

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

Université Abderrahmane Mira

Faculté de la Technologie



Département d'Automatique, Télécommunication et d'Electronique

Projet de Fin d'Etudes

Pour l'obtention du diplôme de Master

Filière : science et technologies

Spécialité : Automatique et systèmes

Thème

**Recherche d'indicateurs électrodermaux pour l'analyse
des états affectifs**

Préparé par :

FEZZOUA Mohamed yakoub

KHEROUS Youcef

Dirigé par :

Madame S.MEZZAH

Examiné par :

Monsieur Hanfoug

Monsieur Tighzert

Année universitaire : 2021/2022

Dédicaces

Je voudrais dédier ce travail tout spécialement à mes chers parents qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

Je dédie ce projet à mes chères sœurs « Kamelia » et « Tassadite »,

Mon cher frère « Amar »

A tous mes amis.

A ma copine « thinhinane » qui m'a soutenu et encourager durant mon parcours universitaires.

Med Yakoub

Dédicaces

Je voudrais dédier ce travail tout spécialement à mes chers parents qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

*Je dédie ce projet à mes chères sœurs « thiziri » et « El djouher »,
Mon cher frère « Fares » et à « ghania et taoues » mes chères
tantes qui ont été toujours présentes à mes côtés.*

*A mon cher ami « Youghorta » qui m'a soutenu tout au long de ces
années passées à l'université.*

Youcef

Remerciements :

Avant tout, Nous remercions Allah tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience pour réaliser ce modeste travail.

Notre gratitude pour nos parents pour leurs encouragements et leurs soutiens pendant tous les cycles de nos études.

Nous remercions Madame « MEZZAH Samia » d'avoir accepté de nous encadrer et pour son aide, ses orientations.

Aussi, nous tenons à remercier le Professeur « HANFOUG » et Monsieur «Tighzert Lyes», pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à notre travail en acceptant de faire partie de ce jury. C'est un honneur pour nous d'avoir l'occasion de discuter les résultats de nos recherches avec ces personnages.

Nous adressons notre profonde reconnaissance à Mlle «TENNICHE Nesrine» et Cheikh « BOUKIR Yanis », pour leurs aides à surmonter les difficultés rencontrées.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements pour tous les travaux du département ATE. Sans oublier les personnes avec qui nous avons partagé les années d'études dans la faculté de technologie, surtout nos chères amies de promos 2021/2022, auxquels nous souhaitons bon courage.

Table des matières

Dédicaces

Remerciements

Liste des figures

Introduction générale 1

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

I.1 Introduction 4

I.2 Les émotions et l'activité électrodermale 4

I.3 Base biologique.....4

I.3.1 Neurophysiologique..... 4

I. 3.2 Système limbique..... 4

I. 3.3 Le système nerveux (SN)..... 5

A. Le système nerveux central (SNC)..... 6

B. Système nerveux périphérique (SNP)..... 6

a) Système nerveux somatique (SNS)..... 6

b) Le système nerveux autonome (végétatif) (SNA)..... 6

a. Sympathique et parasympathique..... 7

I.4 Anatomie de la peau et des glandes sudoripares..... 8

I. 4.1 La peau : une interface et une barrière..... 8

I. 4.2 Structure verticale de la peau..... 8

a) Structure globale.....8

a. Structure de l'épiderme.....9

b. Structure du derme.....9

c. Structure de l'hypoderme.....10

III. 4.3 Glandes sudoripares.....10

a) Types de glandes sudoripares.....	10
I. 5 L'activité électrodermale.....	11
I. 5.1 L'activité électrodermale.....	11
I. 5.2 La découverte de l'activité électrodermale.....	11
I. 5.3 L'enregistrement de l'activité électrodermale.....	12
a) Mesure de l'activité électrodermale.....	12
b) Quantification de l'activité électrodermale.....	12
a. La réponse phasique.....	12
b. Le niveau tonique.....	14
I. 6 La bande passante de la réponse galvanique de la peau.....	14
I. 7 L'activité thermique.....	14
I.7.1 Radiation (R).....	14
I. 7.2 Convection (Cv).....	14
I. 7.3 Conduction (Cd).....	17
I. 7.4 Evaporation (E).....	17
I. 8 Variations physiologiques de la température.....	15
I. 8.1 Rythme nyctéméral.....	15
I. 8.2 Progestérone.....	15
I.8.3 Age.....	18
I.8.4 Activité physique.....	18
I. 8.5 Emotions.....	16
I. 9 La température cutanée et le stress.....	16
I. 10 Conclusion.....	16
Références bibliographique.....	17

Chapitre II : Choix des capteurs et acquisition du signal GSR

II.1 Introduction.....	19
II.2 Modèles de mesures.....	19
II.3 Les réponses de la peau.....	21
II.3.1 La réponse potentielle de la peau (la réponse exosomatique).....	21
II.3.2 La réponse de la résistance de la peau (la réponse endosomatique).....	22
II.4 Méthodes de mesure.....	22
II.5 Etude des capteurs utilisés.....	23
a) Le capteur de température LM35.....	23
b) Avantage du LM35.....	24
c) Les caractéristiques de LM35.....	24
d) Fonctionnement du capteur LM35.....	25
II.5.2 Les électrodes.....	25
a) L'importance des capteurs et des électrodes.....	25
b) Choix des électrodes.....	26
II.5.3 Conclusion sur le choix de nos électrodes.....	27
II.5.4 L'emplacement des électrodes.....	27
II.6 Artefacts GSR.....	28
II.6.1 Les filtre.....	29
II.6.1.1 Type de filtres.....	29
II.6.1.2 Famille de filtres.....	29
a) Butterworth.....	30
b) Tchebychev.....	30
c) Bassel.....	30

II.6.1.3 Filtres actifs et passifs.....	30
a) Filtre actif.....	30
b) Filtre passif	30
II.6.1.4 Les sources de bruit.....	30
II.7 Acquisition du signal GSR.....	31
II.7.1 Microcontrôleur (ESP32).....	32
II.7.2 Capteur GSR.....	32
II.7.3 Disposition.....	33
II.7.4 Protocole de mesure.....	34
II.7.5 Configuration de l'ESP32.....	35
II.7.6 Acquisition et enregistrement du signal sous Matlab.....	35
II.8 Conclusion.....	35
Référeces Bibliographique.....	36

Chapitre III : Détection du stress et résultats

III. 1 Introduction.....	38
III. 2 Méthode de la droite Médiane-Médiane.....	38
III. 2.1 Historique.....	38
III.2.2 Définition.....	38
III.2.3 Les étapes de la droite médiane-médiane.....	39
III.2.4 Méthode graphique et mathématique.....	39
III. 3 Les signaux que nous allons étudier.....	40
III.3.1 Affichage des trois signaux qu'on va étudier.....	41
III. 4 Conception du programme.....	41
III. 4.1 Traitement du signal brut	42

III.4.1.1 Calcule de la médiane.....	42
III. 4.1.2 Lissage du signal (Smoothing).....	42
III.4.2 Détection de phase de stress.....	43
III.4.2.1 Récupération du signal traité.....	43
III. 4.2.2 Identification et classifications des phases de variations du signal.....	43
III. 5Affichage des résultats.....	48
III. 6 Conclusion.....	50
Conclusion général.....	51

Liste des figures

Chapitre I

Figure 1.1 : système limbique.....	5
Figure1.2: configuration du système nerveux SN :.....	6
Figure 1.3: Schéma d'efférence du système nerveux autonome sur les organes du corps	8
Figure 1.4: l'anatomie de la peau.....	9
Figure 1.5: Représentation d'une glande sudoripare.....	11
Figure 1.6 : Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse.....	13
Figure1.7: Durée de perturbation ohmique.....	13

Chapitre II

Figure 2.1 : polygraphe primitif.....	19
Figure 2.2: Schéma et La carte Jennic qui contient le module Zigbee.....	20
Figure 2.3 : schéma bloc d'un dispositif qui mesure GSR.....	21
Figure 2.4: Capteur de température LM35.....	24
Figure 2.5 : les électrodes utilisées.....	25
Figure 2.6: les différents emplacements des électrodes sur la main.....	28
Figure 2.7: filtre de Butterworth, filtre de Tchebychev, filtre de Bessel.....	29
Figure 2.8: schéma synoptique du dispositif.....	31
Figure 2.9 : les électrodes de mesure de GSR.....	33
Figure 2.10 : Disposition du matériel d'extraction du signal GSR.....	33
Figure 2.11 : schéma protocole d'élimination du bruit.....	34

Chapitre III

Figure 3.1 : représentation de la droite de régression sur le point (P).....	39
Figure 3.2 : patient Beta	41
Figure 3.3 : Patient Alpha.....	41
Figure 3.4 : Patient Gamma.....	41
Figures 3.5 : Filtre médian sur le signal.....	42
Figures 3.6 : Image agrandit du signal filtré.....	42
Figures 3.7 : Lissage du signal.....	43
Figures 3.8 : Image agrandit du signal lissé.....	43
Figure 3.9 : signal du sujet_Beta avec les pentes tracées.....	46
Figure 3.10 : signal du sujet_Alpha avec les pentes tracées.....	47
Figure 3.11 : signal du sujet_Gamma avec les pentes tracées.....	47
Figure 3.12 : signal du sujet_Beta avec les pentes et les intervalles.....	48
Figure 3.13 : signal du sujet_Alpha avec les pentes et les intervalles.....	49
Figure 3.14 : signal du sujet_Gamma avec les pentes et les intervalles.....	50

Liste des abréviations

GSR : galvanic skin response /la réponse galvanique cutanée

AED : activité électrodermale

SNC : système nerveux central

SNP : système nerveux périphérique

SNA : système nerveux autonome

SNS : système nerveux sympathique

NOR : réponse non orientée

NCP : niveau de la conductance de la peau

RCP : réponse de la conductance de la peau

Cv : convection

Cd : conduction

AC : alternative current

DC : direct current

G : gain

HF : haute fréquence

RF : radio fréquence

BF : basse fréquence

Introduction générale

Le stress est un ensemble de réaction de l'organisme lorsque celui-ci est soumis à des contraintes externes. Elle peut faire référence à un processus cognitif consistant à détecter le stress en évaluant le contenu du message ainsi que des signaux non verbaux. Cela peut également faire référence aux techniques de stimulus utilisé pour détecter le stress en question.

La conductance électrique de la peau peut être utilisée comme mesure de réponses émotionnelles et peut être utilisée aussi dans la détection de stress. Elle varie en fonction de la quantité d'humidité induite par la sueur sur la peau. La sueur est contrôlée par le système nerveux sympathique, de sorte que la conductance de la peau est utilisée comme indication d'excitation psychologique ou physiologique. Si la branche sympathique du système nerveux autonome est fortement éveillée, l'activité des glandes sudoripares augmente également, ce qui augmente la conductance de la peau.

La détection du stress repose sur une idée simple : les hommes émettent lorsqu'ils sont stressés des "signaux corporels remarquables". Leur panique deviendrait un simple paramètre à mesurer, à " lire " directement sur leur personne. Ainsi il existe différents aspects de la physiologie humaine qui sont pris en compte lors de la détection de stress : les mouvements respiratoires ; Les mouvements musculaires ; Les variations du flux et du volume sanguin ; Le pouls ; Le rythme cardiaque : parfois, un " stress énorme " provoque une pulsation importante du cœur ; Les variations au niveau de la voix : il existe plusieurs " niveaux " dans la voix humaine. Certains donnent des indications sur le stress et l'excitation de locuteur. Les réactions électrodermales : certaines émotions (stress...) modifient l'activité des glandes sudoripares ce qui change la conductivité électrique de la peau.

Tous ces éléments varient lorsqu'une personne est émue. Ils ne sont pas " totalement " spécifiques du stress. Le problème pour la détection du stress va donc être de distinguer l'origine réelle des réactions mesurées.

Dans notre étude nous avons choisi la réaction électrodermale (RED) et la température qui sont des réponses physiologiques incontrôlables comme indications d'excitation psychologique.

Ce travail de fin d'étude répond à un objectif principal, orientés vers la détection de stress. Il consiste alors à l'étude et la réalisation d'une plateforme permettant de relever l'activité

électrodermale et la température à l'aide des électrodes convenablement disposé et un capteur de température (respectivement).

Ce manuscrit est structuré comme suite :

➤ Dans le premier chapitre, nous aborderons les différentes notions de base de l'émotion, le système nerveux et la peau. Ensuite on donnera quelques notions sur l'activité électrodermale du point de vue physiologique et du point de vue signal à travers son allure et ses caractéristiques.

➤ Le second chapitre, est consacré à la description des capteurs utilisé ainsi qu'une description détaillée des électrodes et de leur interface avec le milieu biologique sera introduite pour nous permettre d'avoir un signal filtré après avoir vu les différentes méthodes de mesures et d'acquisition du signal cutané.

➤ Le chapitre 3 engendrera une description de la méthode de traitement utilisé, une base de données de 27 personne jeune adultes appelé (YAAD), trois de ces personne ont été le sujet de notre étude (Alpha Beta et Gamma) ; les différents tests réalisés sur le programme développé sont présentés et évalués. A ce niveau des interprétations des résultats sont faites.

Enfin, une conclusion générale synthétise le contenu de ce mémoire est présentée ainsi que les perspectives de ce projet de fin d'étude.

Chapitre I :

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

I.1 Introduction

L'activité électrodermale est très souvent mesurée dans les études émotionnelles comme indice de la présence d'une émotion et dans les études concernant la détection de mensonges et de stress. L'objectif de cette partie est d'évaluer dans quelle mesure cette technique revêt un intérêt pour analyser le stress. Dans ce chapitre, On proposera aussi Une étude simplifiée de la réponse galvanique en tant que signal et son interprétation est aussi présentée.

I. 2 Les émotions et l'activité électrodermale

James-Lange ou théorie « périphéraliste », définit les émotions comme étant la perception de modifications physiologiques. Depuis, de nombreuses théories émotionnelles ont vu le jour, aboutissant à des définitions différentes. Un consensus existe pourtant qui définit les émotions comme la synchronisation de trois composantes : la composante cognitive ou sentiment subjectif, la composante comportementale ou expression motrice, qui correspond à toutes les manifestations extérieures liées à cette émotion, et enfin, la composante psychophysique. Les neuropsychologues s'intéressent particulièrement à cette dernière composante qui leur permet d'analyser l'impact d'un événement sur un patient. Différentes techniques de mesure permettent de renseigner les évolutions physiologiques intervenant chez un individu, telle que la mesure de l'activité cardiovasculaire, de l'activité respiratoire ou encore de l'activité électrodermale. Cette dernière repose sur les variations de conductance cutanée c'est-à-dire de l'activité endocrine des glandes sudoripares eccrines localisées essentiellement sur les faces palmaires et plantaires [1].

I. 3 Base Biologiques

I. 3.1 Neurophysiologique

De nombreuses structures du cerveau participent à la physiologie des émotions. Nous allons surtout parler du système limbique.

I. 3.2 Système limbique

C'est une région du cerveau qui est constituée par la circonvolution du corps calleux, c'est-à-dire la circonvolution de Broca associée à celle de l'hippocampe.

Le rôle du système limbique est particulièrement important puisqu'il règle le fonctionnement de certains viscères, en ce qui concerne le métabolisme (fonctionnement de l'organisme) de la vie émotionnelle. Plus précisément le système limbique est un ensemble de

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

structures situées sur la face médiane (au milieu) des hémisphères cérébraux, et à l'intérieur du diencephale, qui est la partie du cerveau située entre les deux hémisphères, et en avant du cerveau moyen. Il est creusé dans tout son ensemble par le troisième ventricule. Ces structures cérébrales constituent la périphérie du sommet du tronc cérébral, c'est la raison pour laquelle elle porte cette nomination de système limbique

Ainsi, il est responsable de l'organisation des comportements instinctifs fondamentaux Et de l'expression des émotions et des motivations. Le système limbique intègre également une partie du corps amygdaloïde. A l'intérieur du diencephale, les principales structures limbiques sont : l'hypothalamus et les noyaux antérieurs du thalamus (**voir figure 1.1**) [2].

SYSTÈME LIMBIQUE

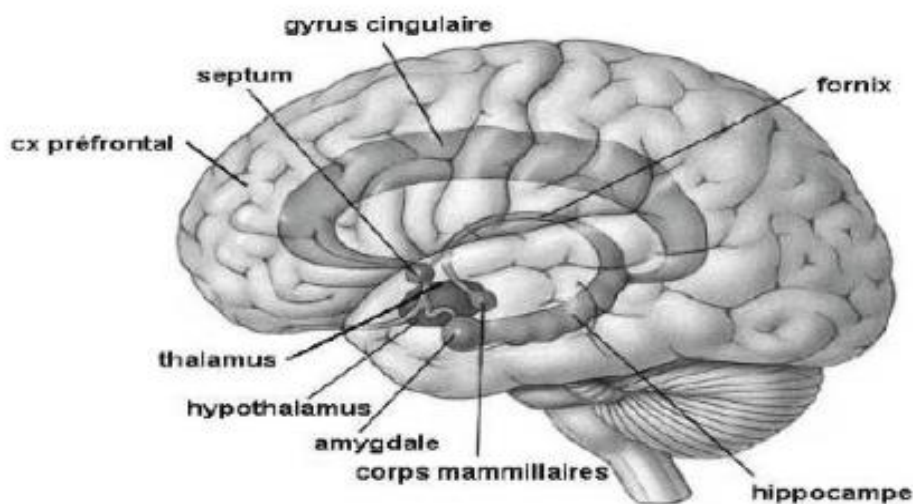


Figure 1.1 : système limbique

I. 3.3 LE SYSTEME NERVEUX(SN)

Le système nerveux est un système en réseau formé des organes des sens, des nerfs, du cerveau, de la moelle épinière, etc. Il coordonne les mouvements musculaires, contrôle le fonctionnement des organes, véhicule les informations sensorielles et motrices, régule les émotions et est le siège de l'intellect [3]. On distingue deux grandes parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique (**figure 1.2**).

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

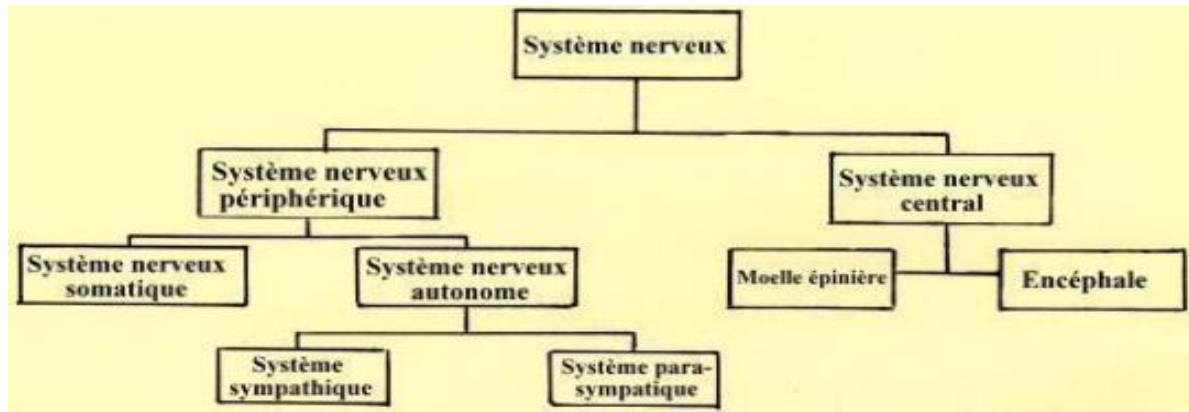


Figure1.2: configuration du système nerveux SN

A. Le système nerveux central (SNC)

Le système nerveux central, constitué par l'encéphale comprenant le cerveau, le tronc cérébral, et le cervelet situés dans la boîte crânienne, et la moelle épinière (ME) située dans le canal rachidien. Son rôle est de recevoir, enregistrer et interpréter les signaux qui parviennent de la périphérie, et l'organiser la réponse à envoyer. [3]

B. Système nerveux périphérique (SNP)

Le SNP est la partie du système nerveux formée de ganglions et de nerfs qui fait circuler l'information entre les organes et le SNC et réalise les commandes motrices de ce dernier. Il est habituellement divisé en deux sous-ensembles : le système nerveux somatique et le système nerveux autonome (SNA). [3]

a) Système nerveux somatique (SNS)

Le système nerveux somatique, dont les fibres afférentes amènent l'information en provenance des stimuli conscients des organes vers le système nerveux central (neurones sensitifs), et dont les fibres efférentes transmettent les influx moteurs vers les muscles volontaires (les muscles squelettiques seulement) [4].

b) Le système nerveux autonome (végétatif) (SNA)

Le système nerveux végétatif ou autonome contrôle le « monde intérieur » (en association avec le système endocrinien). Son activité est indépendante du contrôle volontaire et fonctionne de façon autonome

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Il accorde les fonctions des organes internes aux besoins de l'organisme. Le contrôle par voie nerveuse permet une adaptation très rapide tandis que le système endocrinien règle l'état des fonctions à long terme. [5]

La partie efférente du système nerveux autonome ou viscéral est divisée en trois Composantes : le système nerveux entérique, le système nerveux sympathique et le système Nerveux parasympathique

a. Sympathique et parasympathique

L'action et la réaction inconsciente sont assurées en partie par le système nerveux autonome. Les voies efférentes sont de deux types : sympathique et parasympathique. Ces deux parties sont antagonistes.

La voie sympathique mobilise l'énergie, c'est à dire qu'elle fait augmenter la glycémie, la fréquence cardiaque, la pression sanguine, l'alimentation des muscles squelettiques. Le système sympathique s'active en cas d'agression, de surprise ou tout autre évènement nécessitant une dépense explosive d'Énergie. Il est aussi actif pour les réponses Émotionnelles et en réponse au stress physique ou mental. Ce phénomène est appelé réaction d'alerte sympathique et provoque chez l'animal une réaction de fuite ou de combat. L'activation de la voie sympathique prépare instantanément le corps à une agression Extérieure. Les principales fonctions du SNS sont :

L'inhibition de la salivation, le relâchement de la vessie, l'augmentation du flux sanguin vers les muscles squelettiques et les poumons, la dilatation des bronches afin d'augmenter l'échange d'oxygène, l'accélération de la fréquence cardiaque et la contraction des cellules cardiaques afin d'augmenter le flux sanguin et la dilatation de la pupille.

Inversement, la voie parasympathique économise l'énergie, la pression sanguine diminue, la fréquence cardiaque diminue, la digestion augmente, etc. Le système parasympathique s'active au contraire pour permettre le repos, la récupération, l'apport et le stockage d'énergie. Le SNA est automatique mais peut être contrôlé par apprentissage. L'activité parasympathique est prédominante en période émotionnellement calme et de repos Physique [6].

Le SNA sympathique régit des fonctions qui ne sont pas affectées par la voie parasympathique comme les glandes sudoripares, les muscles horripilateurs, la plupart des vaisseaux sanguins.

Le système vasculaire et cutané est presque uniquement contrôlé par le SNA sympathique, qui préserve un niveau de tonus sympathique pour garder le contrôle sur ces organes.

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Les systèmes nerveux autonome sympathique et parasympathique interagissent cependant car la plupart des organes ont une double innervation (voir figure 1.3).

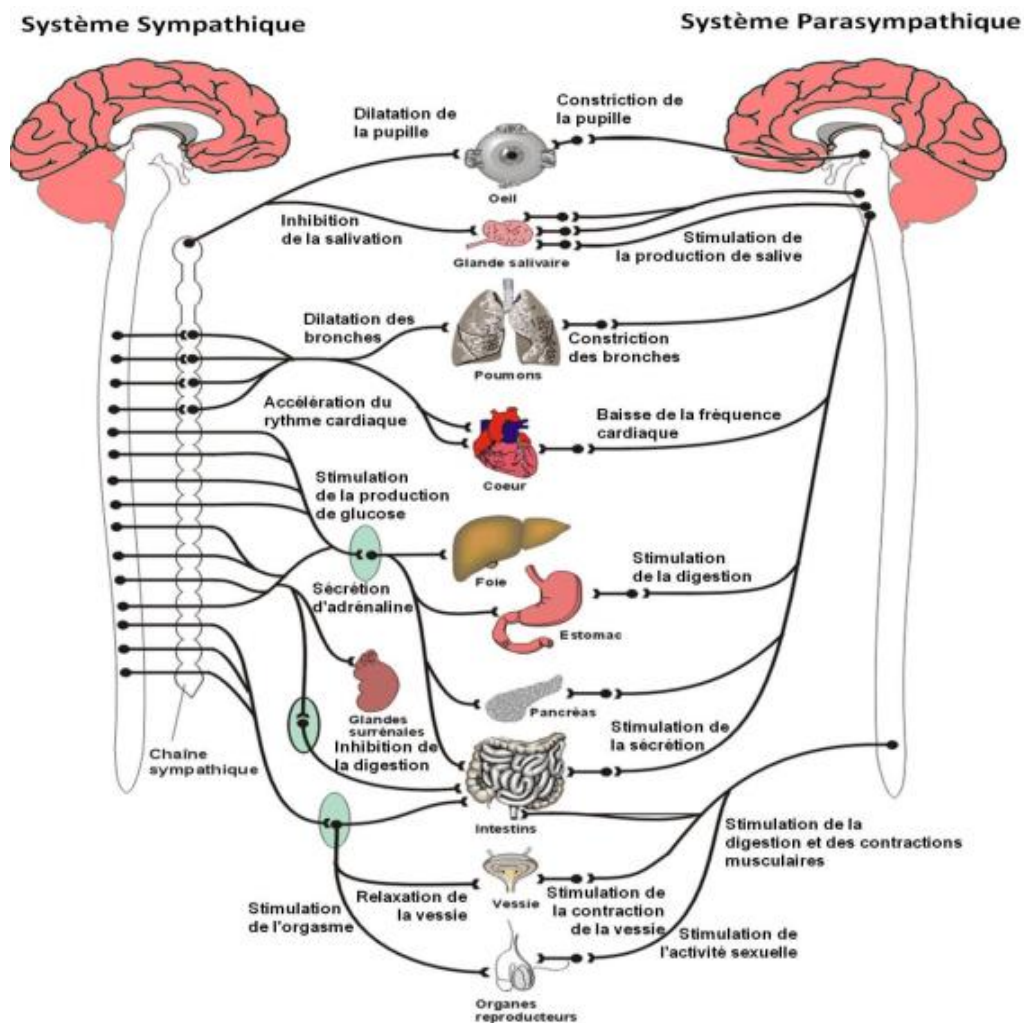


Figure 1.3: Schéma d'efférence du système nerveux autonome sur les organes du corps humain

I. 4 Anatomie de la peau et des glandes sudoripares

I. 4.1 La peau : une interface et une barrière

La peau joue un rôle protecteur de barrière physique contre la plupart des infections et le rayonnement ultraviolet. Elle limite les déperditions d'eau mais est semi-perméable vis-à-vis des fluides extérieurs. Elle participe à la régulation de la température Corporelle grâce à la sudation et à la vasoconstriction / vasodilatation. Le derme contient environ 10% du volume sanguin de l'organisme au repos. Lors d'un effort physique une vasoconstriction cutanée permet d'augmenter l'irrigation des muscles. [3]

I. 4.2 Structure verticale de la peau :

a) Structure globale :

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

La peau est constituée d'une partie superficielle, l'épiderme, et d'une partie interne, le derme et l'hypoderme (voir figure 1.4)

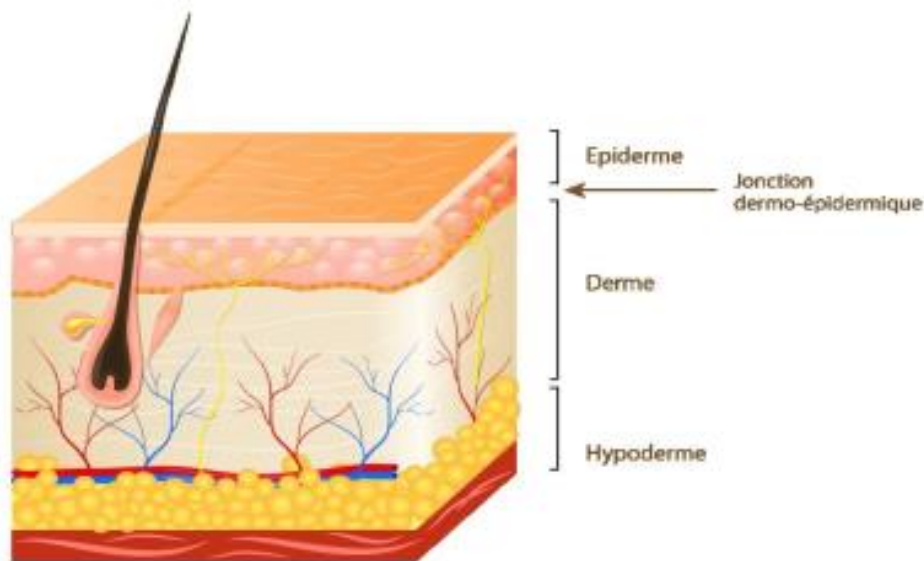


Figure 1.4: l'anatomie de la peau.

a. Structure de l'épiderme

Il constitue l'enveloppe externe de la peau et correspond à la couche la plus fine, dont l'épaisseur varie de 1 à 4 mm suivant les différentes parties du corps. L'épiderme est composé de deux couches :

- ◆ La couche basale, se situant le plus en profondeur de l'épiderme. Elle contient plusieurs couches cellulaires, dont notamment des kératinocytes et des mélanocytes, et est responsable du renouvellement cellulaire de la peau.
- ◆ La couche cornée, se situant en surface et étant en contact direct avec l'extérieur. Elle contient des cellules vieilles de kératinocytes provenant de la couche basale. Ces cellules remontent en surface puis se desquament, c'est-à-dire que les cellules mortes se détachent en lambeaux cornés. Ce phénomène permet le renouvellement continu de l'épiderme.[10]

L'épiderme n'est pas vascularisé, c'est pourquoi le derme, se situant juste en dessous de ce dernier, joue un rôle important dans son fonctionnement.

b. Structure du derme

Cette couche profonde correspond à la couche la plus épaisse. Elle contient de nombreux éléments :

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

- ◆ Les follicules pileux avec leurs annexes
- ◆ Les muscles lisses arrecteurs, responsable du hérissément des poils
- ◆ Les glandes sébacées, sécrétant le sébum
- ◆ Les glandes sudoripares, sécrétant la sueur
- ◆ Les terminaisons nerveuses sensibles
- ◆ Les fibres de collagènes et d'élastines
- ◆ Les vaisseaux sanguins et lymphatiques.

c. Structure de l'hypoderme

Nommé également tissu sous-cutané, l'hypoderme est situé sous le derme et constitue une couche de tissu graisseux ou tissu adipeux. [10]

I. 4.3 Glandes sudoripares

Les glandes sudoripares sont responsables de l'apparition de sueur à la surface de la Peau. Le corps humain comporte environ trois millions de glandes sudoripares, réparties de façon inégale. Les plus fortes densités se trouvent sur les paumes des mains, la plante des Pieds et le front. Les plus faibles densités se trouvent sur les bras, les jambes et le tronc. Ainsi, On trouve des densités de 233 par cm^2 sur les paumes, 620 par cm^2 sur les plantes des pieds, 360 par cm^2 sur le front, et seulement 120 par cm^2 sur les cuisses [3].

a) Types de glandes sudoripares

Les glandes sudoripares sont de deux types. Les plus nombreuses sont les glandes **eccrines**, qui secrètent une sueur hydrique abondante et non odorante, par opposition à la sueur des glandes apocrines, épaisse et odorante. Les glandes eccrines sont nombreuses sur toute la surface du corps et notamment sur la face palmaire des mains ($400/\text{mm}^2$) [8].

Elles sont constituées d'un glomérule et d'un canal excréteur qui débouche par un port au niveau de la peau. Elles jouent un rôle dans la thermorégulation, ce qui explique la vasodilatation cutanée survenant simultanément lors de leur mise en jeu. Cependant, les neurones assurant sudation et vasomotricité sont différents [12].

Bien que toutes les glandes eccrines soient supposées contribuer à la transpiration due aux émotions, une telle transpiration est généralement plus évidente sur les surfaces palmaires ou plantaires à cause de leur forte densité [4].

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Les autres glandes sudoripares sont **apocrines**. Dans ce mode de sécrétion, le pôle apical des cellules glandulaires se détache en emportant le produit de sécrétion.

Le cytoplasme ainsi perdu doit être remplacé. Chez l'homme ces glandes sont présentes dans les régions mamelonnaires, axillaires, inguinales, périanales et génitales (**Voir figure 1.5**).

Elles s'ouvrent dans les follicules pileux et leur fonction sécrétoire commence à la puberté. Elles sont à l'origine d'une part négligeables de la quantité totale de sueur produite par l'organisme et ne jouent aucun rôle dans l'AED [3].

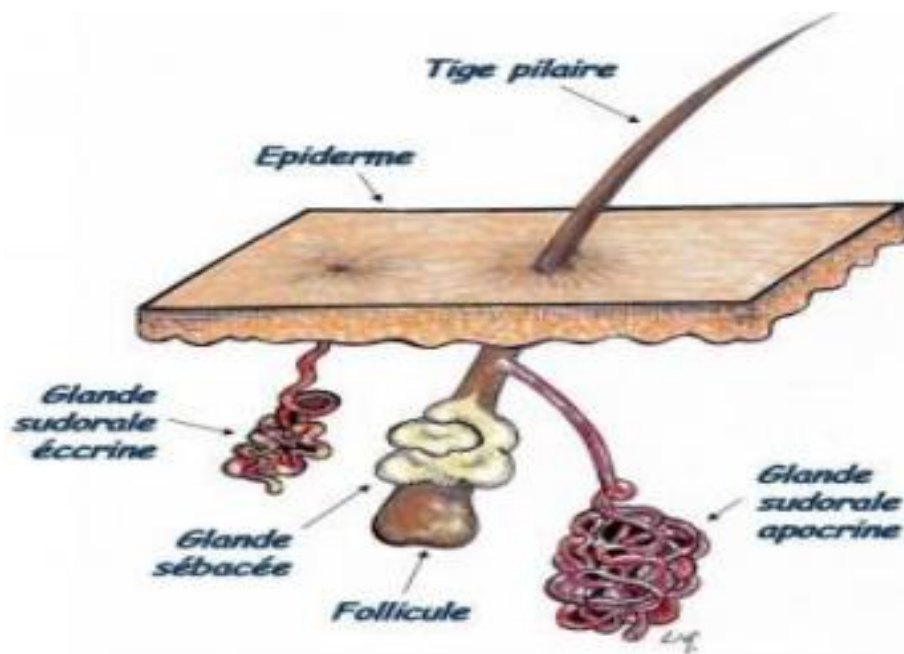


Figure 1.5: Représentation d'une glande sudoripare.

I. 5 L'ACTIVITÉ ÉLECTRODERMALE

I. 5.1 L'activité électrodermale

On appelle activité électrodermale l'ensemble des variations des caractéristiques électriques de la peau, résultant de l'activité des glandes sudoripares, enregistrées sous forme de variations du potentiel ou de variations de la résistance cutanée. Aussi, on distingue les fluctuations lentes du niveau de base et les réponses électrodermales (R.E.D.) qui sont des variations transitoires liées à un stimulus identifié [7].

I. 5.2 La découverte de l'activité électrodermale

Les premières études recensées du comportement électrique de la peau chez l'humain remontent à la fin du XIX^{ème} siècle par les chercheurs Vigouroux et Fère dans le laboratoire du neurologue français Jean Charcot. Féré a montré qu'en faisant passer un faible courant à

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

travers des électrodes placées sur la surface de la peau, il était possible de mesurer des chutes rapides de sa résistance en réponse à différents stimuli (visuels, auditifs, gustatifs, olfactifs, etc.).

Vigouroux utilisa la valeur moyenne de la résistance chez des groupes de patients comme un indicateur de diagnostic clinique. Dès lors, on a distingué deux composantes constituant le signal de la résistance cutanée : le niveau tonique et les réponses phasiques. Cette distinction est aujourd'hui encore d'actualité et constitue un des fondements de l'analyse de l'activité électrodermale.

Féré et Tarchanoff sont à l'origine des deux méthodes de mesure employées aujourd'hui pour l'enregistrement de l'activité électrodermale :

- L'enregistrement de la résistance électrique (ou de sa réciproque, la conductance) que l'on mesure grâce au passage d'un courant externe à travers la peau, qualifié de méthode axosomatique.
- L'enregistrement du potentiel électrique, qui lui ne met en jeu aucun courant externe, qualifié de méthode endosomatique [4]

I. 5.3 L'enregistrement de l'activité électrodermale

a) Mesure de l'activité électrodermale

L'activité électrodermale résulte de la mesure de la différence de potentiel entre deux zones cutanées liée à la variation d'activité des glandes sudoripares.

Certains facteurs environnementaux tels que la température, l'heure de la journée, l'humidité de la pièce peuvent avoir une influence sur l'activité électrodermale [1].

b) Quantification de l'activité électrodermale

Afin de quantifier l'activité électrodermale, plusieurs paramètres peuvent être analysés dont les plus fréquemment étudiés sont le niveau de conductance cutanée (paramètres toniques) et les réactions électrodermales (paramètres phasiques).

a. La réponse phasique

La réponse phasique est une **réaction** de la résistance cutanée à un **stimulus** précis. Cette réponse peut être engendrée par un stimulus voulu, mais aussi par un stimulus indépendant de

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

la volonté de l'expérimentateur ; dans ce cas-là on parlera de **réponse non orientée (NOR)** (voir figure 1.6)

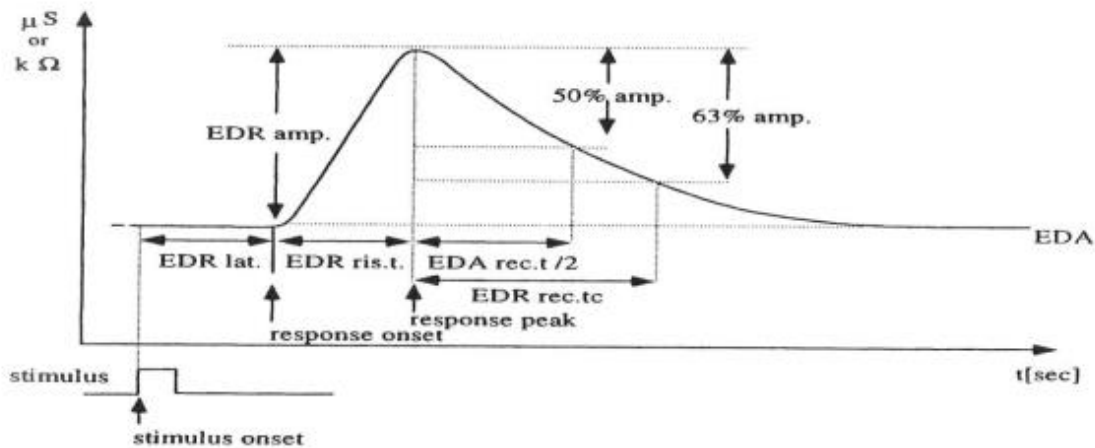


Figure 1.6 : Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse

La réponse est quantifiable de deux façons :

- par son **amplitude** : c'est la différence entre sa valeur de départ et son extremum (en $k\Omega$ ou en μS) ; on distinguera la mesure d'amplitude de la réponse, l'amplitude a 50% et l'amplitude a 63%.
- par sa **durée**, dite Durée de Perturbation Ohmique : c'est le temps qui s'écoule entre la première inflexion de la résistance et son retour à un niveau de base non-perturbé (en s) : on distinguera le temps de réponse, le temps de montée, le temps de retour à 50% d'amplitude et le temps de retour à 63% d'amplitude. De manière générale, l'amplitude et la durée de perturbation ohmique croissent avec l'impact ressenti du stimulus par le sujet (voir figure 1.7) [8].

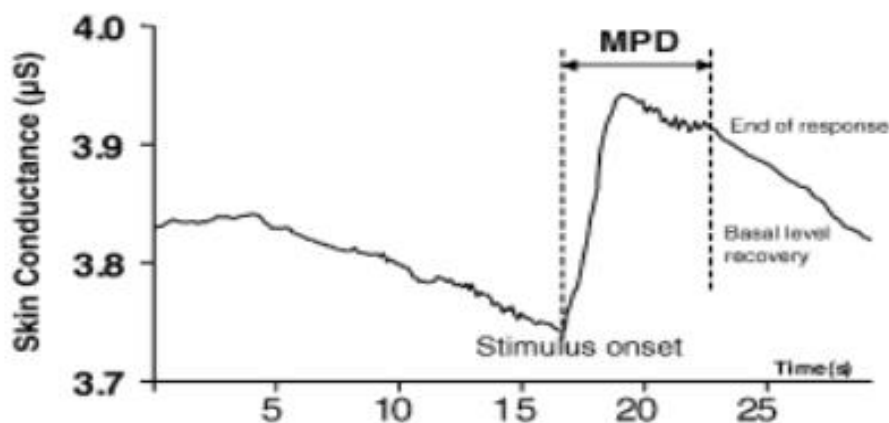


Figure1.7: Durée de perturbation ohmique

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

b. Le niveau tonique

Le niveau tonique représente le niveau basal de la résistance. Sa variation est beaucoup plus lente que la réponse phasique.[7]

Tonic : résistance de la peau en dehors de toute stimulation externe précise. Régulation Autonome. D'une dizaine de secondes à plusieurs minutes SCL = skin conductance level : (niveau de la conductance de la peau NCP) [9].

Phasic : réponse de l'organisme à une stimulation externe bien identifiée. Mesurée par les pics. SCR = skin conductance réponse (RCP réponse de la conductance de la peau) [9].

I. 6 La bande passante de la réponse galvanique de la peau

Une largeur de bande s'étendant de 0 à 5 Hz qui permettra la reproduction fidèle des niveaux de résistance ou de conductibilité de peau et de leurs changements. Si seulement les changements sont d'intérêt, une largeur de bande s'étendant de 0.5 à 5 Hz est satisfaisante [11].

I. 7 L'activité thermique

L'organisme peut être représenté comme un noyau central producteur de chaleur (= muscles squelettiques + viscères + système nerveux central) entouré par une enveloppe (la peau) dont la capacité en tant qu'isolant thermique peut varier. La peau échange de la chaleur avec le milieu ambiant et le sens et l'intensité de ces échanges dépendent de la température de l'environnement et du pouvoir d'isolation thermique de la peau.

Il existe quatre modalités d'échange de chaleur entre la peau et le milieu environnant : la radiation, la convection, la conduction, et l'évaporation [13].

I. 7.1 Radiation (R)

Les échanges thermiques par radiation s'effectuent entre des surfaces distantes l'une de l'autre et à températures différentes.

I. 7.2 Convection (Cv)

Les échanges par convection s'effectuent entre deux milieux de températures différentes se déplaçant l'un par rapport à l'autre. On trouve ce type d'échange entre la surface cutanée et

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

le fluide ambiant dans lequel un sujet évolue (air ou eau). Les échanges thermiques entre le noyau (organes profonds) et l'enveloppe périphérique (tissus sous-cutanés et peau) se font essentiellement par convection, assurée grâce à la circulation sanguine.

I. 7.3 Conduction (Cd)

La conduction concerne les échanges thermiques s'effectuant entre deux milieux de température différente, mais sans déplacement de l'un par rapport à l'autre contrairement à la convection.

I. 7.4 Evaporation (E)

L'évaporation consomme une quantité d'énergie thermique estimée à 2,4 kJ par ml, nécessaire pour le passage de l'état liquide à l'état de vapeur. Elle se fait par diffusion passive au niveau de la peau, et des muqueuses buccale et respiratoire, et par le phénomène actif de la sudation (ou transpiration).

L'être humain est un organisme **homéotherme**, sa température centrale reste constante quelles que soient les variations du milieu extérieur. Chez l'homme, des valeurs comprises entre 36°C et 37,5°C correspondent aux conditions optimales pour le bon fonctionnement de l'organisme.

I. 8 Variations physiologiques de la température

Bien que relativement stable, la température centrale subit des variations secondaires à différents facteurs :

I. 8.1 Rythme nyctéméral

La température centrale augmente en cours de journée pour atteindre son maximum (de plus 0,5 °C) autour de 17 heures. Cette augmentation s'explique par la production de chaleur due à l'activité musculaire

I. 8.2 Progestérone

Cette hormone agit sur les centres hypothalamiques thermorégulateurs pour aboutir à une augmentation de 0,5°C de la température corporelle

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

I. 8.3 Age

Les mécanismes de thermorégulation diffèrent aux âges extrêmes de la vie, chez le nouveau-né ou chez la personne âgée

I. 8.4 Activité physique

L'énergie musculaire est libérée pour 75% sous forme de chaleur, le quart restant étant converti en travail. En raison de cette production de chaleur, l'organisme doit ajuster ses pertes de chaleur en conséquence, en fonction des conditions ambiantes.

I. 8.5 Emotions

Les stimuli émotionnels peuvent entraîner une augmentation de la température de l'organisme allant parfois jusqu'à +2°C, par stimulation de l'activité orthosympathique [13]

I. 9 La température cutanée et le stress

La température de la peau est utilisée principalement comme indicateur supplémentaire des échanges thermiques. En effet l'analyse seule de la température n'est pas un paramètre indicateur de l'activité physiologique car elle peut être perturbée par des facteurs extérieurs tels qu'une fluctuation d'air [6].

I. 10 Conclusion

Dans ce chapitre, d'abord une description détaillée de la structure de la peau, du système nerveux, et des glandes sudoripares était faite. À travers cette description une relation entre le système nerveux et l'activité électrodermale était mise en exergue. L'étude était suivie par une analyse de l'importance de choix d'électrodes, de leur emplacement en vue de détecter le signal GSR.

Chapitre I : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Références bibliographique

[1] Midoli CLOCHARD, “ L'activité électrodermale, technique pertinente pour L'évaluation des émotions. ”, Biologie et Biotechnologies, Renne, 2010.

[2] Aurianne, Gros, et al. "Estimation temporelle et exploration du système limbique." *Revue Neurologique* 171(2015):A25A26.medicale/emotionsbasesneurophysiologiques/syptômes.

[3] Antoine Clarion, “ Recherche d'indicateurs électrodermaux pour l'analyse de la charge mentale en conduite automobile ”, Université Claude Bernard - Lyon I, 2009.

[4] Bertrand Massot, “ Conception, réalisation de capteurs non-invasifs Ambulatoires et d'exo capteurs embarqués pour l'étude et le suivi de la Réactivité émotionnelle ”, Lyon, 2011.

[5] Paul M, Tulkens, Dr Med, Lic. Sc Biomed, “ Pharmacologie générale, Université d'Abomey-Calavi Cotonou, 2012.

[6] Richard Meffre, thèse de doctorat, “ Conception et réalisation d'une instrumentation dédiée à la prédiction du confort d'assise et à la prévention des escarres ” Lyon, Novembre 2007.

[7] SEQUEIRA, Henrique et D'HONDT, Fabien. L'activité électrodermale dans l'étude de la cognition. 2013.

[8] Bookstein. W, Electrodermal activity”, New York, 1992, p 460.

[9] Fellah Arbi Khadidja, thèse de master, “ Réalisation d'un dispositif de mesure et d'analyse de la réponse galvanique de la peau ”, Tlemcen, 2013

[10] KÉRATINOCYTES, LES. Structure de la peau. *Ann Dermatol Venereol*, 2005, vol. 132, p. 8S5-48.

[11] Benghenia Hadj Abd EL Kader, Larbi Mohamed. “ Etude et réalisation d'un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau”, Tlemcen, 2009.

[12] J. Grapperona, A.-C. Pignolb, J. Vion-Durya, “La mesure de la réaction électrodermale”, *France*, 2011.

[13] En ligne Fraisse, P. (1959). Les émotions. *Bulletin de psychologie*, 12 (167), 890-901.

Chapitre II :

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

II. 1 Introduction

Comme nous l'avons vu précédemment, la quantification de l'activité du système nerveux autonome ouvre la porte à plusieurs applications telles que la détection de stress, qui peut être étudiée à travers l'activité Electrodermale traduite à travers la réponse galvanique de la peau (GSR : galvanic skin réponse). Alors, comment pouvons-nous mesurer ce GSR ? C'est en fait l'objectif de ce travail. Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, le signal GSR résulte de l'activité électrodermale de la peau. Il peut être détecté à travers des électrodes convenablement disposées et à travers une configuration adéquate. En fait, le but de ce chapitre est de présenter les différents modèles et méthodes de mesure de ce GSR, décrire et étudier les différentes configurations qui sont utilisées pour détecter correctement ce signal et par la suite il peut être acquis à travers un PC pour un traitement ultérieur et une analyse de ces caractéristiques en corrélation avec l'état physiologique et/ou émotionnel d'un sujet.

II.2 Modèles de mesures

Il y'a beaucoup de travaux qui en été faites par des chercheurs basé sur l'activité électrodermale parmi les qu'elles :

La gamme de la résistance de la peau est généralement 50k à 10M Ohm. Ainsi 50k Ω correspondent à 20 μ S (micro Siemens) et 10M Ω correspond à 0,1 μ S [1].

Cesare Lombroso qui inventa en 1930, La mesure par galvanomètre de la résistance électrique de la peau liée à la sudation, c'était parmi les premières inventions d'un polygraphe primitif (**voir Figure2.1**) qui consiste l'impression des résultats sur papier millimétré [2].

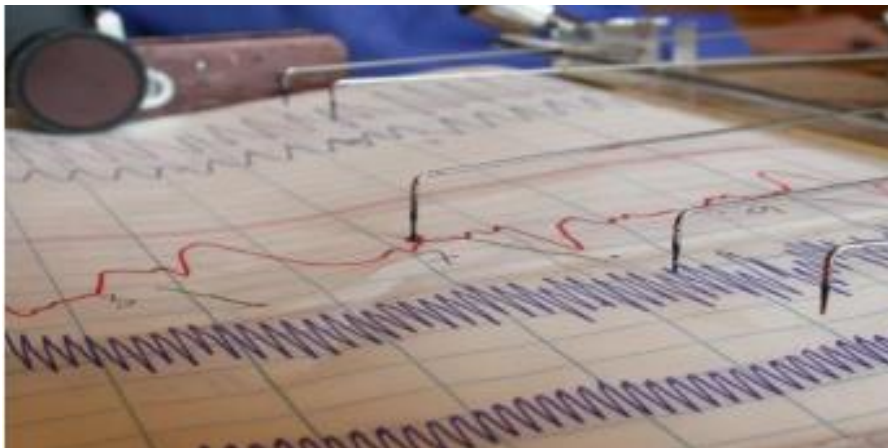


Figure 2.1 : polygraphe primitif

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

Grâce aux outils de calcul et d'affichage numérique, la méthode de mesure ne conditionne plus l'unité d'expression des calculs, un détecteur de stress basé sur la réponse galvanique de la peau contrôlé par ZigBee (**voir figure 2.2**).

(La technologie ZigBee permet d'obtenir des liaisons sans fil à très bas prix et avec une très faible consommation d'énergie,)

Il existe deux cartes ZigBee : une pour l'acquisition des données et une seconde pour l'envoyer à l'ordinateur. Cette seconde carte (le coordinateur) reçoit également des informations sur d'autres dispositifs. L'objectif final est d'implémenter ce GSR dans une application contrôlant différents dispositifs médicaux.

L'utilisateur peut utiliser le capteur de stress n'importe où chez lui à moyen et à court terme s'il se trouve à une distance inférieure à 10 mètres, qui lui permet de maîtriser différentes situations émotionnelles qui peuvent conduire la personne qui en souffre dans des situations dangereuses. Le principal problème est que, pour le moment, nous ne pouvons pas différencier le fait d'être stressé de faire un effort. [3]

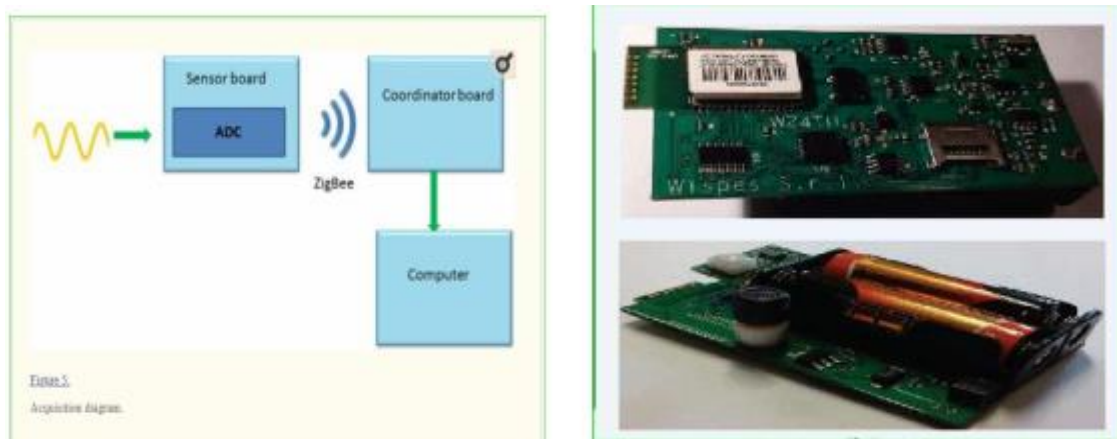


Figure 2.2: Schéma et La carte Jennic qui contient le module Zigbee

Un autre travail qui consiste à réaliser un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau.

L'idée est basée sur la détection directe de la résistance de la peau par la méthode exosomatique (nécessite l'application d'un stimulus externe : courant ou tension AC/DC) suivie par une carte qui contient le circuit de mise en forme, circuit d'interface d'acquisition (microcontrôleur 16F88), et pour le traitement numérique et le monitoring à l'aide du PC (avec C++). Pour la détection ils ont utilisé des électrodes impolarisables, le signal détecté nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme qui se compose d'une source de tension constante DC 0.5V,

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

un circuit d'alimentation isolée, circuit d'élimination de la composante continue DC offset, circuit de pré-amplification et isolation, circuit de rejection 50Hz, circuit d'amplification et filtrage

Concernant la carte elle est constituée de deux parties, une partie matérielle (hardware : un microcontrôleur avec acquisition à travers le port série du PC) et une partie logicielle (software : réalisée à base d'un algorithme C++ BUILDER)

Et finalement le PC, qui va traiter et enregistrer le signale GSR [4].

En 2015, dans le même contexte une autre proposition pour l'étude et la réalisation d'un dispositif qui mesure et analyse le signal GSR, il a utilisé le même principe mais avec un schéma bloc différent (voir figure 2.3). Ainsi la différence est au niveau du hardware elle a choisi d'une carte d'acquisition Arduino ou ESP32 et le traitement numérique se fait par le logiciel MATLAB [5].

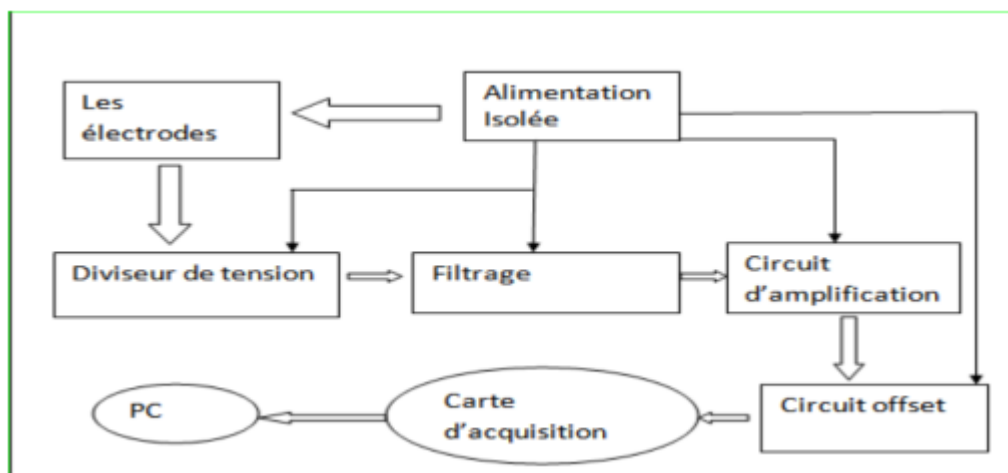


Figure 2.3 : schéma bloc d'un dispositif qui mesure GSR.

II.3 Les réponses de la peau

II. 3.1 La réponse de la résistance de la peau (la réponse exosomatique)

A été découvert par Féré (1888), qui a rapporté une diminution de la résistance entre les électrodes appliquées sur la surface antérieure d'un bras ou la jambe d'un sujet hystérique soumis à une série de stimulus visuels ou acoustiques. Féré a suggéré que le phénomène pourrait être utile dans des études psychophysiologiques. La peau a été tracée afin de déterminer les régions qui offrent le maximum de changement dans la résistance en réponse à un stimulus.

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

II. 3.2 La réponse potentielle de la peau (la réponse endosomatique)

A été décrite par Tarchanoff (1890) (cette réponse est quantifiée par le changement du potentiel). Cet événement bioélectrique s'appelle presque universellement la réponse de potentiel de la peau. De manière plus significative, sa mesure a exigé le placement d'une électrode au-dessus d'une zone couvrant des glandes sudorales (emplacement actif) et d'une autre au-dessus d'une zone exempte des glandes (ou d'une qui est rendu inactif par pénétration ou abrasion de la peau pour obtenir un emplacement de référence).

Si les deux électrodes sont placées sur les emplacements qui sont également en activité (c-à-d, elles produisent le même changement de potentiel), la différence de potentielle entre les bornes sera zéro.

II. 4 Méthodes de mesure

On peut recenser quatre méthodes de mesure exosomatique de l'activité électrodermale : la mesure à courant continu constant, à tension continue constante, à courant alternatif constant, et à tension alternative constante.

La méthode exosomatique de mesure de l'activité électrodermale s'effectue grâce au passage d'un faible courant à travers une paire d'électrodes placées à la surface de la peau. Le principe utilisé pour la mesure de la résistance (ou de la conductance) cutanée est celui de la loi d'Ohm, qui stipule que la résistance (R) est égale à la tension (V) présente aux bornes des deux électrodes divisée par le courant (I) qui les traverse, c'est-à-dire :

$$R = V / I$$

Si le courant est maintenu constant, la mesure de la tension qui apparaît aux bornes des électrodes est l'image de la résistance. À l'inverse, si l'on maintient la tension appliquée constante aux bornes des électrodes, le courant résultant mesuré est l'image de la conductance. Néanmoins, dans le but d'éviter toute erreur d'interprétation lors de la lecture ou de l'analyse de signaux électrodermaux, on insistera sur les points suivants concernant leurs différentes transformations. Quelle que soit la méthode de mesure, il est possible d'exprimer les résultats soit en résistance, souvent exprimée en k Ω (kilo-Ohm), soit en conductance généralement exprimée en μ S (micro-Siemens). En effet, la mesure en conductance s'exprime par :

$$G = I / V$$

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

De manière générale, il a été recommandé dans la littérature [Edelberg, 1967] d'utiliser une mesure de l'activité électrodermale à tension constante continue, et ceci pour les raisons suivantes :

- Mesure directe en conductance, évitant la transformation inverse à partir de la résistance
- Commodité de calibration des circuits électroniques et des traceurs papier.
- Il apparaît une non-linéarité invariante dans le temps de la résistance cutanée lorsque l'on dépasse un certain seuil de tension appliquée, il est donc important de contrôler la tension sur les électrodes, plus que le courant [Edelberg, 1967] ;
- L'utilisation de circuits de mesure en alternatif entraîne l'apparition de non-linéarités de la réponse

Ces recommandations proposées à la fin des années 60 par Edelberg ont été dès lors appliquées par la majorité des chercheurs ayant exploré le sujet [Venables and Christie, 1980, Fowles et al. 1981, Boucsein, 1992, Schandry, 1996], faisant de la mesure à tension constante continue un standard. Aujourd'hui, bien que cette technique soit encore utilisée - puisque intégrée dans de nombreux dispositifs de mesure - les avancées dans les domaines des technologies de mesure et d'analyse permettent de reformuler ces préconisations ainsi : Grâce aux outils de calcul et d'affichage numérique, la méthode de mesure ne conditionne plus l'unité d'expression des calculs [6]

- Les instrumentations électroniques ne nécessitent plus de calibration préalable à chaque mesure.
- Les études portant sur l'impédance de la peau et des tissus (iontophorèse, pléthysmographie d'impédance) indiquent généralement une forte dépendance de la résistance de la peau avec l'augmentation du courant de mesure ;
- D'une manière générale, les mesures à l'aide de grandeurs alternatives permettent d'éviter les phénomènes statiques dus à l'emploi de tensions et de courants continus (polarisation des tissus). Toutefois, les instrumentations actuelles ne permettent pas une mesure en alternatif dans des conditions ambulatoires et la réalisation d'une telle instrumentation nécessite encore d'importants développements. [6]

II. 5 Etude des capteurs utilisés

II. 5.1 Le capteur de température LM35

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

- Exécute 4 à 30 volts.
- Moins de 60 uA de courant de drain.
- Auto chauffage faible, air 0.08°C.
- Non linéarité \pm seulement 1 / 4°C.
- Impédance de sortie faible de 0,1 Ω [8]

d) Fonctionnement du capteur de température LM35

Le capteur de température [LM35] donne une tension de 0.25V à la sortie, dont la variation de [LM35] est linéaire est pour cela on obtient pour chaque variation de 0.01V une température de 1°C.

C'est dans ce sens quand obtient une température ambiante qui est égal à 25°C On place le capteur dans une partie du corps du sujet, si la température de ce dernier s'élève le [LM35] vari à la sortie est donne des tensions analogiques, ces derniers sont introduits sur le pin n°0 du PORT A qui est configurée en entrée analogique avec un convertisseur analogique/ numérique, le convertisseur du la carte Arduino convertie l'entrée analogique du capteur LM35.

La relation que doit lire l'Arduino est la tension de la référence de capteur V_{ref} (dans notre cas est de 5V) diviser sur 1024 (10bit) multiplier par 100 (100 qui est la sensibilité du capteur égale à $25/0.25=100$) multiplier par la tension de sortie de capteur LM35 (V_{out}). [7]
On obtenu une relation :

$$\text{Température affichée sur LCD} = (V_{out} * V_{ref} * 100 / 1024)$$

II.5.2 Les électrodes Ce sont des capteurs passifs

a) L'importance des capteurs et des électrodes

Cependant pour une bonne détection du signal décrivant AED, il est important que le capteur (ici les électrodes) soit correctement choisi et disposé. (Voir figure 2.5) illustre la disposition des électrodes dans cette application



Figure 2.5 : les électrodes utilisées.

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

Les capteurs représentent l'une des parties les plus importantes dans la chaîne d'acquisition des signaux. Les capteurs transforment une grandeur physique en une grandeur observable comme par exemple une tension ou un courant électrique.

Dans la conception des systèmes la partie concernant les capteurs est souvent négligée et traitée à la fin de l'étude

Malheureusement, si le choix des capteurs n'est pas réalisé de façon correcte les signaux acquis par le système seront inexploitable dans la plupart des cas.

Les électrodes utilisées (BECKMAN BIOPOTENTIAL SKIN ELECTRODES), fixées sur la peau à l'aide d'un disque adhésif, assurent un contact particulièrement stable. [9]

Le choix des électrodes constitue un enjeu clé pour la mesure de l'activité électrodermale.

b) Choix des électrodes

Elle est basée principalement sur la polarisation, La fabrication et La géométrie des électrodes

Les électrodes polarisées ou non polarisées :

On distingue deux grandes familles d'électrodes suivant qu'elles sont polarisables ou non polarisables ce qui leur attribuent différentes propriétés. [10]

- **Les électrodes polarisées**

Les systèmes polarisable sont des ensembles électrode-électrolyte pour lesquels, il n'existe pas de réaction d'oxydoréduction pour une large plage de surtension limité dans l'absolu par les réactions d'oxydation et de réduction avec le solvant (ex : électrolyse de l'eau). Certaines électrodes comme celles en platine lisse présentant cette caractéristique pour la plupart des électrolytes. la surtension d'électrode ou polarisation peut varier de manière importante, sans que l'on ait de réaction, le courant résiduel faradique traversant l'interface reste alors faible. L'impédance de ces électrodes peut être grossièrement représentée par leur seule capacité inter-faciale. le potentiel de repos de l'électrode est fixée par le courant d'échange.

Compte tenu de sa faible valeur, ce courant peut être perturbé par n'importe quel parasite (impureté, état de surface ...). Le potentiel de demi-cellule de ce type d'électrode n'est donc pas généralement reproductible et peut varier facilement. Ces électrodes sont la plupart du

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

temps en métaux nobles. L'avantage de ce type d'électrodes est qu'elles n'ont pas de réaction avec l'électrolyte, ce qui évite de perturber le milieu biologique (bonne biocompatibilité) [10]

- **Les électrodes non polarisées**

Les électrodes non polarisées sont des électrodes qui présentent une faible surtension quel que soit le courant qui circule à travers leur interface

C'est le cas des électrodes en Ag/AgCl lorsqu'elles sont plongées dans un électrolyte contenant du chlore en solution, car dans ce cas elles peuvent facilement changer de charges à travers l'interface par le biais de la réaction d'oxydoréduction

L'impédance inter-faciale d'une électrode Ag/AgCl est assimilable à une résistance de faible amplitude (la double couche est facilement traversée pendant l'oxydoréduction). La réaction redox mis en jeu à cette électrode fixe le potentiel électrochimique selon le potentiel de Nernst qui lui est associé

Le potentiel d'électrode dépend uniquement de la température et de la concentration de l'ion chlorure de l'électrolyte au contact avec électrode.

Dans un milieu biologique contrôlé en température et en concentration. Le potentiel de demi-cellule d'une électrode en Ag/AgCl est donc stable. [10]

- **La fabrication**

Le matériau utilisé joue le rôle capital dans la fabrication d'une électrode étant donné qu'il détermine la qualité de transfert de charge dans l'interface électrode-électrolyte. En générale on distingue des électrodes faites à base des métaux nobles (le platine et ces alliages, l'iridium, l'or et le palladium) ce sont des électrodes impolarisables, elles présentent une plus grande résistance à la corrosion comparé à celles qui sont faites à base des métaux standards (cuivre, argent, tungstène...)

II. 5.3 Conclusion sur le choix de nos électrodes

Les électrodes utilisées pour la mesure de l'activité électrodermale sont généralement des électrodes « réversibles » constituées en Argent/Argent-Chlorure (Ag/AgCl) suivant les recommandations de Fowles et al et le diamètre des électrodes est de 8mm.

II. 5.4 L'emplacement des électrodes

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

La densité élevée de glandes sudoripares présente sur la paume des mains et la plante des pieds en font des sites de mesure préférentiels. Si le sujet n'a pas besoin de ses deux mains pour l'expérimentation, la main non-dominante est généralement choisie. Sur la main, les sites de mesure possibles sont les phalanges moyennes et distales, ou encore les éminences thénar et hypothénar (**voir Figure 2.6**).

L'objectif d'une bonne fixation de l'électrode est d'éviter toute variation de la surface de contact pendant l'expérimentation. Les électrodes doivent être tenues de manière à ne pas tomber après quelques minutes, à cause des mouvements de la main ou bien d'une transpiration excessive

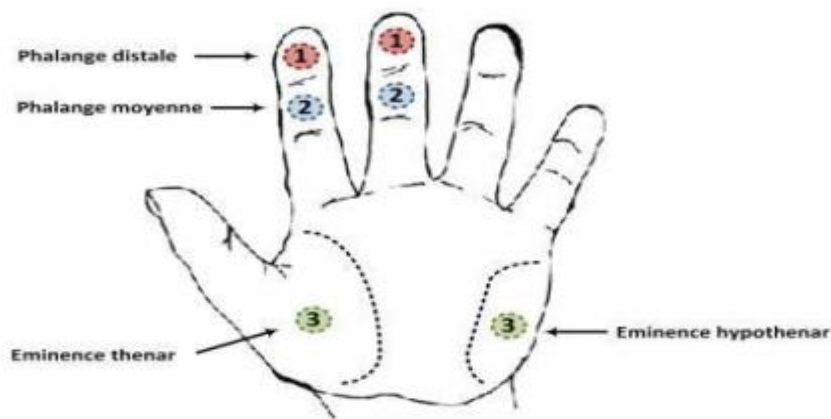


Figure 2.6: les différents emplacements des électrodes sur la main.

II.6 Artefacts GSR

Dans cette section, nous fournissons des informations sur les différents types d'artefacts qui peuvent affecter le signal GSR. Toute fluctuation du signal de réponse galvanique cutanée (GSR) qui n'a pas été subie par des changements de conductance cutanée est considérée comme un artefact GSR. Il existe différentes raisons pour lesquelles un signal GSR peut contenir des artefacts. Par exemple, le mouvement des électrodes crée généralement des fluctuations de signal rapides et importantes, et le bruit électrique externe introduira une oscillation constante de 50/60 Hz en plus des changements de conductance de la peau.

La meilleure pratique pour obtenir des résultats fiables est de s'assurer que le signal GSR ne contient aucun artefact significatif avant d'appliquer toute analyse ou mesure. Il existe deux stratégies principales pour obtenir un signal GSR propre sans artefacts : la première, et toujours préférée, consiste à éviter l'artefact lors de l'enregistrement. Une bonne configuration expérimentale et des instructions corrigées pour le participant peuvent aider à minimiser les

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

artefacts. La seconde consiste à appliquer des outils de post-traitement pour détecter et, si possible, éliminer les artefacts avant d'effectuer une analyse ou de faire des mesures.

Les filtres :

Le signal de mesure, support de l'information recherchée, est caractérisée par son spectre de fréquence ; on définit le spectre utile par l'ensemble de fréquences, limité supérieurement à la fréquence haut HF, nécessaire à une transmission convenable.

La fonction du filtre est d'éliminer autant que possible du signal à traiter l'ensemble des fréquences extérieures au spectre utile et en particulier signaux non désirés, parasites industriels et bruit de fond. Cette fonction est indispensable afin d'éviter le repliement dans le spectre utile de fréquences indésirables dès lors que les signaux doivent être échantillonnés ou convertis en d'autre forme (numérique, par exemple :

II. 6.1.1 Type de filtres :

La fonction de transfert ou gain d'un filtre passe-bas peut s'écrire : $G(\omega) = G_0/A(\omega)$ Ou $A(\omega)$ est l'atténuation apportée par le filtre à la pulsation ω ; on a, en outre $A(0) = 1$, G_0 étant le gain en tension du filtre en continu

II. 6.1.2 Famille de filtres

Les filtres les plus utilisés sont ceux dont l'atténuation $A(\omega)$ est un polynôme d'ordre k . Plus l'ordre k du filtre est élevé, plus sa fonction de transfert est proche de celle du filtre idéal, mais plus k est élevé plus sa réalisation devient complexe.

Les diverses familles de filtres portent même nom que les polynômes utilisés pour définir leur atténuation $A(\omega)$ (Voir Figure 2.7)

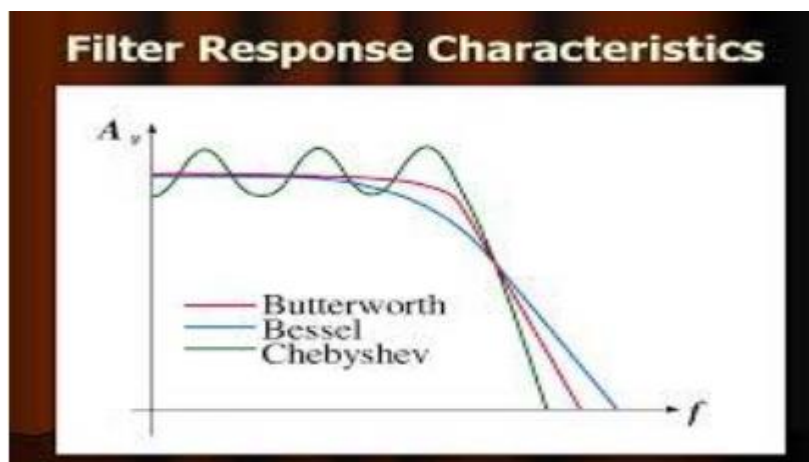


Figure 2.7: filtre de Butterworth, filtre de Tchebychev, filtre de Bessel

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

a) Butterworth

Filtre linéaire avec gain constant dans sa bande passante

b) Tchebychev

Acceptation d'une ondulation en bande passante (type 1), en bande atténuée (type 2)

c) Bessel

Filtre polynomial à délai constant en bande passante (sert à minimiser la distorsion du du au filtrage)

II. 6.1.3 Filtres actifs et passifs

a) Filtre actif

Un filtre actif est un circuit électronique contenant des éléments actifs (le plus souvent des AOP). Leur inconvénient principal est lié à ces composants actifs qui en plus de nécessiter une alimentation électrique sont limités en fréquence. Les filtres actifs sont utilisés dans le domaine des BF, et ont un fonctionnement optimal dans les très basses fréquences avec des résistances et condensateurs de fortes valeurs.

b) Filtre passif

Un filtre passif utilise exclusivement des composants passifs (circuits RLC) ce qui implique que leur gain ne peut pas dépasser la valeur 1. Leur action sur le signal ne peut donc être qu'une atténuation de ce dernier. L'impédance d'entrée d'un filtre passif n'est jamais infinie et l'impédance de sortie n'est jamais nulle, il faut donc utiliser un générateur et une charge d'impédance déterminée. De plus, ils ne sont pas limités en fréquence et peuvent donc être utilisés dans le cadre des HF, des RF ainsi que des BF, cependant un filtre passif ne peut pas couvrir une très large gamme de fréquences car le choix des composants (bobine, condensateur) dépend de la fréquence. [11]

II.6.1.4 Les sources de bruit

Tant que le signal de l'activité électrodermale a une faible amplitude et une faible fréquence (5Hz), il peut être superposé avec plusieurs sources de bruit :

- Le bruit du secteur de 50 Hz.
- Le bruit des champs électromagnétiques dus à la proximité d'émetteur comme par exemple le secteur, les téléphones portables, les sources d'alimentationetc. [4]

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

- Le mouvement du sujet. Peut modifier la quantité de contact entre le doigt et l'électrode, changeant ainsi la résistance de la jonction ce qui va influencer la mesure de EDA. Ce type de bruit peut être minimisé en demandant au sujet de rester stable durant la mesure.

II. 7 Acquisition du signal GSR

Le système contient plusieurs étages remplissant différentes fonctions d'électronique. La première fonction à remplir est celle du capteur (électrodes) qu'il faut bien concevoir afin de recueillir un signal prêt à traverser les étages suivants qui sont : étage de mise en forme chargé de l'amplification et de filtrage, circuit d'offset qui a pour objet de préparer le signal GSR mis en forme prêt à être acquis par une carte multifonctions du type ESP32.

Le schéma électrique est donné en (**figure 2.8**) et regroupe différentes parties citées ci-dessous:

- Alimentation symétrique (± 5).
- Les capteurs (électrodes).
- Source de tension DC de 0.5V
- Circuit de détection (pont de Wheatstone).
- Circuit de Pré amplification
- Circuits de filtrages (filtre passe bande)
- Circuit d'amplification.
- Circuit offset.
- Carte d'acquisition (ESP32)
- Moniteur+ PC

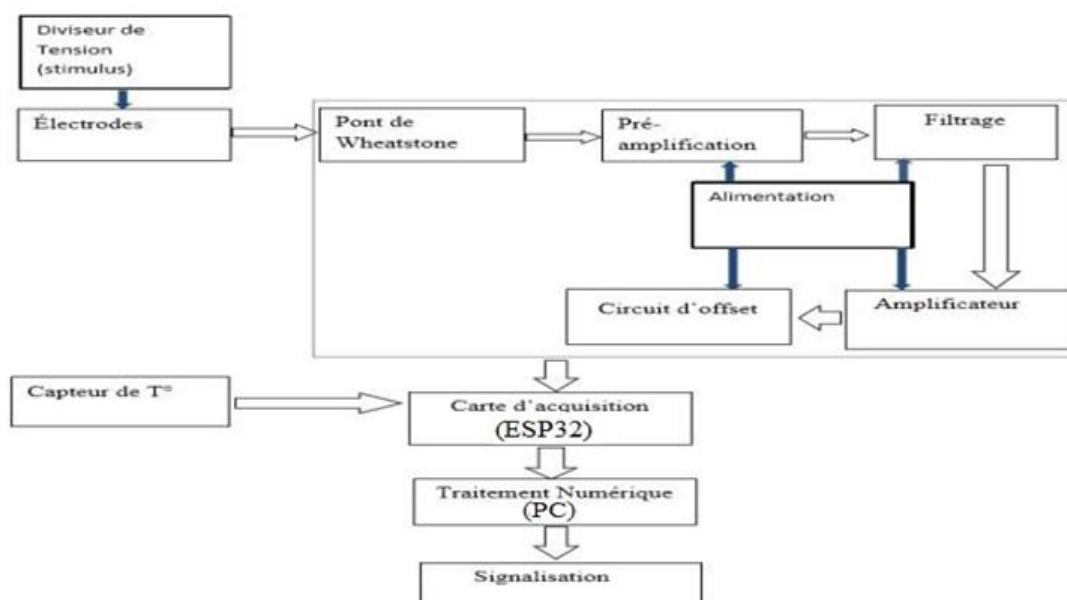


Figure 2.8: schéma synoptique du dispositif

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

II. 7.1 Microcontrôleur (ESP32)

NodeMCU ESP32 est un microcontrôleur avec des modules Wifi et Bluetooth intégrés. Très simple d'utilisation il est léger et possède une capacité de mémoire et de calculs supérieurs aux Arduino. Ce qui en fait une carte idéale pour l'apprentissage de la programmation, le développement d'objets connectés ou de serveur. Le module se programme directement à partir de l'IDE Arduino (installation d'une extension nécessaire) et nécessite un cordon microUSB (non inclus). Son implantation le rend compatible avec les plaques de connexions rapides.



Microcontrôleur :	Tensilica LX6 Dual-Core
Alimentation :	- 5 Vcc via micro-USB - 3,3 Vcc via broches Vin
Fréquence:	240 MHz
Mémoire SRAM :	512 kB
Mémoire Flash :	4 Mb
E/S disponibles :	- 15 E/S digitales dont 10 compatibles PWM - 2 x sorties analogiques (DAC) - 15 x entrées analogiques (ADC)
Interface :	I2C, SPI, 2 x UART
Interface Wifi :	802.11 b/g/n 2,4 GHz
Bluetooth :	Classique / BLE
Antenne intégrée	Oui
Température de service :	40 à 125 °C
Dimensions :	48 x 26 x 11,5 mm

II. 7.2 Capteur GSR

Comme cela était détaillé dans le chapitre précédent le choix est très important pour garantir une bonne détection de la grandeur. Les électrodes utilisées dans notre réalisation sont « réversibles » et « impolarisable », constituées en Argent/Argent-Chlorure (Ag/AgCl) et de diamètre de 8mm, sont les bonnes électrodes superficielles et les plus employées.

Les électrodes sont attachées sur les doigts de la main à l'aide d'une bande de scratch.

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

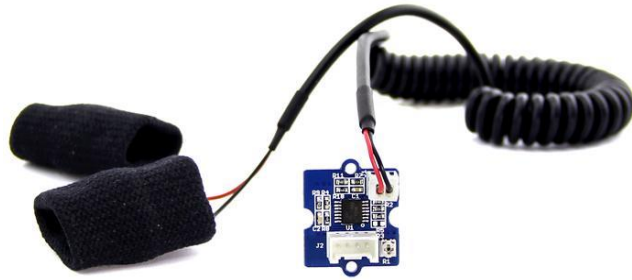


Figure 2.9 : les électrodes de mesure de GSR

Paramètre	Valeur/Intervalle
Tension	3.3V/5V
Sensibilité	Ajustable via un potentiomètre
Signal d'entrée	Resistance
Output Signal	Voltage, Lecture analogique
Matériau contacteur cutanée	Nickel

II. 7.3 Disposition

La disposition du matériel comme représenté sur la (figure 2.10), le système requiert des configurations de base que ce soit au niveau du microcontrôleur ou au niveau de récepteur final.

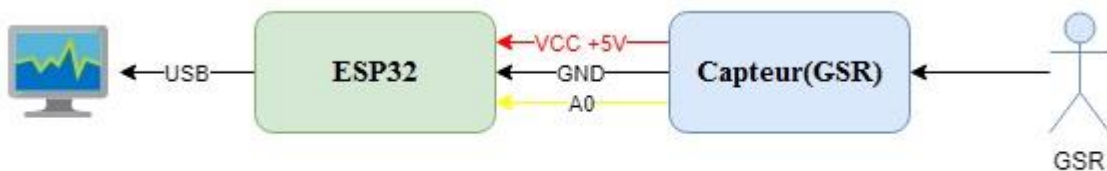


Figure 2.10 : Disposition du matériel d'extraction du signal GSR

Il est recommandé de procéder par étapes lors de la configuration des périphériques en d'autres termes, privilégier la programmation de l'ESP32 avant celle du terminal afin de faciliter l'élaboration de la communication entre ses deux derniers.

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

La programmation de l'ESP32 est bien dite fondamentale, se fait sous langage C++ et sous un IDE propre à la marque « Arduino IDE ». Le programme devra être compatible aux exigences citées dans la documentation du capteur mais aussi définir le traitement à faire tel que l'envoi de donnée et définir la méthode d'envoi des données.

La programmation de l'ordinateur permet d'abord de définir la méthode de réception des données, mais aussi de traiter, d'afficher et sauvegarder le signal.

II. 7.4 Protocole de mesure

Dans le but de limiter les artefacts qui pourraient affecter l'exactitude du signal GSR lors la lecture et d'enregistrement du signal GSR, il est recommandé de suivre une certaine méthodologie.

Dans le but de limiter le bruit1 et le bruit2 suivant le schéma de la (**Figure 2.11**), nous suivent le protocole suivant :

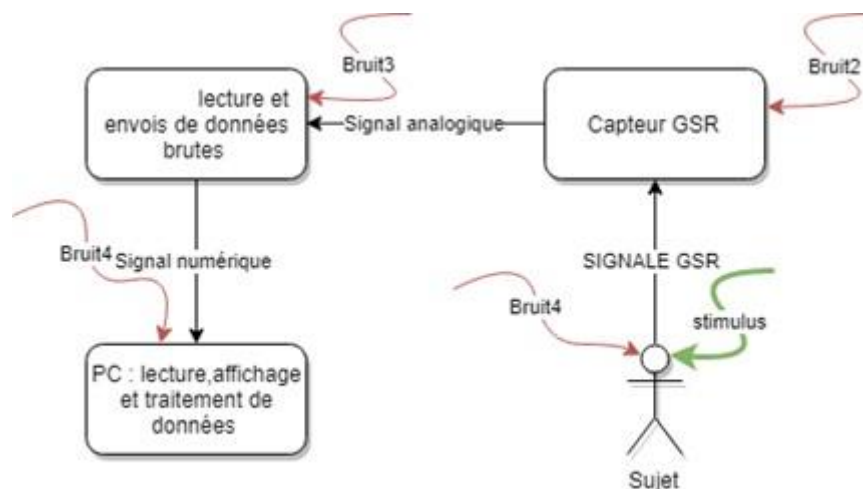


Figure 2.11 : schéma protocole d'élimination du bruit

- Régler la sensibilité du capteur a une valeur de 512 à vide avant le port du capteur.
- Veiller à ce que le sujet soit dans un état calme et détendu avant et après le port du capteur.
- Veiller à ce que le sujet soit assis confortable et qu'il demeure stable physiquement durant l'expérience.
- Veiller a favorisé le confort émotionnel du sujet et l'absence d'autres perturbations que le stimulus pouvant stresser ou gêner le sujet

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

II.7.5 Configuration de l'ESP32

Pour configurer le microcontrôleur à lire, envoyer et afficher les données brutes sur l'ordinateur on procède donc à sa programmation via Arduino IDE.

Le programme exige que le microcontrôleur fasse une lecture analogique de la pinc A0. Tout en prenant 20 mesures avec un intervalle de 10 ms, le microcontrôleur calcule leurs moyennes en les envoyant sur l'ordinateur.

La fréquence de la mesure doit être de 1 valeur (moyenne de 20 valeurs) par 200ms et donc une fréquence de **F=5 Hz**.

II.7.6 Acquisition et enregistrement du signal sous Matlab

Pour faire la réception et la sauvegarde du signal on procède par l'étape de connexion Matlab à ESP32. Pour ce faire on procède au nettoyage des variables et configuration résiduel des précédentes manipulations sous Matlab. Ensuite, la précision du port de communication ainsi que de la vitesse de transmission sont fondamentales le port définit est « COM3 » et la vitesse de transmission est de l'ordre de « 9600 ». Enfin, on procède à l'ouverture du port « fopen(s) », la déclaration des variable date time en début de programme permettent la pré-allocation de l'espace ainsi favoriser la rapidité du programme.

En fin visualiser le signal GSR sur le moniteur.

II.8 Conclusion

A travers ce chapitre, une description relativement détaillée de quelques circuits de la littérature qui peuvent être utilisés pour détecter le GSR et la température a été faite. Une description détaillée des capteurs utilisés qui sont le capteur de température LM35, les électrodes et leurs choix. Cette présentation a permis de montrer l'importance du choix des capteurs, leur géométrie sensibilité et linéarité ainsi que leur localisation sur le sujet pour une détection optimale de la GSR et température. Le chapitre a été finalisé par une description de sources de bruit qui peuvent affecter la détection et la mesure et l'étude de la conception du circuit et disposition de mise en forme du GSR.

Chapitre II : choix des capteurs et acquisition du signal GSR

Références bibliographique

- [1] MONTAGU, JD et COLES, Edward Michael. Mécanisme et mesure de la réponse galvanique cutanée. Bulletin psychologique , 1966, vol. 65, n° 5, p. 261.
- [2] « Brief History of the Polygraph » sur home.total.net (consulté le 19 Septembre 2017).
- [3] María Viqueira Villarejo, Begoña García Zapirain, and Amaia Méndez Zorrilla*Published online 2012 May 10. Sensors (Basel). 2012 ; 12(5) : 6075–6101.
- [4] Benghenia Hadj Abd EL Kader, Larbi Mohamed. “ Etude et réalisation d’un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau”, Tlemcen, 2009.
- [5] Fellah Arbi Khadidja, thèse de master, “ Réalisation d’un dispositif de mesure et d’analyse de la réponse galvanique de la peau ”, Tlemcen, 2013
- [6] Bertrand Massot, “Conception, réalisation de capteurs non-invasifs Ambulatoires et d'exo capteurs embarqués pour l'étude et le suivi de la Réactivité émotionnelle ”, Lyon, 2011.
- [7] Mr Benouaden Abderraouf, “ conception d’un thermomètre électronique à base d’un capteur de chaleur, un PIC, et un afficheur LCD ”, Constantine, 2011.
- [8] Mr : Ramira tarek, Saoud hocine, “conception de système d’asservissement standard a base d’un pic”, Ouargla, 2014
- [9] Ronald Nocua, “Conception et développement d'un système ambulatoire pour la mesure de l'activité du Système Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile”, Université de Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009.
- [10] Céline MOULIN, “ Contribution à l’étude et à la realization d’un système électronique de mesure et excitation de tissu nerveux à matrice de microélectrodes ”, Lyon, 2006.
- [11] Aliouane, Kamel. Contribution à l’étude du filtrage d'harmoniques des réseaux de distribution à l'aide de l'association de filtres actif et passif parallèle. Diss. Institut National Polytechnique de Lorraine, 1995.

Chapitre III :

Chapitre III : Détection du stress et résultats

III.1 Introduction

Dans ce chapitre en vas étudié le signal GSR et la détection du stress de trois patients d'Age et de sexe différent avec la méthode de la droite médiane-médiane sous le logiciel Matlab pour cela en présente le travail que nous avons réalisé avec les résultats obtenus dans chaque essaies. Apres la réalisation on va étudier les différentes étapes du stress.

III. 2 Méthode de la droite Médiane-Médiane

III .2.1 Historique

La première méthode de régression par les médianes est proposée par Wald en 1940. La méthode consiste à :

1. Séparer l'échantillon en deux parties égale selon la médiane de x ; une à gauche et une à droite.
2. Calculer le centre de gravité (isobarycentre) de chacune des parties, (x_G, y_G) et (x_D, y_D) .
3. La droite retenue passe par ces deux points.

En 1942, Nair et Shrivastava proposent une méthode similaire mais en divisant l'échantillon en trois parties selon les terciles. Les barycentres sur la partie de gauche et celle de droite servent à déterminer la pente de la droite de régression, et le barycentre de la partie centrale sert à ajuster l'ordonnée à l'origine.

En 1951, Brown and Mood reprennent la méthode de Wald, mais remplacent le barycentre par le calcul des médianes en x et en y . En 1971, Tukey-s'inspire de ces méthodes pour proposer sa « droite robuste »

III. 2.2 Définition

La médiane est la valeur du caractère qui partage l'ensemble statistique en deux ensembles d'effectifs égaux: 50 % des valeurs lui sont supérieures et 50 % lui sont inférieures, elle ne peut être calculée que pour les caractères quantitatifs. Les éléments étant classés en fonction des valeurs du caractère par ordre croissant et n'est qu'une forme particulière de fractile (appelés aussi quantile).

Chapitre III : Détection du stress et résultats

III. 2.3 Les étapes de la droite médiane-médiane

Pour estimer la droite de régression à l'aide de la méthode médiane-médiane, il suffit de suivre les étapes suivantes :

1. Ordonner les couples de la distribution d'après leurs abscisses.
2. Diviser l'ensemble des couples en trois groupes égaux. Si cela est impossible, les diviser de façon que le premier et le dernier groupe en comptent autant l'un que l'autre.
3. Déterminer l'abscisse médiane et l'ordonnée médiane dans chacun des trois groupes afin de former les couples médians $M1(x1, y1)$, $M2(x2, y2)$ et $M3(x3, y3)$.
4. Déterminer les coordonnées du point P qui correspondent respectivement à la moyenne des abscisses et à la moyenne des ordonnées des points $M1$, $M2$ et $M3$.
5. Déterminer la pente de la droite passant par les points $M1$ et $M3$.
6. La droite de régression est celle qui passe par le point P et qui a la même pente que la droite passant par les points $M1$ et $M3$.

III. 2.4 Méthode graphique et mathématique

Pour la méthode graphique il suffit de tracer une droite ayant le même nombre de point de chaque côté et nous prenons les coordonnées aux extrémités de cette droite.

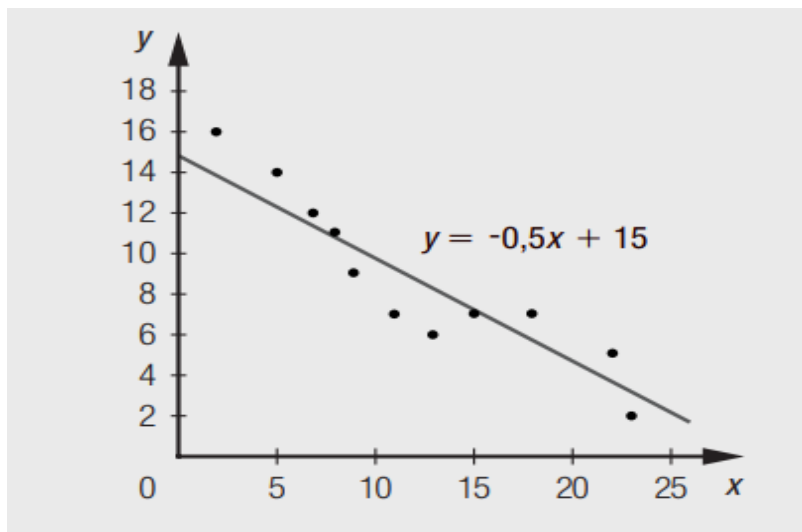


Figure 3.1 : représentation de la droite de régression sur le point (P)

Chapitre III : Détection du stress et résultats

Pour calculer la droite passante par les points M1 et M3

$$\text{On calcul : } -0.5 = \frac{6-13}{20-6}$$

Donc $a = -0.5$

$y = ax + b$, pour trouver le point b on prend la coordonnée $P(12; 9)$

Ce qui va nous donner une équation :

$$9 = -0.5 \cdot (12) + b$$

$$9 = -6 + b$$

$$9 + 6 = b \text{ donc } b = 15$$

Donc comme dans la (**figure 3.1**) l'équation d'une droite ayant une pente de (-0.5) et passant par le point (P) est : $y = -0.5x + 15$, ce qui correspond à l'équation de la droite de régression

Ex.: Distribution à deux variables

x	y	
2	16	} $M_1(6, 13)$
5	14	
7	12	
7	12	} $M_2(10, 8)$
8	11	
9	9	
11	7	
13	6	} $M_3(20, 6)$
15	7	
18	7	
22	5	
23	2	

III. 3 Les signaux que nous allons étudier

Pour notre étude on s'est inspirés de la base de Données affective du jeune adulte (YAAD) à l'aide des signaux GSR.

Elle représente un ensemble de données de réponse galvanique de la peau (GSR) du jeune adulte pour la tâche de reconnaissance des émotions, utile dans l'interaction homme-ordinateur pour les personnes atteintes de troubles cognitifs et physiques. Des capteurs GSR portables ont été utilisés pour acquérir les données d'un total de 25 participants.

Dans notre étude on va effectuer 3 tests sur 3 personnes d'Age et de sexe différent le premier signal GSR est extrait d'un jeune garçon âgé de 10 ans qu'on n'a nommé (patient Beta), le deuxième signal GSR est extrait d'un homme adulte de 25 ans qu'on a nommé (patient Alpha), et pour finir le dernier signal est extrait d'une femme adulte de 23 ans qu'on n'a nommé (patient Gamma)

Chapitre III : Détection du stress et résultats

Pour y procéder on va étudier ces signaux et analysé leur comportements et détecter les différentes phases de stress et résultats.

III. 3.1 Affichage des trois signaux qu'on va étudier

Pour cela on va ouvrir un fichier script et utiliser les deux instructions « Load » pour appeler les signaux qu'on a téléchargés dans la base de données et « plot » pour les afficher.

Le logiciel Matlab va nous afficher les courbes des signaux des trois patients comme suite. Voir les **figures (3.2) (3.3) et (3.4)**

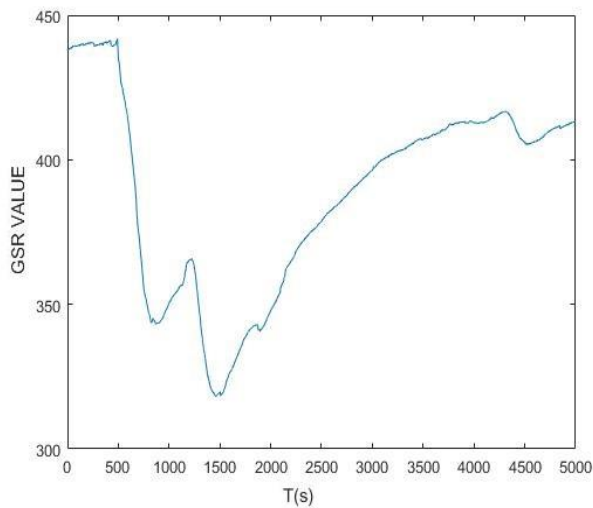


Figure 3.2 : patient Beta

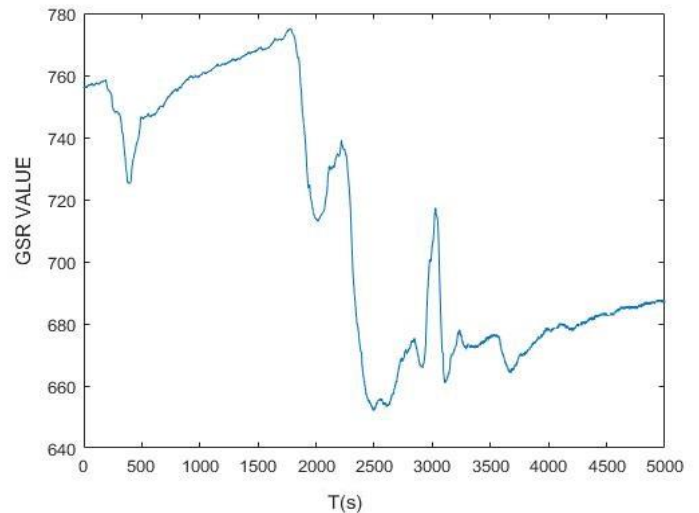


Figure 3.3: Patient Alpha

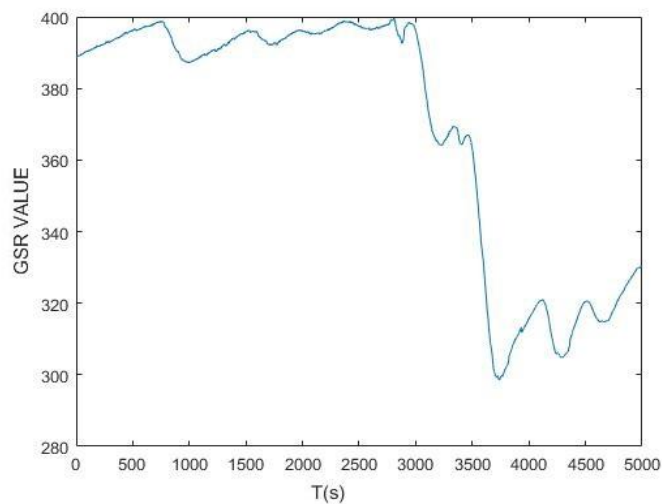


Figure 3.4 : Patient Gamma

III. 4 Conception du programme

Le programme Matlab que nous avons réalisé va passer par trois étapes afin qu'il soit opérationnel et efficace.

Chapitre III : Détection du stress et résultats

III. 4.1 Traitement du signal brut

Comme il est cité en haut dans le deuxième chapitre toutes variations rapides sont considérées comme étant des artéfacts. Cette partie consiste à supprimer toutes les variations rapides du signal grâce aux filtres.

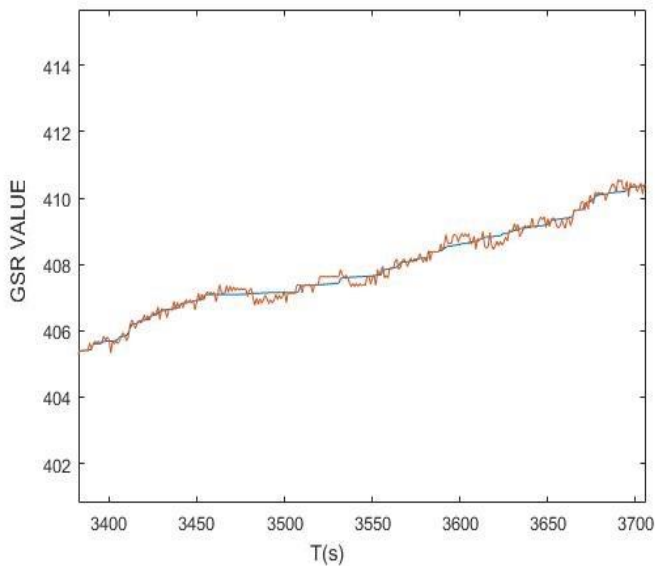
III. 4.1.1 Calcule de la médiane

La méthode utilisée en cette partie est la méthode de la Médiane à une dimension. Cette méthode consiste à éliminer le bruit En supprimant les pics de la variation rapide.

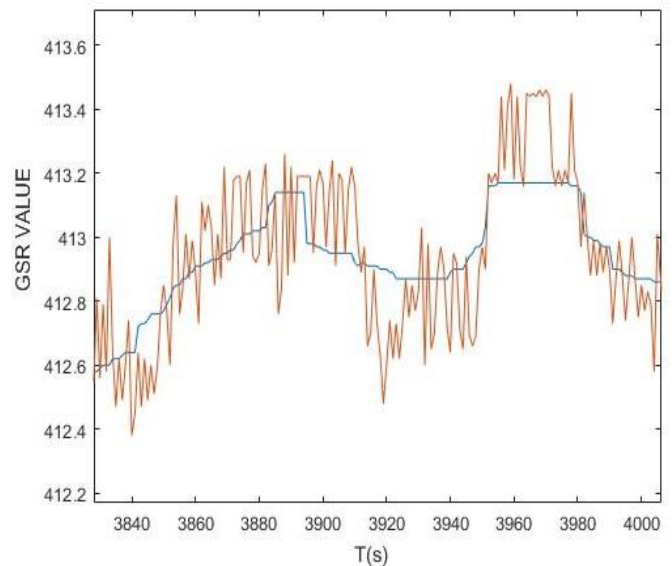
Le calcul de La médiane est fait via la commande « `medfilt1(GSRdata_patient,51)` ».

A travers cette fonction le logiciel Matlab va calculer une médiane pour chaque cinquante et un échantillons du signal brute.

Le résultat obtenu comme on le voit dans **les figures (3.7) et (3.8)** est que le signal est plus au moins nettoyé et on remarque une diminution considérable des piques.



Figures (3.5) : Filtre médian sur le signal



Figures (3.6) : Image agrandit du signal filtré

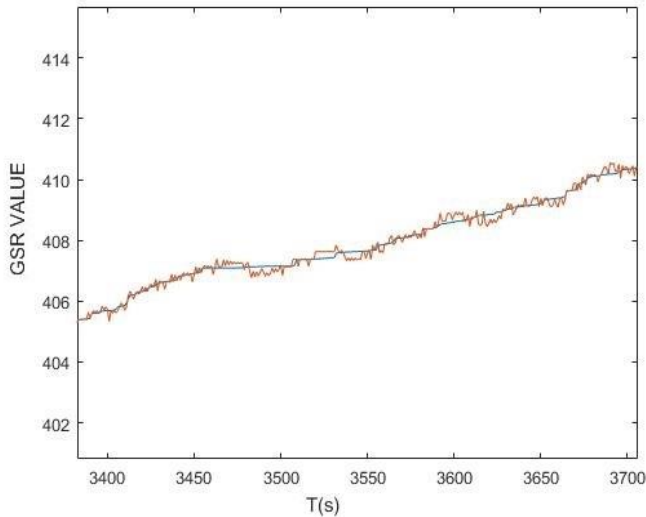
III. 4.1.2 Lissage du signal (Smoothing)

Le processus consiste à lisser le signal et à éliminer les pics et les variations rapides et résiduels du traitement précédent. Le lissage ce fait via la commande « `smooth(data-median , envergure)` ».

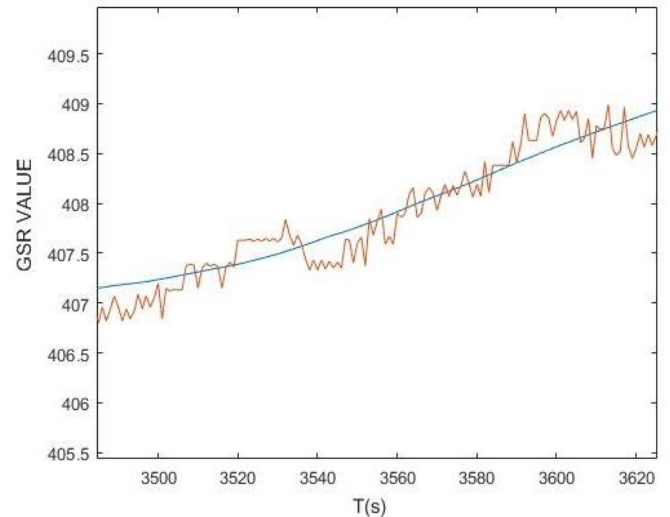
Dans notre cas l'envergure est de 70, C'est à dire que pour chaque élément du signal lissé est calculé à partir de soixante-dix échantillon du signal brute.

Chapitre III : Détection du stress et résultats

Le résultat obtenu est optimal le signal est débarrasser de tous les piques et variations indésirables. Voir les figures les **figures (3.9) (3.10)** :



Figures (3.7) : Lissage du signal



Figures (3.8) : Image agrandie du signal lissé

III. 4.2 Détection de phase de stress

Afin de détecter les états émotionnels, le programme de détection comprend plusieurs étapes :

III. 4.2.1 Récupération du signal traité

Afin de faciliter la détection des états émotionnels (stress), il est préférable de travailler avec le signal traité de l'étape précédente. La récupération du signal est précédée d'un nettoyage des variables résiduelles des manipulations précédente, afin d'exclure toute confusion.

III. 4.2.2 Identification et classifications des phases de variations du signal

L'identification et la classification des phases sont précédé par l'étape d'initialisation des paramètres de détections ainsi que celle de nettoyage. L'étape de nettoyage consiste a supprimé les données résiduelles des manipulations précédentes (**close all, clear droite**).

L'étape de configuration consiste particulièrement à définir les valeurs des pentes à détecter pour les deux états de stress et de relaxation.

La valeur de la pente de stress est de -0.18 et la pente de relaxation et de 0.5, suivant une étude ou il a été convenu que le temps de réaction de la peau au stress et de 1.8 seconde, par contre le temps de réaction de la peau à la phase de relaxation et de 5 secondes.

Chapitre III : Détection du stress et résultats

A travers ces paramètres et en suivant l'équation de la droite $x = at$, $a = t/x$ on aura un résultat pour l'amplitude de notre signal qui est 10, $a_1 = 1.8$ et $a_2 = 0.5$.

L'identification des phases ce fait grâce à l'étude des variations des pentes et valeurs moyenne du signal via la fonction « **findchangepts** » qui retourne un vecteur de repère de variations.

`id = findchangepts (Data, 'static', 'linear', 'MinDistance', 75, 'MaxNumChanges', 4)`

Dans cette configuration id va recevoir notre signal suivi de la façon avec laquelle il va étudier notre signal ('static'), puis ('linear') pour ce basé sur la moyenne et la pente et ('MinDistance') spécifie le nombre minimum d'échantillons a étudier qui est de 75, enfin ('NumChanges') pour le nombre de phase par signal qui est de 4 phase on aura donc pour une fréquence d'échantillonnage 0.1 :

$75 * 0.1 = 7.5$ secondes et $7.5 / 4 = 1.8$ qui est note pente de stress.

Résultat pour les trois patients :

➤ Patient_Beta :

```
Command Window
>> id'
ans =
    502    801   1328   3133   4999
fx >>
```

➤ Patient_Alpha :

```
Command Window
>> id'
ans =
    3063    3502    3694    4179    4999
fx >>
```

➤ Patient_Gamma :

```
Command Window
>> id'
ans =
    1889    2284    2469    3078    4999
fx >>
```


Chapitre III : Détection du stress et résultats

Comme on peut le voir dans ces résultats on a pu détecter toutes les colonnes pour chacun des trois signaux ou il y'avait un changement potentiel mais à ce stade les changements ne sont pas encore classés comme étant du stress ou de la relaxation.

L'étape de la classification des phases est précédée d'abords par le calcul des pentes moyennes par phase grâce à la fonction « **polyfit** » qui retourne un vecteur [a b].

On aura :

$$\text{Polyfit} (t(j : id(k)), x(j : id(k),1))$$

Ce qui va nous permettre de calculer les coefficients des droites pour ensuite déterminer la fonction des droites avec :

$$\text{droite}(k,j : id(k)) = p(k,1) * t(j : id(k)) + p(k,2)$$

La classification des phase consiste particulièrement à comparer la pente de chaque phase avec les pentes a1 et a2 définis lors de l'étape de configuration ensuite d'enregistrer les repère de phase comme en étant soit état de stress dans la variable « **s** » ou bien état de relaxation dans la variable « **d** ».

$$(p(k,1) \leq a1)$$

$$(p(k,1) \geq a2)$$

Résultat pour les trois patients :

Patient_Beta

```
Command Window
>> p
p =
    0.0061  439.4779
   -3.1855  599.1849
    0.2877  321.6121
    0.4927  252.1970
    0.0349  395.5925

>> s
s =
     0     0
   502   801
     0     0
     0     0
     0     0
```

Patient_Alpha

```
Command Window
p =
    1.0e+03 *
     0.0001    0.7444
     0.0002    0.6774
    -0.0035    1.5188
     0.0009    0.4350
     0.0001    0.6375

>> s
s =
     0     0
     0     0
   2284   2469
     0     0
     0     0
```

Chapitre III : Détection du stress et résultats

```
Patient_Gamma  
  
Command Window  
p =  
  
1.0e+03 *  
  
0.0000    0.3920  
-0.0002    0.4446  
-0.0033    1.5255  
0.0005    0.1175  
0.0003    0.1961  
  
>> s  
  
s =  
  
0          0  
3063      3502  
3502      3694  
0          0  
0          0
```

Comme on peut le voir à travers cette comparaison on a pu classer dans la variable « **s** » les colonnes de chacun des signaux ou il y'avait les repaire de phase de stress

La section « Identification et classifications des phases de variations du signal » se termine avec l'affichage du signal ainsi que des pentes de toutes phases.

Plot (t,x) hold on

Plot (t(j : id(k)),droite (k,j : id(k)))

j = id(k)

Affichage des signaux et résultats et pentes pour chacun des patients :

➤ Patient_Beta :

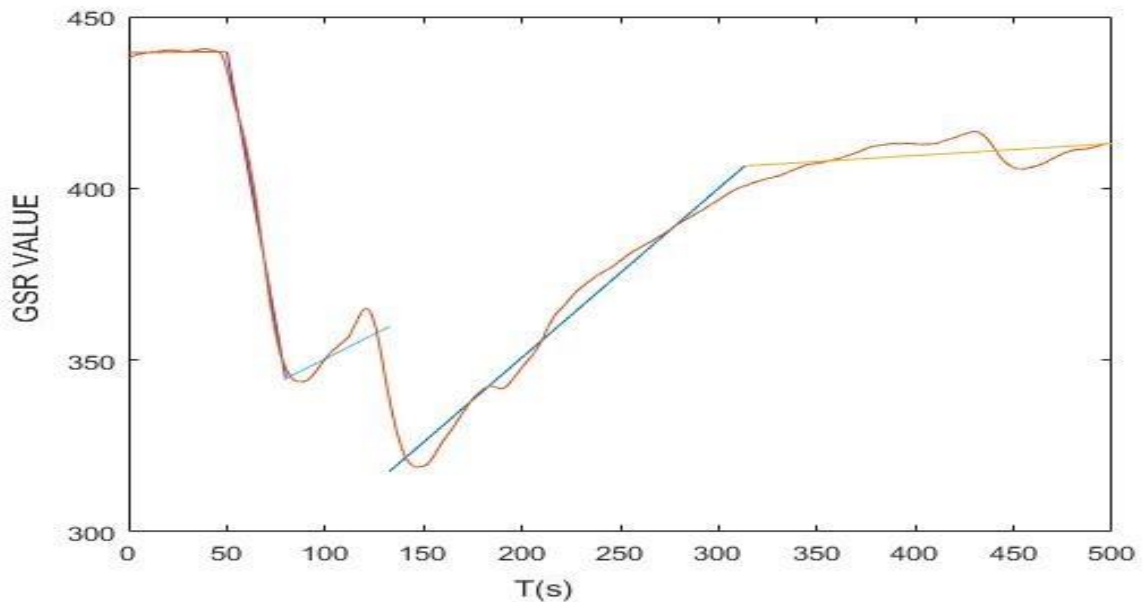


Figure (3.9) : signal du sujet_Beta avec les pentes tracées

Chapitre III : Détection du stress et résultats

➤ Patient_Alpha :

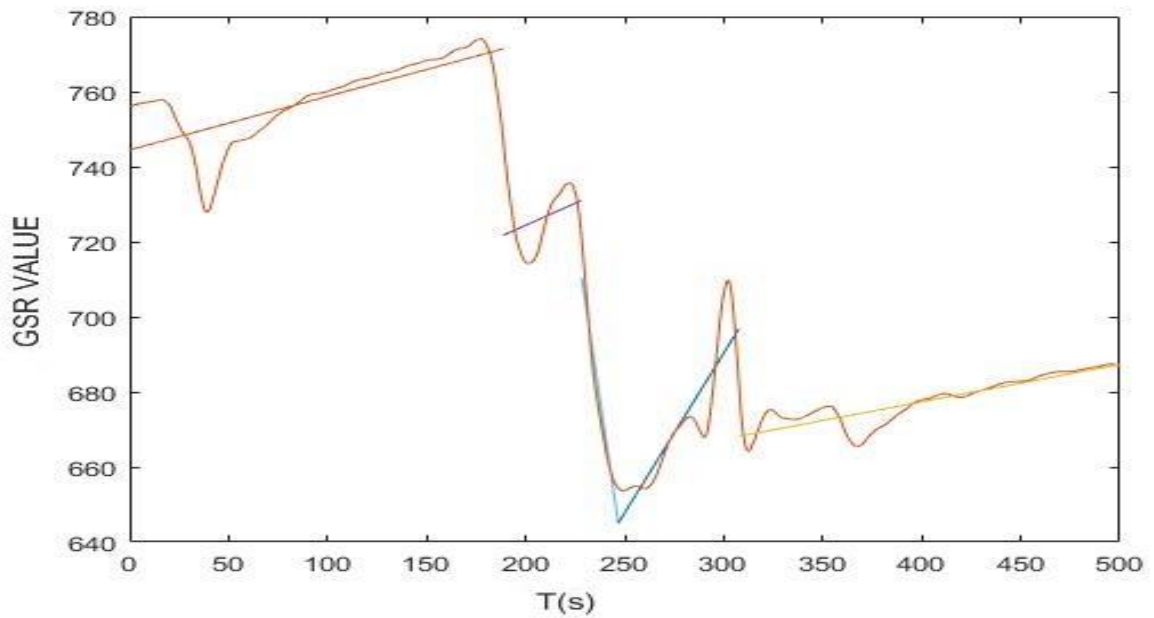


Figure (3.10) : signal du sujet_Alpha avec les pentes tracées

➤ Patient_Gamma

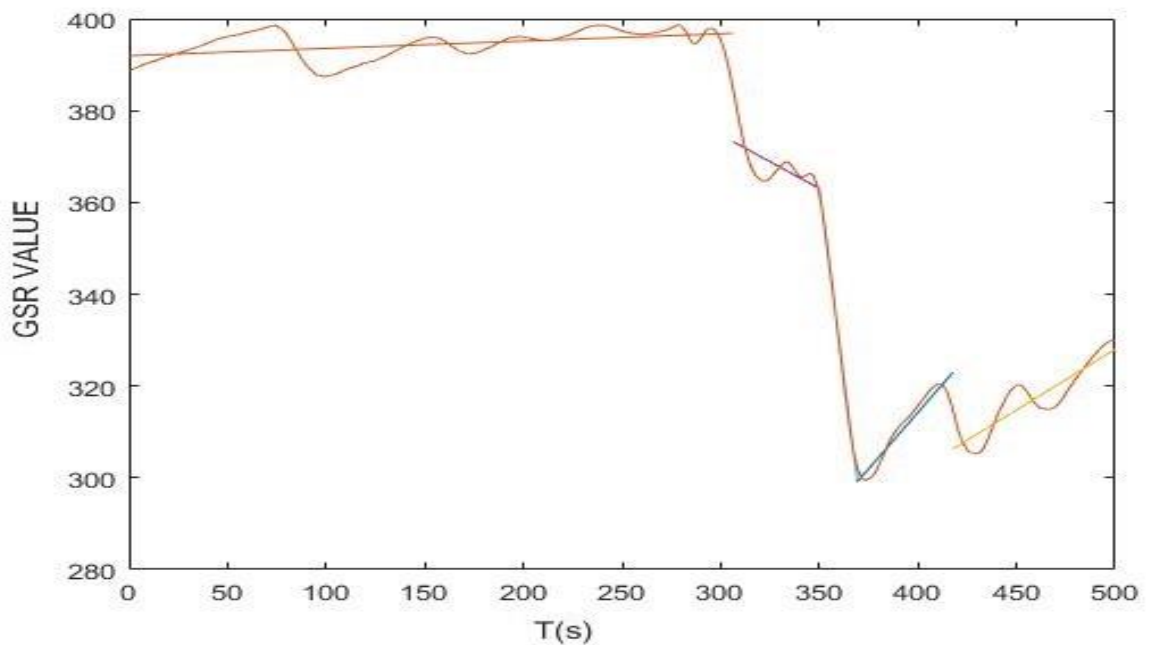


Figure (3.11) : signal du sujet_Gamma avec les pentes tracées

Donc comme on le voit sur ces figures le calcul des coefficients et les fonctions des droites nous ont permis de tracer les droites sur chacun des trois patients.

III. 5 Affichage des résultats

La dernière étape du programme consiste donc à afficher les résultats de la détection de stress. La section d'affichage commence par la configuration de la figure du plot, suivit du plot du signal et des délimitations des phases ainsi que des pentes de phase. Et en fin, cette dernière ce finit par l'indication des délimitations des états de stress.

Pour cela on va utiliser :

```
if( ~ isequal( s(k,:), [0 0] ) )
t1 = t( s( k,1 ) )
t2 = t( s( k,2 ) )
line( [t1 t1],get( hax,'YLim' ),'Color',[1 0 0] )
line( [t2 t2],get( hax,'YLim' ),'Color',[1 0 0] )
messagej = [' stressé supposé dans l''intervalle [',num2str(t1),' ',num2str(t2), ']
disp(messagej)
```

Affichage du résultat final pour chaque patient :

➤ Patient_Beta

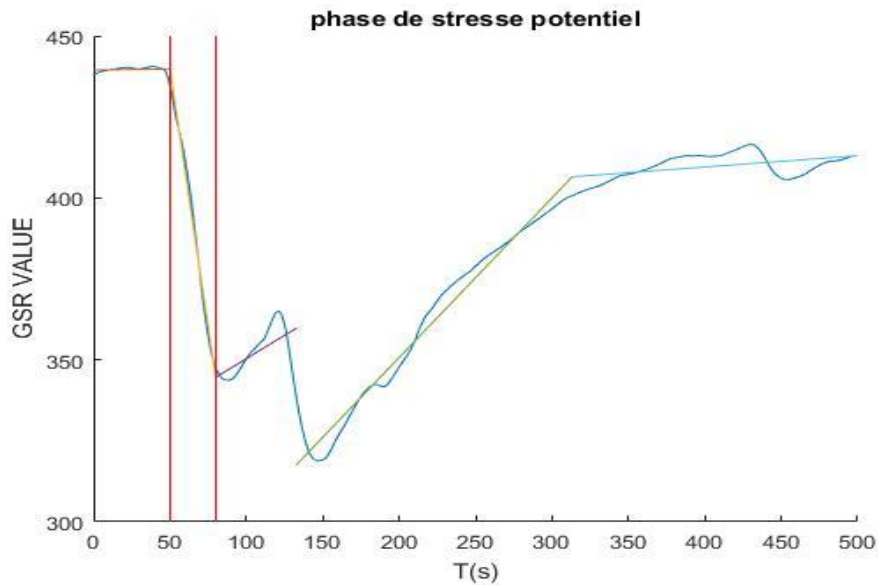


Figure (3.12) : signal du sujet_Beta avec les pentes et les intervalles

Chapitre III : Détection du stress et résultats

Message du résultat de la détection du stress :

```
Command Window
>> programmetraitementdusignal
  stresse supposé dans l'intervalle [50.1 80]
fx >>
```

➤ Patient_Alpha :

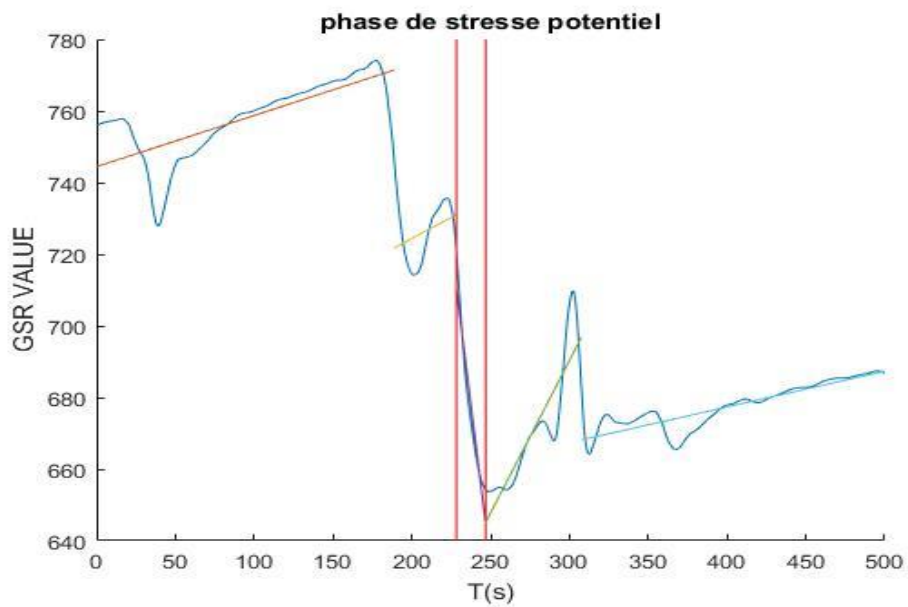


Figure (3.13) : signal du sujet_Alpha avec les pentes et les intervalles

Message du résultat de la détection du stress :

```
Command Window
>> programmetraitementdusignal
  stresse supposé dans l'intervalle [228.3 246.8]
fx >>
```

Chapitre III : Détection du stress et résultats

➤ Patient_Gamma :

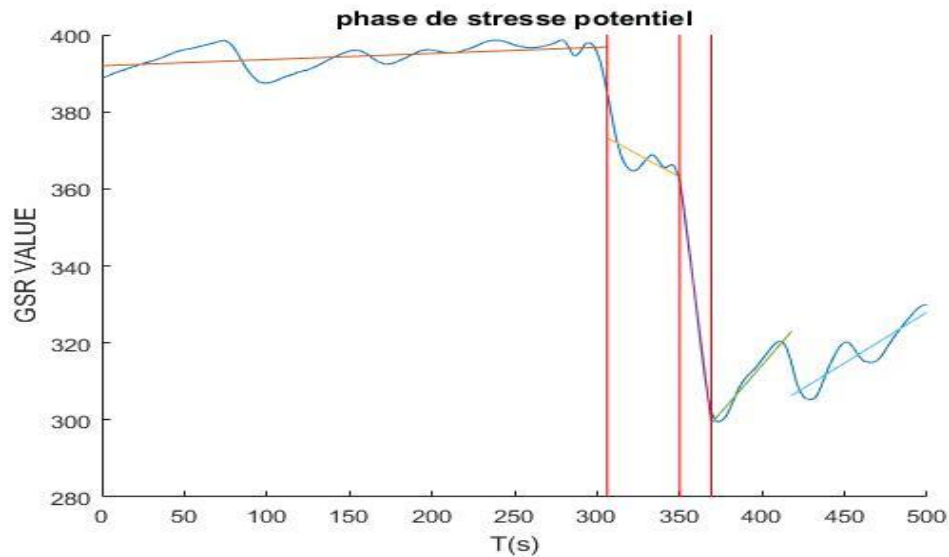


Figure (3.14) : signal du sujet_Gamma avec les pentes et les intervalles

Message du résultat de la détection du stress :

```
Command Window
>> programmetraitementdusignal
    stresse supposé dans l'intervalle [306.2 350.1]
    stresse supposé dans l'intervalle [350.1 369.3]
fx >>
```

Donc comme on l'aura vu dans cet ensemble de tests qu'on a fait sur ce groupe de personne le résultat diffère d'une personne à une autre et cela dépend des différents facteurs qu'on a cité dans les chapitre précédent néanmoins on a pu extraire les différentes phases de stress pour les trois signaux qu'on a étudié.

III. 6 Conclusion:

A travers ce chapitre un ensemble de tests ont été réalisés sur le programme développé. Ces tests faisant appel à différents patients d'âges, de sexe et de corpulence différents ont permis de montrer comment la GSR pouvait changer en fonction de ces critères et en fonction des conditions physiologiques et états psychologiques des sujets. Et aussi détermine la température cutanée moyenne chez ces mêmes sujets. Une remarque importante qu'on peut faire c'est l'apparition des pics pour des états physiques différents. L'augmentation et diminution soudaine de l'amplitude du signal GSR traduit et explique l'état de la personne qu'ilya derrière. Chaque phénomène présente un signal différent, une amplitude différente et aussi une température différente. Cette dernière qui change elle aussi lors du changement des états physiques.

Conclusion générale :

L'approche que nous avons adoptée pour mener cette étude est celle que doit adopter tout ingénieur

voulant développer un système. C'est ainsi qu'une étude théorique des grandeurs (signal GSR, température) a été menée en premier lieu, suivie par une description détaillée des différentes propositions de capteurs et électrodes de mise en forme pouvant être mise en œuvre pour détecter correctement ces grandeurs et enfin la réalisation d'un programme Matlab qui peut traiter n'importe quel signal GSR.

En fait, dans l'étude théorique que nous avons menée sur les grandeurs, différents aspects de psycho galvanique et de la manière avec laquelle le signal traduisant l'activité du système nerveux que représente le signal GSR est généré physiologiquement ou encore détecté à la surface de corps ont été présentés.

Après cette étude, nous avons souligné la méthode de mesure utilisée dans notre travail et nous avons proposé des méthodes de traitement et d'acquisitions de ce signal GSR et température. Cette étude était menée d'abord à travers une description détaillée des capteurs (ex : les électrodes), et leurs interfaces avec le milieu biologique pour un choix approprié des électrodes. Elle a été suivie d'une description aussi détaillée des artefacts et les différents filtres qui peuvent en remédier.

L'étape suivante était consacrée à l'étude du système de mesure. A travers cette dernière les deux aspects hardware et software ont été étudiés. En effet, du point de vue hardware, différents problèmes pratiques ont été étudiés en vue de concrétiser le dispositif. Ces problèmes pratiques nous ont permis d'élargir nos connaissances sur le fonctionnement de différentes parties du dispositif (capteur GSR, carte d'acquisition...) utilisé dans la réalisation de ce travail. Du point de vue software, le traitement de la grandeur GSR était limité à une visualisation sur le moniteur d'un PC, d'autres routines softwares mise en œuvre pour assurer le bon fonctionnement de la carte d'acquisition « ESP32 » ont été aussi étudiées.

La dernière étape de ce travail, était la réalisation d'un ensemble de tests sur trois personnes. Ces tests faisant appel à différents sujets d'âges, de sexe et de corpulence différents ont permis de montrer comment la GSR et la température peuvent changer en fonction de ces critères et en fonction des conditions physiologiques.

Comme perspectives et pour une meilleure détection du stress c'est d'établir un traitement informatique plus profond sur ce signal GSR, et une bonne précision de la température cutanée de coupler cette technique (détection de la réponse galvanique de la peau, et la température) à d'autres techniques comme la détection des phases de stress, diminution et augmentations de l'amplitude des signaux en question.