



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 : RAMDANI Lydia

**Réalisation d'un dispositif pour la détection de
l'électrocardiogramme foetal (FECG) et des
contractions abdominales**

Soutenu le 17/09/ 2017 devant le Jury

Mr	BENALI Redouane	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	BEREKSI REGUIG Fethi	<i>prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	HABIBES Naima	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2016-2017

REMERCIEMENTS

Avant tout, je remercie dieu de m'avoir donné la force d'aller jusqu'au bout.

Je remercie Mr BEREKSI REGUIG FETHI d'avoir accepté de m'encadrer et pour son aimable soutien, son expertise et ses vastes Orientations qui ont donné l'orientation à l'œuvre.

Je voudrais remercier les membres de jury de ce mémoire à ceux je dois ma gratitude spéciale Mr BENALI REDOUANE mètre de conférence A à l'université de Tlemcen qui a accepté de présider le jury. Ainsi l'examinatrice Melle HABIBES NAIMA mètre assistant A à l'université de Tlemcen. J'apprécie leur encouragement, et leurs commentaires perspicaces.

Un merci tout spécial à ma famille RAMDANI spécialement à ma mère ROZA que dieu me la garde qui m'a soutenu durant toute ma période des études.

Enfin, Je voudrais également remercier mes amis et collègues. Ils étaient fondamentaux dans le soutien Pendant le stress de ce mémoire et les moments difficiles.

Dédicaces

A mes très chers parents RAMDANI OURAMDANE et HADJAZ ROZA

Je vous dédie ce travail en témoignant de mon profond respect, mon grand amour et toute ma gratitude pour les sacrifices que vous avez consenti.

Aucun mot ne saurait exprimer l'ampleur de ma reconnaissance.

A mes frères et sœurs

ZAHIDA et son mari NACER et ses enfants Samy, Dylan et Mazigh, SORAYA et son mari NACER, mon frères MOUHAND et sa femme FATIHA et leur enfant Ilyan, et mon cher frère LYES.

Que dieu vous bénisse, trouver ici l'expression de mon profond respect, mon amour et ma gratitude.

A mes très chers amis de la promo

Je n'oublierai jamais les moments agréables qu'on a vécus ensemble.

Je vous aime...

Résumé :

La détection de l'électrocardiogramme fœtal est vraisemblablement le geste le plus pratiqué par les cliniciens. Sa réalisation permet une surveillance globale de la santé fœtale et constitue l'élément de référence pour le dépistage précoce des anomalies cardiaques fœtales et fournir les traitements appropriés.

Ce modeste travail consiste à la réalisation d'un dispositif de détection de l'électrocardiogramme fœtal (FECG) et les contractions abdominales (contractions utérines CU). Les CUs sont détectées selon le principe de la méthode de la tocographie externe. Le FECG est déduit à travers la détection simultanée de l'ECG Maternelle (MECG) à travers des dérivations des membres ou thoraciques et le MECG plus FECG à travers des électrodes abdominales. Cette réalisation est aussi utilisée pour la détection du rythme cardiaque fœtal en corrélation avec l'activité utérine évaluant ainsi l'état de stress du fœtus.

Mots clés :

Electrocardiogramme fœtal (FECG), Electrocardiogramme maternel (MECG), Rythme Cardiaque Fœtal (RCF), Surveillance fœtal, Cardiotocographie (CTG), Contraction abdominale, Pression, Carte d'acquisition Arduino.

Abstract :

The detection of the fetal electrocardiogram is probably the most practiced gesture by clinicians. It provides comprehensive surveillance of fetal health and is the benchmark for early detection of fetal heart defects and provides appropriate treatments.

This modest work consists in the realization of a device for the detection of the fetal electrocardiogram (FECG) and the abdominal contractions (uterine contractions CU). The UCs are detected according to the principle of the external method. The FECG is deduced through the simultaneous detection of the Maternal ECG (MECG) through limb or thoracic branches and the MECG plus FECG through abdominal electrodes. This embodiment is also used for the detection of the fetal heart rate in correlation with the uterine activity thus evaluating the state of stress of the fetus.

Keywords :

Fetal Electrocardiogram (FECG), Maternal Electrocardiogram (MECG), Fetal Heart Rhythm (FHR), Fetal Surveillance, Cardiotocography (CTG), Abdominal Contraction, Pressure, Arduino Acquisition Card.

الخلاصة

الكشف عن التخطيط الكهربائي لقلب الجنين هو على الأرجح الأكثر ما يمارس من قبل الأطباء . هذا الكشف يوفر مراقبة شاملة لصحة الجنين.

وهو المعيار للكشف المبكر عن مشاكل قلب الجنين و توفير العلاجات المناسبة. ويتكون هذا العمل المتواضع في تحقيق جهاز للكشف عن التخطيط الكهربائي لقلب الجنين وتقلصات البطن (تقلصات الرحم) . يتم الكشف عن هذه المعلومات بدون جراحة. نتحصل على التخطيط الكهربائي لقلب الجنين عن طريق الكشف في نفس الوقت عن نبضات قلب الام من خلال الصدر او الاطراف و التخطيط الكهربائي لقلب الام و التخطيط الكهربائي لقلب الجنين من خلال البطن. ويستخدم هذا التجسيد أيضا للكشف عن معدل ضربات قلب الجنين المرتبط مع نشاط الرحم وبالتالي تقييم حالة القلق عند الجنين.

الكلمات الرئيسية

التخطيط الكهربائي لقلب الجنين - التخطيط الكهربائي لقلب الام - معدل ضربات قلب الجنين - مراقبة الجنين - تقلصات البطن - الضغط - بطاقة اردوينو.

Table des matières

Remerciement	
Dédicaces	
Résumé	
Table des matières	
Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale.....	1

Chapitre 1 : les généralités sur les grandeurs à détecter

1.1. Introduction.....	2
1.2. Rappel anatomique sur le système cardiovasculaire.....	2
1.2.1. Cycle cardiaque chez l'adulte.....	2
1.2.1.1. L'anatomie du cœur et la circulation sanguine.....	2
1. Le cœur.....	2
2. La circulation sanguine.....	3
1.2.2. Le cycle cardiaque chez le fœtus.....	3
1.2.2.1. Le cœur du fœtus et la circulation sanguine fœtale.....	3
1. Le cœur du fœtus.....	3
2. La circulation sanguine du fœtus.....	4
1.2.3. L'activité électrique du cœur.....	5
1.2.4. Définition de l'ECG.....	6
1.2.4.1. Les caractéristiques temporelles de l'ECG.....	7
1.2.4.2. Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG.....	7
1.2.5. Définition de l'ECG fœtal.....	7
1.2.5.1. Les caractéristique temporelles et fréquentielles de l'ECG fœtal.....	8
1.3. Historique du monitoring fœtal.....	8
1.3.1. Evaluation des méthodes pour le monitoring fœtal.....	8
1.3.1.1. Utilisation de l'oreille humaine.....	8
1.3.1.2. Utilisation d'un stéthoscope.....	9
1.3.1.3. Utilisation des électrodes abdominales.....	9
1.3.1.4. Electrode du cuir chevelu.....	10
1.3.1.5. Le monitoring fœtal Doppler.....	10
1.4. Le rythme cardiaque fœtal.....	11
1.4.1. Définition.....	11
1.4.2. L'analyse du rythme cardiaque fœtal.....	11
1.4.2.1. Le rythme de base.....	11

1.4.2.2. La variabilité.....	12
1.4.2.3. Les accélérations.....	12
1.4.2.4. Les décélérations.....	12
1.5. Les contractions utérines.....	13
1.5.1. Définition.....	13
1.5.2. Description du signal des contractions utérines.....	13
1.5.3. Les méthodes de détection des contractions utérines.....	15
1.5.3.1. Définition de la tocographie (tocométrie).....	15
a. Tocographie externe ou méthode indirecte (non invasive).....	15
b. Tocographie interne ou méthode directe (invasive).....	16
1.6. Conclusion.....	16

Chapitre 2 : étude et description du dispositif à réaliser

2.1. Introduction.....	17
2.2. Les capteurs biomédicaux.....	18
2.2.1. Les électrodes.....	18
2.2.2. Les capteurs de pression.....	19
2.2.3. Types de capteur de pression.....	20
A. Le capteur à jauge de contrainte.....	20
B. Le capteur piézoélectrique.....	21
C. Le capteur capacitif.....	21
D. Le capteur à mutuelle inductance.....	22
2.3. La partie analogique.....	23
2.3.1. Circuits pour la mise en forme des signaux électrophysiologiques.....	23
2.3.1.1. Amplificateur d'instrumentation.....	23
A. Importance de la réjection de mode commun.....	23
B. Amplificateur différentiel.....	24
C. Caractéristiques techniques d'un amplificateur d'instrumentation.....	25
1. Impédance d'entrée.....	25
2. Gain réglable.....	26
3. L'impédance de sortie.....	26
4. Rapport de réjection mode commun (RRMC).....	26
Amplificateur d'instrumentation à trois AOP.....	26
A. Premier étage : pré-amplification.....	26
B. Le 2 ^{ème} étage amplificateur différentiel.....	27
C. Montage complet.....	28
2.3.1.2. Le filtrage.....	28
Classification des filtres.....	28
A. Filtre passif.....	28
B. Filtre actif.....	28
C. Filtre passe bas passif.....	28
D. Filtre passe haut actif.....	30

E. Filtre passe bande.....	31
2.3.1.3. L'amplification.....	31
A. Amplificateur inverseur.....	31
B. Amplificateur non inverseur.....	32
2.3.1.4. Le circuit d'offset.....	32
2.4. Le circuit d'alimentation.....	33
2.5. Partie numérique.....	34
2.5.1. la carte d'acquisition « ARDUINO UNO ».....	34
1. alimentation.....	35
2. Microcontrôleur.....	35
3. Entrés/Sorties.....	35
2.6. conclusion.....	36

Chapitre 3 : la réalisation du dispositif et l'acquisition des signaux

3.1. Introduction.....	37
3.2. L'électrocardiogramme maternel.....	38
3.2.1. Les électrodes standards.....	38
3.2.2. Mise en forme.....	38
A. Amplificateur d'instrumentation.....	38
B. Circuit de filtrage.....	40
C. Circuit d'amplification.....	41
3.3. L'électrocardiogramme fœtal.....	42
3.3.1. Les électrodes abdominale.....	42
3.3.2. Mise en forme.....	43
A. Amplificateur d'instrumentation.....	43
B. Circuit de filtrage.....	44
C. Circuit d'amplification.....	46
3.4. Les contractions utérines.....	47
3.4.1. Le capteur de pression à jauge de contrainte modèle interlink 406 (FSR03).....	47
3.4.2. Conditionnement du capteur.....	47
3.5. Partie numérique.....	49
3.5.1. Logiciel de programmation Arduino.....	49
3.5.2. Le langage Arduino.....	50
3.5.3. Programme de numérisation des trois signaux et leur visualisation.....	51
3.5.3.1. L'acquisition des trois signaux (ECGM, ECGa, CU) avec la carte Arduino.....	52
3.6. Conclusion.....	53
Conclusion générale.....	57

Annexe

Bibliographie

Liste des figures

Figure1 1 la structure d'un cœur.....	2
Figure1 2 la circulation sanguine.....	3
Figure1 3 le cœur d'un fœtus.....	4
Figure1 4 la circulation sanguine fœtale.....	4
Figure1 5 structure du placenta.....	5
Figure1 6 l'activité électrique du cœur.....	6
Figure1 7 l'allure du signal ECG.....	6
Figure1 8 l'emplacement des électrodes abdominales.....	8
Figure1 9 application de l'oreille sur l'abdomen.....	9
Figure1 10 utilisation d'un stéthoscope.....	9
Figure1 11 emplacement des électrodes sur l'abdomen.....	10
Figure1 12 disposition de l'électrode de cuir chevelu pour la détection de ECGF.....	10
Figure1 13 tracé d'un RCF normal avec les contractions utérines.....	11
Figure1 14 tracé d'une accélération de RCF.....	12
Figure1 15 tracé d'une décélération de RCF avec la présence d'une CU.....	13
Figure1 16 courbe de pression utérine et définition des paramètres.....	14
Figure1 17 positionnement du capteur de pression.....	15
Figure2 1 schéma bloc du dispositif à réaliser.....	17
Figure2 2 les différents types d'électrodes.....	18
Figure2 3 les douze dérivations standards.....	19
Figure2 4 jauge de contrainte.....	21
Figure2 5 le pont de wheatstone.....	21
Figure2 6 microphone piézoélectrique.....	21
Figure2 7 principe du capteur capacitif absolu (C1) ou différentiel (C1 et C2).....	22
Figure2 8 capteur à inductance mutuelle à un seul et à deux bobinages.....	22
Figure2 9 origine de la tension de mode commun.....	24
Figure2 10 schéma équivalent à l'amplificateur différentiel.....	24
Figure2 11 montage de pré-amplificateur.....	26
Figure2 12 amplificateur différentiel.....	27
Figure2 13 montage complet de l'amplificateur d'instrumentation AD620.....	28
Figure2 14 filtre passe bas passif.....	29

Figure2 15 la réponse d'un filtre passe bas.....	29
Figure2 16 filtre passe haut actif.....	30
Figure2 17 la réponse d'un filtre passe haut actif.....	30
Figure2 18 la réponse d'un filtre passe bande.....	31
Figure2 19 montage d'un amplificateur inverseur.....	32
Figure2 20 montage d'offset.....	33
Figure2 21 le circuit réalisé pour avoir le +5V.....	33
Figure2 22 le circuit réalisé pour générer -5V a partir de +5V.....	34
Figure2 23 le circuit générale de l'alimentation.....	34
Figure2 24 la carte Arduino.....	35
Figure2 25 Carte Arduino Uno.....	36
Figure3 1 schéma bloc du dispositif proposé.....	37
Figure3 2 schéma bloc de l'électrocardiographe.....	38
Figure3 3 les électrodes à pince.....	38
Figure3 4 étage de l'amplificateur d'instrumentation AD620 réalisé.....	39
Figure3 5 le signal obtenu à la sortie de l'AD620.....	40
Figure3 6 circuit de filtrage du signal ECG.....	40
Figure3 7 le signal ECG obtenu à la sortie du circuit de filtrage.....	41
Figure3 8 circuit d'amplification réalisé.....	41
Figure3 9 le signal obtenu après l'amplification.....	42
Figure3 10 les électrodes à usage unique.....	42
Figure3 11 le signal MECG obtenu à la sortie de l'AD620.....	43
Figure3 12 les signaux détectés sur l'abdomen d'une femme enceinte.....	43
Figure3 13 montage du filtre passe haut actif réalisé.....	44
Figure3 14 signal après filtre passe haut actif.....	45
Figure3 15 filtre passe bas réalisé.....	45
Figure3 16 le signal après filtre passe bas.....	46
Figure3 17 montage d'un amplificateur inverseur réalisé.....	46
Figure3 18 le signal après amplification.....	47
Figure3 19 brochage de notre capteur.....	48
Figure3 20 le signal issu du capteur.....	48
Figure3 21 structure d'un programme Arduino.....	49
Figure3 22 les différents boutons de commande.....	50
Figure3 23 structure minimale d'un programme Arduino.....	51
Figure3 24 le programme utilisé pour l'affichage de nos signaux.....	52

Figure3 25 les trois signaux affichés par la carte Arduino.....	52
Figure3 26 schéma électronique du circuit global de la détection de FEKG et des contraction abdominales.....	54
Figure3 27 le circuit imprimé de notre dispositif.....	55
Figure3 28 le circuit imprimé de l'alimentation.....	55
Figure3 29 notre circuit imprimé branché à la carte Arduino.....	56

Liste des tableaux

Tableau 1.1 paramètres caractérisant un battement cardiaque.....	7
Tableau 1.2: les caractéristiques temporelles et fréquentielles des CUs.....	14
Tableau 2.1 les différentes unités de pression.....	19

Résumé :

La détection de l'électrocardiogramme fœtal est vraisemblablement le geste le plus pratiqué par les cliniciens. Sa réalisation permet une surveillance globale de la santé fœtale et constitue l'élément de référence pour le dépistage précoce des anomalies cardiaques fœtales et fournir les traitements appropriés.

Ce modeste travail consiste à la réalisation d'un dispositif de détection de l'électrocardiogramme fœtal (FECG) et les contractions abdominales (contractions utérines CU). Les CUs sont détectées selon le principe de la méthode de la tocographie externe. Le FECG est déduit à travers la détection simultanée de l'ECG Maternelle (MECG) à travers des dérivations des membres ou thoraciques et le MECG plus FECG à travers des électrodes abdominales. Cette réalisation est aussi utilisée pour la détection du rythme cardiaque fœtal en corrélation avec l'activité utérine évaluant ainsi l'état de stress du fœtus.

Mots clés :

Electrocardiogramme fœtal (FECG), Electrocardiogramme maternel (MECG), Rythme Cardiaque Fœtal (RCF), Surveillance fœtal, Cardiotocographie (CTG), Contraction abdominale, Pression, Carte d'acquisition Arduino.

Abstract :

The detection of the fetal electrocardiogram is probably the most practiced gesture by clinicians. It provides comprehensive surveillance of fetal health and is the benchmark for early detection of fetal heart defects and provides appropriate treatments.

This modest work consists in the realization of a device for the detection of the fetal electrocardiogram (FECG) and the abdominal contractions (uterine contractions CU). The UCs are detected according to the principle of the external method. The FECG is deduced through the simultaneous detection of the Maternal ECG (MECG) through limb or thoracic branches and the MECG plus FECG through abdominal electrodes. This embodiment is also used for the detection of the fetal heart rate in correlation with the uterine activity thus evaluating the state of stress of the fetus.

Keywords :

Fetal Electrocardiogram (FECG), Maternal Electrocardiogram (MECG), Fetal Heart Rhythm (FHR), Fetal Surveillance, Cardiotocography (CTG), Abdominal Contraction, Pressure, Arduino Acquisition Card.

الخلاصة

الكشف عن التخطيط الكهربائي لقلب الجنين هو على الأرجح الأكثر ما يمارس من قبل الأطباء . هذا الكشف يوفر مراقبة شاملة لصحة الجنين.

وهو المعيار للكشف المبكر عن مشاكل قلب الجنين و توفير العلاجات المناسبة. ويتكون هذا العمل المتواضع في تحقيق جهاز للكشف عن التخطيط الكهربائي لقلب الجنين وتقلصات البطن (تقلصات الرحم) . يتم الكشف عن هذه المعلومات بدون جراحة. نتحصل على التخطيط الكهربائي لقلب الجنين عن طريق الكشف في نفس الوقت عن نبضات قلب الام من خلال الصدر او الاطراف و التخطيط الكهربائي لقلب الام و التخطيط الكهربائي لقلب الجنين من خلال البطن. ويستخدم هذا التجسيد أيضا للكشف عن معدل ضربات قلب الجنين المرتبط مع نشاط الرحم وبالتالي تقييم حالة القلق عند الجنين.

الكلمات الرئيسية

التخطيط الكهربائي لقلب الجنين - التخطيط الكهربائي لقلب الام - معدل ضربات قلب الجنين - مراقبة الجنين - تقلصات البطن - الضغط - بطاقة اردوينو.

Introduction générale

Introduction générale

L'analyse de l'électrocardiogramme (ECG) est une méthode non invasive, pour évaluer efficacement la santé générale d'un patient et diagnostiquer les maladies cardiovasculaires, puisqu'il traduit l'activité électrique du cœur et que ce dernier constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire.

L'ECG peut également être utilisé pour évaluer cliniquement la santé des nourrissons prénatals [1].

L'ECG fœtal (FECG) peut être utilisé pour le diagnostic de la position fœtale et des anomalies cardiaques congénitales. Le bien-être du fœtus doit être soigneusement surveillé pendant la grossesse et le travail [2] afin de détecter les problèmes fœtaux précoces et accéder aux traitements appropriés.

La surveillance efficace d'un fœtus nécessite une évaluation continue et est généralement effectuée en utilisant la technologie électronique.

Pour cela on utilise ce signal pour évaluer la santé du fœtus vu que la forme d'onde FECG peut fournir des informations de diagnostic importantes qui ne sont pas disponibles dans les techniques actuelles de surveillance fœtale, telles que l'échographie et la phonocardiographie.

Le signal électrocardiogramme fœtal (FECG) et les contractions abdominales peuvent être obtenus d'une manière non invasive par l'emplacement d'électrodes sur l'abdomen de la patiente. Par conséquent, la détection de signaux FECG et des contractions abdominales avec les méthodologies avancées devient une exigence très importante en génie biomédical [3].

La technologie peut fournir le meilleur à cet égard en développant des outils de surveillance comme le cardiotocographe (CTG) [4].

La tocographie est une technique de surveillance qui utilise deux modes: externe (non invasive) qui capte le rythme cardiaque fœtal (RCF) et les contractions par mesure abdominale via des électrodes et interne (invasive) qui capte le FECG par l'électrode de scalp, Largement utilisée dans les hôpitaux pour mesurer les RCF et est censée avoir une sortie fiable pour ne pas perdre d'informations.

C'est vrai que la tocographie est la plus utilisée dans les hôpitaux et les cliniques vu que c'est une méthode non invasive et avec moins de risque pour le fœtus et pour la mère [4]. Cependant, et compte tenu que le FECG est détecté à travers des électrodes abdominales, des méthodes de traitement très poussés sont utilisées pour séparer le FECG compte tenu qu'il est noyé avec l'ECG maternelle en plus des autres bruits. C'est dans ce contexte que dans ce travail on s'intéresse à la réalisation d'un dispositif décrivant les fonctionnalités d'un Tocographe (externe). Ce dispositif permet de relever le signal FECG en détectant simultanément l'ECG maternelle (MECG) à travers des électrodes des membres et/ou thoraciques et le FECG plus le MECG à travers des électrodes abdominales, et de relever les contractions utérines à travers un capteur de pression disposé sur l'abdomen.

Alors pour cela notre travail est un système électronique pour la mesure de FECG et les contractions abdominales de manière non invasive. Il sera détaillé à travers trois chapitres. Le premier se focalisera sur l'historique et la problématique de notre mesure, le second s'occupera de l'étude et la description du dispositif à réaliser. L'électronique relative à la circuiterie de notre système et le programme d'acquisition des signaux avec l'interprétation des résultats obtenus seront question dans le troisième chapitre.

Chapitre 1 : les généralités sur les grandeurs à détecter

1.1. Introduction :

L'Electrocardiogramme fœtal (ECGF) permet au gynécologue d'avoir d'importantes indications sur l'état de santé et éventuellement la souffrance fœtale durant la période de travail. La détection et l'analyse de l'ECGF sont devenues une routine médicale en période de grossesse. Très souvent, la détection et l'analyse de l'ECGF se font simultanément avec la détection des contractions utérines compte tenu que durant les phases de contractions pendant la période de travail, le fœtus se trouve dans des situations éventuellement les plus critiques. Il est alors important de mettre à disposition du gynécologue de telles grandeurs qui vont lui permettre d'apprécier l'état du fœtus vis-à-vis de ces contractions. Tels que citer en introduction générale différentes approches peuvent être utilisées pour détecter l'ECGF. Dans ce travail la méthode utilisée est celle de détecter l'ECGF à travers la détection simultanée de L'ECG maternel (ECGM) et l'ECGM plus l'ECGF appelé dans la suite de document par ECGa (ECG abdominal). Le premier est détecté à travers des électrodes des membres, le deuxième est détecté à travers des électrodes abdominales convenablement disposées sur l'abdomen de la maman. Les contractions utérines seront détectées à travers un capteur de pression convenablement disposé sur l'abdomen de la maman. Ainsi et pour mieux comprendre le dispositif à réaliser une description de ces grandeurs sera faite dans ce chapitre tout en mettant en exergue le monitoring fœtal et la cardiocographie (CTG) fœtale.

1.2. Rappel anatomique sur le système cardiovasculaire :

1.2.1. Cycle cardiaque chez l'adulte :

1.2.1.1. L'anatomie du cœur et la circulation sanguine:

1. Le cœur :

Le cœur est un organe qui se trouve dans la cage thoracique. Il est constitué de 4 cavités; deux supérieures appelées les oreillettes, et deux inférieures appelées les ventricules (pompes). Le cœur est aussi séparé en deux parties: le cœur droit et le cœur gauche. Chacun comprend donc une oreillette et un ventricule. Le mur qui sépare les oreillettes et les ventricules en « cœur droit » et « cœur gauche » est appelé le septum [9]. (voir figure1.1)

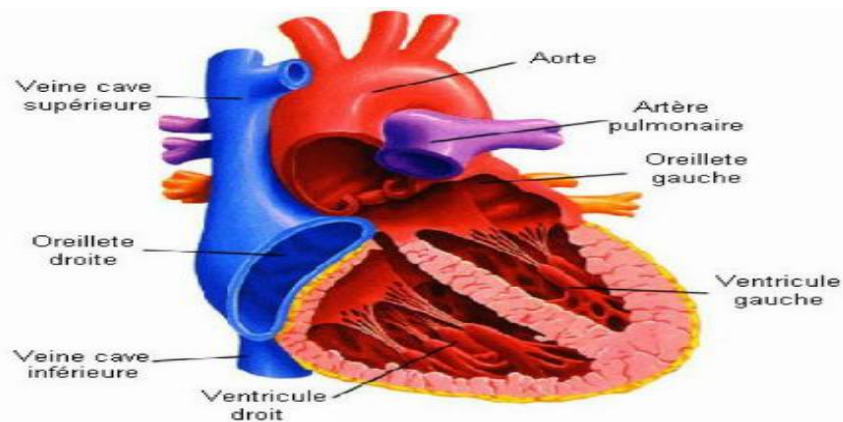


figure 1 1 la structure d'un cœur [10]

2. La circulation sanguine :

On résume la circulation sanguine par ces points [9] (voir figure 1.2):

1. L'oreillette droite reçoit du sang désoxygéné (sang qui a cédé une partie de son oxygène aux cellules pour fonctionner) de diverses parties de l'organisme par trois veines :
 - a. la veine cave supérieure apporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessus du cœur.
 - b. la veine cave inférieure transporte le sang provenant des parties du corps situées au-dessous du diaphragme.
 - c. le sinus coronaire draine le sang de la plupart des vaisseaux qui alimentent les parois du cœur.
2. L'oreillette droite envoie alors le sang au ventricule droit, qui a son tour le pompe jusqu'aux poumons, à partir du tronc pulmonaire.
3. Le tronc pulmonaire se divise en 2 artères pulmonaires : droite et gauche, chacune transporte le sang vers un poumon.
4. Au niveau du poumon, le sang est débarrassé du gaz carbonique et alimenté en oxygène.
5. Ce sang, appelé sang oxygéné, retourne au cœur par les quatre veines pulmonaires qui se déversent dans l'oreillette gauche.
6. De l'oreillette gauche le sang passe ensuite dans le ventricule gauche, qui propulse le sang dans l'aorte ascendante.
7. De là, l'aorte et ses branches transportent le sang dans la circulation systémique.

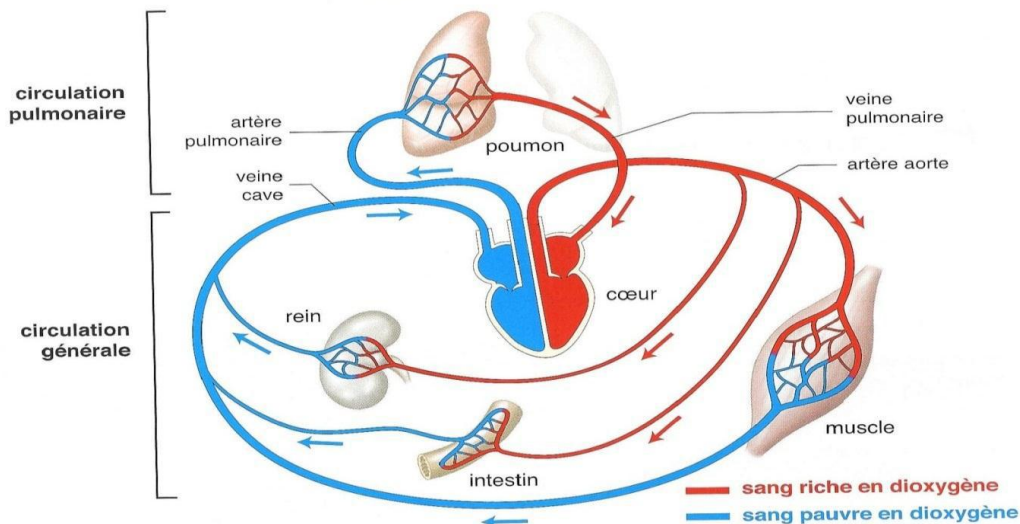


figure 1 2 la circulation sanguine [10]

1.2.2. Le cycle cardiaque chez le fœtus :

1.2.2.1. Le cœur du fœtus et la circulation sanguine fœtale :

1. Le cœur du fœtus :

Le cœur d'un fœtus est différent du notre puisque son cœur contient un vaisseau supplémentaire (le canal artériel) qui relie le tronc pulmonaire à l'aorte (entouré en jaune dans le schéma de la figure 1.3 ci-dessous)

[10]. A part ce vaisseau, le cœur foetal se divise en deux parties séparée par le septum, chacune est formée de deux cavités : une oreillette et un ventricule.

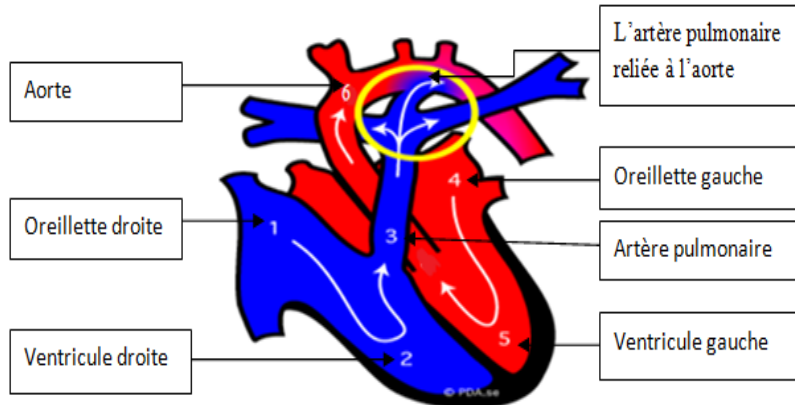


figure 1 3 le coeur d'un fœtus [10]

2. La circulation sanguine fœtale:

Le sang oxygéné circule de l'aorte maternelle et est distribué aux artères utérines et à la suite aux artères spiralées qui fournissent le sang au placenta (voir figure 1.4). Le système respiratoire du fœtus (les poumons) du fœtus est non fonctionnel et le placenta fonctionne comme les poumons du fœtus. Par conséquent le sang circule vers les poumons par le canal artériel [11], alors le sang qui arrive à l'oreillette droite n'est pas oxygéné par ses poumons mais par le placenta [12] qui, à son tour est relié au fœtus par le cordon ombilical. Le sang qui arrive dans la partie droite du cœur du fœtus (1-2) est expulsé via l'artère pulmonaire (3). Mais au lieu de continuer vers les poumons [1], une grande partie du sang est détournée via le canal artériel vers l'aorte (6). Le canal artériel crée alors une dérivation du sang qui empêche celui-ci d'être dirigé vers les poumons.

Le sang oxygéné circule dans le placenta, pénètre dans l'oreillette droite et continue directement vers l'oreillette gauche à travers le foramen ovale. A partir de là, il est pompé vers l'aorte, puis de nouveau le sang revient vers le placenta par les artères ombilicales. Le sang désoxygéné revenant de la partie supérieure du corps entre dans l'oreillette droite est pompé vers le ventricule droit. Puis, après la contraction du ventricule, le sang est pompé à travers par la persistance du canal artériel à l'aorte descendante [11]. Tout disfonctionnement de la circulation sanguine conduit à la souffrance fœtale.

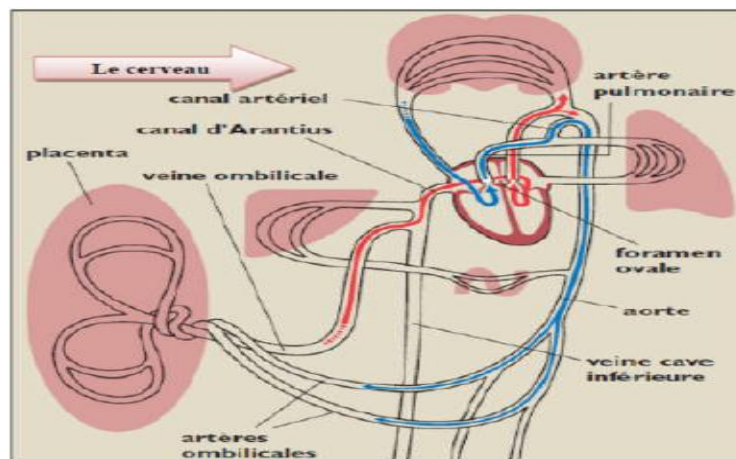


figure 1 4 la circulation sanguine foetale [13]

Tout au long de la phase de développement du fœtus, le sang maternel fournit au fœtus l'O₂ et les nutriments et emporte ses déchets. Ces substances diffusent entre le sang maternel et fœtal à travers la membrane placentaire [14] (voir figure 1.5).

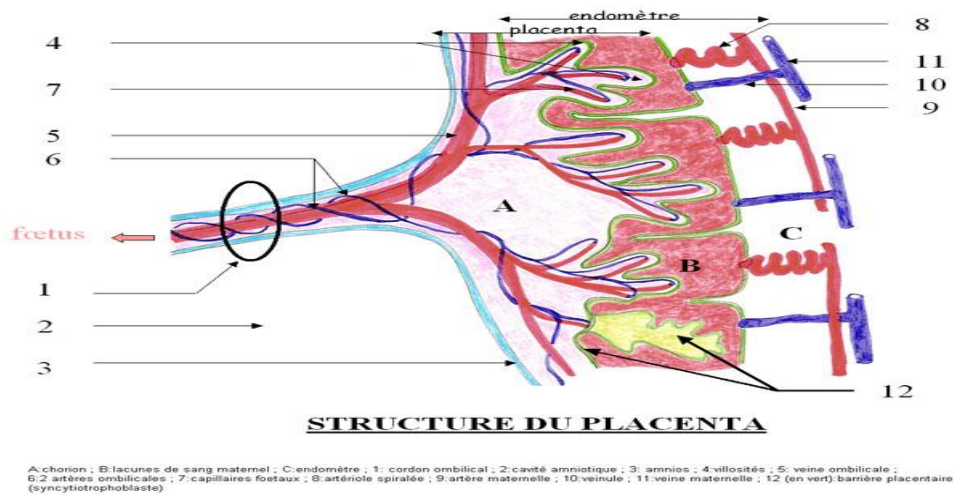


figure 1 5 structure du placenta [15]

A : chorion. B : lacune de sang maternel. C: endomètre.

1: cordon ombilical. 2: cavité amniotique. 3: amnios. 4: villosité. 5: veine ombilicale. 6 : artère ombilicale. 7: capillaire fœtal.8: artériole spiralée.9: artère maternelle.10: veinule.11: veine maternelle.12: barrière placentaire.

1.2.3. L'activité électrique du cœur :

La contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires [5]. Dans le cœur, la dépolarisation prend naissance au sinus qui se trouve en haut de l'oreillette droite (figure 1.6 (a)), et se propage ensuite dans les oreillettes (figure 1.6 (b)). L'impulsion électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV) (figure 1.6 (c)), seul point de passage possible pour le courant électrique des oreillettes vers les ventricules. Là, l'impulsion électrique subit une courte pause permettant au sang de pénétrer dans les ventricules. Elle emprunte alors le faisceau de His, qui est composé de deux branches principales allant chacune dans un ventricule (figure 1.6 (d)). Les fibres constituant ce faisceau, complétées par les fibres de Purkinje, grâce à leur conduction rapide, propagent l'impulsion électrique en plusieurs points des ventricules, et permettent ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire (figure 1.6 (e)), malgré sa taille importante, ce qui assure une efficacité optimale dans la propulsion du sang, cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire. Puis suit la diastole ventriculaire (relâchement du muscle) [9]. Les fibres musculaires se ré-polarisent (figure 1.6 (f)) et le cycle du battement cardiaque est alors terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement. Cette succession d'activité électrique qui, en fait se traduit sous forme d'un signal électrophysiologique connu par Electrocardiogramme (ECG), peut être détectée à la surface du corps à travers des électrodes convenablement disposées.

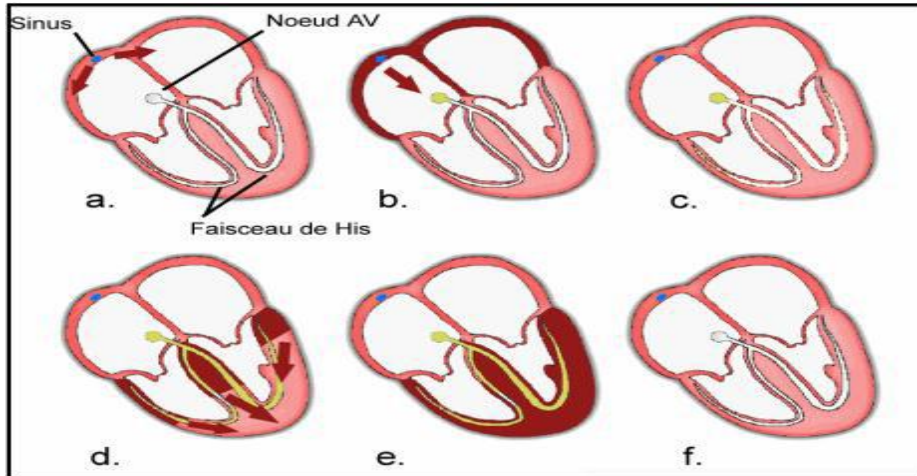


figure 1 6 l'activité électrique du coeur [10]

1.2.4. Définition de l'ECG :

L'électrocardiogramme est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur [5]. Ce potentiel est recueilli par des électrodes placées à la surface de la peau sur des positions standardisées.

L'ECG se présente comme une suite d'ondes électriques (voir figure 1.7 ci-dessous), correspondant chacune à une phase de fonctionnement du cœur et ensemble de segments temporels (intervalles) séparant ces ondes. Ces ondes sont connues par l'onde P, le Complexe QRS, et l'onde T parfois suivie de l'onde U [6].

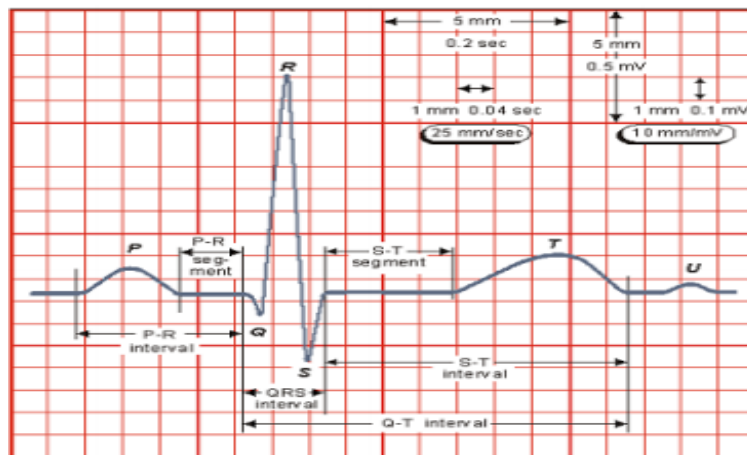


figure 1 7 l'allure du signal ECG [7]

Onde P correspond à la dépolarisation (et la contraction) des oreillettes, droite et gauche.

Intervalle PQ est le temps entre le début de P et le début du QRS. Il est le témoin du temps nécessaire à la transmission de l'influx électrique du nœud sinusal des oreillettes au tissu myocardique des ventricules (conduction auriculo-ventriculaire).

Onde QRS (appelée aussi complexe QRS) qui correspond à la dépolarisation (et la contraction) des ventricules, droit et gauche.

Segment ST : correspond au temps séparant le début de la dépolarisation ventriculaire représentée par le complexe QRS et le début de l'onde T.

Intervalle QT mesuré du début du QRS à la fin de l'onde T correspond à l'ensemble de la dépolarisation et de la repolarisation ventriculaire (temps de systole électrique).

Onde T correspond à l'essentiel de la repolarisation (la relaxation) des ventricules.

Onde T atriale : est masquée par l'onde QRS et correspond à la repolarisation (la relaxation) des oreillettes. Celle-ci est négative.

Onde U: est une petite déflexion parfois observée après l'onde T.

1.2.4.1. Les caractéristiques temporelles de l'ECG (voir tableau 1.1 ci-dessous):

	Onde P	Complexe QRS	Onde T	Intervalle PQ	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde R
Durée (s)	< 0,11	0.08	0.2	0.12-0.2	0.2	0.36	0.07-0.1
Amplitude (mv)	< 0,25	Qa<0, Ra>0, Sa<0	>0	Isoélectrique: 0	Isoélectrique: 0	-	1.60

tableau 1 1 paramètres caractérisant un battement cardiaque [7]

Lors de la détection du signal ECG à travers l'abdomen, l'amplitude du complexe QRS est de 100 à 150 μ V (il peut arriver jusqu'à 1 mV).

1.2.4.2. Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG:

Le spectre de l'ECG s'étend entre une fréquence nulle et environ 100 Hz.

- L'onde P se caractérise par une bande spectrale de basse fréquence et de faible amplitude : ses composantes fréquentielles sont entre 0, 5 Hz et 10 Hz.
- L'onde T se caractérise sur une bande spectrale analogue à celle de l'onde P entre 0, 5Hz et 10 Hz.
- Le complexe QRS possède un contenu fréquentiel bien plus important que les autres ondes de l'ECG. Ses composantes fréquentielles sont entre 10 Hz jusqu'à 40 Hz.

1.2.5. Définition de l'ECG foetal:

C'est un signal qui traduit l'activité électrique du cœur foetal, il est détecté soit par une méthode directe (invasive) soit par une méthode indirecte (non invasive). Dans le cas de la méthode directe le FECG est directement détecté sur le scalp du fœtus en période de travail, le fœtus en position céphalique, après rupture de la poche des eaux et ouverture de 2 à 3cm du col de l'utérus.

Cependant, pour la méthode indirecte et à laquelle on s'intéresse dans ce projet, l'ECGF est détecté à travers des électrodes abdominales simultanément avec l'ECGM, pour être ensuite séparé par des méthodes de traitement du signal. Dans ce cas il peut être détecté en dehors et/ou pendant la période de travail.

L'ECG abdominal (ECGa) correspond aux signaux électriques générés respectivement par le cœur fœtal et le cœur maternel avec des électrodes convenablement disposées sur l'abdomen de la mère. Ce signal (voir figure 1.8) est alors composé de l'ECGM et de l'ECGF. Les formes des ondes de l'ECGF sont semblables à celles de l'ECGM [6] mais d'amplitudes plus faibles et de durées différentes. Ces caractéristiques pourront être utilisées pour séparer l'ECGM et l'ECGF. Elles sont aussi exploitées avec la fréquence cardiaque pour le monitoring fœtal.

En fait, pour détecter l'ECGa on utilise 3 électrodes qui sont positionnées sur l'abdomen de la manière suivante [17] comme le montre la figure 1.8:

Les électrodes sont placées sur la paroi abdominale maternelle en regard du fœtus.

- La première électrode est placée sur la zone sous-pubienne.
- La deuxième au fond utérin, du côté du dos fœtal.
- La 3^{ème} électrode (électrode de référence) est fixée sur la racine de la cuisse de la patiente.

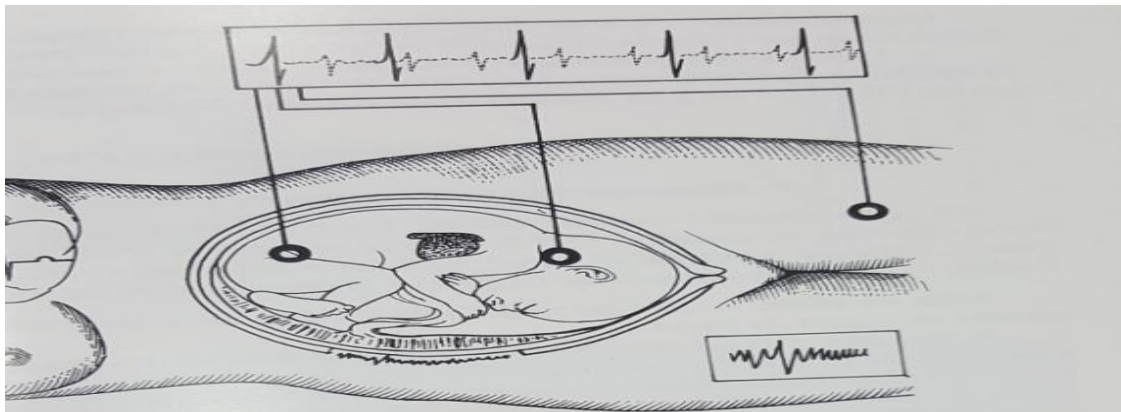


figure 1 8 l'emplacement des électrodes abdominales [17]

1.2.5.1. Les caractéristiques fréquentielle et temporelle de l'ECGF:

Le spectre de l'ECGF s'étend entre 0 jusqu'à 150 Hz. (entre 20 à 60 Hz selon M. J. Rooijackers et al)
L'amplitude maximale du complexe QRS du signal ECGF lors de la détection à travers l'abdomen est de 60 μ V.

1.3. Historique du monitoring fœtal :

1.3.1. Evolution des méthodes pour le monitoring fœtal:

1.3.1.1. Utilisation de l'oreille humaine :

A l'époque la surveillance du fœtus se faisait en appliquant l'oreille à l'abdomen de la femme enceinte, a cause de manque de moyens (voir figure 1.9). Alors les médecins ne pouvaient que supposer l'état du fœtus selon ce qu'ils entendaient. Cette technique a été renforcée par l'invention du stéthoscope au début du 19^{ème} siècle, augmentant ainsi sa capacité de diagnostic [8].



figure 1 9 application de l'oreille sur l'abdomen [10]

1.3.1.2. Utilisation d'un stéthoscope :

Parmi ceux qui ont écrit une page dans l'histoire de la surveillance fœtale, on peut citer Pinard, qui fit de nombreuses découvertes au sujet de la surveillance fœtale grâce à sa version du stéthoscope fœtal apparue en 1876 [8].

L'auscultation stéthoscopique du cœur fœtal s'est développée tout au long du siècle, car son potentiel pour reconnaître le bien-être fœtal a été confirmé [8]. L'intérêt grandit par la reconnaissance des changements dans la fréquence cardiaque fœtale (FCF) qui pourrait prédire et prévenir la détresse fœtale et /ou la mort fœtale à travers une intervention obstétricale.



© Can Stock Photo

figure 1 10 utilisation d'un stéthoscope [10]

Au début du 20^{ème} siècle, l'auscultation du cœur fœtal devient une pratique établie [8] (voir figure 1.10).

1.3.1.3. Utilisation des électrodes abdominales :

Bhagal et Reinhard [16] décrivent une nouvelle technique qui permet l'enregistrement de l'ECG fœtal et maternel simultanément par des électrodes reliées à l'abdomen maternel (voir figure 1.11). Le dispositif proposé affiche le pouls maternel et le pouls fœtal, ainsi que la contractilité utérine.

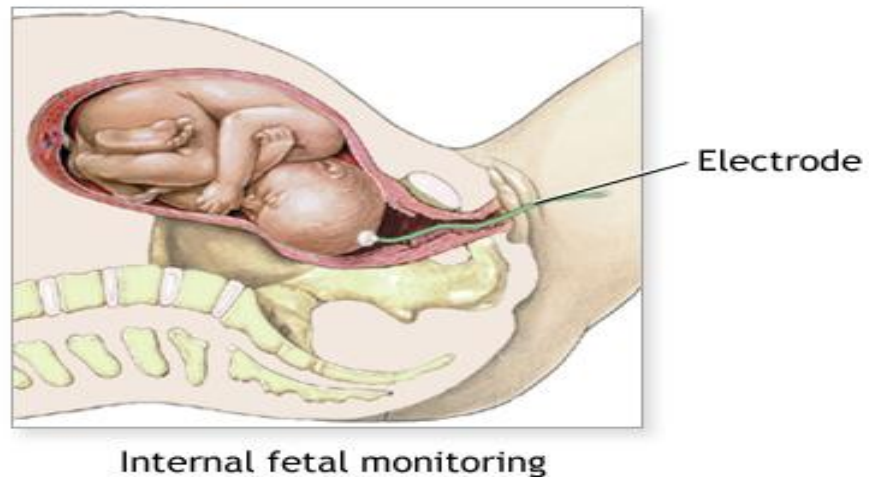


figure 1 11 Emplacement des électrodes sur l'abdomen [10]

Les premières techniques électrocardiographiques étaient limitées par leur incapacité à éliminer suffisamment le signal ECG maternel. Ce problème a été résolu par l'utilisation des électrodes du cuir chevelu fœtal en 1960 ou encore appelée les électrodes scalp.

1.3.1.4. L'électrode du cuir chevelu:

C'est en fait la technique directe pour la détection de l'ECGF. Comme cela était décrit ci-dessus, la technique ne peut être utilisée que durant la période de travail; le fœtus en position céphalique ; rupture de la poche des eaux, et ouverture de 2 à 3cm du col de l'utérus en disposant l'électrode du cuir chevelu sur le scalp du fœtus. (voir figure 1.12)



ADAM.

figure 1 12 disposition de l'électrode de cuir chevelu pour la détection de ECGF [38]

1.3.1.5. Le monitoring fœtal Doppler :

Une avancée considérable dans la technologie permettant de détecter le rythme cardiaque fœtal a été enregistrée à partir de 1964 lorsque le principe Doppler a été appliqué. En effet, et à partir de cette date, des dispositifs de monitoring de l'activité cardiaque fœtale ont été développés. Ils permettent ainsi de relever la variabilité du rythme cardiaque fœtale en utilisant les ultrasons et l'effet Doppler.

En fait, en monitoring fœtal on s'intéresse particulièrement :

- au rythme cardiaque fœtal (RCF) qui peut être déterminé, dépendant des techniques utilisées, soit par la détection de l'ECGF par les méthodes directe ou indirecte soit par l'effet Doppler
- aux contractions utérines (CU) soit par des méthodes invasives ou non invasives.

1.4. Le rythme cardiaque fœtal :

1.4.1. Définition :

Le rythme cardiaque fœtal (RCF) chez le fœtus est perceptible à partir de la 10^{ème} semaine de grossesse. Il est compris entre 120 et 150 bpm (le nombre de battements par minute). Le RCF est étudié au cours d'une grossesse car il permet au gynécologue d'avoir une idée sur le fonctionnement de la circulation sanguine et permet de déceler précocement des troubles du rythme cardiaque [17]. Il est aussi étudié et analysé pendant la période de travail pour évaluer l'état de stress du fœtus.

1.4.2. l'analyse du rythme cardiaque fœtal :

L'étude du RCF est un moyen de surveillance fœtale de très grande sensibilité puisque face à un RCF normal il est pratiquement possible d'exclure une asphyxie fœtale.

L'asphyxie fœtale se traduit par une :

1. Hypoxie (diminution du taux d'oxygène dans le sang).
2. Une hypercapnie (augmentation du gaz carbonique dans le plasma sanguin).
3. Une acidose (présence excessive d'acide dans le sang).

Afin de réaliser une analyse efficace du RCF, il est important de connaître les différents mécanismes physiopathologiques de sa régulation.

Quatre critères sont pris en considération lors de l'analyse de RCF :

1.4.2.1. le rythme de base :

Le rythme cardiaque fœtal de base (RCFb) correspond à la fréquence cardiaque moyenne. Il est analysé sur le tracé par segment de 10 minutes. Le RCFb est normal s'il est compris entre 120 et 150 bpm (voir figure 1.13). En dehors de ces valeurs on distingue soit une bradycardie (<120), ou bien une tachycardie (>150) [8].

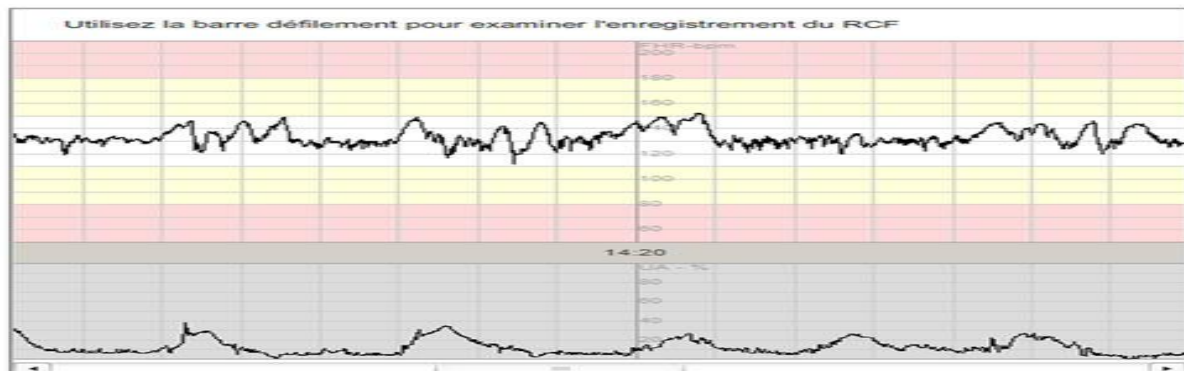


figure 1 13 tracé d'un RCF normal avec les contractions utérines [10]

1.4.2.2. la variabilité :

Sur une minute d'enregistrement du RCF on peut remarquer la présence d'un certain nombre de cycles d'oscillation du tracé du RCF, le nombre de ces cycles / minute est appelé la fréquence des oscillations [13].

La fréquence des oscillations du rythme de base du RCF est classifiée en :

- normale : > 4 cycles/min
- limite : 4 cycles/min
- pathologie : < 4 cycles/min

1.4.2.3. les accélérations :

Elles correspondent à une augmentation du RCF d'au moins 15 bpm durant au moins 15 secondes. La présence des accélérations témoigne d'une bonne vitalité fœtale [13] (voir figure 1.14).

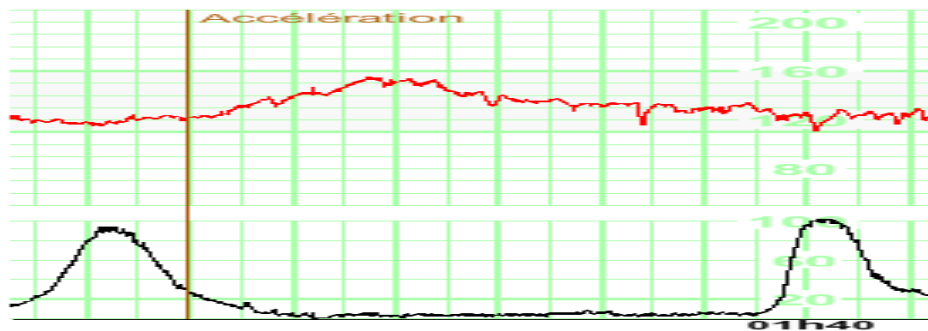


figure 1 14 tracé d'une accélération de RCF en fonction des contractions utérines [10]

1.4.2.4. Les décélérations :

Les décélérations sont caractérisées par une diminution temporaire de RCF, au-dessous du rythme cardiaque de base. Elles sont définies soit par une diminution de 10 bpm au-dessous de la ligne de base pendant plus de 60 secondes, soit par une diminution de 20 bpm au-dessous de la ligne de base pendant plus de 30 secondes [13]. Les décélérations sont liées à l'activité utérine (voir figure 1.15). En effet, tant que les contractions utérines augmentent (période de travail) et parfois elles peuvent atteindre les 80 mmHg les RCF diminuent et peuvent atteindre les 70 bpm. Dans ce cas cette décélération sévère peut causer une acidose pour le fœtus, d'où l'utilité de l'étude des contractions pour détecter les pathologies et intervenir immédiatement.

Selon le degré de la variation du rythme cardiaque, les professionnels de santé détectent le type d'anomalie chez le fœtus.

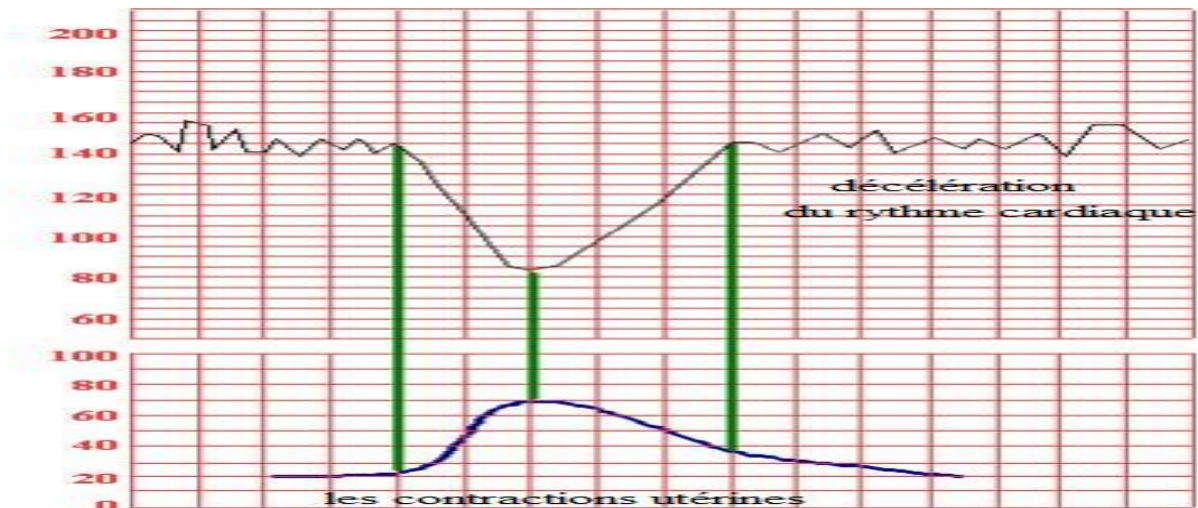


figure 1 15 tracé d'une décélération du RCF avec la présence d'une CU [10]

1.5. Les contractions utérines :

1.5.1. Définition :

Les parois de l'utérus sont les responsables des contractions utérines, ces parois appliquent une force (les contractions utérines CUs) sur le fœtus le poussant vers le col de l'utérus, alors le col s'ouvre et le bébé commence à sortir [20].

L'analyse des CUs est un élément clé de la surveillance du travail, indissociable de l'enregistrement du RCF dont elle permet d'analyser les anomalies.

1.5.2. Description du signal des contractions utérines :

La courbe de pression de la CU (figure 1.16) est plus souvent asymétrique, la phase ascendante étant plus courte que la phase de relaxation [22].

Ces contractions sont détectées soit de manière interne (connue par tocométrie interne) ou de manière externe (connue par tocométrie Externe) (voir ci-dessous) à travers un **capteur de pression**.

Les contractions utérines sont décrites à l'aide de plusieurs paramètres (ou caractéristiques) (figure 1.16). Ces paramètres sont :

- le tonus de base (TB): état de tension légère et permanente des muscles.
- l'intensité totale
- l'intensité vraie
- la fréquence et la durée des contractions

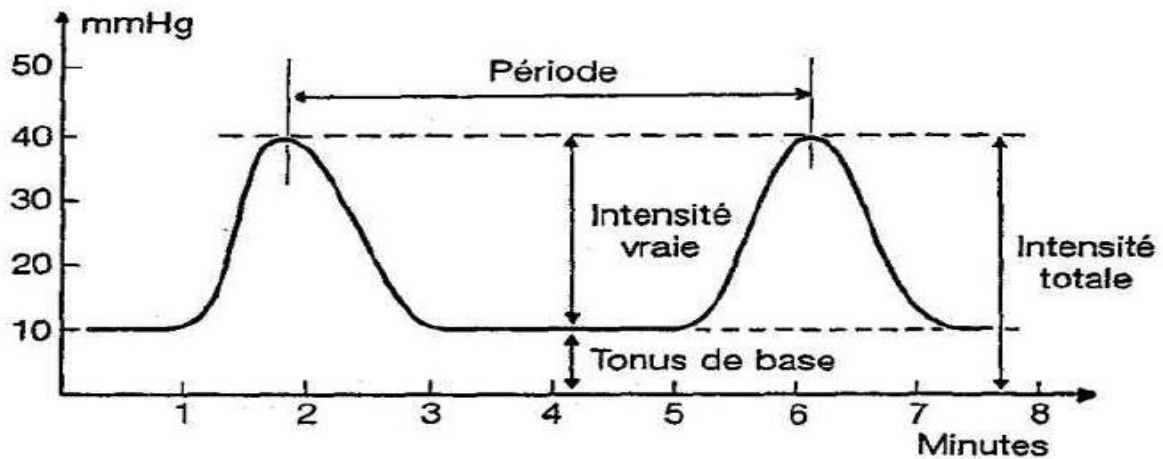


figure 1 16 courbe de pression utérine et définition des paramètres [22]

a. Le tonus de base est la valeur de la pression minimale qui existe dans l'intervalle de deux CUs. Exprimé en mmHg, le tonus correspond à la pression intra-utérine entre deux contractions. En fait, le tonus ne peut être mesuré que par tocométrie interne. Le palper abdominal permet d'apprécier subjectivement le relâchement utérin [20].

La valeur du tonus utérin varie de 5 à 20 mmHg (de 3 cm de dilatation à la phase d'expulsion). Sa valeur maximale physiologique est 10 mmHg en début de travail (3 cm de dilatation) et 18-20 mmHg à dilatation complète (Tableau 1.2). On parlera d'hypertonie en cas d'anomalies par excès (pression intra-utérine > 20 mmHg) et d'hypotonie en cas d'anomalies par défaut [20].

b. L'intensité totale est définie comme la pression maximale observée au sommet de l'onde contractile. L'intensité totale des contractions varie de 35 mmHg +/- 12 en début de travail (3-4 cm de dilatation) et 48 mmHg +/- 16 à dilatation complète. Sa valeur maximale physiologique est de 80 mmHg (70 mmHg pour l'intensité vraie) [20].

c. L'intensité vraie est définie comme la pression observée au sommet de l'onde contractile diminuée du tonus de base. Elle reflète l'efficacité de la CU.

$$\text{Intensité vraie} = \text{Intensité totale} - \text{Tonus de base}$$

d. La fréquence des contractions utérines [17] est calculée par convention sur une période de dix minutes et est exprimée en nombre de CU par dix minutes. Pour la calculer, les médecins mesurent la durée (P) en secondes qui sépare deux sommets de deux CU successives. Ensuite ils font le rapport entre cette période de temps (P) et 600, selon la formule :

$$\text{Fréquence théorique} = 600/p.$$

La durée de la CU est exprimée en secondes.

Le tableau 1.2 ci-dessous résume les caractéristiques temporelles et fréquentielles des contractions utérines :

		Normales	Hypercinésie	Hypocinésie
Tocométrie interne et externe	Durée	60-120 s	> 120 s	< 20 s (phase de latence) < 40 s (phase active)
	Fréquence	3 à 5 CU/10 min	> 5 CU/10 min	< 3 CU/10 min
	Relâchement clinique	Bon entre les CU (et ≥ 60 s)	Mauvais entre les CU (ou < 60 s)	-
	Tonus de base	5-20 mmHg	> 20 mmHg (hypertonie)	-
	Intensité	35-80 mmHg (intensité totale)	> 80 mmHg	< 30 mmHg

CU = contractions utérines ; mmHg = millimètres de mercure.

tableau 1 2 les caractéristiques temporelles et fréquentielles des CUs [20]

1.5.3. Les méthodes de détection des contractions utérines :

Les contractions utérines comme citées ci-dessus peuvent être enregistrées soit d'une manière non-invasive (indirecte) connue par Tocométrie externe ou d'une manière invasive (directe) connue par Tocométrie interne [17].

1.5.3.1. Définition de la tocographie (tocométrie):

La tocométrie (interne ou externe) a pour but d'enregistrer et d'évaluer les différents paramètres de la CU: intensité, fréquence, durée et tonus de base. Elle permet un enregistrement graphique; cette enregistrement est appelé tocogramme [20].

a. Tocographie externe ou méthode indirecte (non invasive):

Actuellement, la tocométrie externe est la méthode la plus simple et la plus couramment utilisée pour surveiller l'activité utérine au cours du travail. Un capteur de pression sensible est convenablement disposé sur l'abdomen (voir figure 1.17), permettant ainsi la mesure de la variation de la tension au niveau de la paroi abdominale.

Ces variations vont permettre de connaître la tension des muscles utérins et la tension des muscles de l'abdomen [11].

Le phénomène mécanique dû aux modifications de situation de la paroi utérine antérieure transmises par l'intermédiaire de la paroi abdominale est transformé en un signal électrique à partir du quel on va extraire les informations rechercher tel que l'intensité, la durée et la fréquence des contractions utérines.

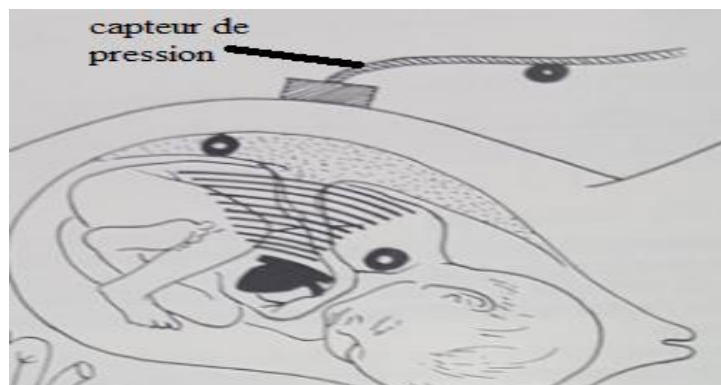


figure 1 17 positionnement du capteur de pression [17]

Selon la position de la maman et selon l'épaisseur de son abdomen le capteur enregistre plus ou moins bien les contractions [17]. C'est la méthode qui va être utilisée dans notre réalisation.

Cette technique est simple, cependant les tracés obtenus peuvent être perturbés par le mouvement maternel. En plus elle ne permet pas de mesurer l'intensité réelle des contractions ni le tonus utérin de base (pression intra-utérine résiduelle entre deux contractions).

b. Tocographie interne ou méthode directe (invasive):

La tocométrie interne consiste à mettre en place dans la cavité amniotique par voie trans-cervicale un cathéter muni d'un transducteur de pression [20].

La tocographie interne peut faire appel à deux sortes de cathéters à usage unique :

- Les cathéters « *ouverts* » reliés à un transducteur de pression (les plus utilisés). La pression exercée par le liquide amniotique sur la colonne de liquide contenue dans le cathéter est transmise au transducteur.
- Les cathéters « *fermés* » munis à leur extrémité d'un transducteur miniaturisé, introduits directement dans la cavité utérine.

Ce dernier type de cathéter permet d'éviter les problèmes de variation de pression hydrostatique.

Dans les deux cas, le transducteur transforme les variations de pression en variations de tension électrique, permettant une transcription graphique du signal en fonction du temps (tocogramme) [20].

Cette méthode ne peut être réalisée que pendant la dernière phase de l'accouchement c'est-à-dire qu'après l'ouverture du col de l'utérus (2 à 3 cm), la rupture de la poche des eaux et une position céphalique du fœtus. Quoiqu'elle puisse présenter un léger risque pour la maman et le fœtus (risque d'infection amniotique), elle permet des mesures objectives des CUs.

1.6. Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons d'abord présenté des notions générales sur la circulation du sang mettant en exergue cette activité et les structures anatomiques s'y rattachant chez l'adulte et le fœtus. Ainsi, une description succincte respectivement de l'électrocardiogramme (ECG) et de l'électrocardiogramme Fœtal (ECGF) était faite. Cette description était ensuite suivie par un rappel de l'historique du monitoring fœtal mettant en relief l'évolution des différentes techniques utilisées pour détecter le rythme cardiaque fœtal (RCF) et les contractions utérines (CUs). Ainsi il a été montré à travers cet historique que les RCFs pouvaient être déduites de l'ECGF et que ce dernier pouvait être déduit à partir de l'enregistrement simultané d'un ECG abdominal (ECGa) et d'un ECG à partir des membres. De même il a été montré que les CUs pouvaient être détectées à travers un capteur de pression convenablement disposé sur l'abdomen. En fait, c'est l'approche qui va être utilisée pour réaliser notre dispositif de monitoring. Le chapitre suivant est consacré à l'étude du schéma bloc de notre circuit et son principe de fonctionnement.

Chapitre 2 : étude et description du dispositif à réaliser

1.1. Introduction :

Le dispositif de détection de monitoring de l'activité cardiaque fœtale et des contractions utérines que nous allons réaliser dans ce projet est basé sur une méthode de détection non-invasive (indirecte). En effet, l'électrocardiogramme Fœtale ECGF est extrait à travers la détection simultanée de l'ECG maternelle ECGM (en utilisant des électrodes des membres) et de l'Electrocardiogramme Abdominal (ECGa) qui regroupe l'ECGM et l'ECGF (en utilisant des électrodes abdominales). Pour ce qui est des contractions utérines (CUs), elles sont détectées à travers un capteur de pression disposée sur l'abdomen de la mère. L'extraction de l'ECGF se fait à travers un traitement numérique en exploitant l'ECGa et l'ECGM après leurs acquisitions sur un PC. De même, l'étude de la corrélation entre l'activité cardiaque Fœtale (c'est-à-dire la variation du rythme cardiaque fœtale RCF) et les CUs se fait à travers un traitement numérique une fois les CUs acquises sur un PC.

Ainsi, le dispositif à réaliser va être constitué de trois grandes parties (voir figure 2.1 ci-dessous):

- ✓ La 1^{ère} partie: les électrodes et le capteur de pression: capteurs Biomédicaux
- ✓ La 2^{ème} partie : la partie analogique : constituée de trois circuits électroniques :
 - 1- un circuit électronique permettant la détection et la mise en forme du signal ECGM.
 - 2- un circuit électronique permettant la détection et la mise en forme du signal ECGM + ECGF. (ECGa)
 - 3- un circuit électronique à base de capteur de pression permettant la détection des contractions utérines.
- ✓ La 3^{ème} partie : la partie d'acquisition : une carte d'acquisition qui assure la numérisation des trois signaux provenant de la partie analogique et la communication à travers une interface d'acquisition avec le PC pour un traitement numérique et affichage.

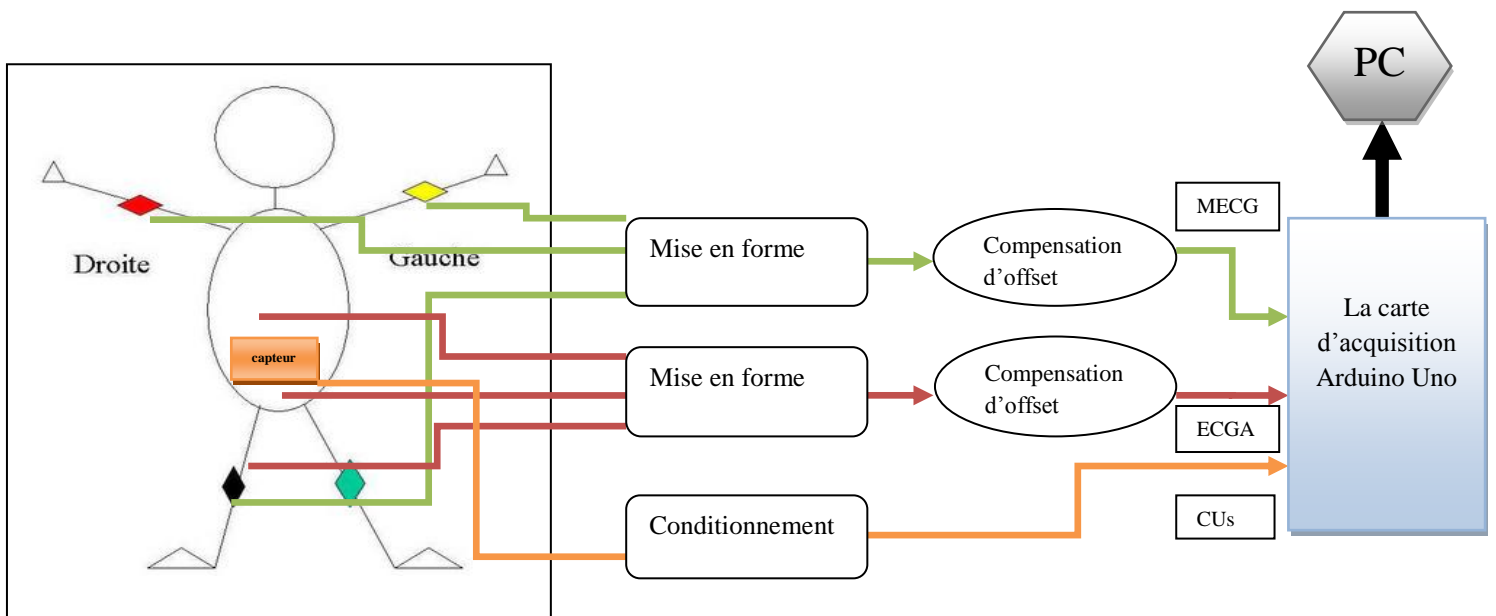


figure 2 1 schéma bloc du dispositif à réaliser

1.2. Les capteurs biomédicaux :

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à détecter les signaux physiologiques générés par l'être humain. Le rôle de ces capteurs biomédicaux est de relier le patient à la machine, en effet toute transformation biologique doit se présenter sous forme de signal compréhensible, enregistrable et mesurable en valeurs normalisées pour être exploitée. Dépendant des grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques à détecter on retrouve différents types de capteurs. Ainsi, et pour notre application les électrocardiogrammes sont détectés à travers des électrodes et les contractions utérines à travers un capteur de pression.

1.2.1. Les électrodes :

En fonction de son application première et de la région du corps où celle-ci sera installée, l'électrode peut avoir des formes géométriques complètement différentes. L'activité cardiaque peut être mesurée de la surface du corps grâce aux électrodes de surface en métal aplati. On retrouve (voir figure 2.2 ci-dessous):

- ❖ Electrode à usage unique.
- ❖ Electrode à ventouse.
- ❖ Electrode à pinces.



a/ Electrodes à usage unique

b/Electrodes à pinces

c/Electrodes à ventouses

figure 2 2 les différents types d'électrodes

Elles sont très souvent à base d'alliage (métaux nobles (Or ou Palladium) à cause de leur grand taux d'injection de charge, l'Iridium est parfois sollicité pour ses propriétés mécaniques, métaux courants (acier inoxydable, cuivre, argent, titane, tungstène, ou alliage nickel-cobalt)). Pour garantir une bonne détection et conduction des courants circulant à la surface du corps. Cette détection est aussi améliorée à travers l'utilisation d'un gel pour garantir un meilleur contact électrode-peau.

Différentes dérivations standards sont utilisées pour détecter un ECG en électrocardiographie ; au total douze dérivations standards six des membres (en utilisant trois électrodes disposées une sur le poignet gauche une sur le poignet droit et une sur le pied gauche) et six thoraciques (en utilisant six électrodes

disposés sur le thorax sur des positions déterminées) (**voir figure 2.3 ci-dessous**). Toutefois dans notre application l'ECGM est détecté à travers une seule dérivation en disposant deux électrodes sur les membres (une sur le poignet gauche et l'autre sur le poignet droit). Une troisième électrode est connectée au pied droit pour minimiser l'effet des tensions en mode commun. Ces électrodes sont à pinces. Pour la détection de l'ECGa, trois électrodes abdominales sont utilisées (voir chapitre 1). Ces électrodes sont à usage unique.

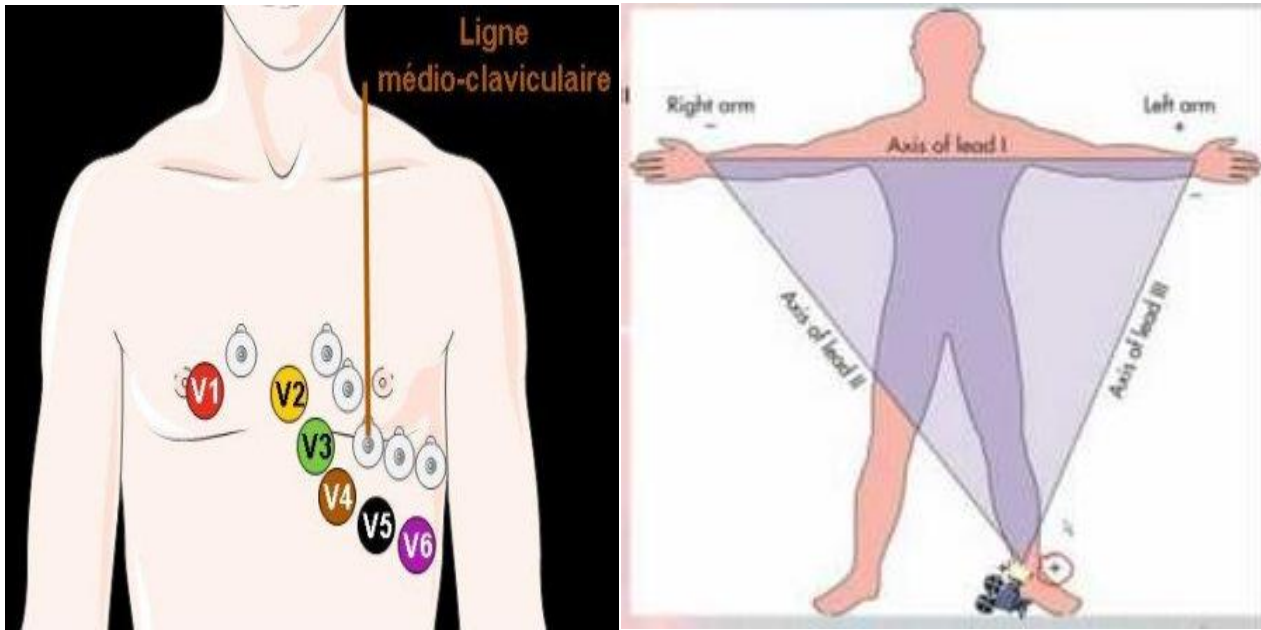


figure 2 3 les douze dérivations standards [10]

2.2.2. Le capteur de pression :

Le capteur de pression permet de convertir une pression en une grandeur électrique. En fait, la pression P (pascal) est définie par le quotient d'une force F (Newton) par une surface S (m^2) (voir équation ci-dessous)

$$P = \frac{F}{S} \frac{N}{m^2}$$

L'unité de pression selon le Système International de mesure est le Pascal (Pa), cependant dépendant des milieux dans lesquels la pression est mesurée, différentes unités sont utilisées. En fait, la relation $p = dF/ds$ définit, à la fois, la pression et l'unité de pression en tant qu'unité dérivée. Cette unité, le pascal (Pa), correspond dans le Système International (S.I.) à une pression uniforme exerçant sur une surface d'un mètre carré, une Force totale d'un Newton.

La pression d'un pascal étant relativement faible on utilise de préférence pour la mesure des pressions dans l'industrie le bar valant 10^5 pascals [30]. Aussi et pour une facilité de lecture on utilise pour les grandeurs physiologique l'unité (millimètre de Mercure) mmHg. A titre

d'information le tableau 2.1 ci-dessous résume les différentes unités utilisées pour la mesure de pression.

	pascal (Pa)	bar (b)	atmosphère
(1 pascal)	1	10^{-5}	$9,869 \cdot 10^{-6}$
(1 bar)	10^5	1	0,987167
(1 kgf/cm ²)	98039	0,9803	0,968
(1 atmosphère)	101 325	1,0133	1
(1 cm d'eau)	98,04	$980 \cdot 10^{-5}$	$968 \cdot 10^{-5}$
(1 mm de Hg)	133	$1,333 \cdot 10^{-3}$	$1,316 \cdot 10^{-3}$
(1 mb)	102	10^{-3}	$987 \cdot 10^{-5}$
(1 inch Hg.)	$3,386 \cdot 10^3$	$33,86 \cdot 10^{-3}$	$33,42 \cdot 10^{-3}$
(1 psi)	6892	$68,9 \cdot 10^{-3}$	$68 \cdot 10^{-3}$
(1 torr)	133	$1,33 \cdot 10^{-3}$	$1,316 \cdot 10^{-3}$

tableau 2 1 les différentes unités de pression [30]

2.2.2.1. types de capteur de pression :

Du fait de la grande diversité de conditions, de gammes et de matériels lors de la mesure d'une pression, il existe de nombreux types de capteurs de pression différents.

a. le capteur à jauge de contrainte :

La jauge de contrainte est l'un des outils les plus importants de la technique de mesure électrique appliquée à la mesure de quantités mécaniques. Comme son nom l'indique, elle est utilisée pour la mesure de contrainte. Les capteurs de force peuvent ainsi être utilisés pour détecter l'expansion, ainsi que la contraction (voir figure ci-dessous) [33]. Lorsque les forces extérieures sont appliquées à un objet fixe, la contrainte et la déformation sont le résultat.

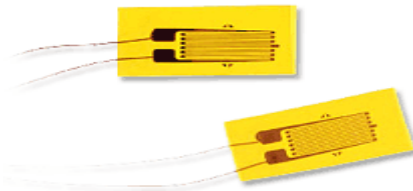


figure 2 4 jauge de contrainte [33]

Afin de mesurer la contrainte avec une jauge de contrainte à résistance liée, la jauge doit être reliée à un circuit électrique qui est capable de mesurer les changements minuscules de résistance correspondant à la déformation. Les transducteurs de la jauge emploient généralement quatre éléments de la jauge de contrainte connectés électriquement pour former un circuit en pont de Wheatstone. Un pont de Wheatstone est un circuit en pont divisé qui est utilisé pour la mesure de résistance électrique. La tension de sortie du pont de Wheatstone est exprimée en sortie millivolts par entrée volts.

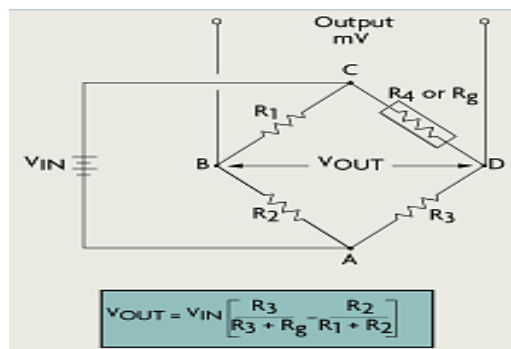


figure 2 5 le pont de wheatstone [33]

b. le capteur piézoélectrique [30]:

La piézoélectricité découverte par Jacques et Pierre Curie en 1880 désigne la propriété qu'ont certains matériaux de développer une charge électrique proportionnelle à la contrainte qui leur est appliquée, et inversement de se déformer en fonction du champ électrique.

Un matériau est piézoélectrique car il s'agit de matériaux dont les cristaux ne sont pas positionnés aléatoirement mais au contraire orientés (en raison du processus de fabrication du matériau) et en outre ces cristaux ont une structure particulière.

Avec ce type de capteur on ne peut pas exploiter une variation de résistivité d'un matériau piézoélectrique mais seulement une ddp induite par le déséquilibre géométrique des charges.

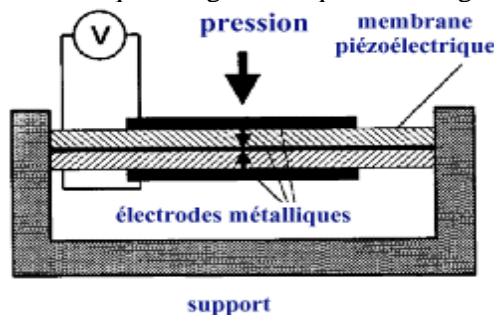


figure 2 6 microphone piézoélectrique [30]

La figure ci-dessus montre le principe de base d'un capteur de pression réalisé à l'aide d'un diaphragme piézoélectrique utilisé typiquement comme microphone (c'est à dire capteur de pression acoustique). On

dispose en pratique deux films piézoélectriques inverses, séparés par un diaphragme métallique, ce qui accroît la sensibilité puisque l'un des éléments sera comprimé et l'autre au contraire en extension.

c. le capteur capacitif :

Les constructeurs ont transformé la déformation de la membrane sous l'effet d'une pression (ou d'une force) en une variation de capacité plutôt qu'une variation de résistance. En effet, il suffit de placer l'une des armatures d'un condensateur sur la membrane qui se déforme et l'autre sur une pièce solidaire du corps d'épreuve, mais non soumise à la déformation, comme le montre le schéma ci-dessous, pour réaliser un condensateur plan dont la capacité est en relation directe avec la pression appliquée [30].

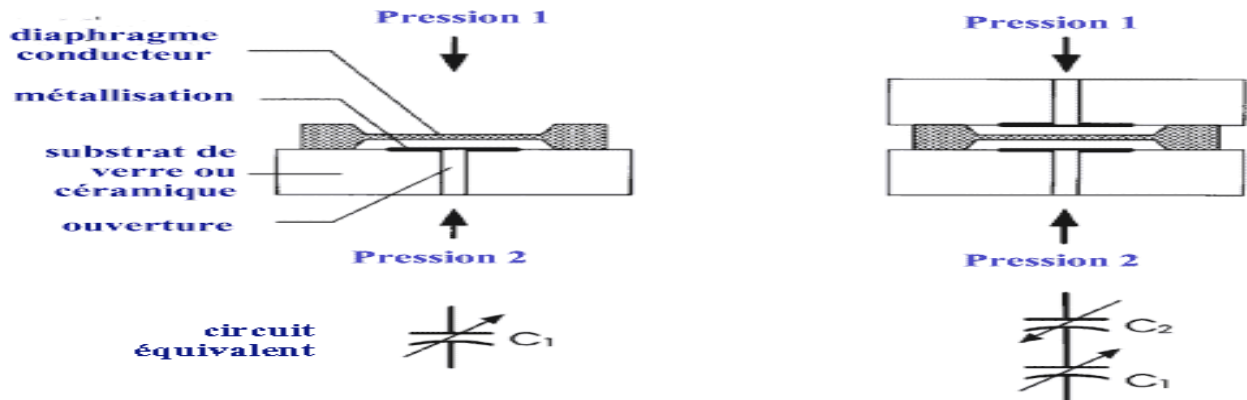


figure 2 7 principe du capteur capacitif absolu (C1) ou différentiel (C1 et C 2) [30]

d. Capteurs à mutuelle inductance :

Une autre possibilité a aussi été exploitée dans certains environnements sévères, c'est le capteur basé sur une variation d'inductance mutuelle. En effet il arrive que ni les jauges de contrainte ni les systèmes capacitifs ne donnent satisfaction, c'est par exemple le cas dans certains environnements radioactifs (neutrons) où les particules bombardant le capteur détruisent l'élément sensible très rapidement. On sait que les colles assurant la fixation des jauges de contraintes, mais aussi les alliages constitutifs de ces jauges ou les couches minces servant d'armatures au condensateur sont en effet très rapidement détériorées par les neutrons, et dans une moindre mesure par les rayonnements α et γ de grande énergie. Dans ce cas l'emploi d'une structure inductive peut se révéler plus fiable et surtout présenter une durée de vie plus grande. [30]

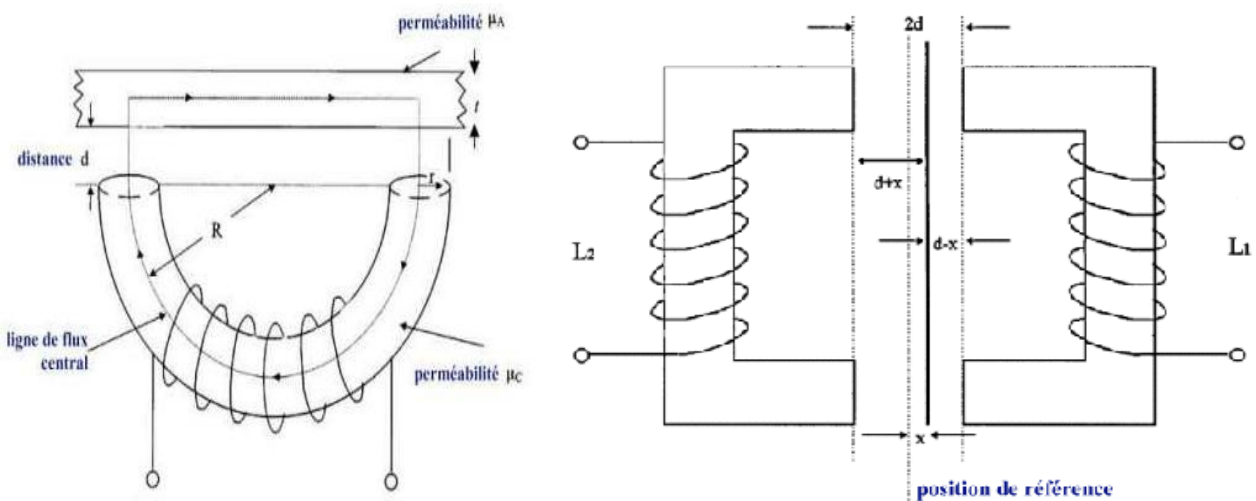


figure 2 8 capteur à inductance mutuelle à un seul et à deux bobinages [30]

Deux bobinages symétriques par rapport à la position de référence de l'armature mobile. Cette armature sera déplacée par l'action d'un piston, de géométrie plus ou moins complexe, solidaire de la membrane du capteur: ainsi chacune des inductances variant en sens inverse, en fonction de $d+x$ pour l'une et $d-x$ pour l'autre, on pourra obtenir, via une connexion électrique adéquate, une ddp fonction du déplacement donc de la pression.

Dans notre travail et compte tenu des niveaux de contractions utérines, le capteur de pression utilisé est celui à jauge de contrainte.

2.3. Partie analogique :

Dans cette partie, il s'agit de mettre en forme les grandeurs électrophysiologiques (ECGM et ECGa) et physiologiques (CUs) détectés à partir des capteurs. Comme cela était cité ci-dessus, trois circuits électroniques sont nécessaires pour cette mise en forme spécifiquement pour chacune des grandeurs : l'ECGM, l'ECGa et les CUs. Deux circuits électroniques comparables pour la détection de l'ECGM et l'ECGa compte tenu que les grandeurs sont de même nature et varient de manière comparable, et autre circuit électronique différent pour le conditionnement du capteur de pression et la détection des contractions.

2.3.1. Circuit pour la mise en forme des signaux électrophysiologiques :

Comme cela était décrit en chapitre 1, les signaux ECG (ECGM et ECGa) issus des électrodes sont de très faibles niveaux et noyés dans différents types de bruits. Ils s'étendent aussi en fréquence respectivement pour le signal ECGM (s'étend entre approximativement une fréquence nulle et environ 100 Hz) et pour l'ECGF (s'étend entre approximativement une fréquence nulle et environ 150Hz). Aussi, M. J. Rooijackers et al [25] ont montré que le signal ECG (le complexe QRS) s'observe dans la bande de fréquence [10-30] Hz et que celui du fœtus (le complexe QRS) s'observe dans la bande de fréquence [20-60] Hz. Ainsi, pour les deux signaux ECGM et ECGa et pour qu'ils soient exploitable ; il est indispensable de les amplifier et de les filtrer. Ces opérations sont réalisées à travers d'abord un amplificateur d'instrumentation directement connectés aux électrodes, suivie par un circuit de filtrage puis par la suite une autre amplification.

2.3.1.1. l'amplificateur d'instrumentation :

La particularité d'un amplificateur d'instrumentation est qu'il amplifie la tension de mode différentielle sans (ou peu) amplifier la tension de mode commun (TRMC élevé : on va voir en détail). Ils consistent à utiliser un montage amplificateur avec plusieurs AOP qui optimise le rapport de l'amplification du mode différentiel par rapport à l'amplification de mode commun.

a. Importance de la réjection de mode commun [32]:

En milieu de mesure c'est à dire dans un milieu parasité par des bruits électromagnétiques, une tension différente de celle délivrée par le capteur vient se superposer à celle délivrée par le capteur. La tension qui se superpose peut avoir plusieurs origines :

- quand les câbles de liaison entre le capteur et l'amplificateur sont placés à proximité d'un fil secteur un couplage capacitif génère cette tension supplémentaire Figure 2 .9 a.
- quand le câble de liaison est sujet à des parasites d'origine magnétique Figure 2 .9 b.

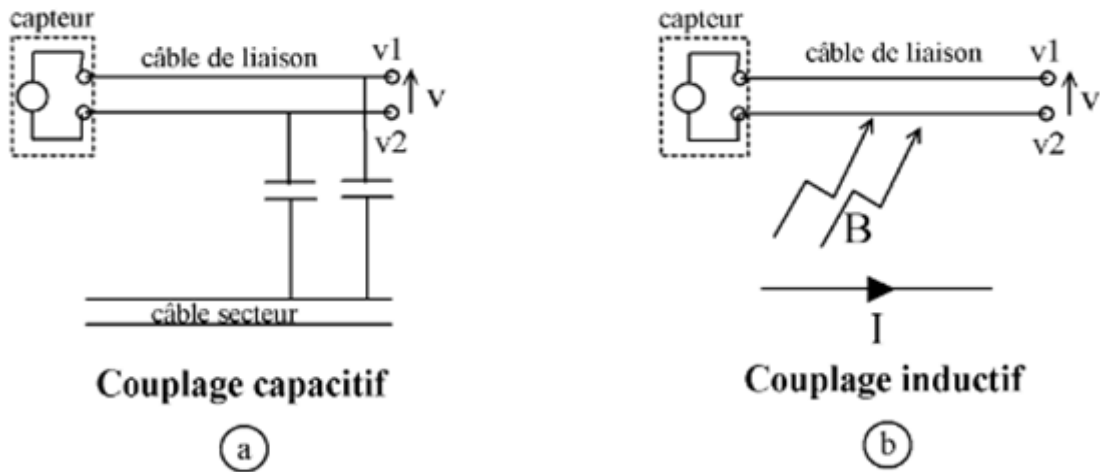


figure 2.9 origine de la tension de mode commun [32]

La tension délivrée par le capteur est superposée à une tension commune aux deux sorties. Cette tension commune est appelée la tension de mode commun. Son amplitude peut être plus importante que celle délivrée par le capteur, d'où la rejection du mode commun est obligatoire.

La tension de mode commun s'exprime par :

$$vmc = \frac{v1 + v2}{2} \dots\dots\dots(1)$$

La tension de mode différentielle se calcule par :

$$vd = v1 - v2 \dots\dots\dots(2)$$

Une application qui exige d'avoir des forts taux de réjection du mode commun est le relevé de l'électrocardiogramme (ECG). L'ECG est obtenu par le calcul des différences de plusieurs signaux issus des électrodes de mesures placées sur le corps du patient.

b. Amplificateur différentiel [34] :

Un amplificateur différentiel peut être remplacé par le schéma bloc de la Figure 2.10. Le gain de la voie Ve1 est A1 et il peut être différent du gain de la voie Ve2 qui est -A2.

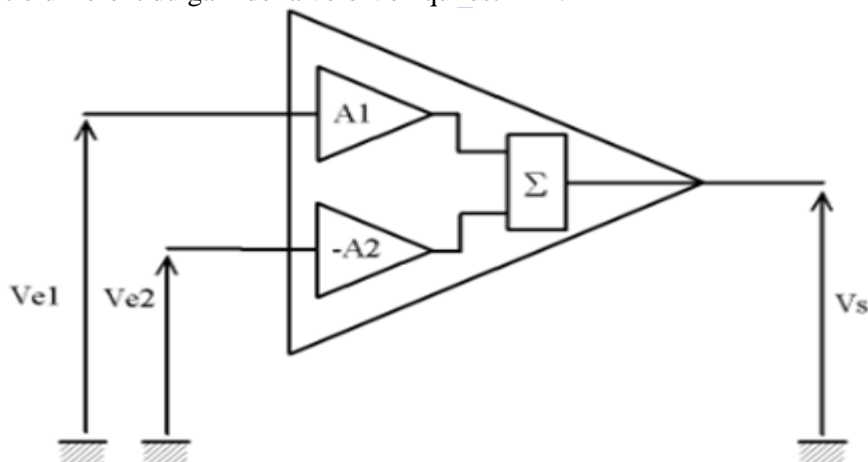


figure 2.10 schéma équivalent à l'amplificateur différentiel [32]

La tension de sortie v_s est donnée par :

$$v_s = A_1.V_{e1} - A_2.V_{e2}. \dots\dots\dots(3)$$

Les tensions de mode différentielle et de mode commun sont données respectivement par :

$$v_d = V_{e1} - V_{e2} \text{ et } v_{mc} = \frac{V_{e1} + V_{e2}}{2} \dots\dots\dots(4)$$

Les tensions V_{e1} et V_{e2} s'expriment donc par les relations suivantes :

$$V_{e1} = \frac{v_d + 2.v_{mc}}{2} \text{ et } V_{e2} = \frac{v_d - 2.v_{mc}}{2} \dots\dots(5) \text{ et } (6)$$

En remplaçant ces expressions dans celle de v_s , on obtient :

$$v_s = \frac{A_1 + A_2}{2} v_d + (A_1 - A_2) v_{mc}. \dots\dots\dots(7)$$

Le gain de mode différentiel est donc :

$$\frac{A_1 + A_2}{2} \dots\dots\dots(8)$$

Et le gain de mode commun est la différence des gains $A_1 - A_2$.

Le taux de réjection du mode commun est définie par :

$$T_{r_{mc}} = \frac{A_d}{A_{mc}} \dots\dots\dots(9)$$

Dans les documentations, le TRMC (CMR Common Mode Ratio) est souvent exprimé en décibel par la relation

$$(T_{r_{mc}})_{dB} = 20 \log \left(\frac{A_d}{A_{mc}} \right). \dots\dots\dots(10)$$

c. Caractéristiques techniques d'un amplificateur d'instrumentation [34]:

1. L'impédance d'entrée :

Puisque nous avons des déséquilibres d'impédance de source physiologique, principalement provoqués par des électrodes, l'impédance d'entrée de l'amplificateur devrait être infinie (pratiquement $>2M\Omega$) pour empêcher les déséquilibre d'impédance de contacte (électrodes-peau) et éviter la chute de tension.

2. Gain réglable :

Le gain d'un amplificateur d'instrumentation est réglable avec l'unique résistance Rg.

3. L'impédance de sortie :

L'impédance de sortie est très faible (quelques 10-12Ω) pour permettre d'attaquer sans problème des modules situés en aval.

4. Rapport de rejection mode commun(RRMC) :

Les interférences créent une tension en mode commun qui peut être éliminé si le taux de rejection en mode commun (CMRR) de l'amplificateur est élevé. Le RRMC est l'une des caractéristiques les plus importants d'un amplificateur d'instrumentation.

Il caractérise le rapport entre l'amplification différentielle et l'amplification du mode commun d'un amplificateur différentiel :

$$CMRR = \frac{A_d}{A_{mc}} \quad \text{et} \quad V_s = A_d(v^+ - v^-) + A_{mc}\left(\frac{v^+ + v^-}{2}\right) \quad \dots\dots\dots(11) \text{ et } (12)$$

On définit le TRMC en (dB) par l'expression :

$$\tau_{dB} = 20 \log\left(\frac{A_d}{A_{mc}}\right) \quad \dots\dots\dots(13)$$

Une valeur très élevée de CMRR indique un gain différentiel Ad élevé et un gain en mode commun Amc faible. [34]

2.3.1.2. amplificateur d'instrumentation à trois AOP :

L'amplificateur d'instrumentation à trois AOP se compose de 2 étages : le 1^{er} étage est la pré-amplification et le 2^{ème} étage est l'amplification.

a. Le 1er étage : pré-amplification :

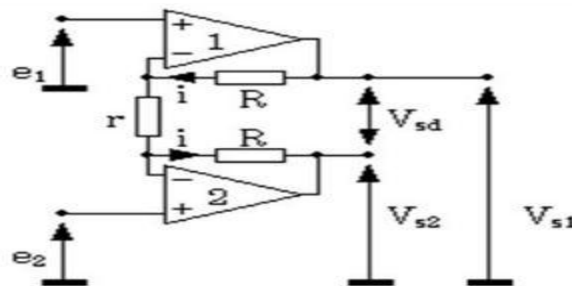


figure 2 11 montage de pré-amplificateur

Nous avons : (on considère les Amplificateurs Opérationnel est idéal)

$$e_1 - e_2 = r i \dots \dots \dots (14)$$

$$V_{sd} = (2R + r)i \dots \dots \dots (15)$$

$$V_{sd} = (e_1 - e_2) \left(\frac{2R + r}{r} \right) \dots \dots \dots (16)$$

La tension de mode commun a l'entrée de montage est :

$$V_{mce} = (e_2 + e_1)/2 \dots \dots \dots (17)$$

D'autre part, le mode commun en sortie vaut :

$$V_{mcs} = (v_{s1} + v_{s2})/2 \dots \dots \dots (18)$$

On peut calculer les valeurs de V_{s1} et V_{s2} facilement :

$$V_{s1} = e_1 + Ri \dots \dots \dots (19)$$

$$V_{s2} = e_2 - Ri \dots \dots \dots (20)$$

On peut déduire la valeur de la tension de mode commun en sortie V_{mcs} :

$$V_{mcs} = (v_{s1} + v_{s2})/2 = (e_2 + e_1)/2 = V_{mce} \dots \dots \dots (21)$$

b. Le 2ème étage : amplificateur différentiel :

La tâche principale de l'amplificateur différentiel est de rejeter la tension de mode commun créée par les interférences. Le montage est représenté la figure 2.12 ci-dessous :

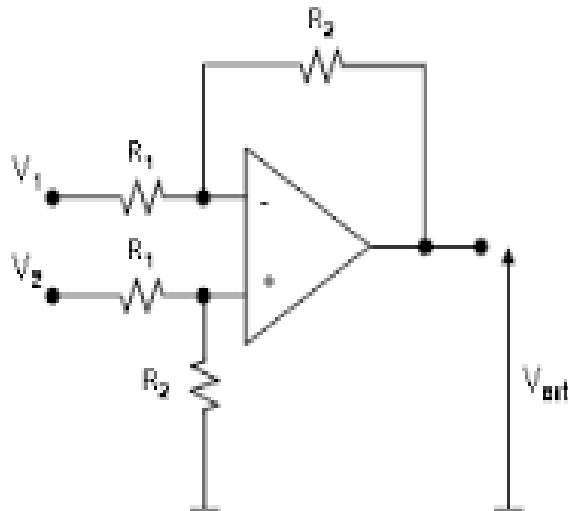


figure 2 12 amplificateur différentiel

Le montage complet :

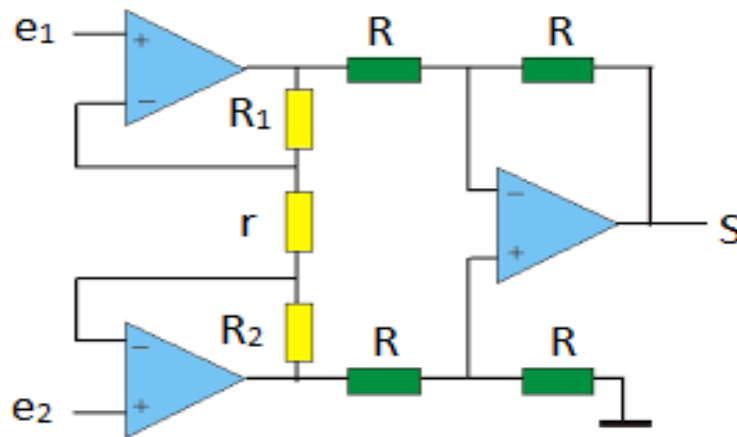


figure 2 13 montage complet d'un amplificateur d'instrumentation à 3 AOP

Si le gain en tension du deuxième étage est égale 1 (le cas désiré). Le gain du montage global :

$$V_s = (e_1 - e_2) \left(\frac{2R + r}{r} \right) \dots \dots \dots (22)$$

On a donc un gain réglable à l'aide d'une seule résistance (r). Ce circuit est réalisé de manière intégrée (circuit intégré) permettant ainsi une très grande précision sur les résistances R ainsi qu'une très bonne stabilité thermique.

2.3.1.2. Le filtrage :

Un filtre c'est un dispositif laisse passer une bande de fréquence, tandis qu'il atténue une autre. Cette fonction permet de séparer les signaux utiles des signaux parasites, et éliminer les signaux d'interférences.

Classification des filtres :

a. filtre passif :

Ils sont constitués uniquement des résistances, inductances et capacités. Ils sont très utilisés pour filtrer les parasites des lignes d'alimentation et pour le filtrage des hautes fréquences. Ils ont par contre aux basses fréquences l'inconvénient d'utiliser des inductances de dimension importantes donc encombrantes et coûteuses.

b. filtre actif :

Ils utilisent pour leur réalisation des résistances des capacités et des amplificateurs (ils n'emploient pas généralement des inductances). Selon le nombre d'impédances associées on obtient un filtre d'ordre K. On peut classer les filtres suivant la forme de leur fonction de transfert. Les filtres qui sont utilisés dans notre projet sont : passe bas passif, passe haut actif.

c.filtre passe bas passif:

Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au-dessous de sa fréquence de coupure. Il atténue les hautes fréquences.

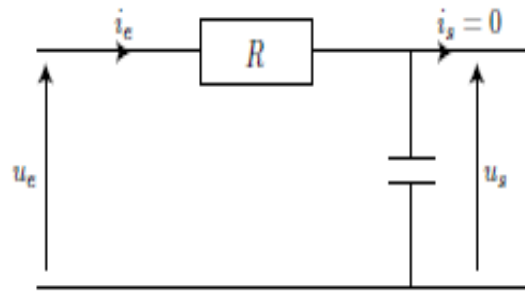


figure 2 14 filtre passe bas passif

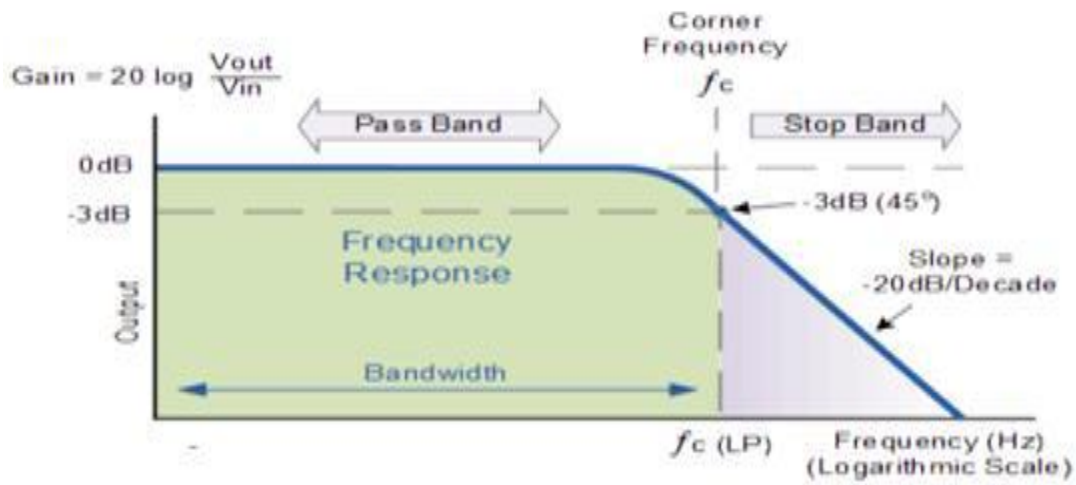


figure 2 15 la réponse d'un filtre passe bas

La fonction de transfert est définie par :

$$\underline{H}(j\omega) = \frac{U_s}{U_e}$$

$$\frac{U_s}{U_e} = \frac{1}{R + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{1}{1 + jRC\omega}$$

$$\underline{H}(j\omega) = \frac{1}{1 + j\frac{\omega}{\omega_0}} \dots\dots\dots(23)$$

La fréquence de coupure est :

$$F_c = 1/2\pi RC \dots\dots\dots(24)$$

d. filtre passe haut actif:

Un filtre passe-haut est un filtre qui laisse passer les hautes fréquences et qui atténue les basses fréquences, c'est-à-dire les fréquences inférieures à la fréquence de coupure.

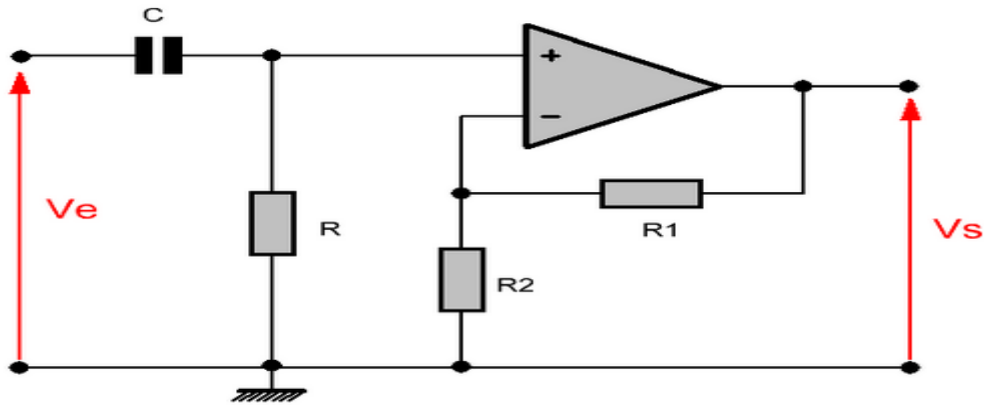


figure 2 16 filtre passe haut actif

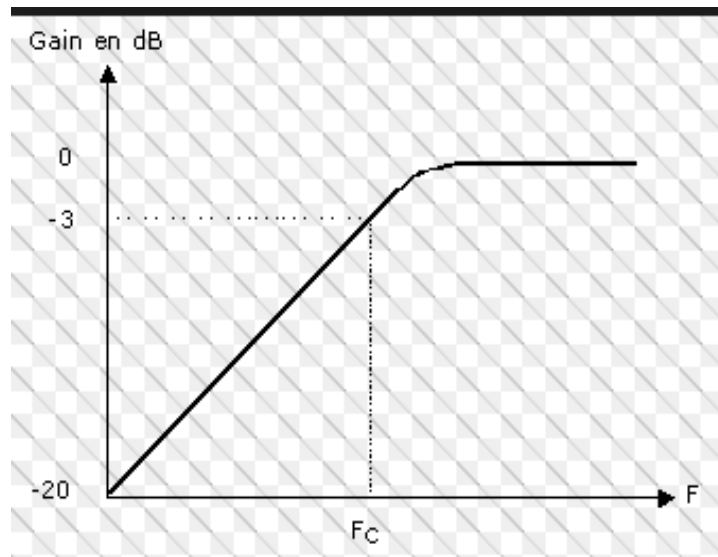


figure 2 17 la réponse d'un filtre passe haut actif

La fonction de transfert est :

$$H(j\omega) = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \cdot \frac{jRC\omega}{1 + jRC\omega} \dots\dots\dots(25)$$

$$\text{Fréquence de coupure } f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

e. filtre passe bande :

Le filtre passe bas est l'inverse du filtre passe haut donc on combinant les deux filtres on obtient un filtre passe bande qui permet le passage d'une bande fréquentielle bien définie par les deux fréquences de coupure des deux filtre passe haut et passe bas.

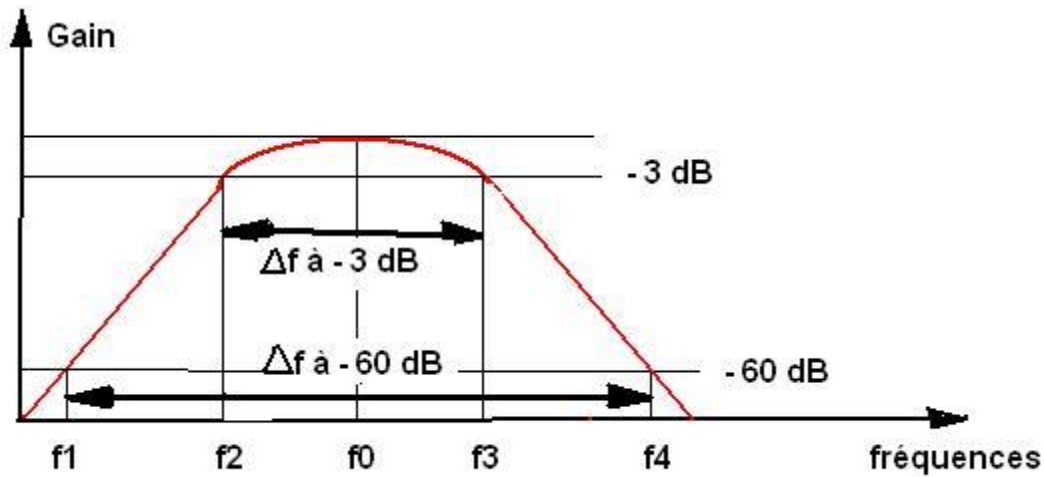


figure 2 18 la réponse d'un filtre passe bande

2.3.1. 3. L'amplification :

Compte tenu que le signal détecté par les électrodes est de très faible niveau, de l'ordre de quelques millivolts. Il nécessite une amplification afin d'être manipulé. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés, cependant l'ensemble utilise l'amplificateur opérationnel comme élément principal. Les deux montages généralement qui peuvent être utilisés sont : amplificateur inverseur ou l'amplificateur non inverseur.

a. Amplificateur inverseur :

L'un des montages simple d'amplification est l'amplificateur inverseur. On considère toujours le cas d'un amplificateur opérationnel idéal :

Pour le montage de la figure 2.19 le potentiel $V_+ = 0$, comme $\dot{e} = 0$, le potentiel $V_- = 0$. Le courant $I_1 = I_2$ et I_- qui entre dans l'entrée « - » de l'amplificateur opérationnel est nul ($I_- = 0$) [35].

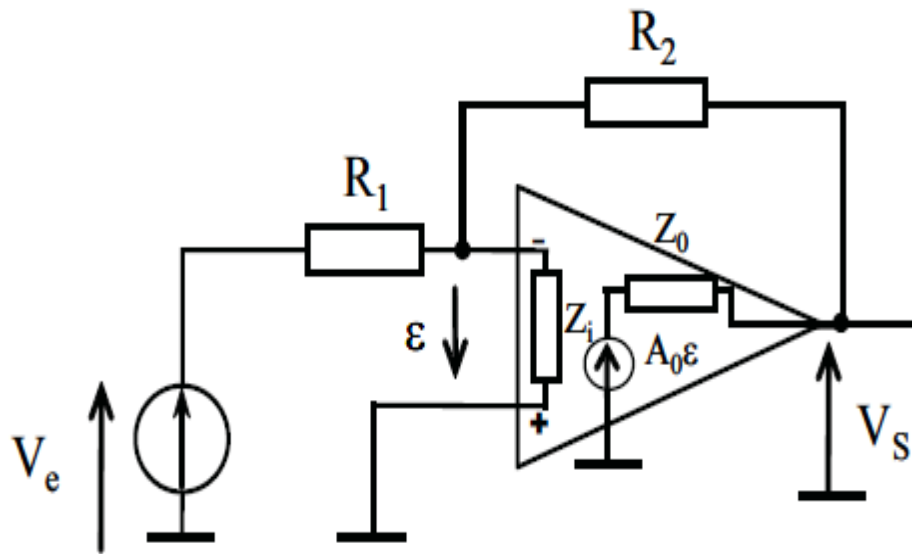


figure 2 19 montage d'un amplificateur inverseur [35]

Le gain de cet amplificateur est :

$$\begin{cases} V_E = R_1 I_1 \\ V_S = -R_2 I_2 \end{cases} \Rightarrow A_V = -\frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots(26)$$

b. amplificateur non inverseur :

Le montage standard d'un amplificateur non inverseur est donné par la figure ci dessous :
Si on suppose le cas d'un amplificateur opérationnel idéal, puisque $A_0 = \infty$, $\epsilon = 0$,
On a dans ce cas $V^+ = V^-$. [35]

Le gain de cet amplificateur est :

$$V^+ = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_S \quad (i^+ = i^- = 0) \text{ et } V^- = V_E$$

$$A_V = \frac{V_S}{V_E} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots(27)$$

2.3.1.4. Le circuit d'offset :

Les signaux MECG, FECG et les contractions utérines vont être digitalisé à travers la carte Arduino. Alors un circuit d'offset est réalisé.
L'offset est nécessaire compte tenu que le signal obtenue après amplification est bipolaire, cependant l'entrée de la carte Arduino, est unipolaire.

La figure 2.20 illustre le schéma électrique de montage d'offset réalisé :

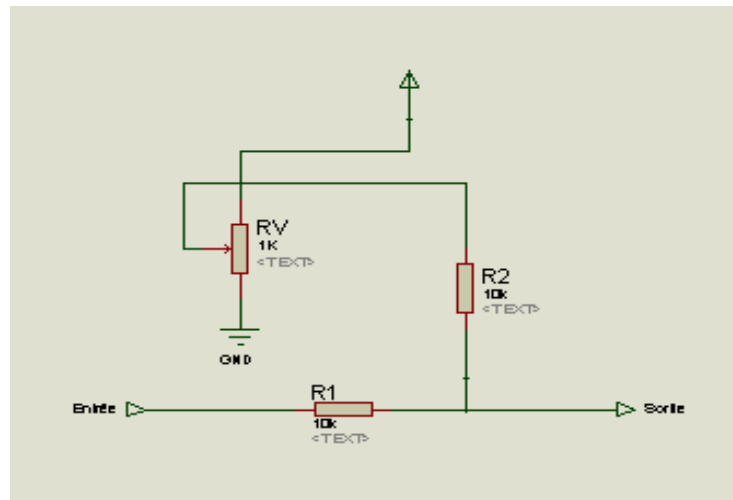


figure 2 20 montage d'offset

2.4. le circuit d'alimentation :

N'importe quelle carte électronique nécessite une source d'énergie pour qu'elle puisse fonctionner normalement, soit par une alimentation stabilisée ou une alimentation isolée (pile ...etc.).

Le circuit global va être alimenté avec 5V par une pile (9V) en utilisant un régulateur et deux capacités, mais l'existence des amplificateurs opérationnels exige une alimentation symétrique ($\pm 5V$). Ainsi pour générer la tension de -5V à partir de 5V on fait appel au circuit intégré ICL7660 : L'ICL7660 est un circuit intégré de type CMOS, représente un convertisseur de tension à capacités commutées qui inverse une tension d'entrée positive en tension négative ou l'inverse.

Le fonctionnement est garanti à partir de 1.5V à 10V. Il délivre 10mA avec une chute de 0.5V en tension de sortie [27]. La figure 2.21 ci dessous illustre le circuit réalisé pour convertir la tension de 9V à +5V, et la figure 2.22 le circuit réalisé pour générer -5V à partir de +5V.

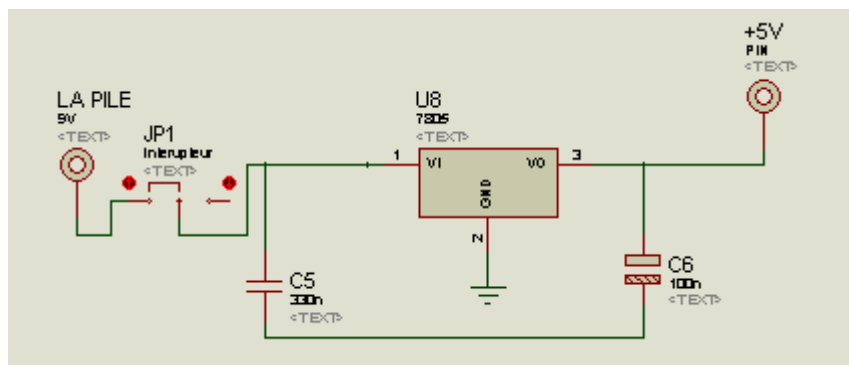


figure 2 21 le circuit réalisé pour avoir +5V

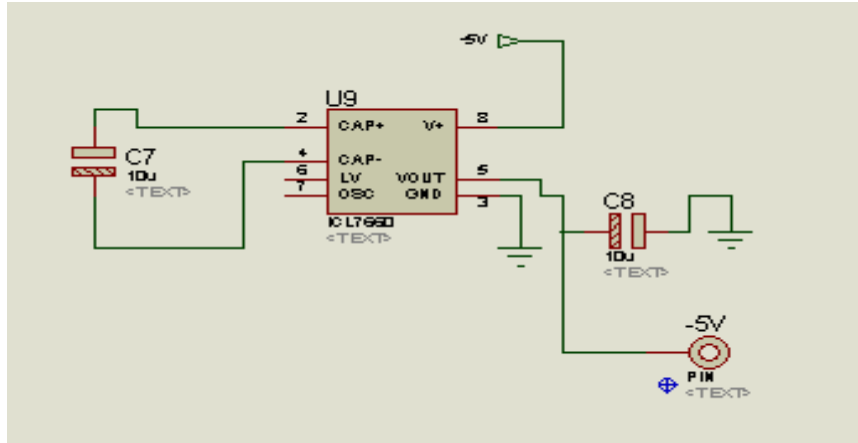


figure 2 22 le circuit réalisé pour générer -5V à partir de +5V

Le circuit global de l'alimentation est illustré sur la figure 2.23 :

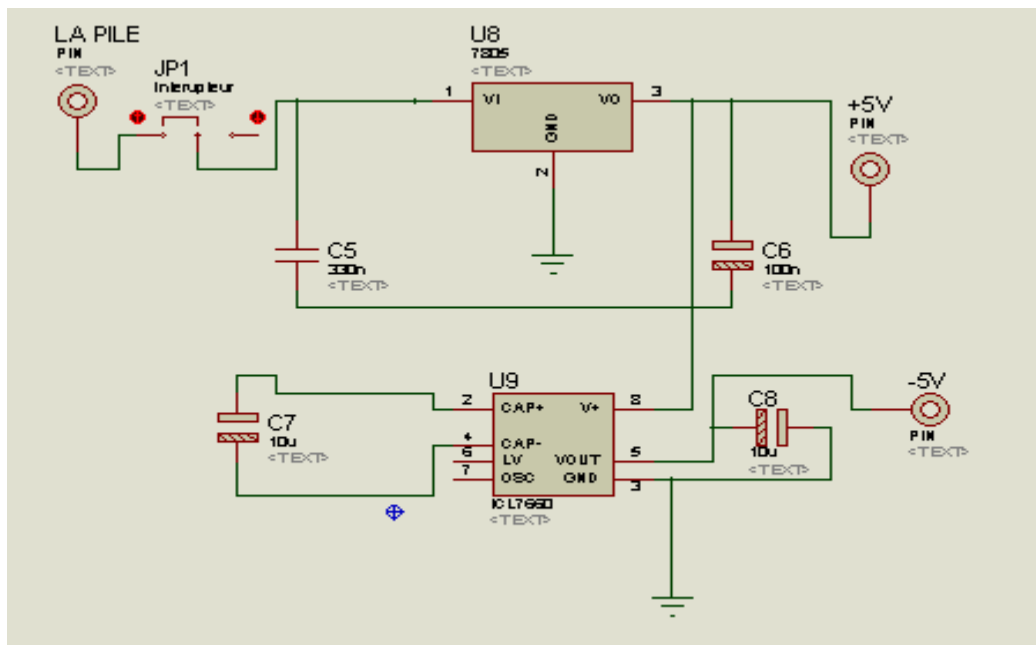


figure 2 23 le circuit général de l'alimentation

2.5. Partie numérique :

Les signaux provenant des trois circuits électroniques analogiques vont être digitalisés après l'acquisition. Cette acquisition est réalisée à travers une carte de développement.

2.5.1. La carte d'acquisition "Arduino UNO" :

Arduino (2005) est un projet créé par une équipe de développeurs Italiennes, composée de six individus : Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino, David Mellis et Nicholas Zambetti. Cette équipe a créé le "système Arduino". C'est un outil qui va permettre aux débutants, amateurs ou professionnels de créer des systèmes électroniques plus ou moins complexes (voir la figure 2.24).

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [36]

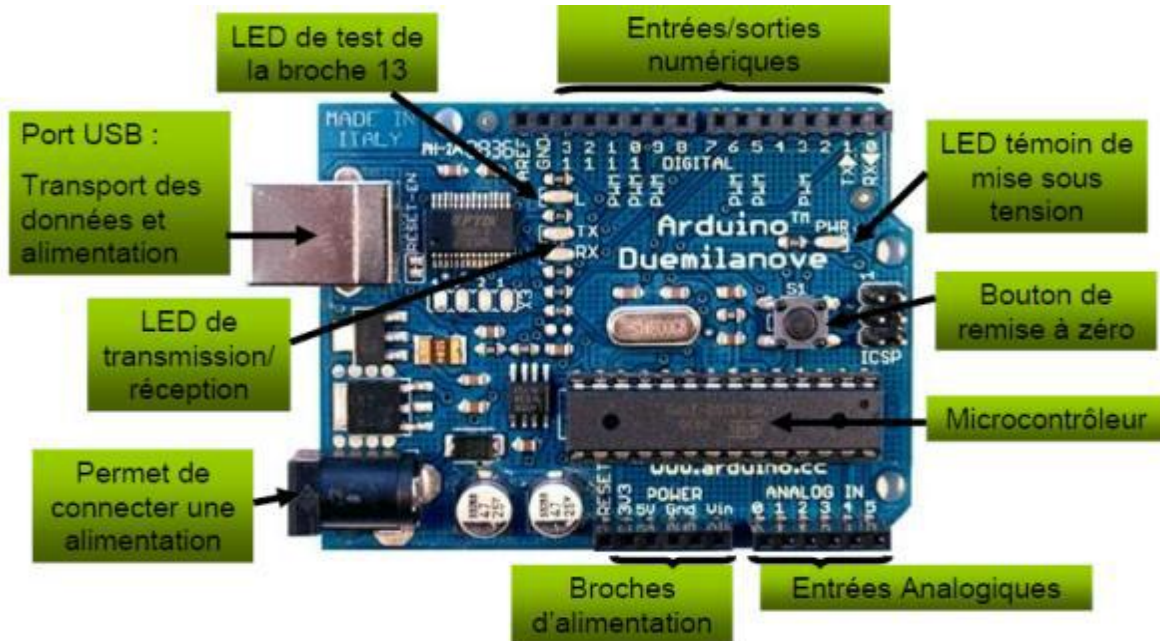


figure 2 24 la carte Arduino

1) L'alimentation :

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents : lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5V) ; lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome. Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5V mais il doit être alimenté entre 6 et 20V. On conseille en général de l'alimenter plutôt entre 7 et 12V pour garder une marge en basse tension et éviter que le circuit ne chauffe trop (car le régulateur de tension disperse toute surtension en chaleur). [37]

2) Microcontrôleur :

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable (un mini ordinateur appelé également microcontrôleur), le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes. [37]

3) Les entrées/ sorties :

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au mode extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de 6 entrées analogiques. 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM. Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètre, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux «0» ou «1» traduits par 0 ou 5V. On décide du comportement de ces connecteurs en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme. [37]

La figure2.25 présente la carte Arduino Uno utilisées dans notre circuit.



figure 2 25 Carte Arduino Uno

Caractéristiques [30]:

Micro contrôleur : ATmega328.

Tension d'alimentation interne = 5V.

Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.

Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.

Entrées analogiques = 6.

Courant max par broches E/S = 40 mA.

Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.

Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.

Mémoire SRAM 2 KB.

Mémoire EEPROM 1 KB.

Fréquence horloge = 16 MHz.

Dimensions = 68.6mm x 53.3mm.

2.6. Conclusion :

Ce chapitre nous a permis de mettre la lumière sur l'ensemble des principes physiques et électroniques qui peuvent être utilisés pour la réalisation de notre système.

Notre choix des composants et des principes dépend de plusieurs paramètres telle que la disponibilité, le cout, la sensibilitéetc.

Dans le chapitre suivant nous allons voir plus de détail sur la maquette du circuit réalisé et le programme d'acquisition des grandeurs recueillies.

Chapitre 3 : la réalisation du dispositif et l'acquisition des signaux

3.1. Introduction :

Ce chapitre est consacré à la description et l'étude pratique du circuit réalisé (voire la figure 3.1) ainsi que l'acquisition des différents signaux étudiés. L'étude est menée sur quatre grandes parties qui vont être détaillées en termes de circuits électroniques et résultats obtenus sur les différents points de tests répartis sur le dispositif réalisé.

La première partie : concerne l'étude des circuits électroniques réalisés relatifs à la partie permettant la détection de l'ECG maternel.

La deuxième partie : concerne l'étude des circuits électroniques réalisés relatifs à la partie permettant la mesure de l'ECG foetal et l'ECG maternel simultanément.

La troisième partie : concerne l'étude du capteur de pression permettant la détection des contractions utérines.

La quatrième partie : concerne la partie numérique (programme et résultats).

Les trois circuits électroniques seront détaillés suivant leurs arrangement sur le schéma bloc illustré sur la figure 3.1.

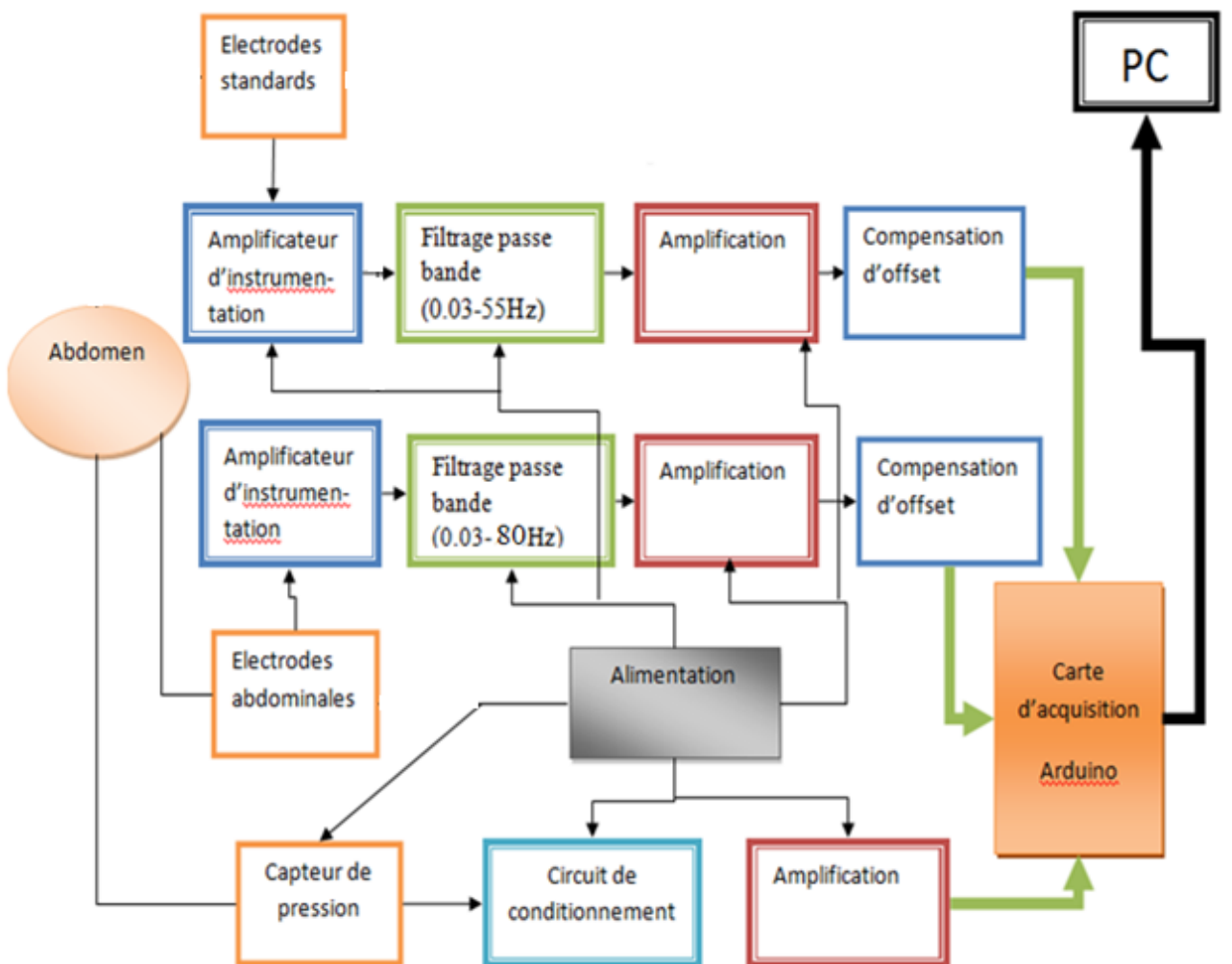


figure 3 1 schéma bloc du dispositif proposé

3.2. L'électrocardiogramme maternel :

Le signal ECG recueilli par les électrodes, nécessite un circuit électronique de mise en forme. Dans ce qui suit, on s'intéresse à la réalisation pratique d'un électrocardiographe et qui regroupe les différents étages illustrés sur la figure 3.1.

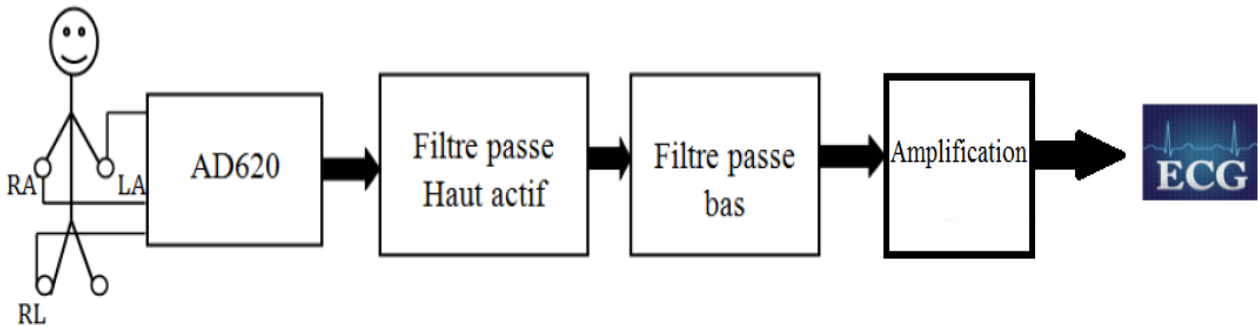


figure 3 2 schéma bloc de l'électrocardiographe

3.2.1. Les électrodes standards :

L'électrode constitue le premier élément de la chaîne de mesure électrophysiologie. Directement en contact avec le milieu biologique, ce dispositif permet de détecter l'activité électrique du cœur ECG.

Dans notre réalisation trois électrodes à pince sont utilisées (voir figure 3.3). Lors de la détection du signal ECG, elles seront fixées respectivement sur le poignet Gauche (LA), le poignet Droit (RA) et le pied Droit (RL).

Pour un meilleur contact entre la peau et l'électrode, on utilise un gel qui augmente la conduction électrique.



figure 3 3 les électrodes à pince

3.2.2. Mise en forme :

Le signal ECG détecté par les électrodes est un signal de très faible amplitude et est contaminé par des bruits de différentes natures. Ceci implique qu'un circuit de mise en forme est incontournable. Ce circuit consiste principalement en étage spécifique d'amplification et d'autre étage de filtrage. Toutefois, compte tenu de la manière de détection et de la nature du signal ECG, le choix de l'amplificateur est porté sur l'amplificateur d'instrumentation.

a. Amplificateur d'instrumentation :

L'amplificateur d'instrumentation (le circuit de la figure 3.4) sert à amplifier les faibles différences de potentiels entre les différents membres du corps (LA, RA, LL).

Dans notre réalisation le choix est porté sur une version intégrée de l'amplificateur d'instrumentation ; il s'agit du circuit intégré AD620 d'Analog Devices (voir annexe).

L'AD620 est à faible coût avec une haute précision qui nécessite une seule résistance externe pour régler le gain de 1 à 1000.

L'AD620, avec sa grande précision et sa bonne linéarité, sa faible tension de décalage de 50 mV max et de dérive de température 0,6 mV / ° C max, est idéal pour une utilisation dans la détection des grandeurs de très faible niveau. Par ailleurs, le faible niveau de bruit, à faible courant de polarisation d'entrée, et de faible puissance, le rendent bien adapté pour des applications médicales telles que l'ECG.

Amplificateurs d'instrumentation, comme l'AD620, offrent un TCMR élevé (taux de réjection en mode commun), qui est une mesure de la variation de la tension de sortie lorsque les deux entrées sont changées en des quantités égales. [7]

En effet, le gain de l'AD620 qui varie de 1 à 1000 est fixé par la résistance externe R_g selon l'équation suivante :

$$G = \left(\frac{49,4 \text{ K}\Omega}{R_g} \right) + 1$$

Dans notre réalisation R_g est fixée à 560Ω afin d'obtenir un gain d'environ 90

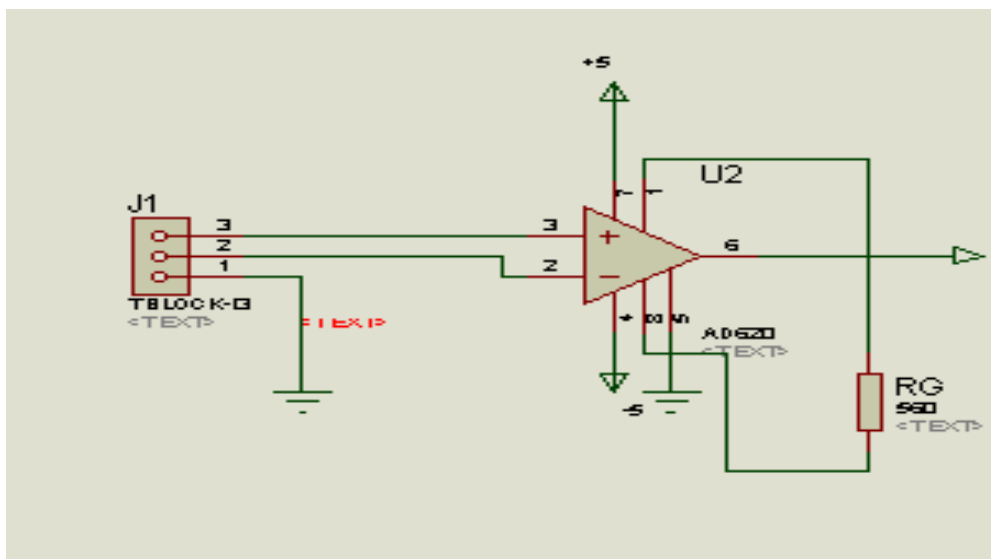


figure 3 4 étage de l'amplificateur d'instrumentation AD620 réalisé

Le signal ECG détecté et amplifié par l'AD620 est illustré sur la figure 3.5 ci-dessous. Toutefois et comme on peut le constater le signal est bruité.

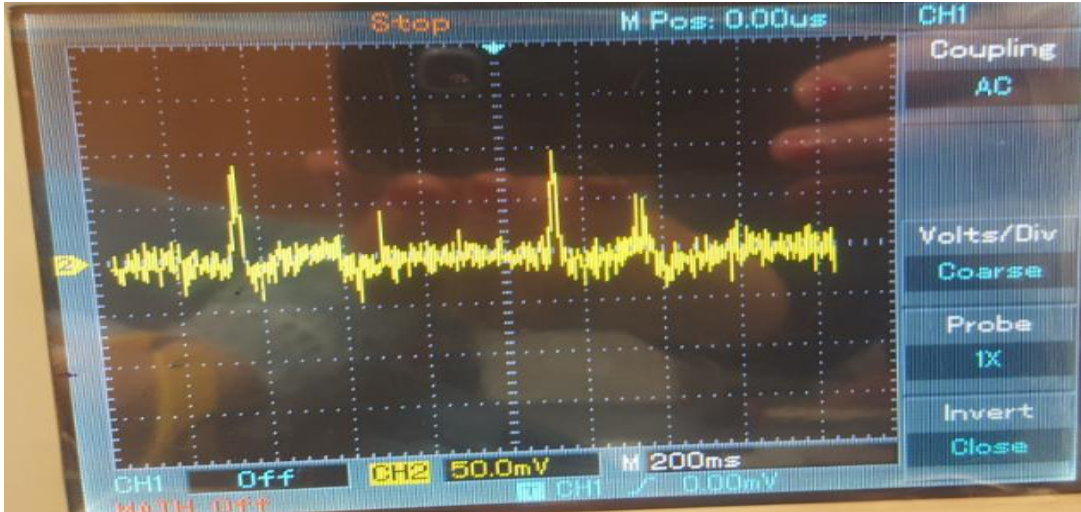


figure 3 5 le signal obtenu à la sortie de l'AD620

A la sortie de l'AD620 on a récupéré le signal ECG avec une amplification presque de 90 (ECG de l'ordre de quelque millivolts récupéré avec une amplitude de 110 mV).

b. Circuit de filtrage :

Le signal ECG obtenu à la sortie de l'AD620 est trop perturbé par les bruits de différentes sources, alors il est nécessaire de filtrer notre signal. Dans notre réalisation (voir figure 3.6), nous avons utilisé un filtre passe bande réalisé à travers deux filtres, un passe haut et un passe bas en cascade. En fait le signal ECG issu de l'amplificateur d'instrumentation est d'abord filtré par un filtre RC passe haut de fréquence de coupure d'environ 0.03Hz (fixée par C1 et R1), le signal ainsi filtré est amplifié à travers un amplificateur non inverseur (utilisant l'ampli op UA741CP) de gain d'environ 5 (fixé par R3 et R2), puis filtré de nouveau par un filtre passe bas de fréquence de coupure d'environ 50Hz (fixée par R4 et C2).

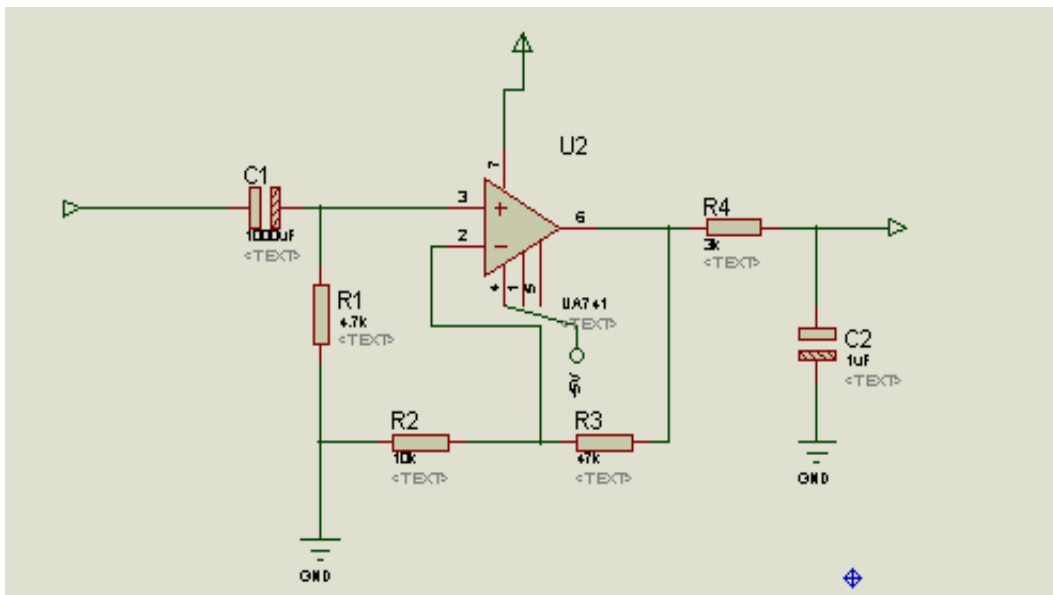


figure 3 6 circuit de filtrage du signal ECG

Le signal ECG obtenu à la sortie du circuit de filtrage est illustré sur la figure 3.7 ci-dessous. On peut constater à travers cette figure que le signal ECG est de meilleure qualité justifiant ainsi une amélioration du rapport signal sur bruit. Cependant, l'amplitude reste relativement faible malgré son amplification avec un gain de 5 (une centaine de mV) compte tenu des filtres passifs utilisés, un autre circuit d'amplification a été mis en cascade.

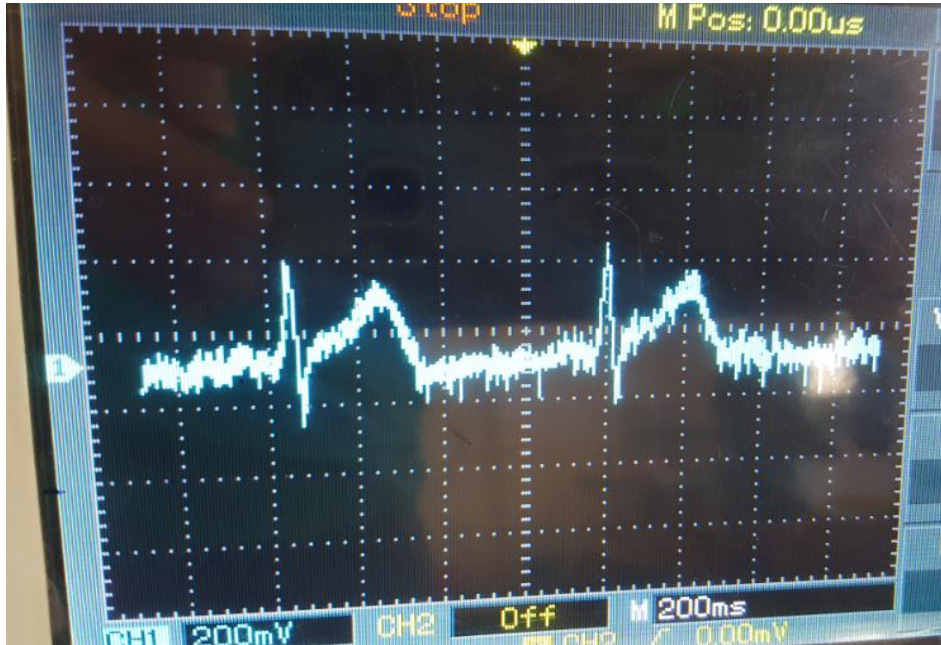


figure 3 7 le signal ECG obtenu à la sortie du circuit de filtrage

c. Circuit d'amplification :

Le circuit est un simple amplificateur inverseur de gain d'environ 25 (fixé par R5 et R6) voir figure 3.8. Le signal ECG ainsi amplifié est illustré sur la figure 3.9 ci-dessous.

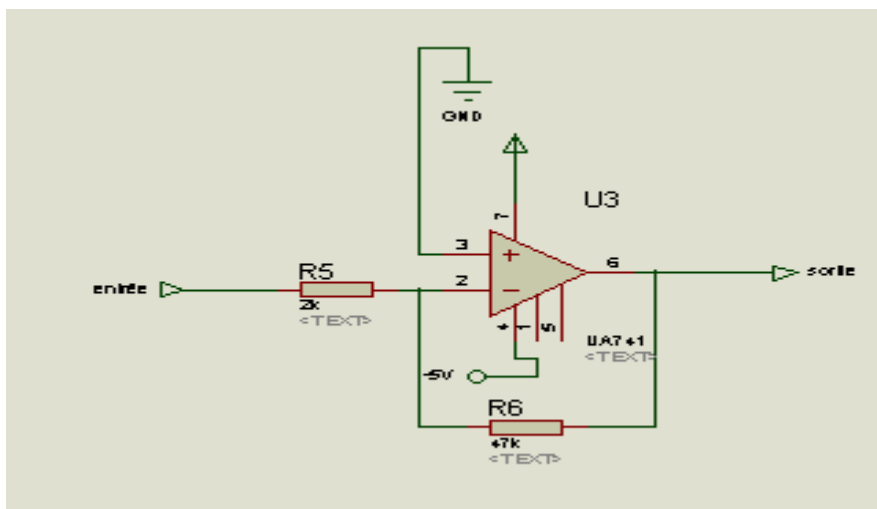


figure 3 8 circuit d'amplification réalisé

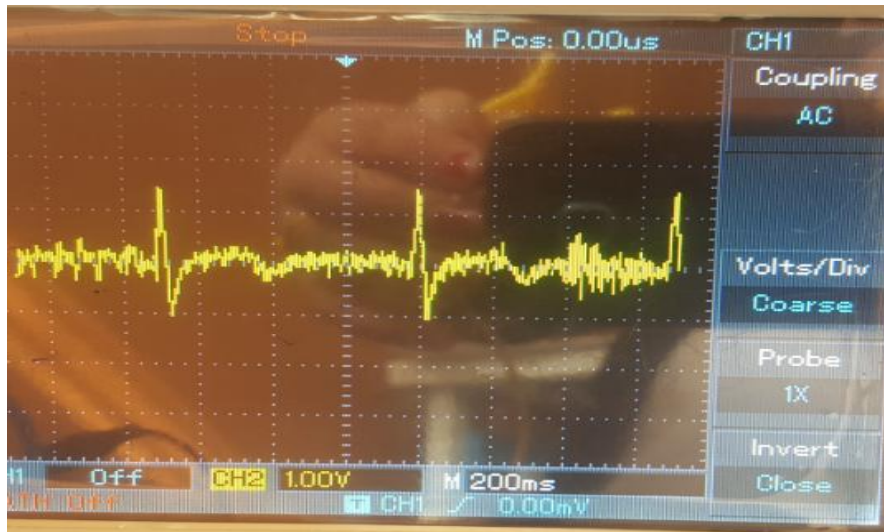


figure 3 9 le signal obtenu après l'amplification

Comme on voit sur la figure ci-dessus le signal est bien amplifié (2.5 V).

Après ce circuit d'amplification, un montage d'offset est réalisé (voir le chapitre 2 figure 2.21)

3.3. L'électrocardiogramme fœtal :

3.3.1. Les électrodes abdominales :

Pour cette partie de notre réalisation on a choisi de travailler avec les électrodes à usage unique (voir figure 3.10) puisque notre mesure va se faire sur l'abdomen. Alors la détection du signal FECG consiste à placer ces électrodes sur l'abdomen de la patiente.



figure 3 10 les électrodes à usage unique

3.3.2. Mise en forme :

Puisque l'ECG se propage sur tous le corps, alors lors de l'emplacement des électrodes sur l'abdomen on va détecter à la fois le signal ECG Maternel MECG et le signal FECG. Le signal obtenu est trop faible et bruité, donc une mise en forme de ce signal est obligatoire.

a. Amplificateur d'instrumentation :

Pour le premier étage de l'amplificateur d'instrumentation c'est le même avec l'étage de l'ECG maternel puisque c'est une amplification d'une différence de potentiel entre deux points de l'abdomen.

On obtient ce signal MECG détecté sur l'abdomen (figure 3 11):

Remarque : on n'a pas pu détecter le signal FECG puisque on n'a pas trouvé une patiente sur laquelle essayer.

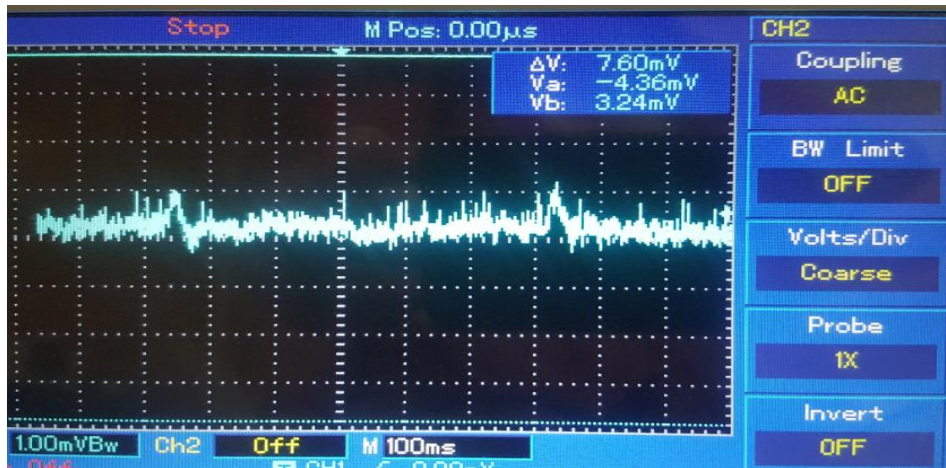


figure 3 11 le signal MECG obtenu à la sortie de l'AD620

On remarque que notre signal est de très faible amplitude puisqu'on a fait la détection sur l'abdomen.

Ci-dessous les signaux que normalement doivent être obtenus sur l'abdomen d'une patiente (MECG+ FECG).

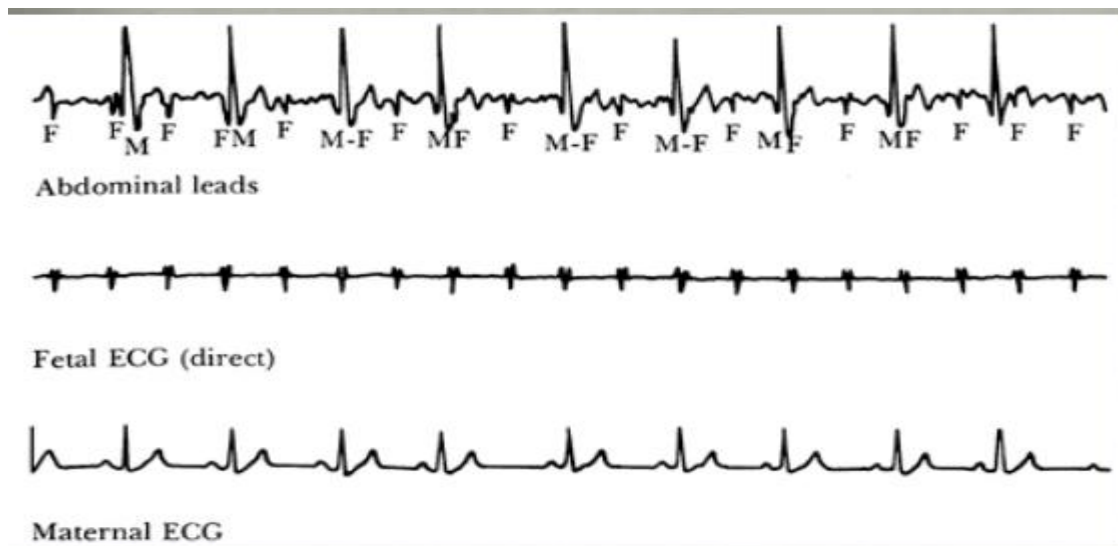


figure 3 12 les signaux détectés sur l'abdomen d'une femme enceinte

On remarque que le signal FECG est de très faible amplitude par rapport à l'ECG maternel.

b. Circuit de filtrage :

Le signal ECGa obtenu à la sortie de l'AD620 est trop perturbé par les bruits de différentes sources, alors un filtrage est nécessaire. Dans notre réalisation (voir figure 3.13 et figure 3.15), nous avons utilisé un filtre passe bande réalisé à travers deux filtres, un passe haut et un passe bas en cascade. En fait le signal ECGa issu de l'amplificateur d'instrumentation est d'abord filtré par un filtre passe haut de fréquence de coupure d'environ 0.03Hz (fixée par C3 et R9), le signal ainsi filtré est amplifié à travers un amplificateur non inverseur (utilisant l'ampli op UA741CP) de gain d'environ 40 (fixé par R10 et R11), puis filtré de nouveau par un filtre passe bas de fréquence de coupure d'environ 80Hz (fixée par R12 et C4).

La bande fréquentielle du signal FECG est entre 0.05 Hz à 60 HZ.

Dans notre réalisation on a fixé la bande entre 0.03 et 80 Hz, pour cela on a utilisé deux filtres :

Un filtre passe haut actif avec une fréquence de coupure de 0.03 Hz

Un filtre passe bas passif avec une fréquence de coupure de 80 Hz

Le filtre passe haut :

La figure 3 13 montre le montage du filtre passe haut réalisé :

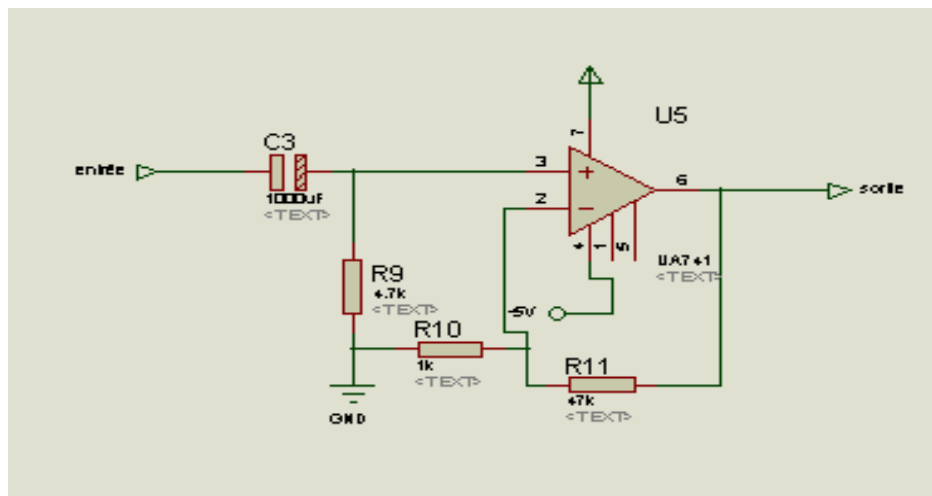


figure 3 13 montage du filtre passe haut actif réalisé

Ce circuit est composé de deux parties :

Partie filtrage : filtre passe haut passif a base d'une capacité C3=1000uF et une résistance R9=4.7K Ω ce qui donne une fréquence de coupure de 0.03 Hz.

$$F_c = 0.03 \text{ Hz}$$

Partie amplification : le gain est fixé par les deux résistances R10 et R11 :

Le gain est :

$$G = \frac{47K\Omega}{1K\Omega} = 47$$

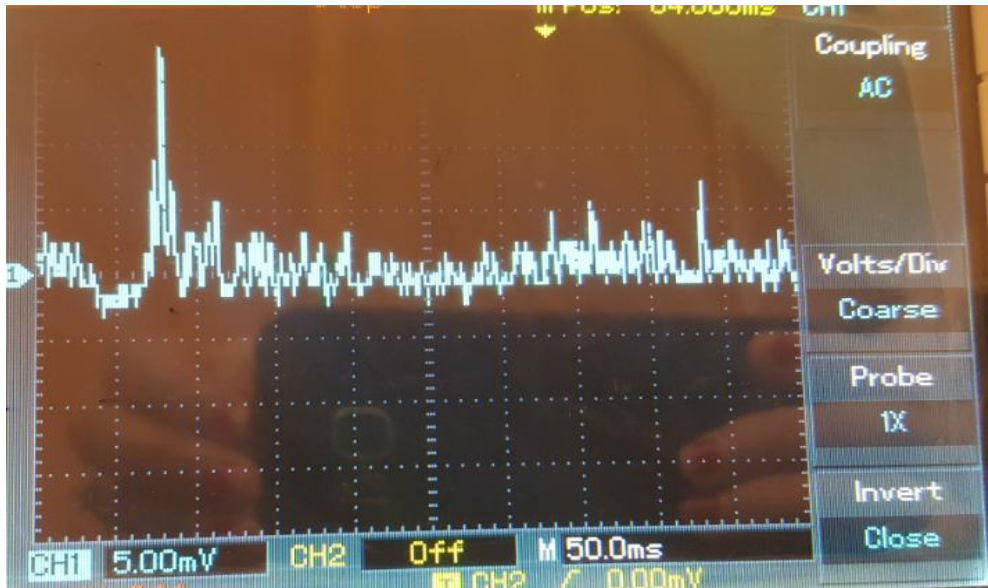


figure 3 14 signal après filtre passe haut actif

Le signal obtenu est filtré et d'amplitude plus importante que celle à la sortie de l'AD620.

Le filtre passe bas :

On a réalisé un filtre passe bas passif a base d'une résistance $R12=2\text{ K}\Omega$ et un condensateur $C4=1\text{ uF}$

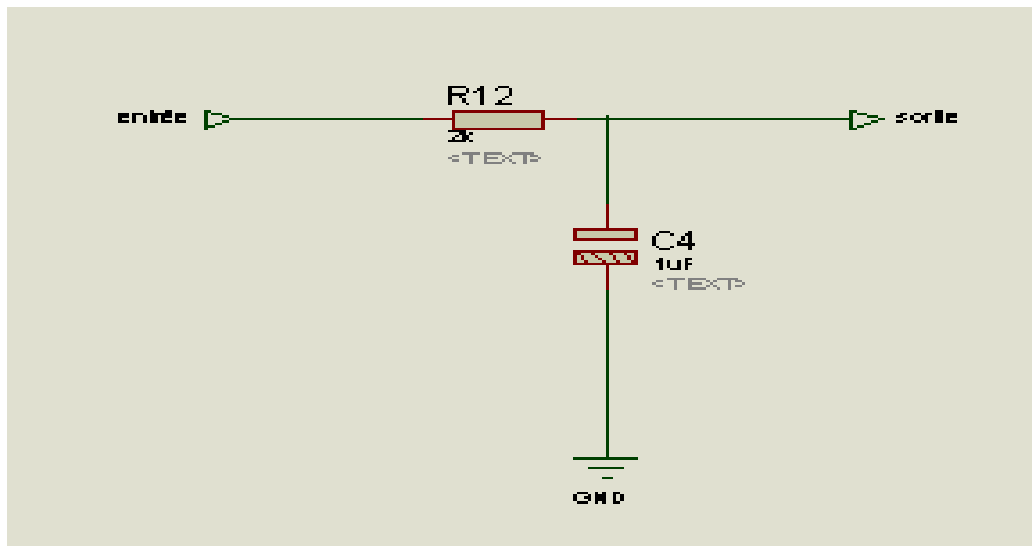


figure 3 15 filtre passe bas réalisé

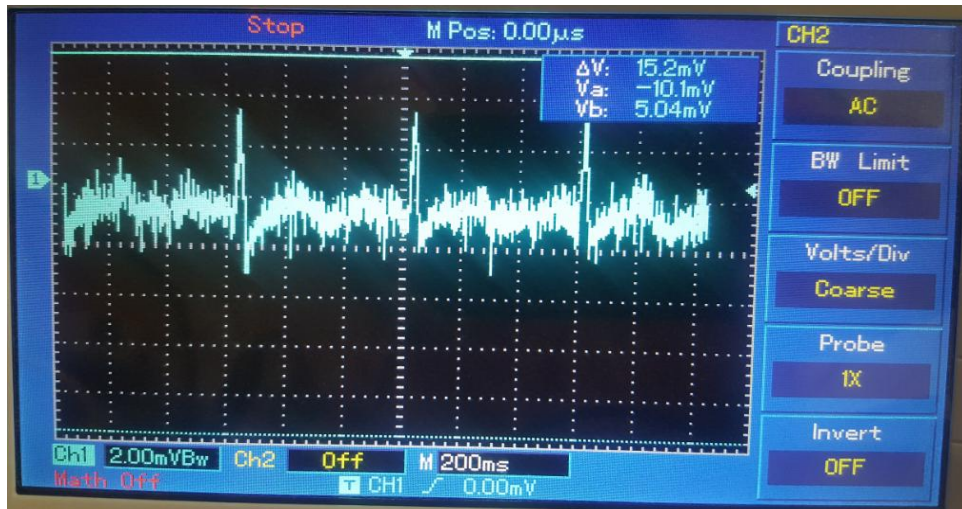


figure 3 16 le signal après filtre passe bas

La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R13 * C4} = \frac{1}{2 * \pi * 2 * 10^3 * 10^{-6}} = 80 \text{ Hz}$$

c. Circuit d'amplification :

Le signal issu des différents blocs a une faible amplitude (quelque millivolt), alors une amplification est nécessaire pour avoir un signal de plus grande amplitude.

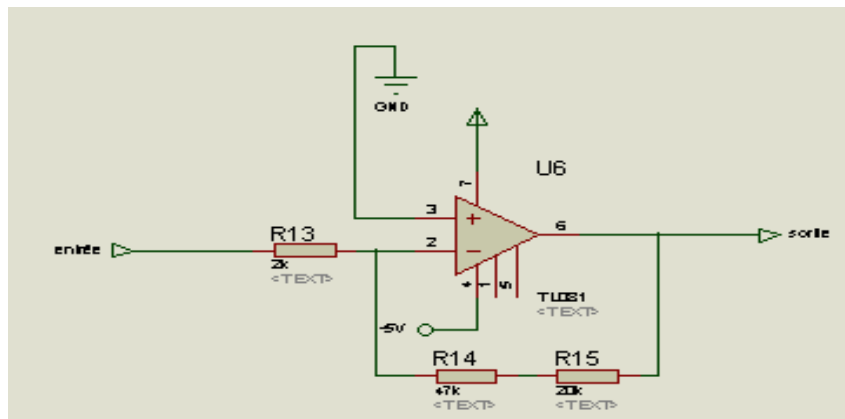


figure 3 17 montage d'un amplificateur inverseur réalisé

le gain d'amplification est de :

$$G = \frac{R16 + R15}{R14} = \frac{20 + 47}{2} = 33.5$$

Ce circuit d'amplification est réalisé à base de l'amplificateur opérationnel le TL081 (voir annexe).

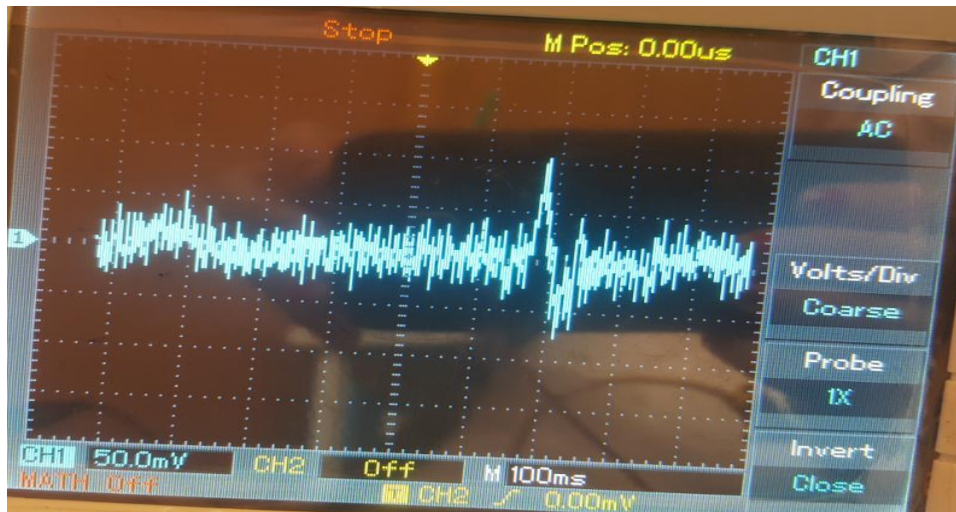


figure 3 18 le signal après amplification

Le signal après filtrage est d'amplitude plus importante grâce à l'amplification.

3.4. Les contractions utérines :

Pour la détection des contractions utérines, on a utilisé dans notre dispositif un capteur de pression à jauge de contraintes ; il s'agit du modèle FSR03.

3.4.1. Le capteur de pression à jauge de contrainte modèle interlink 406 (FSR03) :

Le capteur de pression est l'élément central de notre système de mesure de la pression.

Il permet donc la transformation de la pression appliquée sur l'abdomen à une tension électrique. C'est un capteur actif piézorésistif de type FSR ou les initiales sont respectivement : F pour Force; S pour Sensitive et R pour Resistor, ce qui fait pour ce capteur: résistance sensible à la force.

En fait, plus la force appliquée sur le capteur augmente plus la résistance diminue.

La gamme de mesure de ce capteur est de 100g jusqu'à 2Kg et Sa surface est de 39.6 X 39.6 mm. (Pour plus d'information sur les caractéristiques de ce capteur voir l'annexe).

3.4.2. Conditionnement du capteur :

Dans notre réalisation, le capteur utilisé est sensible à des forces très légères d'où la variation de la contrainte de notre capteur est claire et le signal est visible suffisamment, pour cela on n'a pas besoin de circuit de conditionnement.

Par contre deux résistances sont présentes à chaque borne du capteur pour la protection ainsi qu'un suiveur pour une meilleure adaptation d'impédance. (voir figure 3.19 ci-dessous)

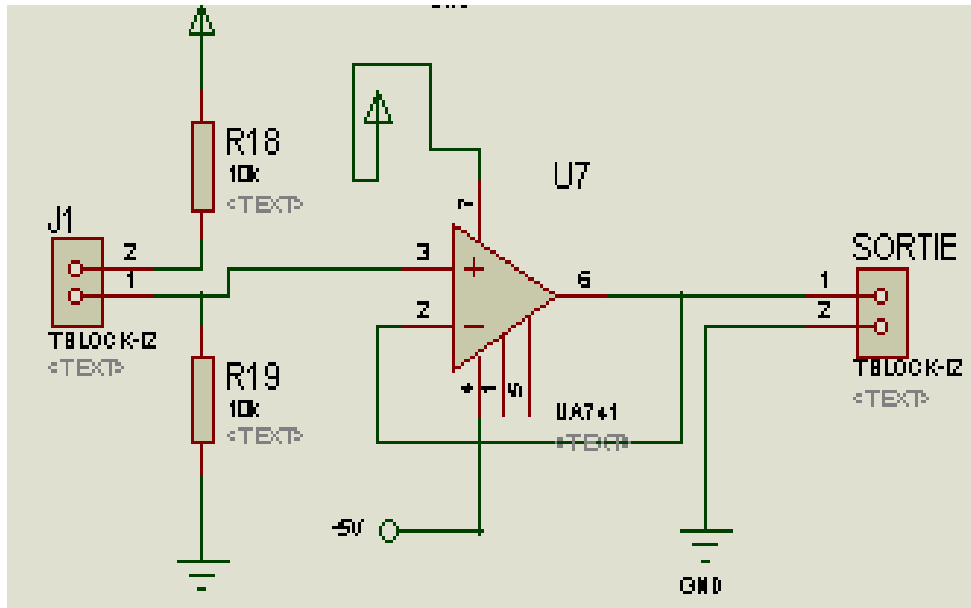


figure 3 19 brochage de notre capteur

Bien-sûr, pour mesurer les contractions utérines le capteur doit convenablement disposé sur l'abdomen de la maman, cependant compte tenu de la non-disponibilité de femme enceinte pour tester notre dispositif, le capteur a été testé en le fixant sur l'avant-bras et en faisant des contractions musculaires.

La figure 3.20 ci-dessous montre l'allure du signal détecté à la sortie du circuit de conditionnement du capteur. On peut voir que l'amplitude du signal augmente proportionnellement avec l'effort de contractions exercées.



figure 3 20 le signal issu du capteur

3.5. Partie numérique

Cette partie va être consacrée à la digitalisation et la visualisation des trois signaux acquis.

En fait, la numérisation et l'acquisition des signaux est réalisée à travers la carte Arduino. Le choix de cette carte et sa description ont été déjà fait en chapitre 2.

Cependant, avant de décrire le programme utilisé pour la numérisation de nos signaux il faut savoir quelques notions de base sur le logiciel de programmation Arduino.

3.5.1. Logiciel de programmation Arduino :

Le logiciel de programmation est un logiciel gratuit téléchargeable sur le site web Arduino.cc, l'environnement de programmation Arduino (IDE en anglais) est une application écrite en Java inspirée du langage Processing (Figure 3.23). L'IDE (logiciel Arduino) permet d'écrire, de modifier un programme et de le convertir en une série d'instructions compréhensibles pour la carte Arduino. Le logiciel de programmation peut transférer le firmware (et le programme) à travers la liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module). [23]

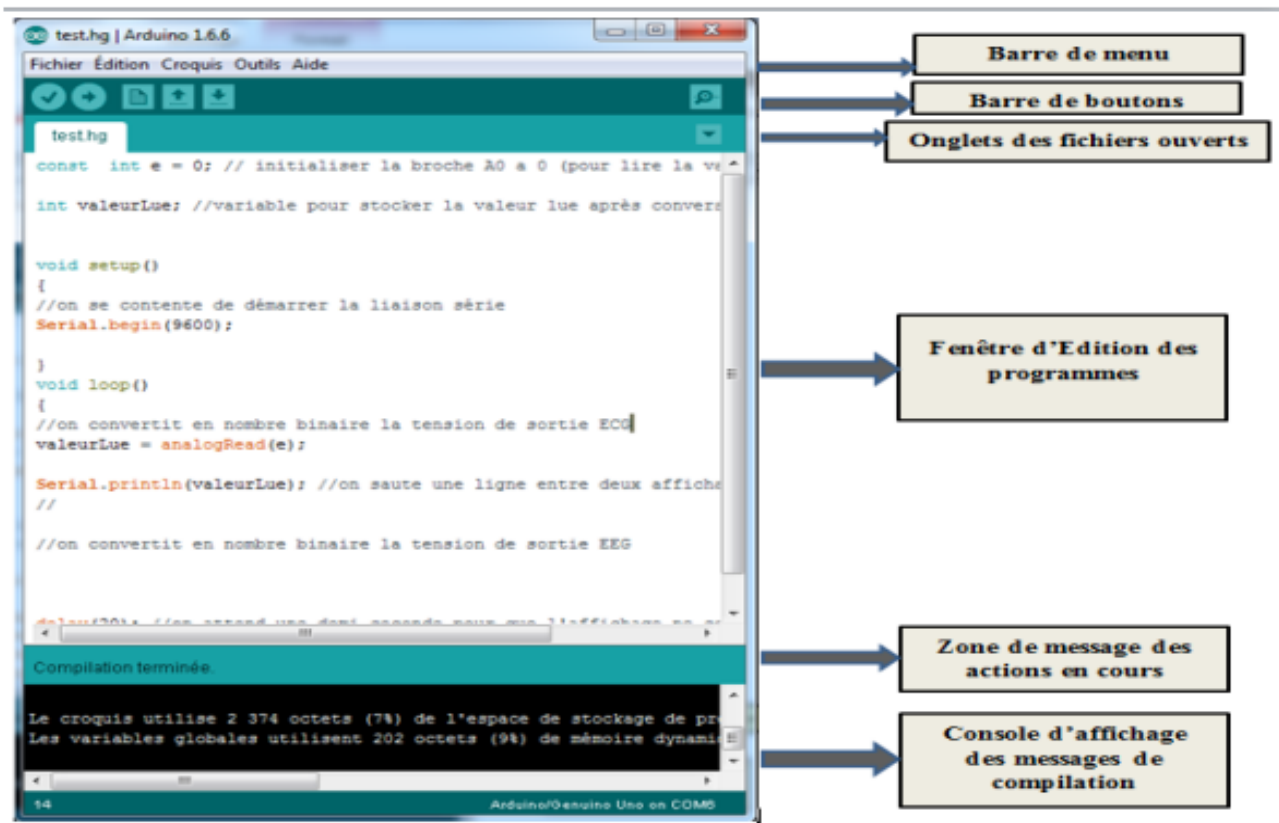


figure 3 21 structure d'un programme arduino

Les différents boutons de commande de la fenêtre Arduino sont illustrés sur la figure 3.24. Il s'agit des boutons:

- 1) Vérifier/compiler : permet la compilation et la vérification du programme d'éventuel erreurs .
- 2) Stopper : permet d'arrêter la compilation ou la téléversement.
- 3) Nouveau code: permet d'avoir une page vierge pour écrire un programme.
- 4) Ouvrir fichier : pour chercher un fichier de programme enregistré sur l'ordinateur.
- 5) Sauvegarder fichier.
- 6) Transférer programme vers la carte Arduino : permet d'envoyer le programme vers le microcontrôleur de la carte Arduino.
- 7) Ouvrir Moniteur série

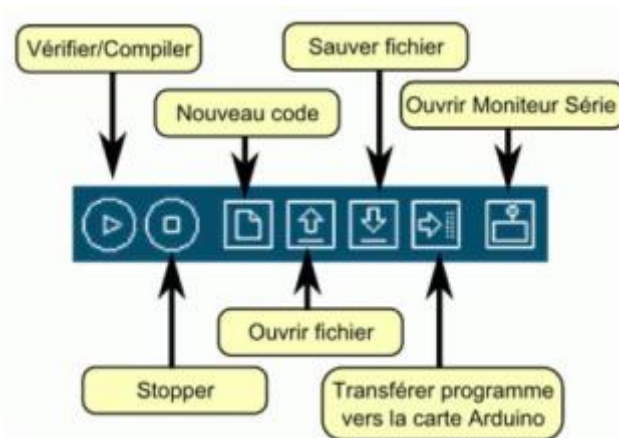


figure 3 22 Les différents boutons de commande

Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autre périphériques ou logiciels.

3.5.2. Le langage Arduino :

Le langage Arduino est très proche du C et du C++ pour ceux dont la connaissance de ces langages est fondée (Figure 3.25). Or La syntaxe d'un langage de programmation est l'ensemble des règles d'écritures liées à ce langage. On va donc voir dans la suite quelques règles de base qui régissent l'écriture du langage Arduino.

Les commentaires : Ce sont des lignes de codes qui seront ignorées par le programme.

Les points virgules : Les points virgules terminent les instructions.

Les accents : Il est formellement interdit de mettre des accents en programmation. Sauf dans les commentaires.

Les accolades : Les accolades sont les "conteneurs" du code du programme.

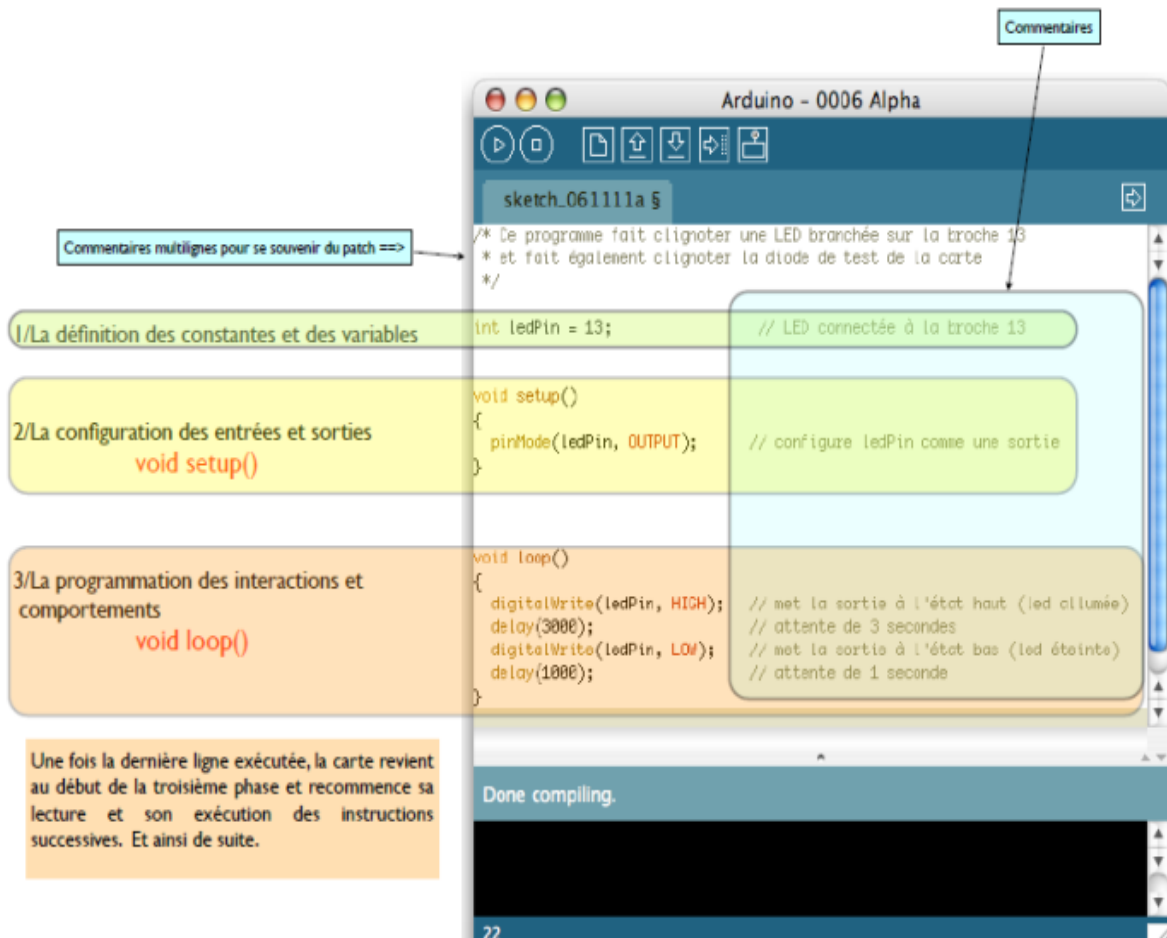


figure 3 23 Structure minimale d'un programme Arduino.

3.5.3. Programmes de numérisation des trois signaux et leur visualisation :

Le programme ci-dessous permet la conversion analogique-numérique des signaux aux entrées analogiques A0, A1, A2 de la carte Arduino. Le signal digitalisé va être transmis vers le port série USB de cette dernière.

Le choix de la fréquence d'échantillonnage :

On a trois signaux avec des fréquences différentes alors selon la loi de shanone la fréquence d'échantillonnage est deux fois ou plus la fréquence maximale des trois signaux ($f_e \geq 2 \cdot f_{\max}$).

Donc notre fréquence d'échantillonnage est de 1 KHz.

```
void setup() {  
  Serial.begin (9600);  
}  
void loop() {  
  int valeurlue1=analogRead(A0);  
  int valeurlue2=analogRead(A1);  
  int valeurlue3=analogRead(A2);  
  
  Serial.print (valeurlue1);  
  Serial.print ("\t");  
  Serial.print (valeurlue2);  
  Serial.print ("\t");  
  Serial.println(valeurlue3);  
  delay(1000);  
}
```

figure 3 24 le programme utilisé pour l'affichage de nos signaux

3.5.3.1. L'acquisition des trois signaux (ECGM, ECGa, CUs) avec la carte Arduino :

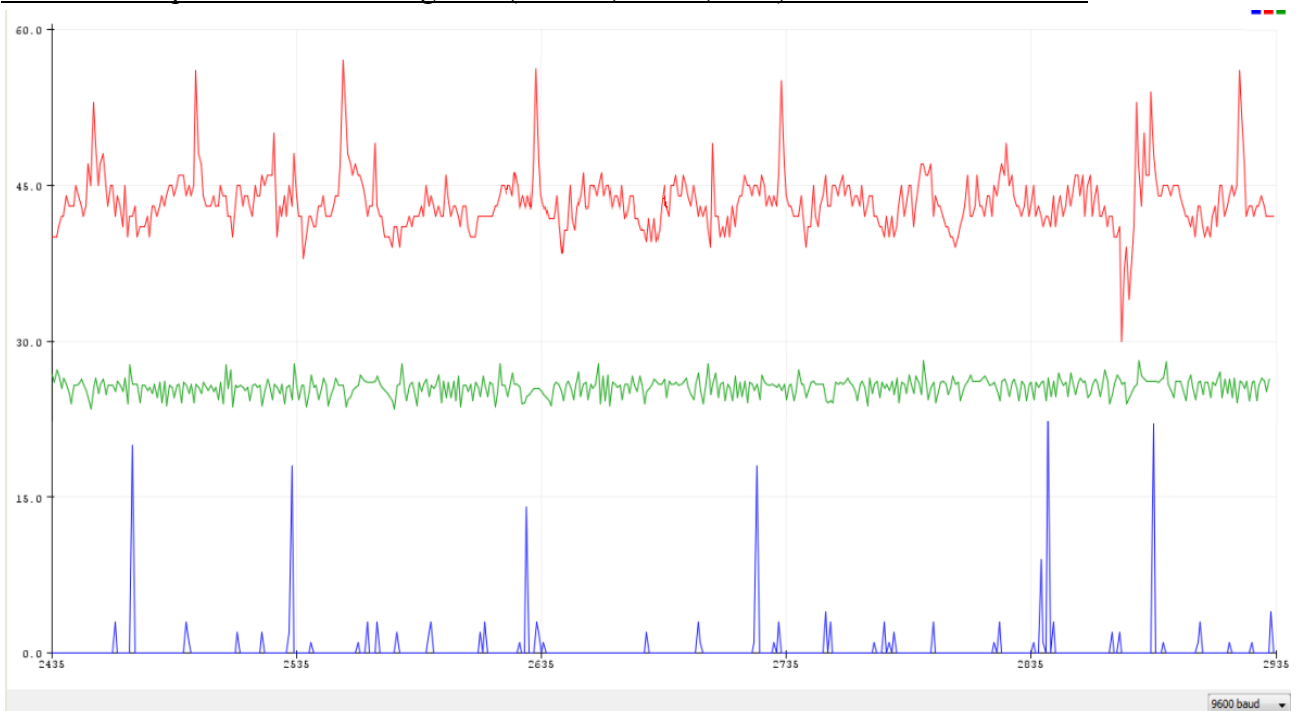


figure 3 25 les trois signaux affichés par la carte Arduino

le signal ECGM apparait mieux que le signal ECGa puisque l'amplitude des ce dernier est très faible (en mV).

Les pics des contractions ne sont pas identiques puisque la pression exercée sur le capteur est différente et la durée d'appui sur ce dernier diffère aussi. Tant que la pression augmente et la durée d'appui aussi tant que la contraction augmente et le pic devient plus important.

3.6. Conclusion :

Dans ce chapitre on a détectés nos grandeurs (ECGM, ECGF, CUs) et on les a numérisés par une carte Arduino Uno après avoir bien choisi la fréquence d'échantillonnage.

D'après Les résultats obtenus dans ce chapitre notre système permet :

- La visualisation de signal MECG à partie des membres et à partir de l'abdomen.
- La visualisation des contractions des muscles.

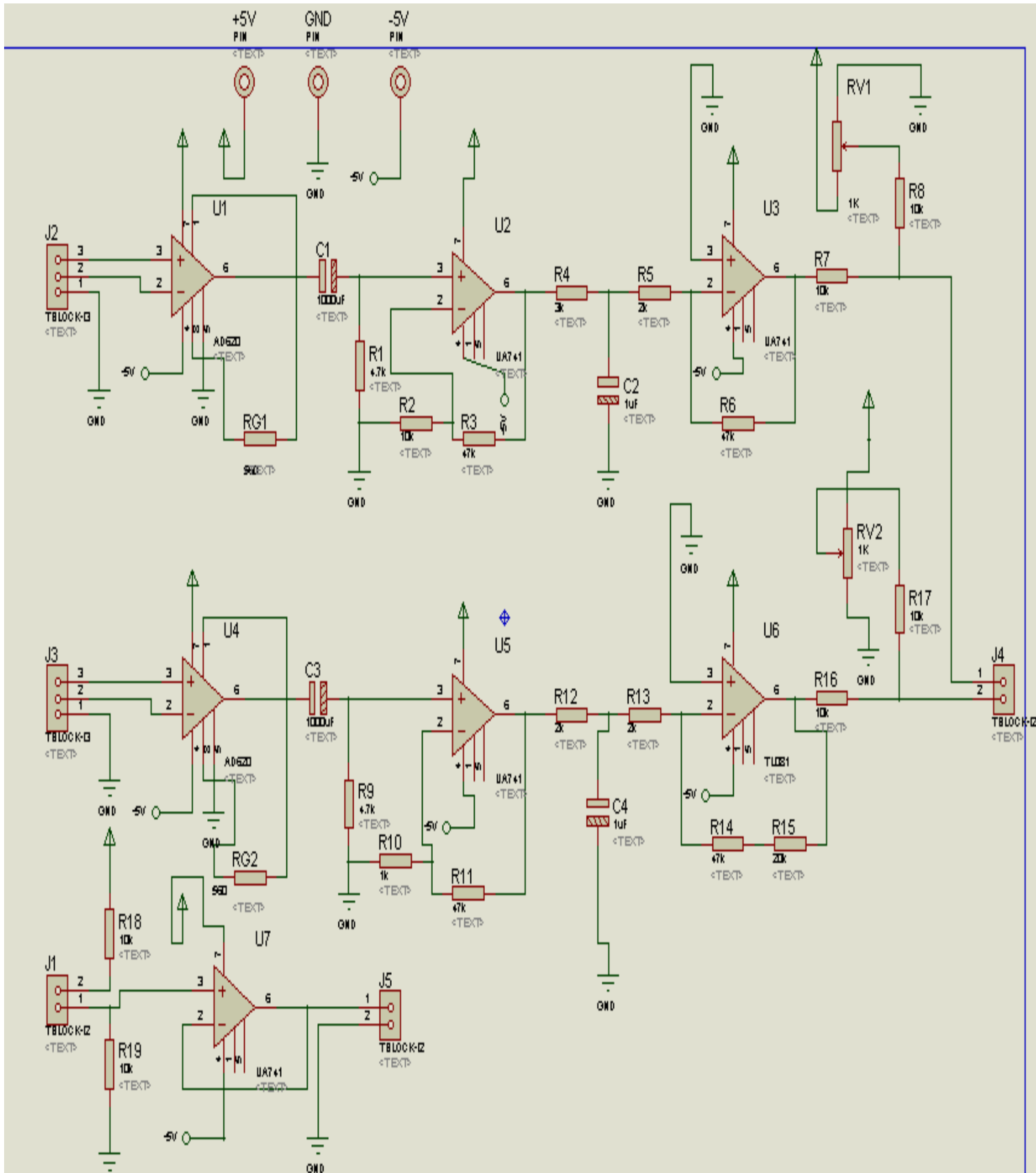


figure 3 26 schéma électronique du circuit global de la détection de FECG et des contractions abdominales

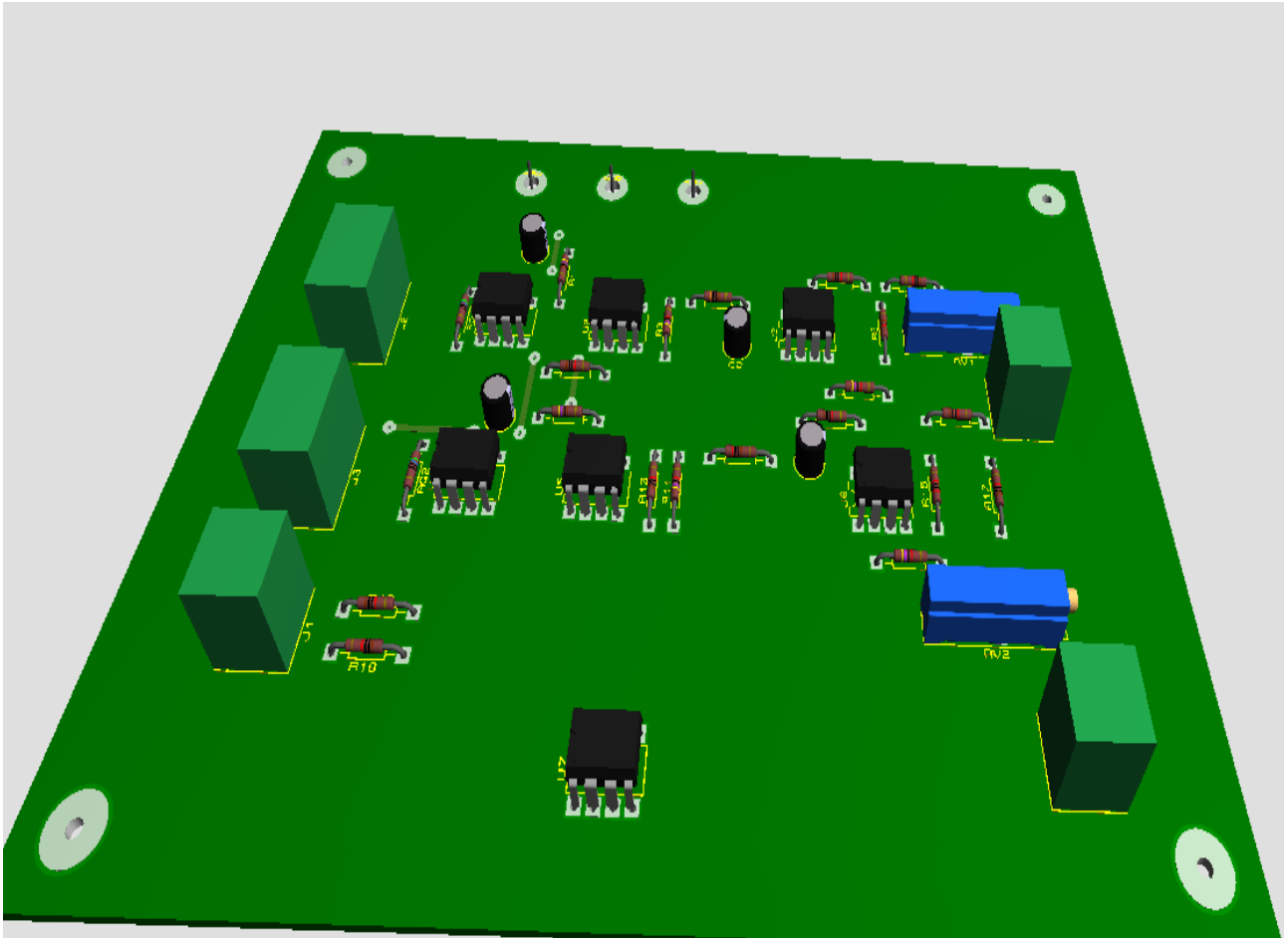


figure 3 27 le circuit imprimé de notre dispositif

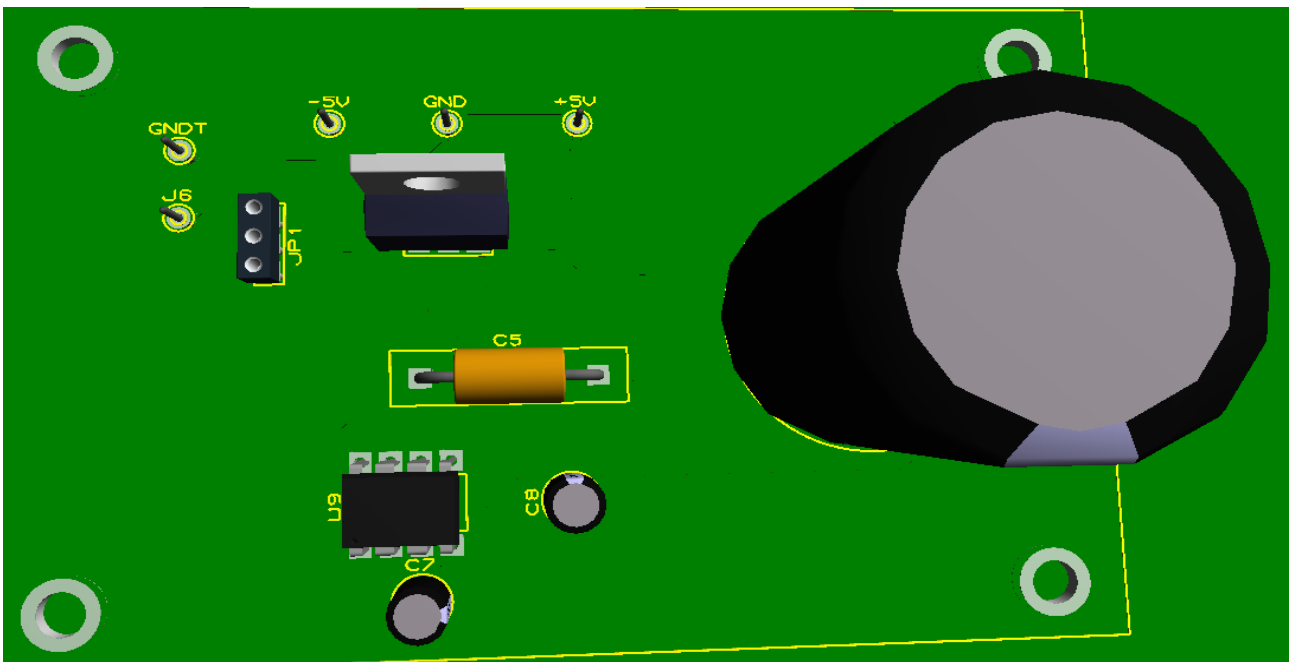


figure 3 28 le circuit imprimé de l'alimentation

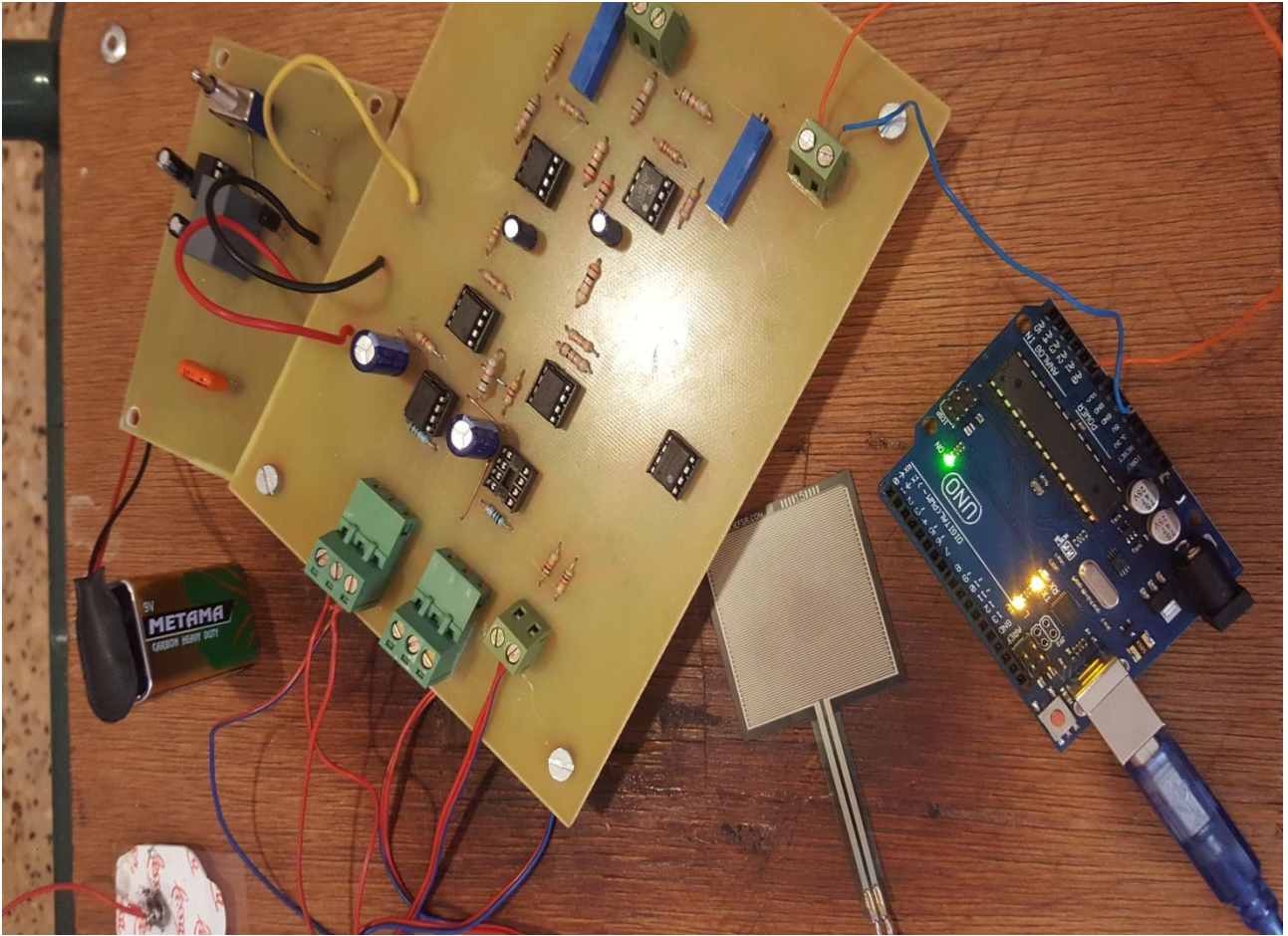


figure 3 29 notre circuit imprimé branché à la carte arduino

Conclusion générale

Conclusion générale

L'étude qui a été menée dans ce projet de fin d'étude à porter sur différents aspects théorique et pratique sur l'électrocardiogramme (ECG) et les contractions utérines CUs.

En fait il a s'agit du développement pratique d'une plateforme de mesure de l'ECG et des CUs à travers l'abdomen (technique non invasive).

La réalisation du dispositif est passée par plusieurs étapes: partant d'un cahier des charges, passant par l'étude des grandeurs à mesurer et la proposition d'un schéma bloc des différents circuits électroniques qui peuvent être utilisés, jusqu'à la proposition de la réalisation.

Ainsi, l'étude et la réalisation pratique de notre système nous ont permis d'apprendre beaucoup de notions :

Sur le plan théorique elle nous a permis de connaître un peu plus en détail, l'anatomie et la physiologie de l'appareil cardiovasculaire humaine et particulièrement pour la femme enceinte à travers l'étude du signal ECG fetal et des contractions utérines. Sur le plan pratique, elle nous a permis d'avoir une expérience de la manière avec laquelle un projet de réalisation peut être mené à bien de sa conception passant par sa réalisation électronique et traitement numérique (informatique). Cette expérience a été enrichie à travers notre confrontation aux différents problèmes pratiques souvent rencontrés et solutionnés.

Sur le plan électronique, différents circuits de mise en forme des grandeurs (ECGM, ECGF, CUs) ont été étudiés et évalués, ainsi que différentes cartes d'acquisitions et en particulier la carte Arduino.

Sur le plan informatique, c'est particulièrement la programmation pour l'acquisition et l'affichage de nos grandeurs.

Enfin le dispositif réalisé doit être testé sur des femmes enceintes, pour s'assurer de son bon fonctionnement dans la détection des signaux MECG, FECG+MECG et CUs. Il doit être complété par des logiciels de traitement du signal pour détecter le FECG et par conséquent déduire la variabilité du rythme Cardiaque foetale (FHR) et la corrélérer à la variabilité des CUs en vue du monitoring de l'état du fœtus.

Annexe

Annexe



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

Higher Performance than Three 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

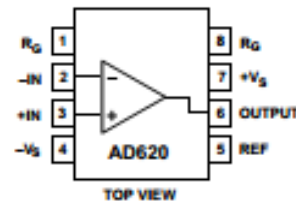
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



TOP VIEW

1000. 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, 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.

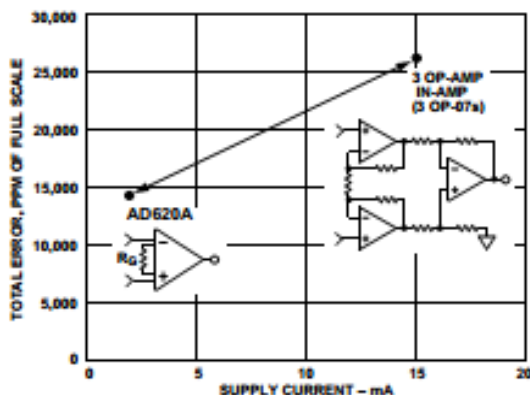


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

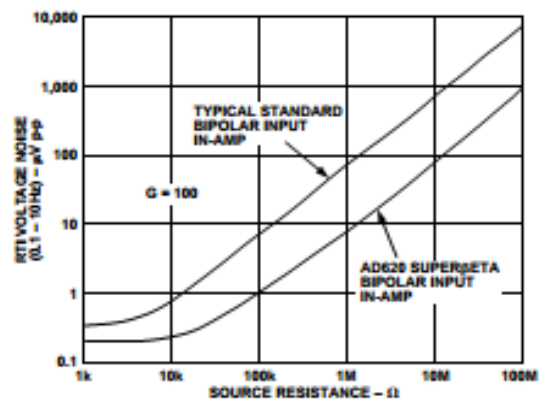


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

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 which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703

© Analog Devices, Inc., 1999

UA741

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

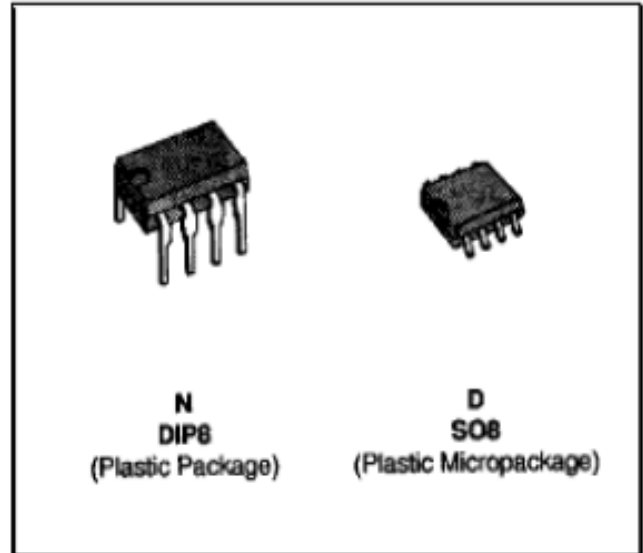
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709
- ESD INTERNAL PROTECTION

DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB / octave) insures stability in closed loop circuits.

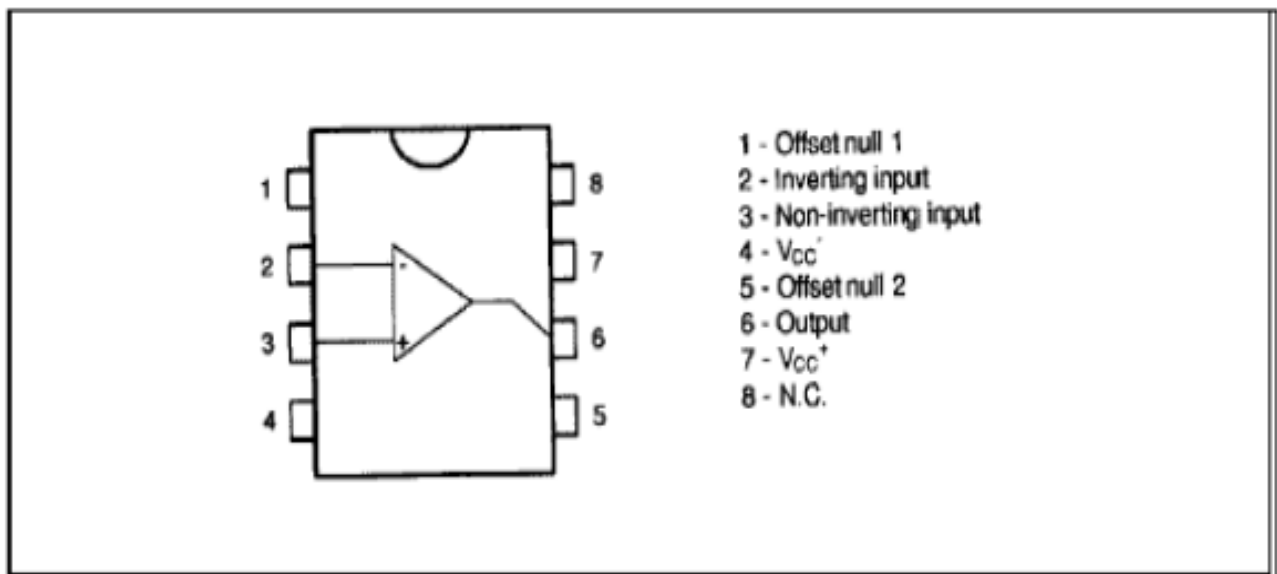


ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C/E	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M/A	-55°C, +125°C	•	•
Example : UA741CN			

741-01 TEL

PIN CONNECTIONS (top view)



TL081

General purpose JFET single operational amplifiers

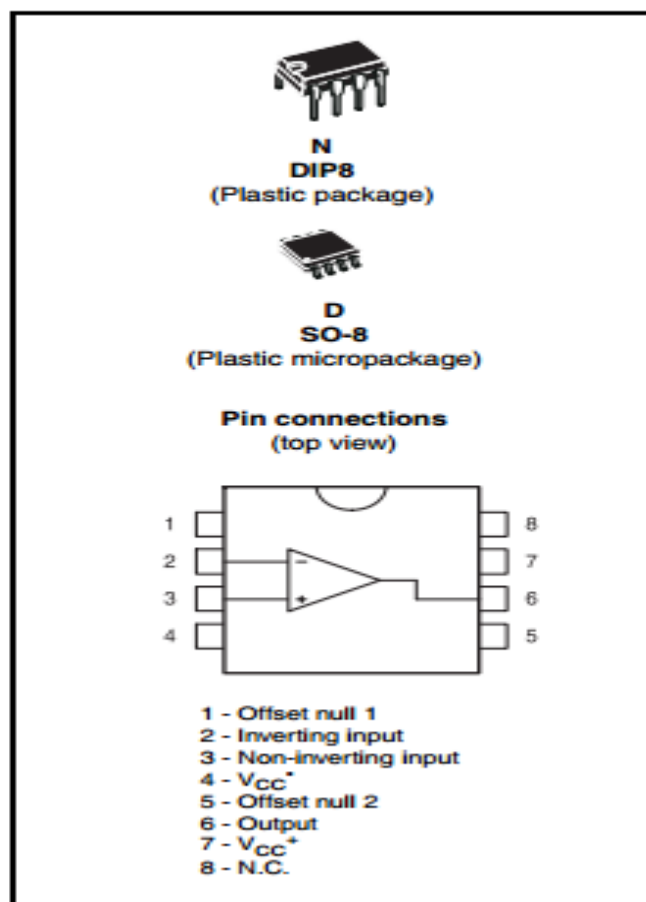
Features

- Wide common-mode (up to V_{CC}^+) and differential voltage range
- Low input bias and offset current
- Output short-circuit protection
- High input impedance JFET input stage
- Internal frequency compensation
- Latch-up free operation
- High slew rate: 16 V/ μ s (typ)

Description

The TL081, TL081A and TL081B are high-speed JFET input single operational amplifiers incorporating 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.



TL081

Absolute maximum ratings

2 Absolute maximum ratings

Table 1. Absolute maximum ratings

Symbol	Parameter	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage ⁽¹⁾	± 18		V
V_{in}	Input voltage ⁽²⁾	± 15		V
V_{id}	Differential input voltage ⁽³⁾	± 30		V
P_{tot}	Power dissipation	680		mW
	Output short-circuit duration ⁽⁴⁾	Infinite		
T_{stg}	Storage temperature range	-65 to +150		$^{\circ}$ C
R_{thja}	Thermal resistance junction to ambient ⁽⁵⁾ ⁽⁶⁾			$^{\circ}$ C/W
	SO-8	125		
R_{thjc}	Thermal resistance junction to case ⁽⁵⁾ ⁽⁶⁾			$^{\circ}$ C/W
	SO-8	40		
ESD	HBM: human body model ⁽⁷⁾	500		V
	MM: machine model ⁽⁸⁾	200		V
	CDM: charged device model ⁽⁹⁾	1.5		kV

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^- .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
5. Short-circuits can cause excessive heating and destructive dissipation.
6. R_{th} are typical values.
7. Human body model: 100 pF discharged through a 1.5k Ω resistor between two pins of the device, done for all couples of pin combinations with other pins floating.
8. Machine model: a 200 pF cap is charged to the specified voltage, then discharged directly between two pins of the device with no external series resistor (internal resistor < 5 Ω), done for all couples of pin combinations with other pins floating.
9. Charged device model: all pins plus package are charged together to the specified voltage and then discharged directly to the ground.

Table 2. Operating conditions

Symbol	Parameter	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage range	6 to 36		V
T_{oper}	Operating free-air temperature range	-40 to +105	0 to +70	°C

3 Electrical characteristics

Table 3. $V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^\circ C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL081I, AC, AI, BC, BI			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input offset voltage ($R_s = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ C$ TL081 TL081A TL081B $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ TL081 TL081A TL081B		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10 13	mV
DV_{io}	Input offset voltage drift		10			10		$\mu V/^\circ C$
I_{io}	Input offset current ⁽¹⁾ $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 4		5	100 10	μA nA
I_{ib}	Input bias current ⁽¹⁾ $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200 20		20	400 20	nA
A_{vd}	Large signal voltage gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply voltage rejection ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{CC}	Supply current, no load $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V_{lcm}	Input common mode voltage range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V

CMR	Common mode rejection ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{os}	Output short-circuit current $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output voltage swing $T_{amb} = +25^\circ\text{C}$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew rate ($T_{amb} = +25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 10\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, unity gain	8	16		8	16		V/ μs

Symbol	Parameter	TL0811, AC, AI, BC, BI			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
t_r	Rise time ($T_{amb} = +25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 20\text{mV}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, unity gain		0.1			0.1		μs
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 20\text{mV}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, unity gain		10			10		%
GBP	Gain bandwidth product ($T_{amb} = +25^\circ\text{C}$) $V_{in} = 10\text{mV}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $F = 100\text{kHz}$	2.5	4		2.5	4		MHz
R_i	Input resistance		10^{12}			10^{12}		Ω
THD	Total harmonic distortion ($T_{amb} = +25^\circ\text{C}$), $F = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_v = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent input noise voltage $R_S = 100\Omega$, $F = 1\text{kHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase margin		45			45		degrees

- The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

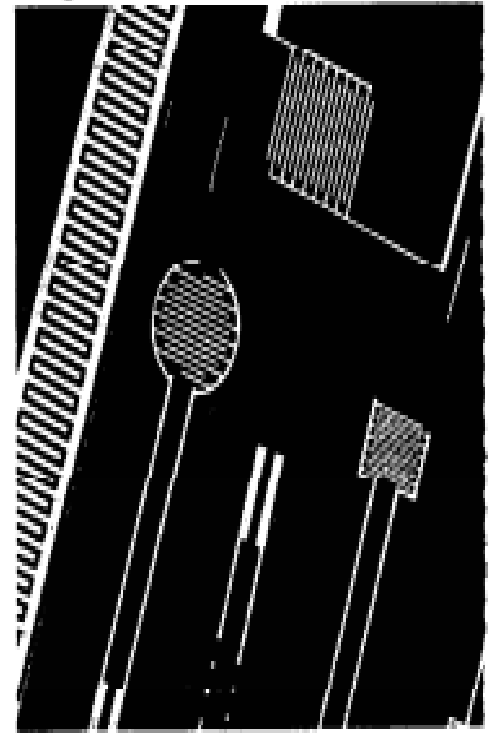
Le capteur FSR

DECOUVREZ une nouvelle technologie de détection.

Il y avait jusqu'ici deux principaux types de capteurs de force, à savoir les polymères piézoélectriques et les extensomètres. Vous disposez désormais d'un troisième, les résistances de détection de force (FSR).

Les temps de montée réduits et la grande sensibilité des polymères piézoélectriques leur permettent de capter des signaux acoustiques et des vibrations indésirables. Les polymères piézoélectriques à haute impédance nécessitent également une électronique d'interface complexe. Par contre, le FSR est insensible aux vibrations et au bruit et sa large plage d'impédance autorise l'emploi d'une électronique d'interface simplifiée.

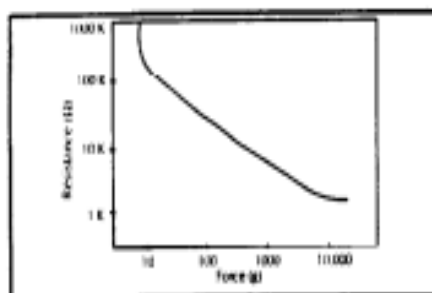
Bien que les extensomètres fassent preuve d'une précision et d'une exactitude extrêmes, ils coûtent cher et nécessitent une électronique d'interface de grande précision. Le FSR™ n'est pas aussi précis, mais il est plus robuste (et utilisable pendant des millions de cycles) et plus économique qu'un extensomètre à caractéristiques comparables.



Dix raisons de choisir les résistances de détection de force:

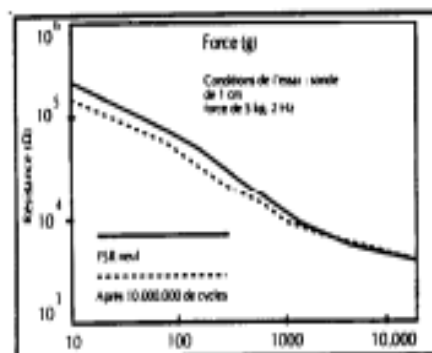
1. Gamme dynamique de 1 k Ω à 10 M Ω

Grâce à cette grande gamme de résistance, l'électronique d'interface des capteurs FSR est extrêmement simple et d'un excellent rapport coût/efficacité.



2. Durabilité

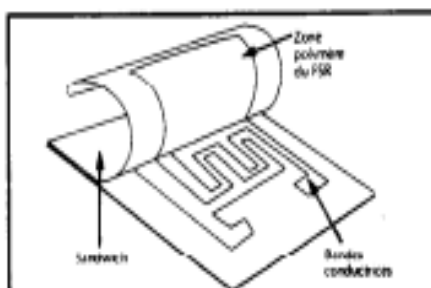
Les composants FSR sont remarquablement robustes. Le graphique ci-dessous indique une dégradation minimale de performance (5 %) après dix millions d'actionnements.



3. Minceur

L'épaisseur du FSR se situe entre 0,20 et 0,75 mm.

4. Absence d'organes mobiles



La structure d'un FSR élémentaire est extrêmement simple : deux feuilles de polymère laminées ensemble.

5. Insensibilité aux vibrations

Les FSR sont insensibles aux fréquences acoustiques ou harmoniques.

6. Résistance à la température, aux produits chimiques et à l'humidité

Le substrat standard des FSR est constitué par une couche ULTEM® de GE Plastics, résine thermoplastique polyétherimide à grande plage de température (de -30 ° à 170 °C).

7. Consommation de courant extrêmement faible (micro-ampères)

Les FSR consomment beaucoup moins de courant que les autres composants, soit au maximum, dans les conditions d'utilisation les plus exigeantes, 1 milliampère par centimètre carré pour un FSR standard.

8. Connecteurs standard

Pour l'interface des FSR avec l'électronique d'interprétation, on utilise des connecteurs courants du commerce. Les connecteurs à broches sont les plus populaires, mais les résines époxydes et fils conducteurs sont également acceptables. Des oeillets de soudage peuvent aussi être noyés dans le substrat du capteur.

9. Possibilité de personnalisation

Il est possible de concevoir des FSR adaptés au conditionnement existant du produit.

Le cycle de conception de FSR personnalisés est de 6 à 12 semaines.

Caractéristiques essentielles du FSR

Résistance: normalement de 1 M Ω à 2 k Ω selon la force appliquée.

Fidélité: normalement $\pm 5\%$, l'écart de la courbe caractéristique d'un composant à l'autre étant inférieur à $\pm 15\%$ pour des forces supérieures à 1 kg.

Temps de montée mécanique: normalement de 1 à 2 millisecondes environ.

RESISTANCE DE DETECTION DE FORCE™

DESCRIPTION

Surnommé « l'accélérateur électronique », le FSR™ est un capteur tactile qui répond en faisant décroître sa résistance d'autant plus que vous appuyez plus fort sur ce composant à couche épaisse.

Le FSR a été initialement mis au point pour les claviers d'instruments de musique. Les musiciens souhaitaient en effet moduler l'intensité du son de leurs pianos électriques selon la force avec laquelle ils frappaient les touches : sous forte pression, son intense, à faible toucher, son plus doux.

Le FSR représente aujourd'hui une technologie arrivée à maturité. Sa sensibilité à la force est optimisée pour la commande tactile d'appareils électroniques et mécaniques dans les plages de pressions à l'échelle humaine.

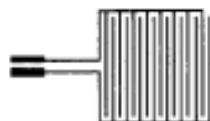
Selon sa définition, « le FSR est un composant constitué d'une couche épaisse de polymère dont la résistance décroît au fur et à mesure que la force appliquée perpendiculairement (vers le bas) à sa surface augmente ».

Par rapport au caoutchouc conducteur, le FSR est beaucoup plus économique et son hystérésis est bien moindre. Par rapport aux couches piézoélectriques, il est beaucoup moins sensible aux vibrations et à la chaleur et sensiblement moins onéreux.

Non content de résoudre des problèmes de longue date, ce composant innovateur et polyvalent apporte des solutions d'avant-garde dans les domaines de la médecine, de la robotique, de la musique et de l'industrie. Les interfaces optimisées avec l'homme et l'élégance des solutions mécaniques séduisent les ingénieurs d'étude, d'où la popularité croissante du FSR qui est en passe de devenir la norme dans le secteur des appareils de commande et de mesure.

Touchez l'avenir. Touchez un FSR d'Interlink Electronics.

Types de FSR



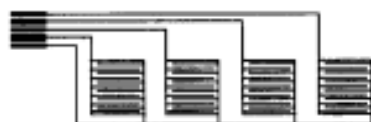
FSR élémentaire et matrices simples

Un FSR élémentaire se compose de deux feuilles de polymère laminées ensemble. L'une des feuilles est recouverte d'un réseau d'électrodes à plages intercalées, l'autre d'un matériau semi-conducteur exclusif d'Interlink.

Lorsqu'une force est appliquée au FSR, le matériau semi-conducteur shunte plus ou moins les électrodes à plages intercalées.

Les FSR élémentaires peuvent avoir jusqu'à 55 cm de large sur 75 cm de long. Remplaçant ou complétant les panneaux de touches à membrane ou conventionnels, ils permettent de mieux maîtriser le taux de variation d'une propriété.

Les FSR élémentaires peuvent être regroupés en matrices simples pour les applications à panneaux de touches : claviers d'ordinateurs et d'instruments de musique, panneaux de commande d'appareils stéréo et vidéo, pavés de touches dans les environnements dangereux.



Potentiomètre linéaire

Le potentiomètre linéaire FSR peut relever deux mesures à partir d'un seul contact. Deux modes de connexion sont disponibles, l'un correspondant à la position d'une force appliquée le long d'une bande, l'autre à la grandeur de la force en question. L'observation alternée et cadencée de ces deux modes permet une mesure indépendante multiplexée force-position capable de détecter des changements de position minimes (jusqu'à 0,05 mm).

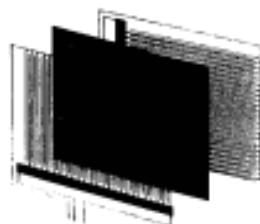
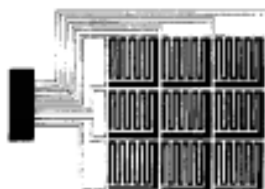


Table à tracer XYZ numérique

La table à tracer X-Y-Z numérique à trois couches donne une sortie multiplexée force-position dans un plan. La position mesurée peut être définie par n'importe quelles coordonnées dans le plan du composant. La force exercée sur le FSR peut être mesurée indépendamment.

Ce système sert surtout à mesurer la position d'un objet ponctuel tel que bout du doigt ou pointe de stylet. La résolution de la position peut aller jusqu'à 0,05 mm.



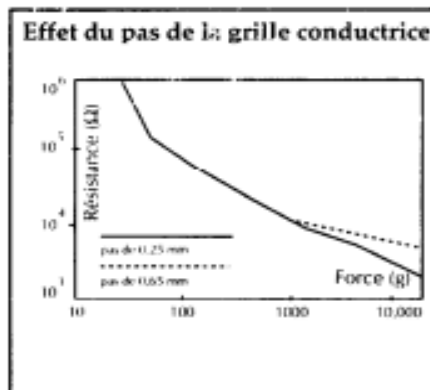
Réseau en matrice

Pour les applications nécessitant des mesures multipoint, il est conseillé d'utiliser un réseau en matrice constitué de plusieurs capteurs de force élémentaires sur un support commun. On pourra accéder à ces capteurs soit en série soit en parallèle. La taille minimum des pixels capteurs est de 5 mm.

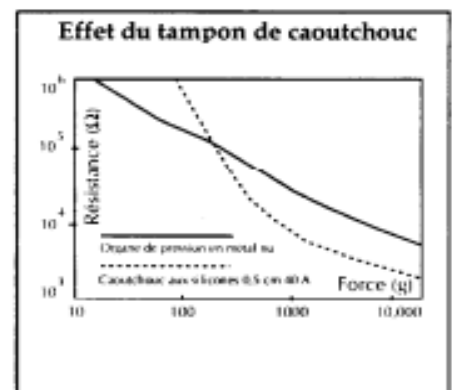
Les réseaux en matrice servent à signaler des actionnements simultanés dans des appareils tels que doigts de robot et tampons d'analyse de démarche.

Effet des variables sur les caractéristiques de fonctionnement

Les caractéristiques électromécaniques des FSR sont influencées par la combinaison de plusieurs facteurs : type et épaisseur du substrat, géométrie des conducteurs et formule du polymère conducteur. Le moindre écart de l'un d'entre eux affecte en effet les caractéristiques du composant. Dans la plupart des cas, la courbe caractéristique de la résistance en fonction de la force est quasi-logarithmique. Les courbes ci-contre montrent l'influence de la configuration ou de l'environnement sur les performances d'un FSR.



Une plus forte densité des bandes conductrices intercalées accentue la réponse aux forces élevées.



Le tampon de caoutchouc répartit les forces plus uniformément.

Applications éprouvées

Périphériques de saisie pour ordinateurs

Des FSR à axes X-Y-Z sont utilisés dans les tablettes graphiques et les « souris » stationnaires. Les touches de commande de curseur et les stylets sensibles aux forces ajoutent encore à la facilité et à la souplesse de saisie.

Environnements dangereux ou fragiles

Les FSR conviennent particulièrement aux tableaux de commande en plein air des guichets bancaires automatiques et des ascenseurs susceptibles d'être endommagés par des actes de vandalisme ou des conditions atmosphériques difficiles. La configuration hermétique à basse tension des FSR rend inutile l'emploi de boîtiers coûteux pour la protection des commandes industrielles dans les environnements dangereux.

Robotique

Les contacts humains sont émulés par des matrices de FSR fixés sur les doigts de robot de la main MIT/Utah où 256 capteurs occupent moins de 3,2 cm².

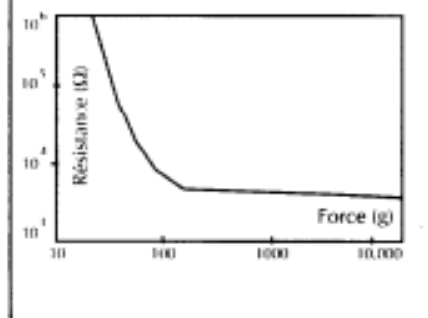
Médecine : diagnostic et rééducation

Les FSR incorporés aux tampons d'analyse de démarche peuvent faciliter le diagnostic des complications des membres chez les diabétiques ainsi que la rééducation motrice des blessés. Les capteurs de lit et de chaise roulante peuvent signaler la nécessité de repositionner les malades pour les rendre plus confortables et prévenir les ulcérations chroniques. Enfin, les capteurs d'articulé dentaire peuvent faciliter le diagnostic des problèmes d'occlusion ou servir de commandes électroniques pour les invalides.

Musique électronique

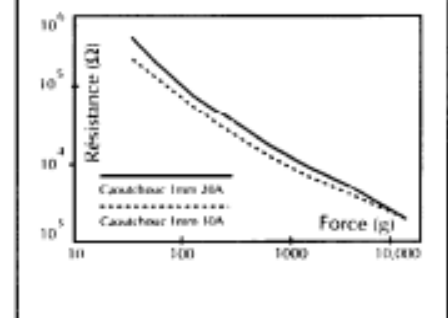
Les FSR ajoutent profondeur et dimension à la fin de frappe des claviers et tambours électroniques. Des technologies musicales novatrices utilisent les FSR™ dans la surface sensible de l'interface dynamique informatique.

Formule à activation rapide



La composition du polymère peut créer une courbe de réponse à pente abrupte.

Effet de l'indice de dureté du tampon de recouvrement



La courbe de réponse aux forces faibles s'élève ou s'abaisse selon l'indice de dureté.

Facteurs à prendre en compte pour les études de conception

Propriétés physiques

- Pour obtenir une précision d'actionnement uniforme, il convient de prévoir un support ferme pour les FSR.
- Les tampons de recouvrement élastomérique peuvent améliorer la réponse en répartissant uniformément la force de l'organe de pression.
- Dans la plupart des cas, l'empreinte de l'organe de pression doit rester à l'intérieur de la zone conductrice imprimée afin d'éviter les bords où le matériau intercalaire du composant ne permet pas un shuntage adéquat.
- Dans les applications typiques des FSR, on obtient des résultats optimaux avec une pression d'actionnement comprise entre 0,1 et 10 bars.

- Les FSR peuvent fonctionner normalement même sur un support à courbure simple. Il est recommandé d'éviter les courbures complexes du support et (ou) de la surface d'appui.

Facteurs de performance

- Pour les courbes de fidélité, on suppose que l'organe de pression touche de façon répétée la même surface avec exactement la même empreinte et la même force.
- Les FSR n'ont pas encore été soumis à des essais dans toutes les conditions atmosphériques et dans tous les environnements. Des essais supplémentaires sont en cours. Si vous avez besoin de procéder à des essais particuliers, nous travaillerons de concert avec vous pour obtenir les données qui vous sont nécessaires.

ICL7660

MAX1044/ICL7660

Switched-Capacitor Voltage Converters

General Description

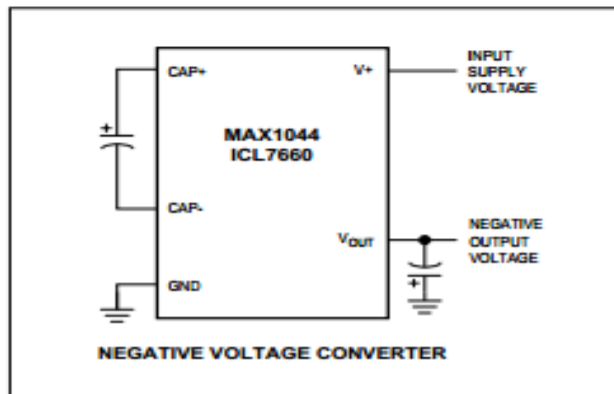
The MAX1044 and ICL7660 are monolithic, CMOS switched-capacitor voltage converters that invert, double, divide, or multiply a positive input voltage. They are pin compatible with the industry-standard ICL7660 and LTC1044. Operation is guaranteed from 1.5V to 10V with no external diode over the full temperature range. They deliver 10mA with a 0.5V output drop. The MAX1044 has a BOOST pin that raises the oscillator frequency above the audio band and reduces external capacitor size requirements.

The MAX1044/ICL7660 combine low quiescent current and high efficiency. Oscillator control circuitry and four power MOSFET switches are included on-chip. Applications include generating a -5V supply from a +5V logic supply to power analog circuitry. For applications requiring more power, the MAX660 delivers up to 100mA with a voltage drop of less than 0.65V.

Applications

- -5V Supply from +5V Logic Supply
- Personal Communications Equipment
- Portable Telephones
- Op-Amp Power Supplies
- EIA/TIA-232E and EIA/TIA-562 Power Supplies
- Data-Acquisition Systems
- Hand-Held Instruments
- Panel Meters

Typical Operating Circuit

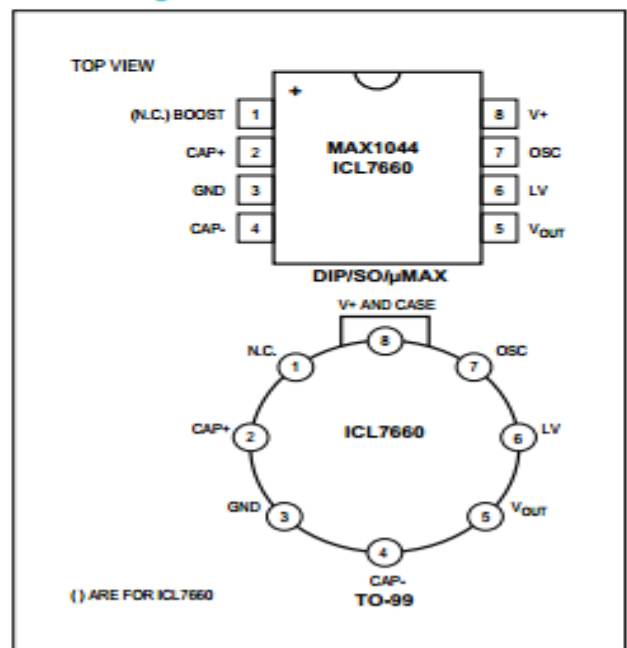


Features

- Miniature μ MAX Package
- 1.5V to 10.0V Operating Supply Voltage Range
- 98% Typical Power-Conversion Efficiency
- Invert, Double, Divide, or Multiply Input Voltages
- BOOST Pin Increases Switching Frequencies (MAX1044)
- No-Load Supply Current: 200 μ A Max at 5V
- No External Diode Required for Higher-Voltage Operation

Ordering Information appears at end of data sheet.

Pin Configurations



Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage (V+ to GND, or GND to V _{OUT}).....	10.5V	CERDIP (derate 8.00mW/°C above +70°C).....	640mW
Input Voltage on Pins 1, 6, and 7.....	-0.3V ≤ V _{IN} ≤ (V+ + 0.3V)	TO-99 (derate 6.67mW/°C above +70°C).....	533mW
LV Input Current.....	20μA	Operating Temperature Ranges	
Output Short-Circuit Duration (V+ ≤ 5.5V).....	Continuous	MAX1044C_/ICL7660C_.....	0°C to +70°C
Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)		MAX1044E_/ICL7660E_.....	-40°C to +85°C
Plastic DIP (derate 9.09mW/°C above +70°C).....	727mW	MAX1044M_/ICL7660M_.....	-55°C to +125°C
SO (derate 5.88mW/°C above +70°C).....	471mW	Storage Temperature Range.....	-65°C to +150°C
μMAX (derate 4.1mW/°C above +70°C).....	330mW	Lead Temperature (soldering, 10sec).....	+300°C

Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

Electrical Characteristics

(Circuit of Figure 1, V+ = 5.0V, LV pin = 0V, BOOST pin = open, I_{LOAD} = 0mA, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.)

PARAMETER	CONDITIONS	MAX1044			ICL7660			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Current	R _L = ∞, pins 1 and 7 no connection, LV open	T _A = +25°C		30	200	80	175	μA
		T _A = 0°C to +70°C			200		225	
		T _A = -40°C to +85°C			200		250	
		T _A = -55°C to +125°C			200		250	
	R _L = ∞, pins 1 and 7 = V+ = 3V		10					
Supply Voltage Range (Note 1)	R _L = 10kΩ, LV open				3.0		10.0	V
	R _L = 10kΩ, LV to GND	1.5		10	1.5		3.5	
Output Resistance	I _L = 20mA, f _{OSC} = 5kHz, LV open	T _A = +25°C		65	100	55	100	Ω
		T _A = 0°C to +70°C			130		120	
		T _A = -40°C to +85°C			130		140	
		T _A = -55°C to +125°C			150		150	
	f _{OSC} = 2.7kHz (ICL7660), f _{OSC} = 1kHz (MAX1044), V+ = 2V, I _L = 3mA, LV to GND	T _A = +25°C			325		250	
		T _A = 0°C to +70°C			325		300	
Oscillator Frequency	C _{OSC} = 1pF, LV to GND (Note 2)	V+ = 5V	5		10		kHz	
		V+ = 2V	1					
Power Efficiency	R _L = 5kΩ, T _A = +25°C, f _{OSC} = 5kHz, LV open	95	98		95	98	%	
Voltage Conversion Efficiency	R _L = ∞, T _A = +25°C, LV open	97.0	99.9		99.0	99.9	%	
Oscillator Sink or Source Current	V _{OSC} = 0V or V+, LV open	Pin 1 = 0V		3			μA	
		Pin 1 = V+		20				
Oscillator Impedance	T _A = +25°C	V+ = 2V		1.0		1.0	MΩ	
		V+ = 5V		100		100	kΩ	

Note 1: The Maxim ICL7660 and MAX1044 can operate without an external output diode over the full temperature and voltage ranges. The Maxim ICL7660 can also be used with an external output diode in series with pin 5 (cathode at V_{OUT}) when replacing the Intersil ICL7660. Tests are performed without diode in circuit.

Note 2: f_{OSC} is tested with C_{OSC} = 100pF to minimize the effects of test fixture capacitance loading. The 1pF frequency is correlated to this 100pF test point, and is intended to simulate pin 7's capacitance when the device is plugged into a test socket with no external capacitor. For this test, the LV pin is connected to GND for comparison to the original manufacturer's device, which automatically connects this pin to GND for (V+ > 3V).

Pin Description

PIN	NAME	FUNCTION
1	BOOST (MAX1044)	Frequency Boost. Connecting BOOST to V+ increases the oscillator frequency by a factor of six. When the oscillator is driven externally, BOOST has no effect and should be left open.
	N.C. (ICL7660)	No Connection
2	CAP+	Connection to positive terminal of Charge-Pump Capacitor
3	GND	Ground. For most applications, the positive terminal of the reservoir capacitor is connected to this pin.
4	CAP-	Connection to negative terminal of Charge-Pump Capacitor
5	V _{OUT}	Negative Voltage Output. For most applications, the negative terminal of the reservoir capacitor is connected to this pin.
6	LV	Low-Voltage Operation. Connect to ground for supply voltages below 3.5V. ICL7660: Leave open for supply voltages above 5V.
7	OSC	Oscillator Control Input. Connecting an external capacitor reduces the oscillator frequency. Minimize stray capacitance at this pin.
8	V+	Power-Supply Positive Voltage Input. (1.5V to 10V). V+ is also the substrate connection.

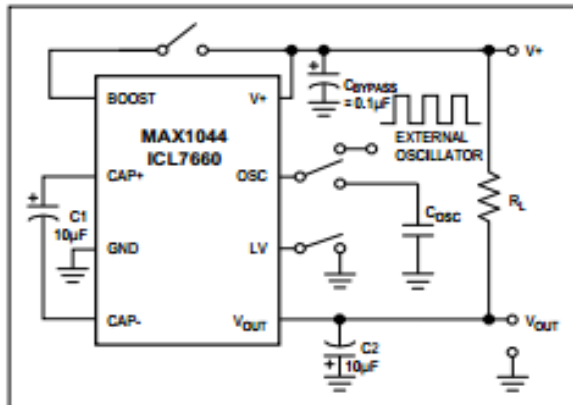


Figure 1. Maxim MAX1044/ICL7660 Test Circuit

Detailed Description

The MAX1044/ICL7660 are charge-pump voltage converters. They work by first accumulating charge in a bucket capacitor and then transfer it into a reservoir capacitor. The ideal voltage inverter circuit in Figure 2 illustrates this operation.

During the first half of each cycle, switches S1 & S3 close and switches S2 & S4 open, which connects the bucket capacitor C1 across V+ and charges C1. During the second half of each cycle, switches S2 & S4 close and switches S1 & S3 open, which connects the positive

terminal of C1 to ground and shifts the negative terminal to V_{OUT}. This connects C1 in parallel with the reservoir capacitor C2. If the voltage across C2 is smaller than the voltage across C1, then charge flows from C1 to C2 until the voltages across them are equal. During successive cycles, C1 will continue pouring charge into C2 until the voltage across C2 reaches - (V+). In an actual voltage inverter, the output is less than - (V+) since the switches S1–S4 have resistance and the load drains charge from C2.

Additional qualities of the MAX1044/ICL7660 can be understood by using a switched-capacitor circuit model. Switching the bucket capacitor, C1, between the input and output of the circuit synthesizes a resistance (Figures 3a and 3b.)

When the switch in Figure 3a is in the left position, capacitor C1 charges to V+. When the switch moves to the right position, C1 is discharged to V_{OUT}. The charge transferred per cycle is: $\Delta Q = C1(V+ - V_{OUT})$. If the switch is cycled at frequency f, then the resulting current is: $I = f \times \Delta Q = f \times C1(V+ - V_{OUT})$. Rewriting this equation in Ohm's law form defines an equivalent resistance synthesized by the switched-capacitor circuit where:

$$I = \frac{(V+ - V_{OUT})}{1/(f \times C1)}$$

and

$$R_{EQUIV} = \frac{1}{f \times C1}$$

Bibliographie

Bibliographie

- [1] Vesal Badee, Fetal Electrocardiogram Extraction and Enhancement using Triggered Adaptive Filtering, thèse, présenté à l'Université Carleton, ingénierie électrique, Ottawa, Ontario, Canada, 2006.
- [2] Reza Sameni, These, Extraction of Fetal Cardiac Signals from an Array of Maternal Abdominal Recordings, Institut polytechnique de Grenoble France et Université de technologie Sharif de Tehran Iran, juin 2008.
- [3] M. A. Hasan et al, recherche, Detection and Processing Techniques of FECG Signal for Fetal Monitoring, en Malaisie, 2009.
- [4] Saman Noorzadeh, memoire, Extraction of fetal ECG and its characteristics using multi-modality, Université Grenoble Alpes, 2015.
- [5]: Bereksi Reguig Fethi, « module de langue française », cours de 1^{ère} année licence, université de Tlemcen, 2012
- [6] http://forum.doctissimo.fr/grossesse-bebe/accouchement/comment-mesure-contractions-sujet_149443_1.htm.
- [7] Si Yahia K et Kaddour M, Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire, mémoire de fin d'étude encadré par Mr Dib N, université de Tlemcen, juin 2016.
- [8] Mariano_Ruffo, these, Foetal heart rate recording: analysis and comparison of different methodologies , Université de Bologne, 2011.
- [9] Mr Fandi, « l'anatomie du corps humain », cours de 2^{ème} année licence EBM, université de Tlemcen 2013.
- [10] : wikipédia
- [11] : Guilal Rima, classification des tracés CariodTocoGraphiques fœtaux par un classifieur neuronale de type hopfield, mémoire de fin d'étude encadré par Mr Chikh Mouhamed Amine, juin 2016.
- [12] <http://www.cosmovisions.com/foetus.htm#ptMhhEYH5tczb86e.99>.
- [13] : Oudjemia Souad, thèse de doctorat spécialité électronique, analyse des signaux biomédicaux par des approches multifractales et entropiques : application à la variabilité du rythme cardiaque fœtal, faculté de génie électrique et d'informatique, Tizi Ouzou
- [14]<file:///C:/Users/pc%20pc/Desktop/master%2002/mon%20m%C3%A9moire/brexi/Cours%2028ERCF%29%20fetal%20monitoring.html>.
- [15] <https://sites.google.com/site/sciencesnaturellescinetielle/cours/svt-4e/2013-2014/3-2#TOC-Partie-III---La-transmission-de-la-vie-chez-l-Homme>.

[16] Maman Yuki | 17 octobre 2013 | Grossesse - accouchement trouvable sur le site : <http://papapanique.com/2013/10/le-monitoring/>.

[17] J.M.THOUOLON, 2^{ème} édition en 1991. Le monitoring électronique fœtal. La cardiotocographie.

[18] pdf, le cardiotocographe

[19] Bereksi Reguig Fethi, « l'exploration fonctionnelle », cours de 2^{ème} année master INB, université de Tlemcen 2016.

[20]: recherche à toulouse sur les CUs en 2012

[21] <http://campus.cerimes.fr/maieutique/UE-obstetrique/uterusgravide/site/html/1.html#1>.

[22] RICHARD MOREAU, thèse, Le simulateur d'accouchement BirthSIM : un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique, l'institut national des sciences appliquées de Lyon, 2007.

[23] <http://www.pcbpiezotronics.fr/produits/capteur-de-pression/>.

[24] Home of health, medical center, health assurance and protection, medical encyclopedia, process childbirth.

[25] M. J. Rooijackers et al, recherche, Influence of Electrode Placement on Signal Quality for Ambulatory Pregnancy Monitoring, université de technologie de Eindhoven 2013.

[26] http://www.gotronic.fr/art-capteur-de-force-fsr03-17595.htm#complte_desc

[27] <http://arduino103.blogspot.com/2012/07/comment-utiliser-un-senseur-flex-ou.html>

[28] http://wiki.mchobby.be/index.php?title=Senseur_FSR

[29] www.iee.lu/fr/technologies/force-sensing-resistor

[30] Djeldjli Djamaledine, « Réalisation d'une plateforme d'analyse des bruits de Korotkoff en vue de la mesure des pressions artérielles systolique et diastolique », mémoire de fin d'étude encadré par Mr Bereksi Reguig Fethi, université de Tlemcen, 2015.

[31] Cours de Mr Debbal, 'les capteurs', troisième année licence, génie biomédical, université de Tlemcen, 2015.

[32] Patrick.Poulichet, pdf, Cours sur l'électronique de conditionnement du capteur, Novembre 2006

[33] <http://www.omega.fr/prodinfo/jauges-de-contrainte.html>

[34] Cours de Mr Karai, 'fonction électronique', troisième année licence, génie biomédicale, université de Tlemcen 2015.

[35] TAHER NEFFATI, " *Introduction à l'électronique analogique* ", Dunod, Paris, 2008.

[36] ESKIMON et OLYTE, " Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation", 2009.

[37] JEAN NOEL MONTAGNE, " Initiation a la mise en oeuvre matérielles et logicielles de l'Arduino ", Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006.

[38] National library of medicine, internal fetal monitoring trouvable sur le site <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/9324.htm>