et associatives. Les noyaux gris centraux contrôlent la motricité automatique et automatisée. Le cervelet est une structure essentielle du SNC, composé du vermis et des hémisphères cérébelleux. Le vermis dispose de connexions réciproques avec la ME et les noyaux moteurs du TC. Il en est de même pour les hémisphères cérébelleux, mais les connexions se font avec le cortex cérébral. Elles permettent au cervelet de contrôler la posture, les mouvements volontaires et de les coordonner et de les réguler en agissant via les neurones moteurs du cortex, du TC et de la ME.

Le SNP est à l'interface entre le SNC et les organes cibles. Il est constitué des nerfs afférents et efférents qui contrôlent la vie de relation (système nerveux somatique avec les muscles squelettiques comme effecteurs) et la vie végétative (système nerveux autonome avec les muscles lisses, les glandes et les organes internes comme effecteurs). Mogenson (1977) l'assimile donc à l'« office ». Au contraire, le SNC qui a pour principale fonction d'organiser la vie de relation est considéré comme le « salon » (Figure 41).

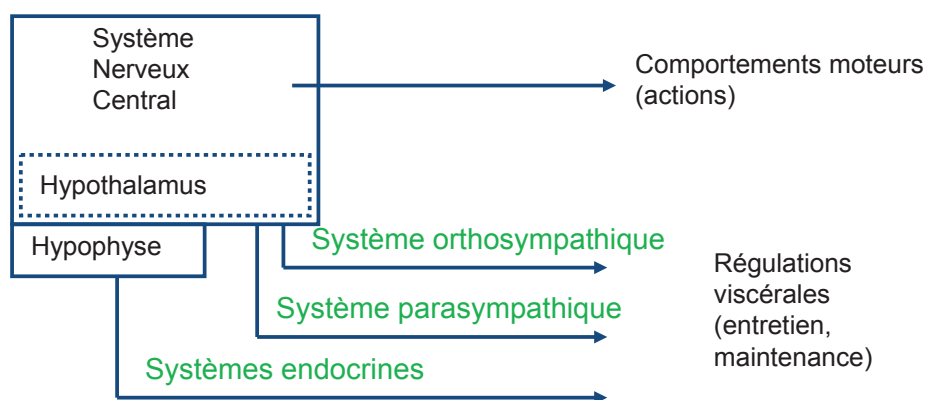


Figure 41: L'office et le salon.

L'office et le salon, métaphore d'après Mogenson (1977) pour qualifier les fonctions respectives du SNA et du SNC.

Le SNV est subdivisé en deux branches (Langley, 1901), orthosympathique et parasympathique. Tous les organes viscéraux sont doublement innervés à l'exception des vaisseaux sanguins et des glandes sudorales qui ne disposent que d'une innervation sympathique (Figure 42). Dans ce cas, le retour aux valeurs basales est passif, sans commande centrale. La métaphore du robinet poussoir aide à comprendre ce processus : la poussée fait couler l'eau et correspond à la commande centrale puis, l'écoulement est stoppé passivement par le retour du robinet à sa position initiale.

La branche sympathique dépense l'énergie en réponse à la demande et facilite donc l'action motrice. La branche parasympathique la préserve. Une domination sympathique élève le rythme cardiaque, la pression sanguine, la sudation d'« activation » et redistribue le volume sanguin vers les territoires qui travaillent. L'influence parasympathique a des effets inverses.

Chacun d'eux est organisé de façon comparable, avec deux fibres qui se connectent dans un ganglion. La fibre pré-ganglionnaire, cholinergique émerge de la ME. Elle est ensuite relayée par une fibre post-ganglionnaire, noradrénergique pour le sympathique et cholinergique pour le parasympathique (Figure 43). Là encore, l'innervation des glandes sudorales fait exception puisque le médiateur est l'acétylcholine. Leur activité est, en effet, bloquée par l'injection d'atropine, son antagoniste.

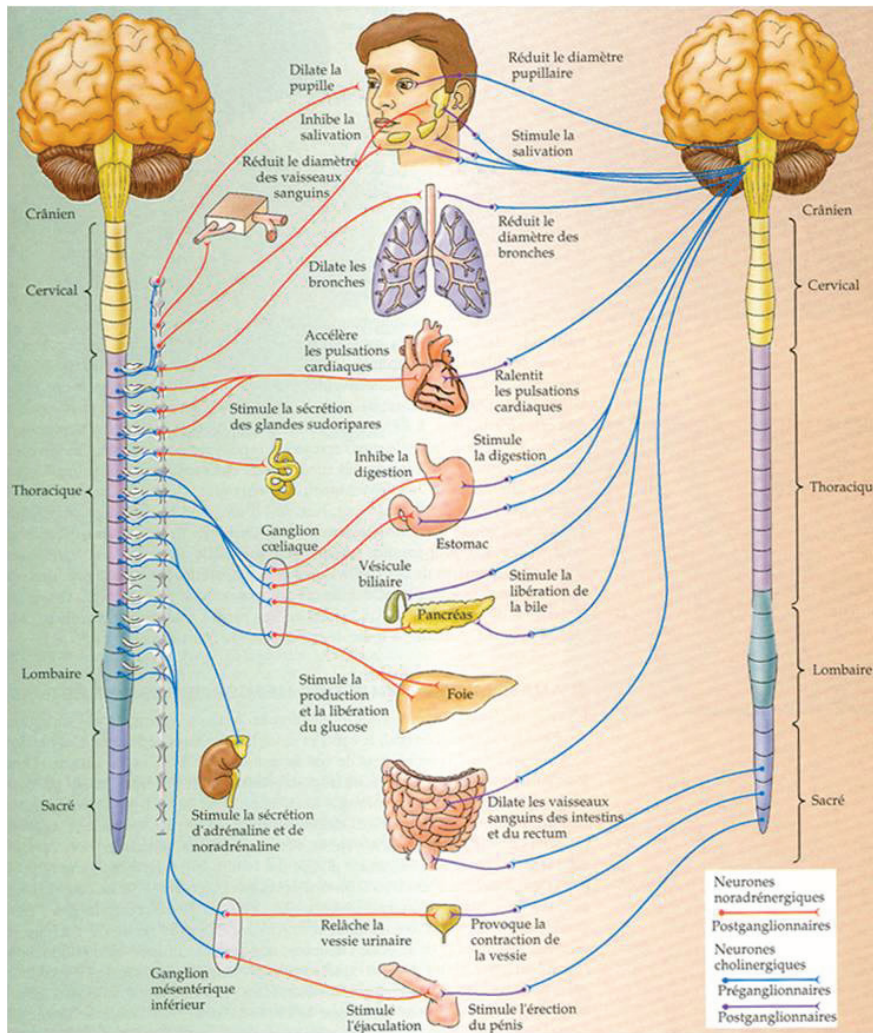


Figure 42: Innervation des principaux organes par les systèmes sympathique et parasympathique.

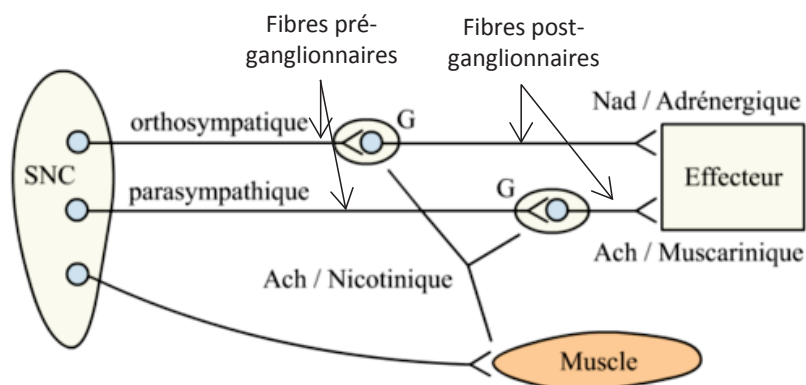


Figure 43: Organisation théorique du système ortho- et parasympathique.

Le neurotransmetteur et le récepteur impliqués sont mentionnés. Ach=Acétylcholine, Nad=Noradrénaline, G=Ganglion.

De nombreuses études ont montré qu'il existe des interactions structurales et fonctionnelles entre le SNC et le SNV.

Nous avons énoncé précédemment dans notre propos que des stimuli chargés en émotion activent des aires corticales spécifiques qui induisent certaines réponses (interne, musculaire, viscérale, chimique). Les informations concernant l'activité corporelle vont ensuite remonter au cerveau afin que ce dernier soit informé des changements s'étant déroulés au niveau du corps. C'est après l'analyse corticale (effectuée au niveau des régions pariétales et de l'insula) et ainsi après la prise en considération des changements somatiques que l'individu sera dans la capacité de percevoir l'émotion induite par la situation (Damasio, 1995). Par conséquent, cette approche corporelle met clairement en évidence le lien qui existe entre le SNC et le SNV. Effectivement, certaines structures corticales envoient des signaux vers le corps, en partie par l'intermédiaire du SNV.

Les structures neurovégétatives centrales (hypothalamus, noyaux végétatifs du TC, système limbique) sont inter connectés avec les aires fronto-pariétales (Korpelainen et al., 1999), le cortex préfrontal médian (King et al., 1999) et le thalamus (Montagna et al., 1992). De même, l'activation des cortex cingulaire antérieur et insulaire sont également à l'origine des réponses végétatives périphériques. Oppenheimer et Cechetto (1990) ont constaté que des micro-stimulations du cortex insulaire ont des effets sur l'activité cardiaque. Une stimulation de la partie postérieure rostrale et caudale provoque respectivement une tachycardie et une bradycardie. Oppenheimer et al. (1996), Tokgozoglu et al. (1999), Critchley et al. (2000a) et Critchley et al. (2000b) ont également montré l'implication du cortex insulaire dans la régulation neurovégétative cardiaque et électrodermale. De même, le cortex cingulaire antérieur contrôle et régule les réponses végétatives (Fredrikson et al., 1998, Ter Horst, 1999, Critchley et al., 2000a, Critchley et al., 2000b). Hagemann et al. (2003) confirment ces résultats en constatant un lien fonctionnel entre l'activité frontale, temporale, insulaire, pariétale et cingulaire antérieure ainsi que de l'amygdale, du thalamus, de l'hypothalamus et des structures mésencéphaliques et une élévation de l'AED et de la FC.

Sequeira et al. (2009) ont aussi décrit des mécanismes centraux de contrôle de l'AED. Les régions palmaires et plantaires sont directement innervées par des neurones sudomoteurs

post-ganglionnaires, sous l'influence directe des neurones sudomoteurs spinaux, eux-mêmes contrôlés par la formation réticulée du TC qui a un effet sélectif, excitateur ou inhibiteur sur l'AED. De même, il existe une forte influence de l'hypothalamus, du système limbique (amygdale, hippocampe et cortex cingulaire) et des régions corticales frontales sur l'AED. Ces influences peuvent transiter par le faisceau pyramidal ou la voie réticulo-spinale (Figure 44). Par conséquent, l'AED reproduit les activités réticulaire, limbique et des aires corticales liées aux processus émotionnels, à la préparation à l'action et, plus généralement à l'alerte.

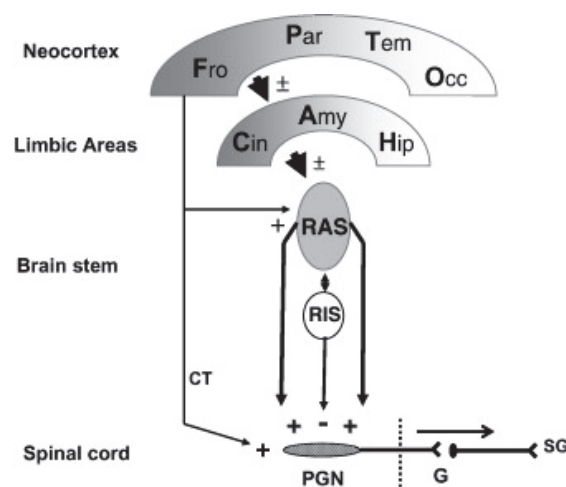


Figure 44: Contrôle central de l'activité électrodermale.

Les influences excitatrice ou inhibitrice sont intégrées par les neurones pré-ganglionnaires (PGN) de la ME. Ils dirigent leurs influx nerveux vers les ganglions sympathiques (G) et, ensuite, vers les glandes sudorales (SG). La ME est sous l'influence des systèmes réticulaires activateur (RAS) et inhibiteur (RIS) eux-mêmes sous contrôle des régions frontale (Fro), pariétale (Par), cingulaire (Cin) et amygdalienne (Amy). Elles ont une influence activatrice ou inhibitrice sur les structures réticulaires. Les fibres cortico-spinales (CT) ont un effet excitateur sur la ME. Hip = hippocampe, Occ = occipital, Temp = temporal (Sequeira et al., 2009).

Toutefois, il existe une spécialisation hémisphérique dans les régulations végétatives. En effet, l'hémisphère gauche contrôle davantage les modulations parasympathiques (Wittling et al., 1998). Les lésions corticales gauches accentuent donc l'activité orthosympathique qui n'est plus contrebalancée par son antagoniste (Crucian et al., 2000), et l'AED basale augmente (Heilman et al., 1978, Zoccolotti et al., 1982) tout comme l'activité cardiaque (Oppenheimer et al., 1996). Au contraire, l'activité sympathique serait contrôlée par

l'hémisphère droit (Wittling et al., 1998) dont la lésion pourrait atténuer l'AED et les RED associées (Heilman et al., 1978, Zoccolotti et al., 1982, Zahn et al., 1999).

## 2. Traitement combiné des données du SNC et du SNA

L'inertie des réponses centrales et végétatives est différente. Elle est de l'ordre de la milliseconde pour les informations électriques centrales et d'environ une seconde pour l'activité des glandes sudorales (incluant le transport de l'information et son décodage au niveau de la connexion entre la terminaison orthosympathique et l'effecteur). Par conséquent, afin de corrélérer des signaux, nous avons choisi d'utiliser des tailles de fenêtre d'intérêt distinctes.

Signaux MEG et EEG nécessitent des stimulations répétées, (environ 100 répétitions), à cause de la faiblesse du rapport signal/bruit. En sommant les potentiels évoqués, le bruit est atténué et l'activité liée à la stimulation est accentuée. En MEG, on les qualifie de champs magnétiques évoqués comprenant plusieurs composantes. La première, précoce, arrive entre 50 et 150ms après la stimulation et est associée à la perception du stimulus. La seconde se manifeste 300ms après le stimulus et représente le traitement cognitif. On obtient ainsi la dynamique de l'activité corticale, c'est-à-dire le décours temporel des opérations de traitement cérébral d'une tâche cognitive (Garnero et al., 1998). Les réponses corticales sont donc très rapides et nous avons effectué notre analyse SAM dans une fenêtre d'intérêt de 1s post-stimulation (fenêtre active). La fenêtre contrôle est d'une durée identique dans la période de pré-stimulation (Figure 45).

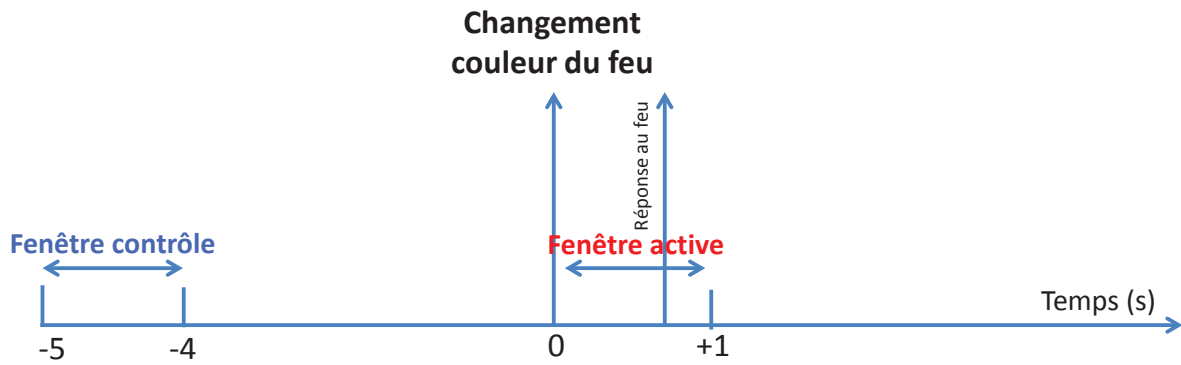


Figure 45: Fenêtres d'intérêt utilisées pour l'analyse de l'activité centrale.

Les réponses électrodermales s'observent entre 1 et 3s après la stimulation (Dawson et al., 2000). Pour la FC, nous avons choisi d'évaluer les réponses dans un intervalle de temps de 5s suivant le stimulus. En effet, elle évolue relativement lentement (à raison d'un battement par seconde lors qu'elle est de 60 bpm). La succession des stimuli (autre feu ou panneau d'indication à respecter) nous a contraints à limiter l'analyse à ces 5s post-stimulus (Figure 46).

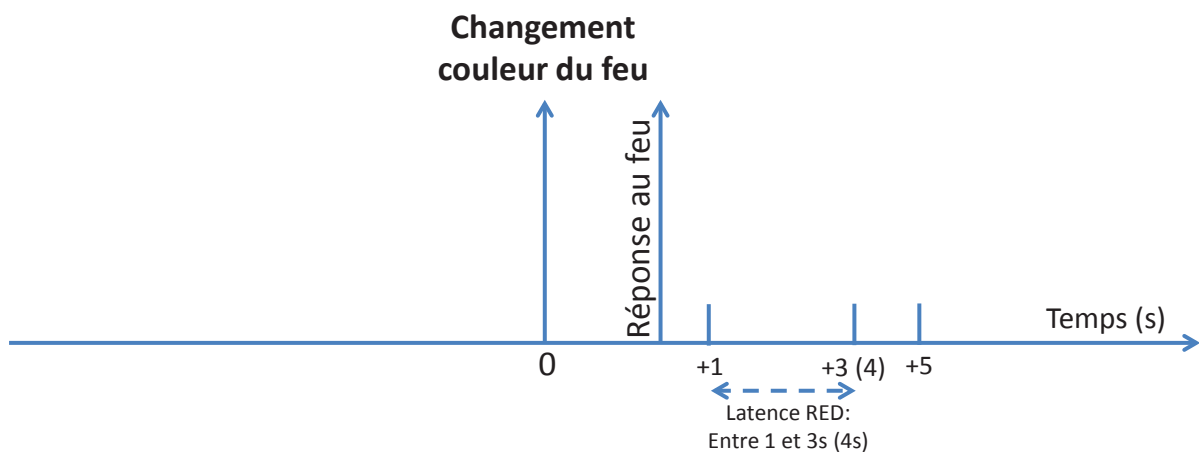


Figure 46: Fenêtres d'intérêt utilisées pour l'analyse de l'activité végétative (AED et FC).

## Hypothèses de travail



La sécurité routière reste une préoccupation nationale. Depuis 2000, elle est déclarée « grande cause nationale de santé publique ». Même si des progrès technologiques et d'infrastructures sont encore attendus, la sécurité passive a fait des avancées déterminantes (ceintures actives, airbags, zones de déformation progressive absorbant l'énergie cinétique lors d'un choc, freinage avec antiblocage des roues, aide au freinage d'urgence, contrôle électronique de trajectoire ...). Le facteur limitant pour la sécurité routière, devient le conducteur lui-même. S'il est relativement facile de communiquer que des comportements sécuritaires préventifs devraient être adoptés, comme respecter les limitations de vitesse, éviter les heures où l'hypovigilance survient et, évidemment prendre le volant à jeun sans être sous l'emprise de médicaments ou de drogue, il est plus délicat de faire comprendre que le système nerveux est limité du point de vue de la quantité d'information qu'il est capable de traiter. Nos systèmes sensoriels ont des propriétés qui leur permettent de capter l'information dans l'espace et le temps des déplacements humains, mais ils peuvent être mis en difficulté lorsqu'on augmente la vitesse. En avion, par exemple, nous sommes incapables d'évaluer notre vitesse en vol de croisière parce que nous perdons les informations en rétine périphérique, qui code normalement ces données et les transforme en vitesse. Mais, notre système nerveux est capable d'auto-adaptation, grâce à sa plasticité, comme en témoignent les restructurations du système postural lors de séjours prolongés en apesanteur. Les conditions dans lesquelles nous conduisons nous imposent des traitements d'information multiples, dans un environnement souvent complexe et sous une contrainte de temps élevée. Par conséquent, l'étude du comportement humain au volant et ses limites font l'objet d'études fréquentes sous contrôle du législateur qui lance régulièrement des appels d'offre (Agence Nationale pour la Recherche, Programmes de Recherche et d'Innovation dans les Transports Terrestres). C'est un thème que se sont appropriés les neurosciences, d'autant que les méthodes d'acquisition des données, plus ambulatoires et moins invasives permettent des expériences dans des situations plus écologiques. L'enregistrement de l'activité neurovégétative, et les indicateurs comportementaux sont couramment utilisés afin de mieux évaluer la charge de travail induite par la conduite. Les simulateurs de conduite retranscrivent de mieux en mieux les informations induites par la conduite normale et il est possible de les intégrer à des systèmes de neuroimagerie cérébrale (CERMEP de Lyon pour le Projet ANR Défaut d'Attention et Conduite Automobile, 2005-2009). Ces méthodes permettent ainsi de détecter des états physiologiques dégradés (hypovigilance, fébrilité ...) à

l'origine d'une détérioration des performances et donc potentiellement accidentogènes. Les conditions de conduite difficiles (circulation dense, visibilité réduite, ...) sont des facteurs exogènes aggravants qui augmentent la charge de travail du système nerveux et qui le rendent moins apte à traiter une nouvelle information urgente. Le temps de réaction augmente lorsqu'on travaille en partageant son attention (téléphoner, converser avec un passager) et, évidemment lorsqu'elle est distraite par une information secondaire, y compris relative à la conduite (manipuler les commandes de bord) ou connexes (rechercher un itinéraire avec le GPS). Plus rares sont les études des facteurs endogènes, comme l'état émotionnel du conducteur. Pourtant ceux-ci conditionnent également la performance de conduite positivement ou négativement. Ils nécessitent des méthodes d'investigation complémentaires à l'auto-évaluation ou à la mesure comportementale. Peu d'études ont identifié les structures cérébrales activées pendant la conduite automobile. Les travaux accomplis sur ce thème montrent des activations correspondant aux processus cognitifs et moteurs à l'origine d'une conduite sécuritaire ou au contraire d'une altération des performances. Mais, l'activité cérébrale ne peut être obtenue qu'en conduite simulée. Dans cette condition, le couplage des enregistrements centraux et périphériques végétatifs se révèle comme une solution adaptée à l'étude de la conduite automobile. Elle exige néanmoins de régler la question de la synchronisation des enregistrements dont la résolution temporelle est différente. Elle impose également de vérifier la sensibilité des réponses végétatives. Si l'orthosympathique est un système d'alerte, il s'habitue rapidement aux informations qui deviennent coutumières. Et, c'est bien le cas en conduite automobile, activité 'sur-apprise' et sur-automatisée, réalisée à bas niveau de vigilance, mais avec une performance généralement sans faute ou alors avec une marge d'erreur qui reste acceptable et préserve la sécurité. Il se pourrait alors que le système végétatif reste silencieux dans les situations de conduite nominale, où les décisions à prendre sont routinières. Dans un premier temps, nous testerons la sensibilité de la réponse orthosympathique lors de 2 expériences de laboratoire pendant lesquelles nous introduirons des variables agissant sur la charge mais aussi sur la réponse émotionnelle, en manipulant les rétroactions relatives à la performance. Dans un second temps, nous appliquerons ces procédures à une situation de conduite réelle avec enregistrement de l'activité électrodermale. Puis, un troisième temps nous permettra de corrélérer des enregistrements centraux (MEG) aux données périphériques, en conduite simulée. Enfin, la dernière partie sera consacrée à l'étude de la charge mentale

et de la réponse émotionnelle chez une population particulière, les seniors. Par l'altération des capacités sensorielles (réduction de l'acuité auditive et visuelle), des processus cognitifs (temps de réaction, mémoire de travail, mémorisation à long terme), et des capacités motrices (réduction de la masse musculaire, des amplitudes articulaires), nous disposons d'une population dont la résistance à la charge mentale est affaiblie. Pourtant, il est indispensable que les seniors continuent à pouvoir se déplacer en voiture pour rester autonomes et poursuivre une vie sociale, garante de leur bon état général, physique et mental. C'est à travers cet exemple que nous proposerons des alternatives à la charge induite par la conduite, lesquelles seront également utilisables par n'importe quel conducteur.

### **Hypothèse 1 :**

Cette hypothèse se rapporte aux publications 1 et 2.

Certaines tâches mentales, bien que faiblement astreignantes, nécessitent néanmoins qu'on sollicite des ressources au-delà du niveau basal pour les mener à bien. Cette charge subie par les individus est amplifiée lorsque la tâche devient plus difficile et/ou que la contrainte temporelle augmente. Elle s'élève également si la perception que le sujet se fait de sa difficulté s'accroît, pour une raison interne, une baisse du sentiment de compétence, par exemple, ou une peur de l'échec (Gaillard, 1993, Luczak et Göbel, 2000). Sur le plan émotionnel, un facteur particulier qui pourrait faire varier la charge est le plaisir, ou non, que chacun prend à réaliser la tâche. La connaissance du résultat obtenu, selon que celui-ci est jugé satisfaisant ou non génère également une réponse émotionnelle. Elle est amplifiée si la rétroaction sur la performance est jugée non-conforme, lorsque le résultat délivré est vécu comme injuste (Sanfey et al., 2003, Dulebohn et al., 2009, Civai et al., 2010, Güroglu et al., 2011, Kirk et al., 2011). Lorsqu'on introduit expérimentalement des rétroactions négatives « faussées », elles induisent des émotions négatives comme la frustration ou la colère (Murphy et al., 2003). Ce sont des émotions fréquemment induites lors de la conduite, en particulier lorsque le contexte routier est défavorable (fort trafic et contrainte de temps élevée).

Des variables, à la fois comportementales et neurovégétatives, devraient pouvoir témoigner de cette charge (mentale/émotionnelle) subies par les participants. Nous émettons l'hypothèse selon laquelle les indicateurs du SNA sont suffisamment sensibles à des stimulations de faible intensité. Les réponses végétatives à la charge de travail induite par de l'arithmétique ou une tâche de mémorisation, ont été mises en évidence par plusieurs études (Backs et Seljos, 1994, Vernet-Maury et al., 1995, Willemsen et al., 2000, Yu et al., 2009). Une charge résultante élevée (contrainte et astreinte élevées) devrait provoquer un fort éveil physiologique et donc des réponses électrodermale et cardiaque amples et longues (Collet et al., 2003b). L'émotion associée devrait exacerber les réponses végétatives, en particulier chez les individus dont le trait d'anxiété est avéré, chez ceux qui ont peu d'expérience dans le travail à accomplir ou pour lequel ils ont de l'aversion. Enfin, des retours négatifs de l'expérimentateur constituent aussi un facteur aggravant. C'est surtout l'amplitude de la RED qui devrait y être sensible (Boucsein et Backs, 2000, 2009, Sequeira et al., 2009). Des dégradations comportementales devraient également être observées (élévation du TR, et diminution du taux de réponses justes).

Ainsi, dans ces situations contrôlées de laboratoire, les variables dépendantes physiologiques, devraient varier spécifiquement en fonction des variables indépendantes, comme l'induction d'émotions négatives, l'appétence ou l'aversion pour la tâche. Elles devraient néanmoins permettre de prédire la charge subie par les individus dans d'autres conditions, moins contrôlées du fait de leur déroulement en situation réelle.

## **Hypothèse 2 :**

Cette hypothèse se rapporte à la publication 1.

Se préparer à agir afin de répondre au mieux à une stimulation devrait avoir un impact sur la vigilance que prête l'individu aux stimuli externes. Par conséquent, des fluctuations de l'activité cardiaque, sensible à l'effort d'attention, devraient être observées. L'attente du stimulus devrait focaliser l'attention sur les modalités de la tâche et induire une bradycardie. Ce processus a déjà été identifié depuis longtemps (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970, Coles et Duncan-Johnson, 1975, Stern, 1976, Damen et Brunia, 1987, Zimmer et al., 1990, De

Pascalis et al., 1995). Nous postulons qu'il peut être prescriptif de la performance. Lorsque les stimuli se répètent et que l'attention devient plus difficile à soutenir, par exemple, de mauvaises réponses pourraient survenir et être associées à une bradycardie de moindre amplitude, voire à une absence de bradycardie. À l'inverse, les essais justes devraient être précédés d'une bradycardie ample. Suite à la stimulation impérative, la résolution du problème devrait induire une tachycardie (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970).

L'exploitation possible de ces données de laboratoire pourrait faire de l'activité cardiaque, un indicateur de l'inattention.

### **Hypothèse 3 :**

Cette hypothèse se rapporte aux publications 3 et 4.

En simulateur ou en conduite réelle, nous devrions enregistrer des réponses neurophysiologiques et comportementales comparables à celles observées en laboratoire, mais probablement de durée et d'amplitude plus élevée.

La conduite nominale constitue la référence pendant laquelle le conducteur respecte le code de la route, sans consigne ni contrainte particulière. Elle devrait induire une charge moindre qu'une conduite sous forte pression temporelle, bien attesté par les variations neurovégétatives, en particulier celles de l'activité électrodermale (Boucsein et Backs, 2000, Collet et al., 2005, Boucsein et Backs, 2009, Sequeira et al., 2009). De même, une bradycardie de pré-stimulation plus ample en condition de forte charge est également attendue (Tursky et al., 1970, Coles, 1974, Coles et Duncan-Johnson, 1977, Gaillard et Perdok, 1979). En effet, elle est plus complexe à contrôler car la quantité d'information augmente. Le conducteur réalise la même tâche mais en un temps plus court. Il faut donc mobiliser davantage de ressources en attention, notamment pour détecter les informations pertinentes dans un temps plus court. Cela pourrait être le cas lorsque le conducteur s'apprête à répondre à des modifications prévisibles de l'environnement, par exemple, lorsque que le feu tricolore est susceptible de passer du vert à l'orange.

Au niveau du SNC, la conduite exige planification et programmation des actions et ainsi devrait induire une activation corticale préfrontale dorso-latérale (Yamasaki et al., 2002,

Dolcos et McCarthy, 2006, Kompus et al., 2009). Les conditions chargées en émotion (atteindre une destination rapidement) devraient activer le cortex préfrontal, notamment sa partie ventro-médiane et le cingulaire antérieur (Damasio, 1995, Phan et al., 2002, Yamasaki et al., 2002, Dolcos et McCarthy, 2006, Kompus et al., 2009, Luo et al., 2009).

Au niveau comportemental, l'urgence devrait altérer la performance (Yerkes et Dodson, 1908, Freeman, 1948), en particulier augmenter le TR, à moins que la haute automatisation de la conduite arrive à compenser suffisamment l'augmentation de la quantité d'information à traiter.

#### **Hypothèse 4 :**

Cette hypothèse se rapporte à la publication 4.

Un de nos objectifs est également de mieux comprendre les connexions entre SNC et SNA. L'activation des cortex cingulaire et orbito-frontal devrait élever l'activité neurovégétative (Critchley et al., 2000a, Critchley et al., 2000b, Hagemann et al., 2003, Yu et al., 2009). L'hémisphère droit devrait augmenter l'activité orthosympathique (Heilman et al., 1978, Zoccolotti et al., 1982, Wittling et al., 1998, Zahn et al., 1999, Critchley et al., 2000b) alors que le gauche devrait activer le parasympathiques et atténuer les réponses végétatives (Heilman et al., 1978, Zoccolotti et al., 1982, Oppenheimer et al., 1996, Wittling et al., 1998, Crucian et al., 2000).

#### **Hypothèse 5 :**

Cette hypothèse se rapporte à la publication 5.

La route est empruntée par des usagers ayant des caractéristiques physiologiques différentes. Celles des personnes âgées sont particulières : les processus cognitifs s'altèrent avec l'âge. Les seniors sont donc supposés mettre davantage de temps pour traiter une quantité d'information donnée que les plus jeunes. Nous avons donc évalué les TR et la justesse des réponses en confrontant ces deux groupes à des stimulations de plus en plus complexes. Une tâche de TR simple devrait faiblement différencier les seniors des jeunes.

Par contre, les TR de choix devraient permettre d'identifier le déficit du traitement chez les seniors, à la fois au niveau de la durée du traitement et de la précision de la réponse. Ces altérations cognitives pourraient rendre certaines situations de conduite réelles complexes et anxiogènes pour les seniors, celles-ci n'exigeant pourtant pas de traiter une quantité d'information élevée et étant ainsi considérées comme anodines pour les plus jeunes.

# Cadre expérimental



**Axe 1 : Effet d'une activité mentale exécutée sous forte contrainte temporelle et de l'induction émotionnelle sur l'activité neurovégétative périphérique.**

**Publication 1:** Salvia, E., Guillot, A., Collet, C., 2012. Autonomic nervous system correlates to readiness state and negative outcome during visual discrimination tasks. International Journal of Psychophysiology, 84 (2), 211-218.

**Publication 2:** Salvia, E., Guillot, A., Collet, C. The effects of mental arithmetic strain on behavioral and physiological responses. Soumis à Journal of Psychophysiology.

Ces expériences montrent que les variables électrodermale et cardiaque constituent des corrélats de l'activité mentale, même lorsque la charge induite est modérée (Publications 1 et 2). C'est l'intervalle de temps pour répondre qui pouvait créer une contrainte objective réelle : 2s pour discriminer 2 formes, de 20 à 30s pour le calcul mental selon la difficulté de l'opération. Ces variables sont donc sensibles sur des plages de courte durée. L'activité électrodermale (AED) est également sensible à une forme particulière d'induction affective, l'injustice. En délivrant une rétroaction négative injuste car la réponse était juste, les sujets qui l'ont perçue ont manifesté des RED plus amples et plus longues, comparativement à une rétroaction juste. Les variables végétatives témoignent aussi de la charge induite par la contrainte objective mais également de la perception que chacun s'en fait (Publication 2). Lorsque le calcul mental était difficile, les RED étaient plus longues chez les participants ayant de l'appétence, probablement parce qu'ils mobilisaient les ressources nécessaires pour réaliser la tâche alors que ceux ayant de l'aversion avaient abandonnés, estimant qu'ils n'arriveraient pas à répondre dans le temps imparti.

## **Publication 1**

### **Autonomic nervous system correlates to readiness state and negative outcome during visual discrimination tasks**

*International Journal of Psychophysiology*, 84 (2), 211-218, **2012**

Salvia, E., Guillot, A., Collet, C.



Contents lists available at SciVerse ScienceDirect

## International Journal of Psychophysiology

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/ijpsycho](http://www.elsevier.com/locate/ijpsycho)

## Autonomic nervous system correlates to readiness state and negative outcome during visual discrimination tasks.

Emilie Salvia<sup>a</sup>, Aymeric Guillot<sup>a,b</sup>, Christian Collet<sup>a,\*</sup><sup>a</sup> CRIS EA 647, Performance Motrice Mentale et du Matériel (P3M), Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1-UFR STAPS, 27-29, Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France.<sup>b</sup> Institut Universitaire de France, 103 Boulevard Saint-Michel, 75005 Paris, France

## article info

## Article history:

Received 17 July 2011

Received in revised form 1 February 2012

Accepted 20 February 2012

Available online 28 February 2012

## Keywords:

Visual discrimination

Reaction time

Autonomic nervous system

Unfairness

## abstract

Decision-making in daily activities require different levels of mental load depending on both objective task requirements and self-perception of task constraints. Such factors elicit strain that could influence information processing, decision-making, and forthcoming performance. This experiment aimed at studying how task difficulty, errors and unfair feedback may impact strain. Participants were requested to compare two polygons and to decide as quickly and accurately as possible whether these were identical or different. Task difficulty depended upon the number of polygon sides (from 12 to 21 sides) and their degree of similarity (different by 1, 2 or 3 sides). Reaction time (RT) and response accuracy were the dependent variables as well as electrodermal activity (EDA) and Instantaneous Heart Rate (IHR). Physiological variables from the autonomic nervous system were expected to evolve as a function of strain. As expected, we found that RT increased along with task difficulty. Similarly, the amplitude of IHR responses was affected by task difficulty. We recorded bradycardia during the 5 s pre-stimulation period associated with correct responses, while wrong responses were associated with tachycardia. Bradycardia was thus a predictive index of performance related to the readiness to act when the participants focused on external cues. Processing identical polygons elicited longer electrodermal responses than those for different polygons. Indeed, the comparison of two different polygons ended as early as the difference was found. When similar, the participants were still looking for a difference and the issue was uncertain until the performance was displayed. Unfair information, i.e. wrong feedback associated with a good response, as well as response errors elicited larger and longer electrodermal responses. Autonomic nervous system activity was thus task-specific, and correlated to both cognitive and emotional processes.

© 2012 Elsevier B.V. All rights reserved.

## 1. Introduction

Daily activities are made of a series of decision-making involving more or less complex information processing. Mental operations requiring to carry out complex behaviors result in a mental load depending on both the specific features of the task (task constraints) and the own perception of these constraints (the cost the individual underwent during task performance). Among several definitions of stress, Gaillard (1993) pointed out that stress is "an input variable referring to the demands of the environment". According to Luczak and Göbel (2000), the general idea of the stress-strain concept describes the meaning of nonlinear and individually different reactions (strain) as a consequence of task demands and task conditions (stress). The question of whether task demand may exceed the individual processing capacities, thus leading to overload, has often been asked. Indeed, Ninio and Kahneman (1974) showed that overload may have

detrimental effect on performance such as increased reaction time (RT) or decreased accuracy, or both. This may be due to exogenous components e.g., time pressure or a secondary task with high distraction power, which might further interact with endogenous factors e.g., perceived difficulty, level of experience (Boucsein and Backs, 2000, 2009; Collet et al., 2009).

Methodological concerns focused on how evaluating the perceived constraints should be questioned. We may hypothesize that the perception of both external constraints and internal state is processed simultaneously with their emotional significance. Cognition and emotion are thus believed to interact. Indeed, the role of emotion in decision-making has been increasingly studied in the field of neuroscience (Damasio, 1996; Bechara et al., 2000; Bechara and Damasio, 2005; Cella et al., 2007). Obviously, negative emotions are likely to impair the efficiency of information processing, some relevant information being probably missed or biased by excessive strain (Gaillard and Kramer, 2000). The feedback associated with good or bad performance is likely to make the emotional state changing. For instance, feeling unfairness causes negative emotion at least, irritation or anger and frustration. Potential subsequent detrimental

\* Corresponding author. Tel.: +33 472 432 842.

E-mail addresses: [emilie.salvia@etu.univ-lyon1.fr](mailto:emilie.salvia@etu.univ-lyon1.fr) (E. Salvia), [aymeric.guillot@univ-lyon1.fr](mailto:aymeric.guillot@univ-lyon1.fr) (A. Guillot), [christian.collet@univ-lyon1.fr](mailto:christian.collet@univ-lyon1.fr) (C. Collet).

effects upon behavioral output, until renunciation, might therefore be observed. Güroglu et al. (2011) and Kirk et al. (2011) reported the neurophysiological effects of unfairness. They observed insula and Dorso-lateral Prefrontal Cortex (DLPFC) activations. Güroglu et al. also found anterior cingulate cortex (ACC) and temporo-parietal junction activations. Murphy et al. (2003) studied the effect of false feedback on task performance in patients with major depressive disorder and provided evidence that misleading feedback disrupted their performance whereas negative but fair feedback did not. More generally, Greenberg (2004) stated that feeling unfairness can affect the field of public health. Indeed, unfairness could be experienced in everyday life and particularly at work. The resulting stress following unfair experience may over-activate the autonomic nervous system and have detrimental impact on individual's health, up to cause anxiety or depression.

Critchley et al. (2000) described how brain activation was likely to elicit subsequent arousal in the autonomic nervous system (ANS). The relationships between unfairness and ANS arousal varied as a function of injustice perception. Among others, electrodermal activity (EDA) and cardiac measures are frequently used as reliable indices of ANS activity, closely correlated with arousal changes (Collet et al., 2009). The sympathetic nervous system is functionally related with the psychological concept of arousal (Dawson et al., 2000). It is responsible for mobilizing the organism's resources to meet the internal demands and those of the external environment. Receiving a reward, perceived as being too weak, by comparison to performance and efforts, may elicit a feeling of injustice and cause significant increase of ANS arousal (Civai et al., 2010). Skin conductance (or resistance) is a specific index of the sympathetic nervous system and varies as a function of palmar sweat glands activity. Increased arousal is paralleled by skin conductance basal level increase, and skin conductance response is recorded simultaneously with stimulus onset or when a get-set signal is given, whenever perceived. Larger and longer electrodermal responses are recorded when both task requirements and individual self perception of task difficulty increase (Collet et al., 2003). Strain may also be evaluated by processing heart rate (HR - Boucsein and Backs, 2000, 2009). HR is sensitive to negative emotions elicited by stress or adverse events. Either HR decrease, e.g. under hurt feeling condition (Alpers et al., 2011; Gunther Moor et al., 2010), or HR increase, in a high cognitive demands situation, could be recorded (Hancock et al., 2003; Sosnowski et al., 2010). Previous works revealed that HR changes are correlated with attention. Accordingly, HR decreases drastically when attention is focused on task cues of high interest, e.g. when a get-set signal is given (Coles and Ducan-Johnson, 1975; Stern, 1976; Damen and Brunia, 1987). Zimmer et al. (1990) and De Pascalis et al. (1995) found a correlation between HR deceleration and pre-attentive processes in specific discrimination tasks. The specific role of the solitary nucleus was assumed by Porges (1995) to make HR decreasing via the vagus nerve, in association with increased attention. Tursky et al. (1970), Coles (1974), Coles and Ducan-Johnson (1977) as well as Gaillard and Perdok (1979) previously reported that difficult tasks required the allocation of more resources in attention and elicited greater HR deceleration during the foreperiod. Zimmer et al. (1990) brought additional information by showing that participants who responded fast and inaccurately exhibited stronger HR deceleration than those who answered slowly and accurately. These differences are consistent with the intake-rejection hypothesis (Lacey et al., 1963; Lacey and Lacey, 1970), explaining the difference between cardiac patterns occurring prior to stimulation. Decrease in HR is recorded when the attention is diverted towards the environment, whereas HR increased when focused on internal cues. Thus, HR deceleration enables the individual to be more sensitive to new information. Finally, Lacey and Lacey (1970) correlated HR deceleration with good performance.

The present experiment aims at studying individuals' mental effort, i.e. the strain participants undergo to complete a visual discrimination

task and perform well. Accordingly, we expected to evaluate the effect of strain on participants' ANS responses associated or not with unfair feedback. Electrodermal and cardiac activities should be sensitive to experimental variables. Firstly, we hypothesized that the 'task difficulty' variable should elicit specific physiological responses of EDA and HR. The easy task was expected to elicit lower responses from the ANS compared to the more difficult conditions. While task difficulty may easily be controlled by task specifications (Backs and Seljos, 1994; Gaillard and Kramer, 2000), subjective difficulty may also vary depending on the perception experienced by the participant. Due to its close relationship with attention processes, HR should be a reliable index of the preparation phase quality. Finally, when unfairness could be perceived, the participants should exhibit higher strain, thus eliciting stronger responses from the ANS. Overall, we believe that electrodermal and cardiac responses will evolve as a function of both objective task difficulty, and subjective perception of feedback. More precisely, the frustration associated with the perception of false feedback should elicit larger and longer electrodermal and cardiac responses.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Participants

Thirty-one healthy participants, 15 women and 16 men, aged from 21 to 38 years (mean = 25.6, SD = 4.3) took part in this experiment after giving their informed consent. The local ethic committee gave its approval to the experimental procedures. All participants were naive about the purposes and expected results of the experiment. None was under drugs and had cardiac disease that may have influenced ANS activity. All had normal or corrected-to-normal vision.

### 2.2. Experimental design

#### 2.2.1. Task difficulty and polygons pattern

We tested the ability to discriminate two polygons with different levels of objective difficulty. The participants were requested to compare two polygons displayed simultaneously, side by side, on a 22-inch-computer screen. They had to press the appropriate key as quickly as possible depending on whether the polygons were similar (Key 1) or different (Key 0). Six pairs of similar or different polygons were presented (Fig. 1). The degree of similarity or difference varied according to 3 levels of difficulty (easy - medium - difficult, see Table 1). Under the "similar" condition, task difficulty was dependent upon the number of polygon sides, making the discrimination harder when the number of sides increased. In the "different" condition, the difficulty depended on both the number of sides and the degree of difference between the 2 polygons, i.e. the difference between the number of sides, as explained in Table 1 and Fig. 1.

#### 2.2.2. Score

Mean RT and the rate of accurate responses were the two dependent variables. To keep a high level of motivation, RT and response accuracy were converted into a global score that evolved throughout the experiment. These were displayed on the screen and updated after each trial. Each participant was told to perform at best, i.e. with the aim to reach the best score at the end of the test.

#### 2.2.3. Unfairness

Each participant performed 2 series of 60 successive trials in each of the 6 conditions presented at random (Table 1). Unfair feedback was displayed only in the last part of the experiment. Participants were not previously informed about the unfairness that could happen. In this unfairness condition, a false feedback was given after the participant provided a good response. Thus, a correct response resulted in a decreased score. The frequency of the wrong feedback was given every third time the participants answered properly. This

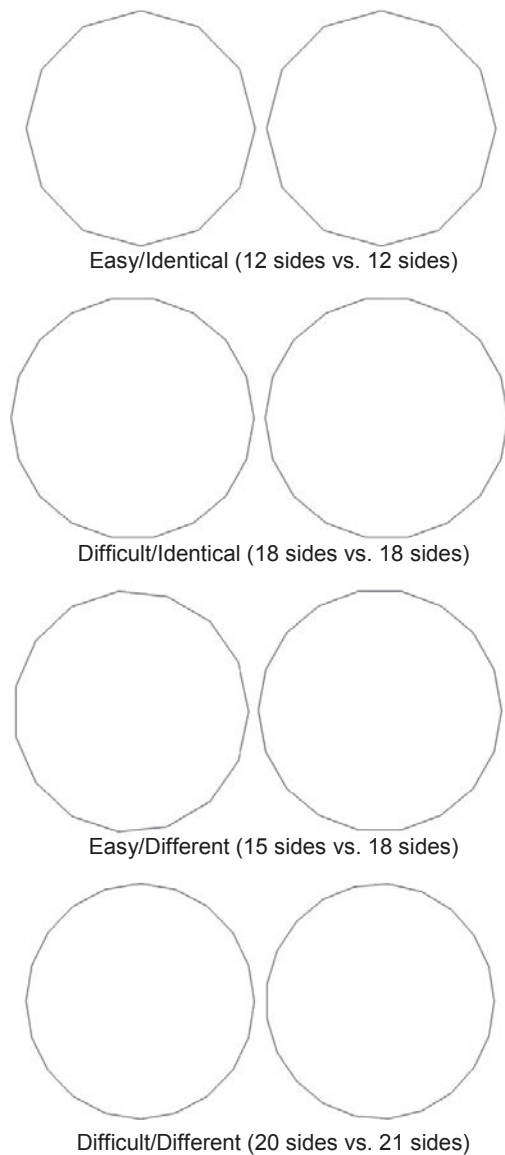


Fig. 1. Polygons pattern. Two polygons were displayed simultaneously on the screen. Participants were requested to decide whether these were identical or different according to the variables described in Table I. These conditions determined the different levels of difficulty, easy, medium and difficult.

Table 1

Experimental design: Two variables determined the 3 levels of difficulty. For the identical condition, the difficulty depended on the number of sides only. When the two polygons were different, the difficulty depended upon both the number of sides of each polygon and the level of difference between the 2 polygons (i.e. the difference between numbers of sides of the two polygons).

Conditions	Level of difficulty		
	Easy	Medium	Difficult
Identical	12/12	15/15	18/18
Different	15/18	18/20	20/21

unfairness condition was expected to make the participant doubting, and then feeling injustice. No positive feedback was given along with wrong answers.

2.2.4. Experimental stages

First, during a familiarization period, each of the 5 different polygons (12, 15, 18, 20 and 21 sides) was displayed during 1500 ms. During the experimental session, each trial included 4 stages: first, a black cross appeared during 1000 ms in the center of the screen to make the participant focusing attention on the forthcoming task. Second, two polygons were displayed simultaneously during 2000 ms. This delay was the time-window during which the participant should give a response. This was long enough to enable participants to respond. Otherwise, the performance was not included in the dataset. Third, RT, response accuracy (good or wrong response), and score were displayed simultaneously. Fourth, a 20 s-period separated each trial from the next, enabling the participant to rest and physiological indices to recover baseline. This delay was short enough to prevent from relaxation and to keep participants aroused. The whole experiment lasted about one hour.

2.3. Physiological variables

ANS activity was recorded continuously, i.e. as early as electrodermal and cardiac sensors were placed. Electrodermal activity (EDA) and Heart Rate (HR) were the dependent variables. ANS variables give a close estimation of subjects' arousal, especially through the sympathetic branch. The EDA sampling rate was 20 Hz. A low-pass analog filter was used during the acquisition and the cut-off frequency was 1 Hz. No high-pass filter was applied. EDA was measured with 5  $\mu$ A DC current and 50 mm<sup>2</sup> unpolarizable Ag/AgCl electrodes, i.e. current density = 10  $\mu$ A/cm<sup>2</sup> (Clark Electromedical Instruments, Edenbridge, UK). According to traditional recommendations (Fowles et al., 1981), sensors were placed on the second phalanx of the index and third digit of the non-dominant hand and were held by adhesive tape. The participants pressed the appropriate key (as previously described) to stop the timer with their preferential hand to prevent from any contact between the sensors and the keyboard, which would probably have elicited artefacts. Response detection was carried out manually. Skin resistance response amplitude and duration were recorded during the post-stimulation period. Both varied as a function of experimental conditions. As response amplitude is sensitive to initial value (Wilder, 1962), we simultaneously processed skin resistance by measuring response duration. The Ohmic Perturbation Duration index (OPD) is the time-period during which the participant remains under the influence of the stimulus: skin resistance value decreased as early as stimulus is triggered. Then skin resistance level remains at a lower level by showing slight fluctuations and increases again towards its initial level. We measured the OPD between two remarkable events easily observable on the slope: from the sudden drop after the stimulus was triggered until the exact point where the slope grew again, starting to recover its initial level and after observing or not micro-events. When observed, the micro events decreased in amplitude and frequency, and then stopped just before the slope came back to previous spontaneous activity features (Vernet-Maury et al., 1995). As the discrimination task we used was very short, the probability to observe very long electrodermal responses including micro-events as the main component of the OPD index was low.

HR closely correlates to mental effort and arousal (Mulder, 1992; Porges, 1995; Brookings et al., 1996; Collet et al., 2009). Interestingly, Instantaneous Heart Rate (IHR) is the beat to beat recording of HR and makes the observation of HR variation more accurate. Three silver electrodes were placed in the precordial position to record the ECG. The time of occurrence of the R-waves could thus be determined. The D2 derivation signal (the interval between 2 consecutive

R-waves of the ECG was processed electronically and delivered in the form of IHR. The smallest appreciable variation was 0.5 of a beat per minute and the calibrated scale ranged from 0 to 200 beats per minute. The IHR signal was directly extracted from the electrocardiogram signal at the sensor level. Therefore, IHR was an analog signal. Data acquisition was then carried out at 10 Hz on this analog signal. By this method, heart rate variation could be easily detected and quantified. Any increase in task demands was thus correlated with an increase in HR (Hancock et al., 2003).

2.4. Behavioral measurements

The time lapse needed to decide whether two polygons were identical or not (RT) was measured as early as the two stimuli were displayed. RT thus depended on mental processes including perception, comparison and decision-making. As in most RT designs, the time needed to press the appropriate key stopping the timer was included within the RT but it was so short that it can be neglected. The rate of good vs. wrong responses was also considered a behavioral dependent variable.

2.5. Data analysis

2.5.1. Response accuracy processing

We used a one-way ANOVA to test the effects of task difficulty on response accuracy. Then, we performed a series of t-tests to test whether each polygons pattern impacted the rate of good-wrong responses.

2.5.2. RT and EDA data processing

We performed a series of one-way ANOVA to examine the effects of each independent variable (task difficulty, polygons pattern, and response accuracy) on specific dependent variables, i.e. RTs and electrodermal response (EDR). We also investigated the effects of unfair feedback on EDR with a one-way ANOVA. Unfair feedback had no chance to impact RT because provided after the participants' response. Only good responses were compared from both fair and unfair conditions (as unfairness was only delivered after good answers). We processed EDR (amplitude and duration) starting within a 3.5 s-period following stimulus onset. This time lapse was the 2 s-period within which the participants were requested to give a response and the 1.5 s-period within which feedback about performance was displayed.

2.5.3. IHR data processing

Due to its sensitivity to mental operations, e.g. attention, the IHR signal was processed during the period of pre-stimulation, stimulation, and post-stimulation. Thus, the arousal preceding preparation to act, the information processing and the knowledge of result periods were studied. The readiness to act was processed by measuring the difference between the IHR value 5 s before stimulation onset (pre-stimulation) and the IHR value when the stimulus was triggered. This 5 s-delay was already used in previous studies (e.g. Stern, 1976). The mean pre-stimulation values recorded for successful trials were compared to those recorded for failed responses. To test the effect of task conditions, we computed the difference between mean pre-stimulation IHR (during the 10 s-period preceding stimulus onset) and the lowest IHR value recorded within the 2 s time-period allocated to respond. We considered this period as a time-delay necessary yet sufficient to study variations of arousal during pre-stimulation. Finally, to test the effect of unfairness, we processed physiological responses occurring after the 2 s-delay allocated to participants for providing a response. Here again, we used one-way ANOVA to test the effect of task difficulty and t-tests were performed to process IHR variations as a function of polygons pattern, response accuracy and unfairness.

3. Results

3.1. First part

As expected, RTs increased significantly as a function of task difficulty ( $F_{2,584}=9.43$ ,  $p < 0.0001$ ), mean (SD) RTs being 1320 ms (280), 1370 ms (260) and 1440 ms (250) during easy, medium and difficult conditions, respectively. A significant difference was found between easy and difficult conditions ( $p < 0.0001$ ), as well as between medium and difficult conditions ( $p = 0.01$ ), but not between easy and medium conditions. No significant effect of polygons pattern (similar or different) or response accuracy (good or wrong) was found on RTs.

A marginally significant effect of task difficulty was found on response accuracy ( $F_{2,69}=2.42$ ,  $p = 0.09$ ). Response accuracy decreased with task difficulty, mean rates of successful trials (SD) being 63.1% (18.5), 68.7% (23.3) and 75.7% (17.1) during the difficult, medium and easy conditions, respectively. Then, Tukey tests were performed. We found a marginally significant effect between easy and difficult conditions ( $p = 0.08$ ), but no significant effect between easy and medium nor between medium and difficult conditions. Similarly, a significant effect of polygons pattern was observed on response accuracy (mean difference = 7.34%,  $t = 2.66$ ,  $p = 0.01$ ). Response accuracy was better when similar polygons were compared than when different polygons were compared, mean rates (SD) being 74.2% (15.6) and 66.9% (19.2), respectively.

The OPD was longer when processing two similar polygons than that recorded when comparing two different polygons ( $F_{1,280}=4.86$ ,  $p = 0.02$ ). A significant effect of response accuracy was also observed, wrong responses providing larger and longer electrodermal responses ( $F_{1,280}=5.32$ ,  $p = 0.02$  for response duration and  $F_{1,280}=10.31$ ,  $p = 0.001$ , for response amplitude). No other significant effect of task difficulty was observed through EDR. None of the interactions among all variables reached the significant threshold. Results are summarized in Figs. 2 and 3.

The amplitude of IHR responses was different as a function of task difficulty ( $F_{2,63}=4.31$ ,  $p = 0.02$ ), mean amplitude (SD) being 2.47 bpm (1.29), 1.37 bpm (1.12) and 1.57 bpm (1.50) in difficult, medium and easy conditions, respectively (Fig. 4). T-tests revealed a significant difference between easy and difficult conditions (mean difference = 0.90 bpm,  $t = 3.10$ ,  $p = 0.005$ ) as well as between medium and difficult conditions (mean difference = 1.09 bpm,  $t = 3.70$ ,  $p = 0.001$ ).

A marginally significant effect of polygons pattern was further observed on IHR amplitude, which was larger for similar than for different polygons (mean difference = 0.67 bpm,  $t = 1.92$ ,  $p = 0.07$ ). IHR response amplitude was 1.98 bpm (1.42) and 1.31 bpm (1.12), respectively (see Fig. 5).

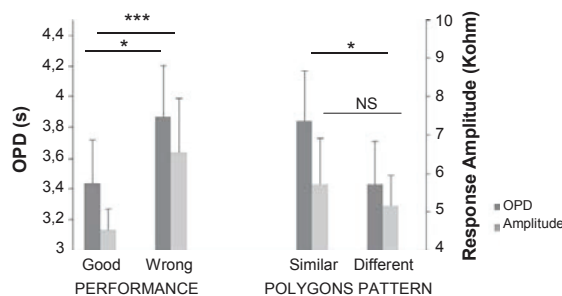


Fig. 2. Electrodermal activity, response accuracy and polygons pattern. Mean Ohmic Perturbation Duration and electrodermal response amplitude as a function of response accuracy (Good-Wrong) and polygons pattern (Similar-Different). Error bars indicate the standard error. The time allocated to process each trial was 2 s.

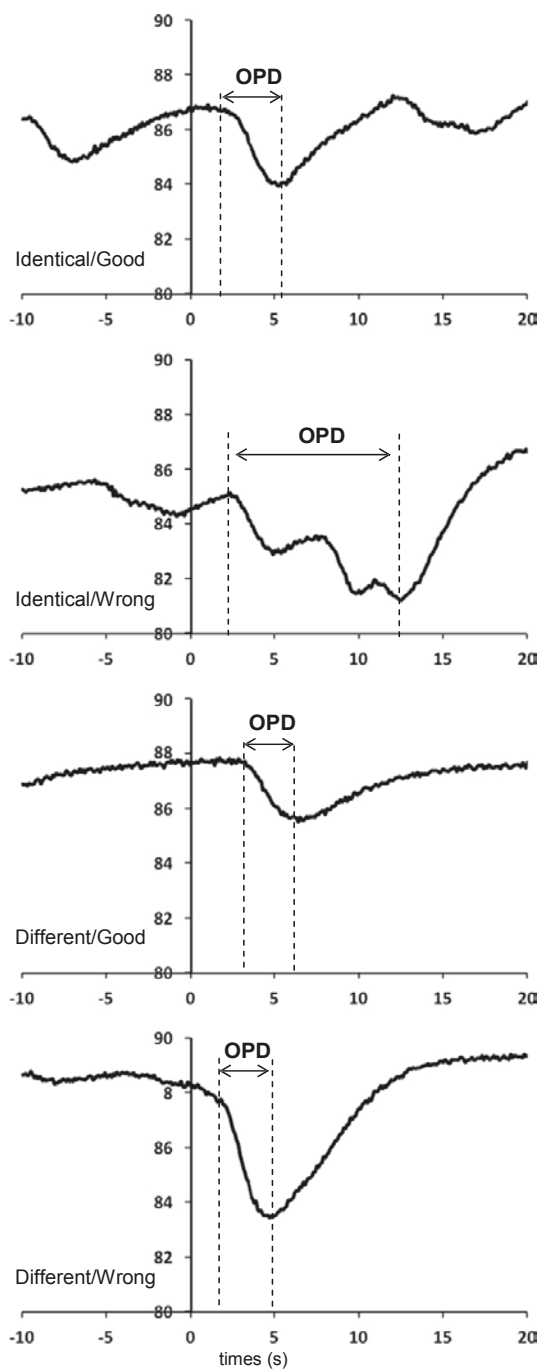


Fig. 3. Electrodermal responses (EDRs), response accuracy and polygons pattern. Skin resistance (KΩ) recorded depending on both polygons pattern (Similar-Different) and response accuracy (Good-Wrong). Recordings show a time-window including a 10 s time-period before ([−10; 0] interval) and a 20 s time-period after the stimulus ([0; 20] interval) the stimulus. The first and the second dotted lines correspond to EDR onset and end, respectively. This time interval is the Ohmic Perturbation Duration (OPD index).

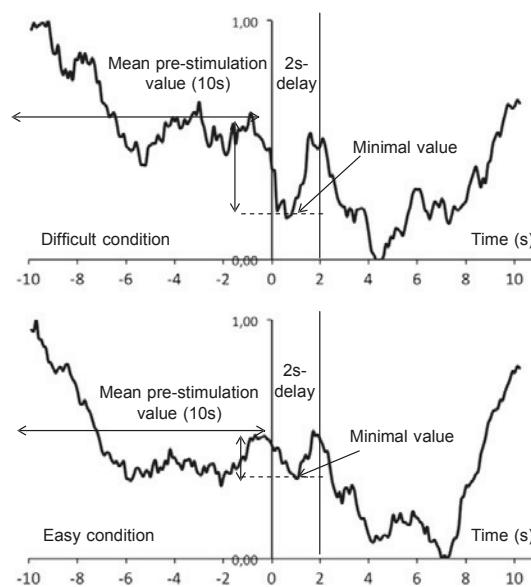


Fig. 4. Instantaneous Heart Rate (IHR) and task difficulty. Mean IHR variations as a function of task difficulty. Due to great inter-individual differences in heart rate basal values, HR values were normalized as follows: the greatest value was considered 1 and the lowest 0, for each participant. Thus, all other intermediate values were set between 0 and 1. Data are represented from a time-window including a 10 s time-period before ([−10; 0] interval) and after the stimulus was triggered ([0; 10] interval).

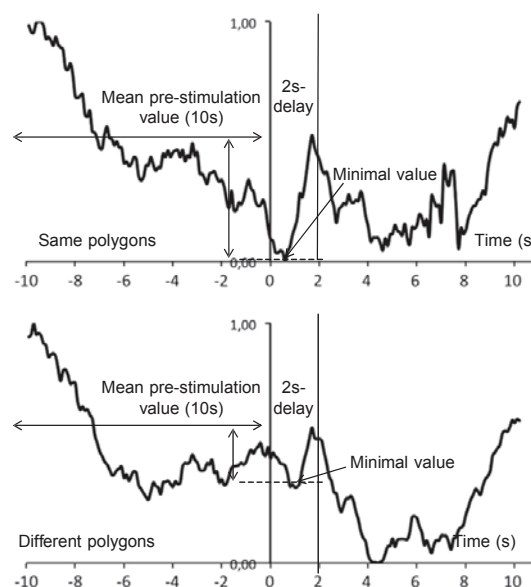


Fig. 5. Instantaneous Heart Rate (IHR) responses to polygons pattern. Mean IHR responses as a function of polygons pattern. We used the same data processing for data presentation as in Fig. 4. IHR shows almost the same configuration of response whatever the polygons pattern (identical or different). Recordings show a time-window including a 10 s time-period before ([−10; 0] interval) and after the stimulus was triggered ([0; 10] interval).

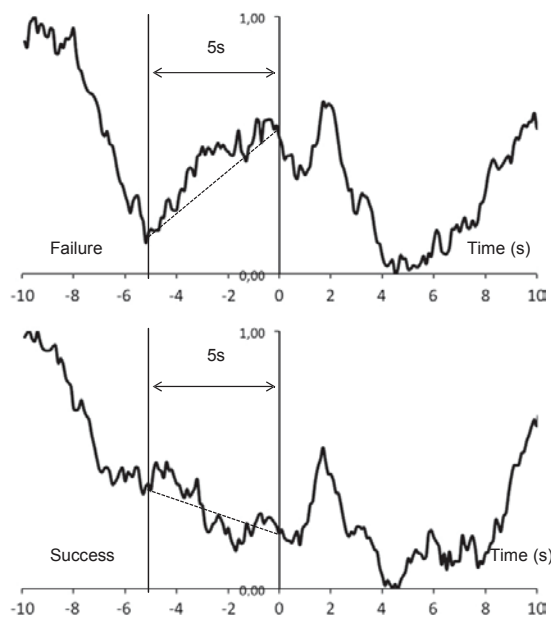


Fig. 6. Instantaneous Heart Rate (IHR) and response accuracy. Mean IHR changes as a function of response accuracy (good–wrong). IHR discriminated the forthcoming performance as early as the participants prepared to respond. Bradycardia was recorded for successful trials whereas failed trials were associated with tachycardia. Conversely IHR was not sensitive to response accuracy after the stimulus was triggered. Data show a time-window including a 10s time-period before stimulus ([-10; 0] interval) and after the stimulus was triggered ([0; 10] interval).

A significant effect of response accuracy was found on IHR response recorded with a 5s-time interval preceding the stimulation. Tachycardia preceded wrong response and bradycardia preceded successful response (mean difference=1.70 bpm,  $t=3.32$ ,  $p=.003$ ). Mean IHR values were 1.15 bpm (1.90) and -0.55 bpm (1.36), respectively (see Fig. 6).

### 3.2. Unfair feedback

Unfair feedback was displayed in the second part of the experiment although the participants provided correct answers. After checking that participants perceived the wrong feedback despite they responded well, the analysis of EDR provided evidence that unfair condition elicited larger and longer electrodermal responses by comparison with fair feedback (Fig. 7). ANOVAs showed a significant effect of unfairness on both OPD ( $F_{1, 271}=21.4$ ,  $p<.0001$ ), and response amplitude ( $F_{1, 271}=4.7$ ,  $p=.03$ ). Mean OPDs (SD) were 3.26 s. (2.17) and 2.25 s. (1.37) under unfair and fair conditions, respectively. Similarly, mean amplitudes (SD) were 3.81 k $\Omega$  (3.31) and 2.98 k $\Omega$  (3.02) under unfair and fair conditions, respectively.

No other significant effect of task difficulty, polygons pattern, or response accuracy was observed through EDA. The interaction among polygons pattern, task difficulty, response accuracy and unfair feedback did not reach significance. No effect of unfair feedback on IHR was observed.

### 4. Discussion

As expected, we observed that RT increased along with task difficulty whereas the rate of good responses decreased. There was a marginal effect between response accuracy and task difficulty.

This result confirms that the brain needs more time to process complex than simple information, as already demonstrated by several mental chronometry experiments. Processing the same amount of information within the same period of time could also lead to decrease the rate of good responses. This finding is consistent with the study by Redondo and Del Valle-Inclán (1992), whose experimental design was close to ours. Tenenbaum et al. (2009) pointed out that the duration of information-processing was probably increased within the two first stages, i.e. information selection and identification (visual discrimination). Conversely, RT was probably not affected by the last stages of information processing, the motor phase aiming at selecting response parameters for the execution. As in most RT paradigms, the motor response was a very simple movement (pushing a key to stop the timer), and was included within the RT, although the motor response is theoretically a part of movement time. Likewise, IHR response was sensitive to task difficulty by increasing when task constraints increased. This result shows that the allocation of mental resources increased workload, and therefore HR (Lacey et al., 1963). Indeed, task difficulty requires higher physiological arousal, providing to the organism the energy needed to perform the task accurately, thus eliciting higher HR activity (Gaillard and Kramer, 2000). This was previously observed in many other studies (e.g., Backs and Seljos, 1994), though such increase in HR was usually observed in tasks of longer duration. Overall, our results demonstrate that the cardiac system responds instantaneously to reflect task difficulty accurately.

High load conditions should result in large EDR. Although significance was not reached when comparing easy and difficult conditions, a significant effect of polygons pattern, either identical or not, was

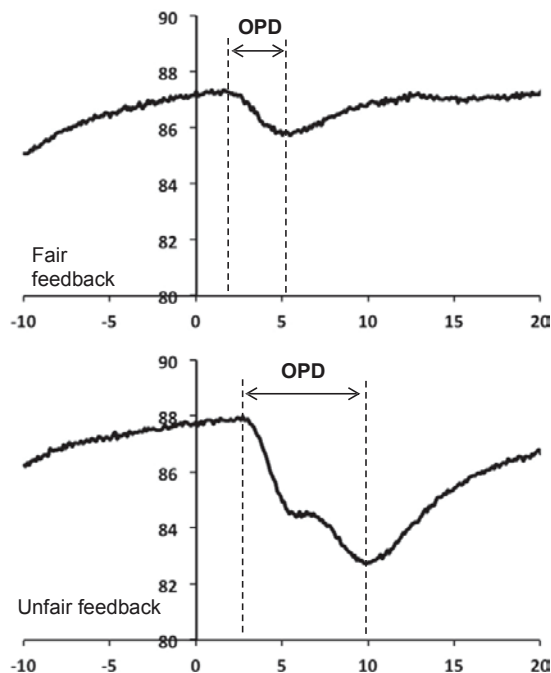


Fig. 7. Electrodermal responses (EDRs) and feedback fairness. Skin resistance (k $\Omega$ ) recordings under fair (up) and unfair conditions (down). Recordings show a time-window including a 10s time-period before stimulus ([-10; 0] interval) and a 20s time-period after the stimulus was triggered ([0; 20] interval). The first and the second dotted lines correspond to the EDR onset and to the end of the EDR, respectively. This time interval is the Ohmic Perturbation Duration (OPD index).



found when processing the OPD index. Longer OPD was observed when participants discriminated similar forms, whereas OPD was shorter when comparing two different polygons. Similarly, IHR evolved as a function of polygons pattern. Thus, comparing two identical polygons was associated with higher ANS responses than when these were different, whatever the physiological dependent variable. The load elicited by similarity may therefore be higher than that elicited by difference. As previously stated, the visual discrimination process may end as early as a difference is found, whenever present. Conversely, the task may theoretically never end as long as the participant thinks that a difference could exist (Redondo and Del Valle-Inclán, 1992; Brunel and Ninio, 1997). Similarity may let the participant doubting and keep him/her to uncertainty. This may affect emotional reactivity (Grupe and Nitschke, 2011), and may therefore favor stronger ANS responses. However, there was no significant effect of polygons pattern on RT, and response accuracy was better for identical rather than different polygons. The similar polygons condition may thus be seen as being easier than the condition with two different polygons. At that stage, we acknowledge that such a result may be surprising. This might be due to a difference in task difficulty which might have interfered with polygons pattern. Indeed, the number of polygons sides was greater in different than in similar condition, thus probably meaning that the similar condition was theoretically easier. Nevertheless, despite this possible interference, discriminating two polygons of the same features was of higher strain than differentiating two polygons which were actually different.

A significant effect of response accuracy was also observed, wrong responses eliciting longer OPD than for good responses. Changes in OPD were confirmed by EDR amplitude. Negative and positive feedback, associated with poor and good results, are thought to elicit negative and positive emotions, respectively. Accordingly, the sympathetic nervous system might be activated to a greater extent under negative than positive feedback (Brosschot and Thayer, 2003). EDR amplitude is also sensitive to emotional arousal (Sequeira et al., 2009), and is thus weaker when associated with a successful feedback, thus providing evidence of a weaker activation. IHR activity was also closely correlated to response accuracy. First, a bradycardia occurred as early as the pre-stimulation phase of successful trials started. Conversely, increased HR was observed when the participants failed to respond adequately. Therefore, this anticipated HR response varied as a function of success or failure, and might be considered a valuable predictor of performance. Bradycardia was early considered by Porges (1995) as being closely related to orienting attention. During a RT task with a preparation phase, Stern (1976) recorded a specific pattern of HR, including bradycardia preceding stimulus onset. HR decrease was also observed by Zimmer et al. (1990) in a choice-RT task, during the last seconds preceding the probe stimulus. Several other studies evidenced the same relationship between bradycardia and preparatory activity for stimulus processing (Coles and Ducan-Johnson, 1975; Damen and Brunia, 1987 and De Pascalis et al., 1995). Thus, during the get set period, decrease in HR before stimulus onset may indicate that participant focus their attention on the forthcoming cues needed to process the task adequately. According to Lacey's intake-rejection hypothesis, HR decrease may be due to focused attention towards the environment. This probably enables the individual to better address external cues, by reducing internal noise. Conversely, increased HR might favor the processing of internal cues with simultaneous rejection of external stimuli (Lacey et al., 1963; Lacey and Lacey, 1970). In our experiment, a specific pattern of HR and task performance was observed. Indeed, bradycardia was associated with a focus of attention which is essential to perform well in tasks requiring the comparison of two items in the environment. Tachycardia was related to failed trials thus indicating that internal noise was probably too high to process information adequately or that the individual was not focused enough on external stimuli.

Finally, we observed a significant effect of fair/unfair feedback on EDA. EDR amplitude and duration (OPD) were larger and longer when participants managed unfair feedback. Unfair feedback were displayed when participants answered properly, hence making the score decreasing instead of improving. This unfair procedure (Dulebohn et al., 2009) caused several emotional reactions, at least surprise, but more surely frustration and certainly a feeling of injustice. Civai et al. (2010) recently underlined that feeling injustice increased EDA. We observed similar EDR under unfair conditions that are correlated with negative emotions, e.g. frustration. Consequently, negative emotion made the arousal increasing and elicited longer and larger EDR (Sequeira et al., 2009). It is obvious that EDR should be strongly affected by frustration, defined as the emergence of an obstacle preventing from satisfaction (Tranel, 1983). Conversely, fair feedback elicited lower emotion or positive emotion. Civai et al. (2010) reported a significant increase in EDR when participants were playing for themselves rather than someone else. In our study, participants played for themselves but only for a score and not for money. This may explain the absence of IHR changes in response to unfair feedback. Previous studies described different forms of unfairness in a social context. Unfairness may be increasingly perceived in everyday life (e.g. during work), and might have detrimental effects on individuals' health. For instance, workers may experience more or less unfairness about the distributed resources (distributive justice), the way that outcomes are allocated (procedural justice) or the degree to which managers treat them, in a more or less respectful manner (interactional justice). Too much unfairness may involve stress reactions and thus might lead to disorders such as anxiety or depression (Greenberg, 2004).

To conclude, we may hypothesize specific activation of electrodermal and heart rate depending on the features of the stimulus. EDA is under the control of the sympathetic nervous system alone and may thus be sensitive to arousal variation mainly with a close relationship with emotion. HR is regulated by both ortho- and parasympathetic systems and might be more sensitive to vigilance, alertness and probably less to arousal (Wilkes et al., 2010). This specific role of each system should favor the recording of redundant albeit complementary indices. Within this context, our results support the hypothesis that trying to find a difference between similar polygons may be more loaded for the central nervous system than distinguishing between different figures. Studying eye movements to detect points of fixation and saccades should contribute to address this issue. This discrimination task was also likely to make the strain increasing due to unfair feedback, causing doubt about information accuracy as well as uncertainty and frustration about the result that was obtained. Thus, the weight of feedback, i.e. consequences in terms of strain, should probably be better considered when participants are confronted with a task requiring them to perform well. Future research will be attractive to understand this consequence. Neuroimaging techniques have probably the potential to evidence the cerebral areas selectively associated with the processing of similar or different polygons. Similarly, it may contribute to determine in greater details the neural networks activated when unfair feedback are delivered.

Finally, we must acknowledge the sensitivity of the ANS responses and its ability to quickly differentiate experimental conditions relatively close one to each other. As early postulated by Wallin and Fagius (1986), the ANS can be seen to be a highly differentiated and rapidly activated system, with subdivisions being specialized to regulate different organ functions in response to the changing demands of the external and internal milieu.

#### Acknowledgements

We gratefully acknowledge Etienne Nollet, Eric Dalissier and Romaric Pujol for their helpful assistance in software development.

## References

- Alpers, G.W., Adolph, D., Pauli, P., 2011. Emotional scenes and facial expressions elicit different psychophysiological responses. *International Journal of Psychophysiology* 80 (3), 173–181.
- Backs, R.W., Seljos, K.A., 1994. Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *International Journal of Psychophysiology* 16 (1), 57–68.
- Bechara, A., Damasio, A.R., 2005. The somatic marker hypothesis: A neural theory of economic decision. *Games and Economic Behavior* 52 (2), 336–372.
- Bechara, A., Damasio, H., Damasio, A.R., 2000. Emotion, Decision Making and the Orbitofrontal Cortex. *Cerebral Cortex* 10 (3), 295–307.
- Boucsein, W., Backs, R.W., 2000. Engineering Psychophysiology as a Discipline: Historical and Theoretical Aspects. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 3–30.
- Boucsein, W., Backs, R.W., 2009. The Psychophysiology of Emotion, Arousal and Personality: Methods and Models. In: Duffy, V. (Ed.), *Handbook of Digital Human Modeling*. CRC Press, Boca Raton US, pp. 35-1-35-18.
- Brookings, J.B., Wilson, G.F., Swain, C.R., 1996. Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology* 42 (3), 361–377.
- Brosschot, J.F., Thayer, J.F., 2003. Heart rate response is longer after negative emotions than after positive emotions. *International Journal of Psychophysiology* 50 (3), 181–187.
- Brunel, N., Ninio, J., 1997. Time to detect the difference between two images presented side by side. *Cognitive Brain Research* 5 (4), 273–282.
- Cella, M., Dymond, S., Cooper, A., Turnbull, O., 2007. Effects of decision-phase time constraints on emotion-based learning in the Iowa Gambling Task. *Brain and Cognition* 64 (2), 164–169.
- Civai, C., Corradi-Dell'Acqua, C., Gamer, M., Rumiati, R.I., 2010. Are irrational reactions to unfairness truly emotionally-driven? Dissociated behavioural and emotional responses in the Ultimatum Game task. *Cognition* 114 (1), 89–95.
- Coles, M.G.H., 1974. Physiological activity and detection: the effects of attentional requirements and the prediction of performance. *Biological Psychology* 2 (2), 113–125.
- Coles, M.G.H., Ducan-Johnson, C.C., 1975. Cardiac activity and information processing: The effects of stimulus significance, and detection and response requirements. *Journal of Experimental Psychology* 1 (4), 418–428.
- Coles, M.G.H., Ducan-Johnson, C.C., 1977. Attention and cardiac activity: Heart rate responses during a variable foreperiod, disjunctive reaction time task. *Biological Psychology* 5 (2), 151–158.
- 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 (4), 539–548.
- Collet, C., Averty, P., Dittmar, A., 2009. Autonomic nervous system and subjective ratings of workload in air-traffic control. *Applied Ergonomics* 40 (1), 23–32.
- 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. *The Journal of Neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience* 20 (8), 3033–3040.
- Damasio, A.R., 1996. The somatic marker hypothesis and the possible functions of the prefrontal cortex. *Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences* 351 (1346), 1413–1420.
- Damen, E.J.P., Brumia, C.H.M., 1987. Changes in heart rate and slow brain potentials related to motor preparation and stimulus anticipation in a time estimation task. *Psychophysiology* 24 (6), 700–713.
- Dawson, M.E., Schell, A.M., Filion, D.L., 2000. The electrodermal system. In: Cacioppo, J.T., Tassinary, L.G., Bernston, G.G. (Eds.), *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge University Press, pp. 200–223.
- De Pascalis, V., Barry, R.J., Sparita, A., 1995. Decelerative changes in heart rate during recognition of visual stimuli: effects of psychological stress. *International Journal of Psychophysiology* 20 (1), 21–31.
- Dulebohn, J.H., Conlon, D.E., Sarinopoulos, I., Davison, R.B., McNamara, G., 2009. The biological bases of unfairness: Neuroimaging evidence for the distinctiveness of procedural and distributive justice. *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 110 (2), 140–151.
- Fowles, D.C., Christie, M.J., Edelberg, R., Grings, W.W., Lykken, D.T., Venables, P.H., 1981. Committee report. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* 18 (3), 232–239.
- Gaillard, A.W.K., 1993. Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics* 36 (9), 991.
- Gaillard, A.W.K., Kramer, A.F., 2000. Theoretical and Methodological Issues in Psychophysiological Research. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 31–58.
- Gaillard, A.W.K., Perdok, J., 1979. Slow cortical and heart rate correlates of discrimination performance. *Acta Psychologica* 43 (3), 185–198.
- Greenberg, J., 2004. Stress fairness to fare no stress: Managing workplace stress by promoting organizational justice. *Organizational Dynamics* 33 (4), 352–365.
- Grupe, D.W., Nitschke, J.B., 2011. Uncertainty is associated with biased expectancies and heightened responses to aversion. *Emotion* 11 (2), 413–424.
- Gunther Moor, B., Crone, E.A., van der Molen, M.W., 2010. The heartbrake of social rejection: heart rate deceleration in response to unexpected peer rejection. *Psychological Science* 21 (9), 1326–1333.
- Göroglu, B., van den Bos, W., van Dijk, E., 2011. Dissociable brain networks involved in development of fairness considerations: understanding intentionality behind unfairness. *NeuroImage* 57 (2), 634–641.
- Hancock, P.A., Lesch, M., Simmons, L., 2003. The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accident Analysis and Prevention* 35 (4), 501–514.
- Kirk, U., Downar, J., Montague, P.R., 2011. Interoception drives increased rational decision-making in mediators playing the ultimatum game. *Frontiers in Neuroscience* 49 (5), 1–11.
- Lacey, J.I., Lacey, B.C., 1970. Some autonomic-central nervous system interrelationships. In: Black, P. (Ed.), *Physiological correlates of emotion*. Academic Press, New-York, pp. 205–227.
- Lacey, J.I., Kagan, J., Lacey, B.C., Moss, H.A., 1963. The visceral level: situational determinants and behavioral correlates of autonomic response stereotypy. In: Napp, P.H. (Ed.), *Expressions of emotions in man*. International Universities Press, New York, pp. 161–196.
- Luczak, H., Göbel, M., 2000. Signal processing and analysis in application. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 79–110.
- Mulder, L.J.M., 1992. Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. *Biological Psychology* 34 (2–3), 205–236.
- Murphy, F.C., Michael, A., Robbins, T.W., Sahakian, B.J., 2003. Neuropsychological impairment in patients with major depressive disorder: the effects of feedback on task performance. *Psychological Medicine* 33 (3), 455–467.
- Ninio, A., Kaheman, D., 1974. Reaction time in focused and in divided attention. *Journal of Experimental Psychology* 103 (3), 394–399.
- Porges, S.W., 1995. Orienting in a Defensive World: Mammalian Modifications of our Evolutionary Heritage. *A Polyvagal Theory*. *Psychophysiology* 32 (4), 301–318.
- Redondo, M., Del Valle-Inclán, F., 1992. Decrements in heart rate variability during memory search. *International Journal of Psychophysiology* 13 (1), 29–35.
- Sequeira, H., Hot, P., Silvert, L., Delplanque, S., 2009. Electrical autonomic correlates of emotion. *International Journal of Psychophysiology* 71 (1), 50–56.
- Sosnowski, T., Bala, A., Rynkiewicz, A., 2010. Mental task demands and cardiovascular response patterns. *Biological Psychology* 84 (2), 264–271.
- Stern, R.M., 1976. Reaction time and heart rate between the GET SET and GO of simulated races. *Psychophysiology* 13 (2), 149–154.
- Tenenbaum, G., Hatfield, B.D., Eklund, R.C., Land, W.M., Calmeiro, L., Razon, S., Schack, T., 2009. A conceptual framework for studying emotions-cognitions-performance linkage under conditions that vary in perceived pressure. *Progress in Brain Research* 174, 159–178.
- Tranel, D.T., 1983. The effects of monetary incentive and frustrative nonreward on heart rate and electrodermal activity. *Psychophysiology* 20 (6), 652–657.
- Tursky, B., Schwartz, G.E., Crider, A., 1970. Differential patterns of heart rate and skin resistance during a digit-transformation task. *Journal of Experimental Psychology* 83 (3), 451–457.
- Vernet-Maury, E., Robin, O., Dittmar, A., 1995. The ohmic perturbation, an original temporal index to quantify electrodermal responses. *Behavioural Brain Research* 67 (1), 103–107.
- Wallin, B.G., Fagius, J., 1986. The sympathetic nervous system in man - aspects derived from microelectrode recordings. *Trends in Neurosciences* 9, 63–67.
- Wilder, J., 1962. Basimetric approach (law of initial value) to biological rhythms. *Annals of the New York Academy of Sciences* 98 (4), 1211–1220.
- Wilkes, B., Gonsalvez, C.J., Blaszczyński, A., 2010. Capturing SCL and HR changes to win and loss events during gambling on electronic machines. *International Journal of Psychophysiology* 78 (3), 265–272.
- Zimmer, H., Vossel, G., Fröhlich, W.D., 1990. Individual differences in resting heart rate and spontaneous electrodermal activity as predictors of attentional processes: effects on anticipatory heart rate deceleration and task performance. *International Journal of Psychophysiology* 8 (3), 249–259.

## **Publication 2**

### **The effects of mental arithmetic strain on behavioral and physiological responses**

*Journal of Psychophysiology*, soumis

Salvia, E., Guillot, A., Collet, C.

The effects of mental arithmetic strain on behavioral and physiological responses.

Emilie Salvia<sup>a</sup>, Aymeric Guillot<sup>a, b</sup>, Christian Collet<sup>a</sup>

<sup>a</sup>CRIS EA 647, Performance Motrice Mentale et du Matériel (P3M), Université Claude Bernard Lyon 1-UFR STAPS, 27-29, Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France.

<sup>b</sup>Institut Universitaire de France, 103 Boulevard Saint-Michel, 75005 Paris.

### Abstract

Everyday activities require different levels of mental load depending on both external and internal task demands, and the resulting strain is likely to drastically influence the forthcoming performance. This study aims to determine how objective and subjective task constraints may respectively impact strain and performance. Thirty participants, recruited for their appetite or aversion for mental arithmetic, were confronted with calculations of varying difficulty. Data showed that reaction time (RT), as well as electrodermal and heart rate response durations increased along with task difficulty and performance decrement. The “appetence group” exhibited longer electrodermal responses than the “aversion group”, especially when performing difficult computations. The “appetence group” showed an increase of electrodermal response duration along with RT increase. Conversely, the “aversion group” exhibited a slight decrease of electrodermal response duration along with RT increase. Therefore, individuals with appetite might be more involved in the mental arithmetic task than those with aversion. Thus, the main outcome shows that the resulting strain depends on both task difficulty and group membership.

Keywords: mental arithmetic, reaction time, autonomic nervous system, appetite, aversion

## 1. Introduction

Daily life mental activities may require complex information processing although most mental operations are automatically handled. These operations frequently result in various mental loads depending on both task constraints and how participants subjectively perceived task difficulty, according to their own experience. Objective and subjective task difficulty respectively refer as to stress and strain (Gaillard, 1993, Luczak et Göbel, 2000). Task complexity, time pressure, or dual-task situations, i.e. the stress induced by the task, may interact with intrinsic factors of the individuals, i.e. the task difficulty perceived depending on the level of experience or the anxiety state. Incidentally, according to Karasek (1979), mental strain results from the interaction of demands (e.g. task difficulty) and decision latitude (i.e. the skill level). This interplay may therefore elicit overload, particularly when individual processing abilities are too low to respond appropriately to the task (Boucsein et Backs, 2000, 2009).

Methodological concerns focused on how the perceived constraints are evaluated should be questioned. Previous studies showed that mental tasks such as mental arithmetic may elicit different kinds of strain (Willemsen et al., 2000, Yu et al., 2009). In particular, participants have to provide a correct answer to mental arithmetic as quickly as possible, thus finding a trade-off between speed and accuracy (Dickman et Meyer, 1988, Crowe et Higgins, 1997, Förster et al., 2003), hence favoring either response quality (i.e. accuracy) or speed. External constraints might also elicit conditions of strain, and are simultaneously processed with their emotional significance although their own perception can change the internal state of the individuals. Cognition and emotion may thus interact. Indeed, the role of emotion in decision-making has thoroughly been studied in the field of neuroscience (Bechara & Damasio, 2005; Bechara, Damasio, & Damasio, 2000; Cella, Dymond, Cooper, & Turnbull, 2007; Damasio, Everitt, & Bishop, 1996). Negative emotions could impair information processing efficiency, especially when strengthened by some personality traits such as worry or anxiety (Knepp et Friedman, 2008, Jonassaint et al., 2009), relevant information being then missed or processed inadequately due to an excessive strain (Gaillard et Kramer, 2000). In fact, many studies took the anxiety elicited by mathematic into account and investigated its effect on performance. While exhibiting the same level of competence, high anxious individuals facing mental arithmetic showed lower performance than low anxious participants (Hopko et al., 2003).

Self-evaluation and physiological variables of the autonomic nervous system provide reliable feedback about emotional feeling related to the task, i.e. how participants perceive task requirements. Accordingly, recording reliable physiological correlates of mental processes is required to ensure the validity of self-rating, i.e. a high correlation between objective and subjective evaluations. Indeed, physiological variables may vary as a function of strain the participants underwent. The Autonomic Nervous System (ANS) activity could be easily recorded through ambulatory and non-invasive device (Dittmar et al., 1995). The sympathetic activity is known to increase during task performance (Yu et al., 2009). Electrodermal activity (EDA) is a reliable index of arousal, which mainly depends on palmar sweat glands activity. It is under the unique control of the sympathetic branch of the ANS. As there is no parasympathetic innervation of sweat glands, changes in EDA could be attributable to changes in sympathetic endings at the level of the effectors. While EDA changes give a close evaluation of arousal level, electrodermal response is recorded as early as a stimulus is triggered. Thus, response amplitude and duration should be correlated to stimulus properties. An index of particular interest is the response duration. Vernet-Maury et al. (1995), observed that the time period during which the electrodermal slope changed was highly correlated to the duration of the stimulus processing, thus defining the Ohmic Perturbation Duration (OPD). In our experiment, we hypothesize that the OPD might represent the duration required by the mental arithmetic task to provide a result, i.e. the duration of information processing. Thus, the OPD may be considered a reliable indicator of both mental strain and strain variations across time. Heart rate (HR) provides also information about the stress underwent by the participants. Kneep and Friedman (2008) showed the impact of anxiety on physiological activity. They found higher heart rate in participants with high level of anxiety. Indeed, negative thoughts influenced the cardiovascular system activity (Brosschot et Thayer, 2003) substantially increasing heart rate, blood pressure and stroke volume. HR is also an index of attention. According to Lacey's theory (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970), HR decreases when attention is diverted towards the environment or when the participant is carrying out an external task, whereas heart rate increases when attention is focused on internal cues (the environment needs to be rejected). Furthermore, many studies reported a relationship between cardiac activity and attention resources allocated to the forthcoming task. HR decreased drastically few seconds prior stimulation onset when attention is focused on task clues of high interest, e.g. when a get-set signal is given (Coles et Duncan-Johnson, 1975, Stern, 1976, Damen et Brunia, 1987). However, this bradycardia varies as a function of task requirement, difficult trials being associated with a larger fore-period HR deceleration

(Tursky et al., 1970, Coles, 1974, Coles et Duncan-Johnson, 1977, Gaillard et Perdok, 1979). According to Lacey and Lacey (1970) HR decrease should make individuals more sensitive to new information. While objective task difficulty can easily be controlled by task specifications (Backs et Seljos, 1994, Gaillard et Kramer, 2000), subjective difficulty is believed to depend on the perception of task constraints and on the level of experience within the task. Thus, the sympathetic nervous system may reveal the strain underwent by individuals during the task, especially through electrodermal activity (OPD) and HR (attention demand).

The present experiment aimed at studying the effect of both objective and subjective task constraints on participants' strain, when they were requested to complete a series of mental arithmetic computations. Task difficulty might elicit, for all participants, selective electrodermal and instantaneous HR responses (Backs et Seljos, 1994, Gaillard et Kramer, 2000). During the easy conditions, lower and shorter responses were expected than during the difficult conditions (Backs et Seljos, 1994). Also, difficult conditions may induce poor performances (i.e. longer RT and lower accurate responses than easy conditions). Accordingly, wrong responses may elicit greater physiological responses than correct answers. Indeed, a wrong response may be due to a task difficulty relatively important and/or might induce emotions following a negative feedback. Taking subjective task constraints into account supposed to consider people who are familiar with mental arithmetic, i.e. having an appetite for this kind of task, and on the contrary those for which mental arithmetic is not a game or a fun that may cause aversion. People exhibiting such individual features may be hypothesized to perform well and bad, respectively, when confronted to mental arithmetic under several time constraints, including time pressure. In parallel, we also postulated that people who have an appetite for mental arithmetic should exhibit lower strain than those who have an aversion (Kellogg et al., 1999, Hopko et al., 2003). Indeed, individuals with an aversion for mental arithmetic should exhibit larger and longer physiological responses than those with an appetite (Knepp et Friedman, 2008, Jonassaint et al., 2009) especially for complex computations. Therefore, increasing stress and/or strain was expected to increase electrodermal and cardiac activity.. We also hypothesize that individuals involved in the task may show an OPD increase simultaneously with a RT increase. Indeed, the OPD may represent the time required by the task to give a response as accurately as possible.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Participants

Thirty-two healthy participants took part voluntarily in this experiment after giving their written informed consent. Two of them were excluded from data analysis due to artifacts in the physiological recordings. Mean age (SD) of the 30 remaining participants (17 males and 13 females) was 27.9 years (4.7, range 23 - 40). The local ethic committee gave its approval to the experimental design. All participants were naive about the purpose of the experiment and expected results. All frequently used personal computers, and none was under drugs or had cardiac disease that may influence ANS activity. They had all normal or corrected to normal vision.

### 2.2. Experimental design

#### 2.2.1. Task difficulty

The aim of the experiment was to test the ability to perform mental computations of two different level of difficulty, according to a personal feature, i.e. appetite or aversion to mental arithmetic. During each condition, calculations systematically combined 2 successive operations among addition, subtraction, multiplication or division. For instance, in easy tasks, participants were faced to a division either by 2 or 10 combined with an addition or a subtraction, while calculations did not include remainder. Conversely, under difficult conditions, the participants were faced to a division either by 3, 7 or 9 combined also with an addition or a subtraction, while calculations further introduced remainders. Each participant performed two series of 24 mental calculations each, including 12 easy and 12 difficult, which were displayed at random on the computer screen. Thus, each participant performed a total of 48 calculations.

#### 2.2.2. Group membership

Each participant exhibited either an appetite or an aversion for mental arithmetic. They were assigned into two different groups after they filled out a questionnaire including questions about their educational background in mental arithmetic and their current use of mental arithmetic in everyday life situations. The questionnaire was made of a series of 14 items. The participants were requested to respond to each item using a 6 points Likert scale



from level 1 = “not agree at all” to level 6 = “totally agree”. Each item was linked to another to check the coherence of the individuals’ responses, e.g. if the response given by the participants was 6 (on the Likert scale) for a question, he should answer by 1 for the related question. Thus, this questionnaire was made of 7 groups of 2 items. We used this questionnaire to compute a score. This score was only employed to class the participants in the appetite or aversion category. For each group of items, we computed the difference between the number checked by the participant on the question for which a high number is ticked when mental arithmetic is often used in daily life and the number checked on the related question. Then, the results of the seven differences (related to each group of items) were added in order to obtain a score. Participant with a high score was considered as having an appetite for mental arithmetic. On the contrary, individuals who got a low score were viewed as having an aversion for this kind of task.

### *2.2.3. Score*

To keep a high level of motivation, RT and response accuracy were converted into a global score displayed after each trial on the computer screen throughout the experiment. Each participant was required to perform at best, i.e. with the aim to reach the best score at the end of the test. The mean RT and the rate of correct responses were the two dependent variables.

### *2.2.4. Experimental stages*

Computations were displayed on a 22-inch-computer screen. The participants were requested to provide their response by typing the result on the keyboard as quickly and accurately as possible. Each trial was made of 4 stages. First, a black cross was displayed during 1s right in the center of the screen to make the participant focusing attention on the forthcoming task. Second, the calculation was respectively displayed during a 20s and 30s time-period for easy and difficult conditions, which were considered the maximum delays allocated to respond. Once the participant found the answer, he (she) entered the result on the keyboard and then validated the response by pressing the enter key. RT was measured as early as the computation was displayed until the first key was pressed for entering the result. We then controlled that the duration for entering the result did not exceed 3s, to prevent any strategy focused on time gain. After the response was given, RT, response accuracy and general score were displayed in order to provide a feedback to the participants about their answer. Then, a period of 15s or 30s, following respectively easy and difficult calculations, was given to the

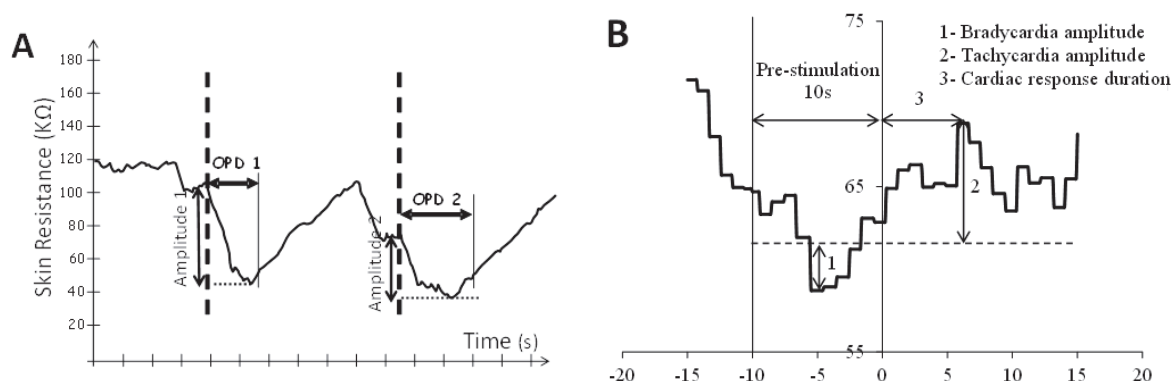
participant enabling him to rest until the next trial. This inter-trial period also enabled the physiological variables to recover baselines. The whole experiment lasted about 45 minutes.

### *2.3. Physiological measurements*

We used a system designed by the team “Micro-sensors and Biomedical Micro-Systems” of the National Institute of Applied Sciences of Lyon (INSA Lyon) to record the ANS activity. This activity was continuously recorded as early as electrodermal and cardiac sensors were placed. Electrodermal activity (EDA) and instantaneous Heart Rate (HR) were the two dependent variables. The ANS is known to control general arousal especially through the orthosympathetic branch specialized in mobilizing energy resources in response to demands of the internal and external milieu (Wallin et Fagius, 1986). Sympathetic endings innervate eccrin sweat glands which are sensitive to psychologically significant stimuli, thus resulting in EDA variations. EDA was measured with 5  $\mu$ A DC current and recorded using 50 mm<sup>2</sup> unpolarizable Ag/AgCl electrodes, i.e. current density = 10 $\mu$ A/cm<sup>2</sup> (Clark Electromedical Instruments, Edenbridge, UK). The EDA sampling rate was 20Hz. We used a low-pass analog filter during the acquisition and the cut-off frequency was 1Hz. No high-pass filter was used. According to traditional recommendations (Fowles et al., 1981), sensors were placed on the second phalanx of the index and third digit of the non-dominant hand and were held by adhesive tape. The preferential hand was thus free to enter the answer on the keyboard and stop the timer. This also prevented from any contact between the sensors and the keyboard which would have probably elicited artefacts. Electrodermal responses emerged clearly from the background noise and were detected by simple slope inspection before being related to each stimulus. Response detection was carried out manually. Skin resistance response amplitude and duration were recorded during the post-stimulation period (Figure 1). Both varied as a function of experimental conditions. We normalized skin resistance response amplitude (k $\Omega$ ) due to its sensitivity to the initial basal value. We thus divided the amplitude of each response by the electrodermal tonic value preceding the stimulation (i.e. an electrodermal value recorded when the cross was displayed on the screen). Such procedure allowed reliable intra- and inter-subjects comparison. The Ohmic Perturbation Duration (OPD, in seconds) is the time period during which the participant performed mental arithmetic. We measured the OPD between two remarkable events easily observable on the slope: from the sudden drop after the stimulus was triggered until the exact point where the

slope grows again, starting to recover its initial level. When micro-events were observed, they decreased in amplitude and frequency, and then stopped just before the slope comes back to previous spontaneous activity features (Vernet-Maury et al., 1995) See Figure 1).

HR is an autonomic index which has been closely correlated to mental effort and its related arousal (Mulder, 1992, Brookings et al., 1996). Three silver electrodes were placed in the precordial position to record the ECG. The time of occurrence of the R-waves could thus be determined. The D2 derivation signal (the interval between 2 consecutive R-waves of the ECG) was processed electronically and delivered in the form of instantaneous HR. The smallest appreciable variation was 0.5 of a beat per minute and the calibrated scale ranged from 0 to 200 beats per minute. The instantaneous HR signal was directly extracted from the ECG signal at the level of sensors. Therefore, the instantaneous HR was an analog signal and data acquisition was then carried out at 10 Hz. By this method, HR increase or decrease could easily be detected and quantified as a reliable indicator of strain (Luczak et Göbel, 2000). Any increase in task demands was thus correlated with an increase in HR (Hancock et al., 2003). Responses detection was also carried out manually (Figure 1). Heart rate response amplitude and duration were recorded right after the stimulus onset, during the calculation phase. To test the effect of task conditions, we computed the difference between the maximal instantaneous HR value in the response time-window and the mean pre-stimulation instantaneous HR (computed on the 10s-period preceding stimulus onset – See Figure 1, tachycardia amplitude). To investigate the readiness to act (Stern, 1976), we notably investigated potential bradycardia preceding stimulus onset within a 5s time-interval. The bradycardia amplitude was processed by measuring the difference between the lowest instantaneous HR value in the 5s pre-stimulation time-window and the baseline value (10s – See Figure 1).



**Fig. 1.** Principles of electrodermal and HR data processing

A. Skin resistance response amplitude (k $\Omega$ ) and duration (OPD in seconds) were recorded during the post-stimulation period. Skin resistance value decreased as early as stimulus is triggered. Then skin resistance level remains at a lower level by showing slight fluctuations and increases again towards its initial level. We measured the OPD (e.g. OPD 1 and 2) between two remarkable events easily observable on the slope: from the sudden drop after the stimulus was triggered (dotted bold line) until the exact point where the slope grew again, starting to recover its initial level and after observing or not micro-events (fine line). We measured the response amplitude by computing the difference between the skin resistance value at beginning of the response and the lower value in the response-window (e.g. amplitude 1 and amplitude 2).

B. Bradycardia and tachycardia were computed from averaging HR value during the 10 seconds of the pre-stimulation period (dotted line). Bradycardia was processed within a 5s-time window before each stimulus. Tachycardia was observed after stimulus onset, during the calculation phase. Similarly, HR response duration was computed just after the stimulation was triggered and was considered the time between stimulus onset and HR peak value after stimulation.

#### 2.4. Behavioral measurements: RT and response accuracy

The time lapse needed to process each operation, i.e. RT, was measured as early as mental arithmetic was displayed on the screen. This was mainly dependent on the mental processes of perception, calculation and decision-making. As in most RT designs, the movement time needed to respond and stop the timer was included within the RT value. The rate of correct vs. wrong responses was also considered a behavioral dependent variable.

#### 2.5. Data analysis

##### 2.5.1. Questionnaire

All participants completed a questionnaire to be classified into one of the 2 groups; i.e. appetite or aversion to mental arithmetic. The questionnaire was made of a series of 14 items. Each item was linked to another to check response consistency but was presented at random among the 14 other items. The coherence was then evaluated using the Cronbach  $\alpha$

with a 0.70 threshold to ensure reliability (Henson, 2001) and validate the distribution within the two experimental groups.

### *2.5.2. Response accuracy*

We performed a factorial analyze of variance (ANOVAs) to test the effects of both task difficulty (easy – difficult) and group membership (appetence vs. aversion) on the rate of correct-wrong responses.

### *2.5.3. RT, EDA and HR data processing*

We performed ANOVAs and analyzes of covariance (ANCOVAs), with the RT as co-variable. Factorial ANOVAs examined the effect of task difficulty (easy – difficult), response accuracy (correct – wrong – no response) and group membership (appetence – aversion) on RT, EDA (OPD and normalized electrodermal responses) and HR (bradycardia and tachycardia amplitudes, response duration). Factorial ANCOVAs investigated physiological activity changes along with RT changes according to task difficulty and group membership.

## **3. Results**

### *3.1. Subjective measures*

The Cronbach test indicated a high degree of internal consistency with  $\alpha=0.77$ . Thus, responses to questionnaire were reliable enough to separate the experimental population in two subgroups, i.e. participants with an appetence for mental arithmetic and those with an aversion. Scores got from the questionnaire ranged from -10 to 32, median value being 4.5. Participants performing lower than 4.5 were assigned in the aversion group while those with a score higher than 4.5 were in the appetence group. Thus, fifteen participants were considered as having an appetence and the fifteen others as having an aversion for mental arithmetic.

### *3.2. Behavioral measurements*

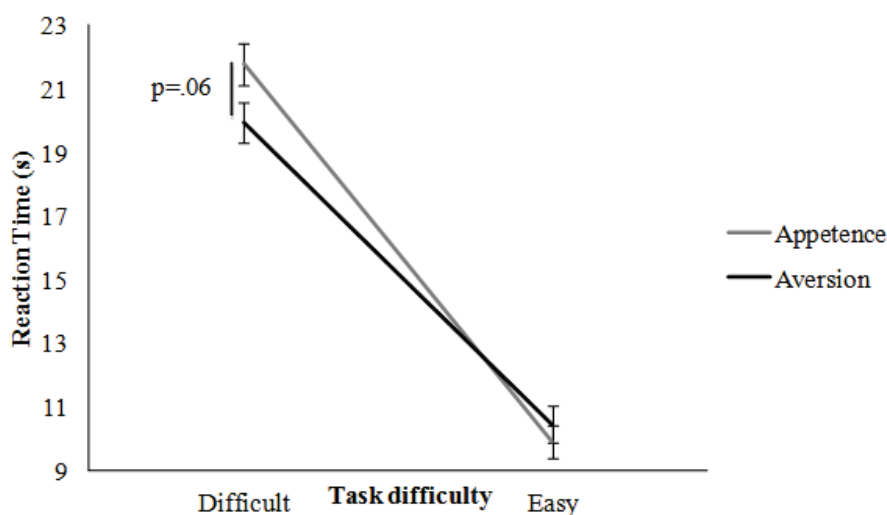
#### *3.2.1. Effect of task difficulty and group membership on the rate of correct responses*

We tested the impact of task difficulty and group membership on response accuracy. As expected, we found a significant effect of task difficulty on the rate of correct-wrong

responses ( $F_{1, 28} = 723.5$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.96$ ). Response accuracy decreased with task difficulty, mean rate (SD) of successful trials being 15.8% (17.0) and 75.5% (10.9) during the difficult and easy conditions, respectively. This factorial ANOVA showed neither significant effect of group membership nor impact of the task difficulty\*group membership interaction on response accuracy. The comparison of participants with an appetite and those with an aversion did not reach the statistical threshold probably because of a standard deviation too important, especially in the “appetence group”. However, the rate of correct responses was higher in the “appetence group” than in the “aversion group”. Respective mean rates (SD) of successful trials were 48.9% (15.1) and 42.5% (10.0). This tendency is real in the 2 different conditions. Mean rates (SD) of successful trials were 19.2% (21.1), 12.5% (11.5), 78.6% (11.0) and 72.5% (10.3) for individuals with an appetite and an aversion in difficult and easy conditions, respectively.

### *3.2.2. Effect of task difficulty, response accuracy and group membership on RT*

We then tested the effect of task difficulty, response accuracy and group membership on RT using a factorial ANOVA. RT increased significantly as a function of task difficulty ( $F_{1, 78} = 487.6$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.86$ ), respective mean (SD) RT being 10.2s (3) and 20.9s (3.6) during easy and difficult conditions. In the same way, response accuracy significantly impacted RT ( $F_{1, 78} = 32.2$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.29$ ), mean RT (SD) being 16.9s (6.3) and 13.6s (5.9) for wrong and correct responses, respectively. A significant effect of the group membership x task difficulty interaction on RT was also found ( $F_{1, 78} = 5.7$ ,  $p = .02$ ,  $\eta^2 = 0.07$  - see Figure 2). When we compared the difficult to the easy conditions, the decrease of RT was more pronounced in the appetite than in the aversion group. Under the difficult conditions, RT was longer in the appetite group than in the aversion group while no difference emerged in the easy conditions.



**Fig. 2.** Reaction time (RT), task difficulty and group membership

Mean RT is plotted as a function of task difficulty, i.e. easy or difficult, and group membership, i.e. appetence or aversion, for mental arithmetic. Error bars correspond to standard error.

### 3.3. Physiological measurements

#### 3.3.1. Effect of task difficulty

We tested the effect of task difficulty on physiological variables using factorial ANOVAs. The OPD index was sensitive to task difficulty ( $F_{1, 120} = 106.9$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.47$ ). As expected, the OPD was longer when processing difficult than easy calculations, mean OPDs (SD) being 14.1s (8.8) and 7.6s (5.5), respectively. In the same way, task difficulty significantly impacted HR response duration ( $F_{1, 119} = 48.7$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.29$ ), with difficult calculations eliciting longer cardiac responses than easy calculations. Respective mean response duration (SD) were 14.7s (5.9) and 9.9s (3.5).

#### 3.3.2. Effect of response accuracy

Mean OPD (SD) were 17.3s (8.4), 9.8s (7.0) and 7.1s (5.3) for no response (NR), wrong, and correct responses, respectively ( $F_{2, 120} = 42.9$ ,  $p < .0001$ ,  $\eta^2 = 0.42$ ). T-tests revealed significant differences between correct and wrong responses (mean difference = -2.11,  $t = -2.94$ ,  $p = .005$ ), correct and NR (mean difference = -8.74,  $t = -8.36$ ,  $p < .0001$ ) as well as between wrong and no responses (mean difference = -5.83,  $t = -7.04$ ,  $p < .0001$ ). To a lesser extent, we also noticed an impact of response accuracy on normalized electrodermal responses amplitude ( $F_{2, 120} = 3.2$ ,  $p = .04$ ,  $\eta^2 = 0.05$ ). Mean normalized amplitude (SD) was 0.052 (0.037), 0.047 (0.038) and

0.037 (0.028) for NR, wrong and correct responses, respectively. T-tests revealed a significant difference between correct and NR (mean difference=-0.01,  $t=-2.24$ ,  $p=.03$ ) and a marginal difference between correct and wrong responses (mean difference=-0.01,  $t=-1.84$ ,  $p=.07$ ). No difference emerged from wrong response and NR conditions. HR was also different according to response accuracy. Mean tachycardia amplitude (SD) were 11.2 bpm (4.6), 10.3 bpm (4.3) and 9.0 bpm (3.5) for NR, wrong and correct responses, respectively ( $F_{2, 119} = 7.3$ ,  $p=.001$ ,  $\eta^2=0.11$ ). Then, t-tests were performed. Significant effects were observed between correct and wrong responses (mean difference=-1.38,  $t=-2.58$ ,  $p=.013$ ) as well as between correct and NR (mean difference=-2.51,  $t=-3.63$ ,  $p=.0008$ ). However, no difference emerged from wrong response and NR conditions. A significant main effect of HR response duration was also found ( $F_{2, 119} = 17.4$ ,  $p<.0001$ ,  $\eta^2=0.23$ ). Mean durations (SD) were 15.8s (6.2), 12.1s (4.4) and 9.9s (4.1) for NR, wrong and correct responses, respectively. T-tests showed that the comparisons of correct and wrong responses (mean difference=-2.43,  $t=-4.14$ ,  $p=.0001$ ), correct and NR (mean difference=-5.12,  $t=-5.01$ ,  $p<.0001$ ) as well as wrong and NR (mean difference=-2.83,  $t=-2.69$ ,  $p=.01$ ) reached the statistical threshold.

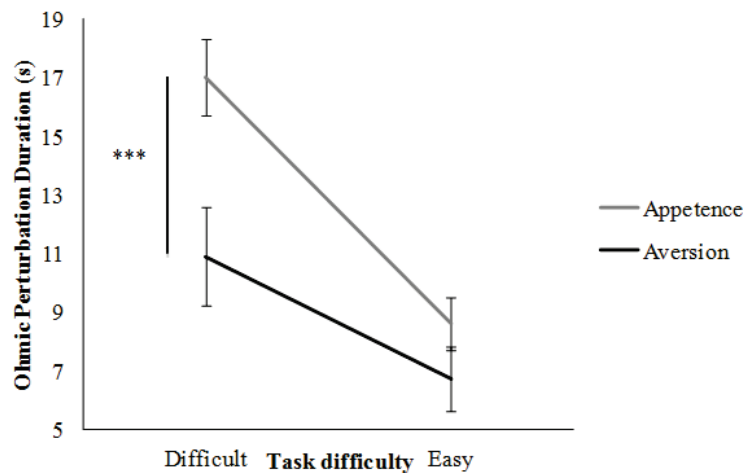
### *3.3.3. Effect of group membership*

A main effect of group membership was found on OPD ( $F_{1, 28} = 4.8$ ,  $p=.04$ ,  $\eta^2=0.15$ ). Mean OPD (SD) were 13.1s (7.5) and 8.9s (8.1) in the appetence and the aversion groups, respectively.

### *3.3.4. Effect of the interaction between task difficulty\*group membership*

A factorial ANOVA showed a significant effect of the interaction task difficulty\*group membership on the OPD ( $F_{1, 120} = 7.5$ ,  $p=.007$ ,  $\eta^2=0.06$ , Figure 3). From the difficult to the easy conditions, the OPD decreased to a greater extent in the appetence than in the aversion group. Interestingly, when mental calculations were difficult, the OPD was longer in the appetence than in the aversion group. This difference was less marked when calculations were easy.



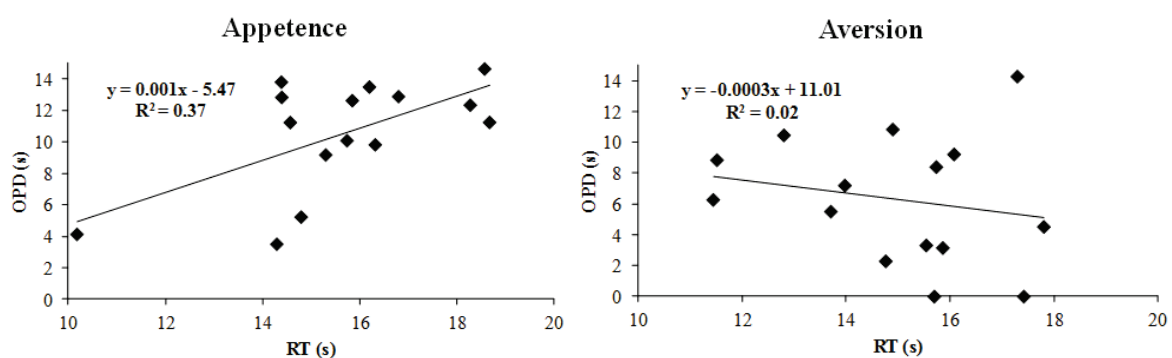


**Fig. 3.** Ohmic Perturbation Duration (OPD), task difficulty and group membership

Mean OPD is represented as a function of both task difficulty, i.e. easy or difficult, and group membership, i.e. appetence or aversion. OPD was recorded during the calculation stage, after stimulus onset. Error bars correspond to standard error.

### 3.3.5. Effect of the interaction between RT\*group membership

A factorial ANCOVA revealed a significant effect on OPD ( $F_{1, 78} = 4.4, p=.04, \eta^2=0.05$ ; Figure 4). The appetence group exhibited an increase in OPD along with an increase in RT, while to a lesser extent, the aversion group showed a decrease in OPD simultaneously with an increase in RT.



**Fig. 4.** Ohmic Perturbation Duration (OPD), Reaction Time (RT) and group membership

The OPD index is represented as a function of both RT and group membership. Electrodermal response was observed just after stimulus onset during the calculation phase and enabled the computation to OPD.

#### 4. Discussion

As expected, we observed selective effects of task difficulty on several dependent variables. The rate of failed trials, RT, electrodermal responses and cardiac responses duration increased along with task difficulty. Similarly, RT, electrodermal responses and cardiac responses were larger and longer when participants did not respond within the allocated time period or failed than when they performed well. Overall, RT provided information about the temporal processing by the human brain (Coles, Smid, Scheffers, & Otten, 1995; Posner, 2005) and is obviously strongly affected by task difficulty. As shown by our study, previous works associated a RT increase with an increase in task requirements. In working memory tasks, Redondo and Valle-Inclán (1992) as well as Iani et al. (2004) observed a detrimental effect on RT when the number of items increased. Hence, keeping the information into memory was more difficult when the items could interact. Wolters et al. (1990) requested participants to perform mental arithmetic where each problem was subdivided into sub-problems. Mental calculation procedures requiring several sub-problems, like when calculations included remainders in the present study, took much more time to provide a result than a single problem. Indeed, participants should keep intermediate operations into working memory during difficult calculations, thus requiring simultaneous processing information resulting in increased RT. In the same way, the sympathetic activity increased as early as task difficulty increased. On the one hand, the OPD was longer during difficult than during easy calculations. OPD was also longer when participants gave wrong responses than when they answered properly. Surprisingly, they exhibited long OPD when they were unable to give a response within the allocated time-period. As previously mentioned, we suggest that OPD might parallel task requirements. Indeed, OPD evolved as a function of mental arithmetic difficulty and lasted as long as participants calculated. Thus, the OPD is stimulus-dependent, as previously hypothesized by Vernet-Maury et al. (1995). The time needed to process mental calculations may then increase with their difficulty, thus accounting for longer electrodermal responses. Previous studies highlighted that the magnitude of skin resistance responses was usually greater under difficult experimental conditions (Kahneman et al., 1969, Tursky et al., 1970). Iani et al. (2004) also observed skin vasoconstriction, i.e. a physiological adaptation associated with increased sympathetic activity. On the other hand, HR responses were longer under difficult than easy conditions. Similarly, response amplitude (tachycardia) and duration were respectively larger and longer when the participants gave wrong answers or did not respond at all than when they responded accurately. In these conditions, participants may

exhibit poor performances because the task was, for them, too difficult to solve. Therefore, these results support the well-known relationships between mental resources allocation in demanding tasks, workload and HR (Boucsein et Bacs, 2000, 2009). Difficult situations might require the organism to provide the mental energy needed to perform the task adequately and therefore to increase physiological arousal through the sympathetic branch of the ANS (Gaillard et Kramer, 2000). Such physiological responses increased when the participants encountered difficulty to perform the task adequately and finally failed to find the solution (NR). In this latter situation, ANS responses may be associated with negative emotion such as disappointment or frustration. Several other studies early demonstrated that cardiac activity reflect task requirements (Kahneman et al., 1969, Tursky et al., 1970, Scher et al., 1984, Bacs et Seljos, 1994, Veltman et Gaillard, 1998) and may also display stress-specific responses (Kok et al., 1995). Thus, physiological responses depend upon the way in which the participants perceived task difficulty.

Participants with an appetite showed longer electrodermal responses than individuals with an aversion for mental arithmetic tasks. The OPD might represent the duration required by the mental task to provide a result, i.e. the duration of information processing (Vernet-Maury et al., 1995). Therefore, individuals with an appetite might be longer focused on the calculation to solve than those having an aversion. This result may thus notice that individuals with an appetite might be more involve in the task than participants with an aversion. Incidentally, we also found a group membership x task difficulty interaction on both OPD and RT. Difficult mental arithmetic elicited higher OPD in the appetite than in the aversion group. However, this difference was less clear for easy mental arithmetic tasks. On the one hand, difficult mental arithmetic may elicit too high subjective demands in the aversion group, where participants probably had poor abilities to cope with mental operations. Consequently, the hypothesis of giving up the task is plausible, such behavior being associated with low physiological responses. On the other hand, mental arithmetic including difficult calculations required high mental demands that the appetite group was able to manage. Gendolla and Krüsken (2001), who recorded cardiovascular (systolic and diastolic blood pressure) as well as electrodermal (tonic skin conductance level) reactivity, found similar physiological patterns in individuals with either positive or negative mood. The participants with positive mood were more implicated and exhibited greater physiological responses under difficult conditions than individuals with negative mood. We also observed different RT patterns according to group membership. Indeed, difficult conditions elicited higher RT in the appetite than in the

aversion group. On the contrary, in the easy conditions, RT was close in both groups. This was probably due to the fact that anxious participants are likely to favor speed at the expense of accuracy (Flehmig et al., 2010). It may explain that participants with aversion responded faster than those with appetite under difficult conditions. Besides, participants who were more engaged in the task may have voluntarily taken more time to respond. Conversely, subjects with an aversion may get rid of the task and therefore might have tried to respond very quickly. The characteristics of appetite or aversion for the calculation may have led to two different behavioral profiles, the first focusing on the accuracy of the response at the expense of speed, the latter responding faster without being concerned seriously about the accuracy of the response.

A significant group membership \* RT interaction was found on OPD. The appetite group showed an OPD increase along with RT. Conversely, a slight OPD decrease was recorded along with increased RT in the aversion group. As electrodermal response is expected to continue until the participant goes on calculated, it is thus likely to evolve with RT. Therefore, this finding may reveal a lack of personal investment of participants with an aversion for the task. The important increase may further display a relevant involvement from the individuals with an appetite. This result supports the hypothesis that individuals with an aversion might give up the task, which probably required too much mental resources compared to the amount they could allocate. However, we noticed only a slight OPD decrease along with an increase of RT. This pattern may be present that the behaviors of individuals with an aversion are unpredictable. They either gave up quickly the task or on the contrary persisted having difficulties to obtain accurate results. Indeed, the correlation between RT and ODP might be lower for these participants than for those with an appetite because of an interaction between an affective and a cognitive dimension. Consequently, traits of character, i.e. appetite and aversion, influenced ANS activity in stressful tasks where individuals have to cope with demands and interact with objective task difficulty to determine effort mobilization.

Finally, we used a questionnaire to provide 2 sub-groups with specific traits of character in relation with mental arithmetic, i.e. appetite and aversion. Indeed, the Cronbach  $\alpha$  reached significance, thus supporting reliability and consistency of the questionnaire (Henson, 2001). Therefore, behavioral and physiological results are in agreement with the distribution of the participants in the two groups. Participants with an aversion were probably more invested during easy calculations, these being perceived as attainable goals. However, unlike participants with an appetite, they might give up the task when they considered it too

complex. This factor should thus be taken into account in the evaluation of the resulting strain when individuals are confronted with a task. Future research will be attractive to assess differently these findings. Neuroimaging techniques may reveal areas selectively associated with the processing of calculations. Similarly, it may contribute to determine in greater details differences in neural networks activation in individuals with an appetite or on the contrary with an aversion for mental arithmetic.

### **Acknowledgements**

We gratefully acknowledge Romaric Pujol for his helpful assistance in software development.

### **References**

- Backs, R.W., & Seljos, K.A. (1994). Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *International Journal of Psychophysiology*, 16(1), 57-68.
- Bechara, A., & Damasio, A.R. (2005). The somatic marker hypothesis: A neural theory of economic decision. *Games and Economic Behavior*, 52(2), 336-372.
- Bechara, A., Damasio, H., & Damasio, A.R. (2000). Emotion, decision making and the orbitofrontal cortex. *Cerebral Cortex*, 10(3), 295-307.
- Boucsein, W., & Backs, R.W. (2000). Engineering psychophysiology as a discipline: Historical and theoretical aspects. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology (Issues and Applications)* (pp. 3-30): Lawrence Erlbaum Associates.
- Boucsein, W., & Backs, R.W. (2009). The psychophysiology of emotion, arousal, and personality: Methods and models. In V. G. Duffy (Ed.), *Handbook of digital human modeling: Research for applied ergonomics and human factors engineering* (pp. 35-31-35-18): CRC Press, Broca Raton US.
- Brookings, J.B., Wilson, G.F., & Swain, C.R. (1996). Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology*, 42(3), 361-377.
- Brosschot, J.F., & Thayer, J.F. (2003). Heart rate response is longer after negative emotions than after positive emotions. *International Journal of Psychophysiology*, 50(3), 181-187.

- Cella, M., Dymond, S., Cooper, A., & Turnbull, O. (2007). Effects of decision-phase time constraints on emotion-based learning in the Iowa Gambling Task. *Brain and Cognition*, 64(2), 164-169.
- Coles, M.G. (1974). Physiological activity and detection: the effects of attentional requirements and the prediction of performance. *Biological Psychology*, 2(2), 113-125.
- Coles, M.G., & Duncan-Johnson, C.C. (1975). Cardiac activity and information processing: the effects of stimulus significance, and detection and response requirements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1(4), 418-428.
- Coles, M.G., & Duncan-Johnson, C.C. (1977). Attention and cardiac activity: heart rate responses during a variable foreperiod, disjunctive reaction time task. *Biological Psychology*, 5(2), 151-158.
- Coles, M.G.H., Smid, H.G.O.M., Scheffers, M.K., & Otten, L.J. (1995). Mental chronometry and the study of human information processing. In M. D. Rugg & M. G. H. Coles (Eds.), *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*. (pp. 86-131). New York, NY, US: Oxford University Press.
- Crowe, E., & Higgins, E.T. (1997). Regulatory Focus and Strategic Inclinations: Promotion and Prevention in Decision-Making. *Organizational Behavior and Human Decision Processes*, 69(2), 117-132.
- Damasio, A.R., Everitt, B.J., & Bishop, D. (1996). The Somatic Marker Hypothesis and the Possible Functions of the Prefrontal Cortex [and Discussion]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 351(1346), 1413-1420.
- Damen, E.J.P., & Brunia, C.H.M. (1987). Changes in Heart Rate and Slow Brain Potentials Related to Motor Preparation and Stimulus Anticipation in a Time Estimation Task. *Psychophysiology*, 24(6), 700-713.
- Dickman, S.J., & Meyer, D.E. (1988). Impulsivity and speed-accuracy tradeoffs in information processing. *Journal of Personality and Social Psychology*, 54(2), 274-290.
- Dittmar, A., Rada, H., Delhomme, G., Vernet-Maury, E., Collet, C., Roure, R. (1995). A multi-sensor system for the non-invasive measurement of the activity of the autonomic nervous system. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 27(1-3), 461-464.

- Flehmig, H.C., Steinborn, M.B., Westhoff, K., & Langner, R. (2010). Neuroticism and Speed-Accuracy Tradeoff in Self-Paced Speeded Mental Addition and Comparison. *Journal of Individual Differences, 31*(3), 130-137.
- Förster, J., Higgins, E.T., & Bianco, A.T. (2003). Speed/accuracy decisions in task performance: Built-in trade-off or separate strategic concerns? *Organizational Behavior and Human Decision Processes, 90*(1), 148-164.
- 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.
- Gaillard, A.W.K. (1993). Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics, 36*(9), 991-1005.
- Gaillard, A.W.K., & Kramer, A.F. (2000). Theoretical and methodological issues in psychophysiological research. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)* (pp. 31-58): Lawrence Erlbaum Associates.
- Gaillard, A.W.K., & Perdok, J. (1979). Slow cortical and heart rate correlates of discrimination performance. *Acta Psychologica, 43*(3), 185-198.
- Gendolla, G.H., & Krüsken, J. (2001). The Joint Impact of Mood State and Task Difficulty on Cardiovascular and Electrodermal Reactivity in Active Coping. *Psychophysiology, 38*(3), 548-556.
- Hancock, P.A., Lesch, M., & Simmons, L. (2003). The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accident Analysis & Prevention, 35*(4), 501-514.
- Henson, R.K. (2001). Understanding internal consistency reliability estimates: A conceptual primer on coefficient alpha. *Measurement and Evaluation in Counseling and Development, 34*(3), 177-189.
- Hopko, D.R., McNeil, D.W., Lejuez, C.W., Ashcraft, M.H., Eifert, G.H., & Riel, J. (2003). The effects of anxious responding on mental arithmetic and lexical decision task performance. *Journal of Anxiety Disorders, 17*(6), 647-665.
- Iani, C., Gopher, D., & Lavie, P. (2004). Effects of task difficulty and invested mental effort on peripheral vasoconstriction. *Psychophysiology, 41*(5), 789-798.
- Jonassaint, C.R., Why, Y.P., Bishop, G.D., Tong, E.M., Diong, S.M., Enkelmann, H.C. (2009). The effects of Neuroticism and Extraversion on cardiovascular reactivity during a mental and an emotional stress task. *International Journal of Psychophysiology, 74*(3), 274-279.

- Kahneman, D., Tursky, B., Shapiro, D., & Crider, A. (1969). Pupillary, heart rate, and skin resistance changes during a mental task. *Journal of Experimental Psychology*, 79(1), 164-167.
- Karasek, R.A.J. (1979). Job Demands, Job Decision Latitude, and Mental Strain: Implications for Job Redesign. *Administrative Science Quarterly*, 24(2), 285-308.
- Kellogg, J.S., Hopko, D.R., & Ashcraft, M.H. (1999). The effects of time pressure on arithmetic performance. *Journal of Anxiety Disorders*, 13(6), 591-600.
- Knepp, M.M., & Friedman, B.H. (2008). Cardiovascular activity during laboratory tasks in women with high and low worry. *Biological Psychology*, 79(3), 287-293.
- Kok, F.W., Westenberg, H.G.M., Thijssen, J.H.H., & van Ree, J.M. (1995). Endocrine and cardiovascular responses to a series of graded physical and psychological stress stimuli in healthy volunteers. *European Neuropsychopharmacology*, 5(4), 515-522.
- Lacey, J.I., Kagan, J., Lacey, B.C., & Moss, H.A. (1963). The visceral level: situational determinants and behavioral correlates of autonomic response stereotypy. In P. H. Napp (Ed.), *Expressions of emotions in man*. (pp. 161-196): International Universities Press, New York.
- Lacey, J.I., & Lacey, B.C. (1970). Some autonomic-central nervous system interrelationships. In P. Black (Ed.), *Physiological correlates of emotion* (pp. 205-227): Academic Press, New York.
- Luczak, H., & Göbel, M. (2000). Signal processing and analysis in application. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology (Issues and Applications)* (pp. 79-110): Lawrence Erlbaum Associates.
- Mulder, L.J.M. (1992). Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. *Biological Psychology*, 34(2-3), 205-236.
- Posner, M.I. (2005). Timing the Brain: Mental Chronometry as a Tool in Neuroscience. *PLoS Biology*, 3(2), 204-206.
- Redondo, M., & Del Valle-Inclan, F. (1992). Decrements in heart rate variability during memory search. *International Journal of Psychophysiology*, 13(1), 29-35.
- Scher, H., Furedy, J.J., & Heslegrave, R.J. (1984). Phasic T-Wave Amplitude and Heart Rate Changes as Indices of Mental Effort and Task Incentive. *Psychophysiology*, 21(3), 326-333.
- Stern, R.M. (1976). Reaction Time and Heart Rate Between the GET SET and GO of Simulated Races. *Psychophysiology*, 13(2), 149-154.



- Tursky, B., Schwartz, G.E., & Crider, A. (1970). Differential patterns of heart rate and skin resistance during a digit-transformation task. *Journal of Experimental Psychology*, 83(3, Pt.1), 451-457.
- Veltman, J.A., & Gaillard, A.W.K. (1998). Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics*, 41(5), 656-669.
- 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.
- Wallin, B.G., & Fagius, J. (1986). The sympathetic nervous system in man - aspects derived from microelectrode recordings. *Trends in Neurosciences*, 9, 63-67.
- Willemsen, G., Ring, C., McKeever, S., & Carroll, D. (2000). Secretory immunoglobulin A and cardiovascular activity during mental arithmetic: effects of task difficulty and task order. *Biological Psychology*, 52(2), 127-141.
- Wolter, G., Beishuizen, M., Broers, G., & Knoppert, W. (1990). Mental arithmetic: Effects of calculation procedure and problem difficulty on solution latency. *Journal of Experimental Child Psychology*, 49(1), 20-30.
- Yu, X., Zhang, J., Xie, D., Wang, J., & Zhang, C. (2009). Relationship between scalp potential and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task. *Autonomic Neuroscience*, 146(1-2), 81-86.

## **Axe 2: Application des méthodes utilisées à la conduite automobile.**

**Publication 3:** Collet C., Salvia E., Petit C. Measuring mental workload with physiological indices during casual driving actions. Soumis à **Ergonomics**.

Nous avons appliqué les méthodes précédentes à une situation de conduite conçue pour que la charge induite soit variée. Les conducteurs étaient confrontés à des freinages exigeant une décélération variable, depuis la simple réduction de vitesse jusqu'au freinage d'urgence, pour éviter une collision. Compte tenu des relations entre émotion et cognition, nous posons l'hypothèse d'une corrélation élevée entre la charge induite et l'intensité de la RED. Nous pensons enregistrer des RED même pour des freinages d'ajustement de la vitesse, témoignant ainsi d'une activité cognitive et émotionnelle simultanées.

Le freinage d'urgence génère effectivement une RED longue et ample, attestant la charge induite. Nous observons également une hiérarchisation des freinages, qui s'étalonnent en fonction de la décélération produite. Plus elle est élevée, plus la réponse est longue. Fait intéressant et conforme à notre hypothèse, nous enregistrons des RED pour de simples régulations de vitesse. Celles-ci constituent bien une alerte pour le système nerveux qui mobilise l'orthosympathique et donne une réponse appropriée. Sur le plan comportemental, une conduite routinière génère une charge non nulle et induit un traitement cognitif associé à une réponse émotionnelle. Pragmatiquement, l'ensemble des actions de conduite, incluant celles qui sont automatisées, génère une charge globale dont la sommation induit une fatigue mentale résultante, dont il faut tenir compte pour évaluer la capacité du conducteur à effectuer un trajet programmé en toute sécurité. La préconisation d'une pause toutes les 2 heures devrait être modulée en fonction des conditions de conduite (urbaine/rurale, autoroute/route secondaire, trajet familier/trajet nouveau, trafic faible/trafic fort, météo favorable/météo défavorable, diurne/nocturne ...), des caractéristiques du conducteur (jeune/âgé, novice/expérimenté, ...). La conjonction de facteurs induisant une forte charge devrait inciter à chaque conducteur à récupérer plus souvent alors qu'il pourrait rester facilement plus de 2 heures au volant lorsque les conditions s'y prêtent.

### **Publication 3**

#### **Measuring mental workload with physiological indices during casual driving actions**

*Ergonomics*, soumis

Collet, C., Salvia, E., Petit, C.

Measuring mental workload with physiological indices during casual driving actions.

C. Collet<sup>1</sup>, E. Salvia<sup>1</sup> & C. Petit<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Claude Bernard University Lyon 1, CRIS EA 647, Mental processes and Motor Performance, 27-29, Boulevard du 11 Novembre 1918. 69622 Villeurbanne, France.

<sup>2</sup> Renault Research Department, Human-Machine Interaction, 1, Avenue du Golf. 78280 Guyancourt France.

### Abstract

In the field of cognitive ergonomics, assessing mental load remains a main current question. We aimed at studying whether a slight difference in task demand could be detected by a physiological index, i.e. electrodermal response. The participants were requested to perform a series of normal braking during actual driving sessions. The task was slow down by braking according to specific instructions. They were also confronted to an unexpected emergency braking. The emergency braking elicited longer electrodermal responses (EDR) than all other braking conditions. Slight braking elicited EDR whose duration was correlated to deceleration intensity. The stronger the deceleration, the longer the EDR. Deceleration intensity determined the workload elicited by braking in association with the speed at which braking was triggered. We may hypothesize a trade-off between deceleration and speed to explain that stopping the vehicle from 50 km/h and slowing down from 80 to 50 km/h were of similar strain.

### Practitioner summary

Casual braking elicited different loads as revealed by electrodermal response duration with sensitivity to deceleration of about 0.3g. Even the slightest braking elicited a strain measurable with EDR. Accordingly, the amount of cumulative strain might result in loaded situations that may impair safety in case of long-term driving without any rest.

Keywords: Workload, Braking, Electrodermal activity, Actual driving

Running title: Measuring workload to braking

## Introduction

Measuring mental workload remains one of the main current questions in the field of cognitive ergonomics. Although there is no a real consensus as to its definition, it is often described as a complex interaction between a set of task demands and the mental resources allocated by the operator to reach a pre-determined goal. The old contribution by Gartner and Murphy (1979) defined mental load as a set of task demands, operator effort or as mental activity or performance. Gaillard (1993) underlined that mental load involves objective task constraints that could be measured unambiguously and the way in which each individual perceived task difficulty, that is more difficult to evaluate. Thus, mental workload is made of an objective or quantitative component called 'stress' by Gaillard, (1993) and is associated with a subjective or qualitative component (called 'strain'). The stress-strain concept is reported by Luczak and Göbel (2000) as the correspondence between an external demand causing stress upon an operator psychophysiological state resulting in strain while fulfilling this demand. De Waard (1996) further made almost the same distinction by suggesting that task demand usually refers to the intrinsic features of the task while task load describes the subjective impact on the operator as a result of his engagement with the task. Therefore, measuring mental workload would necessarily require taking into account factors characterizing the task and those describing how the operator is engaged with it. Defining the energizing mechanisms that regulate the organism and directly or indirectly influence the efficiency of psychological processing is one important issue in measuring workload (Gaillard and Kramer, 2000). The other main component could be related to how the operator process the information according to the objectives assigned to his (her) actions, with reference to past-experiences. Thus, workload is a multifaceted concept that could not be quantified by a single measure. It may be inferred from different quantifiable variables, some focused on the task and others on participants. Methods to measuring workload that could be applied to driving, could generally be divided into subjective (paper and pencil tests, self-reports, questionnaires) behavioural (performance such as reaction time or rate of response accuracy) and physiological tools (from the central or the peripheral nervous system).

Grillo and Mangone (2007) confronted their participants to a series of tests, with the initial intention to identify differences between drivers' mental abilities required for driving, and limiting factors, depending on their age. They reported a set of the most sensitive tests attesting impairment in perceptual organization, visuo-spatial skills, information processing speed, reaction ability before decision making, maintained, selective and executive attention

and procedural memory. Among them, the Stroop Word-Color test evaluated attention capacity and the ability to cope with stressful situations. In a previous study, we reported that the Stroop test was closely associated with drivers' behaviour, by predicting driving performance when they were confronted to a critical situation of car-crash avoidance. The most effective drivers were those with intermediate resistance to stress, the less effective being the less resistant to stress while paradoxically, the most resistant to stress were also among the less effective drivers (Collet et al., 2005). Other subjective procedures measure mental workload. Among them, the main used tools are the Subjective Workload Assessment Technique (SWAT) from Reid and Nygren (1988), the NASA Task Load Index (TLX) from Hart and Staveland (1988) and the Workload Profile (WP) from Tsang and Velasquez (1996). Comparing the 3 tests with a dual-task paradigm, Rubio et al. (2004) showed no difference with regard to the intrusiveness. Among the 3 tests, WP has an outstanding sensitivity to the different task manipulations. The diagnostic power of the WP was also better than that of both the TLX and the SWAT. Finally, no difference emerged from one of the 3 tests, with regard to validity. The main question raised by these tests is twofold: first, they go through a self-assessment, which assumes that participants have understood what they are requested to do on the one hand and are capable of self-analyzing, on the other hand. Second, tests are generally delayed after the experimental session as the participants cannot take the test while simultaneously working. This requires recalling the factors that have contributed to change the load after a more or less long delay. Thus, behavioural cues could complement this initial assessment. One of the most used behavioural indices is probably reaction time (RT) to various stimuli, in association with response accuracy. Its measurement is based on the assumption that the higher the load, the longer the RT. As a dependent variable, RT is expected to evolve simultaneously with driving task demands when the drivers are requested to respond as rapidly as possible to a specific signal while driving. For example, old drivers exhibited longer RTs than younger drivers for all driving contexts, especially during the most complex, e.g. overtaking manoeuvres where RT increased exponentially (Cantin et al., 2009). Road context is thus a major determinant of mental workload and it is reinforced by its interaction with other factors, e.g. drivers' age (Verwey, 2000, Makishita and Matsunaga, 2008). Experimental designs often involve a secondary task, completed simultaneously with driving, which is believed to consume cognitive abilities and thus making the workload increasing (mental calculation, working memory ...). However, the extent to which the secondary task interferes with driving should be questioned, thus requiring an accurate control of its requirements in terms of mental resources consuming. It is rather rare to perform

complex mental calculations during casual driving, or to respond to external stimuli that have nothing to do with driving operations *per se*. Finally, although RT is a reliable method, we nevertheless do not exactly know the extent to which the secondary task could impact the driving operations themselves, thus contributing to workload increase. It depends on the importance attributed by the driver to the secondary task which may consume attentional resources usually allocated for driving. Time perception has been correlated to workload by Baldauf et al., (2009). By comparison to a reference time-interval, the length of time interval produced by drivers increased during more complex situations, just as if the amount of information to be processed should have been distributed across time. A set of promising indices, that could be reliably used to measure workload during driving, are from information processing by the visual system. Recarte and Nunes (2003) manipulated mental workload by having participants perform mental tasks while driving and reported that mental tasks produced spatial gaze concentration and visual detection impairment. The impairment due to mental load increase was related to the first steps of information processing, i.e. late detection and poor identification more than response selection. Pupil dilation would measure the average arousal underlying the single or dual cognitive tasks while the blink rate would increase during cognitive task and decrease as a function of visual demand (Recarte et al., 2008). Eye gaze deviations are closely related to cognitive activities and may be easily recorded from electro-oculography. Tokuda et al., (2011) extracted saccadic intrusions from eye movement patterns, a specific type of eye-gaze deviations, and reported that drivers exhibited more saccadic intrusions when their mental workload was high compared to when their mental workload was low.

Many contributions highlighted that physiological indices may be selectively sensitive to workload variations, i.e. physiological indices are expected to change simultaneously with periods of change in cognitive demand (Brookings et al., 1996; Brookhuis and De Waard, 2001). The high sensitivity of a physiological index would suppose that it could distinguish among different points in a demand curve (Mehler et al., 2009). Brookhuis and De Waard (2010) underlined that modern driving simulator environments are laboratory equivalent and enable physiological measurement of parameters sensitive to mental workload such as heart rate and brain activity. Heart rate is one of the most used indices, closely correlated to mental effort and the arousal attached to it (Mulder, 1992, Brookings et al., 1996). Few papers nevertheless reported central nervous system recordings while participants drove on a driving simulator (Fort et al., 2010). On the other hand, research should, where possible, collect data

from experiments conducted in real situations (Boucsein, 1993; Clarion et al., 2009). Under field conditions, the most used indicators are heart rate and electrodermal activity. In general, heart rate and skin conductance level both increased significantly with increasing cognitive demand (Mehler et al., 2012). Variations of basal values across time (tonic variations) as well as responses to predetermined stimuli (phasic activity, with the measurement of response amplitude and duration) are the most common methods to quantify physiological variations. More sophisticated data processing are nevertheless used such as heart rate variability (Nickel and Nachreiner, 2003) or frequency analysis of skin conductance (Shimomura et al., 2008) although their reliability and robustness are frequently discussed (Miyake, 1997). Under field conditions, data collection requires an accurate control of stimuli, to isolate them from other environmental stresses so that they can stand out from the background noise with high reliability. Discussing the reliability of physiological indices, Mehler et al. (2012) reported that *“published research providing data based on objectively defined, systematically varying multiple levels of demand are relatively rare. Such systematic evaluation is necessary to establish the extent to which physiological measures in the driving environment are sensitive to incremental changes in demand or are limited to simply serving as indicators of strong differences”*. Although research on driving behavior has already provided ample evidence that physiological indices could demonstrate differences between periods of low workload and those of high workload, experimental data should now demonstrate high sensitivity in data processing. The aim of this paper is to study whether slight difference in task demand could be detected by the physiological recordings of electrodermal activity during actual and casual driving conditions.

## **Material and methods**

### *1. Participants*

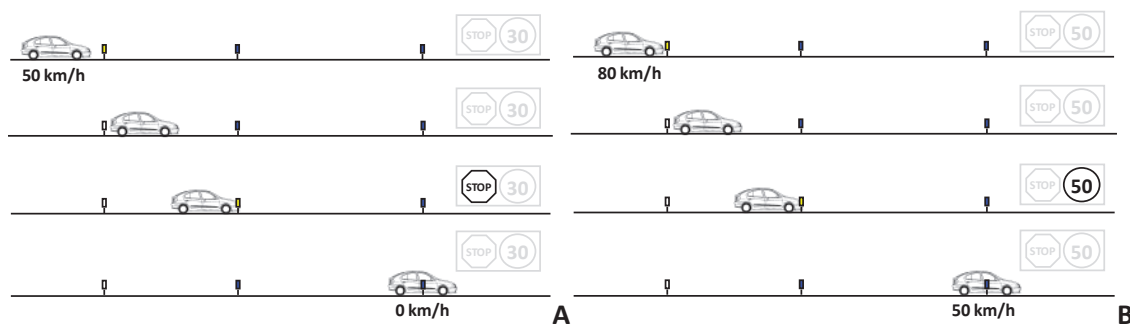
Thirty three participants, with driving license, took part in this experiment during which they were requested to control the longitudinal speed of their vehicle with respect to speed instructions. They were aged from 23 to 51 years (mean = 35, SD = 8.1). All were healthy, without any medical treatment and were paid for their participation. Each had normal vision or corrected to normal vision. Due to sensors placement on the left hand, we selected only right-handed. They had thus the right hand free for changing gears while the left hand was only used for controlling the driving-wheel, sensors being positioned to prevent any artefact



from contact between the hand and the driving-wheel. Furthermore, the right hemisphere is believed to mainly process spatial information, which is probably better reflected by recording electrodermal activity from the non-dominant hand. All participants gave their written consent after being informed about the main contents of the experiment but not about its detailed objectives. The experimenters asked the participants not to disclose the content of the experience until it was completed (especially with regards to the braking emergency condition).

## *2. Driving tasks*

The experiment took place on a private circuit reserved for testing vehicles from Renault cars manufacturer (Renault Technocentre – Guyancourt, France). Before starting the experiment, the participants were told that they will be requested to drive as usual and to perform a series of normal braking, during a 2 hour-session of nominal driving. Each participant was accompanied by a professional driver whose role was to ensure both safety and compliance with speed instructions. The circuit was made of several straight lines and slight curves enabling driving at 80 and 50 km/h, respectively. The braking tasks were made of 4 different conditions, 2 requiring slowing down by braking slightly, the 2 others requiring stopping the vehicle at own pace, from a set point speed, 50 km/h or 80 km/h. The participants were told that stopping the vehicle was not an emergency braking. They were thus advised to brake as they would do if they had to stop during a casual driving condition. The two slight braking conditions were slowing down the vehicle from 50 to 30 km/h and from 80 to 50 km/h. The two stopping conditions required the participant to stop the vehicle from the initial speed of 50 km/h, on the one hand, or from 80 km/h, on the other, depending on the given instruction. Speed instructions and task modalities were displayed by signs placed on the right side of the road, in order to make the experimental conditions closely resembling to those of normal driving. The initial instruction for speed was displayed first and controlled by an experimenter who sat on the passenger seat during all the driving session. Then, as early as the vehicle passed a photoelectric cell, the pre-programmed speed instruction appeared on the next panel (See Figure 1A). When the instruction was to stop, the panel lightening on the road side indicated unambiguously ‘stop’ and closely resembled to those of the European Union legislation (Figure 1B)



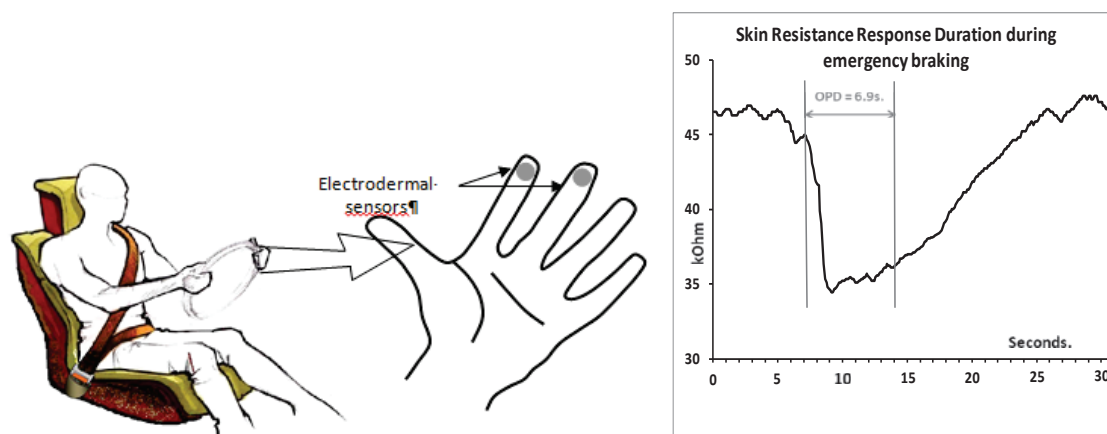
**Fig. 1.** Two examples of braking conditions. Figure A shows a braking situation where the driver should stop his (her) vehicle from the initial instruction of speed (in this case, 50 km/h) while Figure 1B describes a deceleration situation where the driver has to slow down and decrease the speed from 80 to 50 km/h.

To avoid any habituation or anticipation, along the experiment, each experimental condition was given at random. When speed instruction was 50 or 80 km/h, the participants did not know in advance whether they will be asked to slow down or to stop. Sometimes, the co-pilot could also switch the design off and delay the next trial in order to keep drivers arousal at a level compatible with driving. In this latter case, the experimenter let the panel off and the drivers went on their way, waiting for the next instruction. Twenty trials were performed for each braking condition, a total of 80 braking throughout the experiment. Finally, at the end of the experiment, each driver was confronted with an emergency braking situation, without having been previously warned. While the participant drove at the instructed speed 80 km/h, passing in front of a photoelectric cell triggered the collapse of an obstacle made of 2 plastic containers of 1.50m high and 0.80 in diameter, just in front of his (her) vehicle. The two containers were hidden from the driving lane and the braking distance was calculated to cause emergency braking, however avoiding that the vehicle stroke the obstacle. The drivers were not warned of this last condition, to prevent any anticipation. Thus, we investigated 2 braking actions, i.e. slowing down or stopping requiring the drivers to program their braking actions accurately, with respect to the instruction given by the experimenter. The emergency braking was a more reactive braking situation during which the drivers could not anticipate the forthcoming situation and therefore could not program their action in advance. Whereas braking at own pace involved predictive skills, braking to avoid the obstacle involved a more reactive skill. Electrodermal activity was the dependent variable, measured with two indices the duration of electrodermal responses and their recording occurrence. These two indices were expected to change as a function of each braking condition.

### 3. *Physiological recordings*

Physiological recordings were from the sympathetic branch of the Autonomic Nervous System (ANS). The ANS is known to give a close estimation of subjects' arousal especially through the orthosympathetic branch (Boucsein, 1993) specialized in mobilizing energy resources in response to internal and external milieu demands. Sympathetic endings innervate sweat glands and are very sensitive to mental stimulation (Wallin and Fagius, 1986). Sweat glands activity was assessed with electrodermal activity recordings, one of the most reliable indices providing information about arousal and alertness. The eccrine sweat glands system is innervated by sympathetic endings only and is sensitive to psychologically significant stimuli resulting in variations of electrodermal activity. When it is recorded by using the constant current method, skin resistance and skin conductance are the two ways to express electrodermal variations, skin resistance being the inverse of skin conductance. However, more differentiation is provided when data are expressed through skin conductance when the experimental conditions are likely to elicit a high level of strain (just as in a critical situation of driving, for example – Collet et al., 2005). Conversely, skin resistance should be preferred when the experimental conditions are likely to elicit a low level of strain. The present experiment did not belong to the category of high strain situations as it was based upon slight braking during nominal driving conditions (nevertheless with the exception of the emergency braking). Electrodermal data were thus expressed through skin resistance. As there is a close relationship between arousal and the strain the participants underwent, electrodermal activity was thus expected to evaluate drivers' functional state during the experimental driving sessions. EDA was measured using a  $5\mu\text{A}$  DC current applied between two electrodes. The two  $50\text{mm}^2$  Ag/AgCl electrodes (E 243, Clarke Electromedical Instruments, Edenbridge, England – see Figure 2) were placed with isotonic gel (Teca, ref. 822- 201210 or GEL101, Biopac Systems, Inc., Goleta, CA) on the second and third digits' fingertips of the non-dominant hand (maximum current density  $10\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , as per traditional recommendations; Fowles et al., 1981). Sensors were placed on the third phalanx of the index and third digit of the non-dominant hand (Scerbo et al., 1992) to prevent any contact with the driving wheel which is likely to elicit artefacts. We specifically took the Ohmic Perturbation Duration (OPD) as dependent variable. The OPD was measured from the sudden baseline drop elicited by each braking instruction, and the end of electrodermal response, i.e. when the slope resembled to that observed before stimulation, with no micro fluctuation, while recovering to basal level (Vernet-Maury et al., 1995; Collet et al., 2005). OPD is directly elicited by ortho-

sympathetic endings innervating sweat glands and modulating their activity, in response to stimuli.



**Fig. 2.** Electrodermal sensors positioning on the non-dominant hand and example of EDR recordings with OPD measurement. Turning the driving wheel and changing gears remained possible without changing or impairing electrodermal activity recording. With few exceptions, positioning the sensors on the third phalanx of the second and third digits prevented artefacts due to contacts between drivers' hand and the driving wheel. EDR recording shows the Ohmic Perturbation Duration (OPD) in response to the emergency braking condition.

#### 4. Data analysis

Physiological data were recorded as early as the participants quietly sat in the vehicle, to provide reliable baseline values. Electrodermal response duration was computed in relation with each braking trial, whenever present. First, we performed ANOVA with repeated measures to compare all experimental conditions. We then expect to provide comparisons among all braking situations with standard post-hoc tests (paired t-tests with Bonferroni correction to prevent any unexpected effect due to multiple 2 by 2 comparisons). Finally, we calculated the occurrence of electrodermal response recording as a function of each braking condition.

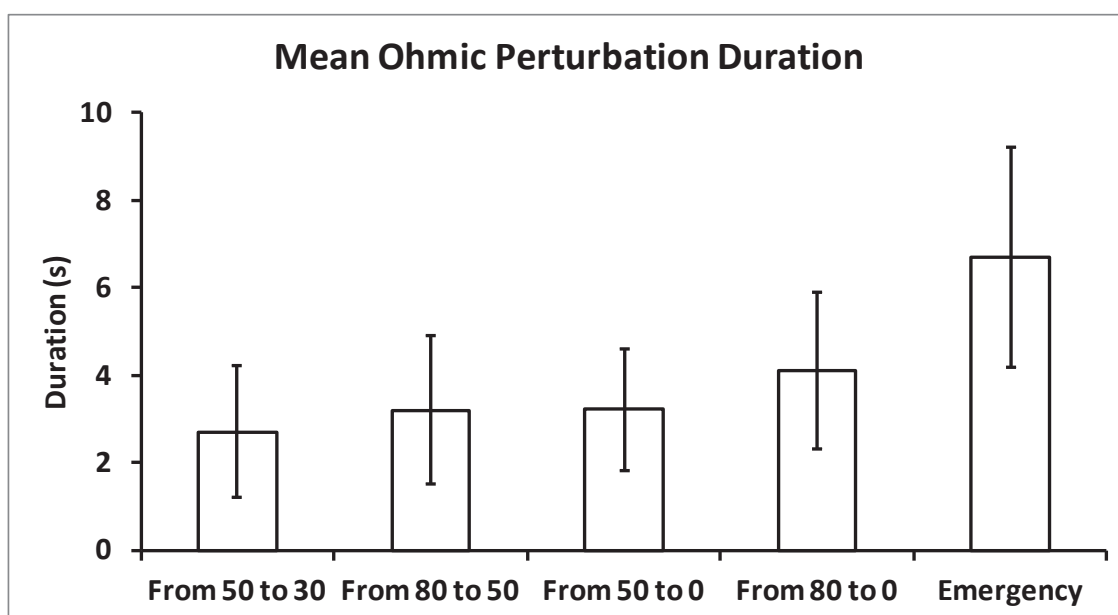
## Results

The ANOVA with repeated measures showed a significant difference among the 5 braking conditions, when first considering EDR duration through OPD:  $F(4, 104) = 31.2, P < .0001$ . OPD values changed according to the braking condition with the following relationship, the

higher the deceleration, the longer the OPD. Figure 3 and Table I summarized the experimental conditions and the main results.

Braking condition (km/h)	Slow down value (km/h)	Mean deceleration (g and m/s <sup>2</sup> )	Mean Ohmic Perturbation Duration (s)	Occurrence of electrodermal response (%)
From 50 to 30	-20	-0.2 – 1.96	2.7	37.7
From 80 to 50	-30	-0.3 – 2.94	3.2	43.6
From 50 to 0	-50	-0.4 – 3.92	3.1	44
From 80 to 0	-80	-0.6 – 5.89	4.1	62.2
Emergency	-80	-0.8 – 11.77	6.7	69.7

**Table I:** Summary of the experimental design with the description of each braking condition (1<sup>st</sup> column) associated with the corresponding value of slowing down in km/h (second column) and deceleration, expressed as a function of g and m/s<sup>2</sup> (third column). The fourth and fifth columns summarize mean data of the two dependent variables, the Ohmic Perturbation Duration and the rate of electrodermal response, respectively.



**Fig. 3.** Mean Ohmic Perturbation Duration (OPD) as a function of vehicle deceleration. Weaker slowing down elicited shorter OPD while stronger slowing down were associated with longer OPD, especially in the case of emergency braking. Deceleration from 80 km/h to 50 elicited the same OPD value as that from 50 km/h to 0, and therefore, the same workload. See Table II for detailed comparisons among braking conditions.

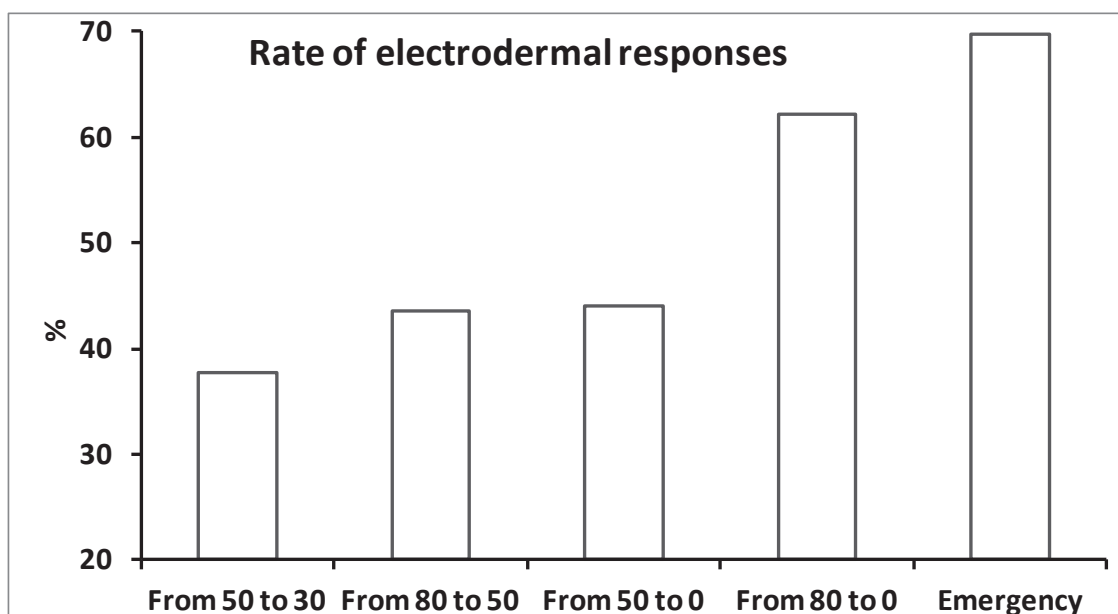
Then, we performed two-by-two- comparisons, to test whether each braking condition elicited different EDR. The emergency braking was different from all others, causing the longest electrodermal response. Other differences among braking conditions were function of deceleration intensity, as shown by Table II.

	From 50 to 0	From 50 to 30	From 80 to 0	From 80 to 50	Emergency
From 50 to 0		t=1.43, p=.78.NS	t=-4.76, p<.0001	t=-0.46, p=1, NS	t=-6.11, p<.0001
From 50 to 30			t=-4.45, p=.001	t=-1.66, p=.34, NS	t=-7.68, p<.0001
From 80 to 0				t=3.63, p=.01	t=-5.6, p<.0001
From 80 to 50					t=-6.27, p<.0001
Emergency					

**Table II:** Two-by- two comparisons among all experimental conditions according to electrodermal response duration (OPD). The strongest deceleration elicited by the emergency braking condition provided significantly longer electrodermal responses than those elicited by slight deceleration. Although the higher initial speed could have compensated for stronger deceleration in two conditions (stopping from 50 km/h and braking from 80 km/h to 50), there is a good sensitivity of electrodermal response duration in distinguishing among experimental conditions.

Braking from 80 km/h to 0 elicited significant longer OPD than that observed during all other braking conditions. Interestingly, comparing emergency braking from 80 km/h to 0 to the same braking controlled at own pace, yielded to significant difference ( $t = -5.6$ ,  $P < .0001$ ). Thus, while the two conditions required braking from 80 to 0, they nevertheless elicited different EDR. Harder deceleration elicited longer EDR, OPD being 6.7s and 4.1s for emergency braking and stopping from 80 km/h, respectively. Finally, when the deceleration was close from one braking condition to another, no difference emerged from OPD comparison. Thus, slowing from 50 km/h to 30 did not evidence significant difference with stopping the vehicle from 50 km/h ( $t = 1.43$ , NS, as shown by Table II). Likewise, slowing from 80 to 50 was not different from both slowing from 50 to 30 as well as stopping the vehicle from 50 km/h ( $t = 0.46$ , NS and  $t = -1.66$ , NS, respectively).

The occurrence of recording electrodermal responses evolved as a function of deceleration intensity. The probability of a slight braking to elicit EDR was not higher than 37.7%. Conversely, this rate increased up to 69.7% in case of emergency braking. Intermediate deceleration corresponded to medium rate of EDR response, i.e. slowing down from 80 km/h to 50 or from 50 km/h to 0 provided 43.6% and 44% of EDR responses. The occurrence of recording EDR as a function of braking is summarized in Table I.



**Fig. 4.** Mean rate of electrodermal response (EDR) as a function of vehicle deceleration. The same observation could be made as for electrodermal activity. The rate of EDR is correlated to the deceleration value. Only deceleration from 80 to 50 elicited the same rate as that from 50 to 0.

## Discussion

We recorded electrodermal responses after specific instructions related to speed changing and braking, even in the case of slight speed variation. EDR was shown to evolve as a function of vehicle deceleration. The stronger the deceleration, the longer the EDR, measured with the Ohmic Perturbation Duration. This index is particularly sensitive to the load caused by stimulations. It has already been closely correlated to information processing demand during sensory discrimination task (Salvia et al., 2012) and more complex motor tasks (Collet et al., 2003). In both case, the OPD increased with task complexity. In the present experiment, OPD was longer when task demand was higher. From a methodological viewpoint, we could have taken response amplitude as dependent variable. However, response amplitude is believed as being baseline level dependent, particularly when the recording of electrodermal activity is based on the constant current method (Kramer, 1993, page 31). We selected constant current recordings as this method is more sensitive to stimulations of low intensity. Conversely, this made response amplitude less reliable than when EDA is recorded with constant voltage. A usual alternative could have been the standardization of response amplitude values, e.g. dividing each amplitude value by the pre-stimulus baseline value (Collet et al., 2005, Collet et al., 2009). By processing data in this way, more meaningful

differentiation could be obtained. However, as the OPD was sensitive enough to different levels of workload elicited by task requirements, we decided to keep this temporal index without seeking redundant results by processing response amplitude. As previously claimed by Mehler et al. (2012), we confirmed the findings of studies showing the ability of physiological indices to highlight workload difference between two tasks requiring low versus high demand. For example, emergency braking when travelling at 80 km/h generated a higher load than reducing the vehicle speed from 50 km/h to 30. The main objective of this study was nevertheless to test the sensitivity of EDR in distinguishing among low conditions of strain. The extent to which EDR is sensitive enough in the driving environment, to separate the strain elicited by two decelerations, close one to another, could thus be questioned. First, we may compare the two conditions of reducing speed from 80 km/h to 0. The main difference between the two was that braking was controlled without any special requirement when the instruction was to stop the vehicle at self-pace whereas braking was externally triggered by an unexpected stimulus when an obstacle fall down on the driving lane. In this latter condition, the response should be quickly associated with the stimulus with the aim to react adequately to the situation, even if the braking distance was sufficient enough to avoid hitting the obstacle. While the speed should be reduced from 80 km/h to 0 in both conditions, the resulting load was nevertheless higher for emergency braking than for self-pace braking. This is well demonstrated by significant difference between the two OPD values. However, the difference between the two braking conditions should be seen as difference between low and high load because the possibility of striking an obstacle is likely to cause sudden emotional response, especially if this event was unpredictable. EDR is thus elicited both by cognitive operations needed to process information which are associated with their emotional significance (Moss and Damasio, 2001; Dolan, 2002) Alertness causing EDR originated from the need to mobilize energy to cope with the driving situation and from the emotional processing attached to the unexpected danger threatening safety. Therefore, EDR integrated cognition and emotion processes into the same physiological response.

Fortunately, OPD exhibited enough sensitivity to distinguish among several conditions in which braking had the only function to adjust speed according to previously given instructions. For example, slowing from 80 km/h to 0 corresponded to 0.6g deceleration and elicited longer OPD than slowing from 80 km/h to 50, which only elicited 0.3g deceleration. Thus, two braking conditions eliciting different load were separated by OPD whose sensitivity is of about 0.3g. In the same way, slowing from 80 km/h to 0 (i.e. 0.6g deceleration) is



different from slowing from 50 km/h to 30 (0.2g deceleration). Conversely, when comparing the 50 km/h to 0 to the 50 km/h to 30 braking condition, the difference was 0.2g, and even less when the two braking conditions to be compared were from 80 km/h to 50 and from 50 km/h to 0, on the one hand, from 80 km/h to 50 and from 50 km/h to 30, on the other. In these 3 cases, the deceleration values are 0.2g, 0.1g and 0.1g, respectively. These were probably too low values and exceeded EDR sensitivity to enable the observation of a difference through OPD. Thus, the sensitivity threshold of OPD was probably limited to 0.3g, in this particular experimental design. Another potential explanation might result in a compensation process between the speed from which braking was performed and the deceleration intensity. We may suppose that driving at 80 km/h was more strainful than driving at 50 km/h because the time allocated to process information became shorter. In the same way, stopping from 50 km/h to 0 should also elicit higher strain than slowing from 80 km/h to 50, the respective deceleration being 0.4 and 0.3g. We may thus suppose a trade-off between speed and deceleration intensity, thus resulting in almost equivalent conditions and preventing the OPD to differentiate between the two.

Results corresponding to OPD analysis were paralleled by those related to the probability of recording electrodermal responses. While the highest deceleration at self-pace elicited OPD values different from all the others, braking conditions eliciting almost the same deceleration provided evidence of the same rate of electrodermal responses. This confirms that both conditions were likely to elicit the same strain. There was no difference between slowing from 80 km/h to 50 and braking from 50 km/h as the rate of EDR was 43.6% and 44%, respectively.

Finally, the main result of this experience is that even a slight braking situation, for example, slowing the vehicle from 50 km/h to 30, has the potential to generate a strain. The amount of cumulative strain might nevertheless result in overloaded situations that may impair safety, in case of long-term driving. General recommendations usually given by different European road safety institutions are to take a break every two hours. Considering that accumulating strain could result in overloaded condition in less than two hours, on the one hand and, and that favourable driving conditions may prevent the drivers to take rest, on the other, we should advise drivers to learn analysing bodily significant signs and thus to decide whether they estimate they can continue their way, or not. Conversely, we must be aware that driving at low load levels can cause hypo-vigilance state that could also impair safety. Driving requires each driver to find the most satisfactory trade-off between overloaded

and under-loaded conditions by manipulating factors such as route, driving time, road type or resistance to fatigue. The role of driving experience seems also of outstanding importance. The automation of driving skill is probably one of the main keys in the control of workload. Automated skills are resistant to environmental disturbances and do not need the allocation of attention to voluntarily control their execution. According to Young and Stanton (2007), the effects of automation on driver mental load is quite robust across skill levels, attentional capacity and mental workload being directly related at all levels of driving skill. One of the main outcomes resulting from automation is the autonomic nervous system habituation, which does not need to increase arousal and alertness each time a well-known situation occurs again. Once the information has been recognized and categorized, it is generally processed automatically and enables to save mental as well as physical resources. The nervous system thus works with low levels of resources but nevertheless with great efficiency. The instruction is perceived and then integrated at the sub-cortical level which, in turn, programs the adequate motor response. However, this set of operations is very low cost for the central nervous system and this could be seen as a consequence of automation. This is probably one of the outcomes explaining why our data provided such a low rate of electrodermal responses. More than one response out of three (i.e. 37.7 %) was recorded under the condition requesting the weakest deceleration. We thus must acknowledge that the effect of a given driving condition on mental workload could be highly different according to driving experience and to other intrinsic factors specific to each individual. Then, research on transportation safety should probably move towards more precise quantification of the load actually undergone by each individual. One of the promising methods to solve this issue would be to associate, in real time, data from the vehicle extracted from the Controller Area Network bus (CAN) with psycho-physiological recordings enabling to evaluate driver's functional state. The CAN bus is a vehicle bus standard designed to enable microcontrollers and devices to communicate with each other within a vehicle without a host computer. We can thus recover and save all the operating parameters from the vehicle and associate these data to others on the same time scale, for example, physiological recordings related the driver's functional state (Clarion et al., 2009). In the near future, this could result in integrating an Intelligent Transport System (ITS) within vehicles. After a phase where the ITS could learn the association between a given driving situation and the load undergone by the driver. After the integration of a set of other factors, such as weather or traffic conditions, the ITS should be able to compute the resulting load in real time. Once the threshold of maximal workload has been reached, a warning may be given, encouraging the driver to stop and to rest. This ITS could also work in

case of under loaded conditions where the occurrence of hypo-vigilance could increase drastically. Finally, this ITS could help drivers to adjust their functional state, either by increasing or decreasing their arousal level and making it compatible with driving safety. The prerequisite would be to develop ITSs as user-centred solutions rather than technology-centred answers (Noy, 1997).

## References

- Baldauf, D., Burgard, E., and Wittmann, M., 2009. Time perception as a workload measure in simulated car driving. *Applied Ergonomics*, 40(5), 929-935.
- Boucsein, W., 1993. Psychophysiology in the work place – goals and methods. *In*: P. Ullsperger, ed. *Psychophysiology of Mental Workload*. Berlin, Bundesanstalt für Arbeitmedizin, 35-41.
- Brookhuis, K. A., and de Waard, D., 2001. Assessment of drivers' workload: Performance and subjective and physiological indexes. *In*: P. A. Hancock and P. A. Desmond, eds. *Stress, workload, and fatigue*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum, 321–333.
- Brookhuis, K.A, de Waard, D., 2010. Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures. *Accident Analysis & Prevention*, 42(3), 898-903.
- Brookings, J.B., Wilson, G.F., and Swain, C.R., 1996. Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology*, 42 (3), 361-377.
- Cantin, V, Lavallière, M, Simoneau, M, and Teasdale, N., 2009. Mental workload when driving in a simulator: effects of age and driving complexity. *Accident Analysis & Prevention*, 41(4), 763-71.
- Clarion, A., Ramon, C., Petit, C., McAdams, E., Gehin, C., Bourgeay, J.P., Guillot, A., and Collet, C., 2009. An integrated device to evaluate drivers' functional state in the field. *Behavior Research Methods*, 41 (3), 882-888.

- Collet, C., Petit, C., Priez, A., and Dittmar, A., 2005. Stroop color-word test, arousal, electrodermal activity and performance in a critical driving situation. *Biological Psychology*, 69 (2), 193–203.
- Collet, C., Averty, P., and Dittmar, A., 2009. Autonomic nervous system and subjective ratings of workload in air-traffic control. *Applied Ergonomics*, 40 (1), 23-32.
- Dolan, R.J., 2002. Emotion, cognition, and behavior. *Science*. 298 (5596), 1191-1194.
- Fort, A., Martin, R., Jacquet, A., Combe-Pangaud, A., Foliot, G., Daligault, S., and Delpuech, C., 2010. Attentional demand and processing of relevant visual information during simulated driving: A MEG study. *Brain Research*, 1363, 117-127.
- Fowles, D.C., Christie, M.J., and Edelberg, R., 1981. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 18 (3), 232-239.
- Gaillard, A.W.K., 1993. Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics*, 36 (9), 991–1005.
- Gaillard, A.W.K., and Kramer, A.F., 2000. Theoretical and methodological issues in psychophysiological research. In: R.W. Backs and W. Boucsein, eds. *Engineering Psychophysiology. Issues and Applications*. Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, 31–58.
- Gartner, W. B., and Murphy, M. R., 1979. Concepts of workload. In: B. O. Harman and R. E. McKenzie, eds. *Survey of methods to assess workload*. Neuilly-sur-Seine, France: AGARD Aerospace Medical Panel, 1-2.
- Grillo, R., and Mangone, CA., 2007. Development of a sensitive neuropsychological battery to foretell the performance in elder's car driving. *Vertex*, 18(76), 473-8.
- Kramer, A.F., 1993. Physiological metrics of mental workload: a review of recent progress. In P. Ullsperger, ed. *Physiology of mental workload*. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin, 2-34.
- Luczak, H., Göbel, M., 2000. Signal processing and analysis in application. In: R.W. Backs and W. Boucsein, eds. *Engineering Psychophysiology. Issues and Applications*. Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, 79–110.
- Makishita, H, and Matsunaga, K., 2008. Differences of drivers' reaction times according to age and mental workload. *Accident Analysis and Prevention*, 40(2), 567-75.

- Mehler, B., Reimer, B., Coughlin, J. F., and Dusek, J. A., 2009. The impact of incremental increases in cognitive workload on physiological arousal and performance in young adult drivers. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board*, 2138, 6–12.
- Mehler, B., Reimer, B., and Coughlin, JF., 2012. Sensitivity of physiological measures for detecting systematic variations in cognitive demand from a working memory task: an on-road study across three age groups. *Human Factors*, 54(3), 396-412.
- Miyake, S., 1997. Factors influencing mental workload indexes. *Journal of University of Occupational and Environmental Health*, 19(4), 313-325.
- Moss, H., Damasio, A.R., 2001. Emotion, cognition, and the human brain. *Annals of the New York Academy of Science*, 935, 98-100.
- Mulder, L.J., 1992. Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. *Biological Psychology*, 34 (2-3), 205-236.
- Nickel, P., and Nachreiner, F., 2003. Sensitivity and diagnosticity of the 0.1-Hz component of heart rate variability as an indicator of mental workload. *Human Factors*, 45(4), 575-90.
- Noy, Y.I., 1997. Human factors in modern traffic systems. *Ergonomics*, 40 (10), 1016-1024.
- Recarte, M.A., and Nunes, L.M., 2003. Mental workload while driving: effects on visual search, discrimination, and decision making. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 9(2), 119-137.
- Recarte, M.A., Pérez, E., Conchillo, A., and Nunes, L.M., 2008. Mental workload and visual impairment: differences between pupil, blink, and subjective rating. *The Spanish Journal of Psychology*, 11(2), 374-385.
- Rubio, S., Díaz, E., Martín, J., and Puente, J.M., 2004. Evaluation of Subjective Mental Workload: A Comparison of SWAT, NASA-TLX, and Workload Profile Methods. *Applied Psychology*, 53 (1), 61–86.
- Scerbo, A. S., Freedman, L. W., Raine, A., Dawson, M. E., and Venables, P. H., 1992. A major effect of recording site on measurement of electrodermal activity. *Psychophysiology*, 29 (2), 241-246.

- Shimomura, Y., Yoda, T., Sugiura, K., Horiguchi, A., Iwanaga, K., and Katsuura, T., 2008. Use of frequency domain analysis of skin conductance for evaluation of mental workload. *Journal of Physiological Anthropology*, 27(4), 173-177.
- Tokuda, S., Obinata, G., Palmer, E., and Chaparro, A., 2011. Estimation of mental workload using saccadic eye movements in a free-viewing task. *Conference Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4523-4529.
- Vernet-Maury, E., Robin, O., and Dittmar, A., 1995. The ohmic perturbation duration, an original temporal index to quantify electrodermal responses. *Behavioral Brain Research*, 67 (1), 103-107.
- Verwey, W.B., 2000. On-line driver workload estimation. Effects of road situation and age on secondary task measures. *Ergonomics*, 43(2), 187-209.
- Wallin, B.G., and Fagius, J., 1986. The sympathetic nervous system in man: aspects derived from microelectrode recordings. *Trends in Neurosciences*, 9, 63-67.
- Young, M.S., and Stanton, N.A., 2007. What's skill got to do with it? Vehicle automation and driver mental workload. *Ergonomics*, 50(8), 1324-1339.

### **Axe 3 : Réponses physiologiques centrales et périphériques induites par une contrainte temporelle forte en conduite automobile.**

**Publication 4** : Salvia, E., Delpuech, C., Daligault, S., Guillot, A., Martin, R., Collet, C. Effect of stressful conditions on central and autonomic nervous system responses during simulated driving: MEG and autonomic activity relationships. Soumis à Cognition and Emotion.

Nous avons comparé la conduite nominale (référence) sans aucune contrainte particulière à d'autres scénarios induisant une pression temporelle forte (transport d'un passager à la gare alors qu'il est en retard, transport d'une personne nécessitant des soins vers un hôpital, ...). Nous avons enregistré simultanément l'activité végétative et cérébrale. Les situations à forte charge requièrent une attention plus élevée pour détecter les changements de l'environnement, comparativement à la référence. En effet, la bradycardie précédant la stimulation (c'est-à-dire lorsque le feu passe du vert à l'orange) est plus ample. Nous avons ensuite comparé l'activation cérébrale entre des conditions nominale et celles exigeant de respecter un scénario. Cependant aucune différence significative ne s'est révélée. La conduite sous contrainte entraîne des violations du code avec un non-respect de la signalisation. L'activation au niveau du cortex préfrontal dorsolatéral gauche était d'ailleurs plus forte pour les conducteurs peu respectueux des feux. Ce constat révèle que des contraintes temporelles peuvent avoir des effets délétères sur le traitement des informations et le comportement. Nous avons également mis en relation l'activité végétative avec les activations cérébrales. Les réponses électrodermale et cardiaque sont diminuées dans le cas d'une activation du cortex cingulaire antérieur gauche. L'activité du SNA nous donne donc un reflet de celle du SNC et ses variables peuvent être considérées comme des indicateurs de l'activité du SNC pour permettre des études en situation écologique.

## **Publication 4**

**Effect of stressful conditions on central and autonomic nervous system responses during simulated driving: MEG and autonomic activity relationships**

*Cognition and Emotion*, soumis

Salvia, E., Delpuech, C., Daligault, S., Guillot, A., Martin, R., Collet, C.



Effect of stressful conditions on central and autonomic nervous system responses during simulated driving: MEG and autonomic activity relationships.

Salvia E.<sup>1</sup>, Delpuech C.<sup>2,4</sup>, Daligault S.<sup>4</sup>, Guillot A.<sup>1,3</sup>, Martin R.<sup>1</sup>, Collet C.<sup>1</sup>

1. CRIS EA 647, Performance Motrice Mentale et du Matériel (P3M), Université Claude Bernard Lyon 1-UFR STAPS, 27-29, Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France.
2. INSERM U1028/CRNL Brain Dynamics and Cognition, Bron, France.
3. Institut Universitaire de France, 103 Boulevard Saint-Michel, 75005 Paris.
4. CERMEP-Imagerie du Vivant, 69677 Bron, France.

### Abstract

We recorded magnetoencephalographic (MEG) and electrodermal activities (EDA) during standard (SD) and stressful driving conditions (SC) while drivers were requested to stop at the traffic lights. During SC, scenarios were given to elicit high strain. We performed Synthetic Aperture Magnetometry analyzes. EDA and heart rate were the ANS dependent variables, reaction time (RT) and rate of light violation were those from behavior. RT was greater under SC. Under the SC, the left DLPFC activation increased with the rate of light violation. Drivers who did not respect all the lights may operate a trade-off between the simultaneous respect of the traffic law and of the experimental instructions. It may complicate the motor response selection. The bradycardia preceding light change perception was larger under SC which may suggest that drivers better focused their attention toward environment changes. We observed a negative relationship between ANS and left-brain activities, especially in the left ACC.

Keywords: Magnetoencephalography, Autonomic nervous system activity, Stressful conditions, Driving simulator

MEG and ANS results in driving simulator

## Introduction

Daily activities and especially driving require more or less complex information processing with the intention of performing a series of decision-making. A lot of information may have to be considered which may result in a mental load depending on both the features of the task (task constraints) and the perception of these constraints (the cost the individual underwent during task performance). This objective perception of the task difficulty, i.e. task complexity, time pressure, or dual-task situations, as well as the subjective one, i.e. the task difficulty perceived depending on both the level of experience or the anxiety state, are defined as stress and strain, respectively (Gaillard, 1993; Luczak & Göbel 2000). Luczak & Göbel (2000) described the strain-stress concept as the individually different reactions (strain) which is the result of the task demands and task conditions (stress). Accordingly, the stress induced by the task may interact with intrinsic factors of the individuals. This interaction may elicit overload. Thus, the individual processing abilities may be too low to respond appropriately to the task (Boucsein & Backs, 2000, 2009). This overload may have a detrimental effect on the task performance, particularly on reaction time (RT), response accuracy or both (Ninio & Kahneman, 1974). Equally, individuals immersed in their thoughts may be prone to an overload which may lead to inattention. In driving situations a conversation may elicit distraction, and the speech content has real value. Indeed, complex conversations eliciting emotional load may have detrimental effect on road safety (Recarte & Nunes, 2003; Lemercier & Cellier, 2008). Emotion and cognition may thus interact. Indeed, the role of emotion in decision-making has thoroughly been studied in the field of neuroscience (Damasio, 1995; Damasio, Everitt, & Bishop, 1996; Bechara, Damasio, Damasio, & Lee, 1999; Bechara, Damasio, & Damasio, 2000; Bechara, 2004; Bechara & Damasio, 2005; Cella, Dymond, Cooper, & Turnbull, 2007). Negative emotions may reduce the information processing efficiency, information being missed due to excessive strain (Gaillard & Kramer, 2000).

Physiological variables of both central and autonomic nervous system provide reliable information about the changes in mental and affective states. The autonomic nervous system (ANS) activity could be easily recorded through ambulatory and non-invasive device (Dittmar et al., 1995). It may vary as a function of strain the participants underwent. Electrodermal activity (EDA) and cardiac measures are often used as reliable indices of ANS activity, closely correlated with arousal changes. EDA is also known to be sensitive to emotion-related information (Collet, Averty, & Dittmar, 2009). As there is no parasympathetic innervation of

sweat glands, changes in EDA could be attributable to changes in sympathetic endings at the level of the effectors. Skin conductance (or resistance) responses are recorded simultaneously with the stimulus onset. This electrodermal response is larger and longer when the task demands, the perceived difficulty or both increase (Collet, Petit, Champely, & Dittmar, 2003). Incidentally, Yu, Zhang, Xie, Wang, & Zhang (2009) noticed that sympathetic activity increases during task performance. Strain may be also assessed by processing heart rate (HR – Boucsein & Bacs, 2000, 2009). HR increases during tasks with high cognitive demands (Lacey, Kagan, Lacey, & Moss, 1963; Lacey & Lacey, 1970; Sosnowski, Bala, & Rynkiewicz, 2010). HR is also sensitive to negative emotions, e.g. to stressful or adverse events. Indeed, HR decreases following hurt feeling situations (Gunther Moor, Crone, & Van Der Molen, 2010; Alpers, Adolph, & Pauli, 2011). However, HR is regulated by both ortho- and parasympathetic systems and might be more sensitive to vigilance, alertness and probably less to arousal (Wilkes, Gonsalvez, & Blaszczyński, 2010). HR decreased drastically few seconds prior stimulation onset when attention is focused on task clues of high interest (Coles & Ducan-Johnson, 1975; Stern, 1976; Damen & Brunia, 1987; Zimmer, Vossel, & Fröhlich, 1990; De Pascalis, Barry, & Sparita, 1995). Thus, there is a relationship between bradycardia and preparatory activity for stimulus processing. However, this bradycardia vary as a function of task requirement, difficult trials being associated with larger fore-period HR deceleration (Tursky, Schwartz, & Crider, 1970; Coles, 1974; Coles & Ducan-Johnson, 1977; Gaillard & Perdock, 1979). These results are consistent with the Lacey's intake-rejection hypothesis (Lacey et al., 1963; Lacey & Lacey, 1970): a decrease of HR is noticed when attention is focused toward the environment (individuals are thus more sensitive to new information) while, an increase of HR might favor the processing of internal cues with simultaneous rejection of external stimuli.

Equally, neuroimaging techniques are used to examine the different stages of information processing, e.g. to understand the attention defects on driving performance (Fort et al., 2010). For this purpose, electroencephalography (EEG) and magnetoencephalography (MEG) may be suitable techniques. Indeed, event related potentials (ERP) or evoked magnetic fields assess the dynamics as well as the spatial distribution of cortical activities elicited by both the perception and the processing of a specific event with a really good temporal resolution (Garnero, 1998). Regarding cortical activities, many studies noticed that the prefrontal cortex (PFC - and especially the ventro-median (VM) cortex including the orbitofrontal cortex (OFC)) is essential in the decision-making processes. This cortical area is also involved in

secondary emotion processing (Damasio, 1995). Indeed, decision-making depends on neural substrates that regulate emotion and feeling (Bechara, 2004). Many works presented the somatic marker hypothesis. They noticed that a lesion of VM cortex interfere with the normal processing of somatic or emotional signals and compromise the quality of decisions in daily life (Damasio, 1995; Bechara et al., 1999; Bechara et al., 2000; Bechara, 2004; Bechara & Damasio, 2005). Other structures, which also belong to these neural substrates of emotion, might be crucial in the decision-making processes: the amygdala, allocating the affective features to each stimulus, the somatosensory and insular cortices and the anterior cingulate cortex (ACC – Damasio, 1995; Bechara et al., 1999). Furthermore, other studies noticed that the emotional significance of various stimuli could be assessed in the  $\gamma$ -band of different brain areas (Balconi & Lucchiari, 2008), e.g. in the amygdala and in the visual, prefrontal, parietal and posterior cingulate cortices (Luo et al., 2009). Emotional stimuli elicit a greater increase of the  $\gamma$ -band ERS (event related synchronization) compared with neutral ones (Luo et al., 2009). Balconi & Lucchiari (2008) showed also that the  $\gamma$ -band activity is more significant in high arousal (anger, fear) than in low arousal (happiness, sadness) emotions.

Our study was performed in a driving simulator fitted to a MEG environment (Fort et al., 2010). Participants had to drive either in a standard driving (SD, considered as the reference) condition where they had to respect the traffic law (and especially to stop at the traffic lights) or in a stressful condition (SC) where they had to respect both the traffic lights and a scenario eliciting high strain (particularly with time pressure). Both magnetoencephalographic and autonomic (EDA, HR) activities were recorded. We seek to assess the individuals' mental effort, i.e. the strain the drivers undergo to stop at the traffic lights when changing from green to orange, while they were confronted to either SD or SC. Thus, the present experiment aims at studying the influence of this strain on the neuronal processes involved in the processing of relevant visual cues in driving (e.g. traffic lights) as well as on the autonomic activities. First of all, we expected a longer RT to stop at the lights in the SC than in the SD condition (Fort et al., 2010). We hypothesized also that the color changes in the SC may elicit greater cortical activations in the prefrontal cortex, especially in the ventromedial part (including the orbitofrontal cortex), and in the ACC, compared with the SD (Damasio, 1995; Luo et al., 2009). Equally, the increase in emotional load may be correlated with a modulation of activity in attentional (dorsolateral prefrontal cortex, DLPFC – Damasio, 1995; Yamakasi, LaBar, & McCarthy, 2002; Dolcos & McCarthy, 2006; Kompus, Hugdahl, Ohman, Marklund, & Nyberg, 2009) and visual areas (Fort et al., 2010). Regarding the post-stimulation ANS

activity, greater electrodermal and cardiac responses in SC compared with SD were expected. Indeed, changes in affective state may be accompanied by physiological responses (Collet, Petit, Priez, & Dittmar, 2005; Boucsein & Backs, 2000, 2009; Sequeira, Hot, Silvert, & Delplanque, 2009). In pre-stimulation, we expected a greater bradycardia in SC than in SD (Tursky et al., 1970; Coles, 1974; Coles & Ducan-Johnson, 1977; Gaillard & Perdock, 1979). As regards the relationship between central and autonomic activities, an increase of activity in the right ACC may elicit a really pronounced sympathetic activity and thus great autonomic responses (Heilman, Schwartz, & Watson, 1978; Zahn, Grafman, & Tranel, 1999; Critchley, Elliott, Mathias, & Dolan, 2000).

## **Materials and methods**

### *Participants*

Six men, aged from 20 to 30 years (mean=27.33, SD=2.09) took part voluntarily in this experiment after giving their informed consent. The local ethic committee gave its approval to the experimental design. All participants were naive about the purposes and expected results of the experiment. None was under drugs and had cardiac disease that may influence physiological activity. They had all normal or corrected to normal vision. Also, they had their driving license for at least 3 years.

### *Experimental design*

#### *MEG environment*

Participants drove in a car simulator fitted to the MEG environmental constraints, i.e. adapted to an amagnetic environment, in order to record cortical activities during the driving task. This simulator was equipped with a steering wheel, a turning indicator, an accelerator and a brake pedal. The visual scene presented urban ways projected on a screen. Participants drove either on single or dual carriageways. There were little traffic and few pedestrians on the road scene. Subjects were seated at about 87 cm in front of the screen (see Fort et al., 2010).

### *Procedure and instructions*

Participants drove in 18 different, randomly-controlled, driving scenarios. Each scenario lasted about 5 minutes. As necessary, participants could take short breaks (1-3min) between blocks to reduce tiredness and eye movements. In the middle of the experiment, a longer break (10-15min) was imposed. Participants achieved one or two 5 min-training sessions before starting the experiment. Then, during the experiment, according to the participants, between 107 and 115 (mean=111.17, SD=2.86) traffic lights turned from green to orange. All the traffic lights were located on the right-hand side of the road. The traffic lights could change from green to orange when the vehicle arrived at 31m from it, otherwise it remained green and the driver continued on his way. For 9 of the scenarios, drivers were faced to standard driving (SD, as considered as the reference). In the 9 other scenarios, participants were confronted to stressful conditions (SC). The order of the SD and SC conditions was counterbalanced between subjects. In the SD, drivers had only to respect the traffic law and especially, they had to stop at the traffic lights when they turned from green to orange. Thus, SD was the control condition. In SC, drivers had to respect both the traffic law and a scenario inducing high strain, particularly with time pressure.

### *Behavioral analysis*

#### *Reaction Time (RT) acquisition and analysis*

RT corresponds to the time between the light change and the first action on the pedals, i.e. either the moment when the participant removed the foot from the accelerator or the moment when he pressed on the brake. RT thus depends on mental processes including perception, signal processing (color change from green to orange) and decision-making. Whatever the experiment, the distribution of RT does not follow the Gaussian (Fort et al., 2010). This is the reason why, to analyze the RT more accurately, we used the inverse of RT (1/RT).

Statistical analyzes were performed to check that 1/RT follow the Gaussian. Thus, we completed the Shapiro-Wilk test. We also performed a t-test to test whether the conditions (SD and SC) influenced the 1/RT value. All the traffic lights violated (drivers didn't stop when the lights changed from green to orange) were not considered in this analysis.

### *Traffic lights violation*

The percentage of traffic lights violation in both SD and SC was also considered as a behavioral dependent variable.

Simple regressions were also performed to assess the impact of lights violation (in SC) on both central and autonomic activities.

### *MEG acquisition and analysis*

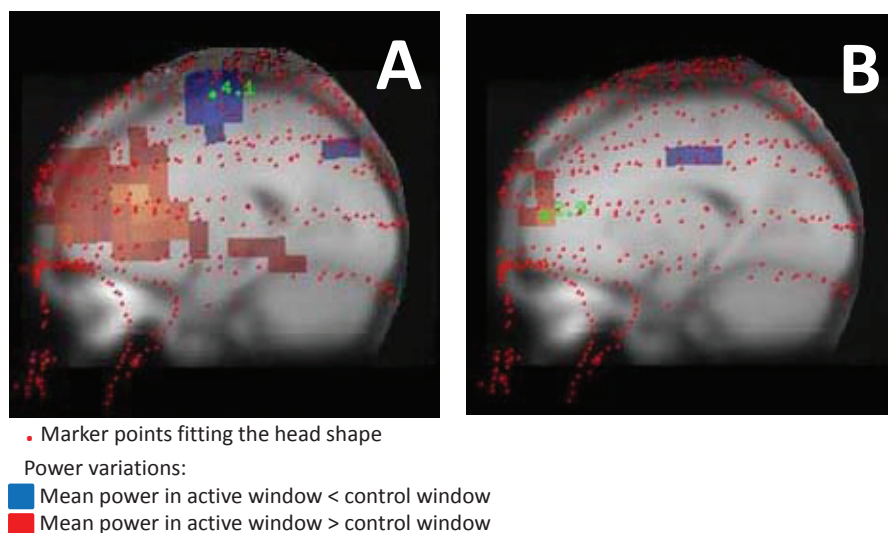
The experiment was conducted at the MEG Centre of CERMEP (Bron, France).

First of all and prior to scanning, head coils were placed on the nasion and on both left and right pre-auricular points. It allowed a continuous head localization recording. Then, the location of these coils and the head-shape of each participant were digitized with Polhemus (Polhemus Inc., Vermont, USA).

MEG recording was performed using a whole-head MEG system (Omega 275, CTF, VSM MedTech Ltd.) with 275 radial gradiometers over the scalp and 33 reference channels for ambient field correction. Signals were digitized at a sampling rate of 300Hz and were recorded continuously applying band-pass filtering from 0 to 75Hz. Vertical and horizontal eye movements (electrooculogram, EOG) were also recorded for artifact control (see Fort et al., 2010). A marker was automatically triggered at the onset of each stimulus of interest (i.e. traffic lights which turned from green to orange) to help along the data analysis. Before starting the data processing, some trials were removed from the analysis due to excessive eye blinks, muscular or electromagnetic artifacts and head movements. Epochs of MEG signal for which head movements exceeded 1cm on the 3 coils were consistently suppressed. Muscular rejection was carried out manually. For blink rejection, we initially selected few blinks manually in order to create a template. Then, the template marked automatically all blinks. However, we control if the rejection was made correctly by the template. Then, we checked that there was no blinks in both the [-5s -4s] window (before light change) and the [0s 1s] window (just after the light change), i.e. in the time window of interest used for Synthetic Aperture Magnetometry analyzes. After rejection, an average of 42.17 (SD=10.26) and 29.83 (SD=12.37) responses to traffic lights changes per participant in SD and SC, respectively were preserved for the analysis.

The regions of interest were the PFC, i.e. the dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC), the anterior cingulate cortex (ACC) and the ventro-median (VM) cortex (including the orbitofrontal cortex). We were also concerned about the occipital and motor cortices. We investigated each side (right – left) of the areas of interest separately. As regards the motor cortex, we were interested only on the left side. We studied the PFC and the occipital cortex in the  $\gamma$ -band (30-50Hz - Luo et al., 2009), and the motor cortex in the  $\beta$ -band (13-35Hz - Pfurtscheller, 2006).

A beamforming technique and virtual sensors were used to process the data. Indeed, Synthetic Aperture Magnetometry (SAM) analyzes were performed and we applied paired t-tests to compared the [0s 1s] active time-window following light change with the [-5s -4s] control time-window. SD and SC conditions were processes separately. For each condition (SD and SC) and each side of regions of interest, we selected a maximum, i.e. the most significant voxel (figure 1).

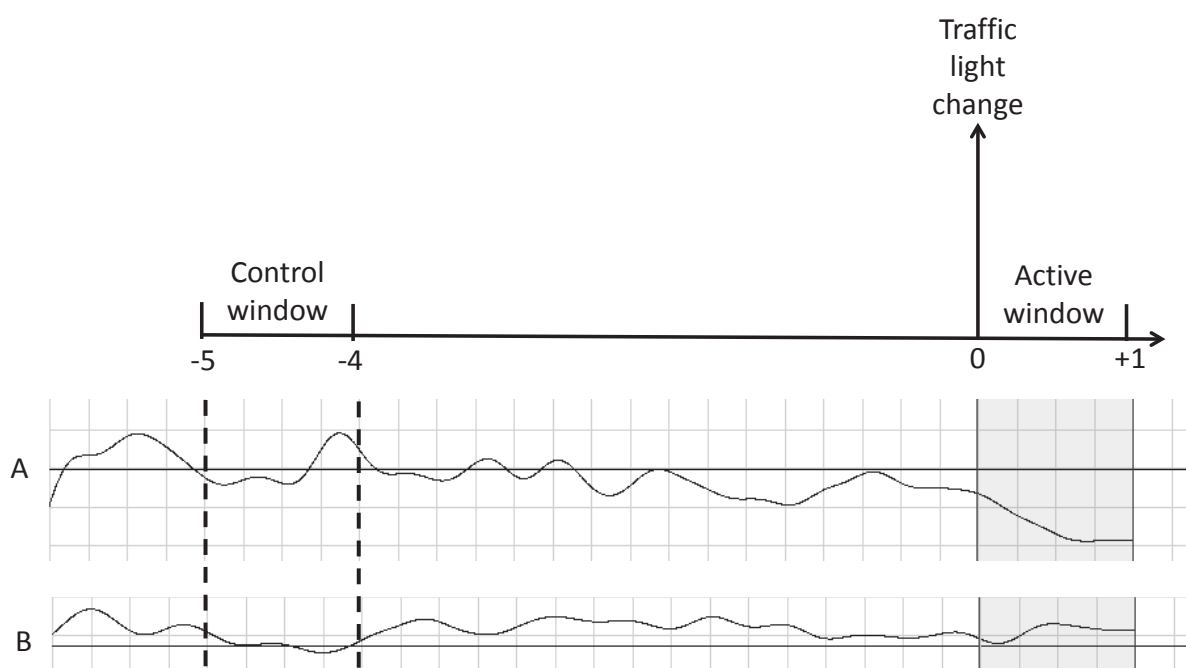


**Fig. 1.** Presentation of two maximum in two different regions of interest.

We selected for each participant, condition (SD – SC) and region of interest (DLPFC, ACC, VM, occipital and motor cortices) a maximum. This figure presents two maximum, one in the motor cortex (A) and the other in the VM cortex (B). A bleu volume (A) means that the mean power in the active window was lower than the mean power in the control window, while a red volume (B) notices that the mean power in the active window was greater than in the control window. The green points represent the maximum (voxel).



Then, for all maximum selected, we determined virtual sensors to process power variations (in nanoAmpere-meter/T) between  $[0s \ 1s]$  and  $[-5s \ -4s]$  time-windows (figure 2). Our results were explained on the basis of this power variation.



**Fig. 2.** MEG analysis.

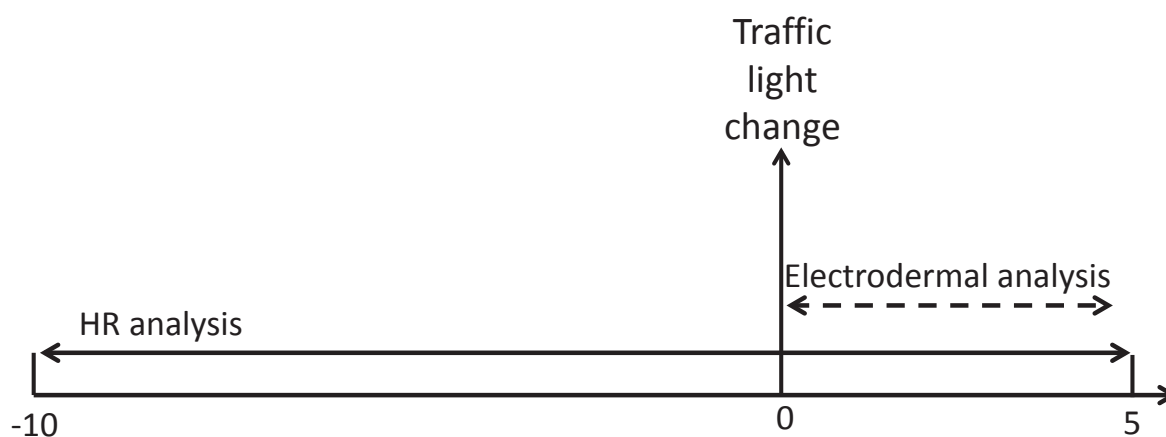
0 corresponds to the moment when the light changed from green to orange. To compute the power variation between the  $[0s \ 1s]$  active time-window (following the light change) and the  $[-5s \ -4s]$  control time-window (before the light change), we determined virtual sensors for each maximum. Virtual sensor A shows that the mean power is lower in the active than in the control window. On the contrary, virtual sensor B notices that the mean power is greater in the active as compared with the control window.

For each side of regions of interest, we also normalized the SC power variation as compared with the SD power variation by computing the difference of the power variations between the two conditions.

Then, statistical analyzes were performed. As regards each side of regions of interest, t-tests were achieved to assess whether the conditions (SD and SC) impacted the power variation. Simple regressions were also performed to study the power variation, as regards each side of regions of interest and each condition, as a function of the percentage of lights violation in SC.

### *ANS acquisition and analysis*

To compare the results, we tried to keep the same trials in the ANS analysis than in the MEG analysis. However, the ANS analysis was conducted using larger time-windows than the MEG ones. Indeed, a [-10s 5s] time-window was used in the ANS analysis (figure 3). Accordingly, trials located at the beginning (traffic lights changes triggered before 10s from the beginning) or at the end of the dataset (traffic lights changes triggered in the last 5s of the dataset) were removed. Numbers of trials retained for the ANS analysis are presented in the table 1.



**Fig. 3.** ANS analysis.

0 corresponds to the moment when the light changed from green to orange. We processed ANS activities (HR and electrodermal activities) by using a [-10s 5s] time-window of interest. More particularly, we processed cardiac activity by using a [-10s 5s] time-window of interest (both pre- and post-stimulation cardiac responses were studied) and EDA in a [0s 5s] time-window of interest. Only post-stimulation electrodermal responses were considered.

	Number of ANS trials retained		% of ANS trials retained (as compared to MEG ones)	
	SD	SC	SD	SC
Driver 1	45	24	90%	82.8%
Driver 2	26	18	83.9%	100%
Driver 3	37	24	94.9%	88.9%
Driver 4	26	14	83.9%	82.3%
Driver 5	39	44	84.8%	89.8%
Driver 6	50	35	89.3%	89.7%

**Table 1:** Proportion of traffic lights processed in the ANS analysis as compared with those processed in the MEG analysis.

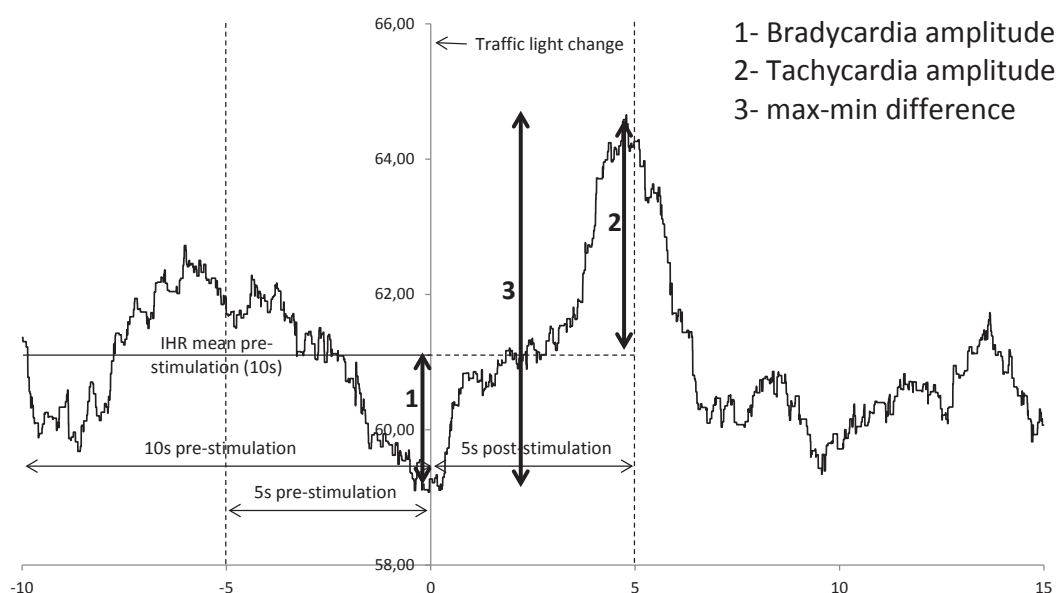
This table presents for each condition (SD – SC), the number of trials retained for the ANS processing as well as the percentage of ANS trials retained as compared with the number of MEG trials processed.

EDA and HR were the two ANS dependent variables studied. ANS variables give a close estimation of subjects' arousal especially through the sympathetic branch. ANS response detection was carried out manually (for more information as regards ANS acquisition, see Salvia, Guillot, & Collet, 2012).

As regards EDA, skin resistance response amplitude and duration were recorded during the post stimulation period. These indicators may vary as a function of experimental conditions. However, the response amplitude is sensitive to initial value (Wilder, 1962), thus we simultaneously processed electrodermal response (EDR) by measuring the response duration, i.e. the Ohmic Perturbation Duration (OPD). The OPD is the time-period during which the individual remains under the influence of the stimulus. Skin resistance value decreases as early as stimulus is triggered. Then, skin resistance level remains at a lower level by showing slight fluctuations and increase again towards its initial level. We measured EDR from the sudden drop after the stimulus was triggered until the exact point where the slope grows again, starting to recover its initial level (Vernet-Maury, Robin, & Dittmar, 1995). We processed EDR, amplitude and duration, starting within a 3s-period following stimulus onset (Dawson, Schell, & Fillion, 2000).

Instantaneous Heart Rate (IHR) was recorded. IHR is a beat to beat recording of HR and makes the observation of HR variation more accurate (see Salvia et al, 2012). Indices of bradycardia and tachycardia were studied (figure 4). As regards the bradycardia index, we computed the difference between the lowest IHR value in the 5s preceding the stimulation

(light change) and the mean IHR pre-stimulation value (this value was computed on the 10s-period preceding stimulus onset). This 5s-delay was already used in previous studies as an attention (i.e. readiness to act) index (e.g. Stern, 1976). The tachycardia was processed by measuring the difference between the greatest IHR value in the 5s following the stimulus onset (light change) and the mean IHR pre-stimulation value (computed on 10s). We choose to focus on the 5s post stimulation because after these 5s there were other stimulations (direction signs or other lights changes to respect) that could disrupt the responses of interest. Also, we computed the difference between the greatest IHR value in the 5s post-stimulation and the lowest IHR value in the 5s pre-stimulation as a mental effort and arousal index.



**Fig. 4.** HR indicators.

This figure presents the three indices retained to process the IHR activity, i.e. the bradycardia amplitude (1), the tachycardia amplitude (2) and the max-min difference (3).

Statistical analyzes were then conducted. T-tests were performed to test whether the conditions (SD and SC) impacted EDA and HR indices. Also, simple regressions were carried out to study each ANS indices as a function of the percentage of lights violation in SC.

### *MEG and ANS analysis*

We performed statistical analyzes to test the impact of brain activities on autonomic responses. Thus, we conducted simple regressions to study autonomic activity changes as a function of the power variation in a specific left or right brain area. Analyzes were achieved separately as regards SD and SC conditions.

## **Results**

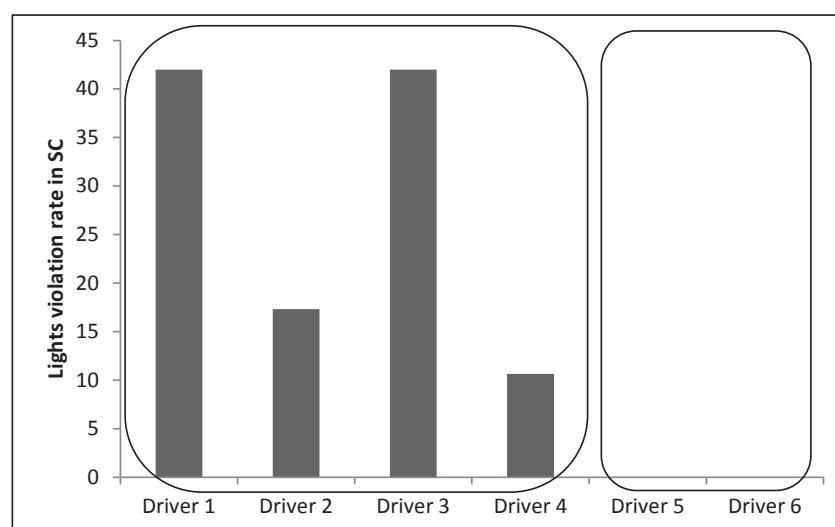
### *Behavioral results*

#### *RT*

The Shapiro-Wilk test confirmed that the  $1/RT$  data followed the Gaussian (SD:  $W=0.89$ ,  $p=.32$ ; SC:  $W=0.98$ ,  $p=.93$ ). Also, as regards  $1/RT$ , the t-test revealed a significant difference between SD and SC conditions (mean difference= $0.75$ ,  $t=3.46$ ,  $p=.018$ ). Mean (SD)  $1/TR$  were  $3.25s^{-1}$  ( $0.58$ ) and  $2.50s^{-1}$  ( $0.43$ ) during SD and SC, respectively.

#### *Percentage of traffic lights violation*

In the SD condition, drivers respected all the traffic lights. However, in the SC, some traffic lights were violated. The rate of lights violation is shown on the figure 5.

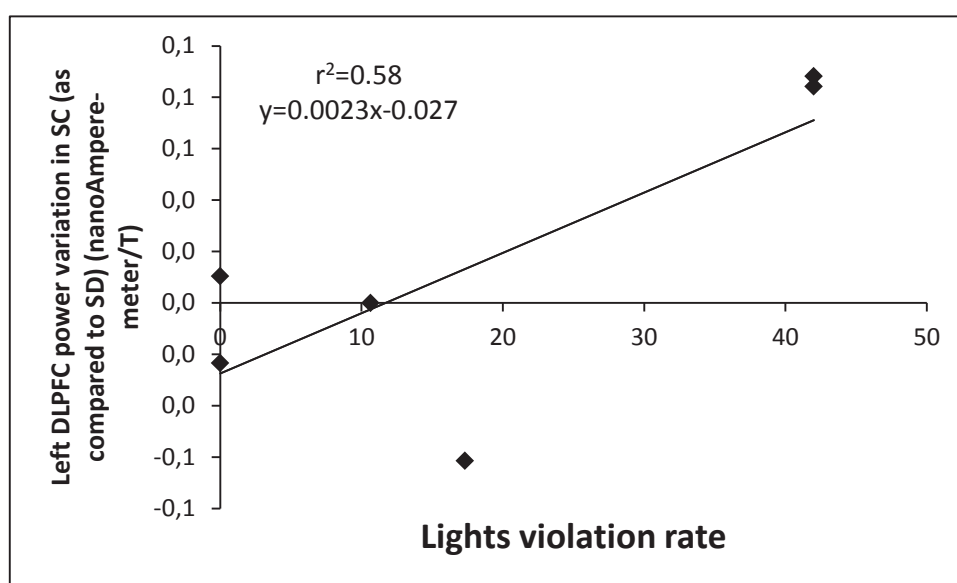


**Fig. 5.** Rate of lights violation in SC.

The figure presents the lights violation rate in the SC for each driver. In the SD, all the lights were respected.

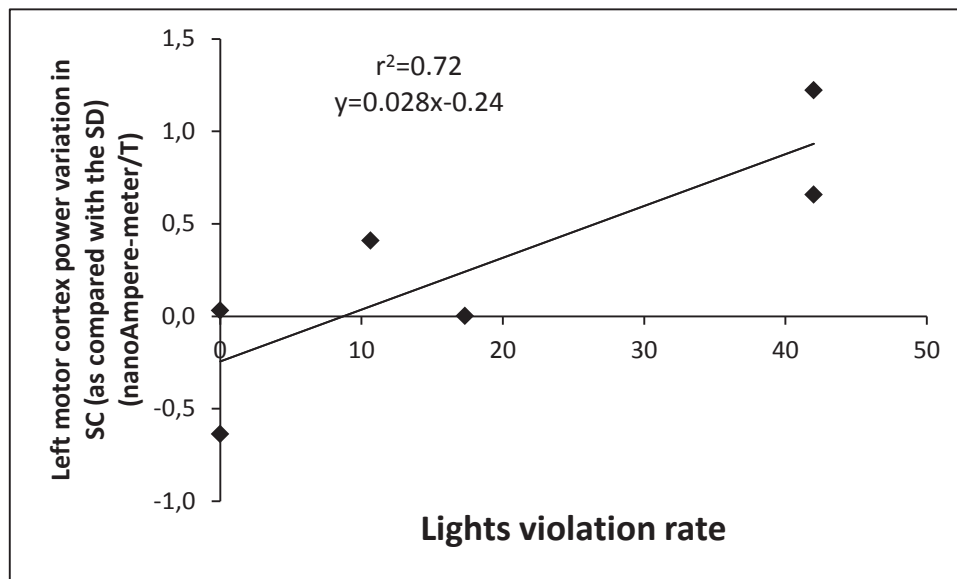
### MEG results

Simple regressions revealed that, in the SC (as compared with SD), the power variation in the left DLPFC increased simultaneously with the rate of lights violation in SC ( $F(1,4)=5.46$ ,  $p=.08$ , see figure 6). The relatively small number of participants in this study did not allow us to reach the significant difference threshold. Accordingly, power calculation with an alpha set at 0.05 and a power set at 0.80 gave a sample size of 9 to reach significance.



**Fig. 6.** Left DLPFC power variation in SC (as compared with SD) as a function of the lights violation rate. This figure notices that in the SC (as compared with the SD condition), the left DLPFC power variation increased simultaneously with the lights violation rate.

Also, in the SC (by comparison with SD condition), the power variation in the left motor cortex increased simultaneously with the rate of lights violation in SC ( $F(1,4)=10.17$ ,  $p=.03$ , see figure 7).



**Fig. 7.** Left motor cortex power variation in SC (as compared with SD) as a function of the lights violation rate. This figure shows that in the SC (as compared with the SD condition), the left motor cortex power variation increased simultaneously with the lights violation rate.

### *ANS results*

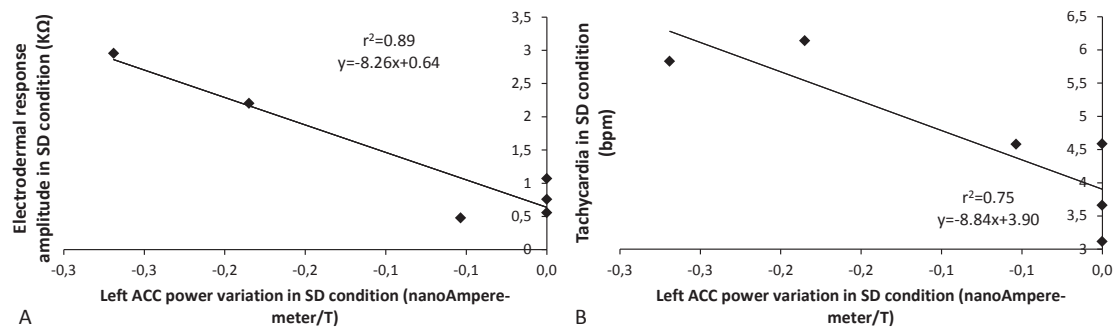
Simple regressions revealed that OPD decrease along with an increase of lights violation in SC ( $F(1,4)=6.25$ ,  $p=.07$ ). Power calculation with an alpha set at 0.05 and a power set at 0.80 gave a sample size of 9 to reach significance.

The bradycardia index used in this experiment revealed that the bradycardia in the 5s pre-stimulation was greater in the SC than in the SD (mean difference=0.63,  $t=2.73$ ,  $p=.04$ ). Mean (SD) IHR value were -3.70 bpm (0.38) and -4.33 bpm (0.83) during SD and SC, respectively.

### *Relationship between MEG activities and autonomic activities*

In the SD condition, a negative relationship was evidenced between the electrodermal response amplitude and the power variation in the left ACC. We observed a decrease of the response amplitude along with an increase of the power variation in this brain area ( $F(1,4)=31.25$ ,  $p=.005$ , figure 8, A).

In the same condition, we also observed a negative relationship between tachycardia amplitude and the power variation in the left ACC. HR response amplitude decrease while the power variation in the left ACC increase ( $F(1,4)=11.88$ ,  $p=.03$ , figure 8, B).



**Fig. 8.** Electrodermal response amplitude and tachycardia amplitude as a function of the left ACC power variation.

These figures present both the electrodermal responses amplitude (A) and the tachycardia amplitude (B) as a function of the left ACC power variation in the SD condition. We noticed a negative relationship between ANS activities and left brain activations, especially in the left ACC.

## Discussion

As expected, we observed a longer RT, to stop at the traffic light, in the SC than in the SD condition. In the SC, participants drove in a relatively complex condition of divided attention as compared with the SD where attention was focused only on the road and the environment changes (Ninio & Kahneman, 1974). In the SC, two messages were important to consider. Their attention was divided between the traffic law that they had to respect and the scenarios involving time constraints. Drivers may be deep in their thoughts to respect the scenario which may involve inattention (Lemerrier & Cellier, 2008). Accordingly, their resources may be too low to remove relevant information from the driving scene. Thus their driving performance may be impaired, e.g. increase of RT. Also, in the SC, 4 drivers out of 6 exhibited a high rate of lights violation (the 2 others respected all lights) while in the SD condition all traffic lights were considered. Emotion may guide driver's behaviors in order that they meet with the experimental instructions. Indeed, drivers may respect the scenario, e.g. reach their destination on time, and thus they avoided wasting time by stopping at the traffic lights. They probably behaved in this way because they drove in simulated conditions.

These different conditions have also impacted brain activations. First, it is important to specify what is an activation according to the frequency band used and the regions of interest studied for analyzes. Depending on whether we use the  $\gamma$ -band (e.g. for study PFC and occipital cortices activation) or the  $\beta$ -band (e.g. for study motor cortex activation), activation



is either an ERS (event related synchronization) or an ERD (event related desynchronization). Indeed, this phenomenon depends on both the number of neuron available for the synchronization and the excitability level of neurons at rest. In the brain areas where activities are studied using the  $\gamma$ -band, the rest cortical level is low (i.e. low excitability of neurons, many neurons available for synchronization). Accordingly, activation is defined as an ERS. Thus, an increase of power corresponds to a cortical activation. However, in the brain regions where activities are examined in the  $\beta$ -band, the rest cortical level is high (i.e. high excitability of neurons, few neurons available for synchronization). Thus, in this frequency band, an ERD and therefore a decrease of power is defined as a cortical activation (Pfurtscheller, 2006). In our experiment, we observed, in the SC (as compared with the SD), an increase of the power variation in the left DLPFC (studied in the  $\gamma$ -band) along with an increase of the rate of lights violation. Thus, the activity in the left DLPFC increased simultaneously with the rate of lights violation. The DLPC is involved in relatively complex cognitive processes, e.g. attention, working memory, anticipation, planning and motor response selection (Damasio, 1995; Yamakasi et al., 2002; Dolcos & McCarthy, 2006; Kompus et al., 2009). Indeed, Dolcos & McCarthy (2006) revealed that DLPFC activation predicts a good performance. Drivers who did not respect all the lights may operate a trade-off between the simultaneous respect of the traffic law and of the experimental instructions (e.g. reach their destination on time). However, drivers who respected all the lights may consider the driving task as the primary task. Therefore, the action selection may be more complex for the drivers who did not meet all the lights, and thus may require more attention. There may be an increase of top-down attention for the selection of relevant information and action selection (i.e. to brake or not) in the SC (Corbetta, Shulman, & Others, 2002). We also noticed, in the SC (as compared with the SD), an increase of the power variation in the left motor cortex (studied in the  $\beta$ -band) along with an increase of the rate of lights violation. Therefore, the activity in the left motor cortex decreased while the rate of lights violation increased. The decrease of activity in the left motor cortex may be coherent with drivers' action when breaking the light, as they did not brake. In a similar driving session, Fort et al. (2010) reported activation in the supplementary motor area. In fact, as in our study, drivers should stop at the traffic lights but no violation was reported. In this experiment, we thus presented that the stress induced by time pressure may affect both drivers' behaviors and also the neuronal processing of relevant information.

As regards the ANS, we observed that the bradycardia preceding light perception was larger under SC than under SD. Previous works noticed that HR changes are correlated with attention. HR decrease drastically when attention is diverted towards the environment, when the attention is focused on task cue of interest (Lacey et al., 1963; Lacey & Lacey, 1970; Coles & Ducan-Johnson, 1975; Stern, 1976; Damen & Brunia, 1987; Zimmer et al., 1990; De Pascalis et al., 1995). Also, other works showed that difficult task required the allocation of more resources in attention and elicited greater HR deceleration during the foreperiod (Tursky et al., 1970; Coles, 1974; Coles & Ducan-Johnson, 1977; Gaillard & Perdock, 1979). In our study, drivers better focused their attention toward environment changes in the SC than in the SD condition. In SC, most of the drivers were tempted to respect the scenario. Thus they had to pay attention to both the lights changes and other environmental changes (i.e. other vehicles, pedestrians ...) to avoid accident especially in the case of the violation of the lights.

The aim of this work was also to study the relationship between central and autonomic activities. We showed that both EDR and HR response amplitude decreased while the power variation of the left ACC (studied in the  $\gamma$ -band) increased. Thus, both ANS indices decreased along with an increase of the activity of the left ACC (Pfurtscheller, 2006). We observed therefore a negative relationship between ANS and left-brain activities, especially in the left ACC. This is in accordance with previous studies reporting that the left hemisphere is involved in the inhibition of ANS responses. Indeed, several studies noticed that left hemisphere damages lead to an increase of ANS responses (Heilman et al., 1978; Zoccolotti, Scabini, & Violani, 1982; Crucian et al., 2000). On the contrary, right hemisphere damages have opposite effects, i.e. a decrease of ANS responses (Heilman et al., 1978; Zoccolotti et al., 1982; Zahn et al., 1999). Also, Wittling, Block, Genzel, & Schweiger (1998) revealed that the left hemisphere mainly controls parasympathetic activity while sympathetic activity is controlled by the right hemisphere. Besides, Critchley et al. (2000) noticed that sympathetic activity is mostly correlated with the right ACC, right insular and right OFC. As regards the inhibition of the ANS responses following the left ACC activation, most of these works may be consistent with our results.

To conclude, both behavioral and physiological, i.e. central and autonomic activities, variables showed that stressful driving situations may have a detrimental impact on road safety. In fact, the stress induced by some scenarios may influence the drivers' behavior, i.e. increase the RT to respond to lights changes and/or increase the traffic lights violation. Also, this study presented that these situations affect the neuronal processing of relevant

information. It may exist an interference between two possible decisions, i.e. either respect the traffic law or violate the lights to respect experimental instructions. However, this study was conducted in a driving simulator. Consequently, drivers may have different behaviors in these situations as compared with actual driving where the danger is real. Also, drivers may have different personalities, thus different behaviors when they are faced to stressful conditions. Accordingly, it may be interesting in future research to test the impact of character traits on driving behavior.

## References

- Alpers, G. W., Adolph, D., & Pauli, P. (2011). Emotional scenes and facial expressions elicit different psychophysiological responses. *International Journal of Psychophysiology*, 80, 173-181.
- Balconi, M., & Lucchiari, C. (2008). Consciousness and arousal effects on emotional face processing as revealed by brain oscillations. A gamma band analysis. *International Journal of Psychophysiology*, 67, 41-46.
- 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, 5473-5481.
- Bechara, A., Damasio, H., & Damasio, A. R. (2000). Emotion, Decision Making and the Orbitofrontal Cortex. *Cerebral Cortex*, 10, 295-307.
- Bechara, A., 2004. The role of emotion in decision-making: Evidence from neurological patients with orbitofrontal damage. *Brain and Cognition*, 55, 30-40.
- Bechara, A., & Damasio, A. R. (2005). The somatic marker hypothesis: A neural theory of economic decision. *Games and Economic Behavior*, 52, 336-372.
- Boucsein, W., & Backs, R. W. (2000). Engineering Psychophysiology as a Discipline: Historical and Theoretical Aspects. In R.W. Backs, & W. Boucsein (Eds.), *Engineering Psychophysiology. (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Boucsein, W., & Backs, R.W. (2009). The psychophysiology of Emotion, Arousal and Personality: Methods and Models. In V. Duffy (Ed.), *Handbook of Digital Human Modeling*. CRC Press, Boca Raton US.

- Cella, M., Dymond, S., Cooper, A., & Turnbull, O. (2007). Effects of decision-phase time constraints on emotion-based learning in the Iowa Gambling Task. *Brain and Cognition*, 64, 164-169.
- Coles, M. G. H. (1974). Physiological activity and detection: The effects of attentional requirements and the prediction of performance. *Biological Psychology*, 2, 113-125.
- Coles, M. G., & Duncan-Johnson, C. C. (1975). Cardiac activity and information processing: The effects of stimulus significance, and detection and response requirements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1, 418-428.
- Coles, M. G. H., & Duncan-Johnson, C. C. (1977). Attention and cardiac activity: Heart rate responses during a variable foreperiod, disjunctive reaction time task. *Biological Psychology*, 5, 151-158.
- 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: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 45, 539-548.
- 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.
- Collet, C., Averty, P., & Dittmar, A. (2009). Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air-traffic control. *Applied Ergonomics*, 40, 23-32.
- Corbetta, M., Shulman, G. L., & Others (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature reviews neuroscience*, 3, 201-215.
- 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. *The Journal of Neuroscience*, 20, 3033-3040.
- Crucian, G. P., Hughes, J. D., Barrett, A. M., Williamson, D. J. G., Bauer, R. M., Bowers, D., & Heilman, K. M. (2000). Emotional and Physiological Responses to False Feedback. *Cortex*, 36, 623-647.
- Damasio, A. R., Everitt, B. J., & Bishop, D. (1996). The Somatic Marker Hypothesis and the Possible Functions of the Prefrontal Cortex [and Discussion]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 351, 1413-1420.
- Damasio, A.R. (1995). *L'erreur de Descartes: la raison des émotions*. Odile Jacob (Ed).

- Damen, E. J. P., & Brunia, C. H. M. (1987). Changes in Heart Rate and Slow Brain Potentials Related to Motor Preparation and Stimulus Anticipation in a Time Estimation Task. *Psychophysiology*, 24, 700-713.
- Dawson, M. E., Schell, A. M., & Fillion, D. L. (2000). The electrodermal system. *Handbook of psychophysiology*, 2, 200-223.
- De Pascalis, V., Barry, R. J., & Sparita, A. (1995). Decelerative changes in heart rate during recognition of visual stimuli: effects of psychological stress. *International Journal of Psychophysiology*, 20, 21-31.
- Dittmar, A., Rada, H., Delhomme, G., Vernet-Maury, E., Collet, C., Roure, R., et al. (1995). A multi-sensor system for the non-invasive measurement of the activity of the autonomic nervous system. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 26-27, 461-464.
- Dolcos, F., & McCarthy, G. (2006). Brain Systems Mediating Cognitive Interference by Emotional Distraction. *The Journal of Neuroscience*, 26, 2072-2079.
- Fort, A., Martin, R., Jacquet-Andrieu, A., Combe-Pangaud, C., Foliot, G. R., Daligault, S. B., et al. (2010). Attentional demand and processing of relevant visual information during simulated driving: A MEG study. *Brain Research*, 1363, 117-127.
- Gaillard, A. W. K., & Perdok, J. (1979). Slow cortical and heart rate correlates of discrimination performance. *Acta Psychologica*, 43, 185-198.
- Gaillard, A. W. K. (1993). Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics*, 36, 991-1005.
- Gaillard, A. W. K., & Kramer, A. F. (2000). Theoretical and Methodological Issues in Psychophysiological Research. In R.W. Backs, & W. Boucsein (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Garnero, L., Baillet, S., & Renault, B. (1998). Magnétoencéphalographie / électroencéphalographie et imagerie cérébrale fonctionnelle. *Annales de l'Institut Pasteur/Actualités*, 9, 215-226.
- Gunther Moor, B., Crone, E. A., & Van Der Molen, M. W. (2010). The Heartbrake of Social Rejection Heart Rate Deceleration in Response to Unexpected Peer Rejection. *Psychological Science*, 21, 1326-1333.
- Heilman, K. M., Schwartz, H. D., & Watson, R. T. (1978). Hypoarousal in patients with the neglect syndrome and emotional indifference. *Neurology*, 28, 229-229.
- Kompus, K., Hugdahl, K., Ohman, A., Marklund, P., & Nyberg, L. (2009). Distinct control networks for cognition and emotion in the prefrontal cortex. *Neuroscience Letters*, 467, 76-80.

- Lacey, J.I., Kagan, J., Lacey, B.C., & Moss, H.A. (1963). The visceral level: situational determinants and behavioral correlates of autonomic response stereotypy. In P.H. Napp (Ed.), *Expressions of emotions in man*. International Universities Press, New York.
- Lacey, J.I., & Lacey, B.C. (1970). Some autonomic-central nervous system interrelationships. In P.Black (Ed.), *Physiological correlates of emotion*. Academic Press, New York.
- Lemercier, C., & Cellier, J. M. (2008). Les défauts de l'attention en conduite automobile: inattention, distraction et interférence. *Le travail humain*, 71, 271-296.
- Luczak, H., & Göbel, M. (2000). Signal processing and analysis in application. In: R.W. Backs, & W. Boucsein. (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Luo, Q., Mitchell, D., Cheng, X., Mondillo, K., Mccaffrey, D., Holroyd, T., et al. (2009). Visual Awareness, Emotion, and Gamma Band Synchronization. *Cerebral Cortex*, 19, 1896-1904.
- Ninio, A., & Kahneman, D. (1974). Reaction time in focused and in divided attention. *Journal of Experimental Psychology*, 103, 394-399.
- Pfurtscheller, G. (2006). The cortical activation model (CAM). *Progress in Brain Research*, 159, 19-27.
- Recarte, M. A., & Nunes, L. M. (2003). Mental workload while driving: Effects on visual search, discrimination, and decision making. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 9, 119-137.
- Salvia, E., Guillot, A., & Collet, C. (2012). Autonomic nervous system correlates to readiness state and negative outcome during visual discrimination tasks. *International Journal of Psychophysiology*, 84, 211-218.
- Sequeira, H., Hot, P., Silvert, L., & Delplanque, S. (2009). Electrical autonomic correlates of emotion. *International Journal of Psychophysiology*, 71, 50-56.
- Sosnowski, T., Bala, A., & Rynkiewicz, A. (2010). Mental task demands and cardiovascular response patterns. *Biological Psychology*, 84, 264-271.
- Stern, R. M. (1976). Reaction Time and Heart Rate Between the GET SET and GO of Simulated Races. *Psychophysiology*, 13, 149-154.
- Tursky, B., Schwartz, G. E., & Crider, A. (1970). Differential patterns of heart rate and skin resistance during a digit-transformation task. *Journal of Experimental Psychology*, 83, 451-457.

- 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.
- Wilder, J. (1962). Basimetric approach (law of initial value) to biological rhythms. *Annals New York Academy of Sciences*, 98, 1211-1220.
- Wilkes, B., Gonsalvez, C.J., & Blaszczyński, A. (2010). Capturing SCL and HR changes to win and loss events during gambling on electronic machines. *International Journal of Psychophysiology*, 78, 265-272.
- Wittling, W., Block, A., Genzel, S., & Schweiger, E. (1998). Hemisphere asymmetry in parasympathetic control of the heart. *Neuropsychologia*, 36, 461-468.
- Yamakasi, H., LaBar, K.S., & McCarthy, G. (2002). Dissociable prefrontal brain systems for attention and emotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 99, 11447-11451.
- Yu, X., Zhang, J., Xie, D., Wang, J., & Zhang, C. (2009). Relationship between scalp potential and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 146, 81-86.
- Zahn, T.P., Grafman, J., & Tranel, D. (1999). Frontal lobe lesions and electrodermal activity: effects of significance. *Neuropsychologia*, 37, 1227-1241.
- Zimmer, H., Vossel, G., & Fröhlich, W.D. (1990). Individual differences in resting heart rate and spontaneous electrodermal activity as predictors of attentional processes: effects on anticipatory heart rate deceleration and task performance. *International Journal of Psychophysiology*, 8, 249-259.
- Zoccolotti, P., Scabini, D., & Violani, C. (1982). Electrodermal responses in patients with unilateral brain damage. *Journal of Clinical Neuropsychology*, 4, 143-150.

#### **Axe 4: Etude comportementale de conducteurs à besoins spécifiques, les personnes âgées.**

**Publication 5** : Salvia, E., Champely, S., Petit, C., Chomette, R., Collet, C. Effects of age and task load on drivers' response accuracy and reaction time when responding to traffic lights. Soumis à **Accident, Analysis and Prevention**.

Cette étude évalue les conséquences de l'altération des capacités de traitement de l'information liée au vieillissement normal. Plusieurs situations, où la quantité d'information à traiter est de plus en plus élevée, ont été étudiées pour quantifier les différences de TR entre conducteurs jeunes et âgés. Nous avons aussi considéré la justesse des réponses. Le TR augmente avec l'âge en même temps que la précision des réponses diminue et ce phénomène s'amplifie avec la complexité de la tâche. Les différences sont moins marquées pour la tâche de TR simple comparativement à celle impliquant un choix. Dans une situation équivalente, les personnes âgées mobilisent davantage de ressources attentionnelles que les plus jeunes, d'où un coût mental plus élevé. Par conséquent, cette difficulté pourrait induire une anxiété réelle chez les conducteurs seniors, y compris dans des conditions perçues comme anodines par les plus jeunes. Pragmatiquement, nous préconisons aux seniors d'adopter des stratégies particulières (éviter de conduire aux heures de pointe, réduire sa vitesse pour se laisser le temps de sélectionner et traiter les informations pertinentes, ...) pour qu'ils puissent continuer à prendre le volant sereinement et maintenir leur autonomie et leur indépendance.



## **Publication 5**

### **Effects of age and task load on drivers' response accuracy and reaction time when responding to traffic lights**

*Accident, Analysis and Prevention*, soumis

Salvia, E., Champely, S., Petit, C., Chomette, R., Collet, C.

Effects of age and task load on drivers' response accuracy and reaction time when responding to traffic lights.

Emilie Salvia<sup>a</sup>, Stéphane Champely<sup>a</sup>, Claire Petit<sup>b</sup>, René Chomette<sup>c</sup> & Christian Collet<sup>a</sup>

<sup>a</sup> CRIS EA 647, Performance Motrice Mentale et du Matériel (P3M), Université Claude Bernard Lyon 1-UFR STAPS, 27-29, Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France.

<sup>b</sup> Renault Technocentre AVA 177, 1 Avenue du Golf, 78280 Guyancourt France.

<sup>c</sup> Ecole de Conduite Française ECF - CESR Aéroport de Bron 69500 Bron, France.

## Abstract

The population is aging and therefore senior citizens are increasingly present on the roads. We thus tried to assess the extent to which senior drivers were sensitive to various task loads with application to driving. Seniors and middle-aged people completed reaction time (RT) tasks close to those we managed while driving. The participants should detect a light or arrow of a traffic light as quickly as possible. We tested three increasingly difficult conditions by manipulating the number of cues to be processed i.e. lights or arrows which could switch on. Thus, decision-making was expected to evolve as a function of task difficulty and thus, RT. The first test was a simple RT task, thus requiring the processing of one cue. In the second and the third tests, three and six parameters had to be respectively monitored simultaneously (choice RT). We reported an expected increase of RT, error rate and no-response as a function of task difficulty, in both groups. However all were higher in the senior group than in the middle-aged people group. Furthermore, RT difference between the two groups increased drastically with task difficulty. The rate of no-responses in the third test may also suggest that seniors needed more than 2s. to process information and respond accurately. Regarding senior drivers, both prolonged RT and no-responses rate, especially for difficult tasks, may be due to an impairment of cognitive abilities, related to aging. Therefore, trivial driving conditions for younger drivers could become complex and stressful for the elderly. It thus seems important to make them aware of the effects of aging with relatively simple recommendations and suggestions, so they could drive with less anxiety.

Keywords: reaction time, response accuracy, driving, aging, cognitive impairment.

## 1. Introduction

Driving requires the processing of complex information. Most often, a large amount of information has to be considered simultaneously, e.g. external information on other drivers' actions, on road signs or traffic lights, on in-vehicle information, as well as on our own driving actions. Individuals should handle this amount of information which therefore needs to be hierarchically organized. We proceed with the intention of performing a series of decision-making tasks as accurately as possible to respond well to the driving situation. Taken as a whole, this information may elicit various mental workloads depending on task complexity, drivers' abilities and experience. More precisely, mental load depends on task features (objective task constraints and difficulty, time pressure or dual task condition) and on driver's own perception of these constraints (the cost to the individual of task performance). The objective and the subjective perception of the task difficulty are defined as "stress" and "strain", respectively (Gaillard, 1993). Moreover, Luczak and Göbel (2000) described the stress-strain concept as the individually different reactions (strain) which is the result of the task demands and task conditions (stress). The stress elicited by the task may interact with intrinsic factors of the individuals. This interaction may thus lead to overload, which might have detrimental effects on task performance, particularly on reaction time (RT), response accuracy or both (Ninio and Kahneman, 1974).

The perceived difficulty also depends on the driver's skill level or on the anxiety state and thus may be affected by beliefs on his/her own abilities to adequately perform the task. Accordingly, the amount of attentional resources required to process information is different from one individual to another (Kantowitz, 1987). Thus, driving may cause different amounts of mental workload for different demographic groups (young, middle-aged and old drivers). The current population is aging and the number of senior drivers increasing (Cassavaugh and Kramer, 2009). In most western countries, drivers older than 65 years are the population with the fastest growth and represent 12-15% of the driving population (Cantin et al., 2009). In Australia, the proportion of older adults is predicted to comprise 23% of the population by 2030 (Rakotonirainy et al., 2012). It therefore seems relevant to better focus on the behavior of senior drivers. In particular, due to the degradation of cognitive abilities with age (Anstey et al., 2005, Cassavaugh and Kramer, 2009, Ferreira et al., 2012), the cost experienced by seniors during specific driving situations may be higher than for younger drivers (e.g. insertion into the traffic flow or, in most European countries, turning left while observing the right-of-way rules). Therefore, mental workload experienced by senior drivers may be really

hard to manage (Cantin et al., 2009). Moreover, as senior drivers may become aware of their impaired abilities, difficult driving conditions may induce anxiety, thus reducing their ability to process information efficiently. Important information could be missed due to excessive strain (Gaillard and Kramer, 2000). The time to adequately process this information is also incompatible with driving demands (Cantin et al., 2009, Warshawsky-Livne and Shinar, 2002). Individual information-processing abilities might be therefore too low to respond appropriately to the task (Boucsein and Backs, 2000, 2009).

Many studies underlined that senior drivers self-adapt and regulate their driving behavior. They avoid complex driving situations where they do not feel confident, e.g. driving at night, when the traffic is too busy, when the weather is too bad, or even when they know that they will have to perform a complex maneuver (Baldock et al., 2006, Blanchard and Myers, 2010, Charlton et al., 2006). However, other demographic groups also self-regulate their behavior e.g. women, young and anxious drivers (Gwyther and Holland, 2012). Such an adaptation may be observed throughout the human lifespan and is not only due to aging (Gwyther and Holland, 2012).

The aim of this experiment was to test the extent to which senior drivers' behavior was sensitive to various task loads during driving, as compared with a control group of younger drivers. In particular, we aimed at evaluating the strain the individuals underwent when confronted with a simulated driving task requiring an appropriate response to traffic light changes of various complexities. Thus, we tested whether the time required to process information related to traffic lights as well as the relevance of the decision (i.e. the response accuracy), were affected as a function of age. We expected that both the time to process information and the response accuracy should be affected by task complexity, and that aging should be more detrimental to performance in the group of elderly than in the group of younger drivers (Cantin et al., 2009).

## **2. Materials and methods**

### *2.1 Participants*

Twenty-five middle-aged people (from 20 to 50 years) and thirty-one seniors (aged over 70 years) took part in this experiment after giving their informed consent. The local ethics committee gave its approval to the experimental procedures. All participants were unaware of

the purposes and expected results of the experiment. All had their driving license and normal or corrected-to-normal vision.

## 2.2 Experimental design

### 2.2.1 Instructions

Participants faced a computer screen displaying different stimuli. Each participant completed three different tests. The stimuli were, in the first and the second tests, different lights (red, yellow and green – see Figure 1-A). The stimuli in the third section were both lights (yellow ones) and arrows (red and green ones – see Figure 1-B).

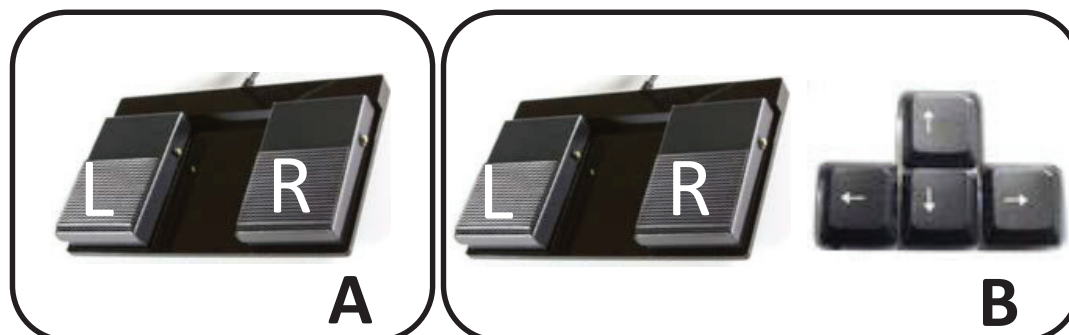


**Fig. 1.** Presentation of the traffic lights displayed on the screen.

A. Lights displayed on the screen during the first and the second tests. B. Lights or directional arrows displayed on the screen during the third test.

They were instructed to use either a keyboard or a pedal board to respond, as quickly as possible, to the stimuli. Regardless of the test, they had to respond with both the right hand and the right foot. Different instructions were given to the participants, specific to each test. In the first test, the participants had to respond by pressing the left pedal (just as if they had to brake) as soon as they saw the red light switch on. In the second test, the participants had to respond by pressing the left (just as if they had to brake) or the right (just as if they had to accelerate) pedal as soon as they saw the red or the green light switch on, respectively. They were also instructed to press the “up” arrow of the keyboard when the yellow light switched on. In the third test, the participants had to press the left or the right pedal as soon as they saw the left red arrow or the right red arrow switch on, respectively. They were also requested to press the “left” arrow, the “right” arrow or the “up” arrow of the keyboard when the left green

arrow, the right green arrow or the yellow light (either side) switched on, respectively (see Figure 2).



**Fig. 2.** Description of each experimental condition.

A. In the first test, the participants had to respond by pressing the left pedal with the right foot (just as if they had to brake) as soon as they saw the red light switch on. B. In the second test, the participants had to respond by pressing the left (just as if they had to brake) or the right (just as if they had to accelerate) pedal with the right foot as soon as they saw the red or the green light switch on, respectively. Also, they had to press the “up” arrow of the keyboard with the right hand when the yellow light switched on. In the third test, the individuals had to respond by pressing the left or the right pedal with the right foot as soon as they saw the left red arrow or the right left arrow switch on, respectively. Also, they had to press the “left” arrow, the “right” arrow or the “up” arrow of the keyboard with the right hand when the left green arrow, the right green arrow or the yellow light (either side) switched on, respectively.

### 2.2.2 Task difficulty

We tested the ability of both populations to detect the lighting of a traffic light, using a directional arrow or not, with different levels of difficulty. The participants were asked to press the appropriate key or pedal as quickly as possible, depending on which stimulus lit up, i.e. light or arrow. Detecting changes was increasingly difficult throughout the experiment which was divided into three tests, each with its own level of difficulty, i.e. one, three or six stimuli to process. During the first test, the participants had only to detect the lighting of a red light alone. During the second test, they had to detect the lighting of the red, yellow or green light (i.e. 3 parameters had to be monitored). During the third test, they had to respond to either the lighting of one of two yellow lights or the lighting of an arrow, among four different directional arrows (left red, right red, left green, right green). This was the most difficult condition, in which 6 parameters were to be processed.

### *2.2.3 Score*

Mean RT (in seconds) and the cumulative number of incorrect answers (i.e. wrong key or pedal pressed or no-responses) were displayed after each trial. Feedback on performance was updated at the beginning of each test, i.e. the counters for both the RT and the number of incorrect responses were reset. Each participant was told to perform at best, i.e. aiming for the fastest RT and the lowest ratio of inaccurate responses at the end of each test. Thus, the three tests required a trade-off between speed and accuracy.

### *2.2.4 Experimental stages*

The participants had as much time as needed to understand these instructions. Each trial included four stages: First, a black screen was displayed for a random time period from 500 to 2500ms. Second, the traffic light with all lights off was displayed for 1500ms. Third, the lit traffic light (with one of the lights or arrows lit up) was presented for 2000ms. This delay was the time-window during which the participant should give a response. This was considered representative of driving situations where quick decisions have to be made. Otherwise, the result was considered a non-response and was not included in the RT dataset. Then, mean RT and the number of inaccurate responses (i.e. cumulative number of incorrect answers) were displayed simultaneously for 3000ms. The participants performed 5, 9 and 12 trials in the first, second and third tests, respectively. In the first test, the red light lit up five times. In the second test, the red, yellow and green lights lit up three times each. In the third one, the lights or arrows lit up twice each. The lights lit up in random order. The whole experiment lasted about 5 minutes, to prevent any bias due to mental fatigue.

### *2.3 Behavioral measurements*

The time lapse needed for detecting a lit light or arrow (RT) started as early as one of them lit up. RT thus depends on mental processes, including identification, perception, and decision-making. The response accuracy, i.e. the ratio of correct to wrong responses, was also considered a behavioral variable.

### *2.4 Data analysis*

A repeated measures and linear mixed effects model was used to fit reaction times using Subjects as a random effect. Test (Test 1, Test 2, Test 3), Age (middle-aged people, senior)

and Response Accuracy (correct vs. wrong) were considered fixed effects, as was the response time difference between hand and foot (Difference), indeed used as a covariable.

Due to sampling zeros when crossing these three variables, the second-order interaction Test\*Response Accuracy\*Age and the first-order interaction Test\*Response Accuracy could not be fully estimated. A suitable set of contrasts solving aliasing problems (see statistical appendix) was used to compute the part of these two interactions that can be evaluated.

Starting from a model including the full second-order interaction (Test\*Response Accuracy\*Age) and the covariable, an automatic model selection process was applied using a descending algorithm that obeys marginality restrictions (Venables and Ripley, 2002). Each non marginal term was thus checked for significance at the conventional 5% level. In conclusion, the mean values predicted in the different experimental conditions by the resulting final model were plotted in order to interpret the statistically significant effects.

A repeated measure ANOVA was also used to test the effects of both age (middle-aged vs senior group) and tests (Test 1, Test 2, Test 3) on the response accuracy (i.e. the percentages of correct, wrong and non-responses). To perform our statistical analyses as accurately as possible, we used a standard variance-stabilizing transformation (Fisher, 1921): the arcsine of the square root of the frequency instead of the raw percentage. We also studied the first-order interaction Test\*Age. Then, the mean values predicted in the different experimental conditions were plotted in order to interpret the statistically significant effects. However, for easier interpretation, the mean values in these different graphics were expressed as percentages and not as the arcsine of the square root of the frequency (see the appendix).

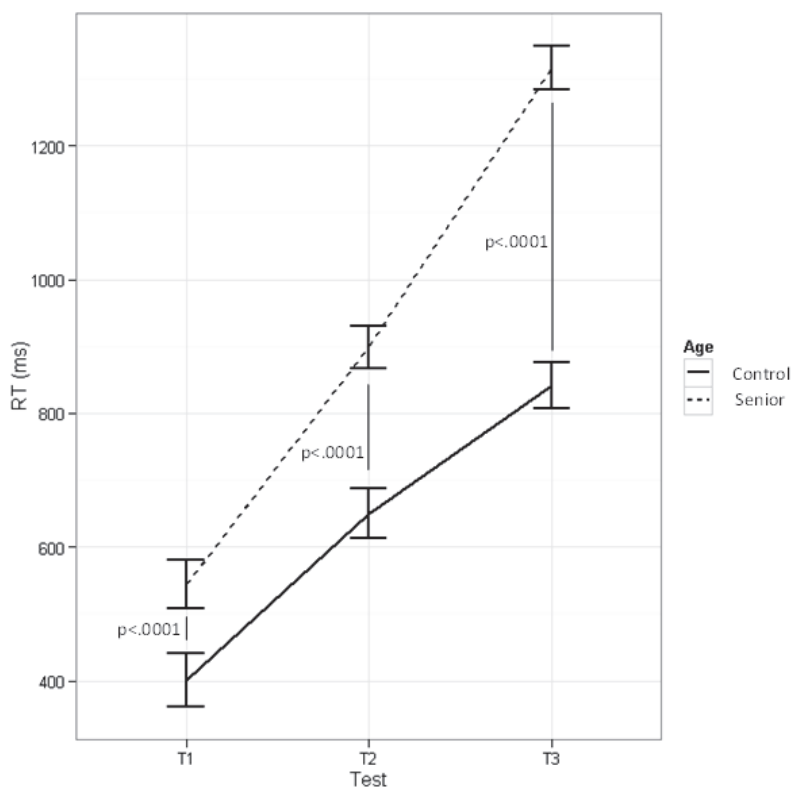
### 3. Results

We first verified that hand and foot difference provided no statistical significance concerning the RTs ( $F_{1, 167}=0.18$ ,  $p=0.7$ , NS). Therefore, we could compare the experimental conditions, whether the response was manual or plantar.

As expected, RT increased significantly as a function of task difficulty ( $F_{2, 172}=203.8$ ,  $p<.0001$ ). Senior drivers exhibited significantly longer RTs than middle-aged people ( $F_{1, 172}=109.7$ ,  $p<.0001$ ). The first-order interaction Test\* Age reached the significant threshold



( $F_{2, 172}=16.0$ ,  $p<.0001$ ). As shown by Figure 3, the RT difference between the two populations increased with task difficulty.



**Fig. 3.** RT as a function of both test and population.

This figure shows that the RT increased with task difficulty (the experiment consisted of three different increasingly difficult tests). Also, senior drivers exhibited a longer RT than controls and the RT difference between these two populations increased with task difficulty. Error bars indicate the standard error.

The response accuracy decreased as task difficulty increased. The percentages of correct responses (SD) were 99.64% (2.67), 88.49% (17.85) and 76.78% (24.08) for the first, second and third test, respectively ( $F_{2, 125}=64.25$ ,  $p<.0001$ ). The percentages of wrong responses (SD), for each test, were 0.00% (0.00), 6.94% (9.61) and 7.44% (9.22), respectively ( $F_{2, 125}=30.35$ ,  $p<.0001$ ). The percentages of non-responses (SD) were 0.36% (2.67), 4.17% (13.33) and 15.48% (20.99), respectively ( $F_{2, 125}=44.41$ ,  $p<.0001$ ). Seniors made more mistakes and non-responses than middle-aged people throughout the experiment. The percentages of correct responses were 96.52% (6.34) and 81.68% (23.85) for middle-aged people and seniors, respectively ( $F_{1, 125}=53.95$ ,  $p<.0001$ ). The percentages of wrong responses, for the two groups, were 3.22% (6.28) and 6.06% (9.58), respectively ( $F_{1, 125}=7.50$ ,  $p=.007$ ).

The percentages of non-responses were 0.26% (1.59) and 11.83% (19.66), respectively ( $F_{1, 125}=69.89$ ,  $p<.0001$ ). Regarding the percentages of correct and non-responses, the first-order interactions Test\*Age reached the significant threshold ( $F_{2, 125}=15.53$ ,  $p<.0001$  and  $F_{2, 125}=33.71$ ,  $p<.0001$ , for correct and non-responses respectively – see Figure 4 and 5).

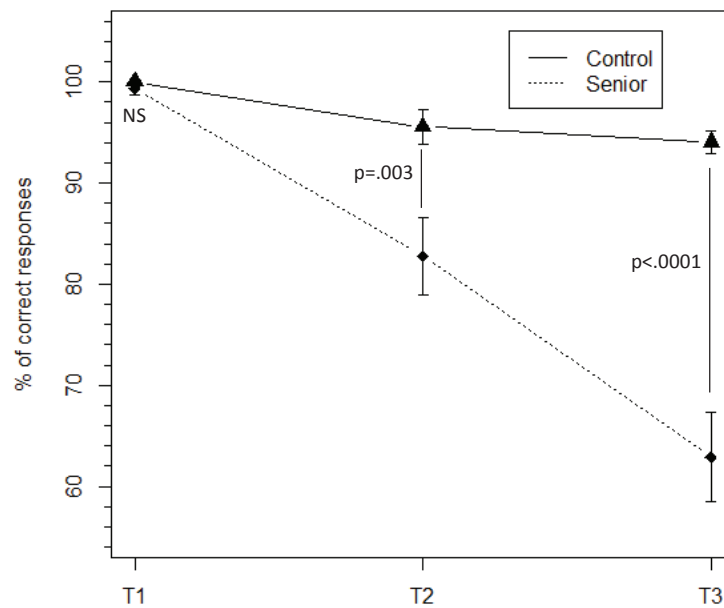
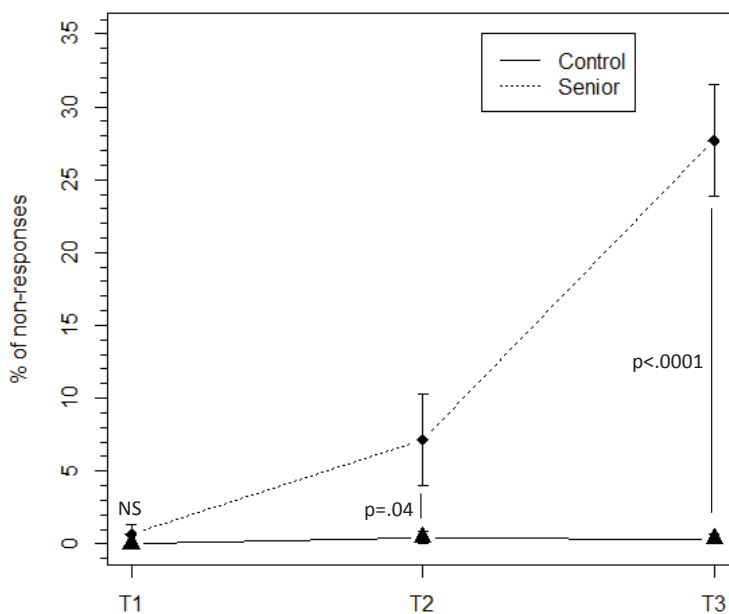


Fig. 4. The percentage of correct responses as a function of both test and population.

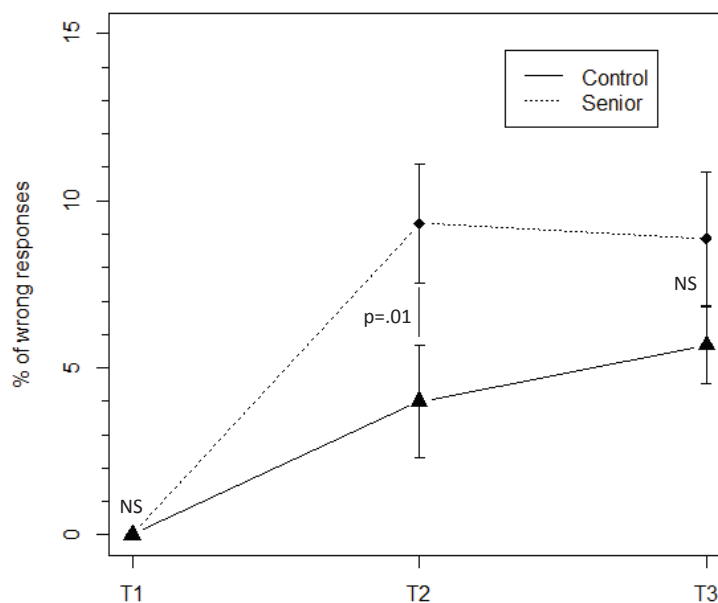
This figure shows that the percentage of correct responses decreased as task difficulty increased (the experiment consisted of three different increasingly difficult tests, T1, T2 and T3). This decrease was more pronounced for seniors than for controls. Error bars indicate the standard error.



**Fig. 5.** The percentage of non-responses as a function of both test and population.

This figure shows that for controls, the percentage of non-responses was very low and constant in all three tests (T1, T2 and T3). Conversely, for seniors, this percentage increased with task difficulty. This increase was more pronounced between the second and the third test than between the first and the second test. Error bars indicate the standard error.

Concerning the percentage of wrong responses, the first-order interaction Test\*Age was marginally significant ( $F_{2, 125}=2.86$ ,  $p=.06$  - see Figure 6).



**Fig. 6.** The percentage of wrong responses as a function of both test and population.

This figure shows that the percentage of wrong responses increased more drastically between the first (T1) and the second test (T2) for seniors than for controls. For seniors, this percentage remained constant (and even decreased slightly) between the second and the third test (T3), while it continued to increase (but it still remained lower in the third test for controls than for seniors) for controls. Error bars indicate the standard error.

#### 4. Discussion

Several studies reported that participants respond more quickly with the hands than with the feet (Chan and Chan, 2011, Kauranen and Vanharanta, 1996, Levarlet-Joye and Rantza, 1984, Misra et al., 1985). Indeed, the masses of the arm and of the leg are quite different. Thus, producing a rapid movement with the leg requires more force than generating a rapid movement with the arm (Simonen et al., 1995). Nerve pathways from the spinal cord to leg muscles are longer than those from the spinal cord to arm muscles. This could delay the motor command and cause longer RT (Chentanez et al., 1988). It is unlikely that the difference in travel time of nerve impulses between hand and foot affected RT. It is about 8 ms, a too weak period to affect RT whose duration was between 400 and more than 1200 ms. Contrary to the results reported in the articles we cited above, we found no significant differences between RT provided by hand and foot responses. This may be due to the very low amplitude of the movements to press the pedal. Actually, the foot pressed the pedal without any leg movement. Anticipated potential difference between foot and hand RT, we also advised the participants to keep their heel on the ground (at a suitable distance from the pedal board). Thus, a simple rotational movement of the ankle may allow the right foot to change orientation in order to

press the appropriate pedal. Therefore, we could compare the experimental conditions, whether the response was manual or plantar.

As expected, we observed increased RT along with task difficulty in both populations (senior and younger individuals). Indeed, as tasks complexity increased, i.e. the number of parameters to process, RT increased in parallel. It is a well-known fact that the central nervous system has a limited capacity for information processing, so it is obvious that when a larger amount of information is given, the time to process additional cues is increased (Welford, 1960). More precisely, RT gives information about temporal processing by the human brain (Coles et al., 1995, Posner, 2005), including the time constraint associated with the load the central nervous system can process. Therefore, this result confirms that the brain needs more time to process complex than simple information, as already demonstrated by several mental chronometry experiments. In particular, the study by Redondo and Del Valle Inclàn (1992), based on a working memory task, evidenced an increase of RT when the number of items (stored in the working memory system and compared to a probe stimulus) increased. Keeping more information in memory was more resource-consuming, thus leading to a detrimental effect on RT. The time to complete the task could be divided into a sensory stage (depending on stimulus clarity and intensity), a decision stage, resulting from stimulus and response association and a response stage (Posner, 2005). As in our experiment, the study by Redondo and Del Valle Inclàn (1992) showed that RT lengthened proportionally to the complexity of the decision-making phase. In our experiment, the participants needed to detect which light switched on. It seems therefore obvious that the RT increased with the number of parameters to monitor. The motor phase was included within the RT although the motor response is theoretically a part of movement time. RTs in the middle-aged people group might not be affected by this motor phase. Indeed, in our experiment, as in most RT paradigms, the motor response was reduced to simple movements, e.g. pushing a key with the hand or pressing a pedal with the foot to stop the timer. Movement time is impaired in elderly people as compared with younger individuals (Jiménez-Jiménez et al., 2011). Nevertheless, due to its simplicity (pressing a key on a keyboard or a pedal on a pedal board), the response time may have only increased RT to a very small extent in the senior group, by comparison to RT values. Thus, this factor was not likely to explain the main variance in RT, which was thus more related to information processing. Our results are also consistent with Hick's Law (1952) used in the field of human-computer interaction. This law determines the average time for a user to make a choice based on the number of possibilities offered. The greater the

number of choices, the more time the user takes to make a decision. Incidentally, the time to make a decision is logarithmic with respect to the number of choices proposed. Ninio and Kahneman (1974) confirmed that RT was higher in a choice RT task where the participants must divide their attention between two cues of the same relevance. The decision phase is thus longer compared to a condition where attention is focused on one cue of interest, i.e. a simple RT task (the participants only need to process single information). Accordingly, the RT is influenced by the number of parameters to consider and thus by the amount of attention which could be allocated to perform the task as well as possible. Indeed, according to Hick's Law, the decision phase, i.e. selecting the appropriate key or pedal among other potential decisions, lengthened as the number of choices presented to the drivers increased.

Our result revealed that the proportion of correct responses decreased and the rate of non-responses increased as task difficulty increased. Several studies show that overload may have a detrimental effect on performance and particularly on response accuracy (Backs and Seljos, 1994, Ninio and Kahneman, 1974, Willemsen et al., 2000). More errors are generally made in a choice RT-task than in a simple RT-task (Ninio and Kahneman, 1974). In our experiment, except that the participants had 2s. to respond to the stimuli, no instructions regarding the aim of the task were given. Accordingly, participants had to perform a speed/accuracy trade-off throughout the experiment. They may thus apply a strategy supporting either the speed or the response accuracy (Crowe and Higgins, 1997, Dickman and Meyer, 1988, Forster et al., 2003). This strategy may be more difficult to implement in the tests requiring monitoring of many parameters, i.e. in the second and especially in the third test.

In all tests, seniors scored lower than middle-aged people. Thus, there should be a specific effect of aging, (Cantin et al., 2009, Warshawsky-Livne and Shinar, 2002) that affects both RT and response accuracy. Differences may originate from the degradation of cognitive abilities in the elderly (Anstey et al., 2005, Cassavaugh and Kramer, 2009, Ferreira et al., 2012). As task difficulty increased, seniors' RT increased to a greater extent than those of the middle-aged people group. As in our study, Cantin et al. (2009) already observed that, in all driving conditions, senior drivers exhibited longer RT than younger drivers (see Figure again). Task complexity evolution yielded a disproportionate RT increase in seniors. As for the response accuracy, we observed that in the first test, seniors were as effective as middle-aged people. This may reveal that a simple RT task is as well processed by seniors as middle-aged people, even if seniors need more time to respond. Furthermore, in the second test, where the difficulty was intermediate, seniors made more errors but just a few more non-

responses than middle-aged people. The relatively high proportion of wrong responses in the second test may reveal that seniors favored speed at the expense of response accuracy. Indeed, the time allocated to respond might be relatively brief considering the time they need to accurately process all the task parameters. Thus, to be certain to respond on time, they may give an answer really quickly. However, when the task was very difficult (i.e. in the third test), seniors produced no more errors but many more non-responses than the middle-aged people. In the third test, 2 seconds may not have been enough time for seniors to make a decision to then press the appropriate key or pedal. Accordingly, they may not be involved in a speed/accuracy trade-off because they did not even finish processing all the information. The increase of mental load, especially in relatively complex tasks, might be explained by the decline in cognitive ability after the age of 70. Difficult conditions might therefore exceed available cognitive resources in the elderly. Impairments of cognitive functions particularly affect attention, memory and executive functions (Anstey et al., 2005, Cassavaugh and Kramer, 2009, Ferreira et al., 2012) which are, among others, required to select (i.e. ignoring lesser or non-relevant stimuli), integrate (i.e. compare present cues to those memorized during past driving experiences) and evaluate the available information before selecting the most appropriate response. All information thus has to be processed in working and long term memory during the decision-making process. Accordingly, seniors took more time to perform all these steps. However, processing information during driving should be performed under high temporal constraints. As aging increases the time necessary to process information, driving may elicit higher strain in the elderly. Therefore, experiencing this during actual driving situations can be stressful. Senior drivers might thus be over activated as soon as they get behind the wheel and their behavior can be dangerous for themselves and others.

Driving enables senior citizens to preserve their mobility and autonomy. For this population, independence is a fundamental aspect of well-being and therefore of health (Clarke et al., 2000, Holahan, 1988). Indeed, a high level of depressive symptoms in older individuals (which could come from an absence of autonomy or motivation – Holahan, 1988), i.e. when individuals are under the influence of negative emotions, e.g. sadness or of the absence of positive feelings, e.g. happiness and optimism, increases their risk of stroke (Ostir et al., 2001). Conversely, happiness and welfare protect older adults against stroke and other cardiovascular risks (Ostir et al., 2001, Ryff et al., 2004). Accordingly, it is important that senior adults preserve their independence by driving. Several recommendations should be made by professionals, specialized in driving requirements and driving learning, thus enabling

seniors to sit at the driving-wheel relatively serenely and drive safely for themselves and others. The most relevant strategies provided by these experts are the following.

1. Senior drivers should avoid driving when traffic is busy or during deteriorated external conditions, e.g. at night.
2. Senior drivers should reduce their speed to have the time to select and process all relevant information.
3. Senior drivers should first read the road signs on their left before looking at road signs on their right. Indeed, in European countries, where we drive on the right, the actions necessary to turn left at an intersection require more time than those to turn right because the driver may have to change lanes.
4. Senior drivers should use bypass strategies. For instance, instead of turning left (which is potentially more dangerous due to oncoming traffic), they should be advised to turn right three times. This will increase driving maneuvers and time but improve safety.

### **Acknowledgements**

We gratefully acknowledge Eric Dalissier for his helpful assistance in software development.

### **References**

- Anstey, K.J., Wood, J., Lord, S., Walker, J.G., 2005. Cognitive, sensory and physical factors enabling driving safety in older adults. *Clinical Psychology Review* 25 (1), 45-65.
- Backs, R.W., Seljos, K.A., 1994. Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *International Journal of Psychophysiology* 16 (1), 57-68.
- Baldock, M.R.J., Mathias, J.L., Mclean, A.J., Berndt, A., 2006. Self-regulation of driving and its relationship to driving ability among older adults. *Accident Analysis & Prevention* 38 (5), 1038-1045.
- Blanchard, R.A., Myers, A.M., 2010. Examination of driving comfort and self-regulatory practices in older adults using in-vehicle devices to assess natural driving patterns. *Accident Analysis & Prevention* 42 (4), 1213-1219.



- Boucsein, W., Backs, R.W., 2000. Engineering Psychophysiology as a Discipline: Historical and Theoretical Aspects. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology. (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp.3-30.
- Boucsein, W., Backs, R.W., 2009. The psychophysiology of Emotion, Arousal and Personality: Methods and Models. In: Duffy, V. (Ed.), *Handbook of Digital Human Modeling*. CRC Press, Boca Raton US. pp.35-1-35-18.
- Cantin, V., Lavallière, M., Simoneau, M., Teasdale, N., 2009. Mental workload when driving in a simulator: Effects of age and driving complexity. *Accident Analysis & Prevention* 41 (4), 763-771.
- Cassavaugh, N.D., Kramer, A.F., 2009. Transfer of computer-based training to simulated driving in older adults. *Applied Ergonomics* 40 (5), 943-952.
- Chan, K.W.L., Chan, A.H.S., 2011. Spatial stimulus-response compatibility for hand and foot controls with vertical plane visual signals. *Displays* 32, 237-243.
- Charlton, J.L., Oxley, J., Fildes, B., Oxley, P., Newstead, S., Koppel, S., O'Hare, M., 2006. Characteristics of older drivers who adopt self-regulatory driving behaviours. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 9 (5), 363-373.
- Chentanez, T., Keatisuwan, W., Akaraphan, A., Chaunchaiyakul, R., Lechanavanich, C., Hiranrat, S., Chaiwatchcharaporn, C., Glinsukon, T., 1988. Reaction time, impulse speed, overall synaptic delay and number of synapses in tactile reaction neuronal circuits of normal subjects and thinner sniffers. *Physiology and Behavior* 42 (5), 423-431.
- Clarke, P.J., Marshall, V.W., Ryff, C.D., Rosenthal, C.J., 2000. Well-being in Canadian seniors: findings from the Canadian study of health and aging. *Canadian Journal on Aging/La Revue canadienne du vieillissement* 19 (2), 139-159.
- Coles, M.G.H., Smid, H.G.O.M., Scheffers, M.K., Otten, L.J, 1995. Mental chronometry and the study of human information processing. In: Rugg, M.D., Coles, M.G.H. (Eds), *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*. New York, NY, US: Oxford University Press, pp. 86-131.
- Crowe, E., Higgins, E.T., 1997. Regulatory Focus and Strategic Inclinations: Promotion and Prevention in Decision-Making. *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 69 (2), 117-132.
- Dickman, S.J., Meyer, D.E., 1988. Impulsivity and speed-accuracy tradeoffs in information processing. *Journal of Personality and Social Psychology* 54 (2), 274-290.

- Ferreira, I.S.S., Simoes, M.R.R., Marôco, J.O., 2012. The Addenbrooke's Cognitive Examination Revised as a potential screening test for elderly drivers. *Accident Analysis & Prevention*, In Press, Corrected Proof.
- Fisher, R.A., 1921. On the probable error of a coefficient of correlation deduced from a small sample. *Metron International Journal of Statistics I* (4), 3-32.
- Forster, J., Higgins, E.T., Bianco, A.T., 2003. Speed/accuracy decisions in task performance: Built-in trade-off or separate strategic concerns? *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 90 (1), 148-164.
- Gaillard, A. W. K., 1993. Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics* 36 (9), 991-1005.
- Gaillard, A.W.K., Kramer, A.F., 2000. Theoretical and Methodological Issues in Psychophysiological Research. In: Backs, R.W., Boucsein, W (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)* Lawrence Erlbaum Associates, pp. 31-58.
- Gwyther, H., Holland, C., 2012. The effect of age, gender and attitudes on self-regulation in driving. *Accident Analysis & Prevention* 45 (0), 19-28.
- Hick, W.E., 1952. On the rate of gain of information. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* 4, 11-26.
- Holahan, C.K., 1988. Relation of life goals at age 70 to activity participation and health and psychological well-being among Terman's gifted men and women. *Psychology and Aging* 3 (3), 286-291.
- Jiménez-Jiménez, F.L.J., Calleja, M., Alonso-Navarro, H., Rubio, L., Navacerrada, F., Pilo-De-La-Fuente, B.N., Plaza-Nieto, J.F., Arroyo-Solera, M., García-Ruiz, P.J., García Martin, E., Agundez, J.A.G., 2011. Influence of age and gender in motor performance in healthy subjects. *Journal of the Neurological Sciences* 302, 72-80.
- Kantowitz, B.H., Peter, A.H., 1987. 3. Mental Workload. *Human Factors Psychology* 47, 81-121.
- Kauramen, K., Vanharanta, H., 1996. Influences of aging, gender, and handedness on motor performance of upper and lower extremities. *Perceptual and Motor Skills* 82, 515-525.
- Levarlet-Joye, H., Rantzau, M., 1984. The relationship between reaction times and hand and foot laterality in the slightly mentally handicapped. *Pediatr Padol* 19 (3), 225-233.
- Luczak, H., Göbel, M., 2000. Signal processing and analysis in application. In: Backs, R.W., Boucsein, W. (Eds.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp 79-110.

- Misra, N., Mahajan, K.K., Maini, B.K., 1985. Comparative study of visual and auditory reaction time of hands and feet in males and females. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology* 29 (4), 213-218.
- Ninio, A., Kahneman, D., 1974. Reaction time in focused and in divided attention. *Journal of Experimental Psychology* 103 (3), 394-399.
- Ostir, V.G., Markides, K.S., Peek, M.K., Goodwin, J.S., 2001. The association between emotional well-being and the incidence of stroke in older adults. *Psychosomatic Medicine* 63 (2), 210-215.
- Posner, M.I., 2005. Timing the Brain: Mental Chronometry as a Tool in Neuroscience. *PLoS Biology* 3 (2), 204-206.
- Rakotonirainy, A., Steinhardt, D., Delhomme, P., Darvell, M., Schramm, A., 2012. Older drivers' crashes in Queensland, Australia. *Accident Analysis and Prevention* 48, 423-429.
- Redondo, M., Del Valle-Inclán, F., 1992. Decrements in heart rate variability during memory search. *International Journal of Psychophysiology* 13 (1), 29-35.
- Ryff, C.D., Singer, B.H., Love, G.D., 2004. Positive health: connecting well-being with biology. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Serie B: Biological Sciences* 359 (1449), 1383-1394.
- Simonen, R.L., Battié, M.C, Videman, T., Gibbons, L.E., 1995. Comparison of foot and hand reaction times among men: methodologic study using simple and multiple-choice repeated measurements. *Perceptual and Motor Skills* 80, 1243-1249.
- Venables, W.N., Ripley, B.D., 2002. *Modern Applied Statistics With S*. New York: Springer-Verlag, 512pp.
- Warshawsky-Livne, L., Shinar, D., 2002. Effects of uncertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time. *Journal of Safety Research* 33(1), 117-128.
- Welford, A.T., 1960. The measurement of sensory-motor performance: survey and reappraisal of twelve years' progress. *Ergonomics* 3 (3), 189-230.
- Willemsen, G., Ring, C., McKeever, S., Carroll, D., 2000. Secretory immunoglobulin A and cardiovascular activity during mental arithmetic: effects of task difficulty and task order. *Biological Psychology* 52 (2), 127-141.

## Statistical appendix

When studying the effect of factors (for instance, in this paper, task difficulty and precision) on a response (e.g. reaction time), it is possible that some experimental conditions, or more likely crossings of experimental conditions are not observed. This issue was observed in our dataset. No subject (neither non-senior nor senior) gave a wrong answer in the easier test (TEST1). The goal of this appendix is to explain why this phenomenon has serious consequences on the subsequent statistical analyses.

Table A.1 simulates such a situation using a factor, Precision, at two levels (CORRECT/WRONG) and a factor, Test, at three levels (TEST 1, TEST 2 and TEST 3, increasingly difficult).

<b>TR</b>	<b>Test</b>	<b>Precision</b>
300	TEST1	CORRECT
350	TEST1	CORRECT
400	TEST2	CORRECT
450	TEST2	CORRECT
500	TEST2	WRONG
550	TEST2	WRONG
600	TEST3	CORRECT
650	TEST3	CORRECT
1000	TEST3	WRONG
1025	TEST3	WRONG
1050	TEST3	WRONG

Table A.1

This experimental design is unbalanced because the number of observations varies when crossing the two factors: three subjects for TEST3&CORRECT and two in the other cases. More specifically, the experimental condition TEST1&WRONG was not observed. On the

one hand, this can occur by chance due to missing values or in observational studies due to an unlikely crossing. This is called a *sampling zero* (this is the case in our experiment). On the other hand, the corresponding combination could be impossible, where it is called a *structural zero*.

To simplify, let us first assume that the two factors are between-subjects (i.e. each subject is measured in only one combination of conditions). The statistical analysis is thus a basic two-factor analysis of variance with interaction (but without repeated measurements). Carrying out this statistical analysis using data with a zero cell (sampling or structural) leads to a problem of *estimability*. Only five conditions are actually observed (TEST1&CORRECT, TEST2&CORRECT, TEST2&WRONG, TEST3&CORRECT, TEST3&WRONG), but the statistical model comprises six parameters: one for the general mean, one ( $=2-1$ ) for the Precision effect, two ( $=3-1$ ) for the Test effect and two ( $=(3-1)*(2-1)$ ) for the interaction. Therefore, some of these effects cannot be distinguished; they are *aliased* (i.e. they are linear combinations of other effects).

Depending on both the linear model (ANOVA in our study, but also repeated measures ANOVA, ANCOVA, MANOVA or generalized linear model) and the software employed, three consequences can occur:

- The software points out an error to the user but solves the problem by considering that some effects (usually interaction effects) are null. All other effects can thus be estimated.
- The software solves the problem without any indication.
- The software indicates an error and does not perform the computation.

As an example, the open-source free software **R** (R Core Development Team, 2012) was used to study the data in Table A.2 with the so-called *aov* function. It informs the user that an effect cannot be estimated and indicates, when it is requested, how the aliasing problems can be solved. The *Anova* function of the package **car** (Fox & Weisberg, 2012) produces the analysis of variance in Table A.2. Note that this ANOVA table is corrected to give the accurate degree of freedom for the interaction (one instead of two). Indeed, the combination TEST1&WRONG is not observed, thus only TEST2 and TEST3 can be considered in the interaction with Precision.

## Anova Table (Type II tests)

Response: TR

	Sum Sq	Df	F value	Pr(>F)
Precision	152909	1	146.793	1.921e-05 ***
Test	344242	2	165.236	5.670e-06 ***
Precision:Test	49091	1	47.127	0.0004706 ***
Residuals	6250	6		

Table A.2

Though this kind of ANOVA table is easy to read, direct interpretation of the model coefficients<sup>2</sup> is tricky and demands a subtle understanding of factor coding (i.e. *contrasts*), interaction coding and solutions given to aliasing problems. Therefore, it is better to compute the mean response corresponding to each possible combination of the two factors and to draw them in an interaction plot (See Figure A.1). The test effect and the precision effect are quite clear. With regards to the part of the interaction that can be depicted, the differences between WRONG and CORRECT answers are greater in the TEST 3 condition than in the TEST2 condition.

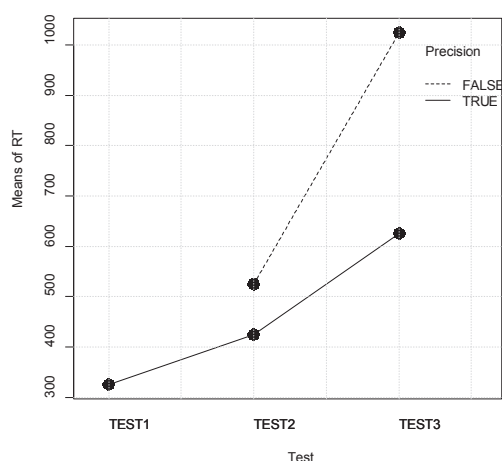


Figure A.1

<sup>2</sup> Only when the interaction is statistically significant, otherwise the additive model is used with no further complications.

Interpretation becomes more complex when one of the factors, for instance Test, is a within-subject factor (i.e. when a participant is studied under several conditions) and the experimental design is unbalanced (e.g. all subjects were not actually studied under the same combinations of factors, due to missing values). A more complex statistical model than the usual repeated measures ANOVA is required: the linear mixed-effects model. An ANOVA table is also obtained that can easily be used to define which are the statistically-significant factors. On the contrary, the estimated parameters are in this case even more difficult to interpret and it is preferred to predict the mean responses to each observed experimental condition at the population level (i.e. for an average subject) and then to plot them (See Figure 3 in the article).

In this case, when using the **nlme** package (Pinheiro and Bates, 2000) to estimate the mixed-effects model, the software suddenly ends the session with an error message and asks the user to manually define the coding and aliasing patterns. In our study, where the TEST1&WRONG experimental condition was not observed, an additive model was used, taking into account a supplementary covariable coding the interaction between TEST2 and TEST3 concerning the Precision. Nevertheless, it is not possible to present a global solution to this problem here because on the one hand, a very long mathematical explanation about ANOVA would be needed, and on the other hand, depending on the software, the implementation of these solutions is different. A consultation with a statistician may be required.

## References

Fox, J., Weisberg, S., 2011. *An R Companion to Applied Regression*, Second Edition. Thousand Oaks CA: Sage, 472pp.

Pinheiro, J.C., Bates, D.M., 2000.. *Mixed-Effects Models in S and S-PLUS*, Springer, 528pp.

R Development Core Team, 2012. *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN: 3-900051-07-0, URL: <http://www.R-project.org/>.

# Cadre analytique



## Discussion générale

## I. L'activité neurovégétative comme corrélat de la charge mentale et émotionnelle en réponse à des stimulations brèves

### 1. Validation de la méthode de traitement des variables végétatives en laboratoire

L'influence de la charge induite par des tâches mentales relativement brèves sur les réponses du SNA, dont la latence est d'environ une seconde pour l'AED, a été évoquée par Hugdahl (1995). Les corrélats neurophysiologiques de l'activité mentale, en situation de conduite simulée, ont été également étudiés par Brookhuis et De Waard (2010). Vernet-Maury et al. (1995) ont enregistré les réponses du SNA corrélatives de calculs simples ou difficiles. Collet et al. (2003a) ont discuté de différentes méthodes pouvant être utilisées pour évaluer l'AED phasique, c'est-à-dire les réponses à des stimulations ponctuelles, qu'elles proviennent de l'environnement ou d'une activité mentale propre à l'individu. Beaucoup d'études induisant un travail mental (calcul mental, tâche de mémorisation) se sont intéressées aux corrélats neurovégétatifs de la charge mentale à partir d'enregistrements de plus longue durée sans doute nécessités par la variable dépendante choisie, la VFC (Redondo et Del Valle-Inclan, 1992, Backs et Seljos, 1994, Yu et al., 2009). Entre deux et six minutes permettent aux variations périodiques cardiaques de se répéter et d'accéder à un traitement fiable de ce signal (Schroeder et al., 2004).

L'émotion éprouvée a fait l'objet d'études variées pour identifier à la fois les activations cérébrales (LeDoux, 1992, Damasio, 1995, LeDoux, 1998, Gur et al., 2002, Phan et al., 2002, Sanfey et al., 2003, Dulebohn et al., 2009, Güroglu et al., 2011, Kirk et al., 2011) et les réponses du SNA (Ekman et al., 1983, Levenson et al., 1990, Collet et al., 1997, Rainville et al., 2006, Civai et al., 2010, Kreibig, 2010). Le trait de personnalité, comme l'anxiété-trait, par exemple, module la charge subie par les individus (Kellogg et al., 1999, Hopko et al., 2003, Knepp et Friedman, 2008). Aucune étude n'a cependant discuté des caractéristiques individuelles d'appétence et d'aversion vis-à-vis d'une tâche. Ce sont des particularités individuelles qui peuvent aussi moduler la charge : conduire peut être perçu comme une nécessité, une exigence de la vie quotidienne à laquelle on ne peut échapper ou alors comme un plaisir, voire même la satisfaction d'un besoin. La représentation qu'on se fait de la tâche conditionne la charge qu'elle induit lorsqu'on la réalise.

Nous avons montré, à travers deux études de laboratoire, que les variables neurovégétatives (électrodermales et cardiaques) constituent des corrélats de l'activité mentale dans des conditions où la contrainte temporelle est élevée. Elles sont sensibles même pour une tâche brève, ponctuelle et sont spécifiques en fonction de la difficulté perçue, laquelle dépend de l'appétence ou de l'aversion de chacun vis-à-vis de cette tâche. Ces variables répondent aussi à une forme particulière d'induction affective, l'injustice.

On emploie également les variables comportementales pour évaluer la charge éprouvée lors de l'exécution d'une tâche mentale. Quelle que soit la durée de la stimulation (2s pour la discrimination de formes, 20 à 30s pour le calcul mental, selon la difficulté), nous avons observé un TR plus long pour les essais difficiles que pour les faciles. On sait depuis longtemps (Donders, 1862) que le TR informe sur la durée nécessaire au traitement d'une quantité d'information donnée (Coles et al., 1995, Posner, 2005). Le cerveau exige davantage de temps pour traiter des informations complexes. Selon Tenenbaum et al. (2009), la sélection de l'information utile et l'identification (phase perceptive pour la discrimination visuelle ou le calcul mental) font augmenter la durée du traitement. En laboratoire, la phase motrice de programmation d'un mouvement très simple n'affecte pas significativement le TR, de même que son exécution, dont une partie y est néanmoins incluse. Exiger le traitement d'une information plus complexe, dans le même temps qu'une information simple, entraîne donc une diminution de la précision. De plus, les participants éprouvant de l'aversion pour le calcul mental mettaient moins de temps pour répondre aux calculs difficiles que ceux ayant de l'appétence. Aucune différence ne s'est révélée pour les calculs faciles. Le groupe « aversif » a estimé qu'il n'avait pas les ressources pour répondre et a capitulé devant la difficulté perçue. Les variables comportementales constituent donc des indicateurs fiables de mesure de la charge mentale, et permettent d'évaluer l'impact de la difficulté objective mais également de sa perception.

L'activité du SNA permet également une évaluation fiable de la charge. Nos expériences de laboratoire (Publications 1 et 2) ont montré que les activités électrodermale et cardiaque sont sensibles à des stimulations brèves et peu intenses. La seule contrainte

était de répondre dans un intervalle de temps de 2s (Publication 1) ou plus long, de 20s à 30s pour résoudre le problème (Publication 2). La première publication révèle que la réponse cardiaque était plus ample pour les essais difficiles que pour les faciles (Figure 47). La publication 2 a montré que les réponses cardiaques et électrodermales étaient plus longues lors d'un calcul difficile.

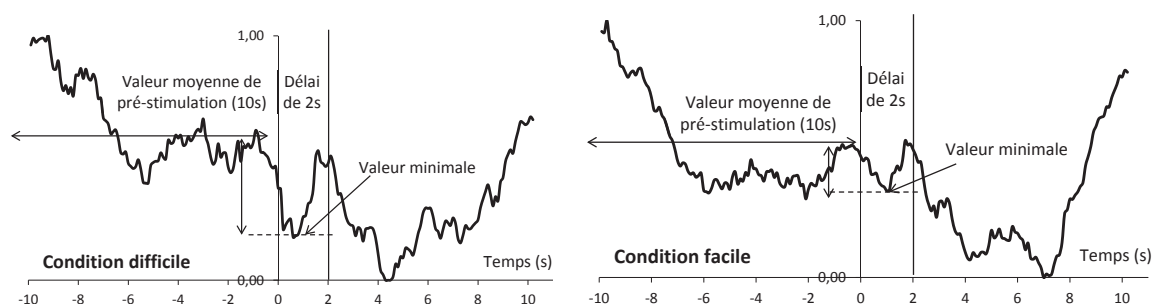


Figure 47: Variations moyennes de la FCI en fonction de la difficulté objective de la tâche.

Du fait des différences inter-sujets, les valeurs basales de FC ont été normalisées sur un intervalle [0, 1] représentant la valeur minimale et maximale, respectivement. Les valeurs intermédiaires sont rapportées proportionnellement à celles de l'intervalle. La figure inclut 10s avant et après le début de la tâche (codé 0).

Une quantité plus élevée de ressources mentales doit être allouée pour répondre aux stimulations complexes, d'où un éveil physiologique plus élevé (Gaillard et Kramer, 2000). La charge de travail augmente et, par conséquent, la FC (Lacey et al., 1963, Boucsein et Backs, 2000, 2009). Nos résultats montrent que le système cardiaque répond instantanément et sélectivement, en fonction de la difficulté de la tâche. Kahneman et al. (1969) et Tursky et al. (1970) avaient déjà montré que l'amplitude de la RED était plus forte quand la tâche était difficile, indicateur mis au second plan compte tenu de sa dépendance à la valeur initiale.

De même, la discrimination de deux polygones identiques affichés côte à côte pendant 2s (Publication 1), a généré des réponses cardiaques plus amples (Figure 48) et des RED plus longues (Figure 49) que la comparaison de deux formes différentes.

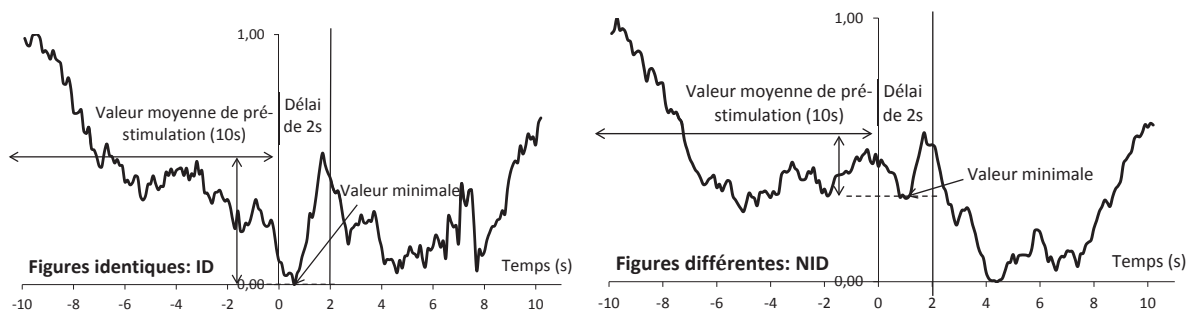


Figure 48: Variations moyennes de la FCI selon la configuration des polygones (Identiques, ID ou Différents, NID).

Les données incluent les 10s de pré-stimulation et les 10s post-stimulation, 0 étant l'instant d'apparition du stimulus.

Par conséquent, quelle que soit la variable mesurée, les réponses végétatives sont plus marquées lorsqu'on compare deux figures identiques avec néanmoins l'objectif de trouver une différence. Ces résultats coïncident avec ceux de Brunel et Ninio (1997) pour qui comparer des formes similaires demandait davantage de temps et générait plus d'erreurs que si les formes étaient différentes. Comparer des formes identiques semble donc plus complexe que d'identifier une différence dans 2 formes différentes et explique une activité végétative plus intense. En effet, dès qu'une différence est détectée, lorsqu'elle est présente, l'objectif est atteint et la tâche est terminée. Au contraire, si aucune différence n'est détectée pour 2 formes similaires, la recherche peut se poursuivre tant qu'on suppose qu'elle est potentielle, jusqu'à ce que notre jugement décide qu'elles sont effectivement similaires. Face à deux formes identiques la situation génère une incertitude, celle de ne pas avoir détecté une différence réelle. Cela peut donc induire une émotion attestée par l'intensité des réponses végétatives (Grupe et Nitschke, 2011).

Enfin, les réponses fausses provoquaient une activité neurovégétative plus forte que les justes (Publication 1 – Figure 49 et Publication 2).

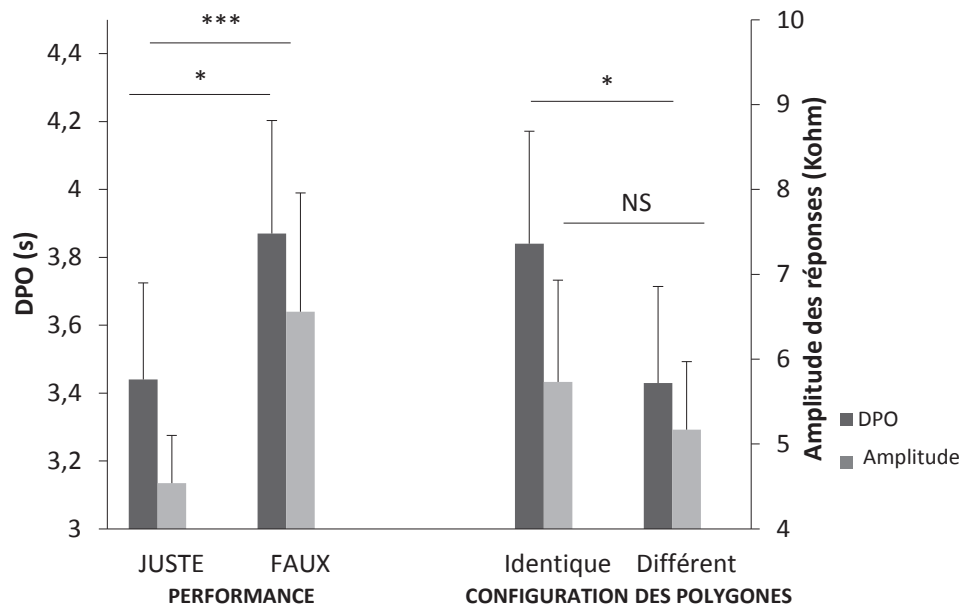


Figure 49: RED post-stimulation en fonction de la justesse de la réponse et de la configuration des polygones.

Durée (axe des ordonnées à gauche) et amplitude moyennes des RED post-stimulation (axe de droite) en fonction de la justesse de la réponse (Juste – Faux) et de la configuration des polygones (Identique – Différent).

Le délai pour répondre était de 2s. Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard.

Selon Vernet-Maury et al. (1995), la durée des RED dépend de la complexité de la stimulation. De même, une distribution des ressources mentales pour mieux répondre à la tâche augmente la charge de travail et, par conséquent, la FC (Boucsein et Backs, 2000, 2009). Les réponses fausses peuvent alors être dues à des demandes excessives de la tâche. De même, la réponse physiologique associée à une erreur peut être aussi attribuable à l'émotion négative qu'elle induit. Le système orthosympathique étant un dispositif d'alerte, il est plus activé lors de rétroactions négatives (Brosschot et Thayer, 2003). Cela est cohérent avec nos conditions expérimentales où la récompense correspondait seulement à des points qui s'ajoutaient au total.

Les variables électrodermale et cardiaque sont sensibles aux stimulations brèves et de faible intensité. Contrairement à ce que postulait Freeman (1948), l'émotion n'apparaît pas à partir d'un niveau d'éveil suffisamment élevé pour la déclencher. C'est une opération mentale qui est intégrée aux traitements cognitifs. La présence de réponses végétatives dans un contexte émotionnel faible l'atteste. Elles représentent aussi l'alerte induite par la stimulation. Wallin et Fagius (1986) ont bien montré que le SNA s'active rapidement afin de répondre aux

sollicitations changeantes des milieux internes et/ou externes. S'il n'y avait pas de problèmes à résoudre, les réponses s'éteindraient, consécutivement au processus d'habituation, l'alerte n'ayant plus lieu d'être. La réponse végétative est donc le témoin du traitement cognitif induit par la discrimination perceptive ou par le calcul mental. Par contre, il semble bien que la réponse végétative intègre à la fois le traitement cognitif et la réponse émotionnelle associée. Une hypothèse, qui demande encore vérification, serait de poser que la durée de la RED est représentative du travail cognitif alors que son amplitude serait davantage fonction de la charge émotionnelle. Il devrait être possible de le vérifier en manipulant la complexité de la tâche (facteur cognitif) et l'importance affective du résultat (facteur émotionnel).

Il semble primordial de s'intéresser à la phase de pré-stimulation qui conditionne aussi la performance. Une bradycardie indique une focalisation de l'attention sur des signaux externes, dignes d'intérêt. Puis, une augmentation de la FC favorise leur traitement interne tout en évitant d'allouer de l'attention sur les indices externes toujours présents (Lacey et al., 1963, Lacey et Lacey, 1970). Nous avons observé une configuration spécifique de la FC en relation avec la performance (Publication 1). Si la bradycardie de pré-stimulation était associée à une meilleure focalisation de l'attention, nous avons montré que celle-ci était nécessaire pour réussir la tâche. La tachycardie de pré-stimulation associée aux essais manqués attesterait que l'attention aux stimulations externes était insuffisante (Figure 50).

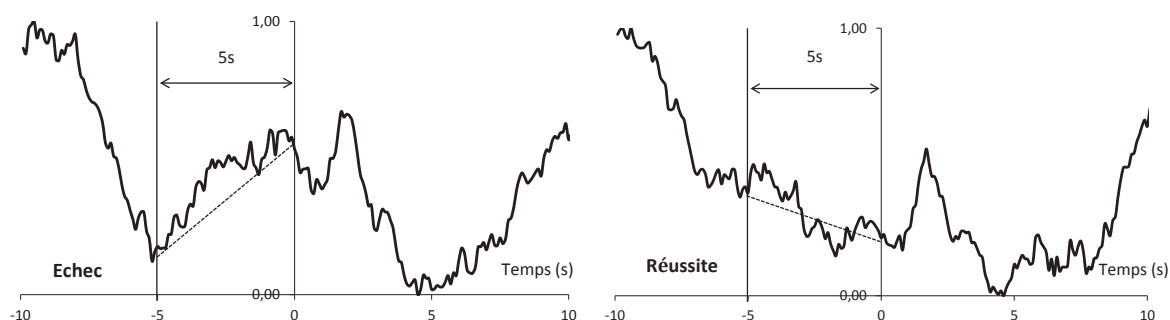


Figure 50: Variations moyennes de la FCI en fonction de la précision de la réponse (Echec – Réussite). La FCI prédit la performance dès qu'on se prépare à répondre car une bradycardie est enregistrée pour les essais réussis alors qu'on observe une tachycardie pour les échecs. Les données incluent les 10s de pré-stimulation et les 10s post-stimulation, 0 étant l'instant de l'apparition du stimulus.

Une tachycardie pourrait indiquer que la tâche est très éprouvante pour l'individu et induit une charge excessive à laquelle il a du mal à faire face.

Ces expérimentations de laboratoire ont révélé un phénomène encore peu observé expérimentalement, la FC répond rapidement à des stimulations de faible intensité. C'est un argument qui en fait un corrélat fiable de la charge, quelle que soit son intensité.

Nous avons également testé l'influence des émotions, induites directement par les conditions expérimentales (Publication 1) ou par la perception de la difficulté de la tâche que les individus se font en fonction de leurs caractéristiques individuelles (Publication 2).

Nous avons conçu la première étude (Publication 1) pour que la rétroaction délivrée après une réponse, pourtant bonne, soit négative, afin d'étudier la réponse du système végétatif à l'injustice et la frustration. Fréquemment perçue par le sujet, elle a, dans ce cas, créé d'abord une surprise associée à de l'injustice puis certainement à de la frustration. Les émotions négatives provoquent des RED plus longues et plus amples (Sequeira et al., 2009) que les émotions positives (après une réponse correcte et une rétroaction juste). Lorsque les participants ont détecté l'injustice, l'AED y a été particulièrement sensible.

Chaque sujet a une perception personnelle de la difficulté d'une tâche qui dépend de l'expérience qu'il en a mais aussi de son profil psychologique (anxiété-trait, anxiété-état, agilité mentale souvent à l'origine d'une appétence ou au contraire d'une aversion, sentiment de compétence ...). Par conséquent, la charge induite par une activité mentale fluctue d'un individu à un autre. Nous l'avons confirmé dans notre deuxième étude (Publication 2) en sélectionnant les participants selon leur appétence ou leur aversion pour le calcul mental. Lorsque les calculs étaient difficiles, les RED étaient plus longues pour des participants ayant de l'appétence. Cette différence est moins marquée pour les essais faciles (Figure 51). Dans des conditions complexes, le calcul proposé était trop exigeant pour les sujets éprouvant de l'aversion. Ils n'avaient pas les ressources pour le résoudre. L'hypothèse d'un abandon est donc plausible et expliquerait de faibles réponses physiologiques (Figure 51). Nous avons effectivement obtenu une légère diminution de la DPO alors que le TR



augmentait (Figure 52). Au contraire, ceux ayant une appétence pour le calcul mental disposaient des ressources pour s’y investir et trouver la bonne réponse. La demande est élevée mais pas excessive et elle se manifeste par un éveil physiologique élevé (Figure 51). Nous avons observé une augmentation de la DPO simultanément avec l’allongement du TR pour les sujets éprouvant de l’appétence (Figure 52).

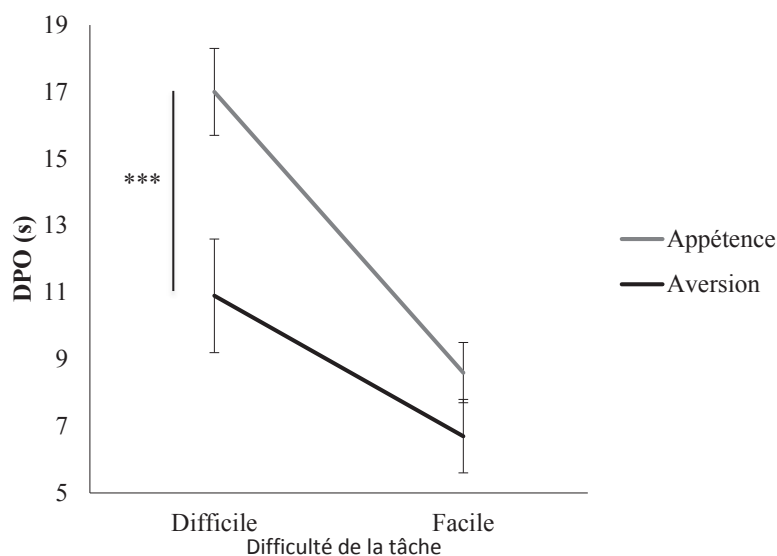


Figure 51: DPO moyenne en fonction de la difficulté de la tâche (Facile – Difficile) et du groupe d'appartenance (Appétence – Aversion au calcul mental).

La RED pendant le calcul est plus élevée pour le calcul difficile et pour les sujets ayant de l'appétence. Les barres d'erreur représentent l'erreur type.

Lorsque le sujet effectue la tâche consciencieusement, la RED qui représente la durée du traitement cognitif, devrait être équivalente à celle du calcul. C'est effectivement ce qu'on observe chez les individus éprouvant une appétence pour le calcul, fortement impliqués pour trouver le bon résultat. Inversement, les sujets ressentant de l'aversion sont faiblement investis. Ils abandonnent vraisemblablement la tâche et considèrent leurs ressources insuffisantes pour répondre convenablement. Cependant, nous observons seulement une très faible diminution de la DPO lorsque le TR augmente. Soient ils abandonnent très rapidement, soit ils persistent en tentant d'obtenir un résultat correct. Leur comportement est donc aléatoire et ceci est bien attesté par l'absence de corrélation entre TR et DPO

(Figure 52). Les réponses végétatives attestent que chaque individu adopte une stratégie adaptée à ses compétences.

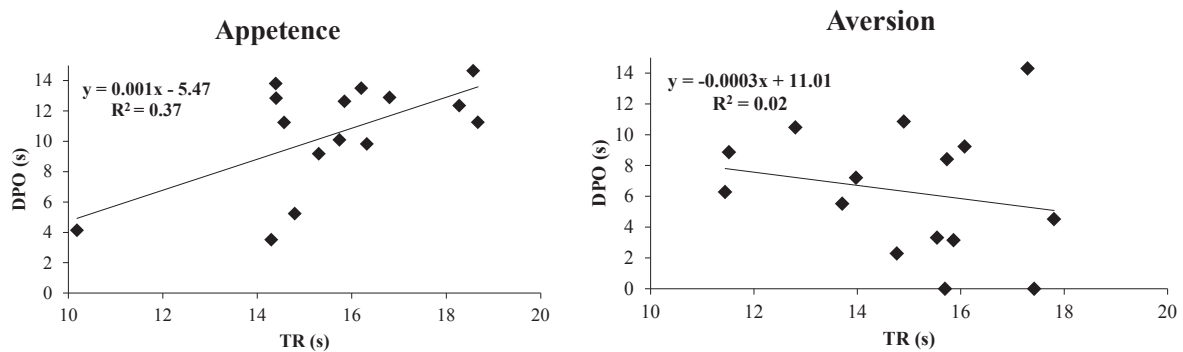


Figure 52: La DPO en fonction du TR et du groupe d'appartenance (Appétence – Aversion).

Les RED sont bien corrélées au TR uniquement chez les participants ayant de l'appétence pour le calcul mental.

Des configurations de réponses physiologiques comparables ont préalablement été présentées par Gendolla et Krüsken (2001), avec l'humeur comme variable indépendante. La bonne humeur permettait aux sujets de s'impliquer dans des tâches difficiles, avec de fortes réponses physiologiques associées. Au contraire, les réponses faibles étaient observées chez les sujets de mauvaise humeur. Les variables végétatives varient en fonction de la charge induite par la difficulté du calcul (contrainte objective) mais également avec la perception que chacun se fait de cette difficulté (astreinte). Nos résultats vont encore à l'encontre du postulat de Freeman (1948) selon lequel l'émotion n'apparaîtrait qu'à partir d'un niveau d'éveil élevé. L'émotion est pourtant intégrée à chaque étape du traitement de l'information : nos comportements, orientés vers des buts, deviennent des conduites qui sont sous-tendues par l'affectivité. Un individu souhaite toujours arriver à son but et le fait de l'atteindre provoque de la satisfaction. Ce sont donc les émotions qui ont guidé les conduites des participants. Selon Berthoz (1997), le cerveau devient même un émulateur et il parvient à construire les états émotionnels correspondant aux conséquences espérées des situations dans lesquelles nous allons nous impliquer. C'est cette thèse qui a été décrite par Damasio (1995) en proposant le concept d'émotions secondaires, défini comme une

configuration fictive, basée sur les expériences antérieures, les caractéristiques de la situation présente et les conséquences qui en sont escomptées.

Ces variables, comportementales et végétatives, sont des corrélats de l'activité mentale. Nous pouvons donc les appliquer, tout comme les méthodes de traitement qui leur sont attachées, à l'analyse de la conduite automobile réelle ou simulée.

## 2. Application à des situations de conduite réelle sur circuit automobile (Publication 3) et simulée (Publication 4)

En conduite réelle (Publication 3) où le conducteur avait comme consigne de ralentir ou de stopper, les réponses végétatives ont été d'autant plus longues que la décélération était forte. Les conditions expérimentales permettaient aux conducteurs de préparer leurs actions sans contrainte temporelle. Un freinage d'urgence exigé par la chute imprévisible d'un obstacle sur la voie de circulation correspondait à la plus forte décélération et a généré les réponses les plus longues. Elles l'étaient même plus que dans les conditions où les conducteurs devaient également passer de 80 km/h à l'arrêt mais sans contrainte quant à la distance pour s'arrêter et avec une manœuvre prédictive, qui leur permettait d'anticiper leurs actions. La DPO a permis de différencier la charge induite par des tâches exigeantes de celle induite par des tâches qui le sont moins mais aussi de différencier de faibles charges entre elles (Mehler et al., 2012) (Figure 53).

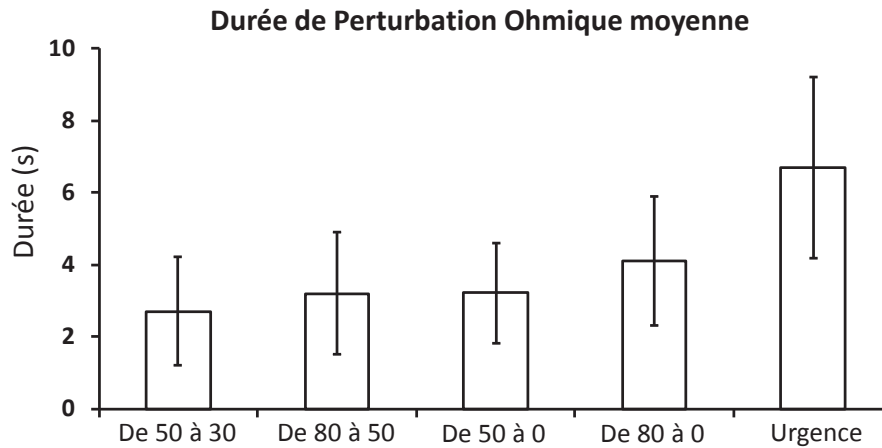


Figure 53: DPO moyenne en fonction de la décélération.

Les décélérations les plus faibles induisent les DPO les plus courtes alors que les décélérations les plus fortes sont associées à des DPO plus longues, notamment dans le cas du freinage d'urgence. La décélération de 80 à 50 km/h induit la même DPO que la décélération de 50 à 0 km/h donc la même charge.

Même lorsque les variations de vitesse étaient relativement faibles (passer de 50 à 30 km/h), des RED ont été observées. Par conséquent, il est possible de distinguer des conditions peu contraignantes entre elles. Lorsque la différence de décélération entre deux freinages était supérieure à 0.3g, nous avons observé des différences de durée des RED. Néanmoins, il y a une interaction entre vitesse de départ (80 ou 50 km/h) et intensité de décélération puisque freiner de 80 à 50 km/h génère une charge comparable à s'arrêter en roulant à 50 km/h. Autrement dit, freiner plus fort mais en partant d'une allure plus faible équivaut à freiner moins fort à partir d'une vitesse plus élevée. (Figure 53).

Tout freinage, y compris une décélération de confort ajustant la vitesse, génère une charge. Par conséquent, leur répétition provoque une accumulation de contraintes qui, dans le cas de trajets longs, pourrait induire une surcharge mentale et ainsi avoir des effets délétères sur la conduite. La sécurité routière recommande de s'arrêter toutes les deux heures. Pourtant, une surcharge pourrait apparaître avant, notamment en conditions complexes (trafic chargé, conduite de nuit, par visibilité dégradée, ...). Par conséquent, des conseils devraient être donnés aux conducteurs afin qu'ils apprennent à analyser les signaux corporels induits par une surcharge mentale. Ainsi, ils pourront décider de continuer ou s'arrêter pour accomplir au mieux le trajet, c'est-à-dire pour assurer leur sécurité, celle des

passagers et des autres usagers de la route. Interpréter les informations corporelles évitera des situations critiques. Nous rejoignons ici l'idée des marqueurs somatiques introduite par Damasio (1995). La perception d'un état corporel a une valeur de signal d'alarme qui est associée à une situation particulière (dangereuse ou non) et permet de prendre la décision la plus avantageuse pour sa survie. Ce sont ainsi les émotions qui accompagneront le cognitif pour adopter des conduites sécuritaires.

Notre expérience sur simulateur (Publication 4) révèle que le TR est plus long lorsque la conduite est complexe, avec une charge forte, induite par un scénario, comparativement à la conduite nominale. La contrainte temporelle incite même les conducteurs à ne pas respecter scrupuleusement la couleur des feux, alors que tous le faisaient en conduite de référence. La charge supplémentaire provenait de la pression temporelle mais aussi du partage de l'attention entre les informations liées à la route et leur propre réflexion pour respecter au mieux le scénario imposé. Dans ces conditions, les conducteurs avaient moins de ressources disponibles pour répondre aux changements de couleur du feu. La perte de temps imposée par l'arrêt les incitait plutôt à passer en prenant un risque supplémentaire. Par conséquent, il est logique que la conduite soit modifiée (Ninio et Kahneman, 1974). Ces comportements révèlent aussi que les émotions viennent orienter le cognitif et accompagnent la prise de décision dans le sens où, afin d'atteindre leur but (arriver à temps à destination), certains conducteurs ont décidé de transgresser la signalisation. Nombre d'entre eux ont sans doute agi ainsi car leur sécurité n'était pas réellement mise en danger du fait des conditions simulées. Nos activités quotidiennes semblent donc être contrôlées par le couplage émotion/cognition.

Sous forte charge, la bradycardie de pré-stimulation est plus ample qu'en conduite nominale, justement parce qu'elle exige une plus forte mobilisation de l'attention (Figure 54).

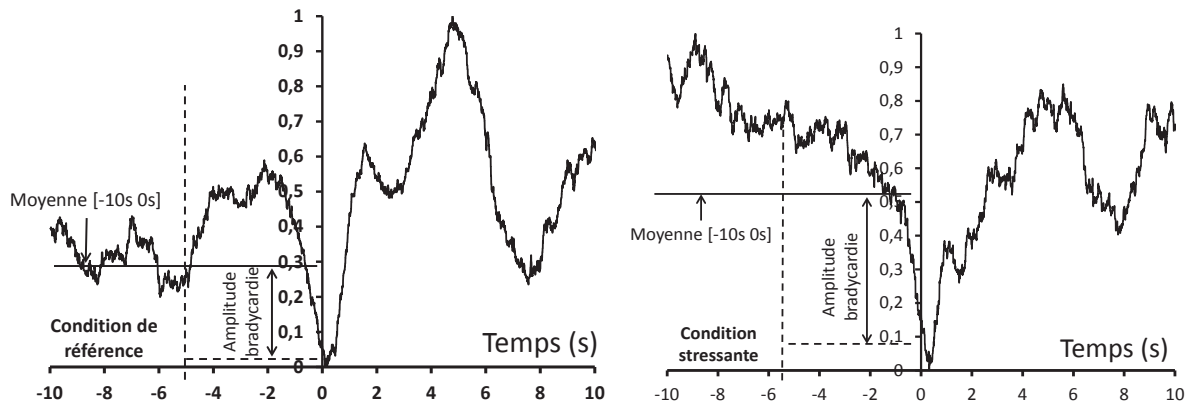


Figure 54: Variations moyennes de la FCI en fonction des conditions de conduite.

La bradycardie de pré-stimulation est plus ample lorsque la charge est forte qu'en conduite nominale. Du fait des différences inter-sujets, les valeurs basales de FC ont été normalisées sur un intervalle [0, 1] représentant la valeur minimale et maximale, respectivement. 0 correspond à la stimulation, c'est-à-dire au moment où le feu passe du vert à l'orange.

Ces résultats corroborent ceux de la première expérience (Publication 1) : la focalisation de l'attention est nécessaire pour détecter les changements de l'environnement et est plus forte lorsque la charge augmente. Une pression temporelle forte exige d'allouer davantage d'attention vers les signaux environnementaux afin de détecter un éventuel changement de couleur : les conducteurs doivent considérer autant d'informations qu'en situation de conduite nominale mais dans un temps plus court. De même, la plupart des conducteurs s'imposent de respecter le scénario aux dépens du respect des feux. Ils doivent prêter ainsi plus attention à la scène routière (risque éventuel d'accident en cas de transgression des feux) d'où la bradycardie associée.

## II. Charge induite et activité cérébrale (Publication 4)

L'objectif de notre travail était également d'objectiver la charge et ses variations par l'étude de l'activité centrale, encore peu utilisée en conduite automobile, y compris sur simulateur. Par la position allongée qu'elle impose, l'IRM fonctionnelle est peu compatible avec la conduite simulée. Une des méthodes potentielles était la MEG, que nous avons retenue pour y installer un simulateur amagnétique, compte tenu de ses résolutions spatiale et

temporelle. Celui-ci a été construit dans le cadre du projet ANR DACOTA (2005-2009). Nous avons pour objectifs :

- De comparer l'activité cérébrale en conduite nominale à une conduite sous forte charge.

- D'expliquer le comportement des conducteurs par les activations corticales.

- D'établir des relations entre les variations cérébrales centrales et végétatives périphériques (nous reviendrons sur cet aspect dans la partie III de notre discussion générale).

Dans les situations à forte charge, l'activation du cortex préfrontal dorsolatéral gauche était d'autant plus forte que les conducteurs transgressaient les feux. Les automobilistes ne les respectant pas étaient probablement partagés entre le respect du code et le gain de temps, compte tenu du scénario. Au contraire, les conducteurs respectant les feux, ont certainement considéré la conduite comme la tâche principale. Prendre une décision devient plus difficile en particulier pour les conducteurs transgressant les feux parce que deux options incompatibles coexistent, sécurité et gain de temps. Bien qu'aucune élévation d'activation du cortex orbito-frontal n'ait été observée lorsque les conducteurs transgressaient les feux, les émotions ont probablement orienté le choix du conducteur : adopter une conduite sécuritaire pour soi-même et les autres usagers de la route ou arriver à temps. Le cortex orbito-frontal est interconnecté au cortex préfrontal dorsolatéral pour guider les comportements sur les plans affectif et cognitif (Ollat et Pirot, 2004). Leur interférence a probablement généré la charge la plus élevée, lorsqu'émotion et cognition résultaient elles-mêmes des conditions les plus complexes : contrainte de temps et éventualité de transgresser le code.

### III. Association des corrélats centraux et neurovégétatifs

Comme précédemment évoqué, les méthodes d'enregistrement de l'activité centrale ne sont guère ambulatoires et difficiles à utiliser, même en conditions simulées. Seules quelques études l'ont réalisé (Fort et al., 2010). Inversement, l'activité du SNA est plus

accessible avec des méthodes plus ambulatoires et peu invasives. Par conséquent, coupler des indicateurs cérébraux et végétatifs en conduite simulée (Publication 4) permet de considérer l'activité végétative comme témoin de l'activité centrale et d'extrapoler les résultats aux conditions réelles.

Nos résultats mettent en évidence une corrélation négative entre réponses du SNA et activité de l'hémisphère gauche. L'amplitude des RED et de la tachycardie post-stimulation diminuent simultanément avec l'augmentation de l'activité du cingulaire antérieur gauche (Figure 55).

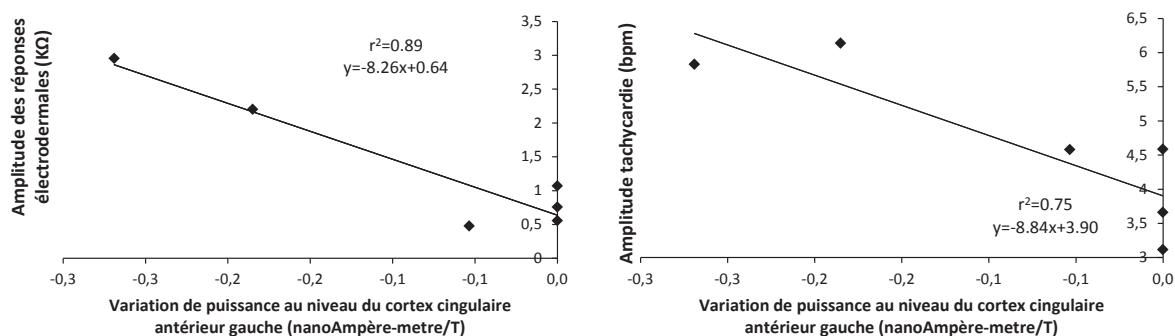


Figure 55: Corrélation entre l'amplitude des RED (à gauche), la tachycardie post-stimulation (à droite) et la variation de puissance au niveau du cortex cingulaire antérieur gauche.

Cette corrélation négative montre qu'une activation au niveau de l'hémisphère gauche, en particulier au niveau du cingulaire antérieur, inhibe les réponses autonomes.

Ce résultat confirme les études antérieures montrant qu'une activation au niveau de l'hémisphère gauche inhibe les réponses végétatives. En effet, sa lésion entraîne une augmentation de l'activité du SNA (Heilman et al., 1978, Zocolotti et al., 1982, Crucian et al., 2000). Au contraire, celle de l'hémisphère droit a un effet inverse (Heilman et al., 1978, Zocolotti et al., 1982, Zahn et al., 1999). Critchley et al. (2000b) ont aussi montré que l'activité orthosympathique est principalement contrôlée par les cortex cingulaire antérieur, insulaire et orbito-frontal droits.



#### IV. Les personnes âgées, conducteurs à besoins spécifiques

Nous nous sommes enfin attachés à évaluer l'impact des altérations cognitives liées au vieillissement sur la conduite, chez une population particulièrement sensible à la charge mentale.

Grillo et Mangone (2007) ainsi que Ferreira et al. (2012) ont conçu des tests d'évaluation des capacités cognitives nécessaires pour conduire. Mathias et Lucas (2009) ont synthétisé la littérature ayant abordé ce thème de 1980 à 2007. Cassavaugh et Kramer (2009) ont montré que l'entraînement cognitif, même à faible intensité, augmente l'efficacité de la conduite chez les personnes âgées. Ce champ de recherche est d'actualité compte tenu du vieillissement normal de la population.

Si le traitement de l'information est affecté par le vieillissement, les TR devraient être plus élevés chez les seniors comparativement à ceux de jeunes adultes. Nous avons utilisé des feux tricolores équivalents à ceux qui protègent les carrefours pour tester différents TR : TR simple (1<sup>er</sup> test) et de choix (2<sup>ème</sup> test avec 3 choix et 3<sup>ème</sup> test avec 6 choix). Le TR des seniors était plus long que ceux de jeunes adultes, résultat préalablement obtenu sur simulateur (Warshawsky-Livne et Shinar, 2002, Cantin et al., 2009). L'augmentation de la quantité d'information à traiter a un effet sélectif et allonge le TR de manière plus prononcée chez les seniors (Figure 56).

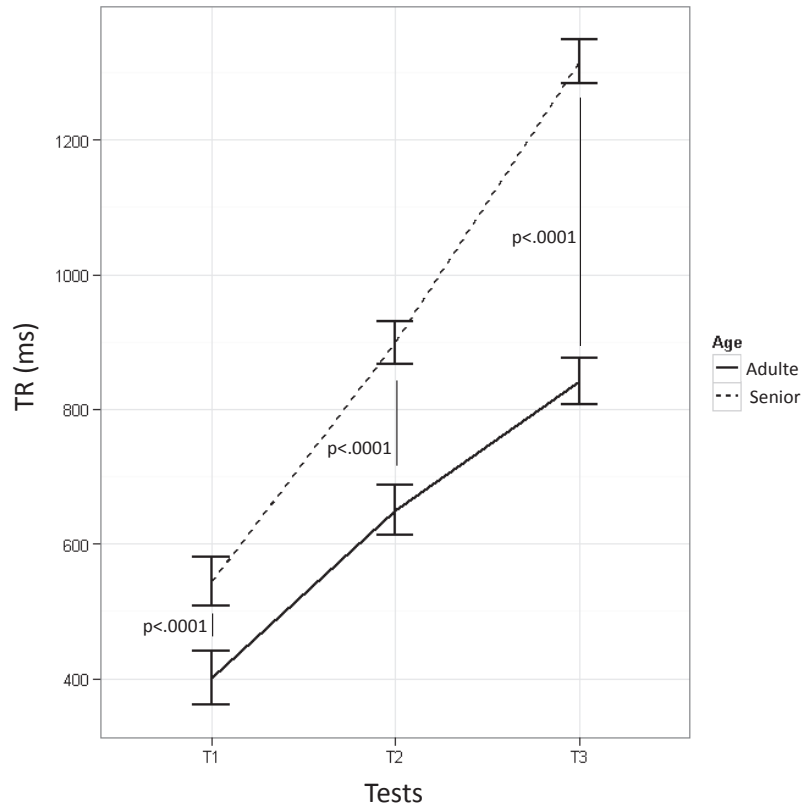


Figure 56: Evolution du TR en fonction de la difficulté du test (T1, T2, T3 de difficultés croissantes) et de la population (Adulte - Sénior).

Évolution du TR moyen en réponse à des stimulations lumineuses (feux tricolores) où l'association stimulus-réponse était de plus en plus complexe : T1 est un TR simple, T2 et T3 des TR de choix. On observe un déficit marqué chez les seniors, qui s'accroît avec la complexité de la situation. Les barres représentent l'erreur type.

De même, le taux d'erreurs est plus élevé chez les seniors, sauf pour le TR simple. Lorsque la tâche est de difficulté moyenne, les personnes âgées font plus d'erreurs. Ils parviennent cependant à répondre dans un délai inférieur à 2s, ce qui atteste que la vitesse constitue leur priorité, comme spécifié dans les consignes. Par conséquent, l'augmentation de la contrainte et le respect de la consigne entraînent une augmentation des erreurs. Dans la tâche la plus difficile, le taux d'erreurs est similaire à celui des plus jeunes mais c'est celui des non-réponses qui augmente. Le délai imparti est insuffisant pour que les personnes âgées prennent la décision adéquate. Par conséquent, nous arrivons à identifier les déficits de traitement. Les altérations liées au vieillissement ne permettent plus aux seniors de répondre à la contrainte de temps lorsqu'ils sont confrontés à une situation complexe. Dans

un premier temps, ces tests simples et discriminants pourraient être utilisés comme moyen de prise de conscience de l'affaiblissement des capacités cognitives. Ensuite, ils justifieraient que les seniors acceptent des remédiations, sous la forme de nouvelles habitudes à construire. Baldock et al. (2006), Charlton et al. (2006) et Blanchard et Meyer (2010) considèrent que de nouveaux comportements se forment spontanément, comme éviter les situations les plus complexes, la conduite de nuit, par visibilité réduite, aux heures de pointe. La préparation d'un trajet devrait intégrer ces facteurs et même prévoir d'éviter les itinéraires exigeant des manœuvres difficiles. Cependant, ces autorégulations sont plutôt mises en œuvre par les femmes, les jeunes et les conducteurs à fort trait d'anxiété. Ils ne relèvent donc pas simplement de l'âge (Gwyther et Holland, 2012). Ce constat révèle une nouvelle fois que les émotions guident le comportement. En effet, les conducteurs de tous âges semblent prendre leurs capacités et leurs craintes en considération afin d'orienter leurs décisions sur l'option la plus favorable : éviter les lieux fréquentés en empruntant le réseau secondaire, par exemple. Les professionnels de conduite devraient pouvoir aborder ces questions lors de recyclages du permis de conduire mais la législation ne le prévoit pas. De plus, les personnes âgées peuvent développer, une anxiété à prendre le volant dans des conditions paraissant pourtant « anodines » pour les plus jeunes. Un éveil physiologique excessif peut induire des prises de décision inappropriées. Il est donc réellement important que des recommandations soient dispensées par des spécialistes afin que les personnes âgées abordent la route le plus sereinement possible.

## V. Conclusion

Nos résultats ont mis en évidence que l'activité neurovégétative est un corrélat de l'activité mentale même lorsque les individus sont confrontés à des stimulations de faible intensité (expériences de laboratoire). De même, ces variables sont sensibles à l'induction affective (par exemple, l'injustice) et témoignent aussi de l'astreinte globale (la perception que chacun se fait de la difficulté de la tâche). Par conséquent, nous avons pu l'appliquer à la conduite automobile réelle ou simulée. Nous avons d'abord montré que la charge induite par des actions usuelles de conduite comme l'ajustement de la vitesse, était quantifiable par les indices végétatifs. Les réponses sont d'autant plus longues que la décélération est forte.

Leur enregistrement en temps réel et leur corrélation aux actions de conduite via le CAN du véhicule, pourrait permettre de quantifier la charge induite et proposer au conducteur un indicateur de charge, via un système « intelligent » (type réseau de neurones qui ajusterait sa décision en fonction de ses capacités individuelles à résister à la charge et de la situation présente). C'est un des enjeux de la sécurité routière puisque la cause principale des accidents est maintenant d'origine humaine. Toutefois, les réponses végétatives ne permettent pas de différencier la part induite par l'activité cognitive et celle provoquée par l'émotionnel, sauf à construire une expérience où seraient contrôlés sélectivement ces deux paramètres. Même si nous avons posé l'hypothèse que la durée représente plutôt les opérations mentales et l'amplitude de la réponse, les effets émotionnels de la situation, il reste à le démontrer expérimentalement. Pourraient ainsi être déterminés des profils de conducteurs qui seraient en difficulté, du fait de l'exigence d'une prise de décision rapide dans un environnement complexe, de ceux qui résistent bien à la charge mentale.

La charge induite est effectivement responsable de l'altération des performances au volant (augmentation du TR, transgression du code). Dans cette condition, l'activation du cortex préfrontal dorsolatéral, qui contrôle les processus cognitifs complexes, augmente alors que l'efficacité de la conduite diminue. Cette activation témoigne d'une plus grande difficulté à sélectionner une réponse motrice, lorsqu'on distrait le conducteur de l'objectif principal, assurer sa sécurité et celle des autres, et qu'on le focalise sur un but connexe. Si l'activité du SNC est le moyen le plus direct de contrôler l'état mental et affectif du conducteur, elle reste inutilisable en conditions réelles mais l'activité neurovégétative paraît pouvoir lui être substituée avec suffisamment de fiabilité pour aboutir à des conclusions robustes.

# Conclusion et perspectives

La sécurité routière est une préoccupation permanente des pouvoirs publics qui visent à faire baisser le nombre d'accidents malgré la progression de la densité de circulation. Cependant, malgré la mise en place de contrôles et de sanctions (limitations de vitesse, port de la ceinture de sécurité, contrôle de la consommation d'alcool, ...) et le développement de systèmes de sécurité passifs (airbags, matériaux amortissants) et actifs (systèmes d'aide à la conduite), le nombre de morts et de blessés sur les routes reste élevé et s'explique par des causes comportementales. Contrairement à d'autres pays (Finlande, Irlande, Norvège, Suisse, Danemark, Angleterre), peu d'initiatives favorisant la conduite des personnes âgées ont été envisagées à ce jour.

Les études effectuées pour cette thèse ont révélé qu'une forte charge émotionnelle est à la base d'activations physiologiques importantes notamment lorsqu'une décision majeure doit être prise. Les études en laboratoire ont montré que prendre une décision face à des stimulations de courtes durées et de faibles intensités, simples ou complexes, sont à l'origine de réponses neurovégétatives. Leur enregistrement dans des conditions autres que d'urgence montre qu'il existe une association entre décision et réponses cardiaque et électrodermale, ces dernières témoignant de l'alerte du système orthosympathique qui mobilise les ressources pour répondre au mieux à la situation. Ces réponses sont donc d'ordre émotionnel car il s'agit d'atteindre un but afin de se satisfaire. L'émotionnel est donc indissociable du cognitif et conditionne la prise de décision. Lorsque l'on conduit, s'arrêter à un feu génère une charge. L'arrêt dépend de la couleur du feu et n'est pas systématique. Son changement n'est guère prévisible et induit de l'incertitude. En particulier, une pression temporelle forte exige d'allouer davantage d'attention vers les signaux environnementaux afin de détecter un éventuel changement de couleur. Prendre la décision de s'arrêter au feu ou de le transgresser lorsqu'il passe du vert à l'orange exige aussi de puiser dans ses ressources attentionnelles. Dans ces conditions, les émotions guident nos conduites pour que l'on atteigne le but fixé.

Ce travail a permis de déceler, les effets néfastes de situations à forte charge affective pour différentes catégories de populations, en âge de conduire. Cependant, certaines pistes restent à approfondir.

Dans un premier temps, il faudrait compléter les méthodes d'investigation. La détection des mouvements oculaires, grâce à l'oculographie, permettrait d'identifier les points de fixations prioritaires et de les hiérarchiser en étudiant comment les saccades oculaires sont organisées, pour renseigner les expérimentateurs sur l'orientation de l'attention. Elle peut être portée vers des informations plus ou moins pertinentes. D'ailleurs, un individu suractivé est souvent incapable de prêter attention aux signaux pertinents. Cette analyse contribuerait ainsi également à expliquer les comportements plus ou moins adaptés aux situations de conduite.

Les recherches futures pourraient distinguer les activités physiologiques centrales et périphériques, en fonction des comportements (respect ou non du code de la route) et des traits de personnalités (anxieux, impulsif ou, au contraire, calme). Les facteurs constituant la charge seraient aussi à tester, qu'ils soient externes (pression temporelle, environnement nécessitant d'être très prudent) ou internes (ruminant, pensées négatives). Nous n'avons pas pu les tester en différenciant leur effet propre.

Les effets du vieillissement pourraient être décrits plus en détail afin d'identifier ceux qui ont un réel effet délétère sur la conduite. L'analyse permettrait éventuellement d'expliquer l'impact des déficits cognitifs liés à l'âge sur les conduites des conducteurs âgés. La mise en œuvre de modules de formation spécifiques serait sûrement préventive des défauts d'attention liés à l'âge.

Dans ces conditions et, à partir des résultats déjà obtenus, il serait utile d'extraire des préconisations en termes de sécurité routière, pour l'ensemble des usagers de la route, en proposant des outils efficaces pour traiter une partie des défauts d'attention. Pour être valides, ils devront prendre en considération, à la fois les caractéristiques psychologiques du conducteur, son expertise et son âge. Ils pourraient ensuite être hiérarchisés et ciblés pour la formation et la prévention routière.

# Références bibliographiques



## A

- Aasman, J., Mulder, G., Mulder, L. J. M.**, 1987. Operator Effort and the Measurement of Heart-Rate Variability. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 29, 161-170.
- Adolphs, R., Tranel, D., Hamann, S., Young, A. W., Calder, A. J., Phelps, E. A., Anderson, A., Lee, G. P., Damasio, A. R.**, 1999. Recognition of facial emotion in nine individuals with bilateral amygdala damage. *Neuropsychologia* 37, 1111-1117.
- Appelhans, B. M., Luecken, L. J.**, 2006. Heart rate variability as an index of regulated emotional responding. *Review of General Psychology* 10, 229-240.
- Ax, A. F.**, 1953. The physiological differentiation between fear and anger in Humans. *Psychosomatic Medicine* 15, 433-442.

## B

- Backs, R. W., Seljos, K. A.**, 1994. Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: the effects of level of difficulty in a working memory task. *International Journal of Psychophysiology* 16, 57-68.
- Backs, R. W.**, 2001. An autonomic space approach to the psychophysiological assessment of mental workload. In Hancock, P. A., Desmond, P. A. (Ed.), *Stress, workload, and fatigue*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum, pp. 279-289.
- Balconi, M., Lucchiari, C.**, 2008. Consciousness and arousal effects on emotional face processing as revealed by brain oscillations. A gamma band analysis. *International Journal of Psychophysiology* 67, 41-46.
- Baldauf, D., Burgard, E., Wittmann, M.**, 2009. Time perception as a workload measure in simulated car driving. *Applied Ergonomics* 40, 929-935.
- Baldock, M. R., Mathias, J. L., McLean, A. J., Berndt, A.**, 2006. Self-regulation of driving and its relationship to driving ability among older adults. *Accident Analysis & Prevention* 38, 1038-1045.
- Bansevicius, D., Westgaard, R. H., Jensen, C.**, 1997. Mental stress of long duration: EMG activity, perceived tension, fatigue, and pain development in pain-free subjects. *Headache* 37, 499-510.

- Bauer, R. M.**, 1998. Physiologic measures of emotion. *Journal of Clinical Neurophysiology* 15, 388-396.
- Baumeister, R. F., Showers, C. J.**, 1986. A review of paradoxical performance effects: Choking under pressure in sports and mental tests. *European Journal of Social Psychology* 16, 361-383.
- Bechara, A., Damasio, H., Damasio, A. R., Lee, G. P.**, 1999. Different contributions of the human amygdala and ventromedial prefrontal cortex to decision-making. *Journal of Neuroscience* 19, 5473-5481.
- Bechara, A., Damasio, H., Damasio, A. R.**, 2000a. Emotion, decision making and the orbitofrontal cortex. *Cerebral Cortex* 10, 295-307.
- Bechara, A., Tranel, D., Damasio, H.**, 2000b. Characterization of the decision-making deficit of patients with ventromedial prefrontal cortex lesions. *Brain* 123, 2189-2202.
- Bechara, A.**, 2004. The role of emotion in decision-making: Evidence from neurological patients with orbitofrontal damage. *Brain and Cognition* 55, 30-40.
- Bechara, A., Damasio, A. R.**, 2005. The somatic marker hypothesis: A neural theory of economic decision. *Games and Economic Behavior* 52, 336-372.
- Berthoz, A.**, 1997. Le sens du mouvement. Odile Jacob. pp. 345.
- Blanchard, R. A., Myers, A. M.**, 2010. Examination of driving comfort and self-regulatory practices in older adults using in-vehicle devices to assess natural driving patterns. *Accident Analysis & Prevention* 42, 1213-1219.
- Blitz, P. S., Hoogstraten, J., Mulder, G.**, 1970. Mental load, heart rate and heart rate variability. *Psychological Research* 33, 277-288.
- Borg, G. A. V.**, 1982. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14, 377-381.
- Boucsein, W.**, 1993. Methodological issues in electrodermal measurement. In Roy, J. C., Boucsein, W., Fowles, D. C., Gruzelier, J. H. (Ed.), *Progress in Electrodermal Research*. Plenum Press, New York, pp. 31-41.
- Boucsein, W., Backs, R. W.**, 2000. Engineering psychophysiology as a discipline: Historical and theoretical aspects. In Backs, R. W., Boucsein, W. (Ed.), *Engineering psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 3-30.

- Boucsein, W., Backs, R. W.**, 2009. The psychophysiology of emotion, arousal, and personality: Methods and models. In Duffy, V. G. (Ed.), Handbook of digital human modeling: Research for applied ergonomics and human factors engineering. CRC Press, Boca Raton US, pp. 35-31-35-18.
- Bowyer, S. M., Hsieh, L., Moran, J. E., Young, R. A., Manoharan, A., Liao, C. C., Malladi, K., Yu, Y. J., Chiang, Y. R., Tepley, N.**, 2009. Conversation effects on neural mechanisms underlying reaction time to visual events while viewing a driving scene using MEG. *Brain Research* 1251, 151-161.
- Boyce, P. R.**, 1974. Sinus Arrhythmia as a Measure of Mental Load. *Ergonomics* 17, 177-183.
- Brandenberger, G., Follenius, M., Wittersheim, G., Salame, P., Siméoni, M., Reinhardt, B.**, 1980. Plasma catecholamines and pituitary adrenal hormones related to mental task demand under quiet and noise conditions. *Biological Psychology* 10, 239-252.
- Briem, V., Hedman, L. R.**, 1995. Behavioural effects of mobile telephone use during simulated driving. *Ergonomics* 38, 2536-2562.
- Brodal, P.**, 2010. The Central Nervous System: Structure and Function. Oxford University Press pp. 608.
- Brookhuis, K. A., de Vries, G., de Waard, D.**, 1991. The effects of mobile telephoning on driving performance. *Accident Analysis & Prevention* 23, 309-316.
- Brookhuis, K. A., De Waard, D.**, 2010. Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures. *Accident Analysis & Prevention* 42, 898-903.
- Brookings, J. B., Wilson, G. F., Swain, C. R.**, 1996. Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology* 42, 361-377.
- Brosschot, J. F., Thayer, J. F.**, 2003. Heart rate response is longer after negative emotions than after positive emotions. *International Journal of Psychophysiology* 50, 181-187.
- Brunel, N., Ninio, J.**, 1997. Time to detect the difference between two images presented side by side. *Cognitive Brain Research* 5, 273-282.
- Bruyas, M. P., Chapon, A., Lelekov-Boissard, T., Letisserand, D., Duraz, M., Aillerie, I.**, 2006. Evaluation de l'impact de communications vocales sur la conduite automobile. *Recherche, transports, sécurité* 99-119.
- Bush, G., Luu, P., Posner, M. I.**, 2000. Cognitive and emotional influences in anterior cingulate cortex. *Trends in Cognitive Sciences* 4, 215-222.

**Byers, J. C., Bittner, A. C., Hill, S. G., 1989.** Traditional and raw task load index (TLX) correlations: are paired comparisons necessary? In Mital, A. (Ed.), *Advances in industrial ergonomics and safety*. London: Taylor and Francis, pp. 481-485.

## C

**Cacioppo, J. T., Berntson, G. G., Klein, D. J., Poehlmann, K. M., 1997.** Psychophysiology of emotion across the life span. In Schaie, K. W., Lawton, M. P. (Ed.), *Annual review of gerontology and geriatrics: Focus on emotion and adult development*. Springer publishing company, pp. 27-74.

**Cacioppo, J. T., Berntson, G. G., Larsen, J. T., Poehlmann, K. M., Ito, T. A., 2000.** The psychophysiology of emotion. In Lewis, M., Haviland-Jones, J. M. (Ed.), *Handbook of emotions*. The Guilford Press, pp. 173-191.

**Cai, H., Lin, Y., Mourant, R. R., 2007.** Study on driver emotion in driver-vehicle-environment systems using multiple networked driving simulators. *Driving Simulation Conference, North America - Iowa City*. 1-8.

**Canli, T., Desmond, J. E., Zhao, Z., Glover, G., Gabrieli, J. D., 1998.** Hemispheric asymmetry for emotional stimuli detected with fMRI. *Neuroreport* 9, 3233-3239.

**Cantin, V., Lavalliere, M., Simoneau, M., Teasdale, N., 2009.** Mental workload when driving in a simulator: effects of age and driving complexity. *Accident Analysis & Prevention* 41, 763-771.

**Cassavaugh, N. D., Kramer, A. F., 2009.** Transfer of computer-based training to simulated driving in older adults. *Applied Ergonomics* 40, 943-952.

**Changeux, J. P., 1983.** *L'homme neuronal*. Paris: Fayard. pp. 419.

**Charlton, J. L., Oxley, J., Fildes, B., Oxley, P., Newstead, S., Koppel, S., O'Hare, M., 2006.** Characteristics of older drivers who adopt self-regulatory driving behaviours. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 9, 363-373.

**Christie, I. C., Friedman, B. H., 2004.** Autonomic specificity of discrete emotion and dimensions of affective space: a multivariate approach. *International Journal of Psychophysiology* 51, 143-153.

- Civai, C., Corradi-Dell'Acqua, C., Gamer, M., Rumiati, R. I.,** 2010. Are irrational reactions to unfairness truly emotionally-driven? Dissociated behavioural and emotional responses in the Ultimatum Game task. *Cognition* 114, 89-95.
- Clarion, A., Ramon, C., Petit, C., McAdams, E., Gehin, C., Bourgeay, J. P., Guillot, A., Collet, C.,** 2009. An integrated device to evaluate drivers' functional state in the field. *Behavior Research Methods* 41, 882-888.
- Coles, M. G.,** 1974. Physiological activity and detection: the effects of attentional requirements and the prediction of performance. *Biological Psychology* 2, 113-125.
- Coles, M. G., Duncan-Johnson, C. C.,** 1975. Cardiac activity and information processing: the effects of stimulus significance, and detection and response requirements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 1, 418-428.
- Coles, M. G., Duncan-Johnson, C. C.,** 1977. Attention and cardiac activity: heart rate responses during a variable foreperiod, disjunctive reaction time task. *Biological Psychology* 5, 151-158.
- Coles, M. G. H., Smid, H. G. O. M., Scheffers, M. K., Otten, L. J.,** 1995. Mental chronometry and the study of human information processing. In Rugg, M. D., Coles, M. G. H. (Ed.), *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*. Oxford University Press, pp. 86-131.
- Collet, C., Roure, R., Rada, H., Dittmar, A., Vernet-Maury, E.,** 1996. Relationships between performance and skin resistance evolution involving various motor skills. *Physiology & Behavior* 59, 953-963.
- Collet, C., Vernet-Maury, E., Delhomme, G., Dittmar, A.,** 1997. Autonomic nervous system response patterns specificity to basic emotions. *Journal of the Autonomic Nervous System* 62, 45-57.
- Collet, C., Guillot, A., Bolliet, O., Delhomme, G., Dittmar, A.,** 2003a. Corrélats neurophysiologiques des processus mentaux enregistrés en situation réelle par micro-capteurs non invasifs Neurophysiological correlates of mental processes through non invasive micro-sensors recording in the field. *Science & Sports* 18, 74-85.

- Collet, C., Petit, C., Champely, S., Dittmar, A.,** 2003b. Assessing Workload through Physiological Measurements in Bus Drivers Using an Automated System during Docking. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 45, 539-548.
- 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.
- 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. Physiological and behavioural changes associated to the management of secondary tasks while driving. *Applied Ergonomics* 40, 1041-1046.
- Collet, C., Guillot, A., Petit, C.,** 2010a. Phoning while driving II: a review of driving conditions influence. *Ergonomics* 53, 602-616.
- Collet, C., Guillot, A., Petit, C.,** 2010b. Phoning while driving I: a review of epidemiological, psychological, behavioral and physiological studies. *Ergonomics* 53, 589-601.
- Cooper, R.,** 1990. Changes of slow and steady brain potentials during complex tasks. *Journal of Biomedical Engineering* 12, 215-218.
- Critchley, H. D., Corfield, D. R., Chandler, M. P., Mathias, C. J., Dolan, R. J.,** 2000a. Cerebral correlates of autonomic cardiovascular arousal: a functional neuroimaging investigation in humans. *The Journal of Physiology* 523, 259-270.
- Critchley, H. D., Elliott, R., Mathias, C. J., Dolan, R. J.,** 2000b. Neural Activity Relating to Generation and Representation of Galvanic Skin Conductance Responses: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *The Journal of Neuroscience* 20, 3033-3040.
- Crowe, E., Higgins, E. T.,** 1997. Regulatory Focus and Strategic Inclinations: Promotion and Prevention in Decision-Making. *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 69, 117-132.
- Crucian, G. P., Hughes, J. D., Barrett, A. M., Williamson, D. J. G., Bauer, R. M., Bowers, D., Heilman, K. M.,** 2000. Emotional and Physiological Responses to False Feedback. *Cortex* 36, 623-647.

## D

- Damasio, A. R.**, 1995. L'erreur de Descartes: la raison des émotions. Odile Jacob. pp. 368.
- Damasio, A. R.**, 2003. Spinoza avait raison: joie et tristesse, le cerveau des émotions. Odile Jacob. pp. 370.
- Damen, E. J. P., Brunia, C. H. M.**, 1987. Changes in Heart Rate and Slow Brain Potentials Related to Motor Preparation and Stimulus Anticipation in a Time Estimation Task. *Psychophysiology* 24, 700-713.
- Davidson, R. J., Ekman, P., Saron, C. D., Senulis, J. A., Friesen, W. V.**, 1990. Approach-withdrawal and cerebral asymmetry: Emotional expression and brain physiology: I. *Journal of Personality and Social Psychology* 58, 330-341.
- Davidson, R. J., Irwin, W.**, 1999. The functional neuroanatomy of emotion and affective style. *Trends in Cognitive Sciences* 3, 11-21.
- Dawson, M. E., Schell, A. M., Filion, D. L.**, 2000. The electrodermal system. In Cacioppo, J. T., Tassinary, L. G., Berntson, G. G. (Ed.), *Handbook of psychophysiology*. Cambridge University Press, pp. 200-223.
- De Pascalis, V., Barry, R. J., Sparita, A.**, 1995. Decelerative changes in heart rate during recognition of visual stimuli: effects of psychological stress. *International Journal of Psychophysiology* 20, 21-31.
- De Waard, D.**, 1996. The measurement of drivers' mental workload. Traffic Research Centre VSC, University of Groningen. pp. 125.
- De Waard, D., Brookhuis, K. A.**, 1997. On the measurement of driver mental workload. *Traffic and Transport Psychology. Theory and Application*
- Dehaene, S.**, 1997. Le cerveau en action. Imagerie cérébrale fonctionnelle en psychologie cognitive. Paris: Presses universitaires de France. pp. 85.
- Delignières, D., Legros, P., Famose, J. P.**, 1991. Perception de l'effort et difficulté de la tâche. *Science et motricité* 13, 14-18.
- Delpuech, C.**, 2007. Origine des signaux MEG. Journée Inter-Régionales de Formation en Neuro-Imagerie (JIRFNI), Marseille.
- Dickman, S. J., Meyer, D. E.**, 1988. Impulsivity and speed-accuracy tradeoffs in information processing. *Journal of Personality and Social Psychology* 54, 274-290.

- Dittmar, A., Rada, H., Delhomme, G., Vernet-Maury, E., Collet, C., Roure, R., Unterreiner, R., Robini, M., Delemer, C.,** 1995. A multi-sensor system for the non-invasive measurement of the activity of the autonomic nervous system. *Sensors and Actuators B: Chemical* 27, 461-464.
- Dolcos, F., McCarthy, G.,** 2006. Brain Systems Mediating Cognitive Interference by Emotional Distraction. *The Journal of Neuroscience* 26, 2072-2079.
- Drew, G. C.,** 1951. Variations in reflex blink-rate during visual-motor tasks. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* 3, 73-88.
- Dulebohn, J. H., Conlon, D. E., Sarinopoulos, I., Davison, R. B., McNamara, G.,** 2009. The biological bases of unfairness: Neuroimaging evidence for the distinctiveness of procedural and distributive justice. *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 110, 140-151.

## E

- Ekman, P., Friesen, W. V.,** 1978. The Facial Action Coding System. Palo Alto, CA: Consulting Psychologists Press.
- Ekman, P., Levenson, R. W., Friesen, W. V.,** 1983. Autonomic nervous system activity distinguishes among emotions. *Science* 221, 1208-1210.
- Ekman, P., Davidson, R. J., Friesen, W. V.,** 1990. The Duchenne smile: Emotional expression and brain physiology: II. *Journal of Personality and Social Psychology* 58, 342-353.
- Ekman, P.,** 1992a. Are there basic emotions? *Psychological Review* 99, 550-553.
- Ekman, P.,** 1992b. An argument for basic emotions. *Cognition & Emotion* 6, 169-200.

## F

- Fairclough, S. H., Spiridon, E.,** 2012. Cardiovascular and electrocortical markers of anger and motivation during a simulated driving task. *International Journal of Psychophysiology* 84, 188-193.
- Ferreira, I. S., Simoes, M. R., Marôco, J.,** 2012. The Addenbrooke's Cognitive Examination Revised as a potential screening test for elderly drivers. *Accident Analysis & Prevention*, In Press.



- Flehmg, H. C., Steinborn, M. B., Westhoff, K., Langner, R.,** 2010. Neuroticism and Speed-Accuracy Tradeoff in Self-Paced Speeded Mental Addition and Comparison. *Journal of Individual Differences* 31, 130-137.
- Förster, J., Higgins, E. T., Bianco, A. T.,** 2003. Speed/accuracy decisions in task performance: Built-in trade-off or separate strategic concerns? *Organizational Behavior and Human Decision Processes* 90, 148-164.
- Fort, A., Martin, R., Jacquet-Andrieu, A., Combe-Pangaud, C., Foliot, G., Daligault, S., Delpuech, C.,** 2010. Attentional demand and processing of relevant visual information during simulated driving: A MEG study. *Brain Research* 1363, 117-127.
- 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.
- Fredrikson, M., Furmark, T., Olsson, M. T., Fischer, H., Andersson, J., Langstrom, B.,** 1998. Functional neuroanatomical correlates of electrodermal activity: a positron emission tomographic study. *Psychophysiology* 35, 179-185.
- Freeman, G. L.,** 1948. The energetics of human behavior. Cornell University Press. pp. 344.
- Fridlund, A. J., Ekman, P., Oster, H.,** 1987. Facial expressions of emotion. In Siegman, A. W., Feldstein, S. (Ed.), *Nonverbal behavior and communication*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 143-223.
- Friedman, B. H.,** 2010. Feelings and the body: the Jamesian perspective on autonomic specificity of emotion. *Biological Psychology* 84, 383-393.
- Friedman, D., Hakerem, G., Sutton, S., Fleiss, J. L.,** 1973. Effect of stimulus uncertainty on the pupillary dilation response and the vertex evoked potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 34, 475-484.

## G

- Gaillard, A. W. K., Perdok, J.,** 1979. Slow cortical and heart rate correlates of discrimination performance. *Acta Psychologica* 43, 185-198.
- Gaillard, A. W. K.,** 1993. Comparing the concepts of mental load and stress. *Ergonomics* 36, 991-1005.

- Gaillard, A. W. K., Kramer, A. F.,** 2000. Theoretical and methodological issues in psychophysiological research. In Backs, R. W., Boucsein, W. (Ed.), *Engineering Psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 31-58.
- Garnero, L., Baillet, S., Renault, B.,** 1998. Magnétoencéphalographie / électroencéphalographie et imagerie cérébrale fonctionnelle. *Annales de l'Institut Pasteur / Actualités* 9, 215-226.
- Gazes, Y., Rakitin, B. C., Steffener, J., Habeck, C., Butterfield, B., Ghez, C., Stern, Y.,** 2010. Performance degradation and altered cerebral activation during dual performance: Evidence for a bottom-up attentional system. *Behavioural Brain Research* 210, 229-239.
- Gendolla, G. H., Krüsken, J.,** 2001. The Joint Impact of Mood State and Task Difficulty on Cardiovascular and Electrodermal Reactivity in Active Coping. *Psychophysiology* 38, 548-556.
- Goldwater, B. C.,** 1972. Psychological significance of pupillary movements. *Psychological Bulletin* 77, 340-355.
- Gopher, D.,** 1994. Analysis and measurement of mental load. In d'Ydewalle, G., Eelen, P., Bertelson, P. (Ed.), *International perspectives on psychological science, Vol. 2: The state of the art*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 265-291.
- Greenberg, J.,** 2004. Stress fairness to fare no stress: Managing workplace stress by promoting organizational justice. *Organizational Dynamics* 33, 352-365.
- Greenwald, M. K., Cook, E. W., Lang, P. J.,** 1989. Affective judgment and psychophysiological response: Dimensional covariation in the evaluation of pictorial stimuli. *Journal of Psychophysiology* 3, 51-64.
- Grillo, R., Mangone, C. A.,** 2007. Development of a sensitive neuropsychological battery to foretell the performance in elder's car driving. *Vertex* 18, 473-478.
- Grupe, D. W., Nitschke, J. B.,** 2011. Uncertainty is associated with biased expectancies and heightened responses to aversion. *Emotion* 11, 413-424.
- Gur, R. C., Schroeder, L., Turner, T., McGrath, C., Chan, R. M., Turetsky, B. I., Alsop, D., Maldjian, J., Gur, R. E.,** 2002. Brain activation during facial emotion processing. *NeuroImage* 16, 651-662.

- Güroglu, B., van den Bos, W., van Dijk, E., Rombouts, S. A. R. B., Crone, E. A.,** 2011. Dissociable brain networks involved in development of fairness considerations: Understanding intentionality behind unfairness. *NeuroImage* 57, 634-641.
- Gwyther, H., Holland, C.,** 2012. The effect of age, gender and attitudes on self-regulation in driving. *Accident Analysis & Prevention* 45, 19-28.

## H

- Hagemann, D., Waldstein, S. R., Thayer, J. F.,** 2003. Central and autonomic nervous system integration in emotion. *Brain and Cognition* 52, 79-87.
- Haigney, D. E., Taylor, R. G., Westerman, S. J.,** 2000. Concurrent mobile (cellular) phone use and driving performance: task demand characteristics and compensatory processes. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 3, 113-121.
- Hancock, P. A., Lesch, M., Simmons, L.,** 2003. The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accident Analysis & Prevention* 35, 501-514.
- Hankins, T. C., Wilson, G. F.,** 1998. A comparison of Heart rate, eye activity, eeg and subjective measures of pilot Mental workload during flight. *Aviation, space, and environmental medicine* 69, 360-367.
- Hanson, E. K. S., Schellekens, J. M. H., Veldman, J. B. P., Mulder, L. J. M.,** 1993. Psychomotor and cardiovascular consequences of mental effort and noise. *Human Movement Science* 12, 607-626.
- Harmony, T., Fernandez, T., Silva, J., Bernal, J., Diaz-Comas, L., Reyes, A., Marosi, E., Rodriguez, M., Rodriguez, M.,** 1996. EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks. *International Journal of Psychophysiology* 24, 161-171.
- 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.
- Hayman, L. A., Rexer, J. L., Pavol, M. A., Strite, D., Meyers, C. A.,** 1998. Klüver-Bucy Syndrome After Bilateral Selective Damage of Amygdala and Its Cortical Connections. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences* 10, 354-358.

- Heilman, K. M., Schwartz, H. D., Watson, R. T., 1978.** Hypoarousal in patients with the neglect syndrome and emotional indifference. *Neurology* 28, 229-232.
- Henson, R. K., 2001.** Understanding internal consistency reliability estimates: A conceptual primer on coefficient alpha. *Measurement and Evaluation in Counseling and Development* 34, 177-189.
- Hess, E. H., Polt, J. M., 1964.** Pupil Size in Relation to Mental Activity During Simple Problem-Solving. *Science* 143, 1190-1192.
- Hitchen, M., Brodie, D. A., Harness, J. B., 1980.** Cardiac responses to demanding mental load. *Ergonomics* 23, 379-385.
- Holland, M. K., Tarlow, G., 1972.** Blinking and mental load. *Psychological Reports* 31, 119-127.
- Hopko, D. R., McNeil, D. W., Lejuez, C. W., Ashcraft, M. H., Eifert, G. H., Riel, J., 2003.** The effects of anxious responding on mental arithmetic and lexical decision task performance. *Journal of Anxiety Disorders* 17, 647-665.
- 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 & Prevention* 38, 185-191.
- Hugdahl, K., 1995.** Psychophysiology: The mind-body perspective. Harvard University Press. pp. 448.
- Hyonä, J., Tommola, J., Alaja, A.-M., 1995.** Pupil Dilation as a Measure of Processing Load in Simultaneous Interpretation and Other Language Tasks. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A* 48, 598-612.
- Iani, C., Gopher, D., Lavie, P., 2004.** Effects of task difficulty and invested mental effort on peripheral vasoconstriction. *Psychophysiology* 41, 789-798.
- Ionescu, T., 2012.** Exploring the nature of cognitive flexibility. *New Ideas in Psychology* 30, 190-200.
- Ishida, T., Matsuura, T., 2001.** The effect of cellular phone use on driving performance. *IATSS RESEARCH* 25, 6-14.

## J

- Janig, W., McLachlan, E. M.,** 1992. Specialized functional pathways are the building blocks of the autonomic nervous system. *Journal of the Autonomic Nervous System* 41, 3-13.
- Janig, W., Habler, H.-J.,** 2000. Specificity in the organization of the autonomic nervous system: a basis for precise neural regulation of homeostatic and protective body functions. In Mayer, E. A., Saper, C. B. (Ed.), *The Biological Basis for Mind Body Interactions*. Elsevier, pp. 351-367.
- Jensen, B. S., Skov, M. B., Thiruravichandran, N.,** 2010. Studying driver attention and behaviour for three configurations of GPS navigation in real traffic driving. 28th international conference on Human factors in computing systems, New York, USA. 1271-1280.
- Jiang, Y.,** 2004. Resolving dual-task interference: an fMRI study. *NeuroImage* 22, 748-754.
- Jonassaint, C. R., Why, Y. P., Bishop, G. D., Tong, E. M., Diong, S. M., Enkelmann, H. C., Khader, M., Ang, J.,** 2009. The effects of Neuroticism and Extraversion on cardiovascular reactivity during a mental and an emotional stress task. *International Journal of Psychophysiology* 74, 274-279.

## K

- Kahneman, D., Tursky, B., Shapiro, D., Crider, A.,** 1969. Pupillary, heart rate, and skin resistance changes during a mental task. *Journal of Experimental Psychology* 79, 164-167.
- Kahneman, D.,** 1973. *Attention and Effort*. Prentice-Hall. pp. 246.
- Kalsbeek, J. W. H.,** 1968. Measurement of mental work load and of acceptable load: possible application in industry. *International Journal of Production Research* 7, 33-45.
- Kantowitz, B. H.,** 1987. 3. Mental Workload. *Advances in Psychology* 47, 81-121.
- Karasek, R. A. J.,** 1979. Job Demands, Job Decision Latitude, and Mental Strain: Implications for Job Redesign. *Administrative Science Quarterly* 24, 285-308.
- Katona, P. G., Jih, F.,** 1975. Respiratory Sinus Arrhythmia: Noninvasive Measure of Parasympathetic Cardiac Control. *Journal of Applied Physiology* 39, 801-805.

- Katsis, C. D., Goletsis, Y., Rigas, G., Fotiadis, D. I.,** 2011. A wearable system for the affective monitoring of car racing drivers during simulated conditions. *Transportation Research Part C: Emerging Technologies* 19, 541-551.
- Kellogg, J. S., Hopko, D. R., Ashcraft, M. H.,** 1999. The effects of time pressure on arithmetic performance. *Journal of Anxiety Disorders* 13, 591-600.
- King, A. B., Menon, R. S., Hachinski, V., Cechetto, D. F.,** 1999. Human forebrain activation by visceral stimuli. *The Journal of comparative neurology* 413, 572-582.
- Kirk, U., Downar, J., Montague, P. R.,** 2011. Interoception Drives Increased Rational Decision-Making in Meditators Playing the Ultimatum Game. *Frontiers in Neuroscience* 5, 1-11.
- Kirouac, G., Dore, F. Y.,** 1985. Accuracy of the judgment of facial expression of emotions as a function of sex and level of education. *Journal of Nonverbal Behavior* 9, 3-7.
- Klingberg, T.,** 2000. Limitations in information processing in the human brain: neuroimaging of dual-task performance and working memory tasks. *Progress in Brain Research* 126, 95-102.
- Knepp, M. M., Friedman, B. H.,** 2008. Cardiovascular activity during laboratory tasks in women with high and low worry. *Biological Psychology* 79, 287-293.
- Kok, F. W., Westenberg, H. G. M., Thijssen, J. H. H., van Ree, J. M.,** 1995. Endocrine and cardiovascular responses to a series of graded physical and psychological stress stimuli in healthy volunteers. *European Neuropsychopharmacology* 5, 515-522.
- Kompus, K., Hugdahl, K., Ohman, A., Marklund, P., Nyberg, L.,** 2009. Distinct control networks for cognition and emotion in the prefrontal cortex. *Neuroscience Letters* 467, 76-80.
- Korpelainen, J., Sotaniemi, K., Myllylä, V.,** 1999. Autonomic nervous system disorders in stroke. *Clinical Autonomic Research* 9, 325-333.
- Kreibig, S. D.,** 2010. Autonomic nervous system activity in emotion: A review. *Biological Psychology* 84, 394-421.
- Kummer, W.,** 1992. Neuronal specificity and plasticity in the autonomic nervous system. *Annals of Anatomy* 174, 409-417.
- Kuniyuki, Y., Tooru, S., Masayoshi, K., Tsugutake, S., Yoshio, S.,** 2005. The Proposal of the Measurement Method of the Mental Stress Using the Surface Electromyogram. *Jido Seigyō Rengo Koenkai (CD-ROM)* 48, 1-22.

## L

- Lacey, J. I., Kagan, J., Lacey, B. C., Moss, H. A.,** 1963. The visceral level: situational determinants and behavioral correlates of autonomic response stereotypy. In Napp, P. H. (Ed.), *Expressions of emotions in man*. International Universities Press, New York, pp. 161-196.
- Lacey, J. I., Lacey, B. C.,** 1970. Some autonomic-central nervous system interrelationships. In Black, P. (Ed.), *Physiological correlates of emotion*. Academic Press, New York, pp. 205-227.
- Lane, R. D., Fink, G. R., Chau, P. M. L., Dolan, R. J.,** 1997. Neural activation during selective attention to subjective emotional responses. *Neuroreport* 8, 3969-3972.
- Langley, J. N.,** 1901. Observations on the physiological action of extracts of the supra-renal bodies. *The Journal of Physiology* 27, 237-256.
- Lazarus, R. S.,** 1982. Thoughts on the relations between emotion and cognition. *American Psychologist* 37, 1019-1024.
- Lazarus, R. S.,** 1984. On the primacy of cognition. *American Psychologist* 39, 124-129.
- LeDoux, J.,** 1998. Fear and the brain: where have we been, and where are we going? *Biological Psychiatry* 44, 1229-1238.
- LeDoux, J.,** 1999. *The Emotional Brain*. Phoenix Paperbacks. pp. 384.
- LeDoux, J. E.,** 1992. Emotion and the amygdala. In Aggleton, J. P. (Ed.), *The amygdala: Neurobiological aspects of emotion, memory, and mental dysfunction*. Wiley-Liss, pp. 339-351.
- Lee, D. H., Park, K. S.,** 1990. Multivariate analysis of mental and physical load components in sinus arrhythmia scores. *Ergonomics* 33, 35-47.
- Lemercier, C., Cellier, J. M.,** 2008. Les défauts de l'attention en conduite automobile: inattention, distraction et interférence. *Le travail humain* 71, 271-296.
- Levenson, R. W., Ekman, P., Friesen, W. V.,** 1990. Voluntary facial action generates emotion-specific autonomic nervous system activity. *Psychophysiology* 27, 363-384.
- Levenson, R. W., Carstensen, L. L., Friesen, W. V., Ekman, P.,** 1991. Emotion, physiology, and expression in old age. *Psychology and Aging* 6, 28-35.

- Lisetti, C., Nasoz, F.,** 2005. Affective intelligent car interfaces with emotion recognition. 11th International Conference on Human Computer Interaction, Las Vegas, NV, USA. 1-10.
- Lisetti, C. L.,** 1999. A user model of emotion-cognition. UM99 Workshop on Attitude, Personality, and Emotions in User-Adapted Interaction, Banff Centre, Banff, Alberta, Canada. 1-11.
- Lisetti, C. L., Nasoz, F.,** 2004. Using Noninvasive Wearable Computers to Recognize Human Emotions from Physiological Signals. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2004, 1672-1687.
- Liu, C.-C., Doong, J.-L., Hsu, C.-C., Huang, W.-S., Jeng, M.-C.,** 2009. Evidence for the selective attention mechanism and dual-task interference. *Applied Ergonomics* 40, 341-347.
- Lotstra, F.,** 2002. Le cerveau émotionnel ou la neuroanatomie des émotions. *Cahiers critiques de thérapie familiale et de pratiques de réseaux* 29, 73-86.
- Luczak, H., Göbel, M.,** 2000. Signal processing and analysis in application. In Backs, R. W., Boucsein, W. (Ed.), *Engineering psychophysiology (Issues and Applications)*. Lawrence Erlbaum Associates, pp. 79-110.
- Luo, Q., Mitchell, D., Cheng, X., Mondillo, K., McCaffrey, D., Holroyd, T., Carver, F., Coppola, R., Blair, J.,** 2009. Visual Awareness, Emotion, and Gamma Band Synchronization. *Cerebral Cortex* 19, 1896-1904.

## M

- Maclean, P. D.,** 1955. The limbic system ("visceral brain") and emotional behavior. *Archives of Neurology & Psychiatry* 73, 130-134.
- Mathias, J. L., Lucas, L. K.,** 2009. Cognitive predictors of unsafe driving in older drivers: a meta-analysis. *International Psychogeriatrics* 21, 637-653.
- Mehler, B., Reimer, B., Coughlin, J. F.,** 2012. Sensitivity of physiological measures for detecting systematic variations in cognitive demand from a working memory task: an on-road study across three age groups. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 54, 396-412.



- Meijman, T. F., O'Hanlon, J. F.,** 1984. Workload. An introduction to psychological theories and measurement methods. In Drenth, P. J. D., Thierry, H., Willems, J. P., de Wolff, C. J. (Ed.), *Handbook of Work and Organizational Psychology*. New York: Wiley, pp. 257-288.
- Mesken, J., Hagenzieker, M. P., Rothengatter, T., de Waard, D.,** 2007. Frequency, determinants, and consequences of different drivers' emotions: An on-the-road study using self-reports, (observed) behaviour, and physiology. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 10, 458-475.
- Mogenson, G. J.,** 1977. *The neurobiology of Behavior: an introduction*. Lawrence Erlbaum Associates. pp. 334.
- Montagna, P., Cortelli, P., Avoni, P., Marchello, L. P., Monari, L., Tinuper, P., Gambetti, P., Lugaresi, E.,** 1992. Abnormal sympathetic skin responses in thalamic lesions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section* 85, 225-227.
- Morris, J. S., Friston, K. J., Büchel, C., Frith, C. D., Young, A. W., Calder, A. J., Dolan, R. J.,** 1998. A neuromodulatory role for the human amygdala in processing emotional facial expressions. *Brain* 121, 47-57.
- Muckler, F. A., Seven, S. A.,** 1992. Selecting Performance Measures: "Objective" Versus "Subjective" Measurement. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 34, 441-455.
- Mulder, G.,** 1980. *The heart of mental effort*. PhD thesis, University of Groningen. Groningen.
- Mulder, G.,** 1986. The concept and measurement of mental effort. In Hockey, R. J., Gaillard, A. W. K., Coles, M. G. H. (Ed.), *Energetics and human information processing*. Martinus Nijhoff pp. 175-198.
- Mulder, L. J. M.,** 1992. Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. *Biological Psychology* 34, 205-236.
- Murphy, F. C., Michael, A., Robbins, T. W., Sahakian, B. J.,** 2003. Neuropsychological Impairment in Patients with Major Depressive Disorder: The Effects of Feedback on Task Performance. *Psychological Medicine* 33, 455-467.
- Myrtek, M., Spital, S.,** 1986. Psychophysiological Response Patterns to Single, Double, and Triple Stressors. *Psychophysiology* 23, 663-671.

**Myrtek, M., Brügger, G., Müller, W.,** 1996. Validation studies of emotional, mental and physical workload components. In Fahrenberg, J., Myrtek, M. (Ed.), *Ambulatory assessment: computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies*. Seattle WA: Hogrefe & Huber Publishers, pp. 287-304.

## N

**Nasoz, F., Lisetti, C. L., Vasilakos, A. V.,** 2010. Affectively intelligent and adaptive car interfaces. *Information Sciences* 180, 3817-3836.

**Neuper, C., Wörtz, M., Pfurtscheller, G.,** 2006. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Event-Related Dynamics of Brain Oscillations* 159, 211-222.

**Ninio, A., Kahneman, D.,** 1974. Reaction time in focused and in divided attention. *Journal of Experimental Psychology* 103, 394-399.

## O

**O'Donnell, R. D., Eggemeier, F. T.,** 1986. Workload assessment methodology. In Boff, K. R., Kaufman, L., Thomas, J. P. (Ed.), *Handbook of perception and human performance*. Volume II, cognitive processes and performance. New York: Wiley, pp. 42/41-42/49.

**Ollat, H., Pirot, S.,** 2004. Cortex orbitofrontal, comportement et émotions. *Neuropsychiatrie: Tendances et Débats* 25, 25-33.

**Oppenheimer, S., Kedem, G., Martin, W.,** 1996. Left-insular cortex lesions perturb cardiac autonomic tone in humans. *Clinical Autonomic Research* 6, 131-140.

**Oppenheimer, S. M., Cechetto, D. F.,** 1990. Cardiac chronotropic organization of the rat insular cortex. *Brain Research* 533, 66-72.

## P

- Partiot, A., Grafman, J., Sadato, N., Wachs, J., Hallett, M.,** 1995. Brain activation during the generation of nonemotional and emotional plans. *Neuroreport* 6, 1397-1400.
- Pauzie, A., Pachtiaudi, G.,** 1997. Subjective evaluation of the mental workload in the driving context. In Rothengatter, T., Carbonell Vaya, E. (Ed.), *Traffic and transport psychology : theory and application*. Pergamon/Elsevier Science, pp. 173-181.
- Petit, C., Clarion, A., Ramon, C., Collet, C.,** 2009. Evaluating the distractive power of secondary tasks while driving. In de Waard, D., Godthelp, J., Kooi, F. L., Brookhuis, K. A. (Ed.), *Human Factors, Security and Safety*. Maastricht, the Netherlands: Shaker Publishing, pp. 261-270.
- Pfurtscheller, G.,** 2006. The cortical activation model (CAM). *Progress in Brain Research* 159, 19-27.
- Phan, K. L., Wager, T., Taylor, S. F., Liberzon, I.,** 2002. Functional Neuroanatomy of Emotion: A Meta-Analysis of Emotion Activation Studies in PET and fMRI. *NeuroImage* 16, 331-348.
- Plutchik, R.,** 1980. *Emotion, a psychoevolutionary synthesis*. Harper & Row New York. pp. 440.
- Porges, S. W.,** 1995. Orienting in a defensive world: Mammalian modifications of our evolutionary heritage. A polyvagal theory. *Psychophysiology* 32, 301-318.
- Posner, M. I.,** 2005. Timing the Brain: Mental Chronometry as a Tool in Neuroscience. *PLoS Biology* 3, 204-206.
- Pribram, K. H., McGuinness, D.,** 1975. Arousal, activation, and effort in the control of attention. *Psychological Review* 82, 116-149.
- Prinzel, L. J.,** 2003. Three Experiments Examining the Use of Electroencephalogram, Event-related Potentials and Heart-rate Variability for Real Time Human-centered Adaptive Automation Design. National Aeronautics and Space Administration, Johnson Space Center. pp. 70.
- Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D., Chester, M., Nolan, J.,** 2002. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology* 84, 1-14.

## R

- Raichle, M. E., Fiez, J. A., Videen, T. O., MacLeod, A. M. K., Pardo, J. V., Fox, P. T., Petersen, S. E., 1994.** Practice-related changes in human brain functional anatomy during non-motor learning. *Cerebral Cortex* 4, 8-26.
- Rainville, P., Bechara, A., Naqvi, N., Damasio, A. R., 2006.** Basic emotions are associated with distinct patterns of cardiorespiratory activity. *International Journal of Psychophysiology* 61, 5-18.
- Ramon, C., Clarion, A., Gehin, C., Petit, C., Collet, C., Dittmar, A., 2008.** An integrated platform to assess driver's physiological and functional states. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2008*, 506-509.
- Redondo, M., Del Valle-Inclan, F., 1992.** Decrements in heart rate variability during memory search. *International Journal of Psychophysiology* 13, 29-35.
- Reid, G. B., Shingledecker, C. A., Eggemeier, F. T., 1981.** Application of conjoint measurement to workload scale development. 25th Annual Meeting, Human Factors Society, Rochester, NY. 522-526.
- 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, 593-609.
- Robinson, S. E., Vrba, J., 1999.** Functional neuroimaging by synthetic aperture magnetometry (SAM). In Yoshimoto, T., Kotani, M., Kuriki, S., Karibe, H., Nakasato, N. (Ed.), *Recent advances in biomagnetism*. Tohoku University Press, pp. 302-305.
- Russell, J. A., 1980.** A circumplex model of affect. *Journal of Personality and Social Psychology* 39, 1161-1178.

## S

- Sackeim, H. A., Greenberg, M. S., Weiman, A. L., Gur, R. C., Hungerbuhler, J. P., Geschwind, N., 1982.** Hemispheric Asymmetry in the Expression of Positive and Negative Emotions: Neurologic Evidence. *Archives of Neurology* 39, 210-218.

- Sanfey, A. G., Rilling, J. K., Aronson, J. A., Nystrom, L. E., Cohen, J. D.,** 2003. The Neural Basis of Economic Decision-Making in the Ultimatum Game. *Science* 300, 1755-1758.
- Schachter, S., Singer, J.,** 1962. Cognitive, social, and physiological determinants of emotional state. *Psychological Review* 69, 379-399.
- Scher, H., Furedy, J. J., Heslegrave, R. J.,** 1984. Phasic T-Wave Amplitude and Heart Rate Changes as Indices of Mental Effort and Task Incentive. *Psychophysiology* 21, 326-333.
- Schroeder, E. B., Whitsel, E. A., Evans, G. W., Prineas, R. J., Chambless, L. E., Heiss, G.,** 2004. Repeatability of heart rate variability measures. *Journal of Electrocardiology* 37, 163-172.
- Sequeira, H., Hot, P., Silvert, L., Delplanque, S.,** 2009. Electrical autonomic correlates of emotion. *International Journal of Psychophysiology* 71, 50-56.
- Shinar, D., Tractinsky, N., Compton, R.,** 2005. Effects of practice, age, and task demands, on interference from a phone task while driving. *Accident Analysis & Prevention* 37, 315-326.
- Sholl, D. A.,** 1956. The organization of the cerebral cortex. Oxford, England: John Wiley. pp. 125.
- Sidorova, O. A., Kostyunina, M. B.,** 1993. The participation of cortical areas of the brain in processes of the perception and reproduction of emotional states of man. *Neuroscience and Behavioral Physiology* 23, 135-141.
- Sigman, M., Dehaene, S.,** 2005. Parsing a Cognitive Task: A Characterization of the Mind's Bottleneck. *PLoS Biology* 3, 334-349.
- Sosnowski, T., Bala, A., Rynkiewicz, A.,** 2010. Mental task demands and cardiovascular response patterns. *Biological Psychology* 84, 264-271.
- Stephens, C. L., Christie, I. C., Friedman, B. H.,** 2010. Autonomic specificity of basic emotions: Evidence from pattern classification and cluster analysis. *Biological Psychology* 84, 463-473.
- Stern, J. A., Boyer, D., Schroeder, D.,** 1994. Blink Rate: A Possible Measure of Fatigue. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 36, 285-297.

**Stern, R. M.**, 1976. Reaction Time and Heart Rate Between the GET SET and GO of Simulated Races. *Psychophysiology* 13, 149-154.

## T

**Tecce, J. J.**, 1972. Contingent negative variation (CNV) and psychological processes in man. *Psychological Bulletin* 77, 73-108.

**Tenenbaum, G., Hatfield, B. D., Eklund, R. C., Land, W. M., Calmeiro, L., Razon, S., Schack, T., Markus Raab, J. G. J., Hauke, R. H.**, 2009. A conceptual framework for studying emotions-cognitions-performance linkage under conditions that vary in perceived pressure. *Progress in Brain Research* 174, 159-178.

**Ter Horst, G. J.**, 1999. Central Autonomic Control of the Heart, Angina, and Pathogenic Mechanisms of Post-Myocardial Infarction Depression. *European Journal of Morphology* 37, 257-266.

**Tokgozoglu, S. L., Batur, M. K., Topçuoğlu, M. A., Saribas, O., Kes, S., Oto, A.**, 1999. Effects of Stroke Localization on Cardiac Autonomic Balance and Sudden Death. *Stroke* 30, 1307-1311.

**Tokunaga, R., Hagiwara, T., Kagaya, S., Onodera, Y.**, 2000. Cellular Telephone Conversation While Driving: Effects on Driver Reaction Time and Subjective Mental Workload. *Transportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board* 1724, 1-6.

**Tomkins, S. S., Mc Carter, R.**, 1964. What and where are the primary affects? Some evidence for a theory. *Perceptual and Motor Skills* 18, 119-158.

**Tornros, J., Bolling, A.**, 2006. Mobile phone use - effects of conversation on mental workload and driving speed in rural and urban environments. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour* 9, 298-306.

**Tranel, D., Hyman, B. T.**, 1990. Neuropsychological Correlates of Bilateral Amygdala Damage. *Archives of Neurology* 47, 349-355.

**Tursky, B., Schwartz, G. E., Crider, A.**, 1970. Differential patterns of heart rate and skin resistance during a digit-transformation task. *Journal of Experimental Psychology* 83, 451-457.

## U

- Uetake, A., Murata, A.,** 2000. Assessment of mental fatigue during VDT task using event-related potential (P300). 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, Osaka. 235 -240.
- Ullsperger, P., Metz, A. M., Gille, H. G.,** 1988. The P300 component of the event-related brain potential and mental effort. *Ergonomics* 31, 1127-1137.

## V

- Valetopoulos, F.,** 2005. Ce que vous pensez des autres. In Grossmann, F., Tutin, A. (Ed.), *Sémantique des noms et adjectifs d'émotions*. Revue de linguistique et de didactique des langues, pp. 67-82.
- van der Beek, A. J., Meijman, T. F., Frings-Dresen, M. H., Kuiper, J. I., Kuiper, S.,** 1995. Lorry drivers' work stress evaluated by catecholamines excreted in urine. *Occupational and environmental medicine* 52, 464-469.
- Veltman, J. A., Gaillard, A. W. K.,** 1998. Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics* 41, 656-669.
- 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.
- Vernet-Maury, E., Collet, C., Rada, H., Delhomme, G., Dittmar, A.,** 1997. Autonomic ability to distinguish among basic emotions: comparison of two electrodermal indices. *International Journal of Psychophysiology* 25, 53.
- Vernet-Maury, E., Alaoui-Ismaili, O., Dittmar, A., Delhomme, G., Chanel, J.,** 1999. Basic emotions induced by odorants: a new approach based on autonomic pattern results. *Journal of the Autonomic Nervous System* 75, 176-183.
- Vicente, K. J., Thornton, D. C., Moray, N.,** 1987. Spectral Analysis of Sinus Arrhythmia: A Measure of Mental Effort. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 29, 171-182.
- Vogel, W., Broverman, D. M., Klaiber, E. L.,** 1968. EEG and mental activities. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 24, 166-175.

## W

- Wallin, B. G., Fagius, J., 1986.** The sympathetic nervous system in man - aspects derived from microelectrode recordings. *Trends in Neurosciences* 9, 63-67.
- Wallin, B. G., Fagius, J., 1988.** Peripheral sympathetic neural activity in conscious humans. *Annual review of physiology* 50, 565-576.
- Warshawsky-Livne, L., Shinar, D., 2002.** Effects of uncertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time. *Journal of Safety Research* 33, 117-128.
- Weber, A., Fussler, C., O'Hanlon, J. F., Gierer, R., Grandjean, E., 1980.** Psychophysiological effects of repetitive tasks. *Ergonomics* 23, 1033-1046.
- Wester, A. E., Böcker, K. B. E., Volkerts, E. R., Verster, J. C., Kenemans, J. L., 2008.** Event-related potentials and secondary task performance during simulated driving. *Accident Analysis & Prevention* 40, 1-7.
- Wierwille, W. W., Casali, J. G., 1983.** A Validated Rating Scale for Global Mental Workload Measurement Applications. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 27, 129-133.
- Wilder, J., 1962.** Basimetric approach (law of initial value) to biological rhythms. *Annals of the New York Academy of Sciences* 98, 1211-1220.
- Wilkes, B. L., Gonsalvez, C. J., Blaszczyński, A., 2010.** Capturing SCL and HR changes to win and loss events during gambling on electronic machines. *International Journal of Psychophysiology* 78, 265-272.
- Willemsen, G., Ring, C., McKeever, S., Carroll, D., 2000.** Secretory immunoglobulin A and cardiovascular activity during mental arithmetic: effects of task difficulty and task order. *Biological Psychology* 52, 127-141.
- Wilson, G. F., Eggemeier, F. T., 1991.** Psychophysiological assessment of workload in multi-task environments. In Damos, D. L. (Ed.), *Multiple-task performance*. London: Taylor and Francis, pp. 329-360.
- Wittling, W., Block, A., Genzel, S., Schweiger, E., 1998.** Hemisphere asymmetry in parasympathetic control of the heart. *Neuropsychologia* 36, 461-468.



**Wolter, G., Beishuizen, M., Broers, G., Knoppert, W.,** 1990. Mental arithmetic: Effects of calculation procedure and problem difficulty on solution latency. *Journal of Experimental Child Psychology* 49, 20-30.

## Y

**Yamasaki, H., LaBar, K. S., McCarthy, G.,** 2002. Dissociable prefrontal brain systems for attention and emotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 99, 11447-11451.

**Yasuma, F., Hayano, J.-I.,** 2004. Respiratory Sinus Arrhythmia: Why Does the Heartbeat Synchronize With Respiratory Rhythm? *Chest* 125, 683-690.

**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, 459-482.

**Yu, X., Zhang, J., Xie, D., Wang, J., Zhang, C.,** 2009. Relationship between scalp potential and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task. *Autonomic Neuroscience* 146, 81-86.

## Z

**Zahn, T. P., Grafman, J., Tranel, D.,** 1999. Frontal lobe lesions and electrodermal activity: effects of significance. *Neuropsychologia* 37, 1227-1241.

**Zajonc, R. B.,** 1980. Feeling and thinking: Preferences need no inferences. *American Psychologist* 35, 151-175.

**Zajonc, R. B.,** 1984. On the primacy of affect. *American Psychologist* 39, 117-123.

**Zajonc, R. B.,** 2000. Feeling and thinking: Closing the debate over the independence of affect. In Forgas, J. P. (Ed.), *Feeling and thinking: The role of affect in social cognition. Studies in emotion and social interaction.* New York, NY, US: Cambridge University Press, pp. 31-58.

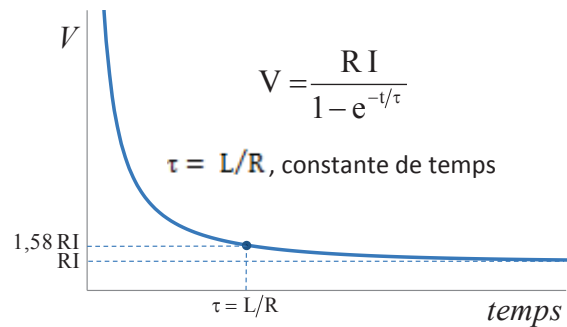
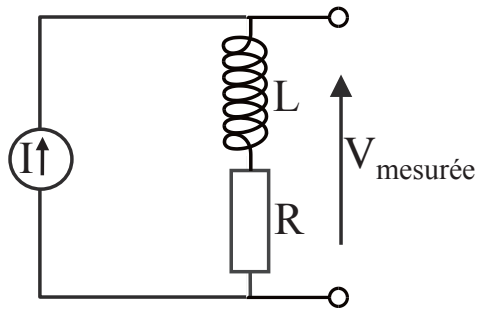
**Zijlstra, F. R. H.,** 1993. Efficiency in work behaviour: A design approach for modern tools. PhD thesis, Delft University of Technology. Delft, The Netherlands.

**Zimmer, H., Vossel, G., Fröhlich, W. D.,** 1990. Individual differences in resting heart rate and spontaneous electrodermal activity as predictors of attentional processes: effects on anticipatory heart rate deceleration and task performance. *International Journal of Psychophysiology* 8, 249-259.

**Zoccolotti, P., Scabini, D., Violani, C.,** 1982. Electrodermal responses in patients with unilateral brain damage. *Journal of Clinical Neuropsychology* 4, 143-150.

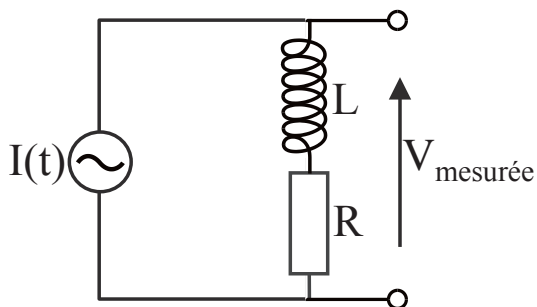
## Annexe 1 : Exemple de modèle de peau : circuit R (résistance) – L (inductance)

a) Courant continu



La mesure de la tension  $V$ , permet l'obtention de la résistance  $R$  après un temps très court :  
pour  $t = 5 \tau$ ,  $V = 1.01 RI$

b) Courant alternatif



$$V = (R + i\omega_0 L)I$$

$$|V| = \sqrt{R^2 + (\omega_0 L)^2} |I|$$

$$|V| = R \sqrt{1 + (\omega_0 \tau)^2} |I|$$

$\tau = L/R$ , constante de temps

avec  $I(t)$  courant sinusoïdal de pulsation  $\omega_0$

La mesure de tension  $V$ , ne permet pas l'obtention directe de la résistance  $R$ , mais celle de  $R\sqrt{1 + (\omega_0 \tau)^2}$  avec  $\tau = L/R$ , constante de temps et  $\omega_0 = 2\pi f_0$ , la pulsation du courant sinusoïdal.