



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département 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 : **DROUCHE Amel et BOUABDALLAH Mariem**

Etude et réalisation d'un détecteur de mensonge à base de la mesure de l'activité électrodermale

Soutenu le 27/06/ 2019 devant le Jury

M.	DEBBAL Sidi Med	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen Président
M.	HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen Encadreur
M.	BEN ALI Redouane	<i>MAB</i>	Université de Tlemcen Examineur

Année universitaire 2018/2019.

Dédicaces

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

Je dédie ce projet à mes chères sœurs « Nassima » et « Soria », mes chers frères, et Mon neveu « Wassim »

A toutes mes copines.

A tous mes amis.

Amel

Dédicaces

Je Dédie ce mémoire.

A mes très très chers parents.

À ma chère tante.

A mes chères sœurs et mes chers frères.

À ma chère Amel.

Mariem.

Remerciements :

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

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

Nous remercions Monsieur « HAMZA CHERIF Lotfi » d'avoir accepté de nous encadrer et pour son aide, ses orientations.

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

Nous adressons notre profonde reconnaissance à Mr « khaouani MOHAMED » et Mr « HAMMOUDI », pour leurs aides à surmonter les difficultés rencontrées.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements pour tous les travaux dans le magasin d'électronique. Sans oublier les personnes avec qui nous avons partagé les années d'études dans la faculté de technologie, surtout nos chères amies de promos 2018/2019, auxquels nous souhaitons bon courage.

Résumé

Le mensonge est un état émotionnel qui peut être traduit sous différents moyens d'expression verbal ou non verbal. L'enregistrement de la réaction électrodermale et la température permettent d'estimer l'état émotionnel d'une personne devant un stimulus ou une situation.

Dans ce travail nous avons étudié et réalisé un dispositif qui permet de mesurer deux paramètres qui permettent d'estimer le mensonge qui sont la réaction électrodermale et la température. 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. Et en plus un capteur de température placée près d'un doigt de la main qui permet d'injecter dans la carte d'Arduino un signal analogique qui va être traité et afficher la température du sujet sur un afficheur LCD. Les signaux des sorties sont reliés avec des systèmes de signalisation (LED, buzzer) pour indiquer le mensonge.

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 des signaux détectés. Les mesures de ces deux grandeurs sont réalisées et interprétés sur différents sujets dans différentes conditions physiologiques.

Abstract:

Lying is an emotional state that can be translated under different means of verbal or non-verbal expression. The recording of the electrodermal reaction and the temperature make it possible to estimate the emotional state of a person in front of a stimulus or a situation.

In this work we have studied and realized a device which makes it possible to measure two parameters which make it possible to estimate the lie which are the electrodermal reaction and the temperature. This electronic device allows the use of two electrodes placed on the phalanges of the fingers of the hand and electronic shaping circuits to detect the signal of the galvanic response of the skin and to view it on the monitor of a PC. And in addition to a temperature sensor placed near a hand that allows to inject into the Arduino card an analog signal that will be processed and display the temperature of the subject on an LCD display. The signals of the outputs are connected with signaling systems (LED, buzzer) to indicate the lie.

In fact, two parts (hardware and software) constituting such a device are studied to carry out the realization of this device. The hardware part which concerns all the circuits of detection, formatting and acquisition. The software part concerning the acquisition and processing software of the detected signals. The measurements of these two quantities are made and interpreted on different subjects under different physiological conditions.

ملخص

الكذب هو حالة عاطفية يمكن ترجمتها باستخدام وسائل مختلفة للتعبير اللفظي أو غير اللفظي. يتيح تسجيل رد الفعل الكهربائي ودرجة الحرارة تقدير الحالة العاطفية للشخص أمام محفز أو موقف ما.

في هذا العمل، درسنا وانجزنا جهازًا يجعل من الممكن قياس معلمين من الممكن تقدير الكذبة وهما التفاعل الكهربائي ودرجة الحرارة. يسمح هذا الجهاز الإلكتروني باستخدام قطبين يوضعان على الكتائب بأصابع اليد ودوائر التشكيل الإلكترونية للكشف عن إشارة الاستجابة الجلفانية للجلد ومشاهدته على شاشة جهاز الكمبيوتر. بالإضافة إلى جهاز استشعار درجة الحرارة الموضوعة بالقرب من اليد التي تسمح بضخ في بطاقة ارويينو

إشارة التناظرية التي سيتم معالجتها وعرض درجة حرارة الموضوع على الشاشة. ترتبط إشارات المخرجات بأنظمة الإشارات (الصمام، الجرس) للإشارة إلى الكذب.

في الواقع يتم دراسة جزأين (الأجهزة والبرامج) التي تشكل مثل هذا الجهاز لتنفيذ تحقيق هذا الجهاز. جزء الأجهزة الذي يتعلق بجميع دوائر الكشف والتنسيق والاستحواذ. الجزء المتعلق ببرنامج اقتناء ومعالجة الإشارات المكتشفة. يتم إجراء قياسات هذه الكميتين وتفسيرها على مواضيع مختلفة في ظل ظروف فسيولوجية مختلفة.

Table des matières

Dédicaces

Remerciements

Résumé

Introduction générale..... 1

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Introduction :	4
1 Les émotions et l'activité électrodermale :	4
2 Neurophysiologique :	5
2.1 Système limbique :	5
2.2 LE SYSTEME NERVEUX(SN) :	6
A. Le système nerveux central (SNC) :	6
B. Système nerveux périphérique (SNP) :	6
a) Système nerveux somatique (SNS) :	6
b) Le système nerveux autonome (végétatif) (SNA) :	7
a. Sympathique et parasympathique :	7
3 Anatomie de la peau et des glandes sudoripares :	8
3.1 La peau : une interface et une barrière :	8
a) Structure globale :	9
a. Structure de l'épiderme :	9
b. Structure du derme :	9
c. Structure de l'hypoderme :	9
3.2 Glandes sudoripares :	10
a) Types de glandes sudoripares :	10
4 L'ACTIVITÉ ÉLECTRODERMALE :	11
4.1 L'activité électrodermale :	11
4.2 La découverte de l'activité électrodermale :	11
4.3 L'enregistrement de l'activité électrodermale :	12
a) Mesure de l'activité électrodermale :	12
b) Quantification de l'activité électrodermale :	12
a. La réponse phasique :	12
b. Le niveau tonique :	13

5	La bande passante de la réponse galvanique de la peau :	13
6	L'activité thermique :	13
6.1	Radiation (R) :	14
6.2	Convection (Cv) :	14
6.3	Conduction (Cd) :	14
6.4	Evaporation (E) :	14
7	Variations physiologiques de la température :	15
7.1	Rythme nyctéméral :	15
7.2	Progestérone :	15
7.3	Age :	15
7.4	Activité physique :	15
7.5	Emotions :	15
8	La température cutanée et le mensonge :	16
	Conclusion :	16
	Bibliographie	17

Chapitre 2 : Le choix des capteurs.

	INTRODUCTION :	18
1	Modèles de mesures :	18
2	Les réponses de la peau :	20
2.1	La réponse potentielle de la peau (la réponse endosomatique):	20
2.2	La réponse de la résistance de la peau (la réponse exosomatique) :	20
3	Méthodes de mesure :	21
4	Les capteurs :	21
4.1	- Définition :	21
4.2	Structure d'un capteur :	22
	a) Corps d'épreuve :	22
	b) Élément de transduction :	22
4.3	Classification des capteurs :	22
4.3.1	Capteur actif :	22
	a) Effet thermopélectrique:	23
	b) Effet piézo-électrique :	23
	c) Effet d'induction électromagnétique :	23

d) Effet photo-électrique :	23
e) Effet Hall :	23
f) Effet photovoltaïque :	23
4.3.2 Capteur passif :	23
a) La variation d'impédance résulte :	23
4.4 Caractéristique d'un capteur	23
4.5 Chaîne de mesure	24
4.6 Etude des capteurs utilisés :	24
4.6.1 Le capteur de température LM35 :	24
a) Définition :	24
b) Avantage du LM 35 :	25
c) Les Caractéristiques de LM35 :	25
d) Fonctionnement du capteur de température LM35 :	25
4.6.2 Les électrodes :	26
a) L'importance des capteurs et des électrodes :	26
b) Présentation des interfaces entre électrode métallique et le milieu biologique ...	26
4.6.2.b.1 Les différents types de transfert de charge :	27
4.6.2.b.2 Modèle de l'interface électrode électrolyte :	27
c) Choix des électrodes :	28
4.6.2.c.1 Les électrodes polarisées ou non polarisées :	28
4.6.2.c.1.1 Les électrodes polarisées :	28
4.6.2.c.1.2 Les électrodes non polarisées :	29
4.6.2.c.2 La fabrication :	29
4.6.2.c.3 La géométrie :	29
4.6.2.c.4 Jonction peau-électrolyte :	29
4.6.2.c.4.1 Élément sensible :	29
4.6.2.c.4.2 Electrolyte :	29
4.6.2.c.4.3 Bouton de contact :	30
4.6.2.c.4.4 Coupelle :	30
4.6.2.c.4.5 Adhésif :	30
4.6.2.c.4.6 Papier protecteur :	30
4.6.2.c.4.7 Couvercle protecteur :	30
4.7 Conclusion sur le choix de nos électrodes :	30

4.8	L'emplacement des électrodes :	30
4.8.1	Utilisation du gel :	31
4.9	Les filtres :	31
4.9.1	Type de filtres :	31
4.9.2	Famille de filtres :	32
	a) Butterworth :	32
	b) Tchebychev :	32
	c) Bessel :	32
4.9.3	Méthodes de réalisation des filtres :	32
	Filtres actifs et passifs :	32
	a) Filtre actif :	32
	b) Filtre passif :	33
4.10	Les sources de bruit :	33
	Conclusion:	33
	Bibliographie.	34

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de mise en forme.

	Introduction :	36
1	Conception du système :	36
1.1	Les électrodes (capteur GSR) :	37
1.1.1	La Sensibilité :	39
1.2	L'étage de détection :	39
1.2.1	Montage suiveur :	40
1.3	Circuit de pré amplification :	40
	41
1.4	Circuit de filtrage :	42
	43
1.5	Circuit d'amplification :	44
1.6	Circuit d'offset:	44
1.7	Alimentation :	45
2	Capteur de température dans PROTEUS :	47
3	Affichage :	48

3.1	Brochage de l'afficheur LCD :	48
4	L'alarme (sonore et visuelle) :	49
4.1	L'alarme sonore (buzzer) :	49
4.2	L'alarme visuelle (LED):	49
4.2.1	Brochage :	50
5	Arduino :	51
5.1	Définition :	51
5.1.1	Présentation :	51
	a) Hardware :	51
	b) Software :	52
5.2	Intérêt de l'Arduino :	53
5.3	Arduino UNO :	54
5.3.1	Définition :	54
5.3.2	caractéristiques techniques:	55
5.3.3	Alimentation :	55
5.3.4	Programmation :	56
5.4	Le logiciel de simulation : PROTEUS :	56
5.4.1	Définition :	56
5.4.2	Présentation générale de proteuse :	57
5.4.3	Intérêt :	58
	Conclusion :	58
	Bibliographie.....	59

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

1	Mesures et interprétations :	61
2	Tests et résultats :	62
2.1.a	Le signal GSR :	62
2.1.b	La température :	66
	Conclusion :	67
	Bibliographie.....	68
	Conclusion générale :	69
	Annexes :	70

LISTES DES FIGURES :

Chapitre 1 :

Figure 1.1: système limbique.	5
Figure 1.2: configuration du système nerveux SN	6
Figure 1.3: Schéma d'efférence du système nerveux autonome sur les organes du corps humain.	8
Figure 1.4: l'anatomie de la peau.	10
Figure 1.5: Représentation d'une glande sudoripare.	11
Figure 1.6: Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse.....	12
Figure 1.7: Durée de perturbation ohmique	13
Figure 1.8: les différentes modalités d'échanges thermiques entre le milieu ambiant et l'organisme. .	14

Chapitre 2 :

Figure 2.1: polygraphe primitif	18
Figure 2.2: Schéma et La carte Jennic qui contient le module Zigbee	19
Figure 2.3: schéma bloc d'un dispositif qui mesure GSR.	20
Figure 2.4: Schéma de principe d'un capteur.....	22
Figure 2.5: Caractéristique d'un capteur	23
Figure 2.6: constitution d'une chaîne de mesure classique.	24
Figure 2.7: Capteur de température LM35.	25
Figure 2.8: les électrodes utilisés et leurs emplacements	26
Figure 2.9: Modèle électrique simplifié des interfaces entre deux électrodes plongées dans un milieu biologique.....	27
Figure 2.10: les différents emplacements des électrodes sur la main	31
Figure 2.11: filtre de Butterworth, filtre de Tchebychev, filtre de Bessel.....	32

Chapitre 3 :

Figure 3.1: schéma synoptique du dispositif.....	37
Figure 3.2: les électrodes de mesure de GSR.....	37
Figure 3.3: Mesure de la tension en fonction de la résistance	38
Figure 3.4: Courbe de linéarité	38
Figure 3.5: circuit de détection (pont de Wheatstone).	39
Figure 3.6: Montage suiveur	40
Figure 3.7: circuit d'amplification et le signal amplifié.....	40
Figure 3.8: Amplificateur d'instrumentation AD620.....	41
Figure 3.9 : circuit de filtre passe bande.....	42
Figure 3.10: les signaux résultants du filtre passe bande	43
Figure 3.11: circuit d'amplification et signal résultant.....	44
Figure 3.12: circuit d'offset.....	44
Figure 3.13: Circuit générateur de (+5V) et (-5V) à partir de (+9V).	45
Figure 3.14: Circuit d'alimentation réalisé	45

Figure 3.15: Circuit général	46
Figure 3.16: Circuit général réalisé.	46
Figure 3.17: Schéma synoptique du LM35.	47
Figure 3.18: Capteur de température LM335 sous ISIS.et sa courbe de linéarité	47
Figure 3.19: L'afficheur LCD i2cLM016L 16x2.....	48
Figure 3.20: Brochage de l'afficheur LCD	48
Figure 3.21: Modèles buzzer active.....	49
Figure 3.22: LED RGB avec trois couleurs.....	49
Figure 3.23: Brochage de la LED RGB.....	50
Figure 3.24: Présentation de la carte arduino.	52
Figure 3.25: Présentation de l'environnement de programmation Arduino	53
Figure 3.26: Brochage de la carte Arduino UNO	54
Figure 3.27: présentation générale de PROTEUS.....	56
Figure 3.28: le logiciel ISIS	57
Figure 3.29:le logiciel ARES.	58

Chapitre 4 :

Figure 4.1 : Notion de noyau et d'écorce	62
Figure 4.2 : Signal GSR du test 1 (Un homme d'âge 23 ans).	63
Figure 4.3 : Signal GSR du test 2 (Un homme d'âge 23 ans sportif mais fumeur).....	64
Figure 4.4 : Signal GSR du test 3 (Sujet 3 : un enfant d'âge 14 ans)	64
Figure 4.5 : Signal GSR du test 4 (Une femme d'âge 45 ans de poids 85Kg)	65
Figure 4.6 : Signal GSR du test 5 (Une femme de l'âge 23 ans 61 Kg).....	65
Figure 4.7 : Signal GSR du test 5 (Un homme de l'âge 24 ans 75 Kg.....	65

Liste des tableaux :

Tableau 3.1: La linéarité d'un capteur (électrodes).....	38
Tableau 3.2 : Les fréquences d'un filtre passe bande.....	42
Tableau 3.3: La linéarité d'un capteur (LM35).....	46
Tableau3.4:Caractéristiquetechniquesdel'Arduino.....	54
Tableau 4.1:Tableau de test de température	65

Listes des abréviations :

RED : la réaction électrodermale.

GSR :galvanique skin responce.

AED :activité électrodermale.

SN : LE SYSTEME NERVEUX.

SNC : Le système nerveux central .

SNP : Système nerveux périphérique.

SNS : Système nerveux somatique .

SNA :Le système nerveux autonome .

NOR : réponse non orientée.

SCL = skin conductance level : (niveau de la conductance de la peau NCP).

SCR = skin conductance réponse (RCP réponse de la conductance de la peau) .

Introduction générale :

La détection de mensonge est une évaluation d'une déclaration verbale dans le but de révéler une possible tromperie intentionnelle. Elle peut faire référence à un processus cognitif consistant à détecter la tromperie en évaluant le contenu du message ainsi que des signaux non verbaux. Cela peut également faire référence aux techniques de questionnement utilisées avec une technologie qui enregistre des fonctions physiologiques pour déterminer la vérité et le mensonge en réponse.

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

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

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

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

Ce travail de fin d'étude répond à un objectif principal, orientés vers la détection de mensonge.

Il consiste alors à l'étude et la réalisation d'une plateforme permettant de relever l'activité électrodermale et la température à l'aide des électrodes convenablement disposé et un capteur de température (respectivement).

Ce manuscrit est structuré comme suite :

- Dans le premier chapitre, nous aborderons les différentes notions de base de l'émotion, le système nerveux et la peau. Ensuite on donnera quelques notions sur l'activité électrodermale du point de vue physiologique et du point de vue signal à travers son allure et ses caractéristiques.
- Le second chapitre, est consacré à la description des circuits existants dans la littérature. Une description détaillée des électrodes et de leur interface avec le milieu biologique sera introduite pour nous permettre de bien choisir le circuit et les électrodes convenable à notre mesure.
- Le chapitre 3 engendrera une description du circuit proposé ; 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. En plus la présentation des différents logiciels usités pour la facilité d'acquisition de notre signal GSR.
- Dans le chapitre 4, les différents tests réalisés sur le system développé sont présentés et évalués. A ce niveau des interprétations des résultats sont faites.

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

Chapitre 1 :

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

Introduction :

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

1 Les émotions et l'activité électrodermale :

James-Lange ou théorie « périphéraliste », définit les émotions comme étant la perception de modifications physiologiques. Depuis, de nombreuses théories émotionnelles ont vu le jour, aboutissant à des définitions différentes (Sander 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 psychophysiological (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). [1]

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Base Biologiques :

2 Neurophysiologique :

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

2.1 Système limbique :

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

Le rôle du système limbique est particulièrement important puisqu'il règle le fonctionnement de certains viscères, en ce qui concerne le métabolisme (fonctionnement de l'organisme) de la vie émotionnelle. Plus précisément le système limbique est un ensemble de structures situées sur la face médiane (au milieu) des hémisphères cérébraux, et à l'intérieur du diencephale, qui est la partie du cerveau située entre les deux hémisphères, et en avant du cerveau moyen. Il est creusé dans tout son ensemble par le troisième ventricule. Ces structures cérébrales constituent la périphérie du sommet du tronc cérébral, c'est la raison pour laquelle elle porte cette nomination de système limbique.

Ainsi, il est responsable de l'organisation des comportements instinctifs fondamentaux

Et de l'expression des émotions et des motivations.

Le système limbique intègre également une partie du corps amygdaloïde. A l'intérieur du diencephale, les principales structures limbiques sont : l'hypothalamus et les noyaux antérieurs du thalamus (voir figure 1.1) [2].

SYSTÈME LIMBIQUE

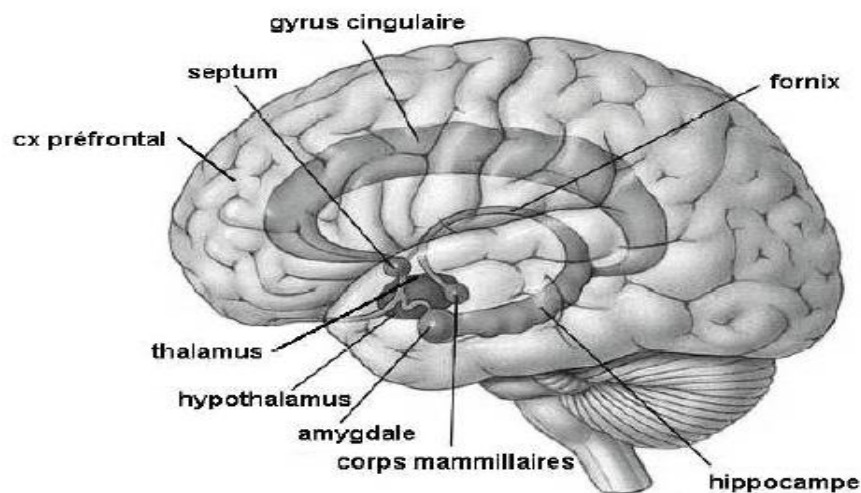


Figure 1.1 : système limbique.

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

2.2 LE SYSTEME NERVEUX(SN) :

Le système nerveux est un système en réseau formé des organes des sens, des nerfs, du cerveau, de la moelle épinière, etc. Il coordonne les mouvements musculaires, contrôle le fonctionnement des organes, véhicule les informations sensorielles et motrices, régule les émotions et est le siège de l'intellect [3].

On distingue deux grandes parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique (**figure 1.2**).

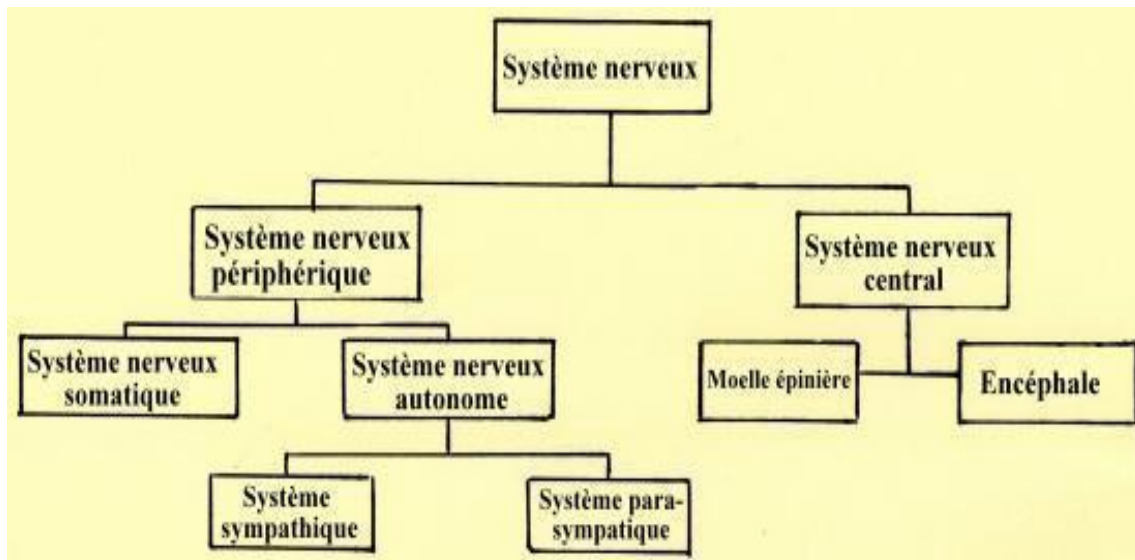


Figure1.2: configuration du système nerveux SN

A. Le système nerveux central (SNC) :

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

B. Système nerveux périphérique (SNP) :

Le SNP est la partie du système nerveux formée de ganglions et de nerfs qui fait circuler l'information entre les organes et le SNC et réalise les commandes motrices de ce dernier.

Il est habituellement divisé en deux sous-ensembles : le système nerveux somatique et le système nerveux autonome (SNA). [3]

a) Système nerveux somatique (SNS) :

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

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

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

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

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

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

a. Sympathique et parasympathique :

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

La voie sympathique mobilise l'énergie, c'est à dire qu'elle fait augmenter la glycémie, la fréquence cardiaque, la pression sanguine, l'alimentation des muscles squelettiques.

Le système sympathique s'active en cas d'agression, de surprise ou tout autre évènement nécessitant une dépense explosive d'Énergie. Il est aussi actif pour les réponses

Émotionnelles et en réponse au stress physique ou mental. Ce phénomène est appelé réaction d'alerte sympathique et provoque chez l'animal une réaction de fuite ou de combat.

L'activation de la voie sympathique prépare instantanément le corps a une agression Extérieure. Les principales fonctions du SNS sont :

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

Inversement, la voie parasympathique économise l'énergie, la pression sanguine diminue, la fréquence cardiaque diminue, la digestion augmente, etc.

Le système parasympathique s'active au contraire pour permettre le repos, la récupération, l'apport et le stockage d'énergie. Le SNA est automatique mais peut être contrôlé par apprentissage. L'activité parasympathique est prédominante en période émotionnellement calme et de repos Physique [6].

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

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

Le SNA sympathique régit des fonctions qui ne sont pas affectées par la voie parasympathique comme les glandes sudoripares, les muscles horripilateurs, la plupart des vaisseaux sanguins [6]

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

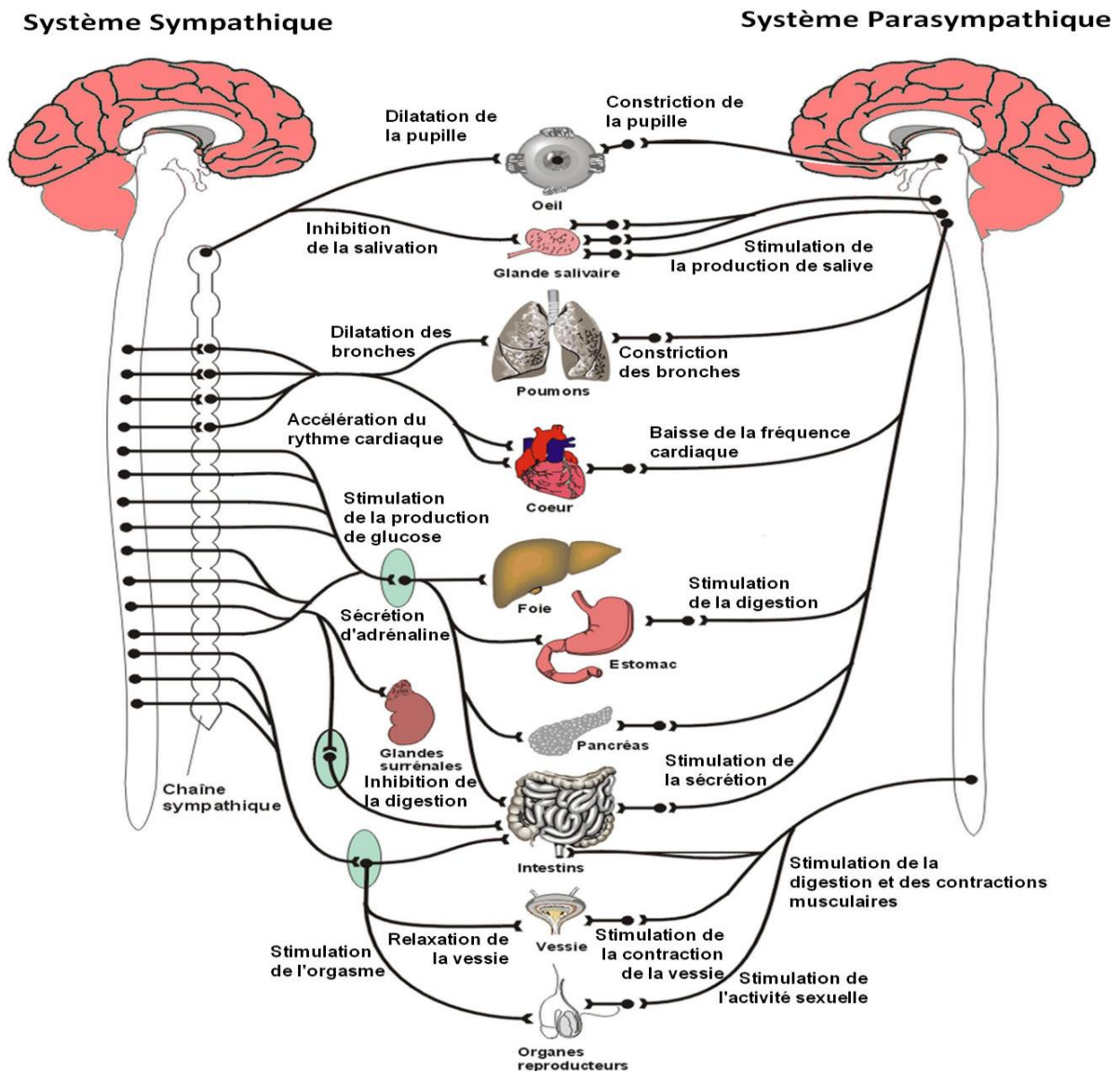


Figure 1.3: Schéma d'efférence du système nerveux autonome sur les organes du corps humain.

3 Anatomie de la peau et des glandes sudoripares :

3.1 La peau : une interface et une barrière :

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

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

Structure verticale de la peau :

a) Structure globale :

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

a. Structure de l'épiderme :

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

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

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

b. Structure du derme :

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

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

c. Structure de l'hypoderme :

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

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

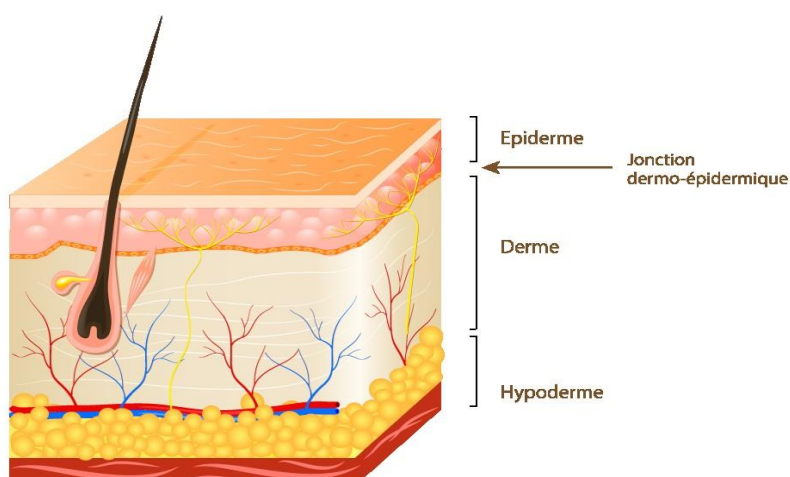


Figure 1.4: l'anatomie de la peau.

3.2 Glandes sudoripares :

Les glandes sudoripares sont responsables de l'apparition de sueur à la surface de la Peau. Le corps humain comporte environ trois millions de glandes sudoripares, réparties de façon inégale. Les plus fortes densités se trouvent sur les paumes des mains, la plante des Pieds et le front. Les plus faibles densités se trouvent sur les bras, les jambes et le tronc. Ainsi, On trouve des densités de 233 par cm^2 sur les paumes, 620 par cm^2 sur les plantes des pieds, 360 par cm^2 sur le front, et seulement 120 par cm^2 sur les cuisses (Boucsein, 1992, p. 14) [3].

a) Types de glandes sudoripares :

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

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

Bien que toutes les glandes eccrines soient supposées contribuer à la transpiration due aux émotions, une telle transpiration est généralement plus évidente sur les surfaces palmaires ou plantaires à cause de leur forte densité [Shields et al.,1987]. [4]

Les autres glandes sudoripares sont **apocrines**. Dans ce mode de sécrétion, le pôle apical des cellules glandulaires se détache en emportant le produit de sécrétion. Le cytoplasme ainsi perdu doit être remplacé. Chez l'homme ces glandes sont présentes dans les régions mamelonnaires, axillaires, inguinales, périanales et génitales (**Voir figure 1.5**).

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

Elles s'ouvrent dans les follicules pileux et leur fonction sécrétoire commence à la puberté. Elles sont à l'origine d'une part négligeable de la quantité totale de sueur produite par l'organisme et ne jouent aucun rôle dans l'AED (Boucsein, 1992, p. 26). [3]

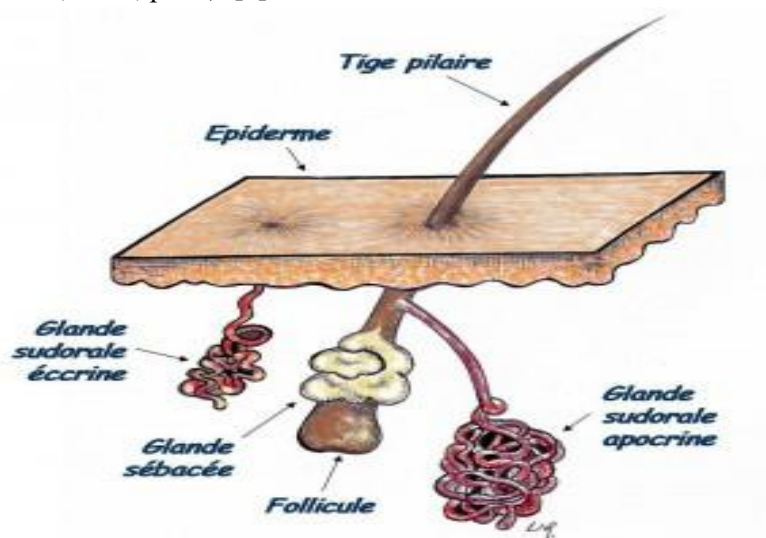


Figure 1.5: Représentation d'une glande sudoripare.

4 L'ACTIVITÉ ÉLECTRODERMALE :

4.1 L'activité électrodermale :

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

4.2 La découverte de l'activité électrodermale :

Les premières études recensées du comportement électrique de la peau chez l'humain remontent à la fin du XIX^{ème} siècle par les chercheurs Vigouroux et Fère dans le laboratoire du neurologue français Jean Charcot. Féré a montré qu'en faisant passer un faible courant à travers des électrodes placées sur la surface de la peau, il était possible de mesurer des chutes rapides de sa résistance en réponse à différents stimuli (visuels, auditifs, gustatifs, olfactifs, etc.) [Fere, 1888].

Vigouroux utilisa la valeur moyenne de la résistance chez des groupes de patients comme un indicateur de diagnostic clinique [Vigouroux, 1888]. Dès lors, on a distingué deux composantes constituant le signal de la résistance cutanée : le niveau tonique et les réponses phasiques. Cette distinction est aujourd'hui encore d'actualité et constitue un des fondements de l'analyse de l'activité électrodermale.

Féré et Tarchanoff [Tarchanoff, 1890] sont à l'origine des deux méthodes de mesure employées aujourd'hui pour l'enregistrement de l'activité électrodermale :

Chapitre 1 : Les Bases principales sur 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 [4].

4.3 L'enregistrement de l'activité électrodermale :

a) Mesure de l'activité électrodermale :

L'activité électrodermale résulte de la mesure de la différence de potentiel entre deux zones cutanées liée à la variation d'activité des glandes sudoripares (Gil, 2009 ; Dawson *et al.*, 2007).

Certains facteurs environnementaux tels que la température, l'heure de la journée, l'humidité de la pièce peuvent avoir une influence sur l'activité électrodermale (Hot *et al.*, 1999) [1].

b) Quantification de l'activité électrodermale :

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

a. La réponse phasique :

La réponse phasique est une **réaction** de la résistance cutanée à un **stimulus** précis. Cette réponse peut être engendrée par un stimulus voulu, mais aussi par un stimulus indépendant de la volonté de l'expérimentateur ; dans ce cas-là on parlera de **réponse non orientée (NOR)** (voir figure 1.6).

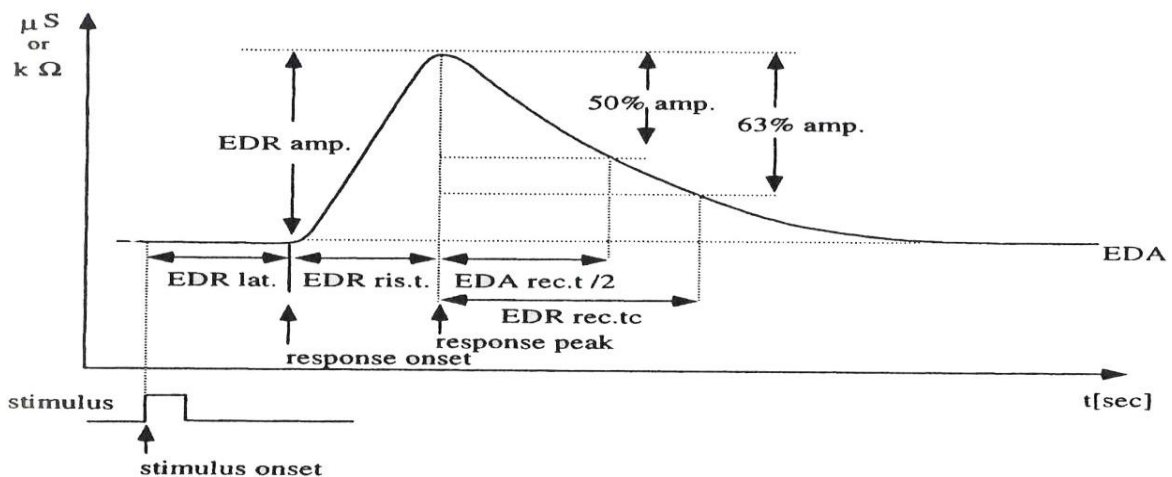


Figure 1.6: Schéma d'une réponse électrodermale, représentation des paramètres calculés à partir des caractéristiques du signal de la réponse.

La réponse est quantifiable de deux façons :

- par son **amplitude** : c'est la différence entre sa valeur de départ et son extremum (en $k\Omega$ ou en μS) ; on distinguera la mesure d'amplitude de la réponse, l'amplitude à 50% et l'amplitude à 63%.

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

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

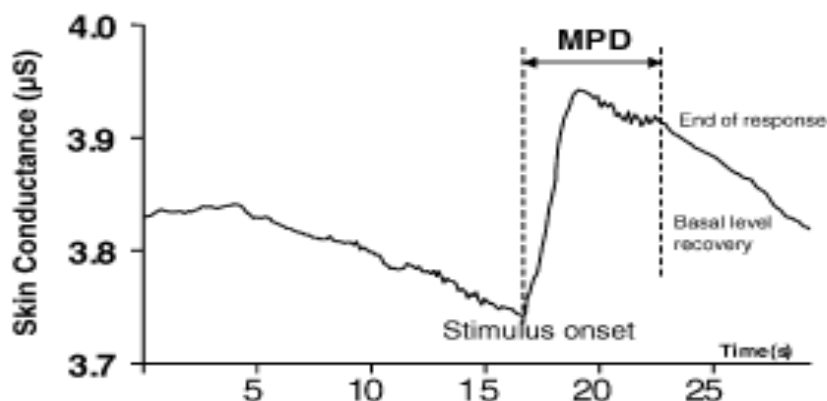


Figure1.7: Durée de perturbation ohmique.

b. Le niveau tonique :

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

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

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

5 La bande passante de la réponse galvanique de la peau :

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

6 L'activité thermique :

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

Chapitre 1 : Les Bases principales sur l'activité électrodermale

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

6.1 Radiation (R) :

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

6.2 Convection (Cv) :

Les échanges par convection s'effectuent entre deux milieux de températures différentes se déplaçant l'un par rapport à l'autre. On trouve ce type d'échange entre la surface cutanée et le fluide ambiant dans lequel un sujet évolue (air ou eau). Les échanges thermiques entre le noyau (organes profonds) et l'enveloppe périphérique (tissus sous-cutanés et peau) se font essentiellement par convection, assurée grâce à la circulation sanguine.

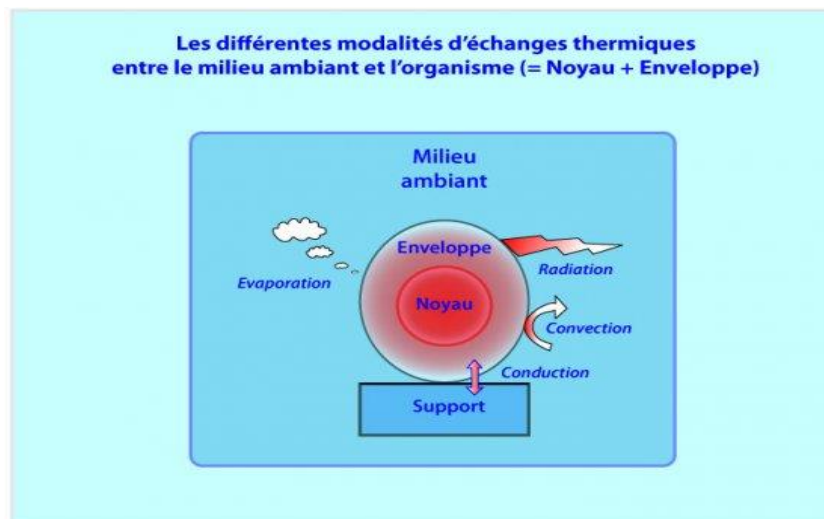


Figure 1.8: les différentes modalités d'échanges thermiques entre le milieu ambiant et l'organisme.

6.3 Conduction (Cd) :

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

6.4 Evaporation (E) :

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

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

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

7 Variations physiologiques de la température :

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

7.1 Rythme nyctéméral :

La température centrale augmente en cours de journée pour atteindre son maximum (de plus 0,5 °C) autour de 17 heures (Cabanac et al, 1976). Cette augmentation s'explique par la production de chaleur due à l'activité musculaire

7.2 Progestérone :

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

7.3 Age :

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

7.4 Activité physique :

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

7.5 Emotions :

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

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

8 La température cutanée et le mensonge :

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

Conclusion :

Dans ce chapitre, d'abord une description détaillée de la structure de la peau, du système nerveux, et des glandes sudoripares était faite. À travers cette description une relation entre le système nerveux et l'activité électrodermale était mise en exergue.

L'étude était suivie par une analyse de l'importance de choix d'électrodes, de leur emplacement en vue de détecter le signal GSR.

Chapitre 1 : Les *Bases principales sur l'activité électrodermale*

BIBLIOGRAPHIE :

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

[2]<https://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie-medicale/emotions-basesneurophysiologiques/symptomes>.

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

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

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

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

[7] <https://carnets2psycho.net/dico/sens-de-electrodermal.html> .

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

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

[10] <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx.doc=peau>

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

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

[13] <https://biologiedelapeau.fr/spip.php.article75> .

Chapitre 2:

Chapitre2 : choix des capteurs.

Chapitre 2 : Le choix des capteurs.

Introduction :

Comme nous l'avons vu précédemment, la quantification de l'activité du système nerveux autonome ouvre la porte à plusieurs applications telles que la détection de mensonge, qui peut être étudiée à travers l'activité Electrodermale traduite à travers la réponse galvanique de la peau (GSR : galvanique skin réponse).

Alors, comment pouvons-nous mesurer ce GSR ? C'est en fait l'objectif de ce travail. Comme cela était décrit dans le chapitre précédent, le signal GSR résulte de l'activité électrodermale de la peau. Il peut être détecté à travers des électrodes convenablement disposées et à travers une configuration adéquate. En fait, le but de ce chapitre est de présenter les différents modèles et méthodes de mesure de ce GSR, décrire et étudier les différentes configurations qui sont utilisées pour détecter correctement ce signal et par la suite il peut être acquis à travers un PC pour un traitement ultérieur et une analyse de ces caractéristiques en corrélation avec l'état physiologique et/ou émotionnel d'un sujet.

1 Modèles de mesures :

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

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 correspondent à 20 μ S (micro Siemens) et 10M Ω correspond à 0,1 μ S [1].

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

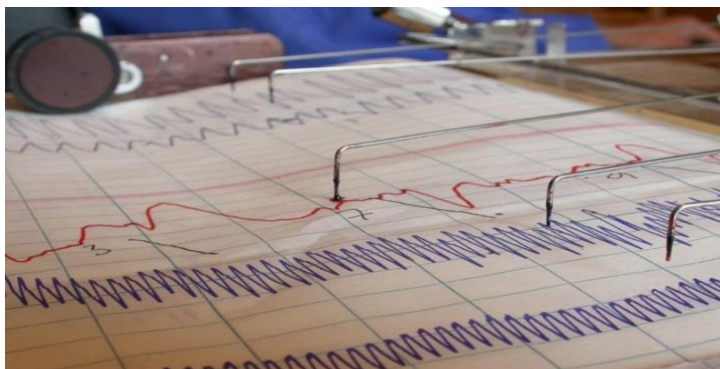


Figure 2.1 : polygraphe primitif

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

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

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

L'utilisateur peut utiliser le capteur de stress n'importe où chez lui à moyen et à court terme s'il se trouve à une distance inférieure à 10 mètres, qui lui permet de maîtriser différentes situations émotionnelles qui peuvent conduire la personne qui en souffre dans des situations dangereuses.

Le principal problème est que, pour le moment, nous ne pouvons pas différencier le fait d'être stressé de faire un effort. [3]

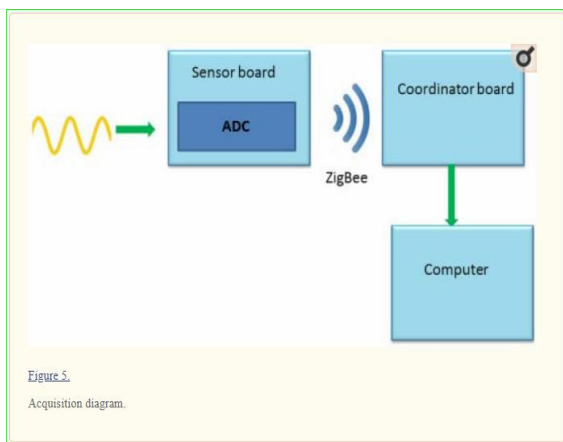


Figure 2.2: Schéma et La carte Jennic qui contient le module Zigbee.

Un autre travail qui consiste à réaliser un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau. L'idée a été basée sur la détection directe de la résistance de la peau par la méthode exosomatique (nécessite l'application d'un stimulus externe : courant ou tension AC/DC) suivie par une carte qui contient le circuit de mise en forme, circuit d'interface d'acquisition (microcontrôleur 16F88), et pour le traitement numérique et le monitoring à l'aide du PC (avec C++). Pour la détection ils ont utilisé des électrodes impolarisables, le signal détecté nécessite un circuit électronique pour sa mise en forme qui se compose d'une source de tension constante DC 0.5V, un circuit d'alimentation isolée, circuit d'élimination de la composante continue DC offset, circuit de pré-amplification et isolation, circuit de rejection 50Hz, circuit d'amplification et filtrage

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

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

En 2015, dans le même contexte une autre proposition pour l'étude et la réalisation d'un dispositif qui mesure et analyse le signal GSR, il a utilisé le même principe mais avec un schéma bloc différent (voir figure 2.3).

Ainsi la différence est au niveau du hardware elle a choisi d'une carte d'acquisition Arduino et le traitement numérique se fait par le logiciel MATLAB [5].

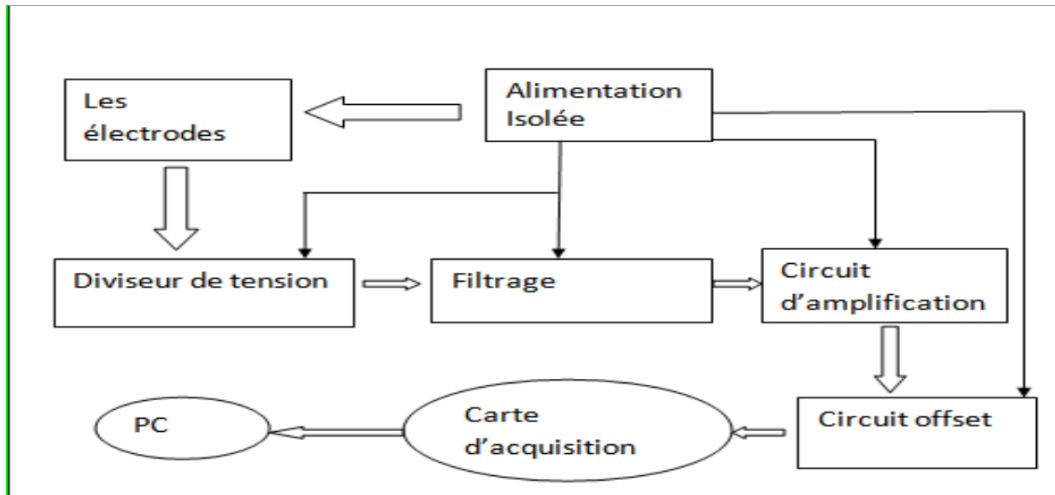


Figure 2.3 : schéma bloc d'un dispositif qui mesure GSR.

2 Les réponses de la peau :

2.1 La réponse de la résistance de la peau (la réponse exosomatique) :

A été découvert par **Féré (1888)**, qui a rapporté une diminution de la résistance entre les électrodes appliquées sur la surface antérieure d'un bras ou la jambe d'un sujet hystérique soumis à une série de stimulus visuels ou acoustiques.

Féré a suggéré que le phénomène pourrait être utile dans des études psychophysiologiques. La peau a été tracée afin de déterminer les régions qui offrent Le maximum de changement dans la résistance en réponse à un stimulus.

2.2 La réponse potentielle de la peau (la réponse endosomatique) :

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

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

3 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 [6]

- Les instrumentations électroniques ne nécessitent plus de calibration préalable à chaque mesure.
- Les études portant sur l'impédance de la peau et des tissus (iontophorèse, pléthysmographie d'impédance) indiquent généralement une forte dépendance de la résistance de la peau avec l'augmentation du courant de mesure ;

D'une manière générale, les mesures à l'aide de grandeurs alternatives permettent d'éviter les phénomènes statiques dus à l'emploi de tensions et de courants continus (polarisation des tissus).

Toutefois, les instrumentations actuelles ne permettent pas une mesure en alternatif dans des conditions ambulatoires et la réalisation d'une telle instrumentation nécessite encore d'importants développements. [6]

4 Les capteurs :

4.1 Définition :

Un capteur est un dispositif qui transforme une grandeur physique d'entrée, appelée mesurande [m], en une grandeur de nature électrique (en général) appelée réponse [s] (**voir figure 2.4**).

La relation entre la grandeur électrique et la mesurande doit être univoque.

Exemple : Dans le cas d'un capteur de pression à jauges de contraintes, la pression est la mesurande et tension est la réponse.

Chapitre2 : choix des capteurs.

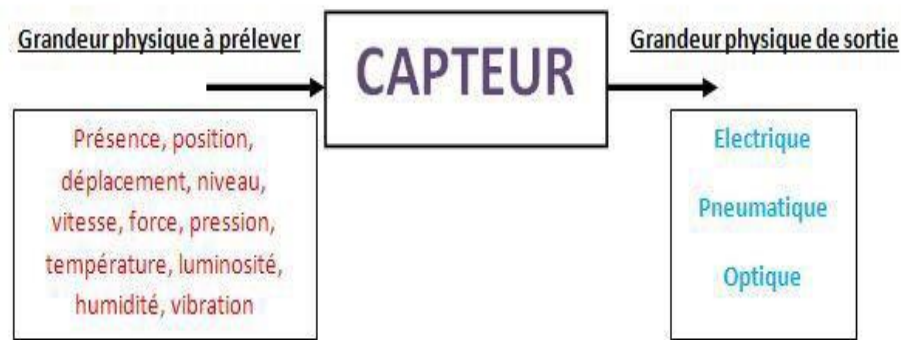


Figure 2.4: Schéma de principe d'un capteur.

4.2 Structure d'un capteur :

Certains capteurs sont des capteurs dits « composites », c'est à dire composés de deux parties ayant un rôle bien défini :

- a) **Corps d'épreuve** : C'est un élément qui réagit sélectivement aux variations de la grandeur à mesurer. Il a pour rôle de transformer cette grandeur en une autre grandeur physique dite mesurable.
- b) **Elément de transduction** : C'est un élément lié au corps d'épreuve qui traduit ses réactions en une grandeur physique exploitable.

4.3 Classification des capteurs :

- La mesurande qu'ils traduisent (capteur de température, de pression, ...).
- De leur rôle dans un processus industriel (contrôle de produits finis, de sécurité, ...).
- Du signal qu'ils fournissent (capteur analogique, capteur logique, capteurs digitaux).
- De leur principe de traduction du mesurande (capteur résistif, à effet Hall,).
- De leur principe de fonctionnement : Les capteurs fonctionnent selon deux principes de base suivant l'origine du signal électrique de sortie. On distingue :

4.4 Capteur actif :

Fonctionnant en générateur, un capteur actif est généralement fondé dans son principe sur un effet physique qui assure la conversion en énergie électrique de la forme propre au mesurande : énergie thermique, mécanique ou de rayonnement.

- Les effets physiques les plus rencontrés en instrumentation sont :

Chapitre2 : choix des capteurs.

- a) **Effet thermoélectrique** : Un circuit formé de deux conducteurs de nature chimique différente, dont les jonctions sont à des températures T_1 et T_2 , est le siège d'une force électromotrice d'origine thermique (T_1, T_2).
- b) **Effet piézo-électrique** : L'application d'une contrainte mécanique à certains matériaux dits piézo-électriques (le quartz par exemple) entraîne l'apparition d'une déformation et d'une même charge électrique de signe différent sur les faces opposées.
- c) **Effet d'induction électromagnétique** : La variation du flux d'induction magnétique dans un circuit électrique induit une tension électrique (détection de passage d'un objet métallique).
- d) **Effet photo-électrique** : La libération de charges électriques dans la matière sous l'influence d'un rayonnement lumineux ou plus généralement d'une onde électromagnétique.
- e) **Effet Hall** : Un champ magnétique B et un courant électrique I crée dans le matériau une différence de potentiel U_H .
- f) **Effet photovoltaïque** : Des électrons et des trous sont libérés au voisinage d'une jonction PN illuminée, leur déplacement modifie la tension à ses bornes.

4.5 Capteur passif :

Il s'agit d'impédance dont l'un des paramètres déterminants est sensible à la mesurande.

a) La variation d'impédance résulte :

- Soit d'une variation de dimension du capteur, c'est le principe de fonctionnement d'un grand nombre de capteur de position, potentiomètre, inductance à noyaux mobile, condensateur à armature mobile.
- Soit d'une déformation résultant de force ou de grandeur s'y ramenant, pression accélération (Armature de condensateur soumise à une différence de pression, jauge d'extensomètre liée à une structure déformable.

4.6 Caractéristique d'un capteur

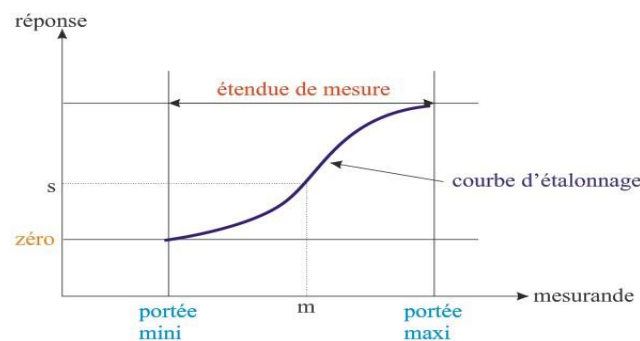


Figure 2.5: Caractéristique d'un capteur.

Chapitre2 : choix des capteurs.

Etendue de mesure : Valeurs extrêmes pouvant être mesurée par le capteur.

Sensibilité : Variation du signal de sortie par rapport à la variation du signal d'entrée.

Résolution : Plus petite variation de grandeur mesurable par le capteur.

Précision : Aptitude du capteur à donner une mesure proche de la valeur vraie.

Rapidité : Temps de réaction du capteur. La rapidité est liée à la bande passante.

Linéarité : représente l'écart de sensibilité sur l'étendue de mesure. [7]

4.7 Chaîne de mesure :

La chaîne de mesure est constituée trois étapes :

1. Corps d'épreuve : celui en contact direct avec la mesurande.
2. Capteur intermédiaire : ce transducteur est associé à un conditionneur qui fournit une grandeur électrique de sortie exploitable.
3. Conditionneur : qui fournit une grandeur électrique de sortie exploitable et d'autre part, il détermine la nature finale du signal électrique.

L'ensemble de ces étapes constitue la chaîne de mesure (voir figure 2.6) [8].

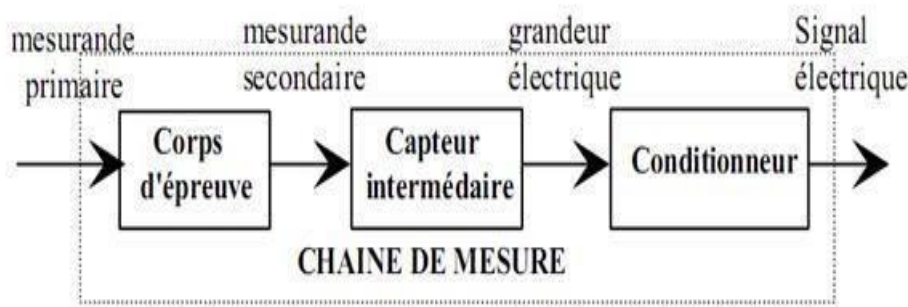


Figure 2.6: constitution d'une chaîne de mesure classique.

4.8 Etude des capteurs utilisés :

4.8.1 Le capteur de température LM35 :

a) Définition :

Le LM35 est un capteur à circuit intégré qui peut être utilisé pour mesurer la température avec un signal électrique proportionnel à la température (en °C) (Voir figure 2.7).

Il a une tension de sortie proportionnelle à la température en degré Celsius.

Le LM35 ne nécessite pas de calibration externe, maintient une précision de +/- 0.4 °C à température ambiante et +/- 0.8 °C sur une plage de 0 °C à + 100 °C.

Le capteur a une sensibilité de 10 mV /°C.

$$\text{Température (°C)} * V_{\text{out}} = (100^{\circ}\text{C} / \text{V})$$

Donc, si V_{out} est 1V, puis, la température = 100 °C la tension de sortie varie linéairement avec la température [9].

Chapitre2 : choix des capteurs.

4.8.2 Les électrodes : Ce sont des capteurs passifs.

a) L'importance des capteurs et des électrodes :

Cependant pour une bonne détection du signal décrivant AED, il est important que le capteur (ici les électrodes) soit correctement choisi et disposé. (Voir figure 2.8) illustre la disposition des électrodes dans cette application.



Figure 2.8 : les électrodes utilisées.

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. [11]

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

b) Présentation des interfaces entre une électrode métallique et le milieu biologique :

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

4.6.2.b.1 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 : électrochimique 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' O_2). Les réactions irréversibles affectent de manière irrémédiable la composition de milieu et ou le matériau [12].

4.6.2.b.2 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 biologique. 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 2.9).

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 [12].

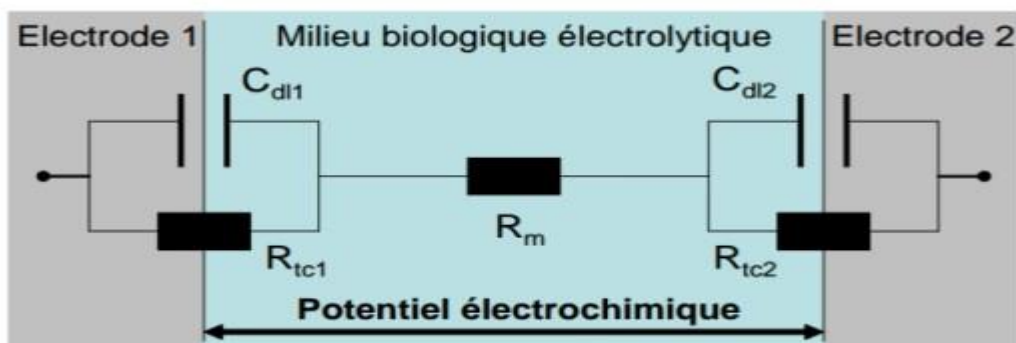


Figure 2.9: Modèle électrique simplifié des interfaces entre deux électrodes plongées dans un milieu biologique.

Chapitre2 : choix des capteurs.

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) [12]

c) 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.

4.6.2.c.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. [12]

4.6.2.c.1.1 Les électrodes polarisées :

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

Compte tenu de sa faible valeur, ce courant peut être perturbé par n'importe quel parasite (impureté, état de surface ...). Le potentiel de demi cellule de ce type d'électrode n'est donc pas généralement reproductible et peut varier facilement. Ces électrodes sont la plupart du 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) [12]

4.6.2.c.1.2 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

Chapitre2 : choix des capteurs.

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

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

Dans un milieu biologique contrôlé en température et en concentration. Le potentiel de demi-cellule d'une électrode en Ag/AgCl est donc stable.[12]

4.6.2.c.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 comparé à celles qui sont faites à base des métaux standards (cuivre, argent, tungstène...).

4.6.2.c.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.

4.6.2.c.4 Jonction peau-électrolyte :

Ceci est difficile à améliorer pour les constructeurs dans la mesure où ils peuvent uniquement avoir des actions sur l'électrolyte [4].

4.6.2.c.4 .1 Elément 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.

4.6.2.c.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 mousses saturées d'environ un demi-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 obtenu une concentration ionique voisine de celle de la peau afin de réduire la différence de potentiel V_p de contact.

Chapitre2 : choix des capteurs.

4.6.2.c.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 de sa bonne tenue mécanique mais il augmente le prix de l'électrode. C'est parfois du plastique plaqué d'une couche d'argent.

4.6.2.c.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.

4.6.2.c.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.

4.6.2.c.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.

4.6.2.c.4 .7 Couvercle protecteur :

Son rôle est d'éviter que l'électrolyte ne soit aillé. 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.

4.9 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.

4.10 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 thénar et hypothénar (**voir Figure 2.10**).

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.

Chapitre2 : choix des capteurs.

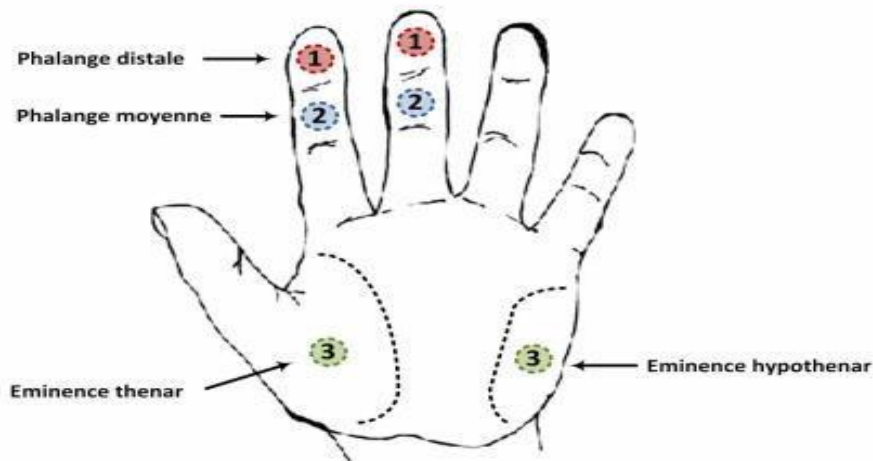


Figure 2.10: les différents emplacements des électrodes sur la main.

4.10.1 Utilisation du gel :

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].

4.11 Les filtres :

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

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

4.11.1 Type de filtres :

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

4.11.2 Famille de filtres :

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

Les diverses familles de filtres portent même nom que les polynômes utilisés pour définir leur atténuation $A(\omega)$ (**Voir Figure 2.11**).

- a) **Butterworth** : filtre linéaire avec gain constant dans sa bande passante
- b) **Tchebychev** : acceptation d'une ondulation en bande passante (type 1), en bande atténuée (type 2)
- c) **Bessel** : filtre polynomial à délai constant en bande passante (sert à minimiser la distorsion due au filtrage)

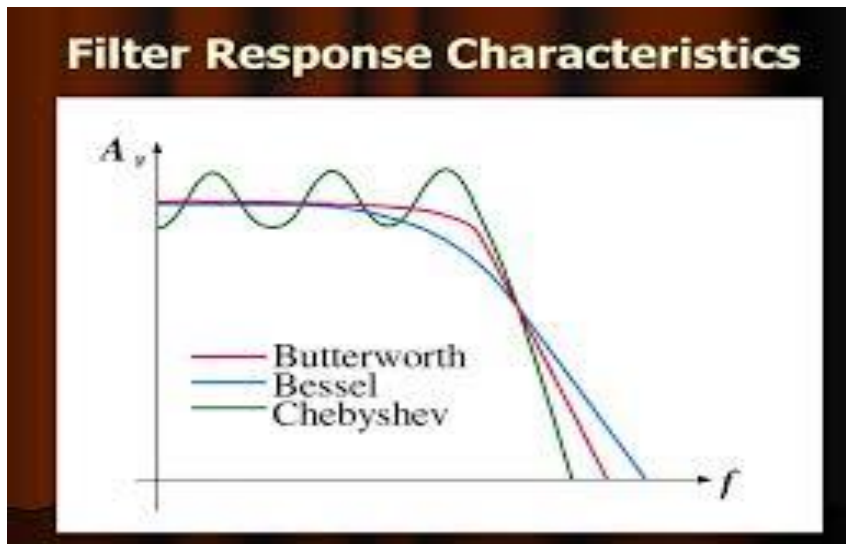


Figure 2.11: filtre de Butterworth, filtre de Tchebychev, filtre de Bessel

4.11.3 Filtres actifs et passifs :

a) Filtre actif :

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

Chapitre2 : choix des capteurs.

b) Filtre passif :

Un filtre passif utilise exclusivement des composants passifs (circuits RLC) ce qui implique que leur gain ne peut pas dépasser la valeur 1. Leur action sur le signal ne peut donc être qu'une atténuation de ce dernier. L'impédance d'entrée d'un filtre passif n'est jamais infinie et l'impédance de sortie n'est jamais nulle, il faut donc utiliser un générateur et une charge d'impédance déterminée. De plus, ils ne sont pas limités en fréquence et peuvent donc être utilisés dans le cadre des HF, des RF ainsi que des BF, cependant un filtre passif ne peut pas couvrir une très large gamme de fréquences car le choix des composants (bobine, condensateur) dépend de la fréquence. [13]

4.12 Les sources de bruit :

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

- Le bruit du secteur de 50 Hz.
- Le bruit des champs électromagnétiques dus à la proximité d'émetteur comme par exemple le secteur, les téléphones portables, les sources d'alimentationetc. [4]
- Le mouvement du sujet. Peut modifier la quantité de contact entre le doigt et l'électrode, changeant ainsi la résistance de la jonction ce qui va influencer la mesure de EDA. Ce type de bruit peut être minimisé en demandant au sujet de rester stable durant la mesure.

Conclusion :

A travers ce chapitre, une description relativement détaillée de quelques circuits de la littérature qui peuvent être utilisés pour détecter le GSR et la température a été faite. Une description détaillée des capteurs utilisés qui sont le capteur de température LM35, les électrodes et de leur interface avec le milieu biologique a été aussi faite. Cette présentation a permis de montrer l'importance du choix des capteurs vis-à-vis de leur constitution, leur géométrie sensibilité et linéarité ainsi que leur localisation sur le sujet pour une détection optimale de la GSR et température. Le chapitre a été finalisé par une description de sources de bruit qui peuvent affecter la détection et la mesure de la GSR.

Chapitre2 : choix des capteurs.

Bibliographie :

- [1]<https://www.element14.com/community/groups/pumping-sensing-galvanic-skin-response-gsr> .
- [2] « Brief History of the Polygraph » sur *home.total.net* (consulté le 19 Septembre 2017).
- [3] María Viqueira Villarejo, Begoña García Zapirain, and Amaia Méndez Zorrilla*
Published online 2012 May 10. *Sensors* (Basel). 2012 ; 12(5) : 6075–6101.
- [4] Benghenia Hadj Abd EL Kader, Larbi Mohamed. “ Etude et réalisation d’un dispositif qui mesure la réponse galvanique de la peau”, Tlemcen, 2009.
- [5] Fellah Arbi Khadidja, thèse de master, “ Réalisation d’un dispositif de mesure et d’analyse de la réponse galvanique de la peau ”, Tlemcen, 2013
- [6] Bertrand Massot, “Conception, réalisation de capteurs non-invasifs Ambulatoires et d’exo capteurs embarqués pour l’étude et le suivi de la Réactivité émotionnelle ”, Lyon, 2011.
- [7]. Mr. bourourou zakarya, lama abderrazzak, “ réalisation de thermomètre a LEDs”, Tlemcen, 2014.
- [8] Mr Mekdad.A, Mr Zenasni.H “Conception et réalisation d’un régulateur de Température ”, Tlemcen ,2003.
- [9] Mr Benouaden Abderraouf, “ conception d’un thermomètre électronique à base d’un capteur de chaleur, un PIC, et un afficheur LCD ”, Constantine, 2011.
- [10] Mr : Ramira tarek, Saoud hocine, “conception de système d’asservissement standard a base d’un pic”, Ouargla, 2014
- [11] Ronald Nocua, “Conception et développement d'un système ambulatoire pour la mesure de l'activité du Système Nerveux Autonome pour la surveillance de personnes âgées à domicile”, Université de Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009.
- [12] Céline MOULIN, “ Contribution à l’étude et à la réalisation d’un système électronique de mesure et excitation de tissu nerveux à matrice de microélectrodes ”, Lyon, 2006.
- [13]<https://simonlamoure.files.wordpress.com/2015/06/rapportfiltres.pdf> .

Chapitre 3 :

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de mise en forme.

Introduction :

Dans ce chapitre nous étudions la conception du circuit de mise en forme du GSR et de la température pour cela en présente le travail que nous avons réalisé avec les résultats obtenus de chaque bloc de notre circuit. Après la réalisation de ce circuit nous effectuons l'acquisition sur la carte et l'interface avec le PC.

1 Conception du système :

Le système contient plusieurs étages remplissant différentes fonctions d'électronique.

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

Le schéma électrique est donné en (**figure 3.1**) et regroupe différentes parties citées ci-dessous :

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

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

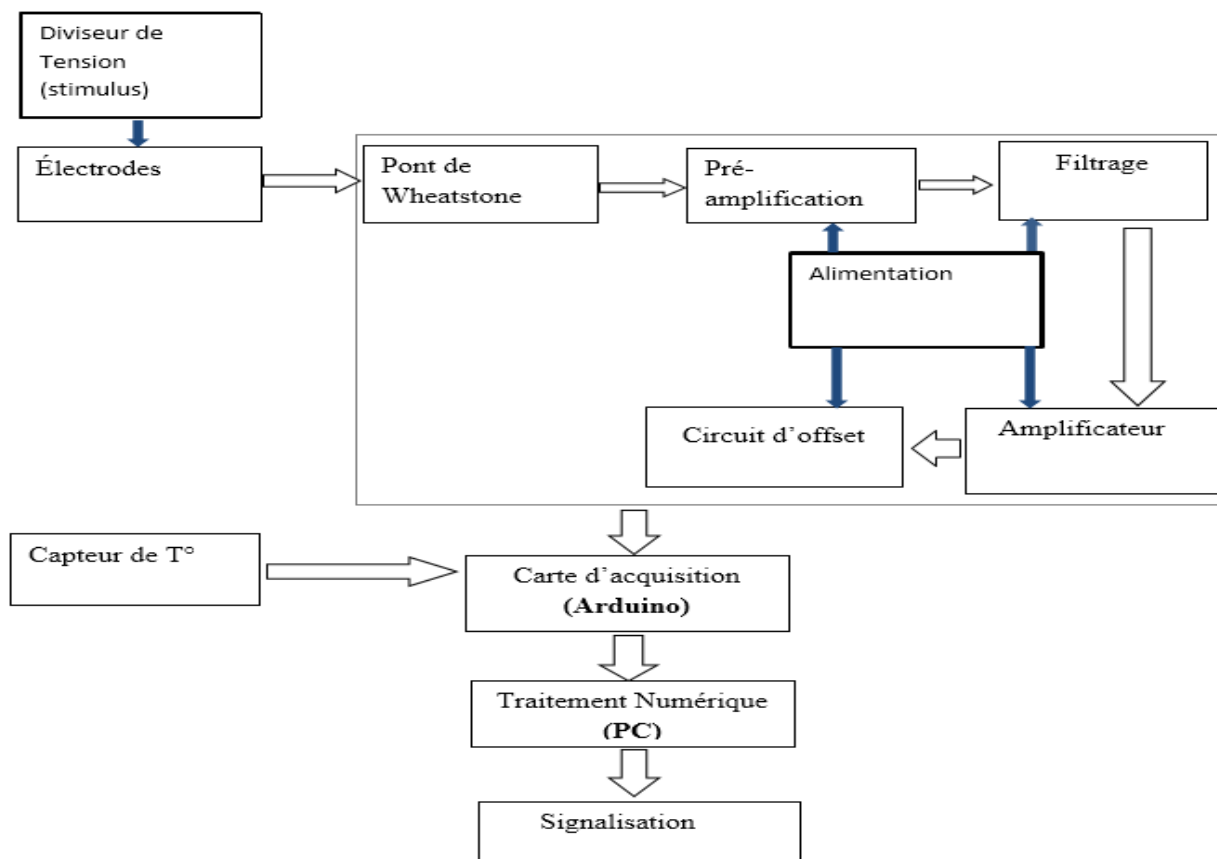


Figure 3.1: schéma synoptique du dispositif.

1.1 Les électrodes (capteur GSR) :

Comme cela était détaillé dans le chapitre précédent le choix est très important pour garantir une bonne détection de la grandeur.

Les électrodes utilisées dans notre réalisation sont « réversibles » et « impolarisable », constituées en Argent/Argent-Chlorure (Ag/AgCl) et de diamètre de 8mm, sont les bonnes électrodes superficielles et les plus employées (**voir figure 3.2**).

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



Figure 3.2: les électrodes de mesure de GSR.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Le tableau suivant (**Tableau 3.1**) est résulté d'après une expérience faite sur les électrodes pour extraire la courbe d'étalonnage du notre premier capteur, tel qu'on a mis à l'entrée des électrodes une résistance variable multi-tour polariser avec 0.5V (**voir figure 3.3**) qui nous permet de simuler la variation de la résistance de la peau et mesurer la tension de sortie correspondante.



Figure 3.3: mesure de la tension en fonction de la résistance (test des électrodes)

R(KΩ)	16	26.3	37.8	40	48.3	50	54	60	76.4	77.6	84.9	90.3	95.5	97.4
Entrée														
U(V)	0	0.001	1.02	1.03	1.53	1.59	1.83	2.1	2.99	3.1	3.5	3.6	3.9	4.00
Sortie														

Tableau 3.1: La linéarité d'un capteur.

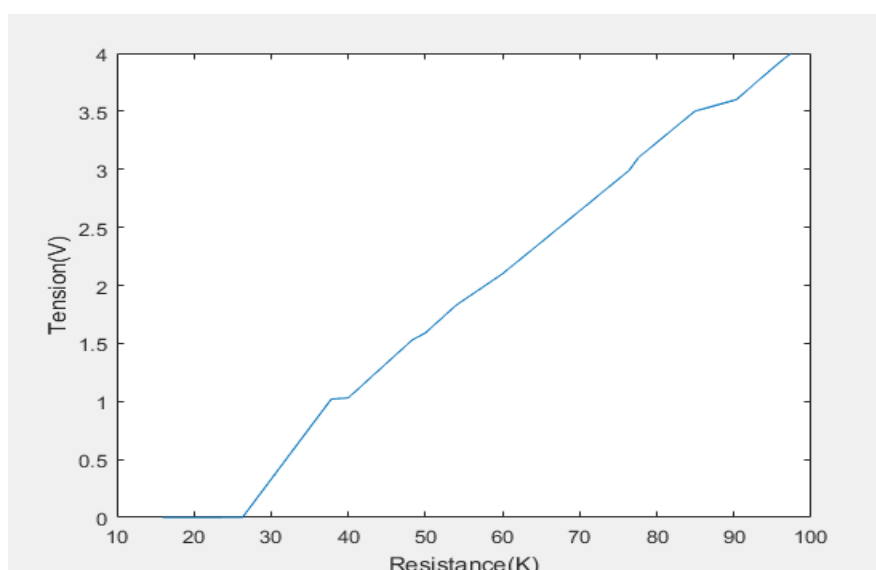


Figure 3.4: Courbe de linéarité.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Remarque :

On observe que la courbe d'étalonnage représente une droite avec une pente a ,
Tels que : $y = a x$ { y : Tension, x = Résistance de la peau, a : coefficient de proportionnalité }

Marquant que les petites fluctuations de la courbe dus aux conditions de l'expérience, qui sont représentées dans l'erreur de mesure et de lecture, l'erreur des instruments utilisés ...

1.1.1 La Sensibilité : d'après le tableau qu'on a obtenu on peut extraire la sensibilité de notre capteur tels que :

$$\text{Sen} = \Delta S / \Delta E = \Delta U / \Delta R.$$

$$\text{Sen} = 2.1 - 1.59 / 60 - 50.$$

$$\text{Sen} = 0.51 / 10 = 0.051 \text{ V} / \text{K}\Omega.$$

$$\text{Sen} = 0.05 \text{ V} / \text{K}\Omega.$$

On peut dit que notre capteur présente une bonne sensibilité pour avoir une bonne détection de la grandeur étudié (GSR).

1.2 L'étage de détection :

Pour détecter notre signal utile, nous avons utilisé un pont de Wheatstone avec un élément sensible (les électrodes) qui nous assure une linéarité de réponse, alimenté par un diviseur de tension qui délivre 0.5 V (Voir figure 3.5).

Nous avons choisi cette tension d'alimentation du pont car les valeurs de la conductibilité de la peau sont linéaires seulement quand les tensions appliquées sont au-dessous de 0.5 V. La tension aux bornes du pont peut être utilisée pour extrapoler la conductivité de la peau en liant les deux extrémités du pont à des suiveurs de tension pour une bonne adaptation d'impédance, et par la suite à un pré amplificateur.

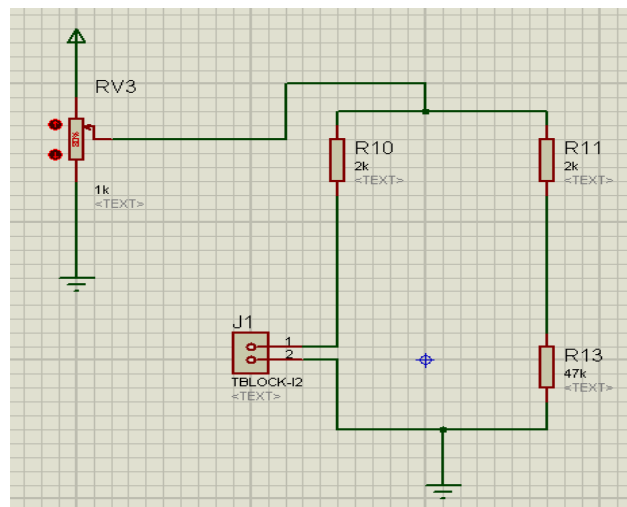


Figure 3.5: circuit de détection (pont de Wheatstone).

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

1.2.1 Montage suiveur:

Ces suiveurs sont réalisés à base des amplificateurs opérationnels de type TL081 (voir figure 3.6).

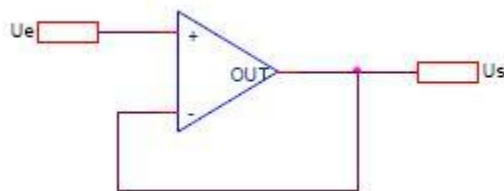


Figure 3.6: Montage suiveur.

La tension U_s de sortie est donnée par :

$$U_s = U_e$$

Souvent appelé étage tampon de tension (*Buffer* en anglais). Grâce à son impédance d'entrée très importante et à sa faible impédance de sortie, il est destiné à permettre l'adaptation d'impédance entre deux étages successifs d'un circuit.

1.3 Circuit de pré amplification :

Afin d'amplifier le signal, un amplificateur d'instrumentation AD620 de la forme Analog Devices a été choisi (voir Figure 3.7) Schéma du circuit de l'amplificateur d'instrumentation AD620.

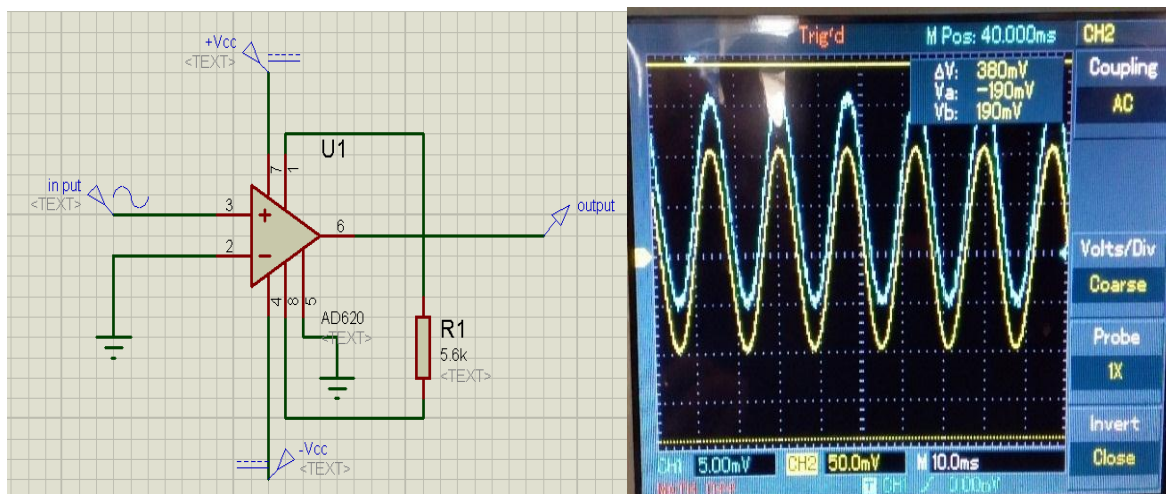


Figure 3.7: circuit d'amplification et le signal amplifié.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

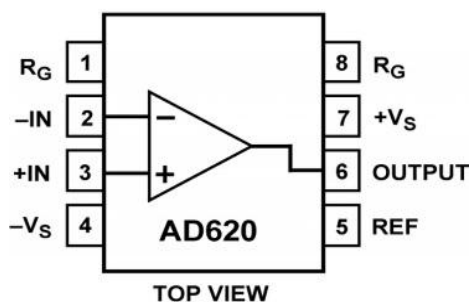


Figure 3.8: Amplificateur d'instrumentation AD620.

Cet amplificateur (voir **Figure 3.8**) présente les caractéristiques suivantes :

- Un gain G assez élevé (G allant de 1 à 10.000), ajustable par une seule résistance externe.
- Un taux de réjection en mode commun élevé.
- Une faible valeur d'offset.

Le gain de l'AD620 est donné par l'équation ci-dessous.

La résistance R_G reliée entre la pte 1 et la pte 8 pour contrôler le gain sous la formule suivante :

$$G = \frac{49,4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (1)$$

R_G est de $5.6K\Omega$, permet d'avoir un gain de :

$$G = \frac{49,4K\Omega}{5,6} + 1$$

Le signal amplifié est de 10 V comme il apparait dans les calibres de l'oscilloscope [CH1*10=CH2].

Une résistance R_G fixée à 5.6 kohm permet d'avoir un gain acceptable de 10.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

1.4 Circuit de filtrage :

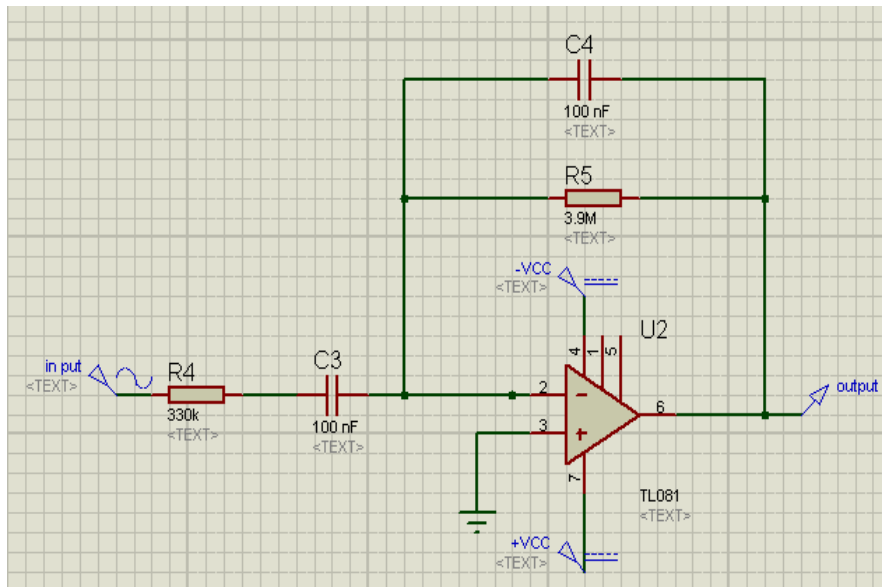


Figure 3.9 : circuit de filtre passe bande.

Le signal GSR, ainsi amplifié, peut être noyé dans différentes sources de bruit, ainsi un filtrage est nécessaire.

Le filtrage est une opération permettant d'éliminer certains bruits indésirables.

Nous permet de faire un choix approprié de la configuration de notre filtre.

Dans la plupart des cas les filtres actifs sont choisis compte tenu de leurs avantages par rapport aux filtres passifs.

Les filtres actifs présentent de nombreux avantages :

- ❖ Impédance d'entrée très élevée et impédance de sortie très faible.
- ❖ Elimination des inductances et diminution d'encombrement.
- ❖ Un gain réglable qui est bien souple lorsque le signal est à faible niveau.

Dans notre réalisation, on a opté pour un filtre passe bande (voir Figure 3.9) de bande passante 0.5Hz à 5Hz, ce filtre est réalisé à base de l'amplificateur opérationnel TL081.

Ces fréquences de coupures sont égales à :

$$F_{c1} = 1/2\pi R4c3 = 5Hz$$

$$F_{c2} = 1/2\pi R5c4 = 0.5Hz$$

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Fréquence (Hz)	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	5.5	6
Amplitude (mV)	89	89	89	89	88	85	83	78	60	50	47	44

6.5	7	7.5	8	10	12	14	16	20	24	40	50
41	40	39	35	30	29	22	20	10	8	4	2

Tableau3.2 : Les fréquences d'un filtre passe bande.

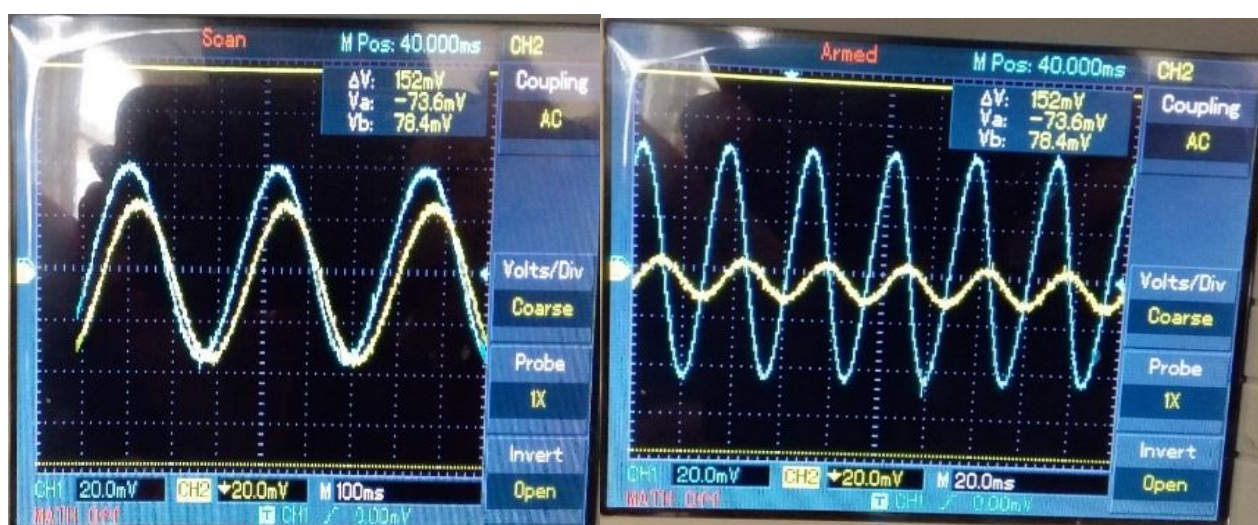


Figure 3.10: les signaux résultants du filtre passe bande.

La figure à droite (voir Figure 3.10) montre la sortie de l'étage pour les fréquences qui se situent dans la bande passant du filtre (on remarque qu'il n'y a pas d'atténuation du signal d'entrée à la sortie).

La figure à la gauche (voir Figure 3.9) montre la sortie de l'étage pour les fréquences qui se situent loin de la bande passant du filtre (on remarque qu'il y'a une forte atténuation du signal d'entrée à la sortie).

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

1.5 Circuit d'amplification :

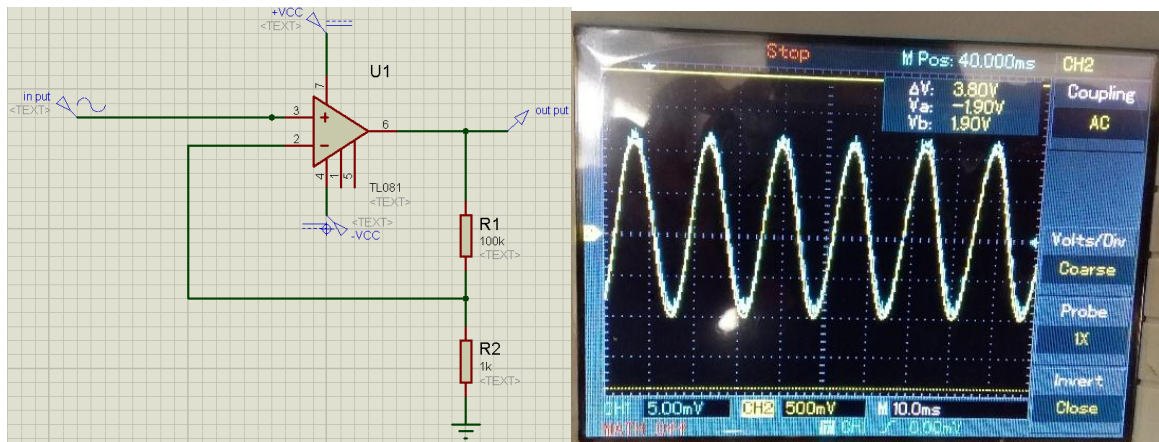


Figure 3.11: circuit d'amplification et signal résultant.

Compte tenu que le signal GSR est un signal de quelque millivolt, une amplification du signal est nécessaire pour bien le visualiser (voir Figure 3.11). Pour cela, nous utilisons un amplificateur TL081 qui permet une éventuelle acquisition dont nous allons calculer le gain comme suit :

$$G = V_s/V_e$$

$$G = 1 + R_1/R_2.$$

$$G = 1 + 100/1 = 101.$$

$$G = 100.$$

Cela s'apparaissent dans les calibres de l'oscilloscope tel que [CH1 * 100 = CH2].

1.6 Circuit d'offset:

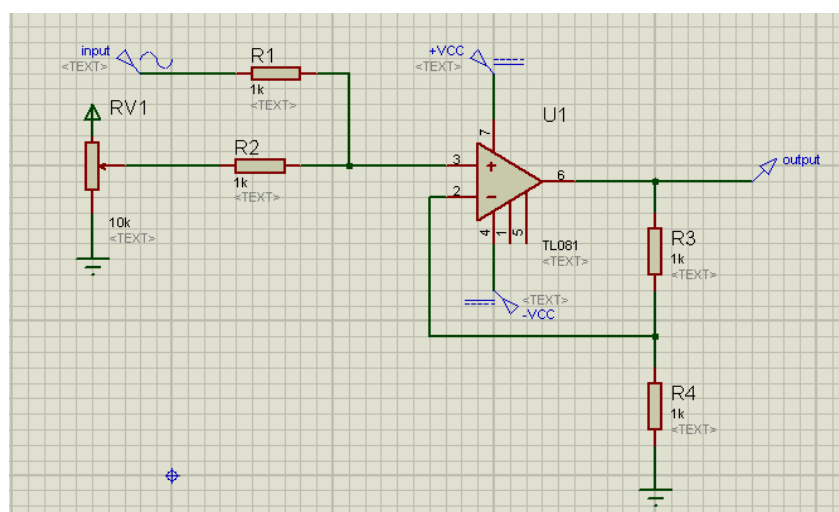


Figure 3.12: circuit d'offset.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

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 (voir Figure 3.12) représente le brochage de ce circuit.

1.7 Alimentation :

Nous avons une pile de 9V, avec un régulateur de tension positive 7805, et un régulateur de tension négative 7905. Il permet de réguler une tension d'entrée de 9V en une tension de sortie à 5V (voir Figure 3.13). Plus la tension à régulée est élevée plus le régulateur chauffe.

Le circuit est alimenté en tension symétrique (+5V), (-5V) et le circuit intégré icl7660 qui est chargé de nous délivrer une tension (-5V) a notre circuit (Voir figure 3.14).

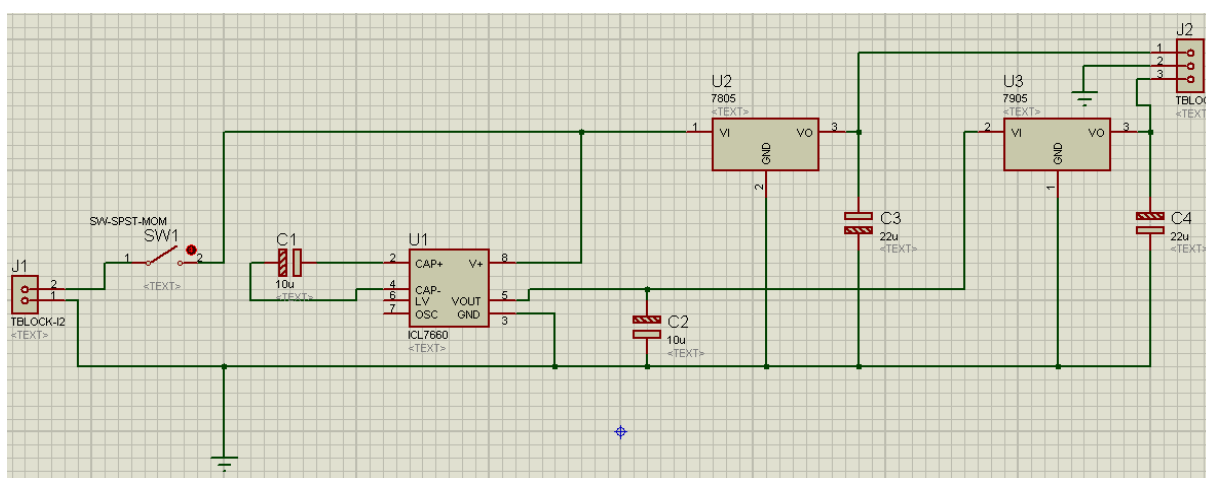


Figure 3.33: Circuit générateur de (+5V) et (-5V) à partir de (+9V).

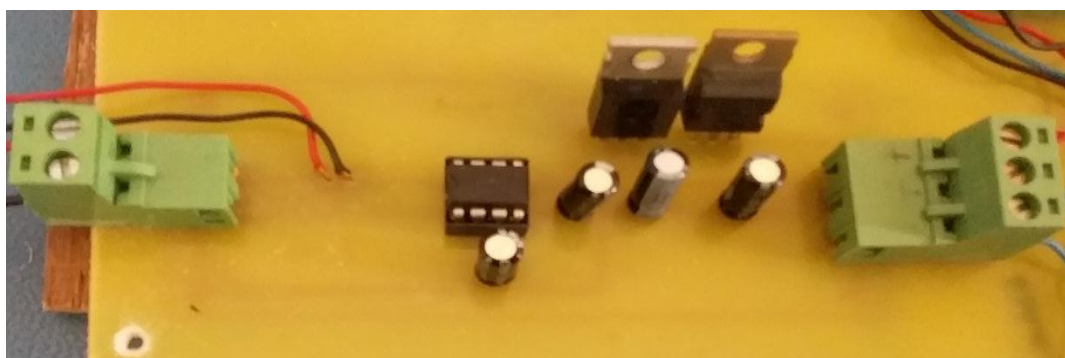


Figure 3.14 : Circuit d'alimentation réalisé.

Il faut savoir que la tension d'alimentation de notre circuit va être injectée directement dans le corps humain, à travers les électrodes placées sur les doigts donc on doit prendre en considération les normes médicales. En effet un courant électrique généré d'une alimentation peut entraîner 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 oui humide).
- Durée de contact.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

2 Capteur de température dans PROTEUS :

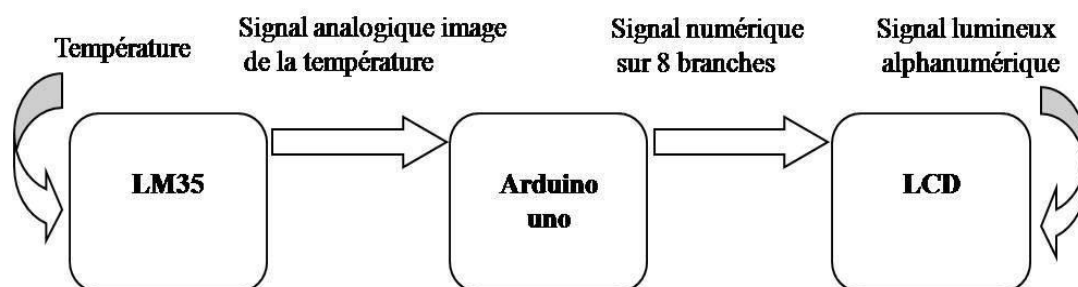


Figure 3.17: Schéma synoptique du LM35.

Le capteur de température est le composant décrit précédemment dans le chapitre 2 qui n'est autre que le LM35 qui est représenté par la (voir figure 3.18). On a opté pour ce modèle car il présente pour nous les avantages suivant:

- ✓ Une large plage de mesure.
- ✓ Disponible et moins cher.
- ✓ Une grande précision.

Le tableau suivant (Tableau 3.3) est obtenu suite aux tests d'étalonnage de notre second capteur. Nous avons varié la température face au capteur et lu au même temps la tension à sa sortie.

T(c) Entrée	22	23	24	25	27	28	30	31
U(V) Sortie	0.22	0.23	0.24	0.25	0.27	0.28	0.30	0.31

Tableau 3.3: La linéarité d'un capteur (LM35).

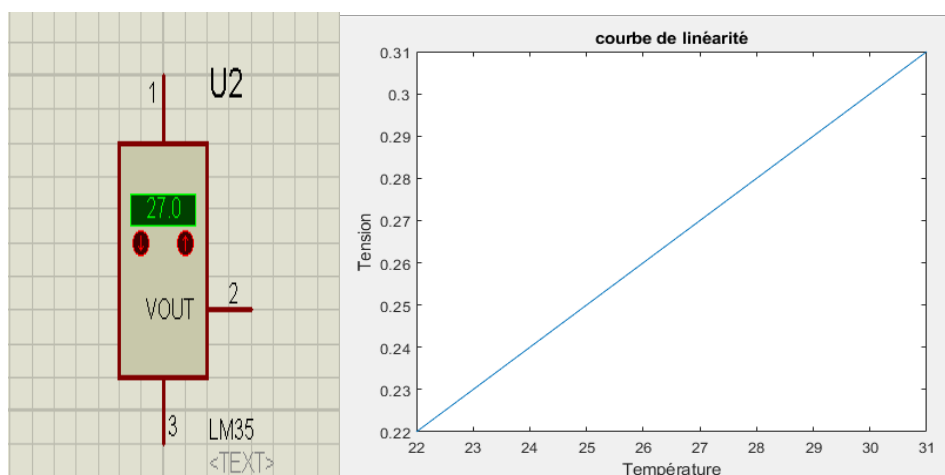


Figure 3.18: Capteur de température LM35 sous ISIS et sa courbe de linéarité.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

3 Affichage :

Ce projet utilise, bien évidemment des afficheurs LCD 2*16 dits a logique intégrée que l'on trouve aujourd'hui très facilement sur le marché. C'est un moyen d'affichage des informations. Et comme il ne fait aucune interprétation des codes de commandes des afficheurs il est compatible de tous les modèles existants, de 1 ou 2 lignes de 16 ou 20 caractères.

Le bus I2C (Inter Integrated Circuit Bus) permet de faire communiquer entre eux des composants électroniques très divers grâce à seulement trois fils :

- Un signal de donnée (SDA).
- Un signal d'horloge (SCL).
- Un signal de référence électrique (Masse).



Figure 3.19: L'afficheur LCD (16x2) plus i2cLM016L.

3.1 Brochage de l'afficheur LCD :

Tout d'abord, nous connectons le module de broches i2c comme indiqué sur le schéma. Alimentez le module LCD à 5 volts et connectez également la terre. La broche SDA du module i2c connectée à arduino A5 et la broche SCL à A4.

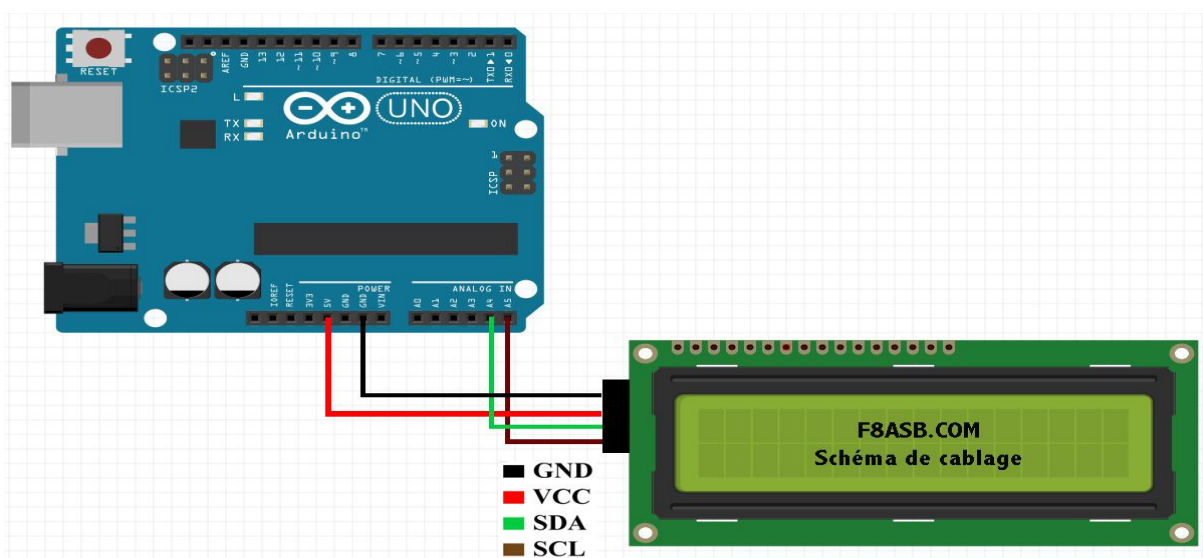


Figure 3.20: Brochage de l'afficheur LCD.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

4 L'alarme (sonore et visuelle) :

4.1 L'alarme sonore (buzzer) :

Un buzzer est un élément électromécanique ou électronique qui produit un son quand on lui applique une tension. Certains nécessitent une tension continue (buzzers électromécaniques), d'autres nécessitent une tension alternative (transducteurs piézoélectrique)

Le module buzzer active 5V est un module de sonnerie active piézoélectrique, utile pour la création de l'alarme lorsque la température dépasse la normale (**Voir figure 3.21**).



Figure 3.21: Modèles buzzer active.

4.2 L'alarme visuelle (LED):



Figure 3.22: LED RGB avec trois couleurs.

LED signifie « light emitting diode » ou diode électroluminescente (DEL). Une LED est un semi-conducteur (diode) qui émet de la lumière quand du courant le traverse.

Les matériaux semi-conducteurs que les LED utilisent transforment l'énergie électrique en un rayonnement électromagnétique visible, c'est-à-dire en lumière.

Ce module est constitué d'une LED RGB qui est composée de 3 LEDs de couleurs différentes: rouge - vert - bleu. Celles-ci sont reliées par une cathode commune et nécessite des résistances en série (**Voir figure 3.22**).

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

4.2.1 Brochage :

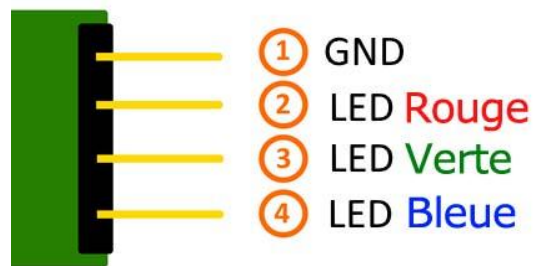


Figure 3.23: Brochage de la LED RGB.

LED Rouge : Signifie une variation importante du signal GSR

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

L'objectif est de mettre en évidence certaines informations techniques concernant l'exploitation de cette carte et les logiciels ayant pour rôle le traitement d'information.

5 Arduino :

5.1 Définition :

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 accompagné d'un logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe avec l'aide de nombreuses ressources disponibles en ligne.

L'Arduino peut également être utilisée comme carte de programmation pour des microcontrôleurs AVR [1].

Dans la version la plus courante, la communication avec l'ordinateur se fait par un port USB. Il existe plusieurs versions de l'Arduino, dont une version miniaturisée, et d'autres projets sont également en gestation.

5.1.1 Présentation :

Les caractéristiques principales pour le modèle le plus courant sont :

a) Hardware :

L'Arduino est une carte basée sur un microcontrôleur (mini-ordinateur) ATMEGA8 ou ATMEGA168 (voir figure 3.24). Elle dispose dans sa version de base de 1 Ko de mémoire vive, et 8Ko de mémoire flash pour stocker ses programmes. Elle peut être connectée à 13 entrées ou sorties numériques, dont 3 PWM (pouvant donner 3 sorties analogiques) et 6 entrées analogiques convertissant en 10 bit. En voici les principaux éléments : [2]

- Le processeur ou CPU.
- La mémoire de type Flash qui héberge le programme à exécuter.
- La mémoire vive qui stocke les données variables.
- Les périphériques intégrés au composant.
- Les ports d'entrée/sortie, qui connectent le microcontrôleur au monde extérieur.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Schéma des Ports:

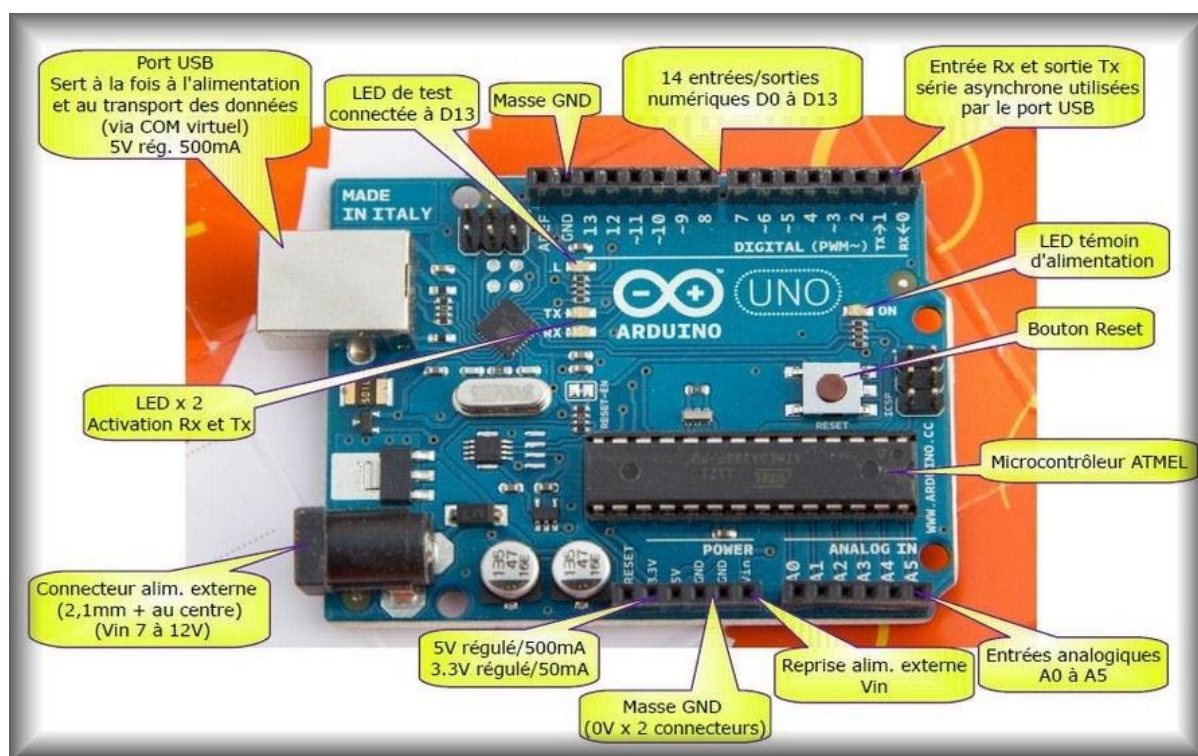


Figure 3.24: Présentation de la carte arduino.

b) Software :

Un circuit intégré ATmega328 sur la carte assure la connexion entre cette communication série vers le port USB de l'ordinateur et apparaît comme un port COM virtuel pour les logiciels de l'ordinateur. Le code utilisé pour programmer l'ATmega328 utilise le driver standard USB COM, et aucun autre driver externe n'est nécessaire. Un environnement de programmation unique (**voir figure 3-25**) regroupe éditeur de code, compilation et debug sous environnement C/C++ avec des simplifications pour les débutants ; il est compatible avec d'autres sources et des bibliothèques de code open source permettant d'étendre les fonctionnalités du microcontrôleur [3].

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

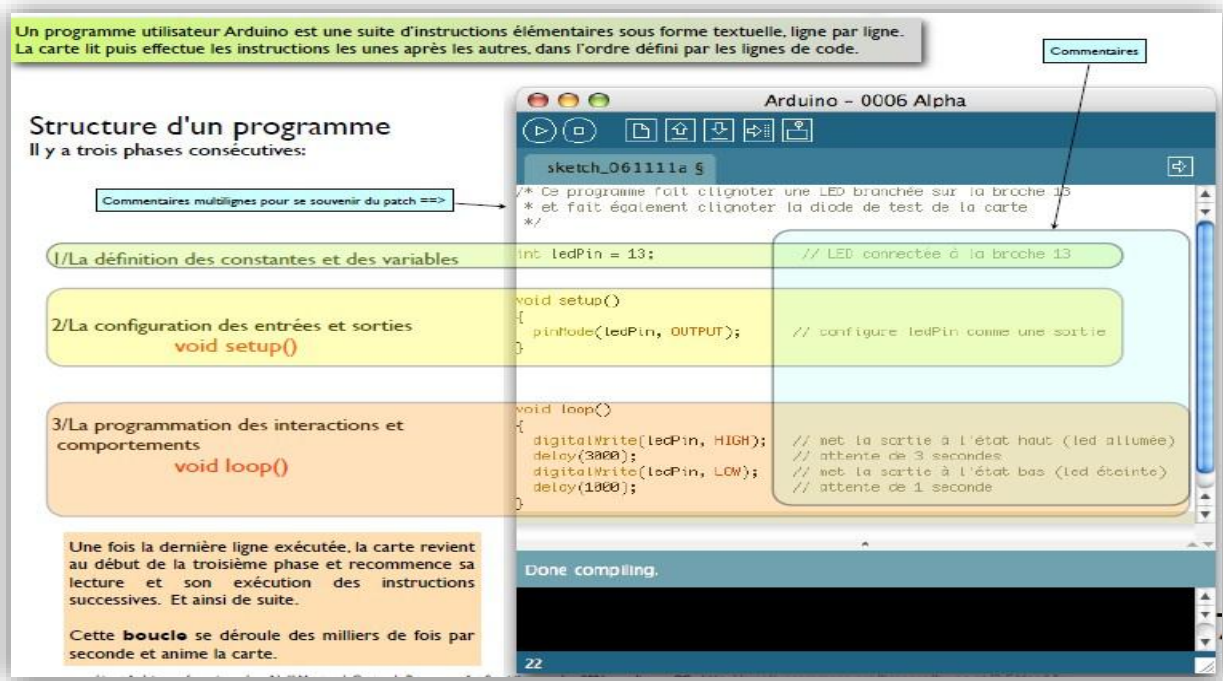


Figure 3.25: Présentation de l'environnement de programmation Arduino.

5.2 Intérêt de l'Arduino :

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 source ouverte : la communauté importante d'utilisateurs et de concepteurs permet à chacun de trouver les réponses à ses questions [4].

Plate-forme logicielle et matérielle de création d'objets numériques, Arduino permet de programmer des circuits électroniques qui interagissent avec le milieu qui les entoure. Connectés notamment à des capteurs sonores, thermiques, de mouvement, ces circuits électroniques peu coûteux, dénommés microcontrôleurs, peuvent en retour générer des images, actionner un bras articulé, envoyer des messages sur Internet etc. [5].

Des dizaines de milliers d'artistes, de designers, d'ingénieurs, de chercheurs, d'enseignants et même d'entreprises l'utilisent pour réaliser des projets incroyables dans de multiples domaines :

- ✓ prototypage rapide de projets innovants utilisant l'électronique, Arduino facilite l'expérimentation en amont de la phase d'industrialisation.
- ✓ Production artisanale d'objets numériques et de machines-outils à faible coût dans la perspective d'une culture d'appropriation technologique favorisant le bricolage et la débrouille.
- ✓ Installations d'arts numériques, Arduino permet de réaliser des œuvres d'art interagissant de manière autonome avec le public.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

5.3 Arduino UNO :

5.3.1 Définition :

Le modèle UNO (voir **figure 3-26**) de la société ARDUINO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C [6].

Elle dispose de :

- ❖ 14 broches numériques d'entrées/sorties (dont 6 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),
- ❖ 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- ❖ 1 quartz 16Mhz,
- ❖ 1 connexion USB,
- ❖ 1 connecteur d'alimentation jack,
- ❖ 1 connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- ❖ 1 bouton de réinitialisation (reset).

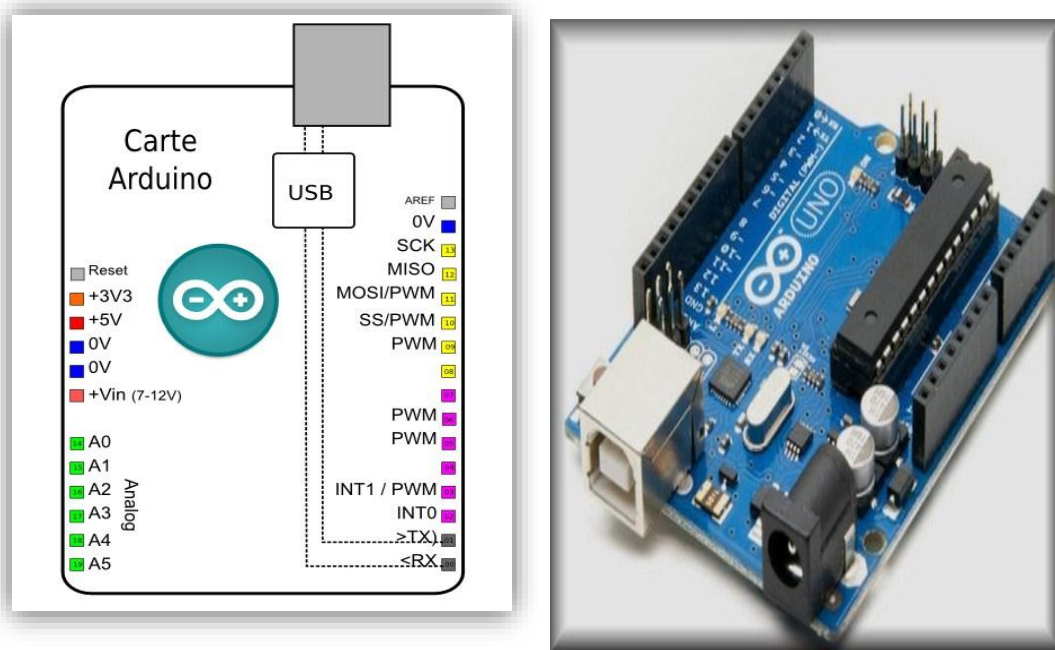


Figure 3.26: Brochage de la carte Arduino UNO.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

5.3.2 Caractéristiques techniques :

Microcontrôleur	ATmega328P
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'entrée (recommandé)	7-12V
Tension d'entrée (limite)	6-20V
E / S numériques Pins	14 (dont 6 fournissent la sortie PWM*)
PWM numérique E / S Pins	6
Pins d'entrée analogique	6
DC Courant par I O Pin /	20 mA
Courant DC pour 3.3V Pin	50 mA
Mémoire flash	32 KB (ATmega328P) dont 0,5 KB utilisé par bootloader**
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM ***	1 KB (ATmega328P)
Vitesse de l'horloge	16 MHz
Longueur	68,6 mm
Largeur	53,4 mm
Poids	25

Tableau 3.4: Caractéristiques techniques de l'Arduino.

5.3.3 Alimentation :

La carte Arduino Uno peut-être alimentée soit via la connexion USB (qui fournit 5V avec jusqu'à 500mA) ou à l'aide d'une alimentation externe. La source d'alimentation est sélectionnée automatiquement par la carte.

L'alimentation externe (non-USB) peut être soit un adaptateur secteur (pouvant fournir typiquement de 3V à 12V sous 500mA) ou des piles (ou accus) [9].

La carte peut fonctionner avec une alimentation externe de 6 à 20 volts. Cependant, si la carte est alimentée avec moins de 7V, la broche 5V pourrait fournir moins de 5V et la carte pourrait être instable.

Les pins (ou broches) d'alimentation sont les suivantes:

- Vin Tension d'entrée à la carte Arduino à l'aide d'une source d'alimentation externe (par opposition à 5 volts de la connexion USB ou une autre source d'alimentation régulée). Si l'alimentation en tension est faite par l'intermédiaire de la prise d'alimentation, on pourra y accéder via ce pin.

- 5V Ce pin délivre un 5V régulé par la carte. Le processeur peut être alimenté soit à partir de la prise d'alimentation DC (7-12V), le connecteur USB (5V), ou le pin Vin de la carte (7-12). La fourniture d'une tension via les 5V ou 3,3V contourne le régulateur, et peut endommager votre processeur A déconseiller !

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

- 3V3. Une alimentation de 3,3 volts générée par le régulateur. La consommation de courant maximale est de 50 mA.

- GND. Masse

- IOREF. Ce pin sur la carte Arduino fournit la référence de tension avec laquelle le microcontrôleur fonctionne [8].

5.3.4 Programmation :

Le microcontrôleur ATmega328 présent sur la carte Arduino Uno est livré avec un bootloader (petit programme de démarrage) préprogrammé qui nous permet de transférer le nouveau programme dans le microcontrôleur sans avoir à utiliser un matériel de programmation externe [10].

5.4 Le logiciel de simulation : PROTEUS :

5.4.1 Définition :

Proteus Professional est un progiciel de conception assistée par ordinateur de circuits électroniques. Développé par la société Labcenter Electronics, Le paquet est un système de simulation du circuit, basé sur des modèles de composants électroniques réalisés dans PSpice. Principales composantes de ce logiciel : ISIS (Intelligent Schematic Input System) et ARES ; ainsi que PROSPICE et VSM (voir figure 3.27).

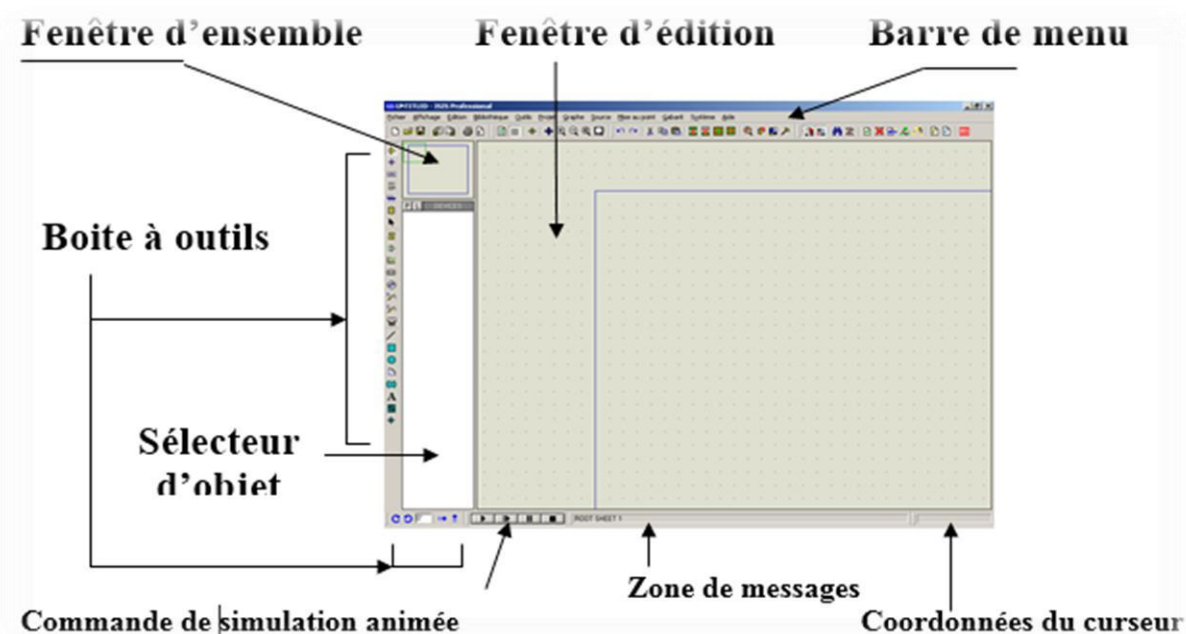


Figure 3.27: présentation générale de PROTEUS.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

5.4.2 Présentation générale de proteuse :

Les deux logiciels principaux qui nous intéressent sont :

- Le logiciel « ISIS » (**figure 3-28**), principalement connu pour éditer les schémas électriques. Par ailleurs, ce logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui nous permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car il permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits.

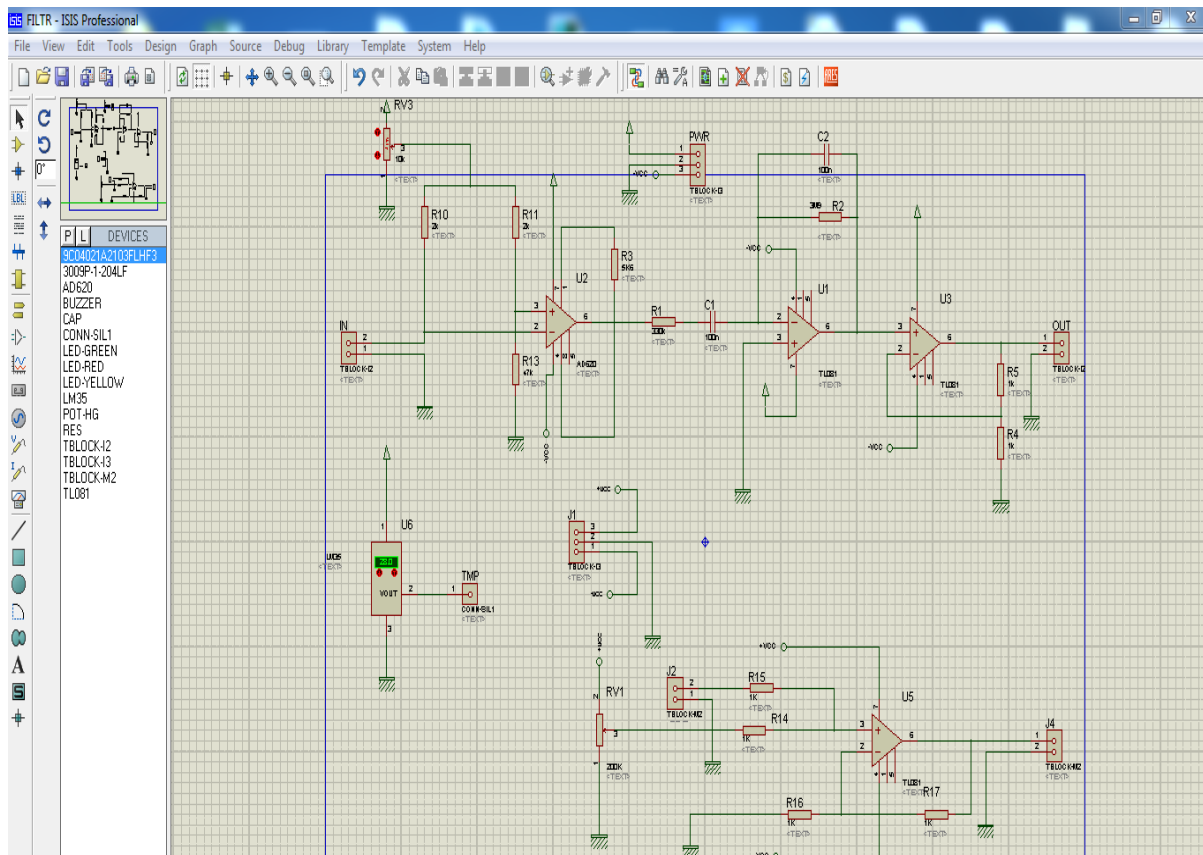


Figure 3.28 : le logiciel ISIS.

- Le logiciel « ARES » (**voir figure 3-29**) est un outil d'édition et de routage qui, à partir du circuit simulé sur « ISIS », permet de placer les composants et de réaliser le routage automatiquement [LE001]. Ce circuit imprimé est plus performant s'il est réalisé en sélectionnant, dans l'outil « Ares », le mode manuel. Cette partie du travail est la plus importante car elle demande de la concentration et un savoir-faire qui est obtenu avec le temps et surtout avec la pratique [11].

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

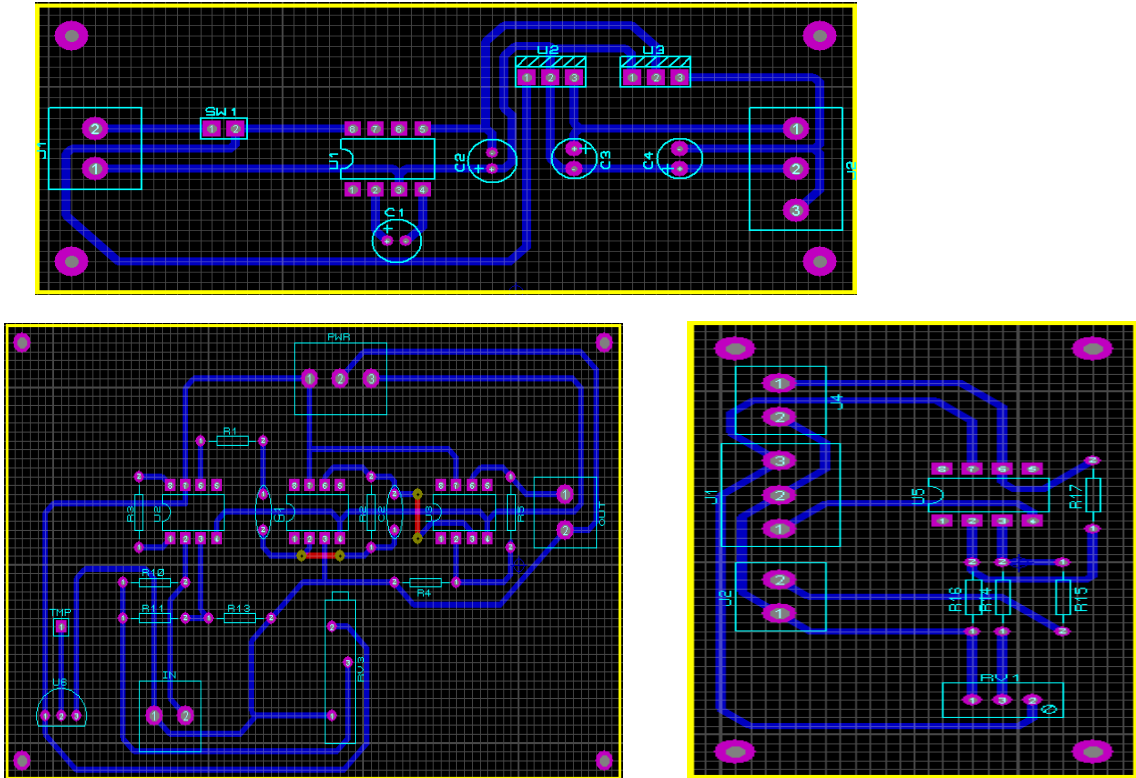


Figure 3.29 : le logiciel ARES.

5.4.3 Intérêt :

Cet environnement est important dans le domaine de l'électronique. Ce logiciel a donc, été particulièrement pensé pour les étudiants ou les entreprises œuvrant dans le domaine d'électronique. Il permet également de réaliser des documentations puisqu'il propose également de gérer avec précision la forme d'un élément.

Isis-Proteus, favorise la réalisation des schémas électroniques très complets. Le principal intérêt étant de simuler leur fonctionnement directement depuis l'ordinateur pour vérifier s'ils ne présentent aucune erreur.

Outre la popularité de cet outil, Proteus possède d'autres avantages :

- Pack contenant des logiciels faciles et rapides à comprendre et utiliser
- Le support technique est performant
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons étudié un système d'acquisition de données basé sur les fonctionnalités de la carte Arduino Uno. Une représentation graphique des données envoyées par ce dernier à un terminal local. Ce sont des outils de développement importants pour la réalisation de notre signal GSR.

Chapitre 3 : Etude pratique du circuit de conditionnement.

Bibliographie :

[1] **B. Cottenceau B311 ISTIA bertrand.cottenceau@univ-angers.fr.**

[2] **<http://www.mon-club-elec.fr>.**

[3] **B. Ahlem et Kamel, 'conception et realisation d'un cardiotechymetre a base du signal photoplethysmogramme' Tlemcen ,2015.**

[4] **Jean-Noël Montagné 'Atelier Arduino Centre de Ressources Art Sensitif ', Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006**

[5] : **www.siteduzero.com**

[6] **Simon L'Andrault (Eskimou), Hippolyte Weisslinger (olyte) 'Arduino : Premiers pas en informatique embarquée' 'Édition du 19 juin 2014**

[7] **<http://mon-club-elec.fr>**

[8] **<http://www.microsann.com>**

[9] **Arduino-Easycon-Organigram Cahier 0 connaître le matériel et le préparer technologie tutorial**

[10] **ASTUPS – CampusFab LECHALUPÉ Julien Université Paul Sabatier Mai 2014 Cours d'initiation à Arduino.**

[11] **Cours ISIS 'formation Proteus' Louis Armand Paris XV.**

Chapitre 4 :

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

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 d'une part. Et d'autre part Il s'agit de relever les températures sur les mêmes sujets précédant. 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 mis en forme pour assurer cette acquisition, l'affichage en temps réel de GSR sur le moniteur d'Arduino. Et l'affichage en temps réel de la température se fait sur l'afficheur LCD grâce à la carte Arduino aussi.

1 Mesures et interprétations :

Par définition l'activité électrodermale est liée à la variation de l'activité des glandes sudoripares [1] et peut être déclenchée par de nombreuses stimulations comme un mouvement respiratoire, excitation mentale ou être tout simplement due à une libération spontanée des sécrétion contenues dans ces glandes. [2]

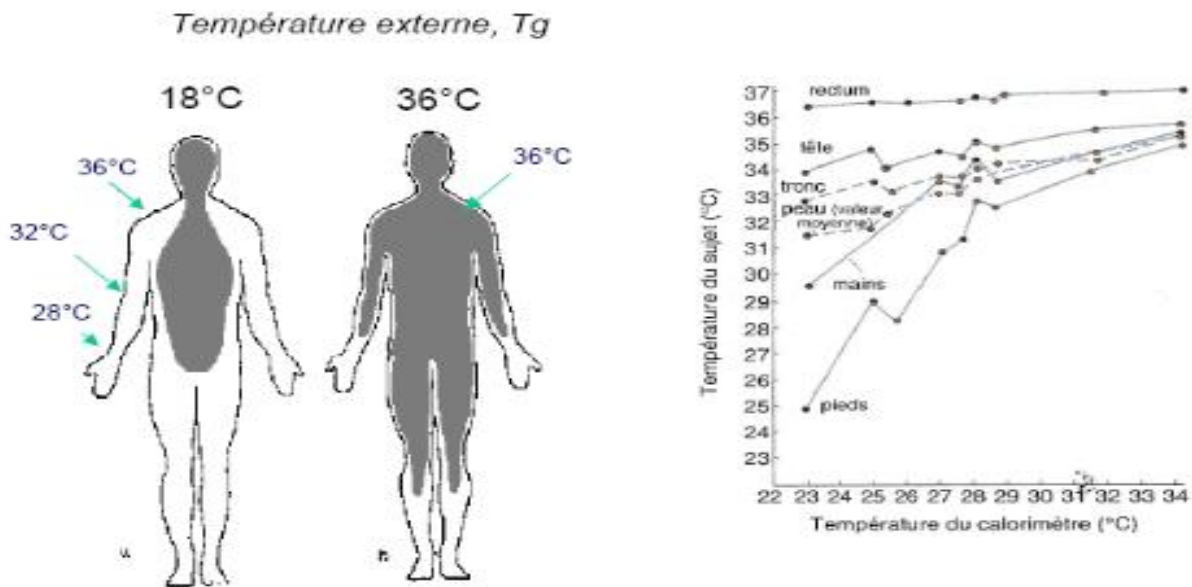
En fait les tests que nous avons réalisés vont nous permettre de montrer et d'expliquer cette situation. Ainsi, plusieurs sujets d'âges, de sexe et de corpulences différents ont été invités à participer à ces tests. Pour chaque sujet on a essayé de changer sa situation émotionnelle, soit en demandant au sujet de se concentrer sur la résolution des jeux d'intelligences, soit de faire un mouvement respiratoire, soit on essaye de créer une situation de sécrétion de la sueur...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 à des réponses indépendamment résistance de toute stimulation externe précise : c'est la Régulation autonome.

Bien que pour ce qui concerne la température corporelle. Il y'a la température centrale « température interne du corps » qui situe entre 37 °C et 37.5 °C, et la température d'écorce « la température externe du corps » elle est autour de 30 °C. [3]

Ainsi, la température de la peau varie d'un endroit à un autre par exemple la température des jambes atteint jusqu'à 25 °C, et la température des mains limitée entre 29 °C et 30°C.

Notion de noyau et d'écorce



2 Tests et résultats :

2.1.a Le signal GSR :

Test 1 :

Un sujet d'âge de 23 ans masculin non-fumeur (**sujet1**) a été invité 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.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.



Figure 4.2 : Signal GSR du test 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.

Test 2 :

Un autre sujet a été invité pour le deuxième test. Il s'agit d'un homme âgé de 23ans et de poids de 70Kg (**sujet2**), qui est un sportif mais fumeur. La personne a été en plein de discussion sur ce qui concerne l'état politique actuelle du payé et la grève des étudiants, donc le dialogue a été dans un état d'anxiété.

On a remarqué une succession de pics accentués qui sont différents l'un de l'autre d'une manière proportionnelle au niveau de stress de sujet à chaque moment. Tel que les pics après un bon moment de discussion sont plus importants par rapport au début de cette discussion.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

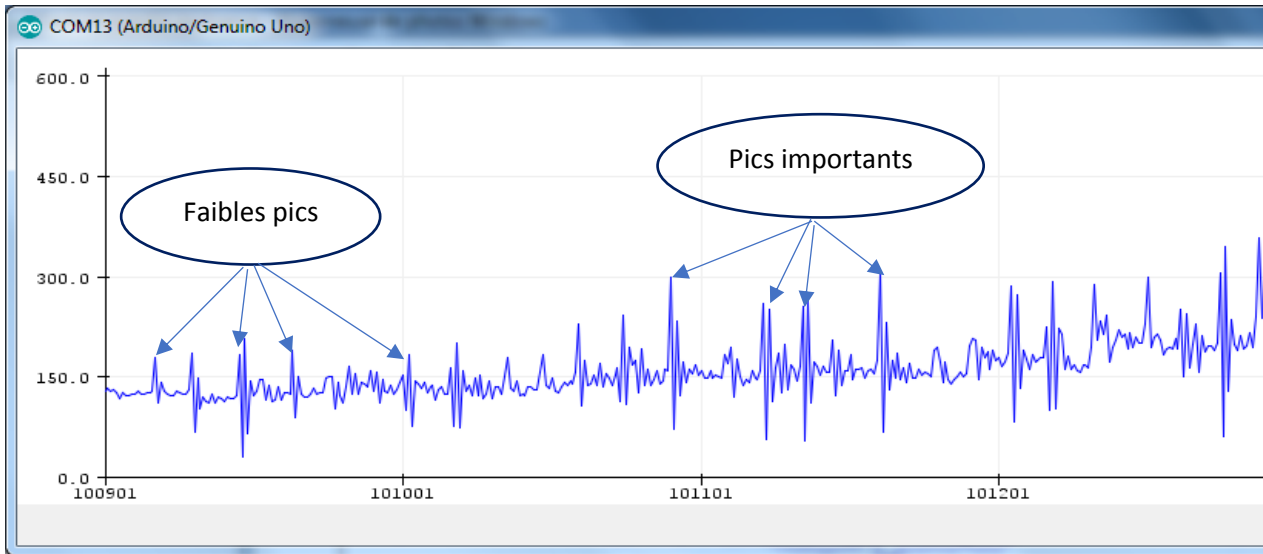


Figure 4.3 : Signal GSR du test 2 (Un homme d'âge 23 ans sportif mais fumeur).

Test 3 :

Dans ce test nous avons fait appel à un enfant de 14 ans, de poids de 35Kg, nous lui avons placé les électrodes et monitoré leur signal GSR, nous lui avons donné un jeu de cube magique et lui demandé de le résoudre rapidement.

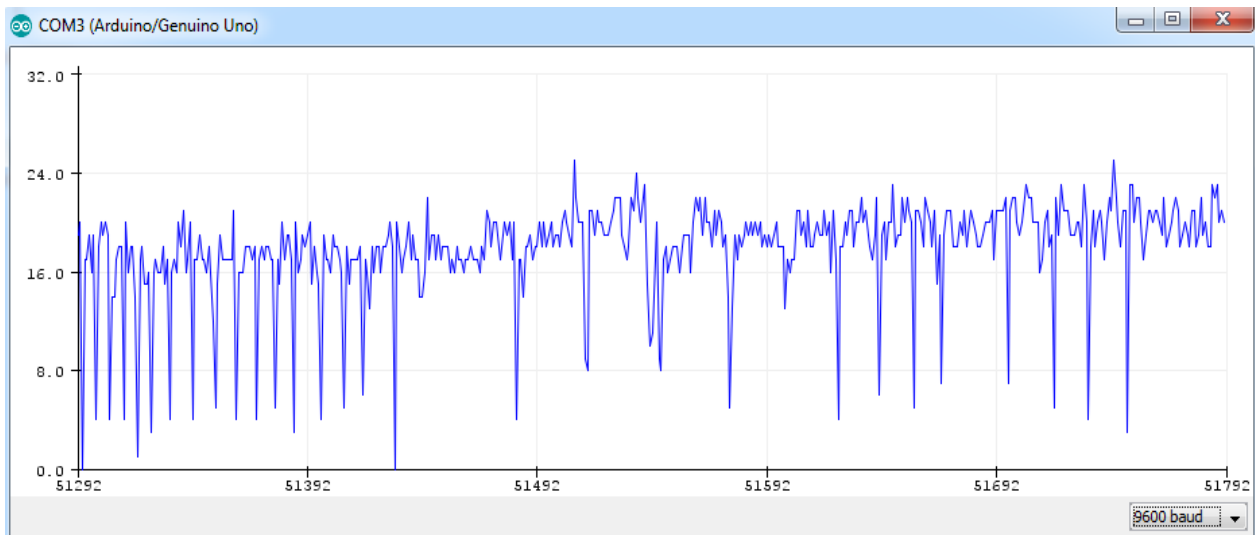


Figure 4.4 : Signal GSR du test 3 (Sujet 3 : un enfant d'âge 14 ans).

On remarque des pics qui apparaissent à cause des efforts fournis pour résoudre le cube magique en réponse à ces situations psychophysiologiques. Car ce jeu nécessite des efforts de concentration importants. Les pics traduisent le niveau phasique du signal GSR due à l'activité mentale de l'enfant.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

Test 4 :

Pour but d'examiner la réponse aux variations volumiques, qui sont liés directement à la résistance.

Un sujet a été invité pour faire ce test. C'était une femme de 45 ans et de poids de 85Kg.

Le test consiste à faire des mouvements de respiration profonde, qui vont créer une variation de volume pulmonaire qui va être suivi par une variation de résistance et par la suite du signal GSR

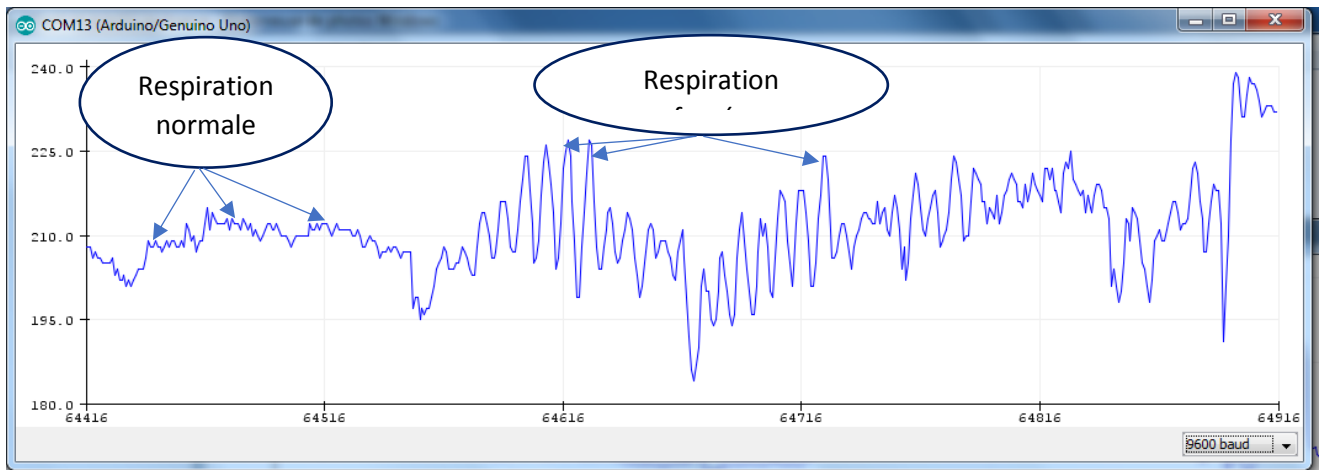


Figure 4.5 : Signal GSR du test 4 (Une femme d'âge 45 ans de poids 85Kg)

On remarque que pour une respiration normale le signal GSR se compose par les composantes toniques qui sont moins accentués et varient autour d'une valeur moyenne, cependant pour une respiration forcée (inspiration et expiration profondes), en marquant qu'il y a des pics qui traduisent les composantes phasiques dues aux variations du volume thoracique qui induit une variation de la résistance totale du corps.

Test 5 :

Au niveau de ce test on a invité une jeune fille d'âge de 23ans et de poids de 61Kg. L'idée de ce test réside dans la piqûre de cette fille avec une épingle sans qu'elle connaisse les moments de ces picotements.

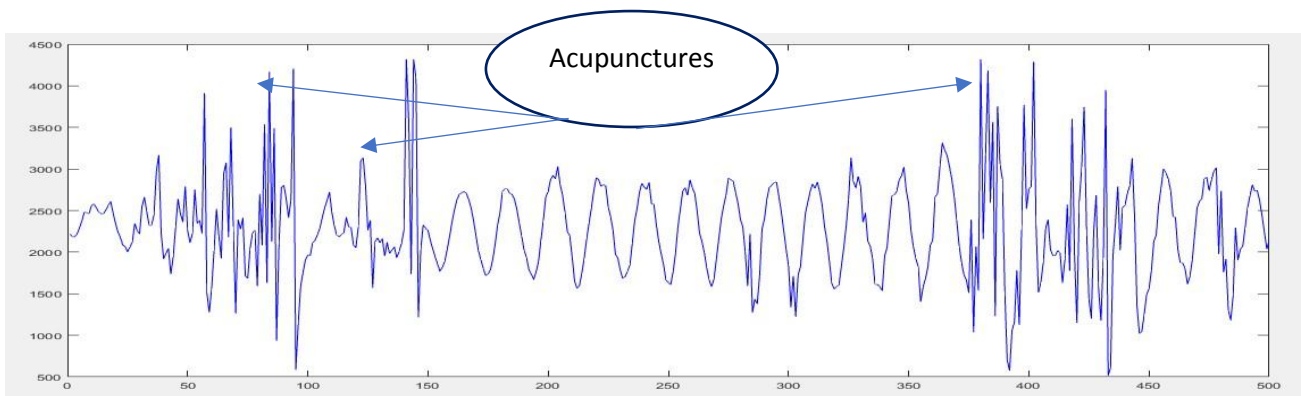


Figure 4.6 : Signal GSR du test 5 (Une femme de l'âge 23 ans 61 Kg).

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

On remarque l'apparition des pics après chaque acupuncture instantanée, ces pics représentent la sensation des douleurs.

Test 6 :

Comme nous avons détaillé précédemment que le stress lorsque quelqu'un entrain de mentir va activer les glandes sudoripares qui vont sécréter de la sueur, ce cas est délicat d'être réalisé réellement. Donc on a réfléchi de simuler se sueur avec des doigts humidifier avec de l'eau ou du gel.

Pour cela un dernier sujet d'âge 24 ans et de poids de 75 Kg sportif et muscler a été invité pour le test, nous lui avons ramené une éponge humide (ou gel) et lui demander de met ces doigts sur l'éponge avant qu'on place les électrodes pour but d'humidifier ces doigts, le sujet était demandé de rester calme pendant toute la durée de ce test.

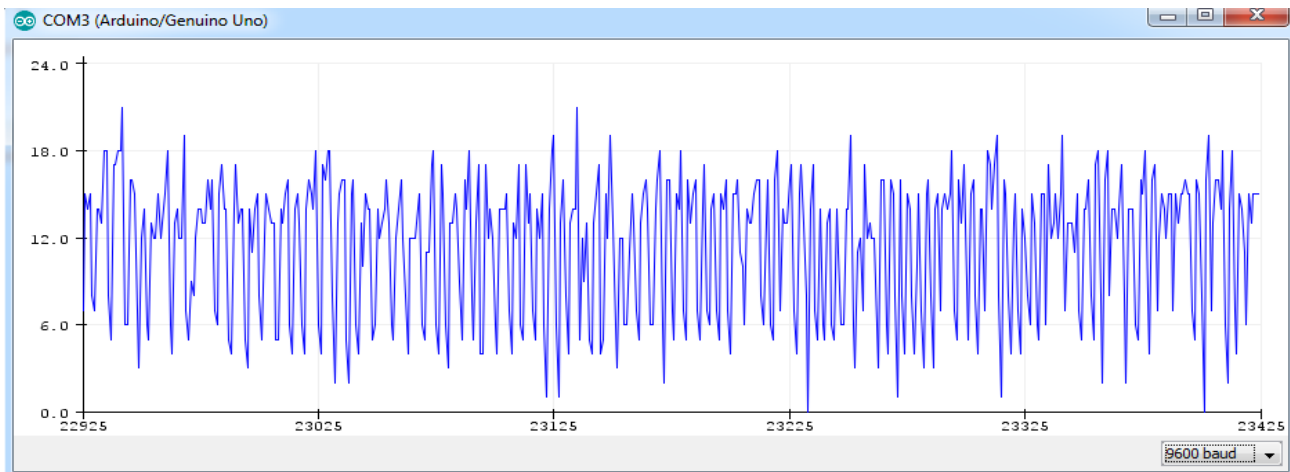


Figure 4.7 : Signal GSR du test 5 (Un homme de l'âge 24 ans 75 Kg).

Le signal GSR obtenu enregistre une activité remarquable et intense. Avec une morphologie uniforme qui varie autour d'une valeur moyenne (c'est la valeur tonique).

2.1.b la température :

Le tableau suivant contient les informations sur les différents sujets qui ont été appelées à test de la température et les résultats enregistrer :

/	Test1	Test2	Test3	Test4	Test5
Age (ans)	38	24	23	25	45
Sexes	Homme	Femme	Femme	Homme	Femme
Remarque	Sportif	Obèse	Maigre	Fumeur	Active
Température (°c)	30	32	29	30	31

Tableau 4.1 : tableau de test de température.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

Le test consiste à rapprocher le bout de doigt de ces sujets par rapport à notre capteur (LM35), et lire par la suite les valeurs qui vont être affichées sur un écran LCD.

On remarque que la température cutanée comprise entre 29 et 32 (°C), ces valeurs enregistrées confirment ce que nous avons cité précédemment, donc on peut fixer une valeur seuil d'après ces résultats expérimentaux des températures obtenues, ce qui détermine la température cutanée maximale qu'ils peuvent atteindre. C'est 32°C qu'on suppose qu'au-dessus de ce degré, la personne sera dans un état de stress, alors on peut estimer qu'il va entraîner de mentir.

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 et états physiologiques des sujets. Et aussi détermine la température cutanée moyenne chez ces mêmes sujets. Une remarque importante qu'on peut faire c'est l'apparition des pics pour des états physiques différents. L'augmentation soudaine de l'amplitude du signal GSR traduit et explique l'état de la personne qu'il y a derrière. Chaque phénomène présente un signal différent, une amplitude différente et aussi une température différente. Cette dernière qui change elle aussi lors du changement des états physiques. Le dispositif ainsi réalisé et étudié montre son efficacité à travers les signaux interprétés.

Chapitre 4 : Résultats et interprétation.

Bibliographie :

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

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

[3] <http://www.guichetdusavoir.org/viewtopic.php?t=26173>

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 » et la température. Il est utilisé pour la détection du mensonge et donc permettre de traiter les changements psychologiques en mesurant la reflexe psycho galvanique et la thermorégulation.

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

En fait, dans l'étude théorique que nous avons menée sur les grandeurs, différents aspects de psycho galvanique et de la manière avec laquelle le signal traduisant l'activité du système nerveux que représente le signal GSR est généré physiologiquement ou encore détecter 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 et température. Cette étude était menée d'abord à travers une description détaillée des capteurs (ex : les électrodes), et leurs interfaces avec le milieu biologique pour un choix approprié des électrodes. Elle a été suivie d'une description aussi détaillée des circuits de détection et de mise en forme qui pouvaient être utilisés pour garantir une bonne acquisition et par conséquent mesure du signal GSR et température.

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...) utilisé dans la réalisation de ce travail. Du point de vue software, le traitement de la grandeur GSR était limité à une visualisation sur le moniteur d'un PC, d'autres routines softwares mise en œuvre pour assurer le bon fonctionnement de la carte d'acquisition « Arduino » ont été aussi étudiées. Et l'affichage des valeurs de la température était fait sur un afficheur LCD connecté avec la carte Arduino.

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 et la température pouvons changer en fonction de ces critères et en fonction des conditions physiologiques.

Comme perspectives et pour une meilleure détection du mensonge c'est d'établir un traitement informatique plus profond sur ce signal GSR, et une bonne précision de la température cutanée de coupler cette technique (détection de la réponse galvanique de la peau, et la température) a d'autre techniques comme la détection de la fréquence cardiaque, rythme respiratoire et la température cutanée dans le même dispositif.

ANNEXES

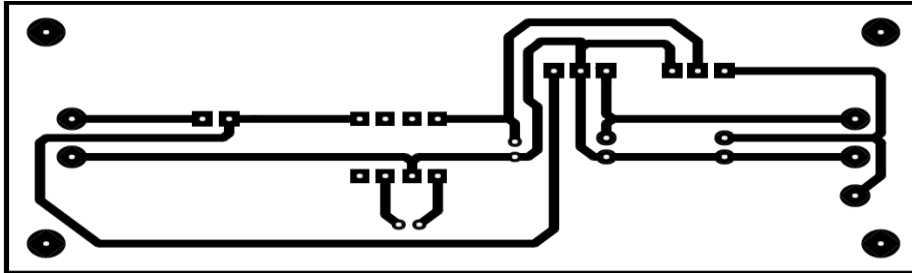
ANNEXES

ANNEXES

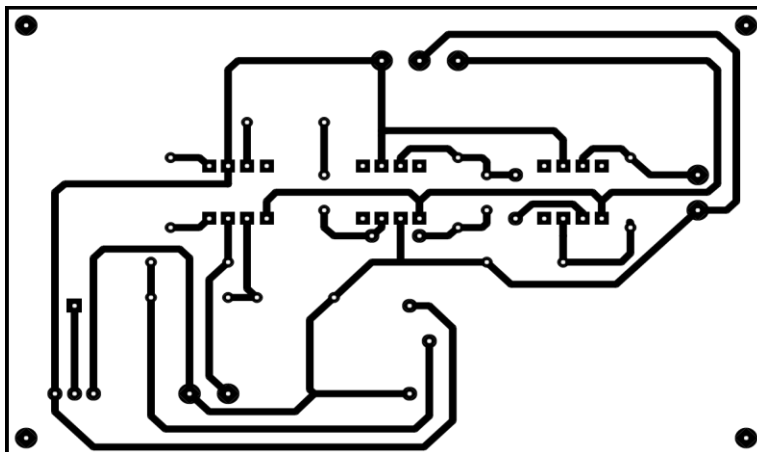
Annexe 1

Circuits imprimés :

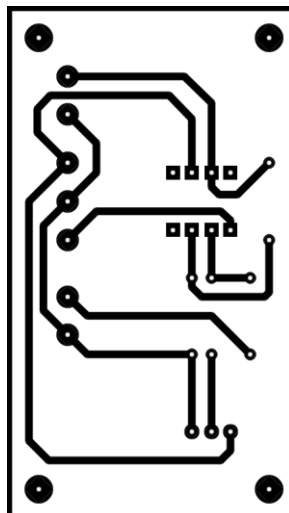
1/ Circuit d'alimentation :



2/ Circuit imprimé de la carte GSR :



3/ Circuit d'offset :



ANNEXES

Annexe 2

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

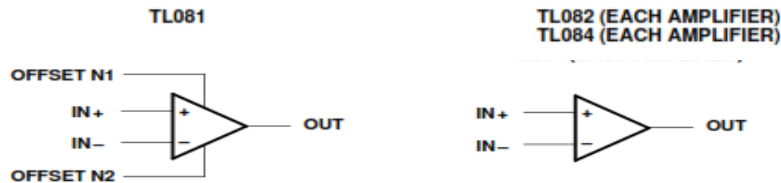
- Low Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/ μ s Typ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

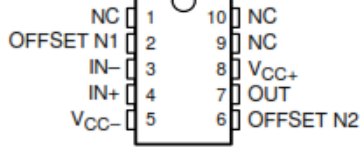
1

ANNEXES

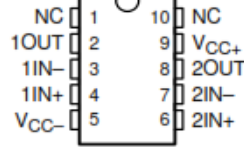
TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A, TL082B TL082Y, TL084, TL084A, TL084B, TL084Y JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

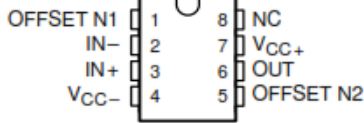
TL081, TL081A, TL081B
U PACKAGE
(TOP VIEW)



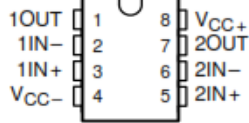
TL082, TL082A, TL082B
U PACKAGE
(TOP VIEW)



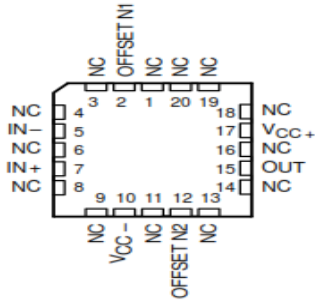
TL081, TL081A, TL081B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



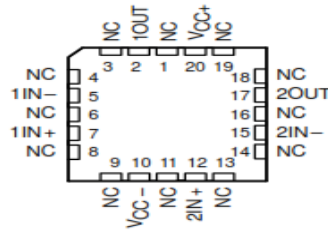
TL082, TL082A, TL082B
D, JG, P, OR PW PACKAGE
(TOP VIEW)



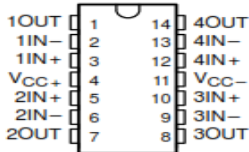
TL081M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)



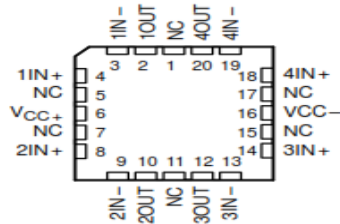
TL082M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)



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



TL084M ... FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

ANNEXES

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										CHIP FORM (Y)	
CERAMIC DIP (J)	CERAMIC DIP (JG)	PLASTIC DIP (N)	PLASTIC DIP (P)	TSSOP (PW)	FLAT PACK (U)	FLAT PACK (W)					
—	—	—	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., TL081CDR).

T _A	V _{OM} max AT 25°C	SMALL OUTLINE (0008)	SMALL OUTLINE (0014)	CHIP CARRIER (FK)
0°C to 70°C	15 mV	TL081CD	—	—
	6 mV	TL081ACD	—	—
	3 mV	TL081BCD	—	—
0°C to 70°C	15 mV	TL082CD	—	—
	6 mV	TL082ACD	—	—
	3 mV	TL082BCD	—	—
-40°C to 85°C	15 mV	—	TL084CD TL084ACD TL084BCD	—
	6 mV	TL081ID TL082ID	—	—
	3 mV	TL084ID	—	—
-55°C to 125°C	6 mV	—	—	TL081MFK
	6 mV	—	—	TL082MFK
	9 mV	—	—	TL084MFK

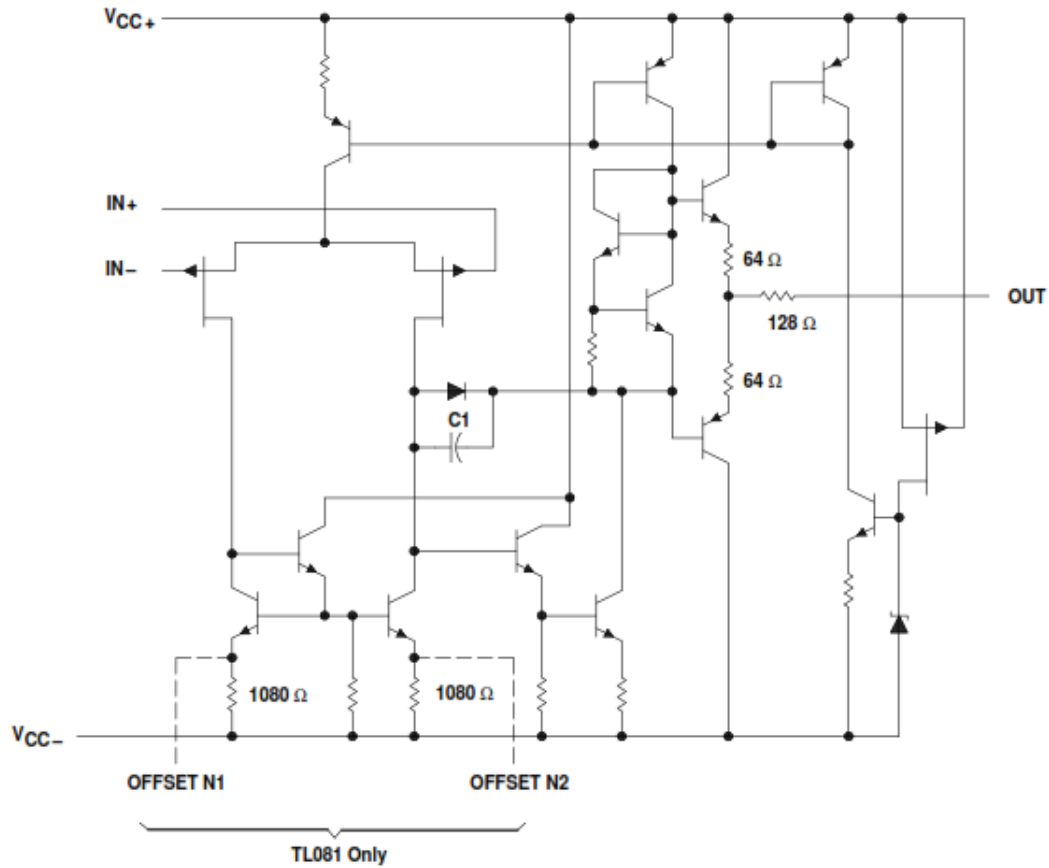
The D package is available taped and reeled. Add R suffix to the

ANNEXES

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

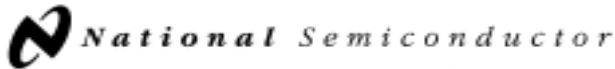
SLOS081C – FEBRUARY 1977 – REVISED SEPTEMBER 1996

schematic (each amplifier)



ANNEXES

Annexe 3



November 2000

LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

General Description

The LM35 series are precision integrated-circuit temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (Centigrade) temperature. The LM35 thus has an advantage over linear temperature sensors calibrated in ° Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from its output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of $\pm 1/4^\circ\text{C}$ at room temperature and $\pm 3/4^\circ\text{C}$ over a full -55 to $+150^\circ\text{C}$ temperature range. Low cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The LM35's low output impedance, linear output, and precise inherent calibration make interfacing to readout or control circuitry especially easy. It can be used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As it draws only $60\ \mu\text{A}$ from its supply, it has very low self-heating, less than 0.1°C in still air. The LM35 is rated to operate over a -55 to $+150^\circ\text{C}$ temperature range, while the LM35C is rated for a -40 to $+110^\circ\text{C}$ range (-10 with improved accuracy). The LM35 series is available pack-

aged in hermetic TO-46 transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D are also available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D is also available in an 8-lead surface mount small outline package and a plastic TO-220 package.

Features

- Calibrated directly in ° Celsius (Centigrade)
- Linear $+10.0\ \text{mV}/^\circ\text{C}$ scale factor
- 0.5°C accuracy guaranteeable (at $+25^\circ\text{C}$)
- Rated for full -55 to $+150^\circ\text{C}$ range
- Suitable for remote applications
- Low cost due to wafer-level trimming
- Operates from 4 to 30 volts
- Less than $60\ \mu\text{A}$ current drain
- Low self-heating, 0.08°C in still air
- Nonlinearity only $\pm 1/4^\circ\text{C}$ typical
- Low impedance output, $0.1\ \Omega$ for 1 mA load

Typical Applications

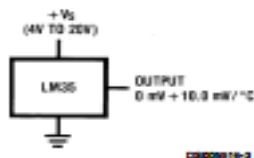
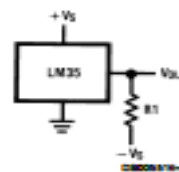


FIGURE 1. Basic Centigrade Temperature Sensor ($+2^\circ\text{C}$ to $+150^\circ\text{C}$)



Choose $R_1 = +V_S/50\ \mu\text{A}$
 $V_{\text{OUT}} = +1,500\ \text{mV}$ at $+150^\circ\text{C}$
 $= +250\ \text{mV}$ at $+25^\circ\text{C}$
 $= -550\ \text{mV}$ at -55°C

FIGURE 2. Full-Range Centigrade Temperature Sensor

LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

ANNEXES

Annexe 4



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

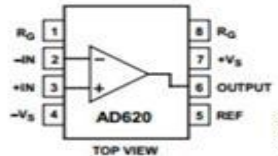


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

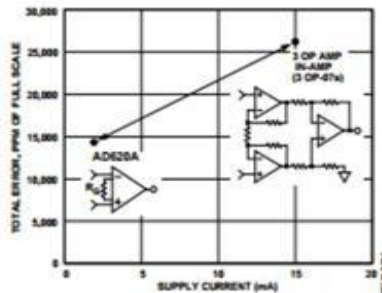


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781.329.4700 www.analog.com
 Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

Pressure Measurement

Although useful in many bridge applications, such as weigh scales, the AD620 is especially suitable for higher resistance pressure sensors powered at lower voltages where small size and low power become more significant.

Figure 38 shows a $3\text{ k}\Omega$ pressure transducer bridge powered from 5 V. In such a circuit, the bridge consumes only 1.7 mA. Adding the AD620 and a buffered voltage divider allows the signal to be conditioned for only 3.8 mA of total supply current.

Small size and low cost make the AD620 especially attractive for voltage output pressure transducers. Since it delivers low noise and drift, it also serves applications such as diagnostic noninvasive blood pressure measurement.

Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 39) where high source resistances of $1\text{ M}\Omega$ or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery-powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise, coupled with the low voltage noise of the AD620, improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor C1 is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

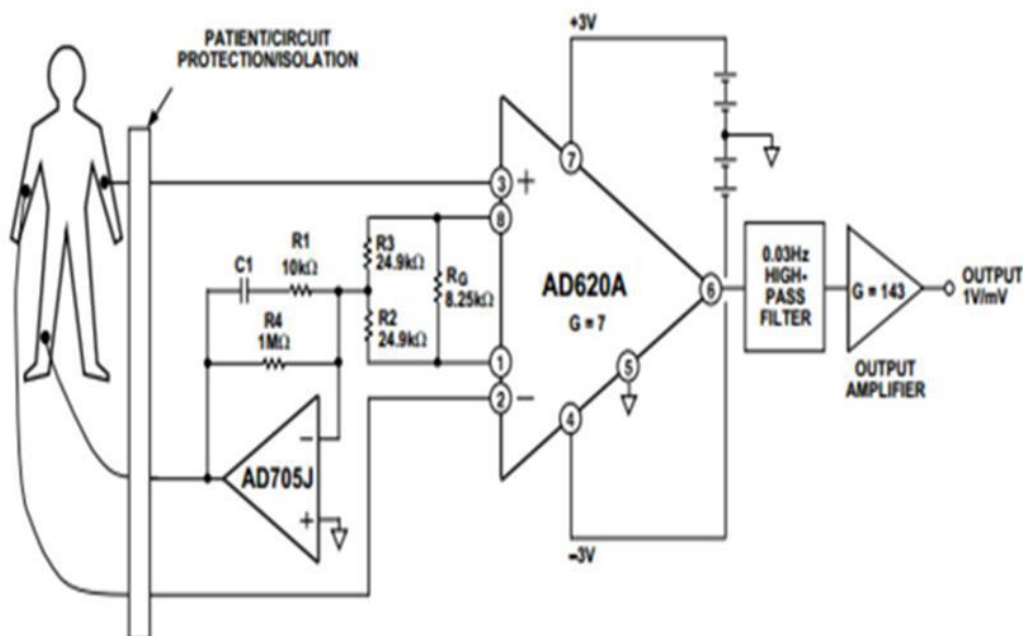


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 40). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage, V_x , of the AD620 appears across R_1 , which converts it to a current. This current, less only the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

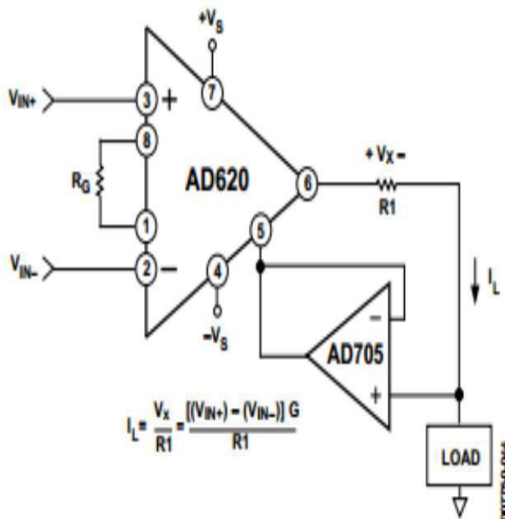


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ± 3 V)

GAIN SELECTION

The AD620 gain is resistor-programmed by R_G , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1% to 1% resistors. Table 5 shows required values of R_G for various gains. Note that for $G = 1$, the R_G pins are unconnected ($R_G = \infty$). For any arbitrary gain, R_G can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by G when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains, and the output errors dominate at low gains. The total V_{os} for a given gain is calculated as

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

INPUT PROTECTION

The AD620 safely withstands an input current of ± 60 mA for several hours at room temperature. This is true for all gains and power on and off, which is useful if the signal source and amplifier are powered separately. For longer time periods, the input current should not exceed 6 mA.

For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes (such as the BAV199) can be placed at the inputs to reduce the required protection resistance.

ANNEXES

Annexe 5

intersil.

ICL7660, ICL7660A

Data Sheet

October 10, 2005

FN3072.7

CMOS Voltage Converters

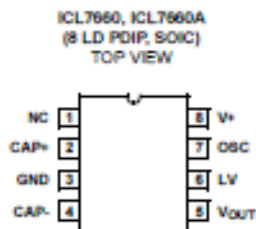
The Intersil ICL7660 and ICL7660A are monolithic CMOS power supply circuits which offer unique performance advantages over previously available devices. The ICL7660 performs supply voltage conversions from positive to negative for an input range of +1.5V to +10.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -10.0V and the ICL7660A does the same conversions with an input range of +1.5V to +12.0V resulting in complementary output voltages of -1.5V to -12.0V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7660 and ICL7660A can also be connected to function as voltage doublers and will generate output voltages up to +18.5V with a +10V input.

Contained on the chip are a series DC supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, and four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This assures latchup free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 10kHz for an input supply voltage of 5.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overdriven by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GROUND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+3.5V to +10.0V for the ICL7660 and +3.5V to +12.0V for the ICL7660A), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

Pinouts



Features

- Simple Conversion of +5V Logic Supply to $\pm 5V$ Supplies
- Simple Voltage Multiplication ($V_{OUT} = (-) nV_{IN}$)
- Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency 99.9%
- Typical Power Efficiency 98%
- Wide Operating Voltage Range
 - ICL7660 1.5V to 10.0V
 - ICL7660A 1.5V to 12.0V
- ICL7660A 100% Tested at 3V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components
- No External Diode Over Full Temp. and Voltage Range
- Pb-Free Plus Anneal Available (RoHS Compliant)

Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems