



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

Fellah Arbi Khadidja

**Réalisation d'un dispositif de mesure et
d'analyse de la réponse galvanique de la peau**

Soutenu le 23 juin 2013 devant le Jury

Mr	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	KERAI Salim	<i>MCCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	TAOULI Sid Ahmed	<i>MCCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Dédicaces

Je Dédie ce mémoire

A mes très très chers parents

A mes chères sœurs et mon cher frère

A tout la famille Fellah Arbi

A toutes mes copines

A tous mes amis

Remerciements

Je remercie le dieu le tout puissant de m'avoir donné le courage et la santé pour finir ce travail.

Je tiens à remercier **M^r Bereksi Reguig Fethi**, Professeur à l'université de Tlemcen, qui m'a encadré avec beaucoup d'efficacité et à été la source de précieux conseils et encouragements.

Je tiens à remercier les membres de jury qui m'ont fait l'honneur de participer à l'examen de ce travail.

Mes vifs remerciements à l'ensemble des membres du jury pour avoir été des bons enseignants, en particulier a son président **Mr.Kerai**.

Mes remerciement vont à tous ceux de prés ou de loin ont contribué à ce travail.

Résumé

La réaction électrodermale traduisant l'activité physiologique est une mesure facile à mettre en place et peu coûteuse aux regards des autres techniques existantes, Ces caractéristiques en font donc un outil d'analyse intéressant.

Dans ce travail nous avons étudié et réalisé un dispositif qui permet de mesurer cette réaction électrodermal. Ce dispositif électronique permet à l'aide de deux électrodes placées sur les phalanges des doigts de la main et de circuits électroniques de mise en forme pour détecter le signal de la réponse galvanique de la peau et de le visualiser sur le moniteur d'un PC.

En fait deux parties (hardware et software) constituant un tel dispositif sont étudiées pour mener à bien la réalisation de ce dispositif. La partie hardware qui concerne tous les circuits de détection, de mise en forme et d'acquisition. La partie software qui concerne le logiciel d'acquisition et de traitement du signal détecté. Les mesures de cette activité sont réalisées et interprétés sur différents sujets dans différentes conditions physiologiques.

Abstract :

The galvanic skin response reflecting the physiological activity is an easy measure to get implement and inexpensive compared to other techniques existing, these characteristics make her an interesting analysis tool.

In this work we have studied and realized a device for measuring the electrodermal reaction. This allows electronic device using two electrodes on the phalanges of the fingers of the hand and of electronic circuits forming the signal to detect the galvanic skin response and to visualize it on the PC monitor.

In fact two parts (hardware and software) constituting such a device are designed to carry out the realization of this device. The hardware part about all detection circuits, formatting and acquisition. The software part concerning the acquisition and processing of the detected signal software. The measures of this activity are made and interpreted on different subjects in different physiological conditions.

ملخص

ان قياس استجابة الجلد الجلفانية التي تعكس النشاط الفسيولوجي هي تقنية سهلة التنفيذ وغير مكلفة نظرا لغيرها من التقنيات الموجودة، وهذه الخصائص تجعل منها أداة تحليل مثيرة للاهتمام.

في هذا العمل قمنا بدرس وتركيب جهاز لقياس هذا الرد الفعل الكهربائي. استخدمنا في هذا الجهاز الالكتروني قطبين على السلاميات من أصابع اليد والدوائر الإلكترونية لنقل الإشارة التي تترجم استجابة الجلد الجلفانية وتصوير ذلك على شاشة الكمبيوتر

في الواقع أي جهاز يتكون من قسمين (الأجهزة والبرامج) ,قسم الاجهزة الذي يتكون من اجهزة الاستشعار و الدوائر الكهربائية المختلفة, قسم البرامج المستعمل لتصوير اشارة الكشف الناتج عن القسم الاول على شاشة الكمبيوتر و معالجتها

قياسات استجابة الجلد الجلفانية تم اخدها و معالجتها وتفسيرها في مختلف الظروف الفسيولوجية

Table de matière

Table de matière

Introduction générale	1
Chapitre 1: les bases sur Le phénomènes électrodermale	
• Introduction	3
1.1. Les émotions.....	3
1.2. Neurophysiologie des émotions.....	3
1.2.1. Le système limbique	4
1.2.2. Le système nerveux	4
1.2.2.1. Le système nerveux central.....	4
1.2.2.2. Le système nerveux périphérique.....	5
1.2.2.2.1. Le système nerveux Autonome (SNA).....	6
1.2.2.2.2. Le système nerveux sympathique et parasymphatique	6
a) Le système nerveux sympathique	7
b) Le système nerveux parasympathique	7
1.3. L'activité électrodermale.....	8
1.3.1. Définition.....	8
1.3.2. La découvert de l'activité électrodermale	9
1.3.3. Anatomie et physiologie	10
1.3.3.1. La peau	10
1.3.3.2. Glande sudoripares ou sudorales	11
1.4.1. Innervation périphérique sympathique	11
1.4.2. Contrôle central.....	12
1.5. La méthode de mesure.....	13
1.6.1. Quantification de l'activité électrodermale	13

Table de matière

1.6.2. Terminologie pour des phénomènes d'électrodermal	15
1.7. L'interprétation de la réponse galvanique de la peau	16
1.8. La bande passant d'une réponse électrodermal	17
1.9 Transformation de la réponse en potentiel à une réponse en conductance ou en résistance	17
• Conclusion	18
• BIBLIOGRAPHIE.....	19

Chapitre 2 : Le choix du circuit de mise en forme et les électrodes

• Introduction.....	22
2.1. Les différentes méthodes pour mesurer GSR.....	22
• Généralités.....	22
2.1.1 Méthodes de mesure.....	23
2.1.2 Les mesures en continu.....	24
a) Utilisation d'un courant continu.....	24
b) Utilisation d'une tension continue.....	25
b).1.proposition N°1.....	25
b).1.Circuit de Wristband	26
b).2.Circuit de truth meter.....	27
b).3.proposition N°4.....	28
2.2.1. L'importance des capteurs et des électrodes.....	29
2.2.2. Présentation des interfaces entre un électrode métallique et le milieu biologique	29
2.2.2.a) Les différents types de transfert.....	29
2.2.2.b) Modèle de l'interface électrode électrolyte.....	30
2.3. Le choix des électrodes	31

Table de matière

2.3.1. Les électrodes polarisées ou non polarisées.....	31
a) Les électrodes polarisées.....	32
b) Les électrodes non polarisées.....	32
2.3.2. La fabrication	33
2.3.3. La géométrie.....	33
2.4. Jonction peau électrolyte.....	33
2.4.1. Élément sensible.....	33
2.4.2. Electrolyte	34
2.4.3. Bouton de contact	34
2.4.4. Coupelle.....	34
2.4.5. Papier protecteur	34
2.4.6. Adhésif.....	34
2.4.7. Couvercle protecteur.....	35
• Conclusion sur le choix de nos électrodes.....	35
2.5. L'emplacement des électrodes	35
2.5.a) Utilisation du gel.....	36
2.6. Les sources de bruit qui influent sur notre réponse.....	37
• Conclusion.....	37
• B IBLIOGRAPHIE.....	38

Chapitre 3 : Développement et réalisation du système

• Introduction	39
3.1. Le schéma bloc de notre système	39
3.2. Les électrodes	40
3.3. L'étage de détection (un diviseur de tension) :.....	40
3.3.1. Buffering et filtrage.....	42

Table de matière

Généralité	42
3.3.2. Filtrage	42
a). Filtre passe bas et buffring	42
b). Filtre passe haut	44
3.4. Circuit d'amplification	44
3.5. Circuit offset : amplificateur en montage sommateur	45
3.6. L'alimentation	46
3-7. Carte d'acquisition	47
3.7.1 Présentation de la carte d'acquisition ARDUINO.....	48
Les avantages.....	49
3.7.2. Caractéristiques.....	49
3. 7.2.1 Microcontrôleur.....	49
3.7.2.2 Alimentation.....	50
3.7.2.3. Entrées/Sorties.....	50
3.7.3. Interface USB/Série.....	51
3.7.4 Logiciel.....	51
3.7.4.1. Moniteur sériel.....	53
3.7.4.2. Langage de programmation (machine).....	53
3.7.4.3. Structure d'un programme arduino	54
3.7.5. Programmation de l'arduino pour notre application	55
• Conclusion	56
• Bibliographie.....	57

Table de matière

Chapitre 4 : Résultats et interprétation

Introduction.....	58.
4.1 Mise en forme du logiciel d'acquisition, d'affichage et de détermination de la densité spectral du signal GSR	58
4.2 Mesures et interprétations	59
4.3 Tests et résultats	59
Conclusion	67
La manipulation de travaux pratique	68
Bibliographie	72
Conclusion générale	73
Résumé	75

Introduction générale

Introduction générale :

Depuis le début des études sur les émotions, plusieurs théories émotionnelles ont été énoncées. La plus ancienne, celle de 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 (Sandes et Scherer, 2009). 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 (Gil, 2009). 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 (Aue, 2009) 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 (Dawson et al, 2007). Ces glandes sécrètent de la sueur qui entraîne alors une variation de conductance cutanée (Sequeira et al, 2009)

Notre travail consiste alors à l'étude et la réalisation d'une plateforme permettant de relever cette activité électrodermale. Cette activité sera extraite à travers des électrodes convenablement disposées et des circuits électroniques de détection et de mise en forme du signal résultant connu par GSR (galvanic skin response). Pour expliquer notre réalisation le mémoire est rédigé en quatre chapitres :

Dans le chapitre 1, une présentation des différentes notions de base sur l'émotions, le système nerveux et la peau est faite. Aussi, nous définissons l'activité électrodermale du point de vue physiologique et du point de vue signal à travers son allure et ses caractéristiques.

Introduction générale

Dans le chapitre 2, On présentera une description relativement détaillée de quelques circuits de la littérature qui peuvent être utilisés pour détecter la GSR. Une description détaillée des électrodes et de leur interface avec le milieu biologique pour nous permettre de choisir le circuit et les électrodes convenable à notre mesure.

Le chapitre 3, est consacré à la description de notre réalisation. Cette description est faite sur tous les circuits électroniques entrant dans cette réalisation des électrodes, passant par le circuit de détection et de mise en forme, jusqu'à la carte d'acquisition.

Dans le chapitre 4, les différentes tests réalisés sur la plateforme développés sont présentés et évalués. Il s'agit de mesure des signaux GSR sur différents sujets d'âge, de sexe et de corpulences différents. Ces sujets se retrouvent dans différentes situations physiologiques. A ce niveau des interprétations des résultats sont faites sur respectivement l'évolution temporelle et fréquentielle (à travers une analyse spectrale) des signaux GSR relevés. Une manipulation de travaux pratiques est aussi proposée. Cette manipulation a pour but de permettre de comprendre l'activité électrodermale et comment elle peut être détectée.

Le document est finalisé par une conclusion.

Introduction :

La Réponse galvanique de la peau ou l'activité électrodermale est connue comme étant l'un des indices les plus sensibles de l'action d'excitants purement psychiques.

Ainsi, dans ce chapitre, on propose de décrire cette réponse à travers d'abord une description des émotions pour clarifier cette relation. Cette description est menée à travers la présentation du fonctionnement du système nerveux pour montrer comment l'activité électrodermale est influencée par les activités émotionnelles. Une étude simplifiée de la réponse galvanique en tant que signal et son interprétation est aussi présentée.

1-1 Les émotions :

L'émotion peut se définir comme la perception consciente d'un état somatique particulier, produit par l'activation de structures limbique spécifiques par des objets émotionnellement compétents provenant de l'environnement ou de milieu interne de l'organisme. Qui entraîneraient en retour une activation du système somatosensoriel, ce qui s'expliquerait par les effets périphériques ou physiques (**Lalanne,2005**). Parmi ces effets périphériques la variation de l'activité électrodermale qui se traduit par une variation de la réponse galvanique de la peau.

Elle peut aussi être définie comme un processus physio-psychologique de fort intensité en réaction à un stimulus ou un événement significatif. Elle dure quelques secondes à quelque minutes (**Ochs,2007**).

Les émotions sont en fait le résultat de l'interaction de facteurs subjectifs et objectifs, réalisés par le système neuronal ou endocrinien qui se manifeste par des ajustements physiologiques globaux comme les réactions neurophysiologiques dans le système nerveux (**rivière, 2003**). [8]

1-2 Neurophysiologie des émotions :**1-2-1 Le Système limbique :**

C'est une région de cerveau, constituée par la circonvolution du corps calleux (gyrus cingulaire) Associée à l'hippocampe. Il est constitué par l'ensemble de centres nerveux très profonds abondamment reliée entre eux. Mais aussi avec les aires corticales associatives, le thalamus, hypothalamus et les aires préfrontales (**physio,2004**). (**voir figure 1.1**)

Le rôle du système limbique est particulièrement important puisqu'il régule le fonctionnement de certaines viscères en ce qui concerne le métabolisme de la vie émotionnelle (**physio,2004**) .

Ainsi, il est responsable de l'organisation des comportements instinctifs fondamentaux et de l'expression des émotions et des motivations. [9]

Chez l'homme, les contrôles de haut niveau de l'activation physiologique reposeraient sur un réseau impliquant les cortex préfrontal et pariétal, ainsi que des structures limbiques (amygdale et hippocampe), avec une latéralisation droite (Critchley, 2002).[12]

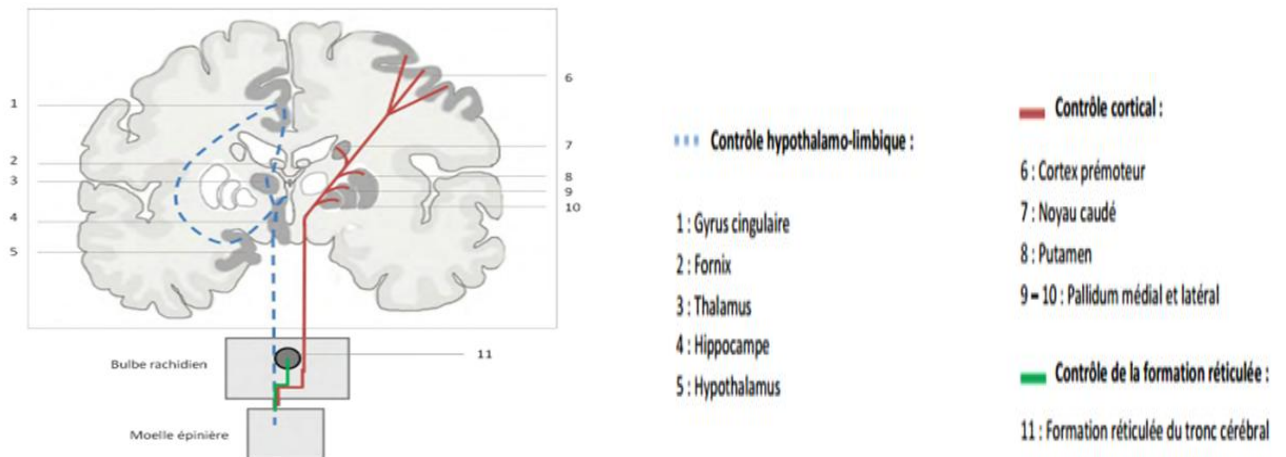


Figure 1-1 : Les trois voies de régulation de l'activité électrodermale (d'après Boucsein et al... 1992)

1-2-2 LE SYSTEME NERVEUX :

Le système nerveux est un système complexe composé de nerfs, de l'encéphale et de la moelle épinière. Il est responsable du traitement de l'information afin de faire réagir et de contrôler les autres parties du corps comme par exemple les organes (le cœur ou les poumons).

Dans la décomposition du système nerveux établie actuellement, on distingue deux grandes parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique: (voir figure 1.2 ci-dessous)[6]

1-2-2-1 Le système nerveux central :

Le système nerveux central coordonne l'activité de toutes les parties du corps. Il est composé par : l'encéphale, la moelle épinière et les nerfs crâniens I, II.

Le système nerveux central est composé des cellules nerveuses hautement spécialisées appelées neurones. Les cellules nerveuses établissent entre elles des connexions, les synapses

Des milliards de ces synapses contribuent au traitement d'un seul stimulus. Ceux-ci sont acheminés par des fibres afférentes de la moelle épinière jusqu'au cerveau. Les axones qui les constituent sont généralement entourés d'une substance blanche appelée gaine de myéline.[6]

Cette gaine est générée par des cellules de Schwann dans le système nerveux périphérique et par les oligodendrocytes dans le système nerveux central.

Le système périphérique est composé par : des neurones de type sensoriel ainsi que par de neurones qui établissent la connexion avec le système nerveux central. Lorsqu'un stimulus est produit, les neurones sensoriels communiquent l'information vers le système nerveux central qui agit ensuite sur les muscles et les organes.[6]

C'est-à-dire Les neurones sont les cellules qui permettent l'échange d'information entre les deux systèmes et dans les systèmes eux mêmes.

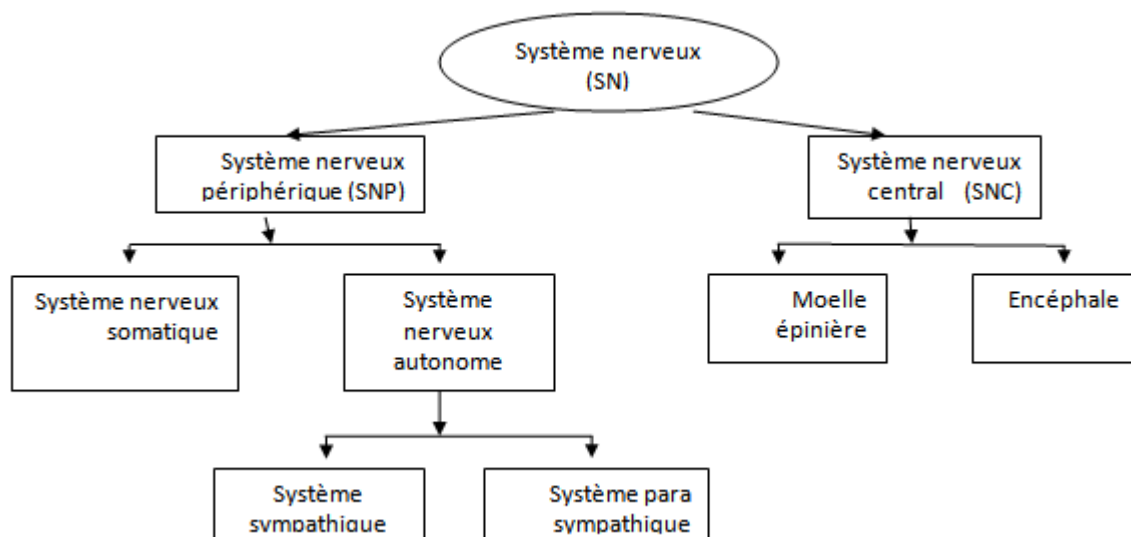


Figure 1-2 : configuration du système nerveux SN[14]

1-2-2-2 Le système nerveux périphérique :

La principale fonction du système nerveux périphérique est d'établir la connexion entre les organes et le système nerveux central. Il est formé par les ganglions et les nerfs afin d'assurer l'équilibre et la motricité. Le système nerveux périphérique est lui-même composé par :[6]

– **le 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 squelettique seulement)[2]

- le système nerveux autonome(SNA) : responsable des fonctions automatiques telles que la régulation de la fréquence cardiaque, la digestion, la sudation (neurones moteurs).[2]
- Le système nerveux entérique : contrôle les activités du système digestif pour l'activité motrice (péristaltisme et vomissements) ainsi que pour les sécrétions et la vascularisation [6]

1-2-2-2-1 Le système nerveux autonome (SNA) :

Le système nerveux autonome est une partie du système nerveux du corps humain dont la composition est d'une grande complexité, et dont le fonctionnement n'est pas encore totalement expliqué aujourd'hui. Une manière d'en aborder les principales fonctions est de se référer au concept d'homéostasie. Claude Bernard, à l'origine de ce terme, l'a défini comme étant la capacité que peut avoir un système quelconque à conserver son équilibre de fonctionnement quelles qu'en soient les contraintes extérieures ; capacité que l'on définit plus couramment comme étant le maintien de l'équilibre du milieu intérieur. Le système nerveux doit pouvoir répondre à un environnement externe dans lequel l'organisme est placé, ainsi qu'à un environnement interne dans lequel vivent les tissus

Le système nerveux autonome contrôle en effet les fonctions respiratoire, digestive et cardiovasculaire : il agit sur la motricité et les sécrétions viscérales, les glandes exocrines et endocrines et la vasomotricité. Son territoire moteur inclut l'ensemble des muscles lisses. Sur le plan sensoriel, il traite les informations en provenance de la sensibilité viscérale (pression sanguine, dilatation des intestins, etc.). Il est composé de voies afférentes (ganglions sensoriels crâniens) relayant les informations sensorielles, comme les mesures de la pression artérielle ou de la teneur en oxygène du sang. Ces informations convergent au niveau d'un centre intégrateur, le noyau du tractus solitaire, situé dans le système nerveux central. Celui-ci envoie des informations dans les voies efférentes pour modifier par exemple la dilatation des bronches ou la libération de sucs digestifs.

L'activité de cette partie du SNP est dite involontaire

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.

1-2-2-2-2 Les systèmes nerveux sympathique et parasympathique :

Sont souvent décrits comme des systèmes antagonistes (Figure 1. 3). Mais récemment, une forme de complémentarité a été découverte entre ces deux systèmes (l'objectif est toujours de maintenir un équilibre du milieu intérieur par la stimulation ou l'inhibition des organes à divers degrés). Le système sympathique demande souvent des réponses rapides

contrairement au système parasympathique. Le système sympathique est ainsi associé au "fight or flight" (lutte ou fuite) et le système parasympathique au "rest and digest" (repos).

Le système nerveux sympathique est associé à l'éveil, à la dépense d'énergie et à l'inhibition de la digestion. Les principales fonctions du SNS sont :

- la vasoconstriction périphérique,
- 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,
- la dilatation de la pupille.[5]

Le système nerveux sympathique a également des effets sur les cellules et certains organes grâce à l'action de substances fabriquées par lui-même, les neurotransmetteurs. Il s'agit des catécholamines

Ces neuromédiateurs ou neurotransmetteurs portent le nom de : Noradrénaline, Adrénaline, Acétylcholine. Sur le plan anatomique le système nerveux sympathique utilise deux neurones un neurone préganglionnaire dont le corps cellulaire est localisé dans la zone intermédiolatérale de la moelle épinière.

Ensuite ce neurone communique (par l'intermédiaire d'une synapse) avec un neurone postganglionnaire (le corps cellulaire se trouve dans un ganglion).[5]

Le système parasympathique a son origine dans les parties crâniennes (nerfs III, VII, IX et X) et sacrées de la moelle épinière. Il est responsable du ralentissement de la fréquence cardiaque (cardiomodérateur). Les principales fonctions du système parasympathique peuvent être résumées de la façon suivante :

- la dilatation des vaisseaux périphériques,
- la diminution du diamètre des bronches lorsque le besoin d'oxygène diminue,
- le ralentissement de la fréquence cardiaque,
- la constriction de la pupille.[5]

Bien que certaines pratiques, comme la méditation, sembleraient permettre un contrôle conscient sur les fonctions du système nerveux autonome, il n'en reste pas moins que pour la plupart des individus il fonctionne de manière automatique.

Une modification de l'activité du système nerveux autonome est donc le signe d'un changement de conditions dans l'environnement de l'organisme nécessitant une adaptation de ce dernier, et ce indépendamment de la volonté de la personne.

Cette dernière hypothèse résume les deux idées qui donnent leur pertinence à la détection et à la quantification de l'activité du système nerveux autonome :

- D'une part, le caractère automatique du fonctionnement du système nerveux autonome fait de la quantification de son activité une mesure objective ;

– D’autre part, une modification de cette activité, et donc une adaptation, est un signe de la présence d’une contrainte sur l’organisme, dont l’identification de la source va donner des informations précieuses pour le suivi de l’état de santé (contrainte organique, peut-être pathologique) ou de la réactivité émotionnelle (contrainte psychologique). [6]

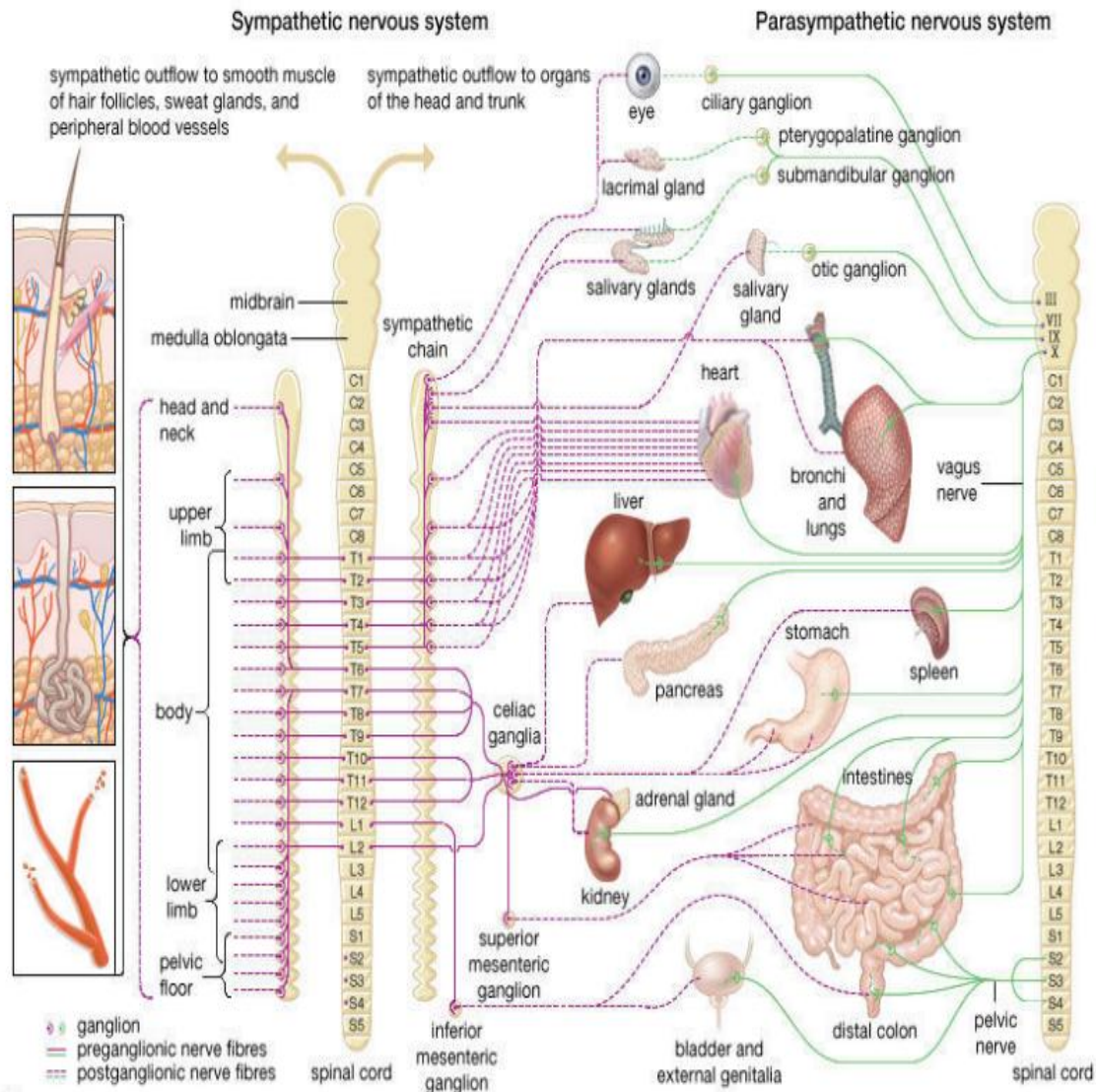


Figure 1-3 : Schéma de l’organisation du SNA. Les fibres orthosympathiques apparaissent en violet, et les fibres parasympathiques en vert. Les glandes sudoripares sont représentées sous forme de dessin, à gauche [3]

1-3 L’activité électrodermale :

1-3-1 Définition :

On définit l’activité électrodermale (EDA, electrodermal activity) de manière générale comme étant **l’activité électrique biologique enregistrée à la surface de la peau**. Cela correspond à la mesure par des capteurs non-invasifs de grandeurs électriques qui reflètent la manifestation de phénomènes biologiques se déroulant sous la peau et entraînant des

variations de ces grandeurs. Les paramètres liés à l'activité électrodermale font partie des variables physiologiques les plus répandues dans le domaine de la psychophysologie, à la fois pour l'étude des phénomènes mis en jeu mais aussi pour son interprétation clinique.[2]

Lorsque vous rencontrez un stimulus suscitant, comme une question suggestive, un bruit effrayant, ou même une pensée inquiétante, votre corps génère une variété de réponses psychophysiques.

L'une de ces micro-impulsions de sueurs libérées après une 1 à 2 secondes de retard à partir de glandes sudoripares apocrines qui sont liés aux systèmes d'éveil dans votre corps par l'intermédiaire d'adrénaline et d'autres hormones. La raison pour laquelle vos paumes pourraient transpirer pendant la parole en public ou une entrevue d'emploi, par exemple, est parce que votre esprit est en état d'alerte et chaque petit stimulus génère une de ces impulsions.[13]

Chaque impulsion de sueur augmente la conductance électrique de votre peau, et quand cette conductance est mesurée et liée à susciter des stimuli, elle est appelée réponse galvanique de la peau [2].

1-3-2 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 Féré dans le laboratoire du neurologue français Jean Charcot.

Féré a montré qu'en faisant passer un faible courant à travers des électrodes placées sur la surface de la peau (la surface antérieure d'un bras ou la jambe d'un sujet), il était possible de mesurer des chutes rapides de sa résistance en réponse à différents stimuli (visuels, auditifs, gustatifs, olfactifs, etc.) [Fere, 1888]. **Vigouroux** utilisa la valeur moyenne de la résistance chez des groupes de patients comme un indicateur de diagnostic clinique (études psychophysiques) [Vigouroux, 1888]. [2]

En 1935, **Wilhelm Reich** à l'Institut de psychologie, Université d'Oslo, a mené des expériences montrant l'existence d'une charge de bioélectrique.[5]

Peut-être sans surprise, le principe de la réponse galvanique de la peau a également été pris avec enthousiasme par **les criminologues**. Les forces de police du monde entier ont utilisé le "**détecteur de mensonge**" pendant de nombreuses décennies. Des tests au détecteur de mensonge polygraphiques cependant ne peuvent enregistrer que la présence d'une réaction émotionnelle, et n'inscrivent pas nécessairement une réaction susceptible d'être concluante (preuve à-dire de la culpabilité d'avoir commis un crime).

- **Féré et Tarchanoff** [Tarchanoff, 1890] 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 exosomatique ;
- L'enregistrement du potentiel électrique, qui lui ne met en jeu aucun courant externe, qualifié de méthode endosomatique.

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. [2]

1-3-3 Anatomie et phénomènes physiologiques

1-3-3-1 La peau :

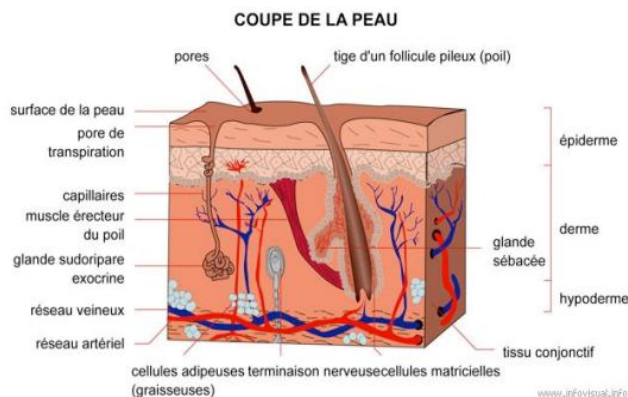


Figure 1-4 : l'anatomie de la peau[2]

La peau joue le rôle de barrière sélective dont la fonction est d'empêcher la pénétration de corps étrangers dans l'organisme et de faciliter selon les cas l'extraction de matériels depuis le flux sanguin jusqu'à l'extérieur du corps. Elle participe au maintien de l'équilibre du milieu intérieur par la limitation des pertes d'eau et la régulation de la température centrale, fonctions assurées par la vasoconstriction/dilatation et par des variations de la production de sueur. Comme souligné par Edelberg, il n'est pas surprenant qu'un organe assurant des fonctions si vitales et dynamiques reçoive sans cesse des signaux en provenance des centres de contrôle du cerveau. Edelberg suggère que nous "pouvons être attentifs à de tels signaux en profitant du fait que leur arrivée dans la peau est annoncée par des changements électriques mesurables que nous appelons activité électrodermale" [Edelberg, 1972]. [2]

1-3-3-2 Glandes sudorales ou sudoripares :

On rencontre deux types de glandes sudoripares dans le corps humain : les glandes eccrines, qui soulèvent un grand intérêt chez les psychophysiologistes, et les glandes apocrines, qui ont été relativement peu étudiées. La distinction entre ces deux types est habituellement fondée sur leur localisation et leur fonction [Robertshaw, 1991]. Les glandes sudoripares apocrines se situent principalement sous les aisselles et dans les zones génitales. Leur conduit excréteur débouche sur un follicule pileux. Les glandes eccrines, quant à elles, couvrent la plupart du corps et sont très denses sur la paume des mains et sous la plante des pieds. La fonction des glandes apocrines n'est pas encore très bien comprise, en partie à cause du rôle secondaire qu'elles jouent dans le domaine de la psychophysiologie. Aujourd'hui, leur réceptivité aux stimuli émotionnels, stressants, ou sexuellement excitants est toujours débattue [Shields et al., 1987].

À l'inverse des glandes apocrines, la compréhension de la fonction des glandes sudoripares eccrines est bien plus avancée. Par exemple, on sait que la fonction première de la plupart d'entre elles est la thermorégulation. Cependant, les glandes eccrines localisées sur les surfaces palmaires ou plantaires sont jugées comme étant plus impliquées dans l'expression du comportement que dans la régulation thermique [Edelberg, 1972], et on les suppose être plus réceptives à un fort stimulus émotionnel que thermique. 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 [Shields et al., 1987]. [2]

1-4-1 Innervation périphérique sympathique : Innervation des glandes sudoripares eccrines

EN 1981, Wallin a mesuré l'activité sympathique parallèlement à la réaction électrodermale et a montré une forte corrélation entre la présence d'une activité électrodermale et les décharges sympathique de système nerveux autonome (Critchley, 2002). En effet, les glandes sudoripares eccrines sont innervées par des nerons sudomoteurs pré-ganglionnaires dont le corps cellulaire est situé dans les ganglions de la chaîne latérale sympathique (Janig et Kummel, 1981). Ils sont sous l'influence directe des neurones sudomoteurs pré-ganglionnaires situés dans le noyau intermédiolatéral de la moelle épinière (Cabot, 1990). Ces neurones sont sous le contrôle des centres supraspinaux et principalement de la formation réticulée (Roy et al., 1974) eux-mêmes dépendant des structures cérébrales hautes [9]

1-4-2 Contrôle central :

La régulation de l'activité des glandes sudoripares eccrines dépend des voies de signalisation thermorégulatrices originaires de l'hypothalamus postérieur. Celui-ci envoie des projections ipsilatérales au tegmentum pontique puis aux noyaux médullaires réticulés du bulbe rachidien qui innervent à leur tour, les neurones sympathiques préganglionnaires. En effet, la stimulation artificielle de ces zones cérébrales entraîne une augmentation de la réponse électrodermale (Davidson et Koss, 1975) (voir figure 1.6 ci-dessous) [9]

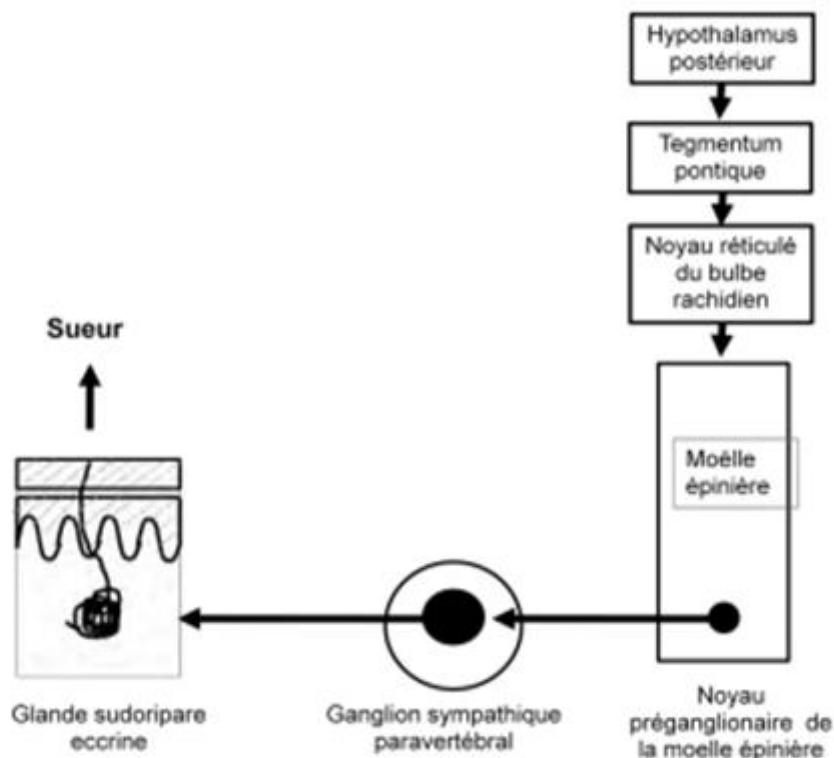


Figure 1-6 : voies de signalisation thermorégulatrices innervant les glandes sudoripares eccrines (d'après Critchley, 2002)).

Certaines réactions électrodermales peuvent refléter une activation de zones cérébrales. De nombreuses études ont été menées afin d'établir une corrélation entre la présence d'une activité électrodermale et l'activation de certaines zones cérébrales. Ainsi, le cortex préfrontal, le lobe pariétal, l'amygdale, l'hippocampe (Critchley, 2002). L'hypothalamus et les noyaux gris centraux seraient impliqués dans la présence de l'activité électrodermale [9]

1-5 La méthode de mesure :

Tel que cela était décrit plus haut, l'activité électrodermale peut être mesurée de deux façons : endosomatique et exosomatique.

Les mesures de type endosomatiques ne nécessitent pas l'application d'une source externe de tension car le potentiel électrique de la peau est prélevé directement donc on mesure un potentiel. Ce dernier est mesuré sur l'éminence hypothénar.

La mesure du potentiel cutané est très délicate car son amplitude est faible et il est très sensible aux perturbations extérieures.

Les mesures exosomatiques doivent appliquer un stimulus (tension ou courant) afin de réaliser l'acquisition du signal de résistance cutanée. Le type de stimulus peut être en DC ou AC (courant ou bien tension), mais la mesure en DC a été plus largement utilisée grâce à sa facilité d'implémentation.

De même, la mesure précise de la conductance de peau exige une attention particulière au type et l'emplacement des électrodes, des électrolytes utilisés, et des caractéristiques de l'instrumentation de mesure [2]

Nous nous sommes basés dans la réalisation de notre dispositif sur la méthode exosomatique pour mesurer la réponse galvanique de la peau en utilisant une source de tension en mode DC et des électrodes disposées sur les doigts.

1-6 Quantification de l'activité électrodermale :

AED dépend de la quantité de sueur sécrétée par les glandes sudoripares eccrines (200 glandes par cm²) principalement situées au niveau de la paume de la main et la plante des pieds (600/cm²) plus le front.

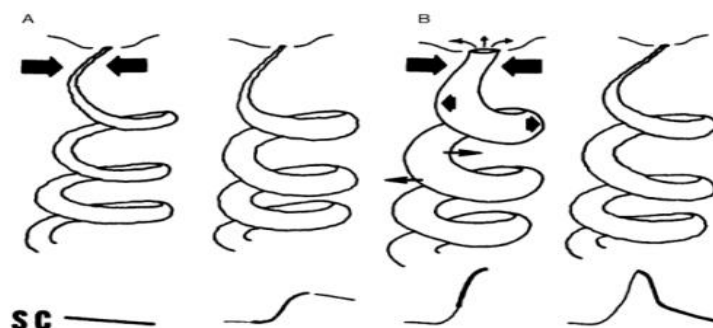


Figure 1-7 : le développement de signal GSR selon la sécrétion

De sueur

On distingue deux types de paramètres issus du signal de l'activité électrodermale: les paramètres phasiques, calculés à partir des caractéristiques du signal lors d'une réponse électrodermale (Figure 1.8), et les paramètres toniques, qui sont calculés sur des périodes de signal plus longues (de préférence sans la présence de stimulation).

C'est-à-dire :

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)

Phasic : réponse de l'organisme à une stimulation externe bien identifiée. Mesurée par les pics.

SCR = skin conductance response (RCP réponse de la conductance de la peau

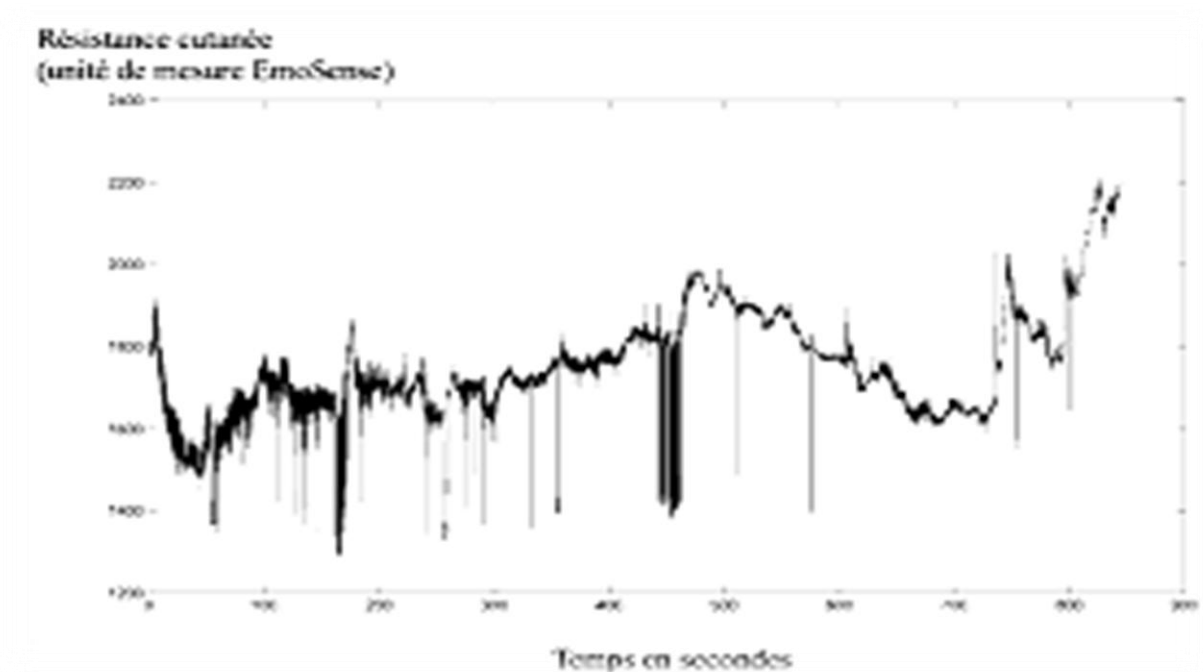


Figure 1-8 (a) : un schéma présente une réponse électrodermale sous forme une résistance

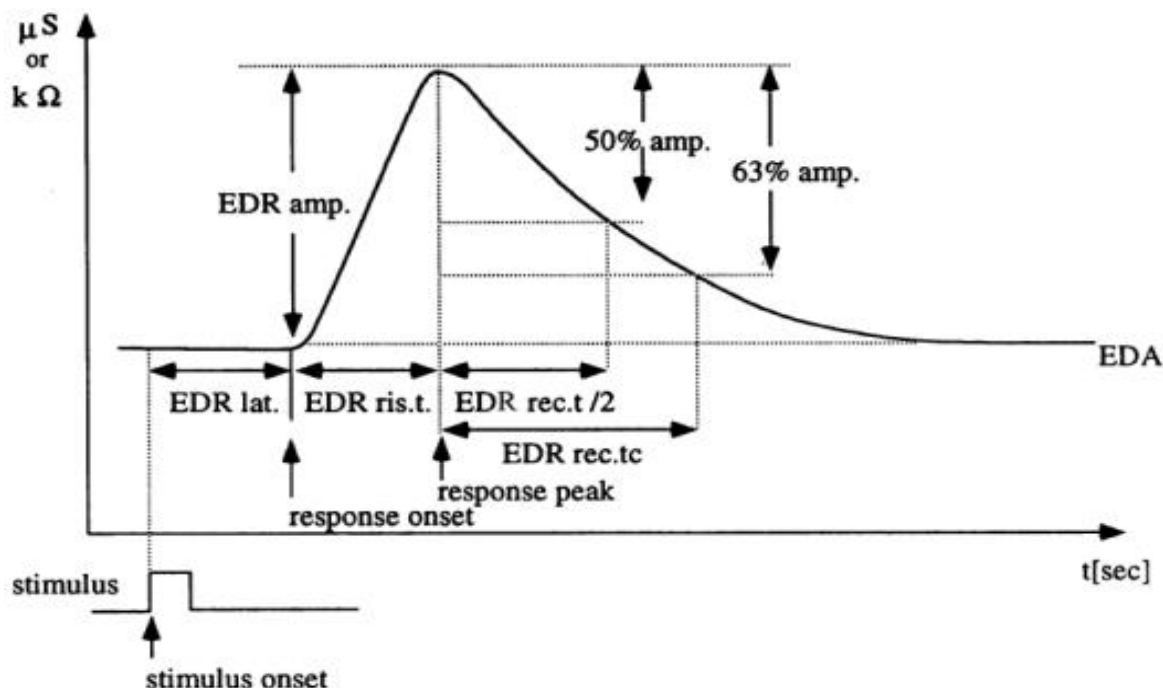


Figure 1-8 (b): Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse [15]

Elle ne présente pas des caractéristiques spectrales qui justifieraient l'emploi de procédures fréquentielles classiques comme des analyses du spectre de puissance [12].

Terminologie pour des phénomènes d'électrodermale :

Methods of recording	Endosomatic	Exosomatic			
Applied current		Direct current		Alternatin current	
Units	Skin potential	Skin resistance	Skin conductance	Skin impedance	Skin admittance
Abbreviations					
In general	SP	SR	SC	SZ	SY
Tonic(level)	SPL	SRL	SCL	SZS	SYL
Phasic(response)	SPR	SRR	SCR	SZR	SYR

Tableau 1.1 : Methods electrodermal recording,units of measurement and abbreviation in the corresponding classes of units [15]

Tel que cela est représenté sur la figure 1.8 ci-dessus, on distingue lors d'une réponse électrodermale différentes phases qui sont identifiées par :

EDR lat ou SCR lat. (skin conductance response latency) : lors d'une réponse provoquée par l'exposition du sujet un stimulus délibéré, la réponse est qualifiée de réponse orientée. Ce paramètre représente le délai entre le stimulus et l'établissement de la

réponse électrodermale (ce paramètre ne s'applique que dans le cas d'une réponse orientée).

EDR amp ou SCR amp. (skin conductance response amplitude) : amplitude de la variation de conductance mesurée entre la valeur à l'établissement de la réponse et la valeur atteinte au maximum de la réponse (appelée "pic" de la réponse).

EDR ris.t ou SCR ris. t. (skin conductance response rise time) : temps de montée de la réponse mesuré entre l'instant d'établissement de la réponse et l'instant du pic de la réponse.

EDR rec._{1/2} ou SCR rec._{1/2} (skin conductance response half time value of the recovery time) : délai entre l'instant de pic de la réponse et l'instant où le signal est redescendu de 50% de l'amplitude de la variation mesurée lors de la montée

SCL (skin conductance level) : valeur moyenne du signal de conductance, généralement mesurée sur des périodes dépourvues de réponses phasiques.

NS.SCR freq. (frequency of non-specific skin conductance responses) : fréquence d'apparition des réponses phasiques non-orientées (c.-à-d. non délibérément provoquées), exprimée usuellement en nombre de réponses par minute. Bien que ce paramètre soit basé sur la détection des réponses phasiques, il est néanmoins considéré comme un paramètre tonique de l'activité électrodermale.

NS.SCR amp. sum (sum of nonspecific skin conductance responses amplitudes) : somme des amplitudes de réponses phasiques non-orientées, calculée sur une période donnée.

[2]

1-7 Interprétation de la réponse galvanique de la peau :

L'interprétation de l'EDA est à la base de recherches sur l'évaluation de l'attention, du traitement de l'information et des émotions jusqu'à une recherche clinique plus approfondie pour l'examen de prédicateurs et/ou de corrélateurs de comportements normaux ou anormaux. L'application de la mesure de l'EDA à une large variété de problèmes est probablement due en grande partie à la relative simplicité de sa mesure et de sa quantification, ajoutée à son étonnante sensibilité aux états ainsi qu'aux processus psychologiques.

- on en a observé aussi chez des enfants de trois mois et chez des animaux décrébrés¹. On a constaté que la résistance de la peau s'élevait durant le sommeil, sous anesthésie légère, qu'elle était forte chez le nouveau-né.[1]
- A partir d'un niveau de base propre à l'individu, une augmentation du niveau reflète une activation ou une attention/préparation à l'action. Cela peut révéler un stress, un intérêt particulier, une excitation ou toute autre activité liée aux émotions ou à la cognition.

- Un niveau bas = relaxation, défaut d'activation, qui peut être positif (calme) ou mauvais (désengagement, ennui)
- Bien que mentionner rarement, l'importance de la réponse de résistance de peau est considérablement affectée par la température.
- Mulsby et Edelberg ont rapporté que le changement de résistance a diminué environ de 5 % pour une réduction de la température par degré Celsius.
- La recherche de biofeedback a montré que les techniques de méditation et de relaxation provoquent un plus grand degré de résistance, alors que le stress et les émotions désagréables montrent une diminution de la résistance au cours de ces pratiques. [10]
- Orientation de l'attention : provoque un abaissement des seuils sensoriels, une désynchronisation du signal électroencéphalographique, ainsi que des changements végétatifs dont une réponse électrodermale [12]

1-8 La bande passante d'une réponse électrodermale :

[Boucsein, 1992] ont montré que la bande de fréquence décrivant le niveau tonique et phasique du signal de résistance ou de conductance de peau se situe de 0.05Hz à 5Hz.

1-9 Transformation de la réponse en potentiel à une réponse en conductance et en résistance :

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 kΩ (kilo-Ohm), soit en conductance généralement exprimée en μS (micro-Siemens). En effet, la mesure en conductance s'exprime par :

$$G = I / V$$

- On peut donc exprimer l'activité électrodermale en l'une ou l'autre de ces unités par la relation :

$$R = 1/G$$

- L'utilisation d'une méthode ou de l'autre ainsi que les deux unités d'expression ont chacune leurs avantages et leurs inconvénients, mais il est important de ne pas attribuer l'effet de la méthode au choix de l'unité, et inversement. [2]

Conclusion :

A travers ce chapitre une description de l'activité électrodermale a été faite. Ainsi, à travers une description du système nerveux, la structure de la peau et des glandes sudoripares on a établi le phénomène qui met en exergue la réponse électrodermale. Cette réponse était définie et décrite à travers sa représentation sous forme d'un signal et la manière avec laquelle il peut être détecté.

BIBLIOGRAPHIE :

[1]Cardu B.Facteurs physiques et facteurs psychique de la réponse galvanique de la peau.in :l'année psychologique.1954 vol.54,n°2.pp.345-356.Document généré le 23/09/2015. Travail du Laboratoire de Psychologie pédagogique de l'Université de Louvain

[2]Bertrand Massot. Conception, réalisation de capteurs non-invasifs ambulatoires et d'exocapteurs embarqués pour l'étude et le suivi de la réactivité émotionnelle. Autre. INSA de Lyon, 2011. Français. <NNT : 2011ISAL0148>.

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

[4]Evelyne CHAPTAS.DESS en INFORMATIQUE DOCUMENTAIRE .Rapport de recherche bibliographique .Estimation de la reponse emotionnelle.Année 1995-1996.Université de Claude bernad lyon 1

[5]Benghenia Hadj Abd EL Kader et Larbi Mohamed.projet fin d'étude pour l'obtention du diplôme d'ingenieur d'etat en électronique biomédicale.thème <<Etude et réalisation d'un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau >>.2009.

[6]Ronald Nocua. Conception et développement d'un système ambulatoire pour la mesure del'activité du Système Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées a domicile. Ingénierie biomédicale. Université de Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français.

[7]UE 7 Psychologie cognitive: outils, méthodes et analyses 3. Caractérisation des états psychologiques à l'aide d'indicateurs physiologiques .Laurent Sparrow – SCALab – Université de Lille <http://ureca.recherche.univ-lille3.fr/sparrow/>

[8]Benmoulai Hadj Mohamed et Gouzi Khadidja :<<Etude et réalisation d'un électrocardiographe>> mémoire d'ingénieur en électronique biomédicale.universitéAnou Baker Blkaid,Tlemcen.2006-2007.

[9] Midoli CLOCHARD Synthèse Bibliographique en Biologie et Biotechnologies <<L'activité électrodermale, technique pertinente pour l'évaluation des émotions ?>>, Master 2 Biologie Gestion 2010-2011

[10] Rapport de travail écrit personnel présenté par Michel GROPPÉLIN <<intérêts et fonctionnement de biofeedback GSR>> étudiant en 3ème année de Kinésithérapie en vue de l'obtention du Diplôme d'état de Masseur-Kinésithérapeute 2001-2002.

[11] <http://www.sevensigma.info/articles/1gsr.html>

[12] Antoine CLARION, RECHERCHE D'INDICATEURS ÉLECTRODERMAUX POUR L'ANALYSE DE LA CHARGE MENTALE EN CONDUITE AUTOMOBILE. L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1(2006)

[13] <http://makezine.com/projects/the-truth-meter-2/>

[14] <https://www.google.dz/webhp?sourceid=chrome-instant&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=anatomie+syst%C3%A8me+nerveux+pdf>

[15] UE 7 Psychologie cognitive : outils, méthodes et analyses 3 .Caractérisation des états psychologiques à l'aide d'indicateurs physiologiques .Laurent Sparrow- SCALab-Université de Lille.<http://ureca.recherche.univ-lille3.fr/sparrow/>.

[16][Boucsein W.1992.]Electrodermal activity.New York :Plenum Press

[17][Crithchley HD .2002].Electrodermal responses :what happens in the brain.Neuroscientist.8

[18][Lalanne ,2005] C. Lalanne « la cognition : l'approche des Neurosciences Cognitives .Rapport, Département d'informatique, université René Descartes, Paris .France 2005 P : 26-28.

[19][Ochs,2007]M.Ochs « Modélisation,formation et mise en œuvre d'un agent rationnel dialogue émotif empathique « Thèse en doctorat d'informatique .Université de paris.France.2007 .P :17-21,

[20][Physio,2004] Physiologie humaine groupes médicale ,2 ème édition scherwood,2004.P :124 .

[21][Rivière ,2003] A.Rivière ,B.Godet L'affective Computing :Role adaptatife des émotions dans l'intéraction Homme-Machine Rapport, université Charles de Gaulle, Lille, France 2003.P :9-12.

[22]R.Edelberg..Methode in psychophysiologie.C.C.Brown.1967.ch.Electrical proprties of the skin .P :1-53

[23]Roy W.Bouscien D,Fowles C,Gruselier JH (Eds).1947.Progress in Electrodermal Pesearch.New York :Plenum Press .P :7-29

[24][Janig W,Kummel H.1981].Organization of the sympathetic innervation suppling the hairless skin of the cat's paw.J .Auton.Nerv.Syst.P :215-230

[25][Cabot JB .1990].Sympathetic preganglionic neurons : cytoarchitecture, Ultrastructure, and biophysical propreties . In : Loewly, A.D , Spyer, K.M. (Eds), Central Regulation of autonomic Functions.Oxford university Press, Oxford, P :44-67.

[26][Davidson MA,Koss MC.1975].Brainstem loci for activation of electrodermal response in the cat ?Am J physiol.P :229

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 du niveau de stress ou la reconnaissance des émotions qui peuvent être étudiées à travers l'activité Electrodermale traduite à travers la réponse galvanique de la peau (GSR : galvanic skin response). Alors, comment pouvons-nous mesurer 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 décrire et étudier les différentes configurations qui sont utilisées pour correctement détecter ce signal pour que par la suite il puisse 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.

2-1 Les différentes méthodes pour mesurer GSR :

- **Généralités :**

Si vous avez un multimètre DMM à portée de main, vous pouvez mesurer la résistance entre deux doigts en appuyant sur une sonde contre chaque doigt. La gamme de la résistance de la peau est généralement 50k à 10M Ohm (par Sean Montgomery). Ainsi 50k Ω correspond à 20 μS (micro Siemens) et 10M Ω correspond à 0,1 μS [5].

Cependant, si l'on regarde simplement à la résistance de la peau sur une DMM, alors il sera très difficile de déterminer quand la peau réagit aux changements émotionnels. Ainsi, un circuit est nécessaire, ce qui va produire une tension de sortie proportionnelle à la variation de la résistance de la peau. Le circuit doit permettre en plus de la détection de filtrer le bruit et amplifier le signal GSR. Cette tension de sortie peut alors être digitalisée et acquise sur un PC pour un traitement numérique ultérieur et une analyse de sa variabilité.

2-1-1 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.

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 [2]
- 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).

Les mesures en grandeurs alternatives ont été très peu étudiées avant la fin du vingtième siècle, notamment à cause de la complexité des circuits mis en jeu, l’activité électrodermale se voulant être un signal simple à enregistrer et à analyser. [2]

L’application à l’étude de l’activité électrodermale en particulier n’a été reprise que beaucoup plus récemment [Tronstad et al., 2008, Grimnes et al., 2010]. Pourtant, l’avantage des mesures en alternatif est avant tout l’accès aux grandeurs capacitatives de la peau.

En effet, la mesure continue permet d’exprimer les grandeurs réelles de résistance (R) ou de conductance (G), alors que la mesure d’impédance (Z) comporte à la fois la grandeur de résistance (R) et de réactance (X) :

$$Z = R + iX \text{ (1.4)(1)}$$

Tandis que la mesure d’admittance (Y, l’inverse de l’impédance), permet d’exprimer l’impédance sous la forme de la conductance (G) et de la susceptance (B) :

$$Y = G + iB \text{ (1.5)(2)}$$

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. [2]

2-1-2 Les mesures en continu :

a) Utilisation d’un courant continu :

On mesure entre deux électrodes la différence de potentiel résultant de l’injection d’un courant constant ; ainsi la tension mesurée est une image de la résistance de la peau au regard de la loi d’Ohm.

Selon Edelberg, un courant injecté d’au maximum $10 \mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$ est conseillé [Edelberg, 1967]. Une source de courant est réalisée selon la description donnée par Dave Van Ess à partir

d'un amplificateur différentiel (DIFFAMP) à gain unitaire, dont la référence analogique V_{ref} est fixée à $AGND = V_{DD}/2$ (voir figure 2.1 ci-dessous)

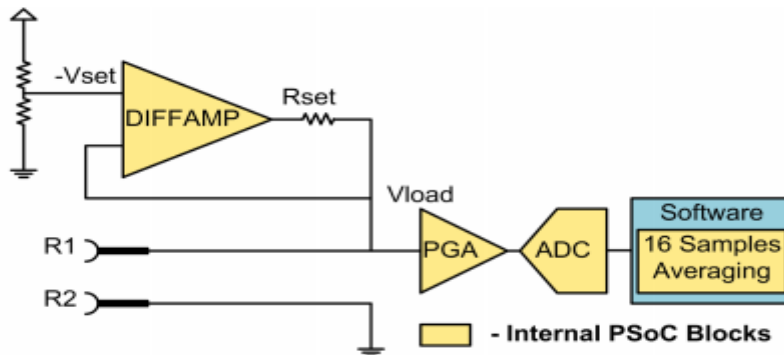


Figure 2-1 : Diagramme fonctionnel de la mesure de la résistance électrique cutanée

[Van Ess, 2002]. De cette manière la chute de tension aux bornes de la résistance de réglage R_{set} est constante fixant ainsi le courant la traversant. En supposant les amplificateurs opérationnels idéaux, i.e. une impédance d'entrée infinie et une impédance de sortie nulle, le courant traversant R_{set} est strictement égal à celui traversant la résistance de la peau.

Avec $V_{set} = -0,917\text{ V}$, $V_{ref} = 1,650\text{ V}$ et $R_{set} = 330\text{ k}\Omega$, on obtient $I_{set} = 2,13\text{ }\mu\text{A}$. Les électrodes utilisées pour la mesure de la résistance électrique cutanée sont des disques Ag/AgCl de 0,8 cm de diamètre (i.e. une surface de 0,5cm²) conduisant à une densité de courant de 4,24 $\mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2}$, valeur en accord avec la limite donnée par Edelberg.

Une pastille d'hydrogel est placée entre la peau et l'électrode pour améliorer le contact (en évitant les variations de la surface et de la qualité de contact) et pour empêcher l'accumulation progressive de la sueur de la peau [McAdams, 2006]

b) La mesure en tension continu :

1ere proposition :

On mesure entre les deux électrodes la différence de potentiel résulte de l'injection d'une tension continu de 0.5 v.

Le schéma bloc de ce circuit est présenté comme suivant :

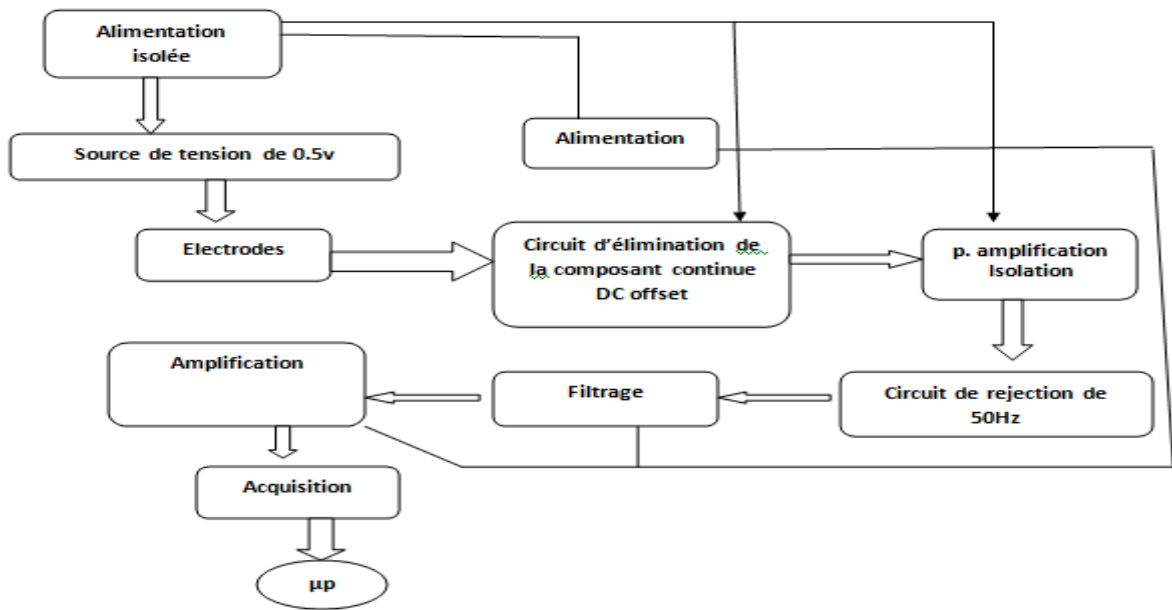


Figure 2-3 : schéma bloc d'un dispositif de mesure de la résistance galvanique de la peau.

La méthode utilisée dans ce travail pour mesurer la réponse galvanique de la peau c'est la méthode endosomatique de Tarchanoff en 1889. La tension appliquée est limitée à 0.5v qui va créer une chute de tension indiquée par la loi d'Ohm $SC = 1/SR$

Après une étude faite par Tarchanoff et les différents laboratoires aujourd'hui. Les valeurs de la conductibilité de la peau sont censées être seulement linéaires quand les tensions appliquées sont au-dessous de 0.5 v [7]

b) 1 – circuit de Wristband (voir figure 2.2 ci-dessous) [4] :

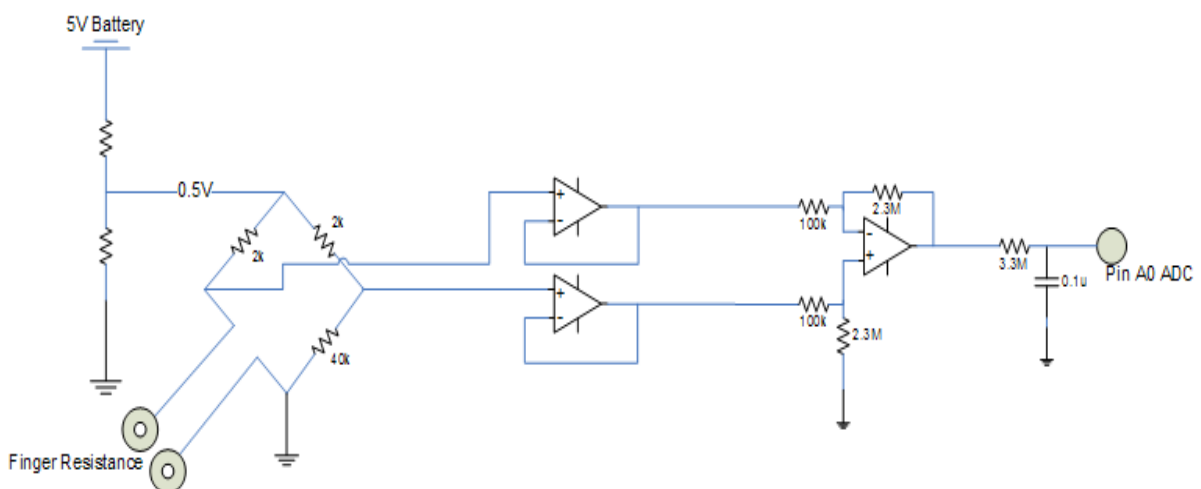


Figure 2-3 :circuit de Wristband

Un pont de Wheatstone est mis en œuvre pour mesurer la conductance de la peau. La tension aux bornes du pont peut être utilisée pour extrapoler la conductivité de la peau en liant la tension aux deux extrémités du pont à un suiveur de tension et ensuite dans un amplificateur différentiel. La sortie de l'amplificateur différentiel est alimentée dans un filtre passe-bas de fréquence de coupure de 0,5 Hz, et ensuite dans PortA0, pour être digitalisée. Les amplificateurs utilisés dans cette configuration sont les LMC7111 qui présentent les caractéristiques suivantes :

Une tension d'alimentation de 2V .5V et 10V

Une mode de rejection élevé

Un courant d'alimentation de 25 microA a 5v

Similaire que LMC6426

c) 2- Circuit compteur de vérité « Truth Meter circuit » (voir figure 2.4 ci-dessous):[5]

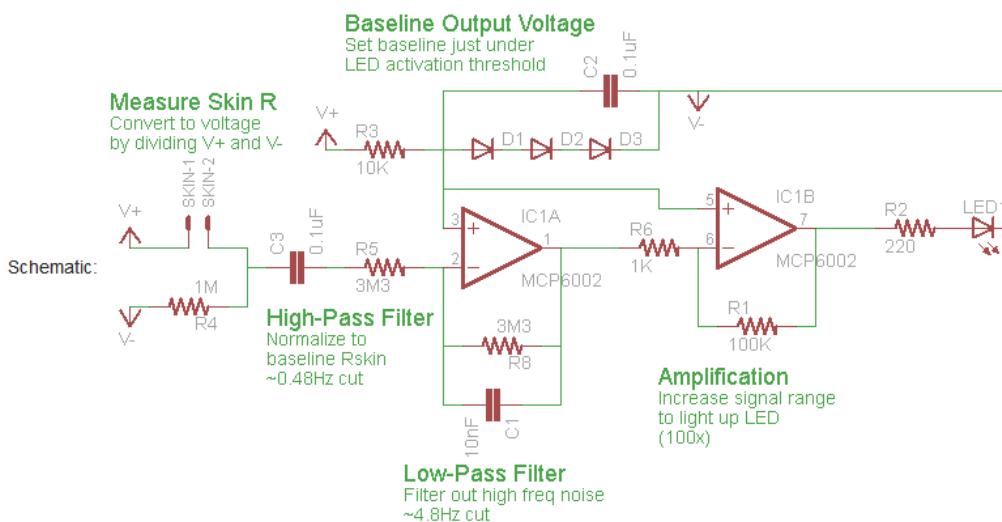


Figure 2-4 :circuit de Truth Meter

Ce circuit a été développé par Sean pour une version antérieure de son projet Vérité Wristband. Ce circuit, appelé compteur de vérité, est utilisé à la matrice en tant que biocapteur GSR prototype car il produit une sortie analogique simple qui est déjà filtrée.

- Donc ce circuit n'est qu'un détecteur de mensonges et sa réponse n'est pas toujours correcte parce qu'elle a le fonctionnement d'un compteur telle que notre résistance galvanique est une réponse dynamique sa variété peut être entre les dizaines de millisecondes.

d) Proposition N°4:

C'est une variante du circuit décrit ci-dessus. En fait, les électrodes disposées sur les doigts sont alimentées par une tension différentielle ($V+$ et $V-$) constante. La différence de potentiel aux bornes de ces électrodes est détectée à travers un amplificateur monté en différentiel dont la bande passante est limitée pour garantir un filtrage du signal détecté (voir figure 2.5). C'est la configuration du circuit qui est utilisée pour cette réalisation. Le circuit sera décrit plus en détail dans le chapitre qui va suivre.

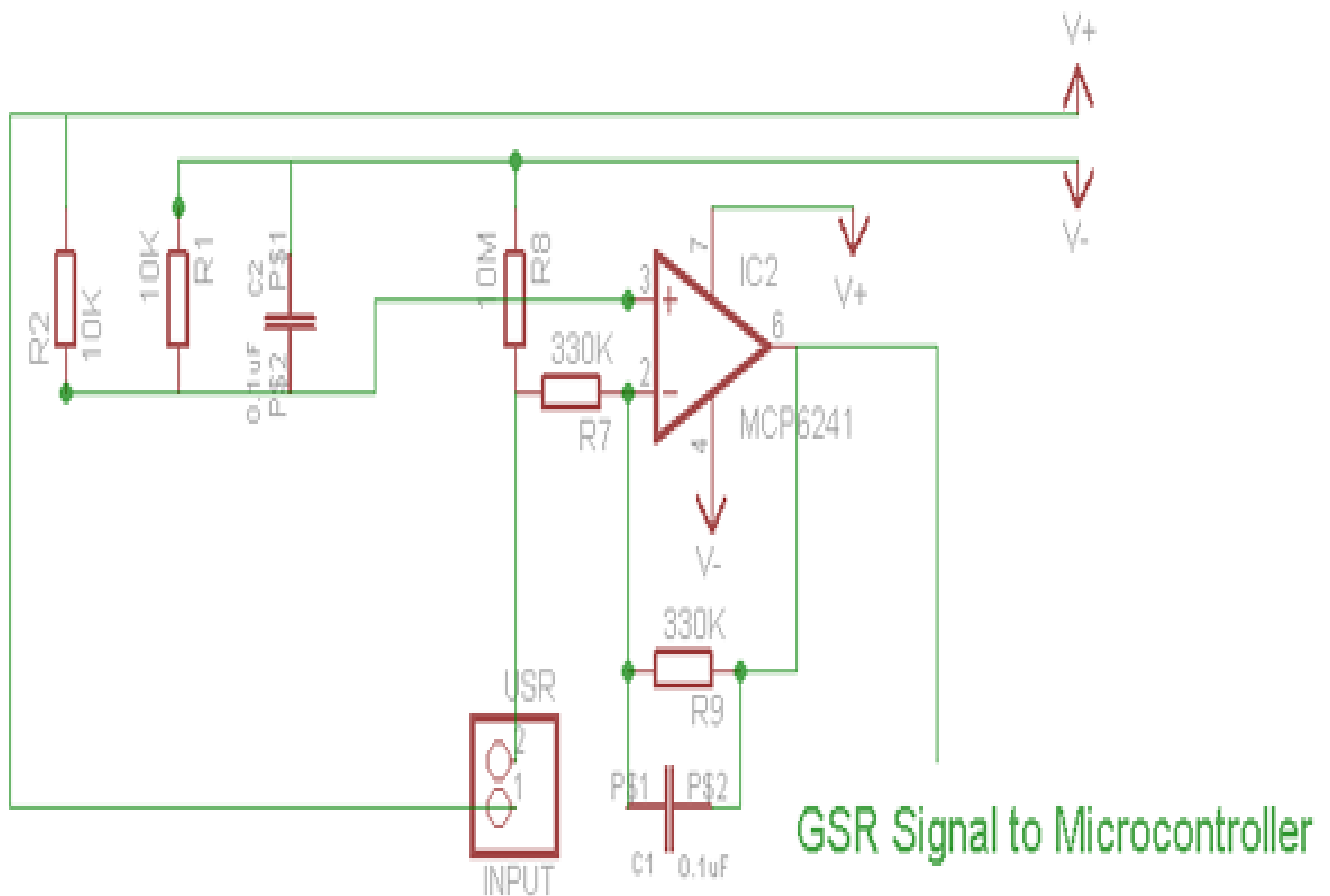


Figure 2-5 : 1^{er} étage de notre circuit de détection du signal GSR

2-2-1 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. La figure 2.6 ci-dessous illustre la disposition des électrodes dans cette application.



Figure 2-6 : les électrodes utilisés et leurs emplacements

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. [3]

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

2-2-2 Présentation des interfaces entre une électrode métallique et le milieu biologique :

L'objectif de ce paragraphe est de présenter brièvement les phénomènes physiques qui se produisent à l'interface entre une électrode métallique et un électrolyte biologique.

2-2-2-a Les différents types de transfert de charge :

On a un transfert de charge dès que l'on déséquilibre le système électrochimique à l'interface :

- Soit parce qu'on a modifié un des paramètres de l'équilibre (température concentration des espèces ioniques), ce qui a pour effet de faire varier le potentiel d'électrode jusqu'à établissement d'un autre à l'équilibre.
- Soit parce qu'on a imposé une surtension à l'électrode par rapport au potentiel d'électrode à l'équilibre (simulation positive ou négative en tension ou courant), ce qui a pour effet de modifier la concentration des espèces à proximité de l'électrode et de déplacer l'équilibre dans le sens de la réduction ou de l'oxydation .

Il existe deux principaux mécanismes de transfert de charge. Le premier est de nature capacitive : le transfert de charges a lieu au niveau de la double couche inter-faciale par déplacement des charges (accumulation ou déplétion)

Le deuxième est de nature faradique : électrochimie d'oxydo-réduction entre le matériau d'électrode et les ions en solution. Ces réactions sont soit réversibles ou pas selon que le produit de réaction reste à proximité de l'interface, s'en échappe, ou disparaisse comme c'est le cas lors de l'électrolyse de l'eau (d'engagement d'O₂). Les réactions irréversibles affectent de manière irrémédiable la composition de milieu et ou le matériau [6]

2-2-2-b Modèle de l'interface électrode électrolyte :

Il existe de nombreux modèles de l'interface entre l'électrode et l'électrolyte mise en jeu dans le cas de mesures biologiques. Un modèle simple de l'impédance inter-faciale qui permet d'introduire les transferts de charges évoqués précédemment consiste à représenter la capacité de double couche C_{dl} rendant compte des transferts capacitifs, en parallèle avec une résistance de transfert de charge R qui rend compte des transferts faradiques lors de réaction d'oxydoréduction. L'ordre de grandeur des capacités de double couche électrochimique et en solution aqueuse est de 5 à 50 micro F .cm². Une résistance série R_m qui représente la résistivité du milieu conducteur extracellulaire vient s'ajouter en série avec ce circuit (voir figure 2.7 ci-dessous). Dans le cas où deux électrodes sont plongées dans le même milieu on observe un potentiel électrochimique égale à la différence des potentiels de demi cellule de chaque électrode. Si les matériaux des électrodes sont identiques et les interfaces soumises aux mêmes conditions, le potentiel électrochimique est en théorie nul.[6]

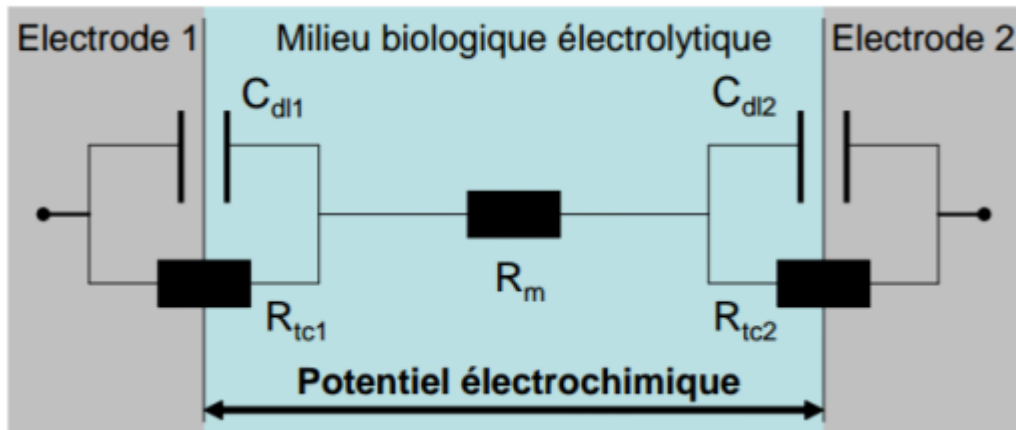


Figure 2-7 : Modèle électrique simplifié des interfaces entre deux électrodes plongées dans un milieu biologique.[6]

Ce modèle simplifié permet de représenter les phénomènes de transfert de charge aux interfaces mais ne rend pas compte de la complexité des phénomènes réellement mis en jeu à l'interface. En effet, ces phénomènes sont en général non linéaires, et il n'existe pas par exemple de modèle valide pour représenter l'interface lors de la stimulation.

L'impédance de l'interface entre une électrode et l'électrolyte dépend de nombreux paramètres tels que :

- Le type de matériau
- La composition de l'électrolyte et de type d'interaction possible à l'interface
- La fréquence et la densité du courant qui la traverse
- L'aire de la surface de contact
- Ainsi que les conditions thermodynamique (température, circulation des fluides)[6]

2-3 Choix des électrodes :

Le critère de choix des électrodes, en plus de ce qui a été décrit plus haut sur l'interaction milieu biologique–électrode est alors basé principalement sur :

La polarisation, La fabrication et La géométrie des électrodes

2-3-1 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.[6]

a) Les électrodes polarisées :

Les systèmes polarisables sont des ensembles électrode-électrolyte pour lesquels, il n'existe pas de réaction d'oxydoréduction pour une large plage de surtension limitée 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 plus part 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 fixé 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 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)[6]

b) 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 l'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.[6]

2-3-2 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 comparées à celles qui sont faites à base des métaux standards (cuivre, argent, tungstène...).

2-3-3 La géométrie :

Elle est déterminée selon la région du corps où elle sera installée et bien sûr selon son activité initiale.

On considère que pour une bonne prise d'information il faut que la résistance de contact entre l'électrode et la peau soit la plus faible possible, alors on utilise une électrode de faible surface et donc une plus grande précision de positionnement.

Les électrodes utilisées sont solidaires d'un anneau autocollant et parfois munies d'une languette

2-4 Jonction peau-électrolyte :[7]

Ceci est difficile à améliorer pour les constructeurs dans la mesure où ils peuvent uniquement avoir des actions sur l'électrolyte.

2-4-1 Élément sensible :

C'est le matériau qui est en contact avec l'électrolyte. Les meilleurs résultats sont obtenus avec l'alliage argent/chlorure d'argent.

Le choix de la couche conductrice est fondamental car le potentiel de contact dépend de la quantité d'ions métalliques libérés.

2-4-2 Electrolyte :

C'est l'élément le plus déterminant pour la performance de l'électrode. Il modifie l'impédance de peau qui intervient à 90 % dans l'impédance totale d'un système de surveillance. L'électrolyte est en principe maintenu en place par un tampon de mousse saturée d'environ un demie centimètre cube. Il ne doit réagir ni avec la peau ni avec l'élément sensible.

Le plus souvent on utilise le chlorure de sodium mélangé à d'autres composants.

Le but recherché est obtenir une concentration ionique voisine de celle de la peau afin de réduire la différence de potentiel V_p de contact.

2-4-3 Bouton de contact :

C'est sur celui-ci que se fait le raccordement du câble de l'électrode au dispositif. Il n'est pas en contact direct avec l'électrolyte, ses propriétés sont donc moins critiques.

Il doit être fixé fermement à l'électrode de façon à éviter les mouvements qui provoqueraient les artefacts. Le cuivre nickelé donne de bon résultat en raison de sa bonne conductivité et de sa bonne tenue mécanique mais il augmente le prix de l'électrode. C'est parfois du plastique plaqué d'une couche d'argent.

2-4-4 Coupelle :

Elle sert à déterminer le volume laissé à l'électrolyte et doit stabiliser ses ions.

Elle sera donc réalisée dans un matériau inerte et rigide afin d'éviter des déformations du volume notamment en cas de mouvement du sujet qui risque de rompre l'équilibre ionique.

2-4-5 Adhésif :

Il est chargé de maintenir l'électrode en place sur le sujet. Cela doit être un adhésif de type médical n'entraînant pas de réactions au niveau de la peau.

2-4-6 Papier protecteur :

Il couvre l'adhésif afin d'en protéger ses propriétés et d'éviter le contact avec les matériaux environnants et l'air.

2-4-7 Couvercle protecteur :

Son rôle est d'éviter que l'électrolyte ne s'aille. C'est en général un morceau de plastique de forme adaptée, soudé ou collé sur le papier protecteur afin d'enlever les deux en un seul geste.

- **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 [Fowles et al., 1981] et le diamètre des électrodes est de 8mm.

2-5 L'emplacement des électrodes :

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 thenar et hypothenar (Figure 2.8).

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.

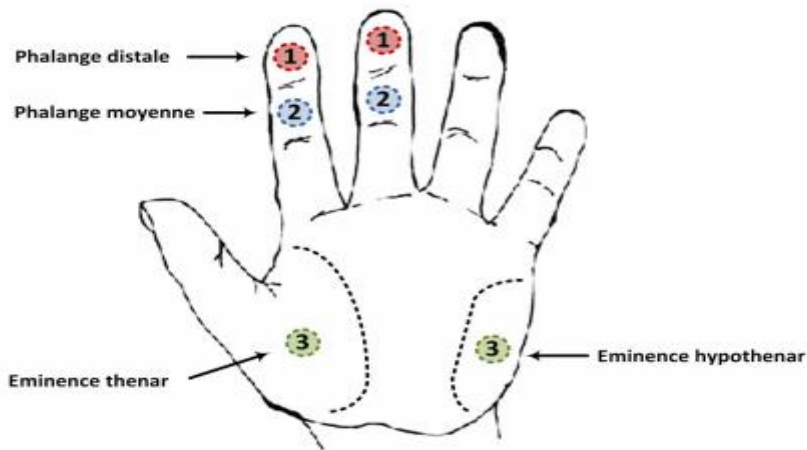


Figure 2-8 : les différents emplacements des électrodes sur la main [2]

2-5 a) Utilisation du gel :

Au contraire des mesures telles que l'ECG, l'EEG ou l'EMG, qui utilisent des électrolytes hypertoniques pour obtenir une très haute conductivité, la mesure de l'activité électrodermale a besoin d'un gel qui minimise les interactions entre la peau et l'électrolyte. Pour cela les gels doivent être isotoniques, c'est-à-dire qu'ils doivent avoir une concentration ionique la plus proche de celle de la peau. Il doit constituer avec l'électrode un couple chimiquement stable

L'utilisation de gels pour l'ECG, l'EEG ou l'EMG n'est pas compatible avec la mesure de l'activité électrodermale car ils risquent de changer la résistance de la peau [Boucsein, 1992, pp. 106-107].

Pour le nettoyage et la conservation des électrodes, il est important de faire attention à la surface des électrodes. En particulier, il est déconseillé de les nettoyer avec un tissu : il est préférable des les rincer immédiatement après utilisation sous l'eau, si possible distillée pour éviter les dépôts de calcaire. Après le rinçage il est conseillé de les laisser sécher à l'air libre [Boucsein, 1992, p. 106]

Cependant avant d'entamer une mesure, il est demandé au sujet se laver les mains avec de l'eau et du savon, et de les sécher soigneusement. Se laver les mains assure que des huiles

de surface ou d'autres substances, qui peuvent diminuer la conduction de la peau, sont enlevées. Ne pas utiliser de l'alcool pour nettoyer les doigts, l'alcool déshydrate la peau [2].

2-6 Les sources de bruit qui influent sur la réponse Electrodermale:

Le problème le plus courant qu'on a rencontré au cours de la visualisation de notre signal est le bruit de 50 Hz.

Ce bruit va se superposer sur le signal de l'activité électrodermale de faible amplitude et de faible fréquence 5Hz,

Ce bruit est introduit dans la mesure quand on est en présence de champs électromagnétiques dus à la proximité d'émetteur comme par exemple le secteur, les téléphones portables, les sources d'alimentationetc.[7]

Dans un milieu hospitalier des générateurs haute fréquences en radiologie peuvent être sources de telles perturbation tout comme un simple éclairage de tube fluorescent, des découplages capacitifsetc.

Un autre problème peut aussi être rencontré c'est le mouvement du sujet. Ce mouvement 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.

Conclusion :

A travers ce chapitre, une description relativement détaillée de quelques circuits de la littérature qui peuvent être utilisés pour détecter la GSR a été faite. Une description détaillée des électrodes et de leur interface avec le milieu biologique a été aussi faite. Cette présentation a permis de montrer l'importance du choix des électrodes vis-à-vis de leur constitution, leur géométrie et leur polarisation ainsi que leur localisation sur le sujet pour une détection optimale de la GSR. Le chapitre a été finalisé par une description de sources de bruit qui peuvent affecter la détection et la mesure de la GSR.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] E. Morin <<ELEC 408-Electrodes and Electrode Theory >> Queen's university
- [2] Bertrand Massot. Conception, réalisation de capteurs non-invasifs ambulatoires et d'exocapteurs embarqués pour l'étude et le suivi de la réactivité émotionnelle. Autre. INSA de Lyon, 2011. Français. <NNT : 2011ISAL0148>.
- [3] Ronald Nocua. Conception et développement d'un système ambulateur pour la mesure de l'activité du Système Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile. Ingénierie biomédicale. Université de Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français
- [4] https://courses.cit.cornell.edu/ee476/FinalProjects/s2006/hmm32_pjw32
- [5] <https://www.element14.com/community/groups/pumping-station-one/blog/2011/05/08/ouch-sensing-galvanic-skin-response-gsr>
- [6] Céline MOULIN 2006 .These de Doctora .Contribution à l'étude et à la réalisation d'un système électronique de mesure et excitation de tissu nerveux à matrice de microelectrodes .Ecole doctorale: Electronique, Electrotechnique, Automatique Spécialité :Electronique
- [7] Benghenia Hadj Abd EL Kader et Larbi Mohamed. projet fin d'étude pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'état en électronique biomédicale. thème <<Etude et réalisation d'un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau >>.2009.
- [8] Boucsein W.1992.Electrodermal activity.New York :Plenum Press
R.Edelberg.Methode in psychophysiology.C.C.Brown.1967.ch.Electrical properties of the skin .P :1-53

1 Introduction :

Dans ce chapitre, une étude détaillée du dispositif réalisé est faite. Cette étude est menée du capteur, passant par le circuit de mise en forme de la grandeur, jusqu'à la carte d'acquisition et l'interface avec le PC. Le dispositif est réalisé selon le schéma bloc donné sur la figure 3.1 ci-dessous. Il regroupe les différentes parties citées ci-dessous :

- Les capteurs
- Source de tension continue
- Circuit d'adaptation (simple suiveur)
- Circuits de filtrages (filtre passe bas +un filtre passe haut)
- Circuit d'amplification
- Circuit offset
- Carte d'acquisition (nous avons choisi le module arduino)

Un micro-ordinateur (PC)

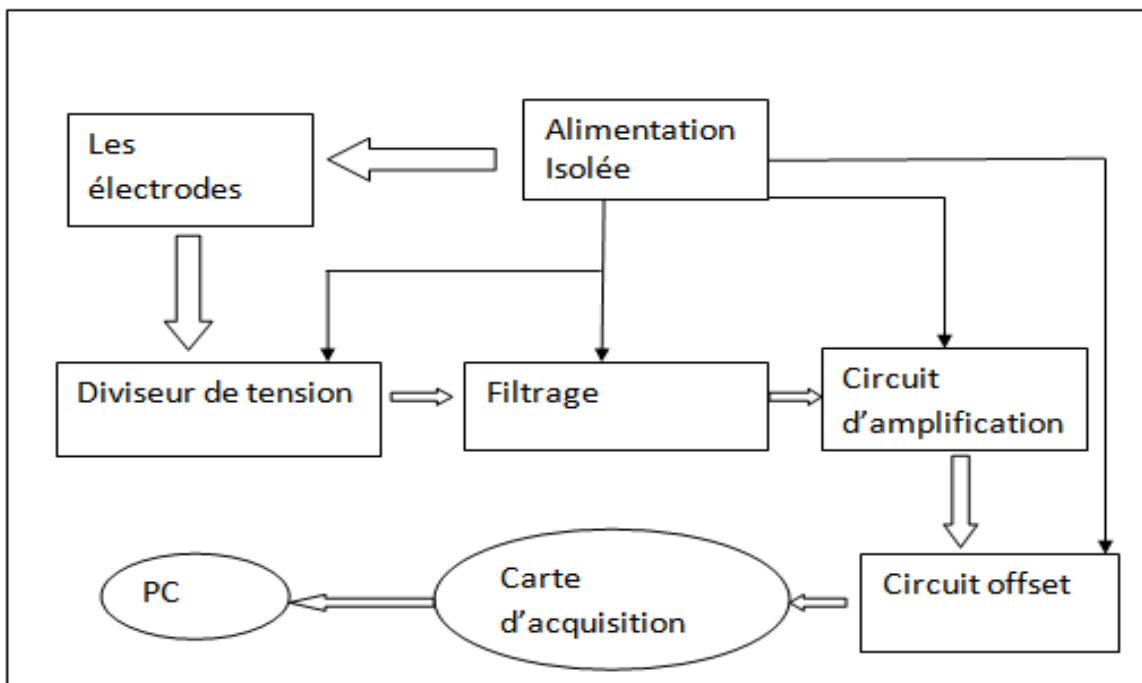


Figure 3-1 : Le schéma bloc de notre système de mesure GSR

3.2. Les électrodes :

Le choix comme cela était décrit en chapitre 2 est très important pour garantir une bonne détection de la grandeur. En effet, ce choix est basé sur la polarisation, la fabrication et la géométrie de ces électrodes.

Ainsi, les électrodes utilisées dans notre réalisation sont (comme cela est illustré sur la **figure 3.2** ci-dessous) des électrodes «réversibles» constituées en Argent/Argent-Chlorure (Ag/AgCl) suivant les recommandations de Fowles et al [Fowles et al., 1981] et de diamètre de 8mm.



Figure 3-2 : les électrodes utilisées dans notre application

Elles sont simplement disposées sur les bouts des doigts de la main (emplacement distal ou médial). Elles sont attachées à l'aide d'une bande de fermeture de scratch, pour assurer une bonne fixation et donc éviter l'apparition des artéfacts dans le signal.

3.3. L'étage de détection :

Dans la configuration choisie dans notre réalisation, la résistance galvanique de la peau est considérée comme une résistance qui fera partie intégrante du circuit.

En fait et compte tenu que s'intéresse aux variations de cette résistance en réponse à des situations physiologiques, il est important que ces variations puissent être traduites en variations de tensions pour pouvoir être exploitées sous forme d'un signal et traités. Ainsi, la

solution proposée est de mettre cette résistance dans un circuit diviseur de tension tel que c'est illustré sur la **figure 3.2** ci-dessous.

Dans ce cas, +Vcc est la borne positive d'une alimentation continue en tension, R1 est une résistance standard connectée à la borne négative de l'alimentation en tension (ou encore à la masse), et Vout est la tension résultante déduite de :

$V_{out} = [R1 / (R1 + R_{cutanée})] * V_{in}$. \implies Vout est la tension aux bornes de la résistance de la peau.

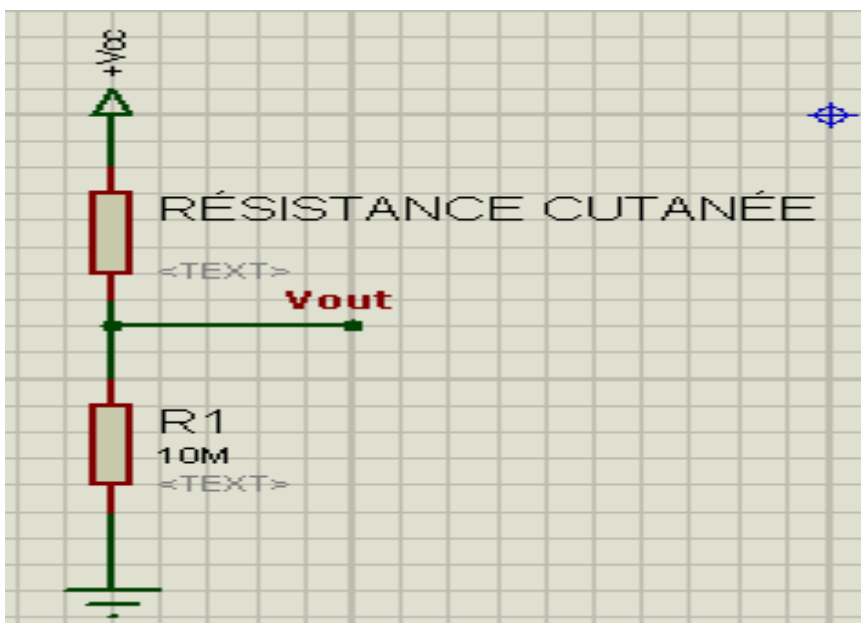


Figure 3-3 : diviseur de tension

La résistance de la peau varie généralement entre 50K et 10M Ohms (et même plus si vos mains sont vraiment froides / sèches).

En choisissant une résistance de charge R1 très grande (dans notre cas 10M Ohms) la tension Vout va être directement proportionnelle à Rcutanée et la tension Vin. Du fait que cette tension est constante, alors Vout va changer de manière proportionnelle à toutes variations de Rcutanée. Cependant cette haute impédance qu'est R1 va entraîner des variations très faibles de courant traduisant les variations de Rcutanée. Ces variations peuvent être aussi très sensible aux bruits. Il est alors indispensable de « bufferiser » puis de filtrer ce courant en vue d'obtenir de variations mesurables tensions traduisant les variations de Rcutanée.

3.3.1 « Buffering » et filtrage:

Le signal mesuré, support de l'information recherchée, est caractérisé par son spectre de fréquence. On définit le spectre utile par l'ensemble des fréquences dont lequel on trouve notre signal.

La fonction de filtre est d'éliminer autant que possible du signal à traiter l'ensemble des fréquences extérieures de 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'autres formes.

3.3.2. Filtrage :

a). Filtre passe bas et « buffering » :

Étant donné que la tension résultant du diviseur de tension est de haute impédance, il est important de mettre un amplificateur opérationnel comme un isolant et pour assurer une bonne adaptation avec les étages qui vont suivre. De même et compte tenu que le signal est très sensible aux bruits il est judicieux de le filtrer à ce niveau. Ainsi cet amplificateur opérationnel est configuré pour assurer simultanément l'adaptation (gain unité) et le filtrage (limitation de la bande passante de l'amplificateur). Sachant que les variations du signal GSR sont de faibles fréquences (entre 1Hz à 4Hz), la fréquence de coupure choisie est de 4.8Hz. Ceci est réalisé à travers la résistance R5 de 330K Ohms et la capacité C1 de 0.1uF en contre réaction. (voir figure 3.4 ci-dessous).

$$F_c = 1 / (2 * \pi * R_5 * C_1) \quad \longrightarrow \quad F_c = 4.8 \text{ Hz}$$

$$\text{Le gain est donnée par } G = -R_5 / R_4. \quad \longrightarrow \quad G = -1$$

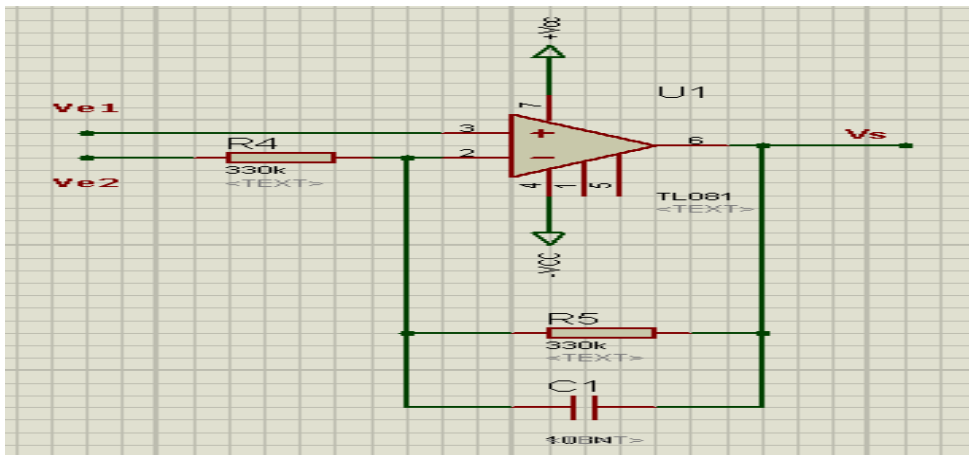


Figure 3.4 : étage de « Buffering » et filtrage

Cependant et pour équilibrer les non linéarités au niveau des entrées de l'amplificateur opérationnel, il est généralement préférable de régler l'entrée (+) de l'ampli op au milieu de l'entrée d'alimentation, soit $1/2 * [(V+) - (V-)]$. Ceci est réalisé à travers le circuit constitué par les composants : R3, R2 et C2 tel que c'est illustré sur la **figure 3.5** représentant le circuit global de détection du signal GSR.

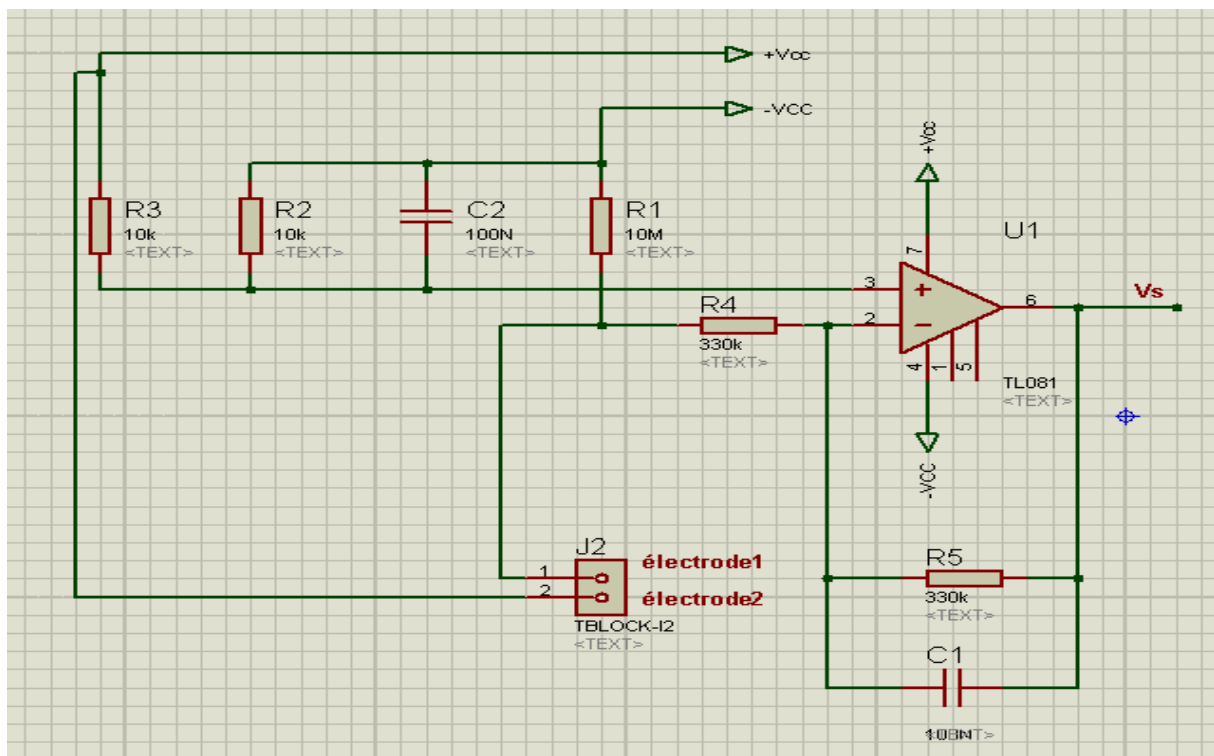


Figure 3.5 : Circuit global de détection du Signal GSR

b). Filtre passe haut :

Le signal GSR est aussi noyé dans du bruit de très basse fréquence, un filtre passe haut de fréquence de coupure de 0.5Hz est réalisé. C'est un simple filtre passif (R6+R7 et C4 dans la **figure 3.6**). Le signal filtré est appliqué à un suiveur pour une bonne adaptation avec l'étage qui suit.

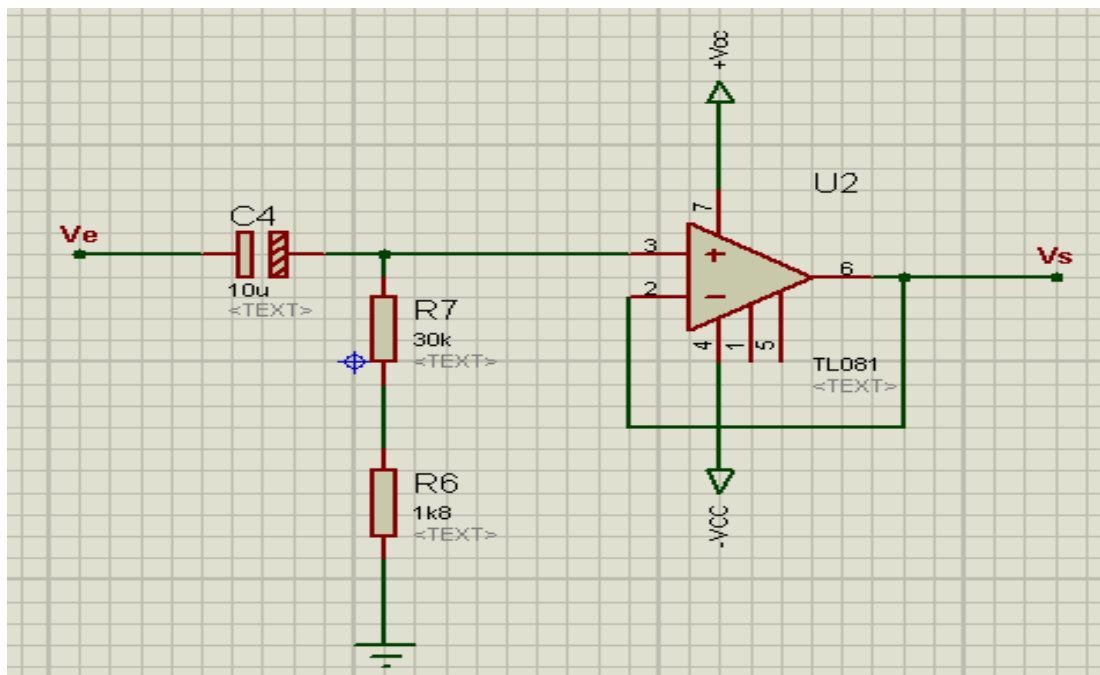


Figure 3.6 : filtre passe haut plus suiveur

3.4. Circuit d'amplification :

Le signal GSR à la sortie du suiveur reste relativement faible (quelques mV) pour être exploité par la carte d'acquisition, un étage d'amplification est alors réalisé. L'amplificateur réalisé est un simple amplificateur inverseur de gain $R8/R9 = 100$ (Voir **figure 3.7** ci-dessous). Ce gain est choisi tel que le signal GSR ne doit pas dépasser les 5 V maximum (correspondant à la tension max de l'entrée de la carte Arduino) dans n'importe quelles conditions physiologiques.

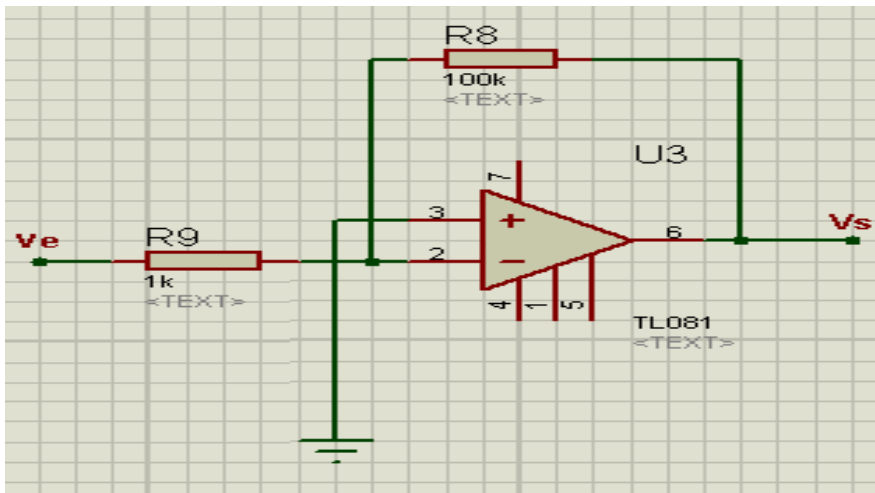


Figure 3-7: circuit d'amplification

3.5. Circuit offset :

Le signal GSR après amplification est un signal bipolaire. Cependant et du fait que l'entrée analogique de la carte d'acquisition Arduino est unipolaire (doit varier entre 0 et 5v maximum) un circuit d'offset est alors réalisé. Ce circuit permet d'ajouter une composante continue au signal GSR pour le décaler vers la partie positive. Le circuit réalisé est illustré sur la figure 3.8 ci-dessous. Il s'agit d'un amplificateur opérationnel configuré en sommateur (avec un gain 1). La composante continue est générée à partir de la tension (+Vcc) et du potentiomètre RV1. Cette tension ainsi que la tension GSR sont appliquées à l'entrée (+) respectivement à travers R11 et R10 de mêmes valeurs 1Kohm.

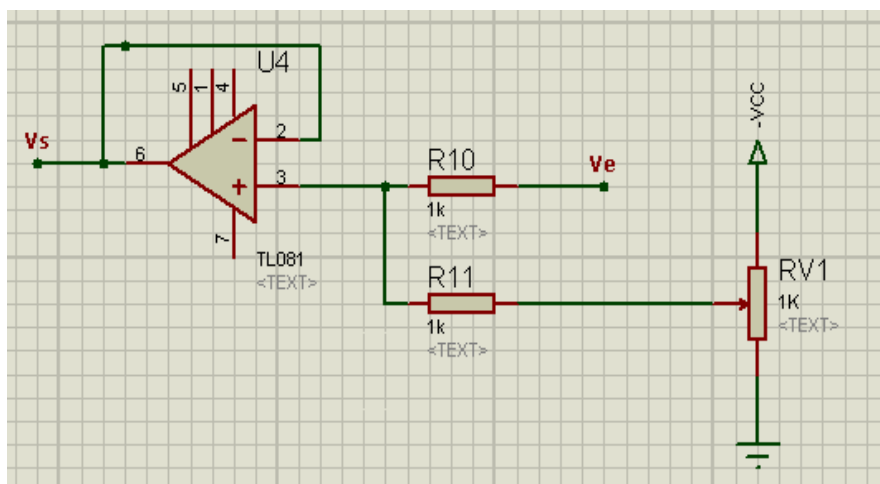


Figure3-8 : montage du circuit d'offset

3.6. L'alimentation :

Il faut savoir que la tension d'alimentation de notre circuit va être injectée directement dans le corps humain à travers les électrodes placée sur les doigts donc on doit prendre en considération les normes médicales. En effet un courant électrique généré d'une alimentation peut entrainer des effets physiologiques irréversibles. Ces effets dépendent de différents paramètres comme par exemple :

- La tension de contact (sa valeur)
- L'état de la peau (sèche ou humide)
- Durée de contact
- Surface de contact
- La fréquence (DC, HF, BF)
- L'état générale du patient (le poids, la maladie)

Les effets physiologiques à partir des valeurs des tensions continues sont :**[1]**

- | | | |
|--------------------|--|--|
| • 130 mA | | Fibrillation cardiaque |
| • N'est pas défini | | Contraction musculaire ou une paralysie respiratoire |
| • 2 mA | | Le seuil de perception |

Dans notre cas nous avons injecté une tension continue constante de 5V à travers une électrode dont la surface de contact est de 5 mm². Cette tension de 5 v est loin de faire une lésion pour les tissus de la peau qui sont normales (pas de lésion). Aussi, le courant mesuré (à travers un Ampèremètre) qui circule à travers les tissus est de très faible valeur. Il est de quelques dizaines de Micro Ampères ; il n'aura alors aucun effet physiologique irréversible.

A travers les mesures réalisées particulièrement la valeur de la tension appliquée aux électrodes on a constaté que le signal GSR obtenu pouvait changer en amplitude. Ces changements (une réponse relativement stable) étaient obtenus pour des tensions entre 5 et 5.5 V. En augmentant cette tension, on risque de perdre les informations correspondant aux phases phasique et tonique des tissus.

Le schéma électrique global du circuit de détection et de mise en forme de la réponse Electrodermale (GSR) est donné sur la **figure 3.9** ci-dessous.

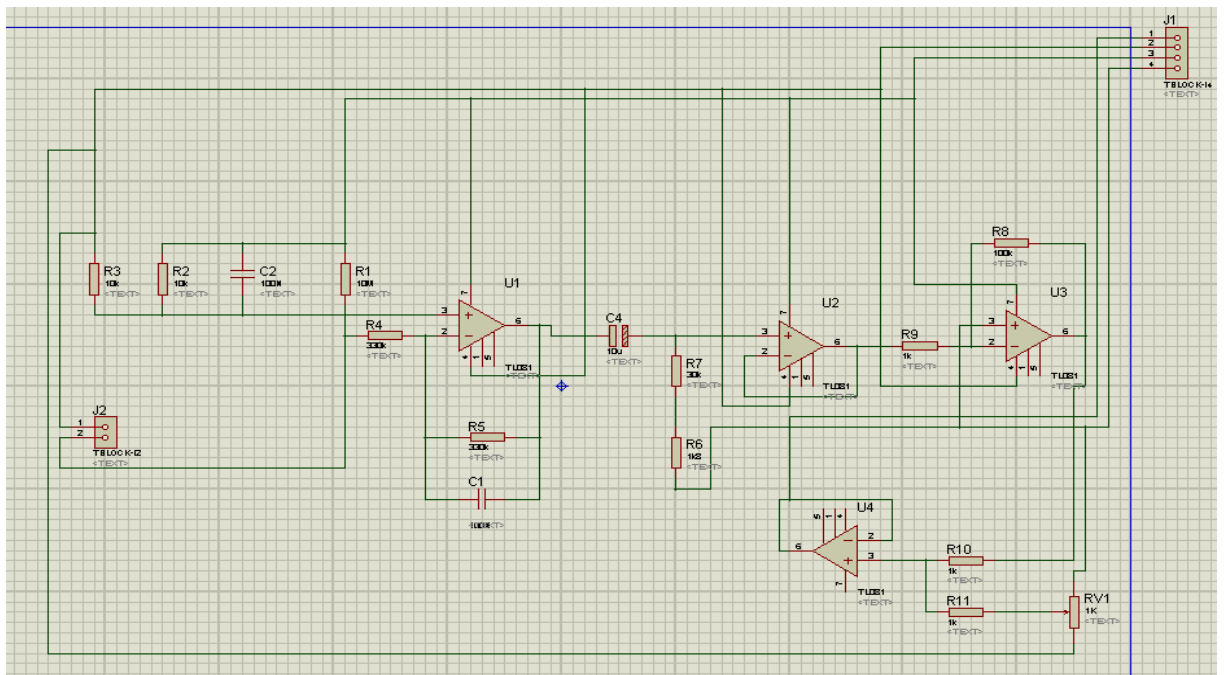


Figure 3-9 : Circuit de détection et de mise en forme de signal GSR.

3-7. Carte d'acquisition : [2,3]

En vu d'un traitement numérique du signal GSR et de sa visualisation sur PC, une carte d'acquisition a été utilisée et mise œuvre. Il s'agit de la carte d'acquisition Arduino. La structure générale de l'acquisition du signal GSR est illustrée sur la **figure 3.10** ci-dessous.

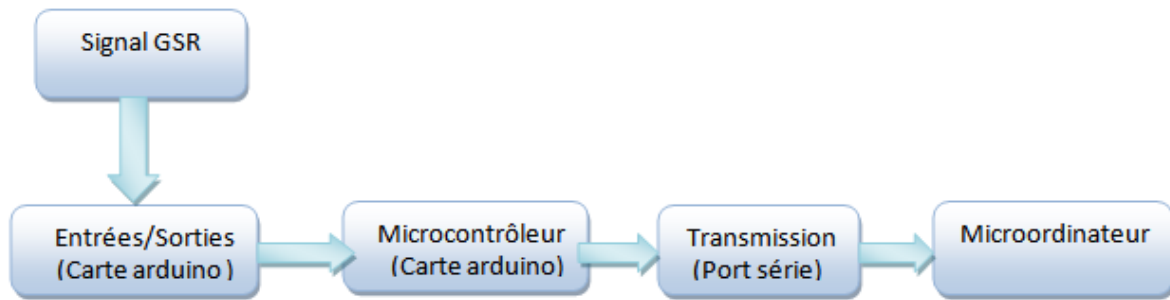


Figure 3.10:Schéma synoptique d'acquisition du signal GSR.

3.7.1 Présentation de la carte d'acquisition ARDUINO :

La carte Arduino est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation. Cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe Pont tendu entre le monde réel et le monde numérique, Arduino permet d'étendre les capacités de relations humain/machine ou environnement/machine. Arduino est un projet en open source : la communauté importante d'utilisateurs et de concepteurs permet à chacun de trouver les réponses à ses questions Il existe plusieurs types de cartes, dans notre projet nous avons utilisé une carte Arduino de type Uno (photo sur la figure 3.11 ci-dessous)

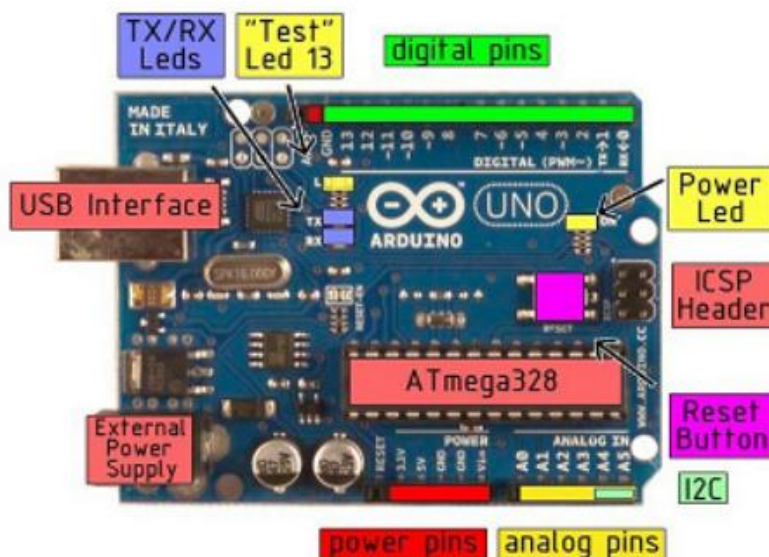


Figure 3.11: photo de la carte arduino uno

Les avantages

- Pas cher.
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...)
- Existence de « shield » : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino pour augmenter les possibilités comme par exemple : afficheur graphique couleur, interface Ethernet, GPS, etc...

3.7.2. Caractéristiques :

- Tension d'alimentation interne = 5V.
 - tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
 - Entrées/sorties numériques : 14.
 - Courant max par broches E/S = 40 mA.
 - Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
 - Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader Mémoire SRAM 2 KB mémoire EEPROM 1 KB
 - Fréquence horloge = 16 MHz
 - Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- L'interface USB /série

3.7.2.1 Microcontrôleur :

La carte Arduino repose sur un circuit intégré (un mini ordinateur appelé également microcontrôleur), Le modèle UNO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEGA de référence ATMEGA328. Le microcontrôleur ATMEGA328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage

C. associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes :

- Côté entrées : des capteurs qui collectent des informations.
- Côté sorties : des actionneurs qui agissent sur le monde physique.

3.7.2.2 Alimentation :

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5 V) ; lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5 V mais il doit être alimenté entre 6 et 20 V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12 V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). Sur les premiers modèles de cartes Arduino, un petit sélecteur permettait de choisir le mode mais depuis le modèle « Duemilanove », le passage de l'un à l'autre mode est automatique.

3.7.2.3 Entrées/ sortie:

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de : 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5 V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètres, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V. On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme.

3.7.3. Interface USB/SERIE:

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S TOR, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus TWI/I2C, exploitation de servomoteurs ...

3.7.4. Logiciel:

Le logiciel pour programmer l'Arduino est un logiciel gratuit et qui dispose d'une interface simple et lisible. C'est un logiciel de programmation par code, code qui contient une cinquantaine de commandes différentes. A l'ouverture, l'interface visuelle du logiciel ressemble à ceci: des boutons de commande en haut, une page blanche vierge, une bande noire en bas (voir **figure 3.12** ci-dessous). L'interface de l'application Arduino nous permet de créer et éditer un programme (appelé sketch) qui sera compilé puis téléversé sur la carte Arduino. Ainsi, lorsque nous apportons des changements sur le code, ces changements ne seront effectifs qu'une fois le programme téléversé sur la carte. L'installation de l'interface de programmation Arduino est relativement simple et possible sur les plates-formes Windows, Mac OS X et Linux. L'environnement de programmation Arduino est écrit en Java et l'interface est inspirée de « Processing », un compilateur avrgcc (pour le processeur du microcontrôleur) ainsi que d'autres logiciels libres. Puisque Arduino s'appuie sur Java, il est nécessaire que la machine virtuelle Java soit installée sur notre système d'exploitation (ou mise à jour). Elle l'est normalement sur Mac OS X mais il est possible que sous Windows ou Linux, il soit demandé de l'installer au cours du processus d'installation d'Arduino



Figure 3.11: Interface du logiciel Arduino

1. Un menu.
2. Une barre d'actions.
3. Un ou plusieurs onglets correspondant aux sketches.
4. Une fenêtre de programmation.
5. Une console qui affiche les informations et erreurs de compilation et de téléversement du programme.

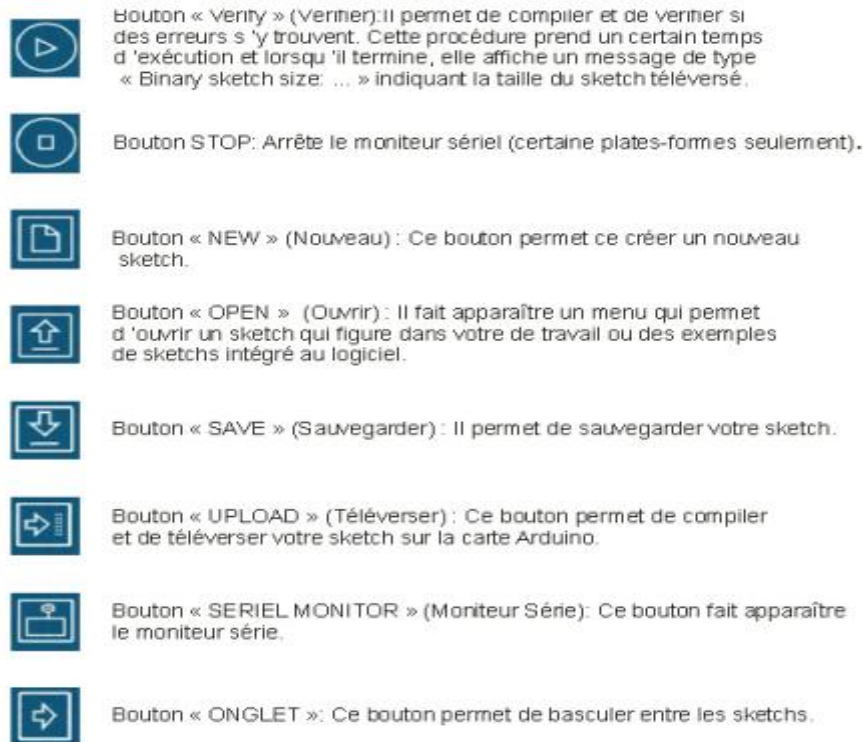


Figure 3.12: Onglets de l'interface Arduino

3.7.4.1 Moniteur Série:

Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Pour ce faire, il suffit d'écrire du texte dans le champ situé en haut de la fenêtre et d'appuyer sur le bouton « Send ». Bien évidemment, avant de pouvoir faire ceci il vous faut coder un programme approprié, prêt à recevoir cette information. Il est également possible de régler le « baudrate » du moniteur série, qui précise à quelle vitesse le transfert des données s'effectueront. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autres périphériques ou logiciels.

3.7. 4.2 Langage de programmation (machine):

Un langage de programmation est un langage permettant à un être humain d'écrire un ensemble d'instructions (code source) qui seront directement converties en langage machine grâce à un compilateur (c'est la compilation). L'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est-à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres.

3.7. 4.3 Structure d'un programme Arduino :

Un programme Arduino comporte trois parties :

1. La partie déclaration des variables (optionnelle)
2. La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ()
3. La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop () Dans chaque partie d'un programme sont utilisées différentes instructions issues de la syntaxe du langage Arduino

(voir Figure3.13).



```
programmerArduinoExemple | Arduino 0022
File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple

1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur

2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

3 void loop() {
  // lecture du signal du capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}
```

Figure 3.13:Structure d'un programme Arduino.

3.7.5. Programmation de l'Arduino pour notre application :

Les signaux GSR mesurés par le circuit décrit auparavant ont la propriété d'être continues. Pour passer des grandeurs du monde réel (analogiques) à celles gérées par le micro ordinateur (numérique), il y a nécessité de réaliser une conversion analogique numérique. Pour réaliser cette opération, on utilise un circuit intégré appelé convertisseur analogique-numérique (CAN). Les tensions à convertir sont appliquées à l'entrée du circuit ; il les compare à la tension de référence (V_{ref}) et délivre sur ses sorties sous forme d'un code numérique proportionnel aux valeurs de ces tensions. Quel que soit le type d'acquisition réalisée, le critère résolution devra être pris en compte dans l'estimation de la précision sur la mesure. Lorsque l'acquisition se fait au cours du temps, le deuxième critère important sera l'intervalle de temps que l'on va laisser s'écouler entre la prise de deux échantillons successifs. Cette saisie se faisant généralement à intervalles de temps réguliers, on parle alors de période d'échantillonnage (T_e) ou de fréquence d'échantillonnage (F_e).

Ces opérations sont tous disponibles sur la carte Arduino il suffit de fixer les paramètres de notre signal dans le programme à injecter dans Arduino. On rappelle que dans notre cas le signal GSR occupe une bande de fréquence qui se situe entre 0 et 5 Hz. Il va être appliqué à la carte via l'entrée analogique A0. L'acquisition de notre signal se fait avec une fréquence de **20 Hz** et une vitesse de transmission de 9600. Le circuit global est illustré sur la **figure 3.13** ci-dessous.

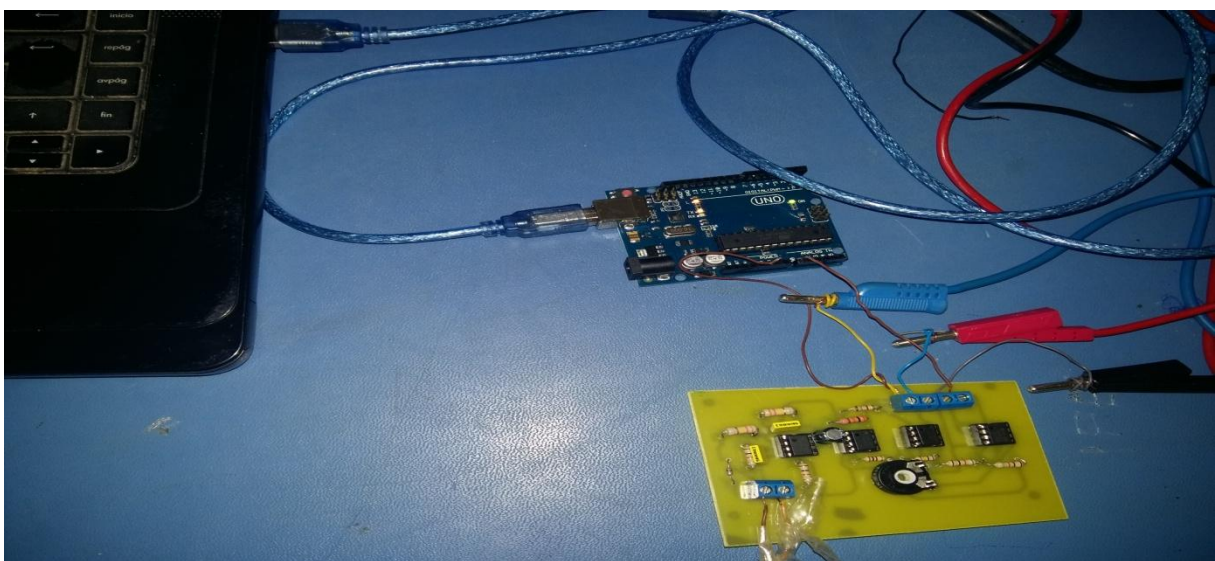


Figure 3.13 : Représenter le montage global avec la carte d'acquisition.

Conclusion :

Dans ce chapitre une description détaillée des différents circuits constituant notre plateforme ont été décrits et étudiés. Ainsi, le circuit de détection du signal GSR a été initialement présenté puis la mise en forme de ce signal à travers des filtres et une amplification a été décrite. En dernier le circuit d'acquisition constitué par la carte Arduino a été détaillé mettant en relief les performances et la souplesse avec laquelle cette carte peut être utilisée pour réaliser des interfaces. Dans le chapitre qui va suivre on va présenter les mesures et l'interprétation des résultats qu'on a obtenu sur le signal GSR pour différents cas et conditions physiologiques.

Bibliographie :

[1] normes et sécurité cours assisté par M. Kerai dans la 2^{ème} année Master. 1^{ier} semestre. Dans le département de génie biomédical spécialité Instrumentation biomédicale.

[2] <https://www.google.dz/search?q=initialisation+arduino+pdf&oq=initialisation+arduino+pdf&ags=chrome..69i57.8813j0j8&sourceid=chrome&ie=UTF-8>

[3] <https://wiki.mdl29.net/lib/exe/fetch.php?media=elec:arduino-pour-bien-commencer-en-electronique-et-en-programmation.pdf>

Introduction :

Dans ce chapitre les différents tests réalisés sur le dispositif seront décrits et discutés. Il s'agit de relever les signaux GSR sur différents sujets de différents âges, sexes et corpulences dans différents états physiologiques. En fait, comme cela était décrit dans le chapitre 3, le signal GSR une fois mise en forme est digitalisé et transféré sur le PC à travers la carte d'acquisition Arduino pour être visualisé sur le moniteur du PC. Pour cela un logiciel était mise en forme pour assurer cette acquisition, l'affichage en temps réel, et la détermination du contenu spectral du signal GSR avec le programme Matlab

A la fin de ce chapitre une manipulation de travaux pratiques est proposée.

4.1 Mise en forme du logiciel d'acquisition, d'affichage et de détermination de la densité spectral du signal GSR :

Ce logiciel ont été mise en forme pour respectivement assurer l'acquisition, l'affichage en temps réel et le calcul de la densité spectral du signal GSR. Il est donné en ci-dessous :

MATLAB (**matrix laboratory**) est un langage de programmation de quatrième génération émulé par un environnement de développement du même nom ; il est utilisé à des fins de calcul numérique. Développé par la société **The MathWorks**, MATLAB permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, de créer des interfaces utilisateurs....ect[1]

Nous avons utilisé matlab dans notre travaille pour assure un affichage en temps réel de la réponse GSR (monitorage sur PC) à travers la lecture directement du port série du PC

Aussi nous avons aidé pour partir un peu loin dans notre interprétation du GSR à traves le calcul de la densité spectrale de notre réponse GSR utilisant la fonction 'fft' après l'application d'un autre programme matlab pour l'affichage et ça aussi après le téléversement d'un programme arduino vers la carte arduino.

Les programmes utilisés dans ce travail sont présentés dans l'annexe.

4.2 Mesures et interprétations :

Tel que mentionné précédemment, la résistance électrodermale est modulée entièrement par le système nerveux sympathique et est donc une mesure idéale pour isoler cette composante du système nerveux autonome. Une variation de résistance est observée après toutes stimulations produisant une émotion, un changement dans l'attention qu'on porte à une tâche ou une situation ou une augmentation de la vigilance. Ainsi, La réponse galvanique n'est pas spécifique aux émotions. En effet, par définition l'activité électrodermale est liée à la variation d'activité des glandes sudoripares (**Gil,2009 ;Dawson et al,2007**) et peut être déclenchée par de nombreux stimuli comme un mouvement, une respiration lente ou une émotion(Venables et Mitchell et al ,1996) ou être tout simplement due à une libération spontanée des sécrétion contenues dans ces glandes(**Dawson et al ,2007**).

En fait les tests qu'on va réaliser vont nous permettre de montrer et d'expliquer cette situation. Ainsi, plusieurs sujets d'âges, de sexe et de corpulences différents ont été invités à participer à ces tests. Pour chaque sujet on a essayé de changer sa situation émotionnelle, soit en demandant au sujet de se relâcher totalement, soit d'être endormi, soit de faire un effort....etc

Nous nous sommes basées dans cette étude sur la séparation au niveau du signal GSR des deux composantes essentielles : les composantes phasiques et la composantes Toniques.

Les composantes Phasiques sont dues à la réponse de l'organisme à une stimulation externe bien identifiée ; elles peuvent être identifiées sur le signal GSR par des pics.

Les composantes Toniques sont dues sont à des réponses indépendamment résistance de toute stimulation externe précise : c'est la Régulation autonome.

4.3 Tests et résultats :

Test 1 :

Deux sujets de même âge et de même sexe (masculin) mais un non fumeur (**sujet1**) et l'autre fumeur (**sujet2**) ont été invités pour ce test. Durant ce test, le sujet était demandé de rester calme, puis il engage une discussion.

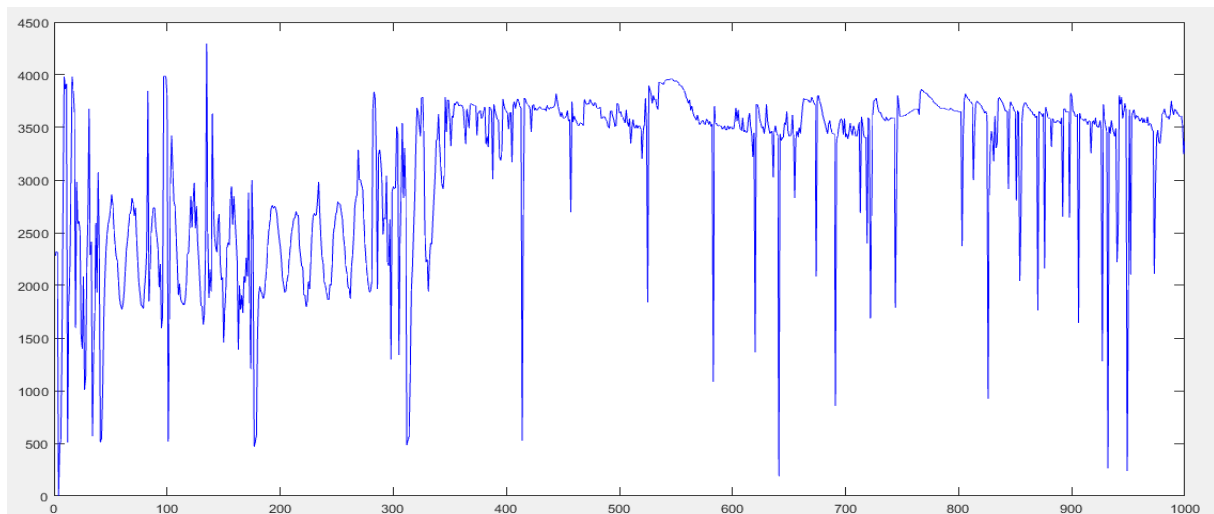
Ainsi, à travers les signaux GSR visualisés, on remarque que le niveau de signal va augmenter tout juste après que les électrodes soient disposées sur les doigts des sujets justifiant du

fonctionnement du circuit de mise en forme et la détection du signal GSR. Ce niveau par rapport au zéro correspond au niveau tonique. Cependant et du fait que des discussions soient engagées, Le signal obtenu dans les deux cas est variable autour d'une valeur moyenne.



Sujet 1 : un homme d'âge 23 ans

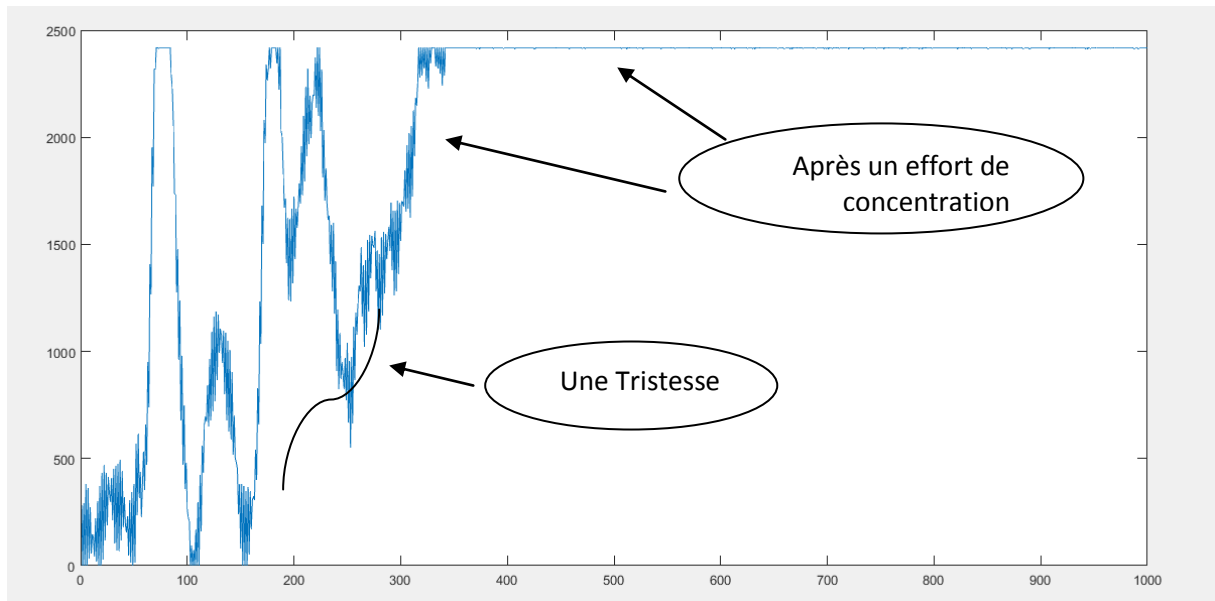
On remarque qu'il y'a des pics qui apparaissent dans cette réponse au cours d'une discussion qui reste 2 ou 3 min. Ces pics sont de plus en plus accentués que la personne et stresser ou pas. En effet, les pics observés étaient après une discussion sur les soutenances et le travail qui reste à faire pour finaliser le projet. Cela correspond aux composantes phasiques du signal. Cependant une fois la discussion terminée le signal redevient un peu plus stable correspondant à une phase de relaxation du sujet mais qui reste encore un peu nerveux.



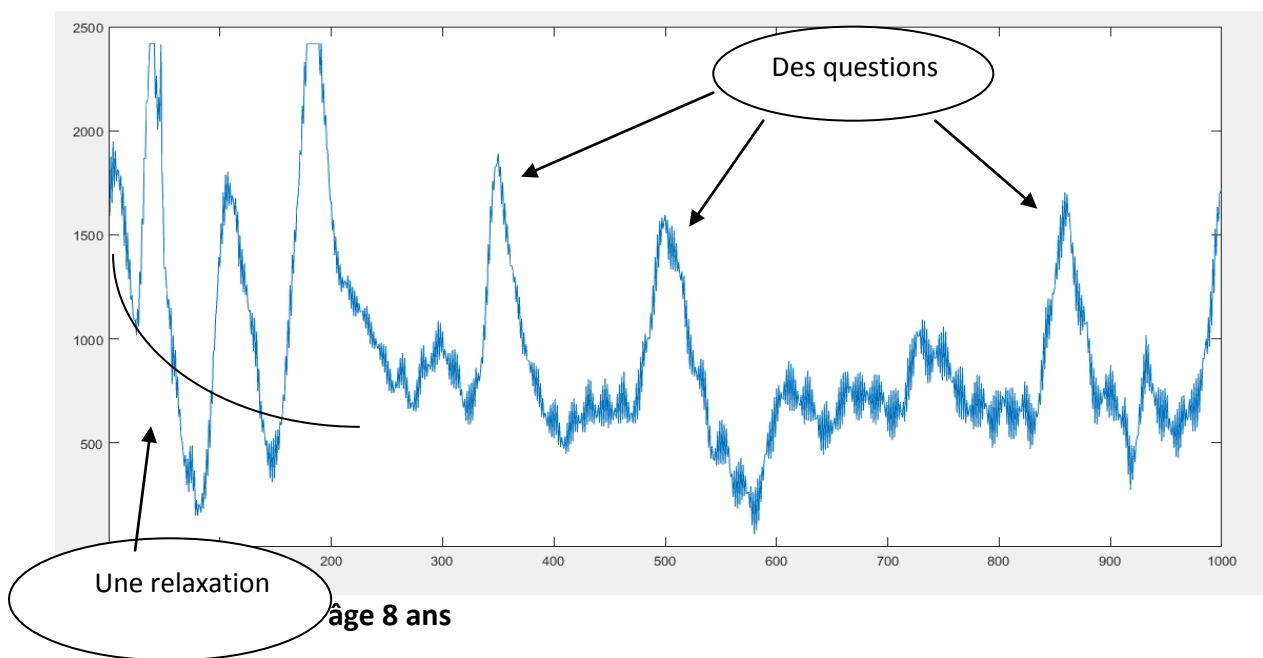
Sujet 2 : homme d'âge 23 ans sportif mais fumeur.

Test 2 :

Deux sujets ont été invités pour ce test. Il s'agit d'une femme âgée de 40ans et de poids de 70Kg (**sujet 3**) et de son enfant de 8ans, (**sujet4**). Les sujets étaient demandés d'être relâchés puis des questions leur on été posées demandant un effort de concentration pour répondre. On remarque la aussi que des pics apparaissent (les efforts fournis pour répondre aux questions) en réponse à ces situations physiologiques.



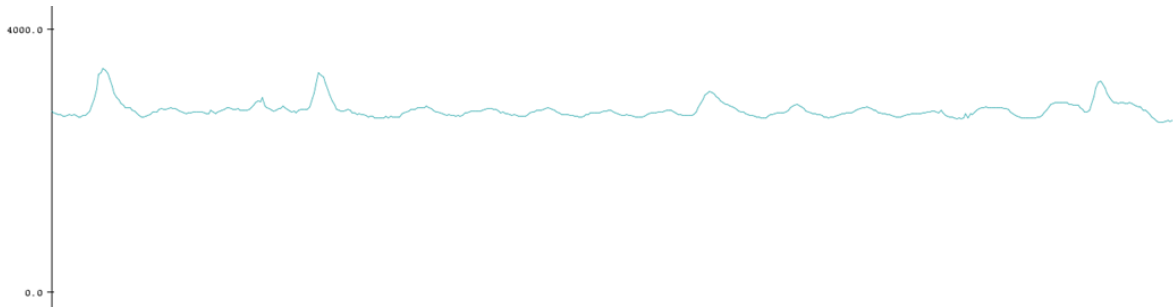
Sujet 3 : une femme d'âge 40 ans de poids 70 Kg



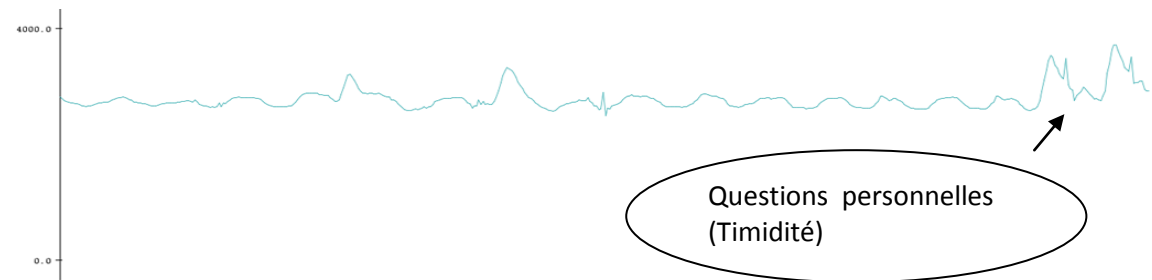
Test 3 :

Deux sujets de mêmes âges et de sexes différents ont été invités à participer à ce test. Il s'agit d'un homme âgé de 23 ans et de poids de 67Kg (**sujet 5**) et d'une femme âgée de 23 ans et de poids de 55Kg (**sujet 6**).

Les résultats obtenus sont illustrés ci-dessous.

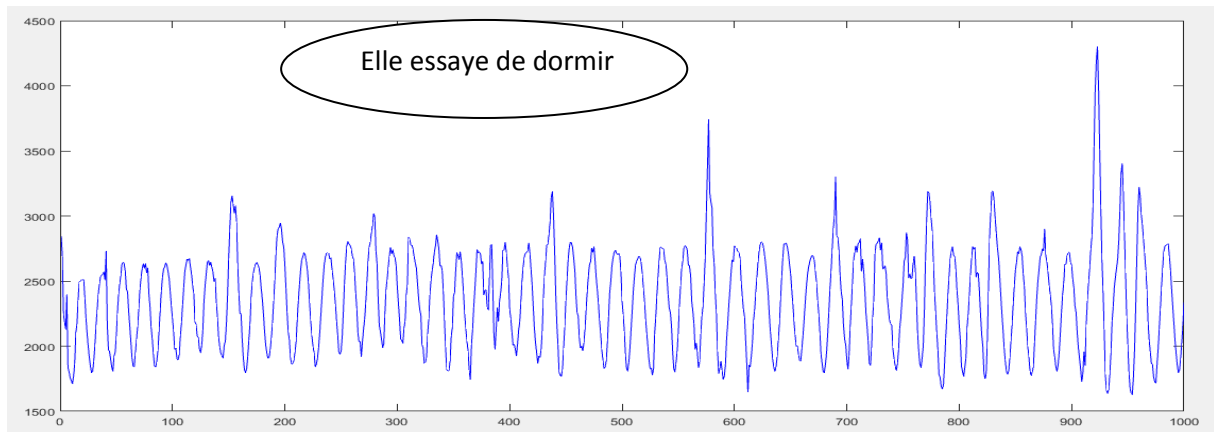


Après un laps de temps d'une demi-heure on remarque que la forme de la réponse de cette personne (**sujet 5**) ne change pas. Il y a une réponse : un pic qui apparaît suite à des questions qui lui ont été posées.



Sujet 5 : un homme de l'âge 23 ans.67 Kg





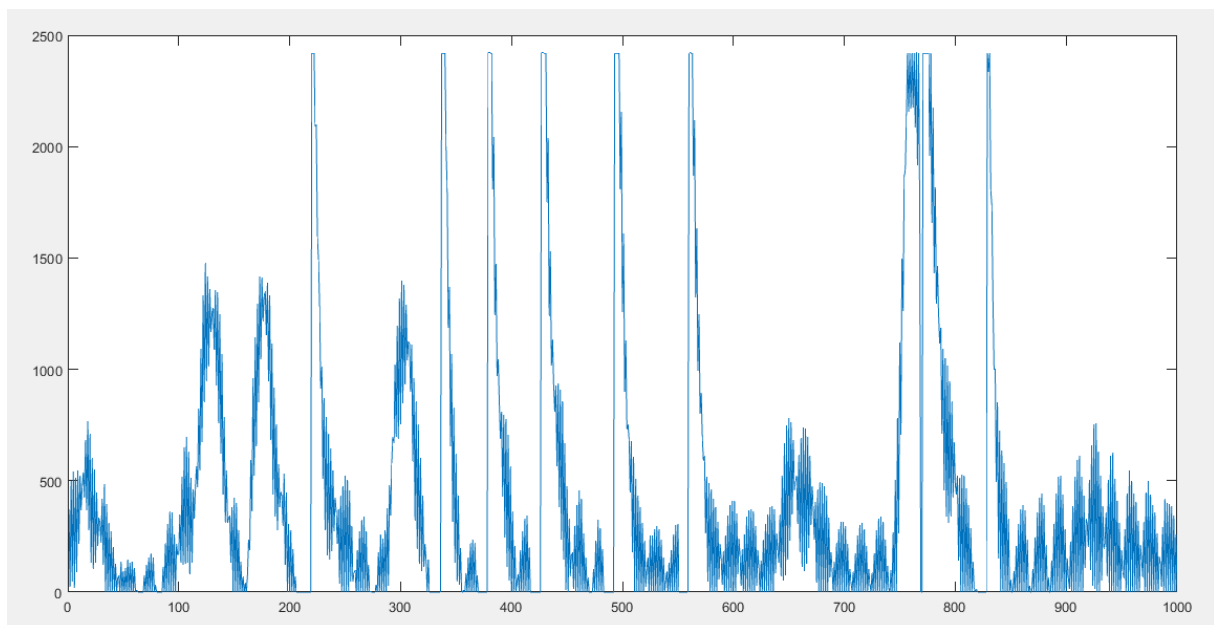
Sujet 6 : une femme de l'âge 23 ans 55 Kg

Pour le sujet 6, on constate une réaction (une succession de pics accentués) suite à une stimulation par un flash de lumière. Cependant on remarque bien que le signal GSR revient à des variations uniforme autour d'une valeur moyenne quand le sujet est demandé de fermer les yeux et d'essayer de dormir.

Test 4 :

D'autres sujets (**sujet7, Sujet8 et sujet 9**) ont été aussi invités à prendre part dans ces mesures. Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures ci-dessous.

Sujet 7 :

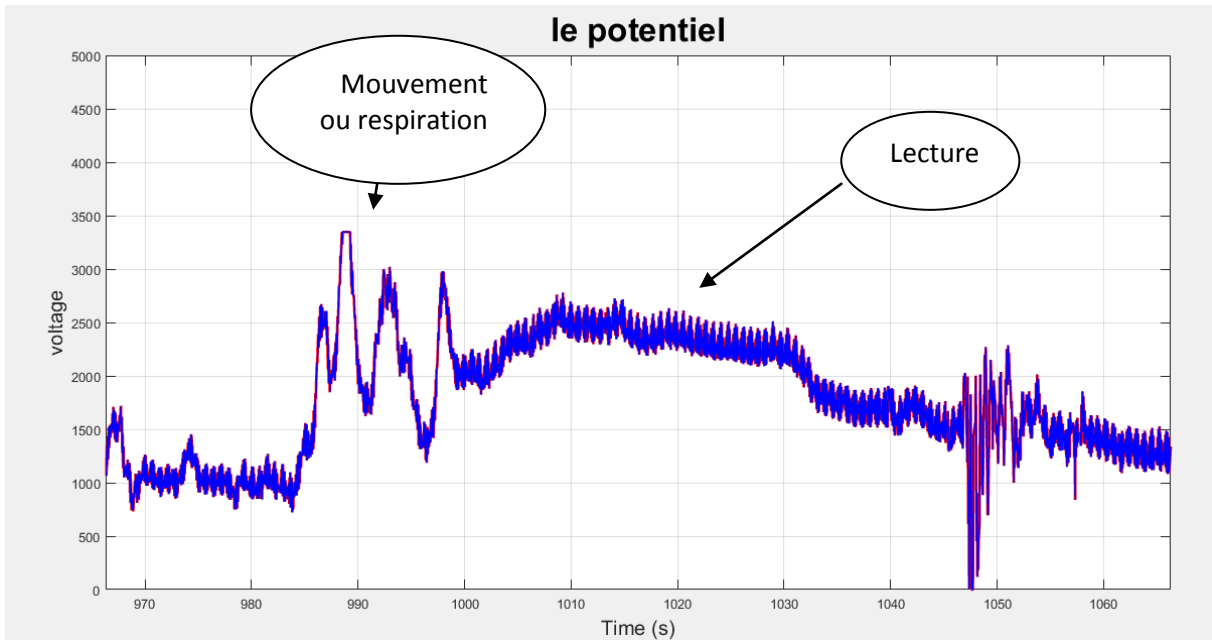


Sujet 7 : une femme d'âge 23 ans, et de poids 65 Kg

On remarque que cette a une réponse électrodermale caractérisée par un niveau tonique très bas. Ceci est du au fait que sa main est chaude avec une sécrétion continue de la sueur

ce qui fait apparaitre le signal comme une succession de pics très élevés par rapport le niveau tonique. On peut conclure que cette fille était très stressée.

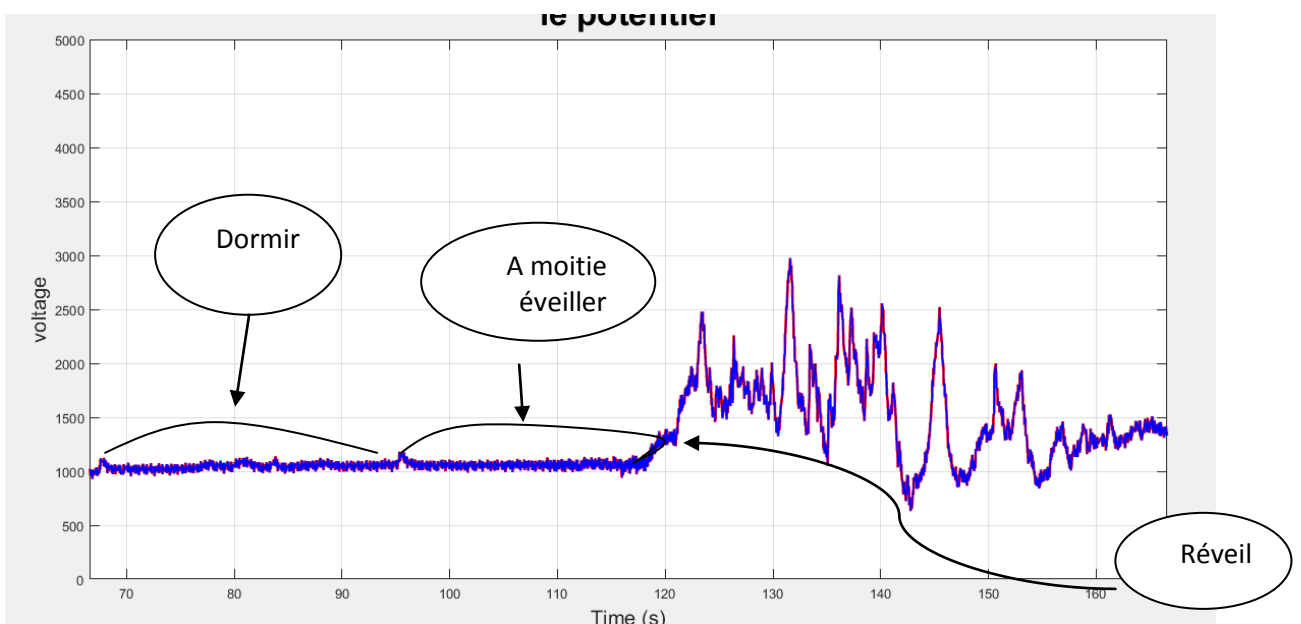
Sujet 8 :



Sujet 8 : femme de 23 ans de poids de 55 Kg

On remarque une augmentation du niveau tonique quand on a une personne qui est entrain de lire.

Sujet 9 :

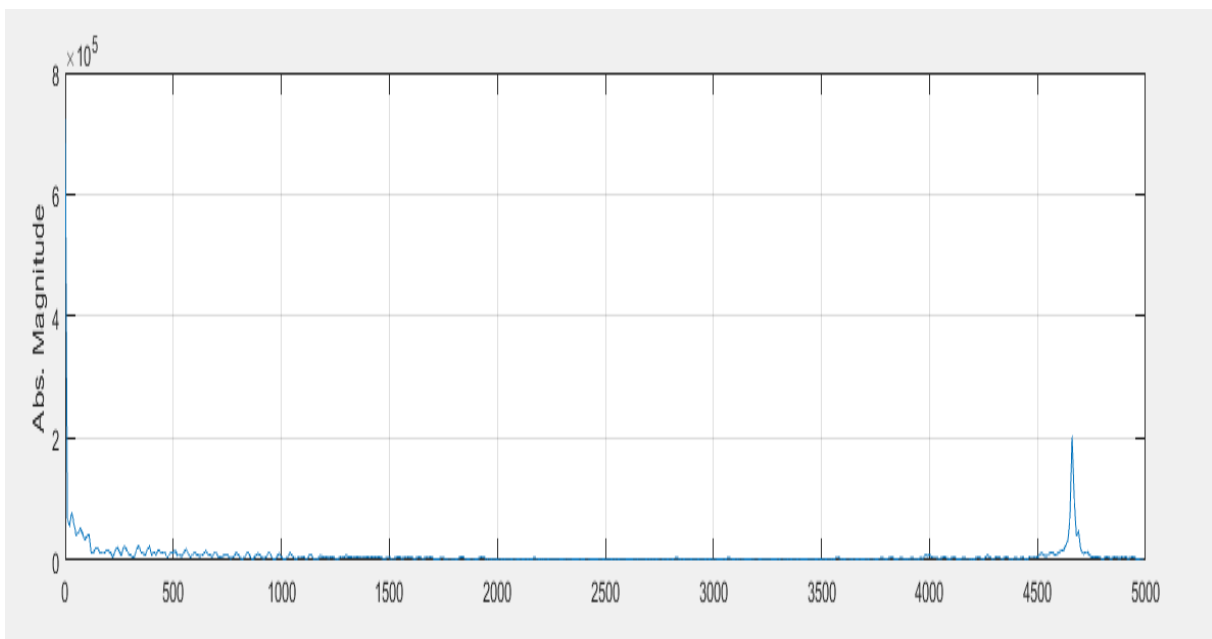


Sujet 9 : une femme d'âge 23 ans .poids 70 Kg

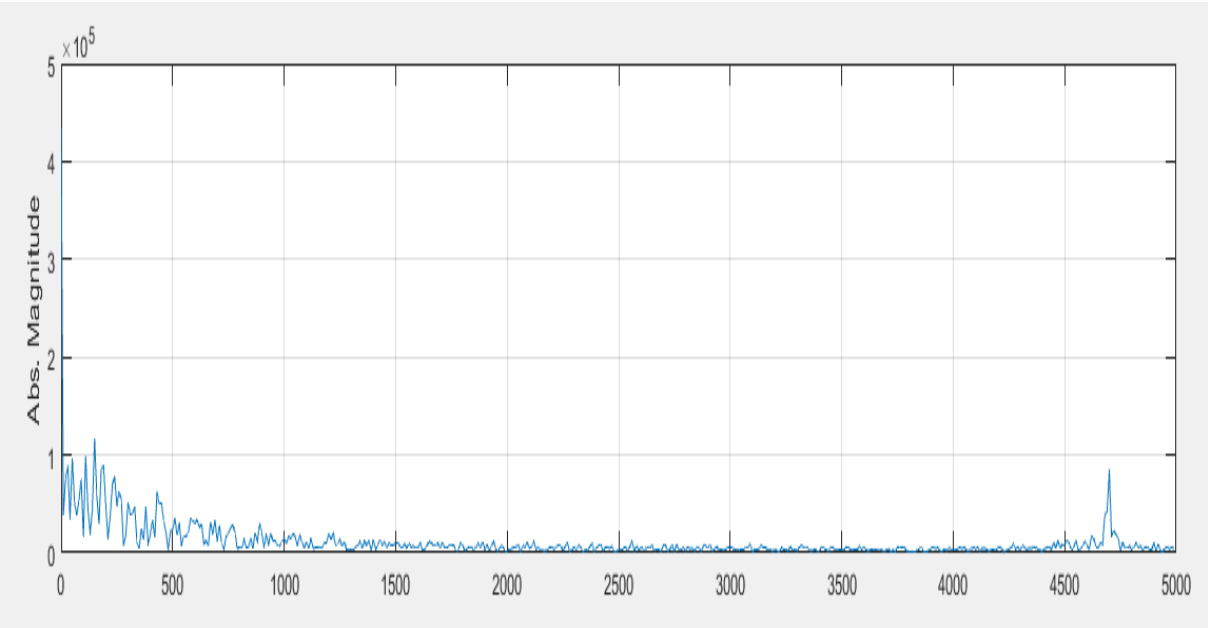
On remarque bien que durant l'état de sommeil les variations du signal GSR sont relativement constantes, ces variations vont s'accroître lorsque la personne se réveille.

Analyse des réponses à travers la densité spectrale :

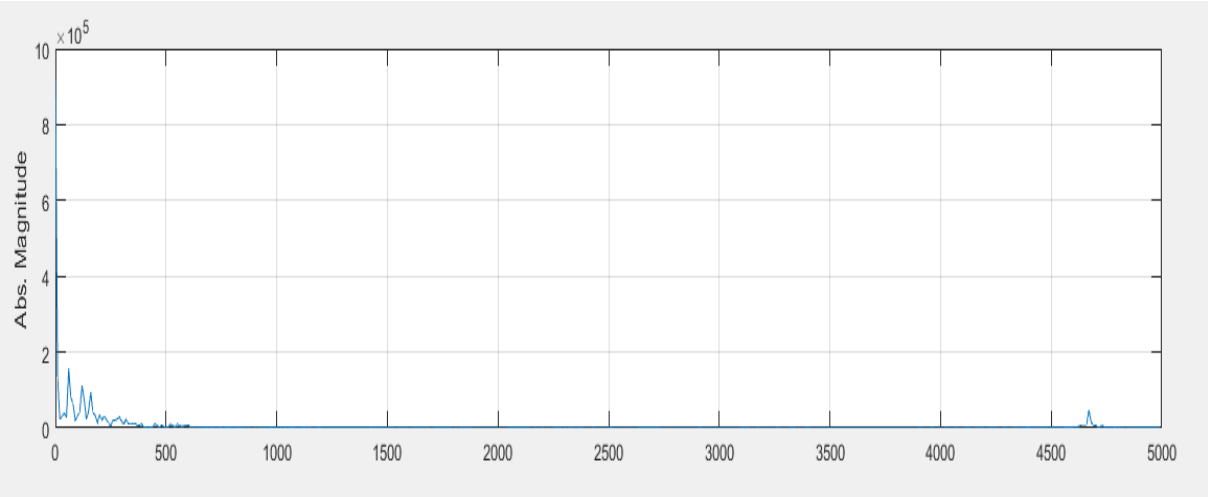
Comme cela était précisé plus haut, le signal GSR est analysé vis-à-vis de sa densité spectrale. Pour cela la transformée de Fourier Discrète a été calculée pour chaque signal. Quelques résultats obtenus sont illustrés sur les figures ci-dessous. On constate globalement que la plupart du contenu spectral des signaux GSR se localise dans les basses fréquences (inférieur à 100Hz). Toutefois dépendant de la nature de l'action physiologique, des fréquences peuvent exister ou pas. Une étude plus approfondie sur ce contenu spectral par rapport aux réactions physiologiques est nécessaire pour pouvoir corréler ces réactions au contenu spectral du signal GSR.



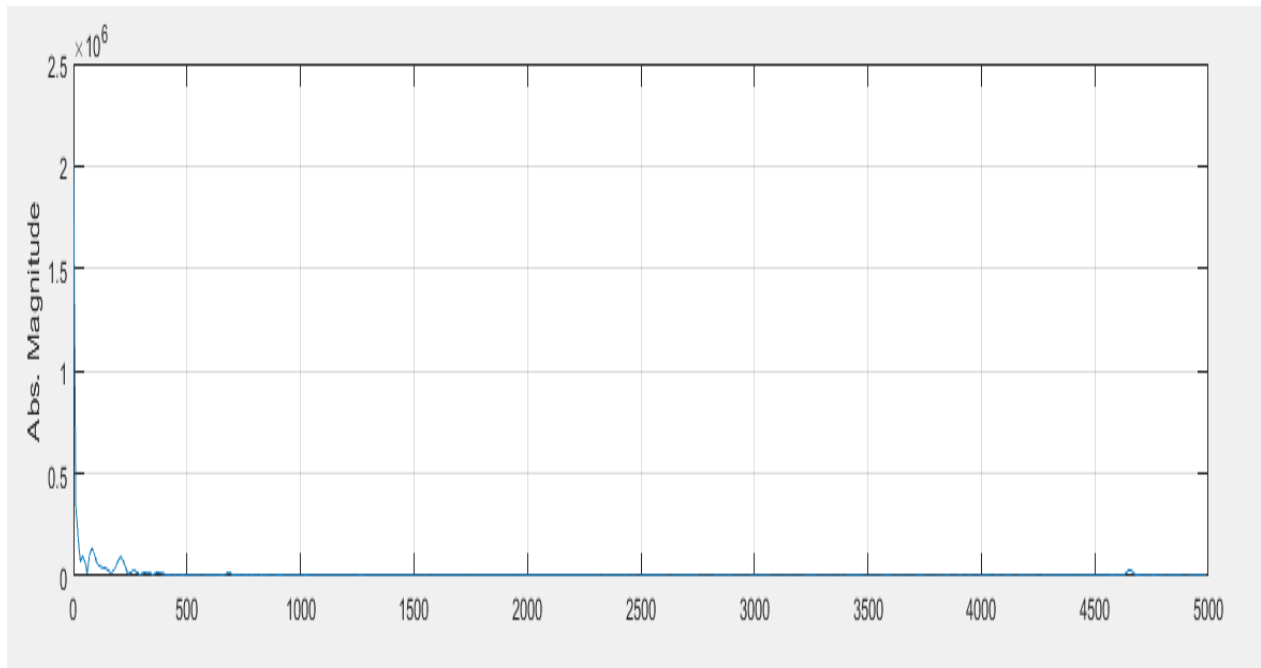
Pour le Sujet 7



Pour le sujet 6



Pour le sujet 4

**Pour le sujet 3****Conclusion :**

A travers ce chapitre un ensemble de tests ont été réalisés sur le dispositif développé. Ces tests faisant appel à différents sujets 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. Les signaux obtenus ont aussi été analysés vis-à-vis de leur contenu spectral ou on a montré que ce contenu pouvait changer en fonction des états physiologiques des sujets.

Titre de la manipulation de travaux pratique :
« Etude de l'activité Electrodermale »

But du TP :

Le but de ce TP est de permettre à l'étudiant de comprendre le principe de fonctionnement d'un dispositif capable de détecter la réponse électrodermale EDA ou « Galvanic skin response » GSR.

Cette étude est faite à travers la mesure de différents signaux sur différents point tests du dispositif et aussi la mesure du signal GSR et son analyse.

Rappel Théorique :

La quantification de l'activité du système nerveux autonome ouvre la porte à plusieurs applications telles que la détection du niveau de stress ou la reconnaissance des émotions qui peuvent être étudiées à travers l'activité Electrodermale traduite à travers la réponse galvanique de la peau (GSR : galvanic skin response).

L'activité électrodermale est l'activité électrique biologique enregistrée à la surface de la peau. Cela correspond à la mesure par des capteurs non-invasifs de grandeurs électriques qui reflètent la manifestation de phénomènes biologiques se déroulant sous la peau et entraînant des variations de ces grandeurs. Les paramètres liés à l'activité électrodermale font partie des variables physiologiques les plus répandues dans le domaine de la psychophysiologie, à la fois pour l'étude des phénomènes mis en jeu mais aussi pour son interprétation clinique.

Phénomène électrodermal :

Lorsque vous rencontrez un stimulus suscitant, comme une question suggestive, un bruit effrayant, ou même une pensée inquiétante, votre corps génère une variété de réponses psychophysiques.

L'une de ces micro-impulsions de sueurs libérées après une 1 à 2 secondes de retard à partir de glandes sudoripares apocrines qui sont liés aux systèmes d'éveil dans votre corps par l'intermédiaire d'adrénaline et d'autres hormones. La raison pour laquelle vos paumes pourraient transpirer pendant la parole en public ou une entrevue d'emploi, par exemple, est parce que votre esprit est en état d'alerte et chaque petit stimulus génère une de ces impulsions.

Chaque impulsion de sueur augmente la conductance électrique de votre peau, et quand cette conductance est mesurée et liée à susciter des stimuli, elle est appelée réponse galvanique de la peau

Quantification de signal GSR :

On distingue deux types de paramètres issus du signal de l'activité électrodermale:

- les paramètres phasiques, calculés à partir des caractéristiques du signal lors d'une réponse électrodermale sont le SCR et SCL (voir Figure 1 ci-dessous).
SCR = skin conductance response (RCP réponse de la conductance de la peau)
- les paramètres toniques, qui sont calculés sur des périodes de signal plus longues (de préférence sans la présence de stimulation).
SCL = skin conductance level : (niveau de la conductance de la peau NCP)

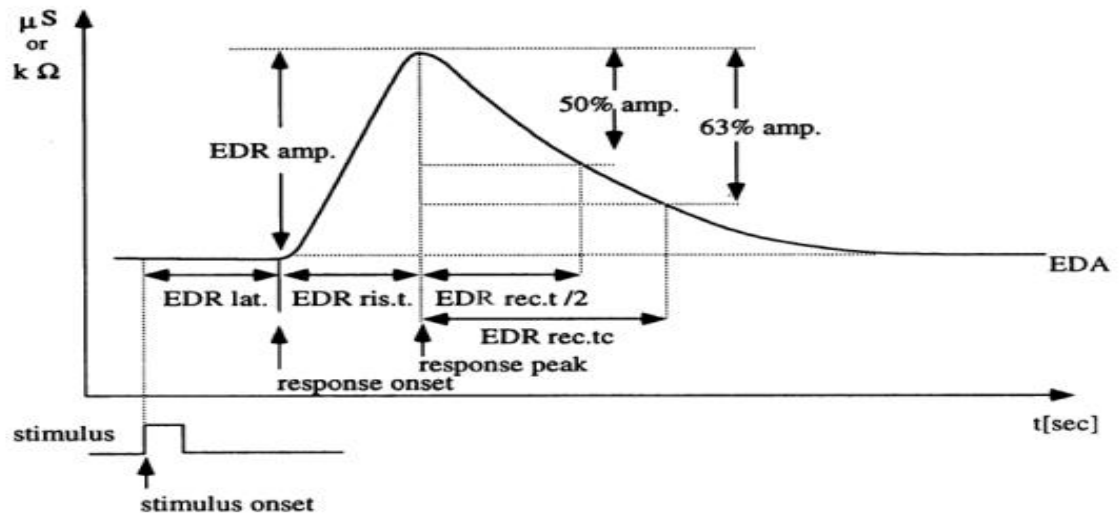


Figure 1 : Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse

La méthode de mesure : il y'a deux types de méthodes : Endosomatique , exosomatique
On s'intéresse dans ce travail de manipulation de travaux pratique à la méthode endosomatique

Les mesures de type endosomatiques ne nécessitent pas l'application d'une source externe de tension car le potentiel électrique de la peau est prélevé directement donc on mesure un potentiel. Ce dernier est mesuré sur l'éminence hypothénar.

La mesure du potentiel cutané est très délicate car son amplitude est faible et il est très sensible aux perturbations extérieures. Il est alors judicieux de choisir convenablement les électrodes et leurs emplacements.

L'emplacement convenable pour cette mesure de ces électrodes était selon la densité la plus élevée des glandes sudoripares et qui présentent sur la paume des mains.

Sur la main, les sites de mesure possibles sont les phalanges moyennes et distales, ou encore les éminences thenar et hypothenar .

Partie pratique :

Le système de mesure est composé d'un ensemble de blocs (figure 2), commençant par les capteurs, par le circuit de détection et puis le circuit de mise en forme et d'acquisition.

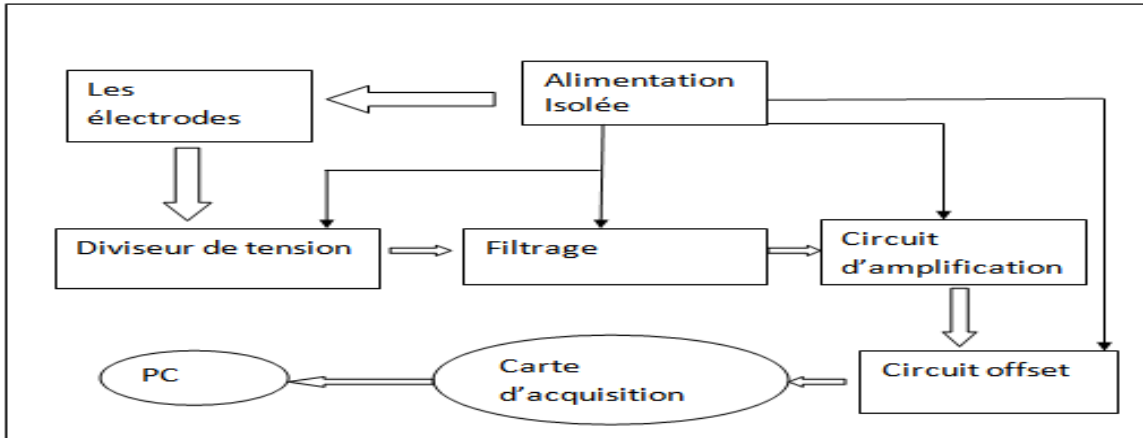


Figure 2 : schéma bloc du dispositif

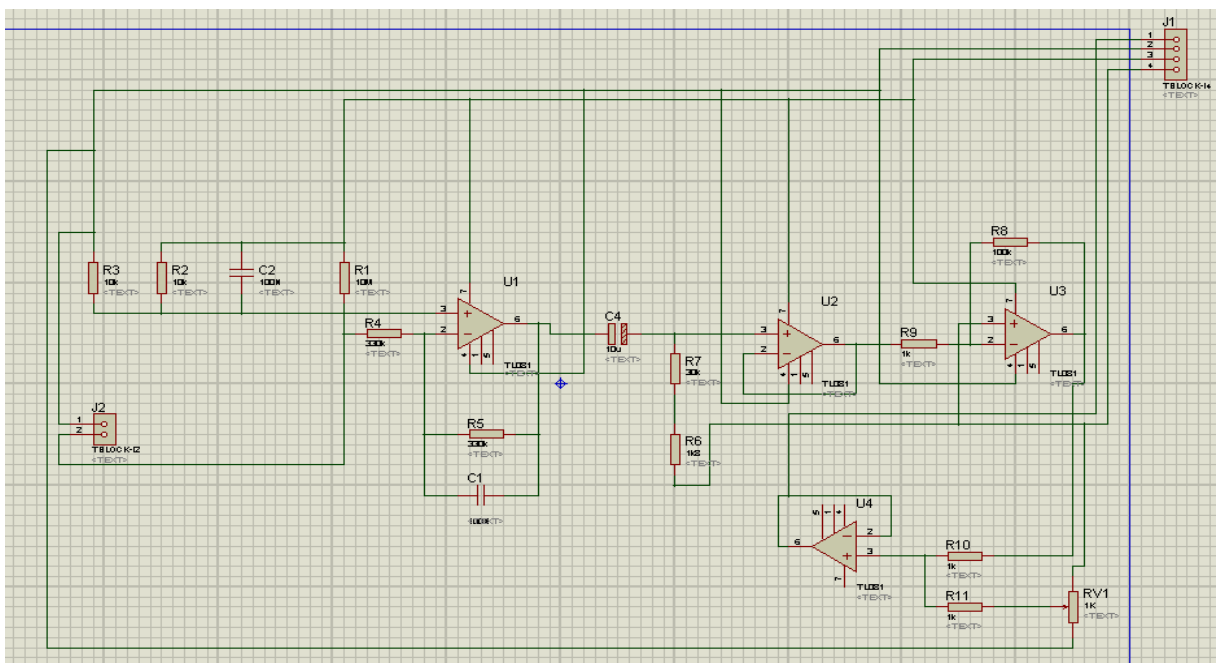
Travail expérimental:

1- Matériels utilisés :

- L'oscilloscope
- Une alimentation symétrique de (+ 5V et - 5v)
- Plaque d'essai
- La carte arduino, le logiciel arduino 1.0.5 et un câble
- PC (configuration -Windows)
- Les composants électroniques nécessaires.

Mesure sur le circuit de mise en forme :

Sur une plaque d'essai réaliser le circuit ci-dessous



Partie 1 : le but de cette partie est de comprendre le fonctionnement des différents étage de ce circuit

- 1) Utilisant la loi de Millman déterminer la valeur de l'entrée non inverseur des 1^{ère} étage
- 2) Alimenter le circuit par une alimentation symétrique de 5 V (+et -5v) .
- 3) Déterminer la bande passant de chaque filtre dans le circuit
- 4) Détermine le gain de l'amplification du circuit
- 5) Changer la valeur du potentiomètre de la dernier étage de ce circuit et visualiser le signal sur l'oscilloscope .que vous remarquer, et pourquoi nous avons utilisé cette étage ?

Partie 2 : le but de cette partie est de maitriser l'utilisation de la carte arduino

- 1) Relier la sortie de votre circuit à l'entrée analogique A0 de la carte arduino
- 2) Relier le GND de la carte arduino au GND du circuit
- 3) Relier la carte arduino au PC
- 4) Ecrire le programme qui permet d'afficher le signal de sortie du circuit sur le PC

Partie 3 : le but de cette partie est de mesurer et analyser le signal GSR

- 1) Alimenter le circuit par une alimentation symétrique de 5 V (+et -5v)
- 2) Demander au sujet qui va faire le mesure de se laver les mains avec de l'eau et du savon, et de les sécher soigneusement.
- 3) Demander au sujet de placer les électrodes sur les bouts des doigts (phalanges) et d'éviter le mouvement.
- 4) Lancer la mesure et Visualiser et le signal GSR sur le moniteur de votre PC. Discuter ce signal.
- 5) Demander au même sujet de faire un effort physique puis refaire les mesures. discuter ce signal et le comparer avec le signal précédent
- 6) Discuter avec le sujet et relever le signal GSR au cours de cette discussion. Commenter ce signal.
- 7) Faire des stimulations rapides au sujet dans les différents parties du corps et relever le signal GSR. Discuter.

Bibliographie :

[1] <https://fr.wikipedia.org/wiki/MATLAB>

Gil S.2009.Comment étudier les émotions en laboratoire ? Revue électronique de psychologie .Sociale.P.4.

Dawson et al,Schell AM,Fillion DL .2007.the Electrodermal System.In :the Handbook of psychophysiology,3rd Edition.Cambridge University Press.New-York

Conclusion générale

Conclusion générale :

Dans ce mémoire, nous nous sommes intéressés à l'étude et la réalisation d'un dispositif intégré, de taille raisonnable, placé sur une zone ergonomiquement acceptable (les doigts), qui permet de surveiller la réponse galvanique de la peau « GSR ». Il peut être éventuellement utilisé pour la quantification du SNA et donc permettre de traiter les changements psychologiques en mesurant la reflexe psycho galvanique.

L'approche que nous avons adopté pour mener cette étude est celle que doit adopter tout ingénieur voulant développer un système. C'est ainsi qu'une étude théorique de la grandeur (signal GSR) a été menée en premier lieu, suivie par une description détaillée des différentes propositions de circuits de mise en forme pouvant être mise en œuvre pour détecter correctement cette grandeur et enfin la réalisation.

En fait, dans l'étude théorique que nous avons menée sur la grandeur, 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 générée physiologiquement ou encore détectée 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 circuits de mise en forme pour la détection de ce signal GSR. Cette étude était menée d'abord à travers une description détaillée du capteur (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 circuits de détection et de mise en forme qui pouvaient être utilisés pour garantir une bonne acquisition et par conséquent mesure du signal GSR.

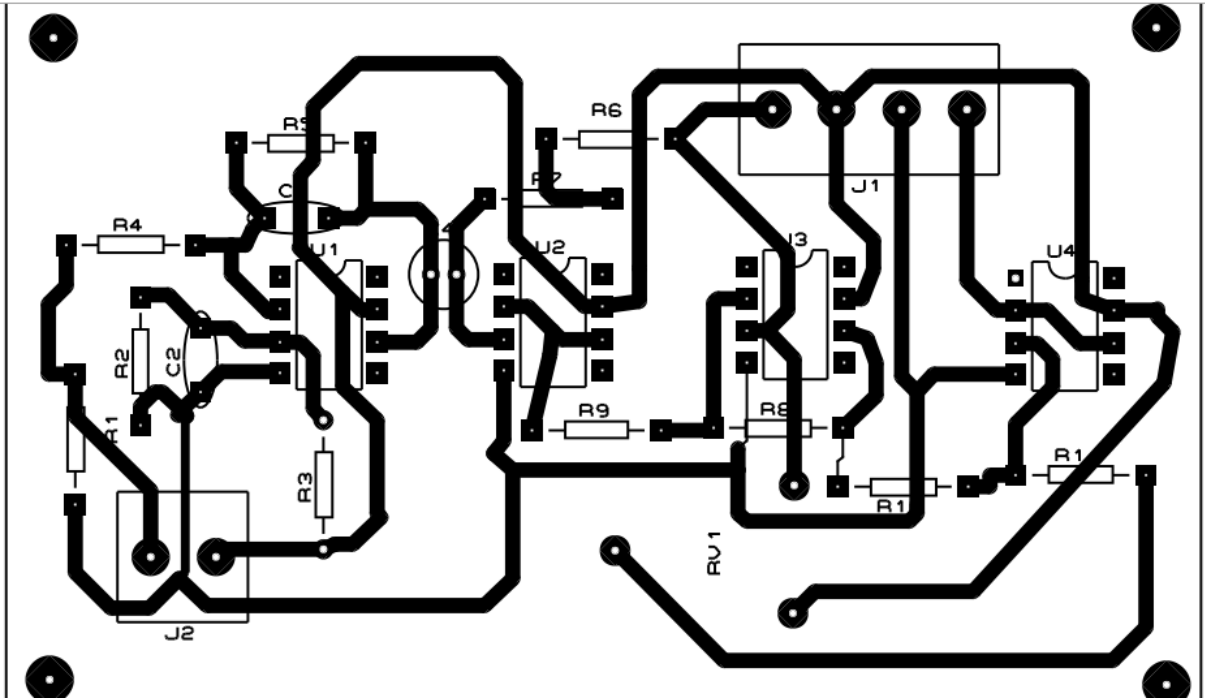
L'étape suivante était consacrée à la réalisation de notre système de mesure. A travers cette réalisation les deux aspects hardware et software ont été étudiés. En effet, du point de vue hardware, différents problèmes pratiques ont été étudiés en vue de concrétiser cette réalisation. Ces problèmes pratiques nous ont permis d'élargir nos connaissances sur le fonctionnement des différents circuits électroniques (les filtres les amplificateurs, carte d'acquisition.....) utilisés dans la réalisation de ce travail. Du point de vue software, et quoique le traitement de la grandeur GSR était limité à une analyse spectrale et sa visualisation sur le moniteur d'un PC, d'autres routines softwares mise en œuvre pour assurer le bon fonctionnement de la carte d'acquisition «Arduino» ont été aussi étudiées.

La dernière étape de ce travail, était la réalisation d'un ensemble de tests sur le dispositif développé. Ces tests faisant appel à différents sujets 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

Comme perspectives et pour une meilleure quantification du SNA c'est d'établir un traitement informatique plus profond sur ce signal GSR, de coupler cette technique

Conclusion générale

(détection de la réponse galvanique de la peau) à d'autres techniques comme la détection de la fréquence cardiaque, rythme respiratoire et la température cutanée dans le même dispositif.



Circuit d'imprimer de la carte GSR

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

24 DEVICES COVER COMMERCIAL, INDUSTRIAL, AND MILITARY TEMPERATURE RANGES

- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}

description

The TL08x JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient. Offset adjustment and external compensation options are available within the TL08x family.

The C-suffix devices are characterized for operation from 0°C to 70°C. The I-suffix devices are characterized for operation from –40°C to 85°C. The M-suffix devices are characterized for operation over the full military temperature range of –55°C to 125°C.

symbols



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

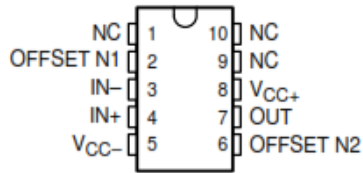
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1996, Texas Instruments Incorporated
On products compliant to MIL-PRF-38535, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

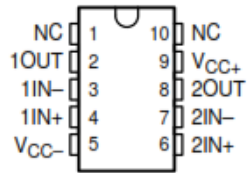
**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y**
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

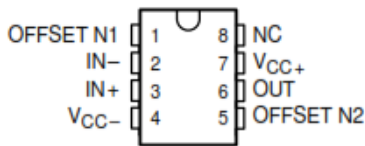
TL081, TL081A, TL081B
U PACKAGE
(TOP VIEW)



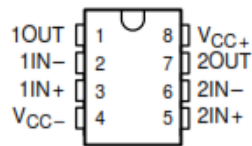
TL082, TL082A, TL082B
U PACKAGE
(TOP VIEW)



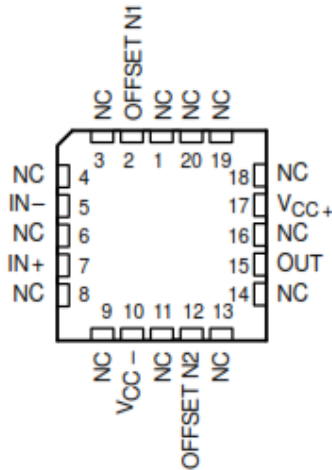
TL081, TL081A, TL081B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



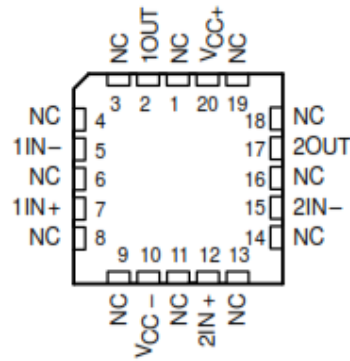
TL082, TL082A, TL082B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



TL081M . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)

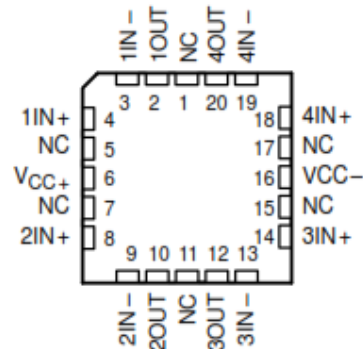
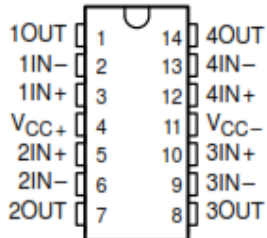


TL082M . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



TL084M . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)

TL084, TL084A, TL084B
D, J, N, PW, OR W PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

**TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B
TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS**
SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

AVAILABLE OPTIONS

PACKAGED DEVICES									
CERAMIC DIP (J)	CERAMIC DIP (JG)	PLASTIC DIP (N)	PLASTIC DIP (P)	TSSOP (PW)	FLAT PACK (U)	FLAT PACK (W)	CHIP FORM (Y)		
—	—	—	TL081CP TL081ACP TL081BCP	TL081CPW	—	—	—		
—	—	—	TL082CP TL082ACP TL082BCP	TL082CPW	—	—	TL082Y		
—	—	TL084CN TL084ACN TL084BCN	—	TL084CPW	—	—	TL084Y		
—	—	TL084IN	TL081IP TL082IP	—	—	—	—		
TL084MJ	TL081MJG TL082MJG	—	—	—	TL081MU TL082MU	TL084MW	—		

device type (e.g., TL081CDDR).

TA	V _{IO} max AT 25°C	SMALL OUTLINE (D008)	SMALL OUTLINE (D014)	CHIP CARRIER (FK)
		TL081CD TL081ACD TL081BCD	TL084CD TL084ACD TL084BCD	
0°C to 70°C	15 mV	TL081CD	—	—
	6 mV	TL081ACD	—	—
	3 mV	TL081BCD	—	—
—40°C to 85°C	15 mV	TL082CD TL082ACD TL082BCD	—	—
	6 mV	—	TL084CD TL084ACD TL084BCD	—
	3 mV	—	—	—
—55°C to 125°C	6 mV	TL081ID	TL084ID	—
	6 mV	TL082ID	—	TL081MFK TL082MFK TL084MFK
	6 mV	TL084ID	—	—

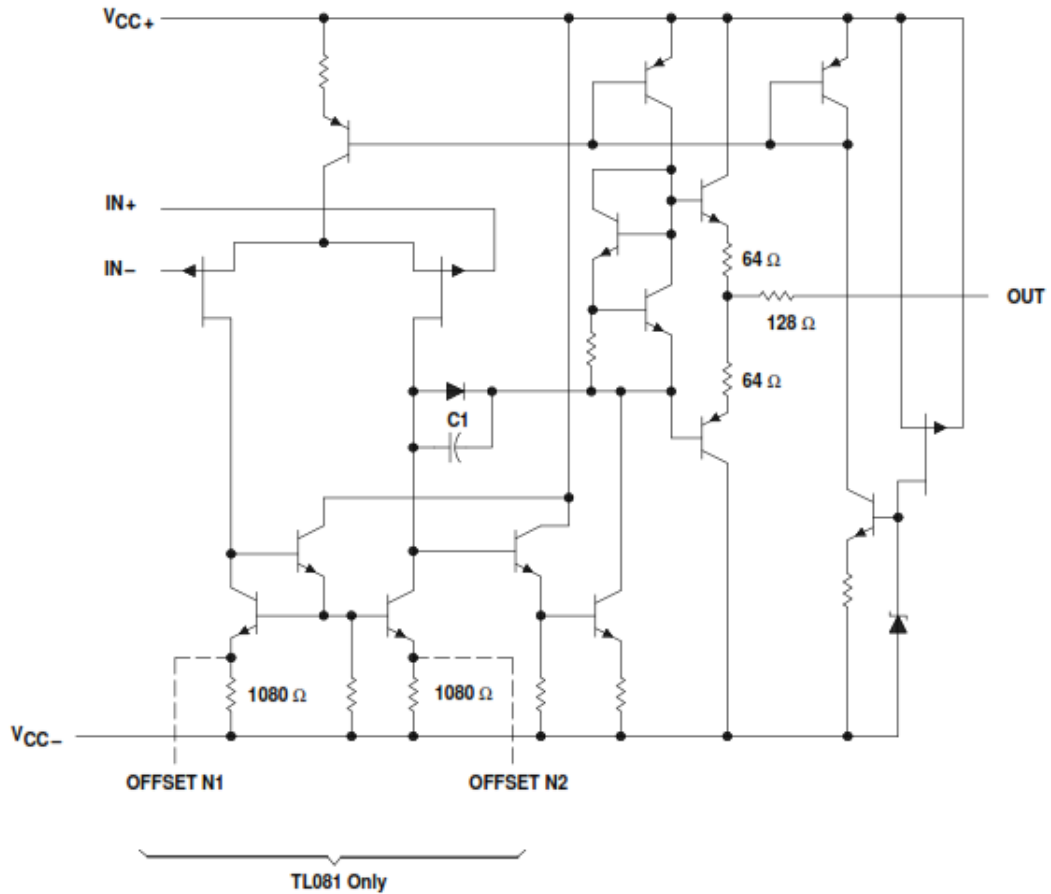
The D package is available taped and reeled. Add R suffix to the

Annexe

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

schematic (each amplifier)



Component values shown are nominal.

Le programme de l'arduino pour un affichage en temps réel:

```
int analogPin1=0;
```

```
int gsk;
```

```
float y;
```

```
void setup() {
```

```
    // put your setup code here, to run once:
```

```
    Serial.begin(9600);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    // put your main code here, to run repeatedly:
```

```
    gsk=analogRead(analogPin1);
```

```
    y=map(gsk,0,1023,0,5000);
```

```
    Serial.println(y);
```

```
    delay(50);
```

```
}
```

Le programme de Matlab:

```
clc
clear all
close all
s=serial('COM4');
set(s,'Baudrate',9600);
fopen(s);
flushinput(s);
for i=1:1000
    d3=fscanf(s);
    data(i)=str2num(d3);
end
fclose(s);
delete(s);
ANA1 = data;
save ana ana
```

Le programme de matlabs pour déterminer FFt du signal :

```
fs = 1000; % sampling rate
t = 0:1/fs:0.1; % sampling instants
load('ana'); % notre signal
x = ana;
% perform 1000-point transform
y = fft(x,1000); % y contains 1000 complex
amplitudes
y = y(1:500); % just look at first half
m = abs(y); % m = magnitude of gsr
p = unwrap(angle(y)); % p = phase of gsr,
unwrap() % copes with 360 degree
jumps
% plot spectrum 0..fs/2
f = (0:499)*fs/1000; % calculate Hertz values
subplot(2,1,1), plot(f,m); % plot magnitudes
ylabel('Abs. Magnitude'), grid on;
subplot(2,1,2), plot(f,p*180/pi); % plot phase in degrees
ylabel('Phase [Degrees]'), grid on;
xlabel('Frequency [Hertz]');
```

Annexe

Le programme Matlab pour une affichage du signal en temps réel :

```
clear all;
clc

%User Defined Properties
serialPort = 'COM4';           % define COM port #
plotTitle = 'le potentiel';    % plot title
xlabel = 'Time (s)';           % x-axis label
ylabel = 'voltage';           % y-axis label
plotGrid = 'on';              % 'off' to turn off grid
min = 0;                       % set y-min
max = 5000;                    % set y-max
scrollWidth = 100;             % display period in plot, plot
entire data log if <= 0
delay = 0.00001;              % make sure sample faster than
resolution

%Define Function Variables
time = 0;
data = zeros(3,1);
count = 0;

%Set up Plot
plotGraph = plot(time,data(1,:), '-r', ...
    'LineWidth',2, ...
    'MarkerFaceColor','w', ...
    'MarkerSize',2);

hold on
plotGraph1 = plot(time,data(2,:), '-m', ...
    'LineWidth',1, ...
    'MarkerFaceColor','w', ...
    'MarkerSize',2);

hold on
plotGraph2 = plot(time,data(3,:), '-b', ...
    'LineWidth',1, ...
    'MarkerFaceColor','w', ...
    'MarkerSize',2);

title(plotTitle, 'FontSize',25);
xlabel(xLabel, 'FontSize',15);
ylabel(yLabel, 'FontSize',15);
axis([0 10 min max]);
grid(plotGrid);
s = serial(serialPort, 'BaudRate', 9600)
disp('Close Plot to End Session');
fopen(s);

tic

while    ishandle(plotGraph)    &&    ishandle(plotGraph2)    &&
ishandle(plotGraph1)    %Loop when Plot is Active

dat = fscanf(s, '%f'); %Read Data from Serial as Float
```

Annexe

```
if(~isempty(dat) && isfloat(dat)) %Make sure Data Type is Correct
    count = count + 1;
    time(count) = toc; %Extract Elapsed Time in seconds
    data(:,count) = dat(:,1); %Extract 1st Data Element

%Set Axis according to Scroll Width
if(scrollWidth > 0)
    set(plotGraph,'XData',time(time > time(count))-scrollWidth),...
        'YData', data(3,time > time(count)-scrollWidth));
    set(plotGraph1,'XData',time(time > time(count))-scrollWidth),...
        'YData', data(2,time > time(count)-scrollWidth));
    set(plotGraph2,'XData',time(time > time(count))-scrollWidth),...
        'YData', data(1,time > time(count)-scrollWidth));

    axis([time(count)-scrollWidth time(count) min max]);
else
    set(plotGraph,'XData',time,'YData',data(3,:));
    set(plotGraph1,'XData',time,'YData',data(2,:));
    set(plotGraph2,'XData',time,'YData',data(1,:));
    axis([0 time(count) min max]);
end

%Allow MATLAB to Update Plot
pause(delay);
end
end

%Close Serial COM Port and Delete useless Variables
fclose(s);

clear count dat delay max min plotGraph plotGraph1 plotGraph2
plotGrid...
    plotTitle s scrollWidth serialPort xlabel ylabel;

disp('Session Terminated');

prompt = 'Export Data? [Y/N]: ';
str = input(prompt,'s');
if str == 'Y' || strcmp(str, ' Y') || str == 'y' || strcmp(str, '
y')
    %export data
    csvwrite('accelData.txt',data);
    type accelData.txt;
else
end

clear str prompt;
```