

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri De Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Électrique et Informatique
Département ELECTRONIQUE

Mémoire de Fin d'Etudes

En vue de l'obtention du diplôme de Master en Electronique

Option : Electronique Biomédicale

Thème :

**Conception et réalisation d'une carte d'acquisition
Du signal électrogastrographique (EGG).**

Dirigé par :

M^f : S.HADDAB

Présenté par :

M^{elle} : BEBANE RYMA

M^{elle} : HADDADOU SAMRA

Promotion 2017

Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail.

En second lieu, nous tenons à remercier notre encadreur Mr : S .HADDAB, pour ses précieux conseils et son aide durant toute la période du travail.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail Et de l'enrichir par leurs propositions.

Nous remercions également M^{elle} KECHNOURA pour l'aide qu'elle nous a apporté durant ce parcours.

Enfin, nous tenons également à remercier toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicace

Ce modeste travail, je le dois à mes très chers Parents qui m'ont fourni au quotidien un soutien et une confiance sans faille et de ce fait, je ne saurais exprimer ma gratitude seulement par des mots. Que dieu vous protège et vous garde pour nous.

A mon précieux frère MALIK, A mes deux chères sœurs KENZA et DJOUHER, les mots ne peuvent résumer ma reconnaissance et mon amour à votre égard.

Je dédie aussi ce travail à GHILES, mes chères tantes et oncles, cousins et cousines, mes grands-mères, enfin à tous les membres de ma famille merci pour votre soutien.

A mes adorables amies, SOUHILA, NADIA, MALHA, pour leur fidélité. Je remercie également tous mes amis, toute la promotion électronique biomédicale.

Que toute personne m'ayant aidé de près ou de loin, Mon promoteur Mr Haddab, Mr Aoues Meziane, M^{elle} Kechnoura, Mr Chalal, Mr Nahi trouveront ici l'expression de ma reconnaissance.

Dédicace

Je remercie ALLAH le tout puissant d'avoir exaucé mon vœu de réaliser ce projet de fin d'études.

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

Je dédier également ce projet à mes très chère frères FATEH BELLICHE IDIR, à mes chère sœur DYHIA ELLISSA, ainsi que ma grand-mère 'Yemma Yaya 'et toute la famille.

Sans oublier mon très chère fiancé TAHAR DJAOUTI.

Je tiens énormément à remercier mes chers amis (es) et camarade de "électronique biomédicale" pour leurs encouragements et leurs aides.

Enfin, je voudrais dédier cette thèse à toute personne ayant participé de loin ou de près à la réalisation de ce travail.

Samra Haddadou

Abréviations

Abréviation	Syntaxe abrégée
EGG	Electrogastrographie
ECG	Electrocardiographie
TF	La transformée de Fourier
TO	La transformée en ondelettes
TOC	Transformée en ondelette continue
TOD	Transformée en ondelette discrète
STFT	Short Time Fourier Transform
CAN	Convertisseur Analogique Numérique
EMG	Electromyographie
EEG	Electro encéphalographie
RISC	Reduced Instruction Set Computer
CPM	Cycle Par Minute

TABLE DES FIGURES

Figure I-1 : Schéma synthétique de l'appareil digestif	4
Figure I-2 : anatomie de l'estomac	5
Figure I-3 : anatomie de l'intestin grêle	6
Figure I-4 : Variations du potentiel de membrane à l'origine de la contraction du muscle lisse digestif	8
Figure I-5 : les diverses bandes de fréquences.....	9
Figure I-6 : position des électrodes.	9
Figure I-7 : technique d'enregistrement à partir d'un microcontrôleur.....	10
Figure I-8 : enregistrement du signal EGG à l'aide d'électrodes actives	11
Figure I-9 : Schéma synoptique de la méthode C.....	12
Figure I-10 : EGG d'un état normal.....	13
Figure I-11 : L'EGG de la bradygastrie.....	13
Figure I-12 : le signal EGG de l'indigestion	14
Figure I-13 : EGG d'un sujet ayant des nausées	15
Figure I-14 : EGG de la tachygastrie	15
Figure I-15 : signal EGG d'un sujet atteint d'ulcère	16
Figure II.1 : schéma synoptique générale de la chaîne d'acquisition	17
Figure II .2 : les électrodes utilisées	18
Figure II.3 : Schéma électrique de l'amplificateur	19
Figure II.4 : schéma électrique du filtre passe bas.....	20
Figure II.5 : Amplification et filtrage	21
Figure II. 6: le signal d'entrée V_{in+}.....	23
Figure II.7 : signal d'entrée V_{in-}	23
Figure II.8 : Le signal de sortie V_{out}.....	24
Figure II.9: signal d'entrée du filtre	25
Figure II.10 :signal de sortie du filtre.....	25

TABLE DES FIGURES

Figure II.11: Diagramme de Bode	26
Figure II.12: schéma électrique de l'additionneur non inverseur	27
Figure II.13: placement des électrodes et acquisition du signal EGG	29
Figure II.14 : l'allure du signal acquis après repas.....	30
Figure II.15: l'allure du signal EGG	30
Figure III.1 :La Transformée de Fourier.....	32
Figure III. 2: : La Transformée de Fourier à court terme	34
Figure III.3 :La Différence entre une onde sinusoïdale et une ondelette	35
Figure III.4 :La Transformée en ondelettes.....	35
Figure III.5 :Composant du bloc de traitements avec N points	36
Figure III. 6:Composant du bloc de traitements avec N/2	37
Figure III.7 :Arbre de décomposition d'un signal en ondelette	38
Figure III.8 :Représentation spectrale du signal.....	38
Figure III.9 :Application des ondelettes sur le premier signal (postprandiale)	39
Figure III.10 :Application des ondelettes sur le deuxième signal (à jeun)	40
Figure III.11 : programme d'ondelette utilisé pour le débruitage du signal	41

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.1 : les composants électroniques utilisés dans la carte d'acquisition.....	22
Tableau II.2 Test de l'amplificateur INA126 avec différents signaux sinusoïdaux	25
Tableau II.3 : la fonction de transfert du filtre passe bas	26
Tableau II.4 : tableau récapitulatif du test de fonctionnement du circuit	26

Sommaire

Introduction générale.....	1
-----------------------------------	----------

CHAPITRE I : Généralités sur l'Electrogastrographie

Introduction.....	3
I.1 Le système gastrique	4
I.1.1 constitution de l'appareil digestif :.....	4
I.1.2 les principaux organes du système digestif :.....	5
I.1.3 l'activité myoélectrique et les couches musculaires du système gastrique.....	5
I.2 Description électrique	8
I.2.1 La répartition des bandes de fréquences.....	9
I.3 Positionnement des électrodes	9
I.4 Les différentes méthodes d'enregistrement du signal EGG	10
I.5 Les principales anomalies et le signal EGG correspondant	12
a. La bradygastrie.....	13
b. La dyspepsie	15
c. La Nausée	15
d. La Tachygastrie.....	15
e. L'Ulcère.....	15
Conclusion.....	16

CHAPITRE II : Réalisation d'une carte d'acquisition de l'EGG

Introduction.....	17
II.1 les différents étages de la carte d'acquisition	17
II.1.1 les électrodes	18
II.1.2 L'amplificateur différentiel	18

II.1.3 le filtre passe bas.....	19
II.1.4 L'oscilloscope à mémoire	21
II.2 Tests de fonctionnement du système	22
II.2.1 les étapes du test	23
a- Partie amplification.....	23
b- Partie filtrage.....	25
c- Additionneur non-inverseur.....	26
d- Test de l'ensemble du circuit.....	28
II. Les étapes d'acquisition du signal EGG à partir des électrodes	29
Conclusion.....	31

CHAPITRE III : Acquisition du signal EGG

Introduction.....	32
III.1 Caractérisation spectrale du signal acquis.....	32
III.1.2 Transformée de Fourier à court terme (STFT)	33
III.2 La transformée en ondelettes (TO)	35
III.2.1 définition de la transformée en ondelettes	35
III.2.2 La transformée en ondelettes discrète (DWT)	36
III.3 Application au signal EGG acquis.....	38
III.3.1 Représentation spectrale du signal	38
III.3.2 Transformée en ondelettes du signal	39
III.4 Améliorations proposées	41
Conclusion	42
Conclusion générale.....	43

Introduction générale

Dans le domaine médical, l'un des principaux soucis consiste à mettre en œuvre des méthodes et des techniques permettant de diagnostiquer d'éventuelles pathologies de la manière la plus fiable possible. Si, dans certains domaines, les méthodes existantes ont montré leur efficacité, il en est d'autres où l'exploration nécessite de faire appel à des techniques pouvant être traumatisantes pour les patients. C'est le cas dans le domaine de la gastrologie où il est fait appel à l'utilisation de techniques invasives et coûteuses telles que la fibroscopie ou la coloscopie qui sont parfois mal tolérées par le patient jusqu'à nécessiter une anesthésie générale de ce dernier.

L'objectif recherché permettant de pallier à ces inconvénients consiste en la mise en œuvre d'une technique de diagnostic non invasive à partir d'électrodes cutanées à l'image de ce qui se fait en électrocardiographie (ECG) qui est devenue d'usage courant de nos jours et qui a prouvé son efficacité. Une telle technique porte le nom d'électrogastrographie (EGG).

L'électrogastrographie (EGG), est une technique non invasive introduite pour la première fois le 14 octobre 1921 par Alvarez et ce n'est que vers la fin des années 1990 que les chercheurs ont commencé à s'intéresser à la concrétisation de cette idée.

En raison de sa nature non invasive et des récentes avancées dans les techniques d'enregistrement et d'analyse informatisées du signal, l'EGG est devenu un outil attrayant pour étudier l'électrophysiologie de l'estomac et la physiopathologie de la motilité gastrique.

Contrairement à l'ECG pour lequel des bases de données sont disponibles et d'accès libre ce n'est pas le cas pour l'EGG en raison du fait que ce domaine est toujours à l'état de recherche au niveau de différents laboratoires, d'où l'intérêt de mettre en œuvre un système d'acquisition de ce type de données ce qui représente l'objectif de ce travail.

Dans le premier chapitre de ce mémoire, nous donnons un aperçu des différents organes constituant le système digestif en précisant les caractéristiques électriques du signal cutané qui leur correspond.

Le deuxième chapitre porte, dans un premier temps, sur la conception et la réalisation du système d'acquisition puis les simulations effectuées pour tester son fonctionnement. Par la suite, nous procédons aux mesures sur des volontaires et décrivons les signaux obtenus.

Le troisième chapitre est consacré à l'utilisation de la transformée en ondelettes pour atténuer les perturbations inévitables dans ce type de mesures.

Nous terminons notre travail par une conclusion générale dans laquelle nous donnerons les améliorations et perspectives de ce travail.

Introduction :

L'électrogastrographie (EGG), est une technique non invasive d'enregistrement de l'activité myoélectrique gastrique à l'aide d'électrodes cutanées placées sur la paroi abdominale. Elle est préconisée comme test de diagnostic pour évaluer l'état des patients souffrants de nausées inexplicables de vomissements et d'autres symptômes dyspeptiques. Cette technique a été introduite pour la première fois, le 14 octobre 1921 par Alvarez, et popularisée dans les années 1990.

Son objectif consiste à mesurer les ondes gastriques lentes traduisant les contractions du système digestif et en particulier de l'estomac. Les dépolarisations se produisent à une fréquence de trois cycles par minute (cpm) chez l'homme.

Initialement l'EGG est inspiré de l'électrocardiographie (ECG) qui est aujourd'hui d'usage courant, l'objectif visé par les chercheurs du domaine, est de remplacer les techniques utilisées par les gastrologues, tels que la fibroscopie et la coloscopie, qui restent traumatisantes pour les patients, par une technique non invasive à partir d'électrodes cutanées. Cependant, si pour l'ECG l'organe correspondant, à savoir le cœur, est clairement identifié et son comportement électrique bien connu, il n'en est pas de même pour l'EGG, en effet, le système gastrique est constitué d'un ensemble d'organes qui interagissent entre eux, par ailleurs, le signal électrique qui en résulte et qui est capté par les électrodes cutanées est d'amplitude très faible (de l'ordre de quelques microvolts) et de fréquence très basse de l'ordre du hertz, ce qui le rend très sensible à la moindre perturbation et explique la complexité de son acquisition.

Si l'on s'intéresse, en particulier à l'estomac, qui est l'organe principal du système digestif, les contractions de ce dernier sont de l'ordre de 3 cycles par minute (cpm) pour un fonctionnement normal, et peut varier de 2 à plusieurs cpm en fonction des pathologies du patient.

Dans ce qui suit, nous allons dans un premier temps, décrire globalement les différents organes du système digestif et les signaux électriques qu'ils génèrent, puis nous décrirons les différentes techniques d'acquisition proposées dans la littérature.

Nous terminerons ce chapitre en citant quelques pathologies du système digestif couramment rencontrées en précisant l'effet correspondant sur l'EGG acquis.

I.1 Le système gastrique

I.1.1 constitution de l'appareil digestif

La digestion est la transformation par l'organisme des aliments (eau, molécules organique et minérales) en éléments plus petits, les nutriments, par broyage mécanique et sous l'action des sucs digestifs.

La fonction du système digestif consiste à extraire l'énergie ajoutée par les aliments afin de les transmette au corps humain et à éliminer les déchets non assimilés par l'organisme.

Nous pouvons schématiser les différents organes intervenants dans le système digestif par la figure (I-1) ci-dessous :

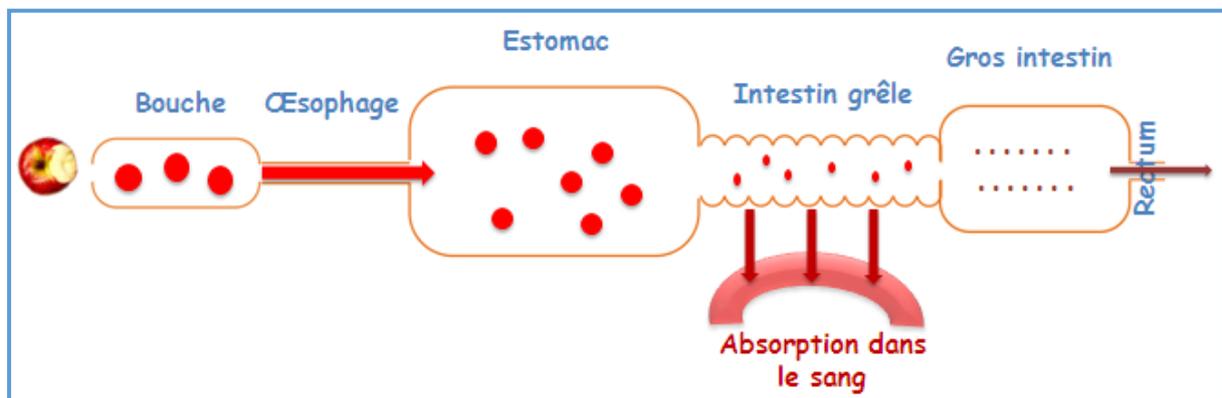


Figure I.1 Les organes de l'appareil digestif

I.1.2 les principaux organes du système digestif

- a. **La bouche** : au niveau de laquelle s'effectue la réduction de la taille des aliments et humidification. la bouche ingère la nourriture, la broie, la mélange à la salive, et amorce la digestion des glucides.
- b. **L'œsophage** : qui est situé dans le thorax derrière la trachée, qui relie le pharynx à l'estomac. Son rôle consiste à transporter le bol alimentaire par péristaltisme jusqu'à l'estomac.
- c. **L'estomac** : qui est l'organe principal du système digestif peut être divisé en quatre grandes régions : le fundus (le plus proximal), le corpus (corps), l'antrum et le pylore. La fonction principale de l'estomac consiste à mélanger, et broyer le bol alimentaire à l'aide d'ondes de contractions péristaltiques, appelées ondes de brassage, qui se répètent à toutes les 15 à 25 secondes. Ces ondes favorisent le brassage des aliments et leur mélange avec les sécrétions gastriques.

Les aliments sont ainsi réduits en une bouillie visqueuse appelée chyme gastrique. Le chyme est lentement acheminé vers le pylore.

Chaque onde de contraction déclenche l'ouverture momentanée du sphincter pylorique et propulse un peu de chyme dans le duodénum.

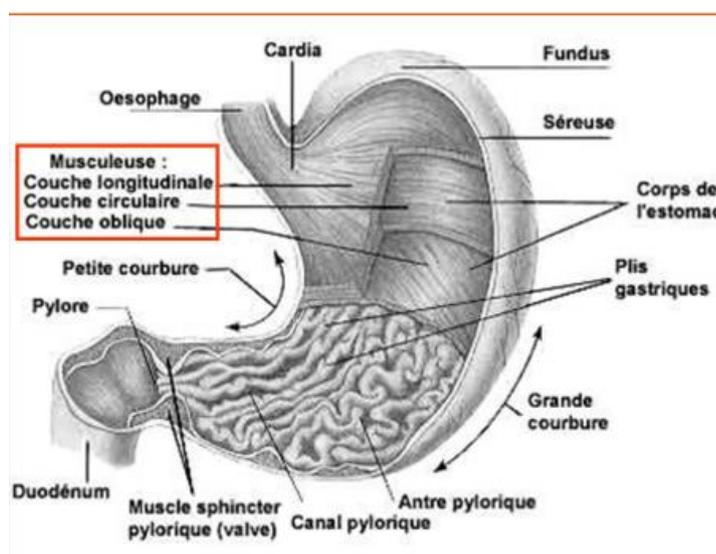


Figure I.2 : anatomie de l'estomac

d. Intestin grêle : Il s'étend du pylore (sortie de l'estomac) au colon, et se divise en trois parties : le duodénum, le jéjunum et l'iléon.

Ces 3 structures permettent d'augmenter la surface d'échange entre le chyme et le sang.

Leur mouvement de balancement permet le mélange des aliments avec les sécrétions pancréatiques et biliaires.

Le mouvement de segmentation de bol alimentaire et le mouvement péristaltiques (contractions des muscles lisses de l'intestin) permettant la progression du bol alimentaire tout au long de l'intestin.

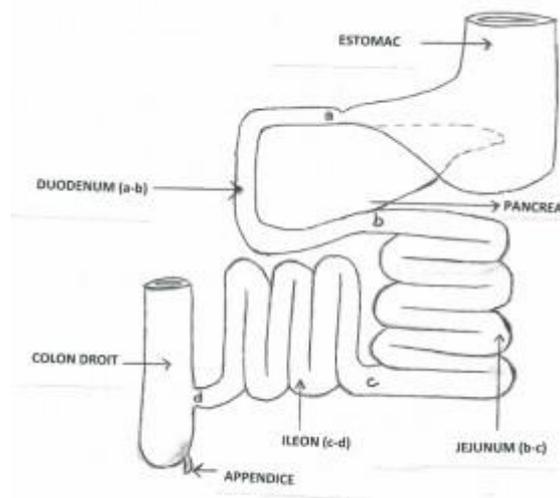


Figure I.3 : anatomie de l'intestin grêle

e. Le gros intestin (colon) :

Le colon fait suite à l'intestin grêle et forme la dernière partie du système digestif. Son rôle consiste à éliminer les déchets, absorber l'eau, afin de maintenir l'équilibre hydrique et à absorber certaines vitamines. Le chyme provenant de l'intestin grêle est dépourvu de la quasi-totalité (90%) des nutriments déjà absorbés par le système digestif.

I.1.3 l'activité myoélectrique et les couches musculaires du système gastrique

À l'exception des muscles striés de la région oropharyngée, du sphincter supérieur de l'œsophage, de la musculature de la paroi du tiers proximal de l'œsophage et du sphincter externe de l'anus, la musculature du tube digestif est composée de cellules musculaires lisses disposées en couche circulaire interne et couche longitudinale externe.

Le potentiel de repos des cellules musculaires lisses varie de façon spontanée et rythmique : ces ondes lentes de dépolarisation proviennent de l'activité électrique spontanée de cellules pacemaker, les cellules interstitielles de Cajal. Ces dépolarisations rythmiques sont transmises aux cellules musculaires lisses par des jonctions communicantes (gaps), qui unissent également les cellules musculaires lisses entre elles. L'activité électrique est ainsi transmise rapidement de cellule à cellule. **Le rythme propre de dépolarisation des cellules de Cajal varie selon les organes : d'environ trois cycles par minute dans l'estomac à 12 cycles par minute dans le duodénum.**

Les ondes de dépolarisation ne déclenchent pas par elles-mêmes la contraction musculaire : elles rapprochent le potentiel de membrane du seuil de déclenchement du potentiel d'action (figure I.4). Chaque fois que l'onde de dépolarisation atteint ce seuil (spontanément ou après une stimulation nerveuse), une salve de potentiels d'action survient, responsable de la contraction du muscle. Le muscle lisse digestif se comporte donc comme un syncytium fonctionnel qui se contracte en masse lorsque le potentiel d'action est atteint. Il se contracte de façon lente et soutenue en réponse à une stimulation, se relâche sous l'influence de neurones inhibiteurs, est contrôlé par le système nerveux entérique (innervation intrinsèque sous forme de plexus dans la paroi des organes digestifs) et le système nerveux autonome sympathique et parasympathique

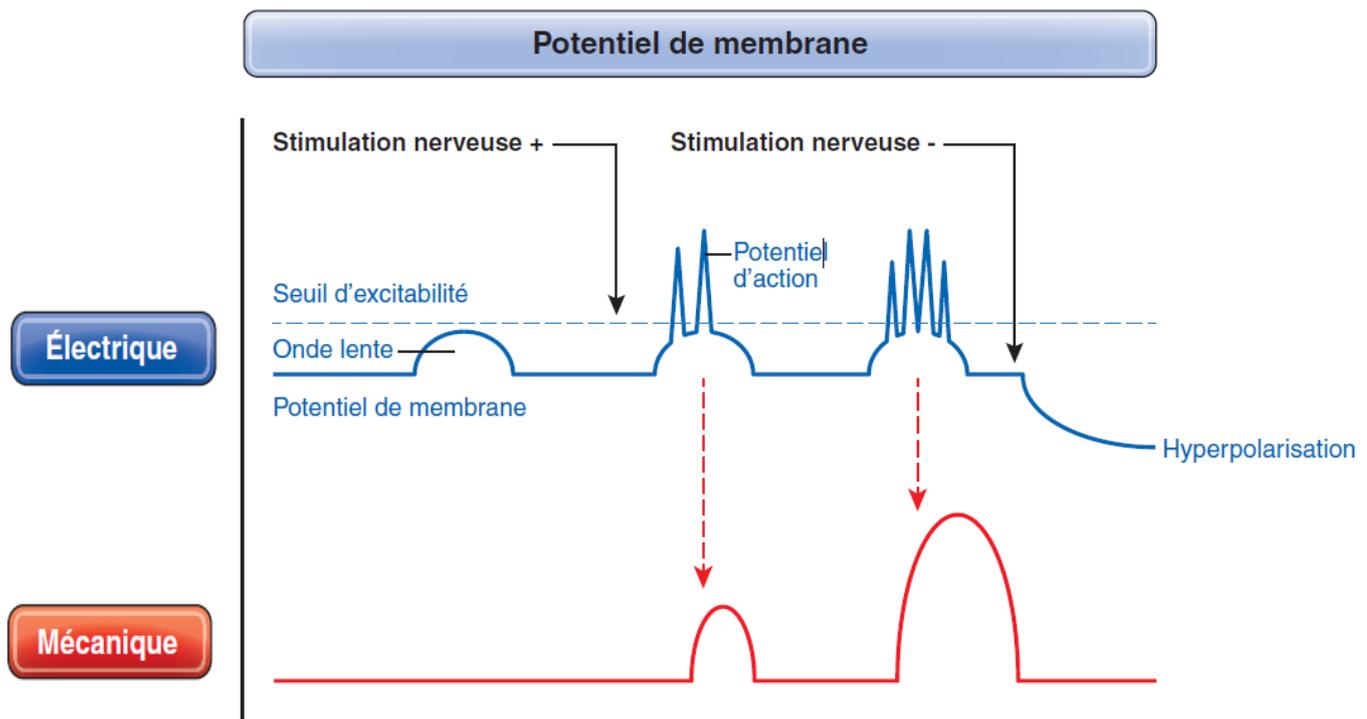


Figure I.4: Variations du potentiel de membrane à l'origine de la contraction du muscle lisse digestif

I.2 Description électrique

L'électrogastrographie (EGG) est l'enregistrement de l'activité myoélectrique du système gastrique à partir d'électrodes cutanées placées à la surface du corps, le signal cutané est de faible amplitude de l'ordre [200,500 μ v].et par conséquent, doit être considérablement amplifié.

Le signal qui en résulte est très fortement contaminé par le bruit, les électrodes utilisées en EGG doivent avoir le moins de bruit possible, particulièrement dans la bande de fréquence du signal recherché [0-0,05Hz].

Par conséquent, l'analyse visuelle seule d'un signal d'EGG est forcément imprécise, les enregistrements d'EGG requièrent une méthodologie spéciale pour l'acquisition, le traitement et l'analyse des données, les éléments essentiels reposent sur un système adéquat de filtrage numérique, d'amplification et d'analyse, de même que la réduction de sources de bruits externes. Ces derniers proviennent essentiellement du :

- Mouvements aléatoires du patient lors de l'acquisition.
- Impédance de la surface électrodes-peau $< 10\text{k}\Omega$.
- Torsion de l'électrode lors de la mesure.

I.2.1 La répartition des bandes de fréquences

La répartition des différentes bandes de fréquences énergétiques des principaux groupes viscéraux abdominaux, est représentée sur la figure suivante :

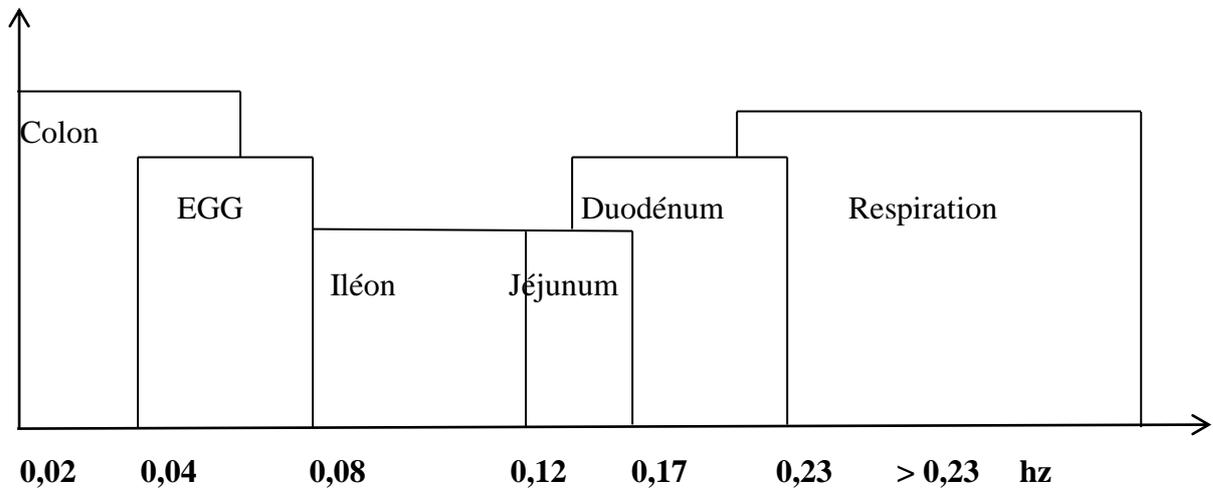


Figure I.5: les diverses bandes de fréquences

I.3 Positionnement des électrodes

Les électrodes utilisées sont les mêmes que celles utilisées en électrocardiographie

La configuration la plus couramment utilisée pour l'enregistrement de l'EGG à un canal consiste à placer une électrode au milieu d'une ligne reliant le xiphoïde et l'ombilic, et l'autre électrode à 5cm (45degrés) à gauche du patient. L'électrode de référence est placée sur la marge costale gauche horizontale à la première électrode active.

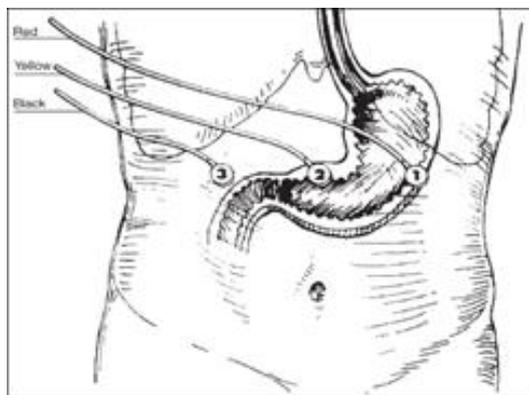


Figure I.6 : positions des électrodes

L'enregistrement se fait idéalement sur une période d'au moins 30min.pour assurer une mesure précise des ondes lentes.

Pour atténuer les perturbations pouvant intervenir durant l'acquisition, nous devons nous assurer que le sujet est dans une position confortable de sorte que le mouvement du corps puisse être réduit au minimum. Le sujet doit être invité à ne pas parler, se déplacer, lire ou passer des appels téléphoniques pendant la procédure.

Le sujet doit être également invité à ne pas dormir durant la procédure pour ne pas agir sur l'allure des ondes gastriques lentes.

I.4 Les différentes méthodes d'enregistrement du signal EGG

L'électrogastrographie est un domaine de recherche en cours, différentes techniques d'acquisition ont été proposées par les équipes qui travaillent dessus.

Le principe et le schéma synoptique de chaque technique est présenté ci-dessous.

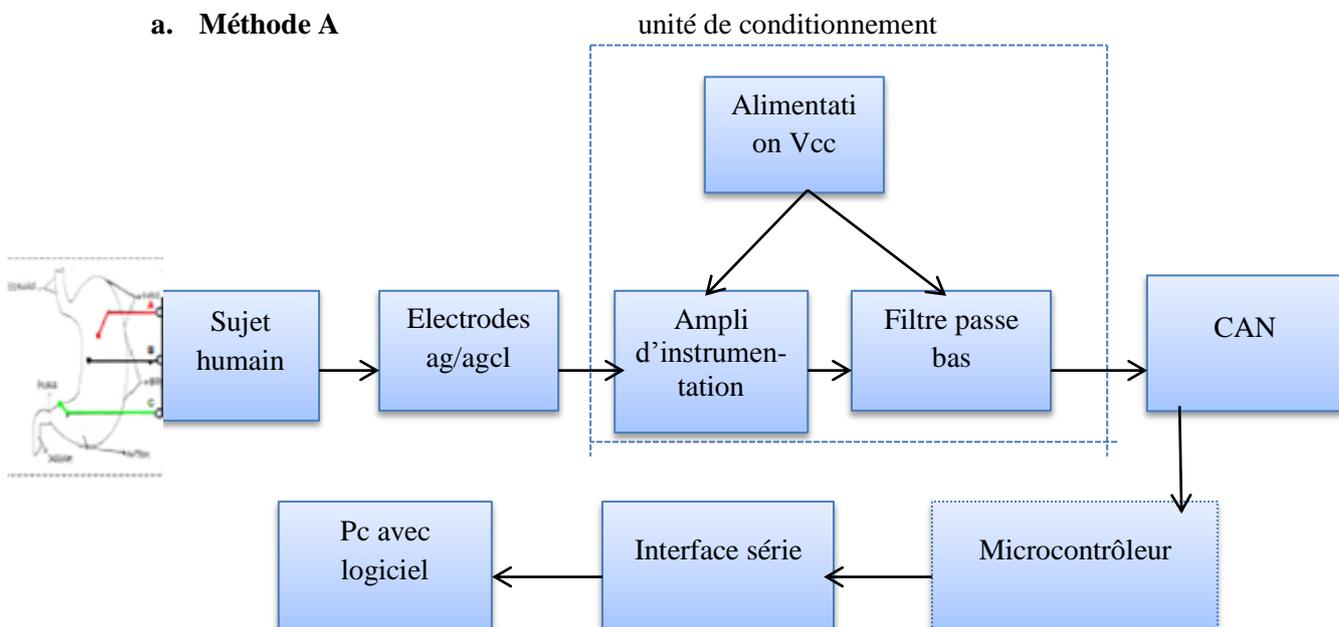


Figure I.7 : technique d'enregistrement à partir d'un microcontrôleur

les électrodes sont placées sur la surface de l'abdomen, le signal acquis est de faible amplitude et noyé dans du bruit, il est donc nécessaire de l'amplifier à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation et l'administrer à un filtre butterworth passe bas du deuxième ordre pour éliminer le bruit.

les données sont ensuite converties en données numériques par le CAN (convertisseur analogique numérique) et envoyées au microcontrôleur, où s'effectue le traitement du signal. puis, une fois les données traitées elle sont transférées via le port série RS232 pour être affichées sur ordinateur.

b. Méthode B

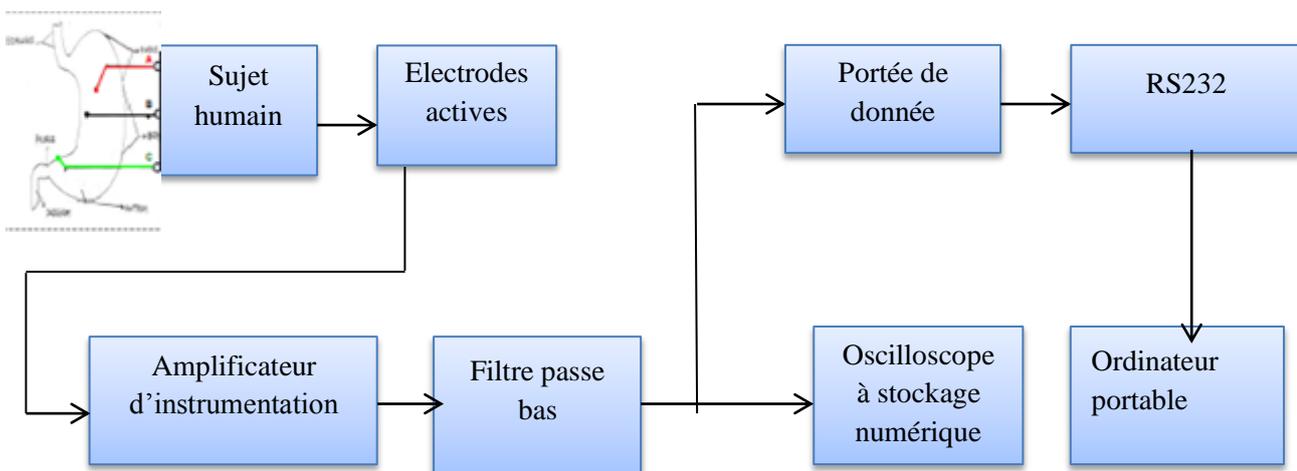


Figure I.8 : enregistrement du signal EGG à l'aide d'électrodes actives

Dans cette technique, les électrodes actives sont utilisées pour acquérir le signal électrique, ce dernier étant de faible amplitude, il est amplifié par un amplificateur d'instrumentation puis filtré pour enlever le bruit. Ce signal est ensuite converti en données numériques à l'aide d'un oscilloscope à stockage numérique, qui seront par la suite transférées via le port RS232 à l'ordinateur pour l'affichage et traitement numériques des données.

c. Méthode C

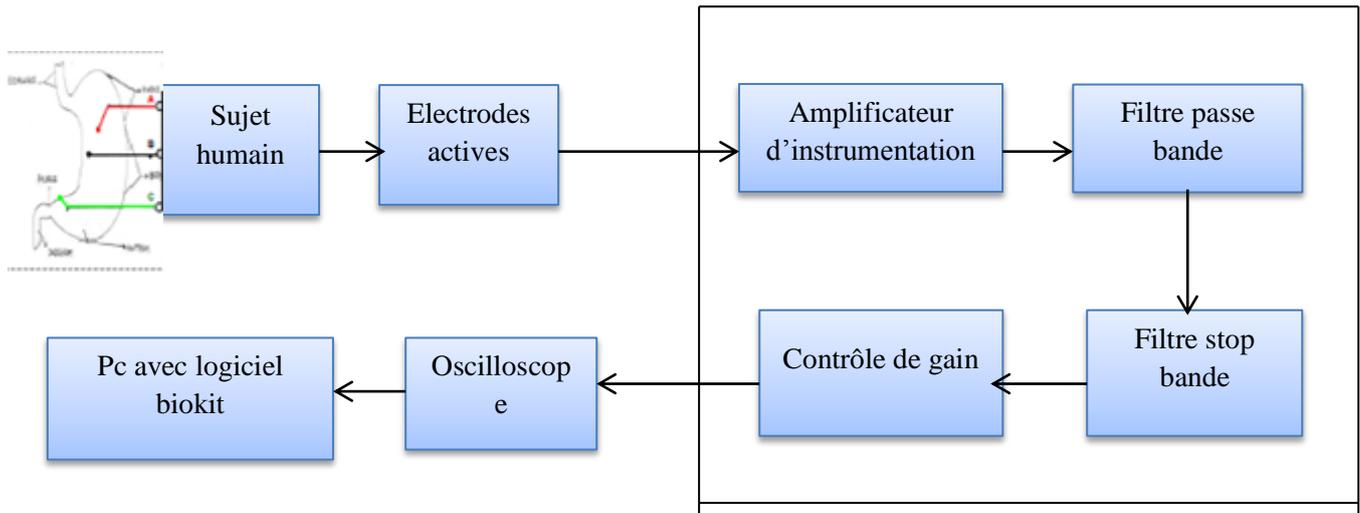


Figure I.9 Schéma synoptique de la méthode C

les électrodes actives captent le signal de faible amplitude, qui est amplifié à l'aide de l'amplificateur d'instrumentation dans l'UCS (unité de conditionnement de signal), puis filtré à l'aide d'un filtre passe bande et un filtre stop bande (utilisé pour empêcher le retour d'information (feed back)). Une fois que le signal est filtré, le gain est ajusté, et enfin l'utilisation de l'oscilloscope avec un logiciel bio kit pour capter et analyser le signal EGG. Il s'agit d'un système d'acquisition de données à huit canaux qui amplifie les données et les convertit en format numérique, ces dernières serviront d'entrée dans l'ordinateur personnel via un port série RS232. L'ordinateur sert de dispositif de surveillance, d'analyse et d'affichage.

I.5 Les principales pathologies et le signal EGG correspondant

Dans le cas d'une activité normale, le signal EGG se présente sous la forme suivante avec une fréquence de 3 cpm.

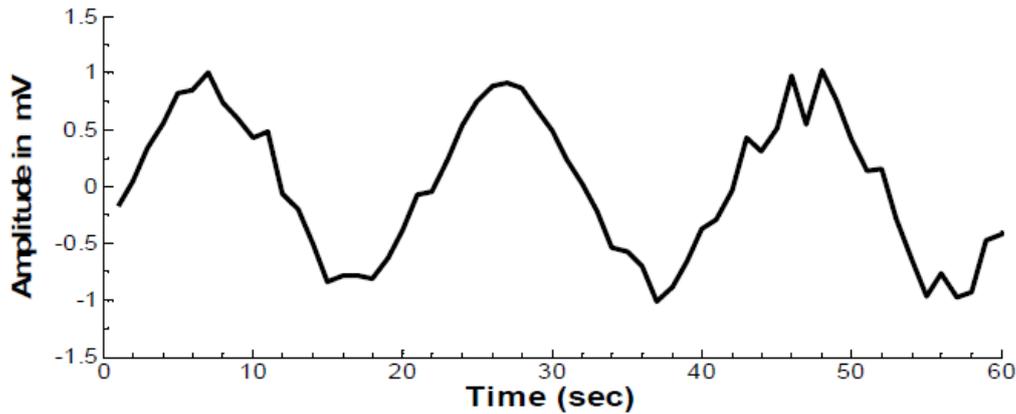
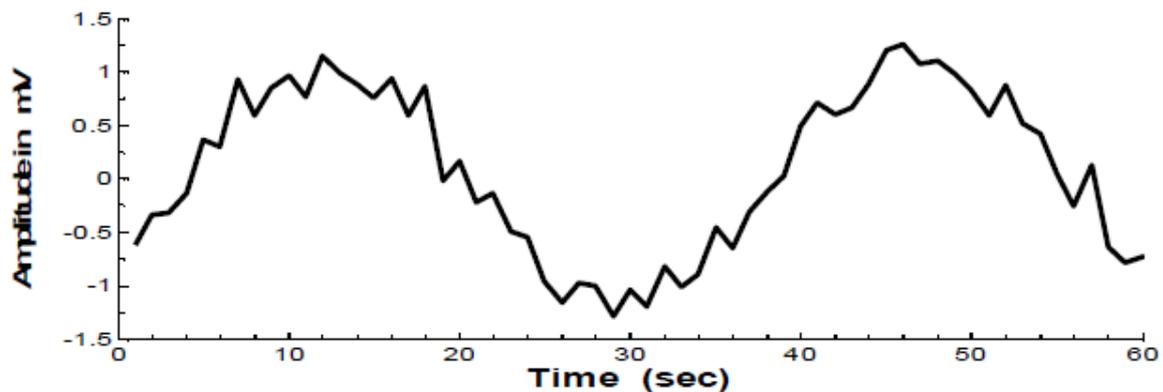


Figure I.10 : EGG d'un état normal

Les troubles du système digestif, tels que la bradygastrie, la dyspepsie, la nausée, la tachygastrie, l'ulcère et vomissements sont pris en considération dans l'analyse du signal EGG. Les effets de ces troubles sur l'allure du signal EGG se traduisent comme suit :

a. La bradygastrie

La bradygastrie est définie comme une diminution du taux de l'activité électrique correspondante de l'estomac. celle-ci est inférieure à 2cpm pendant au moins 1minute , et peut être associée à des nausées, syndrome du côlon irritable .l'allure de la bradygastrie est illustrée dans la figure suivante :



FigureI.11 : L'EGG de la bradygastrie

b. La dyspepsie :

La dyspepsie (Indigestion) est un sentiment d'inconfort dans la partie supérieure du ventre ou dans l'abdomen pendant ou après manger, et peut se traduire par des sensations de brûlure sur la surface entre le nombril et la partie inférieure du sternum.

Elle peut être accompagnée de ballonnement, et nausées, ce problème est souvent dû à la maladie du reflux, ou la gastrite, mais il peut s'agir aussi du premier symptôme de l'ulcère.

L'EKG de la dyspepsie se traduit par une fréquence de 4 à 5 cpm, comme l'indique l'allure du signal ci-dessous :

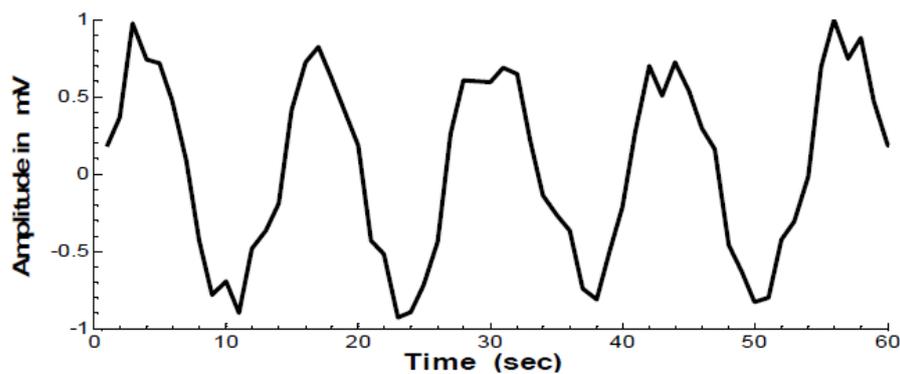


Figure I-12 : le signal EKG de l'indigestion

c. La Nausée

La nausée est souvent définie comme une sensation de malaise et d'inconfort dans la partie supérieure de l'estomac avec une envie involontaire de vomir. Cette sensation précède les vomissements. Une personne peut souffrir de nausées sans vomir. Certaines causes communes de nausées sont le mal des transports, les étourdissements, les évanouissements ou l'intoxication alimentaire. La nausée peut également être causée par le stress, l'anxiété, le dégoût, l'inquiétude et la dépression.

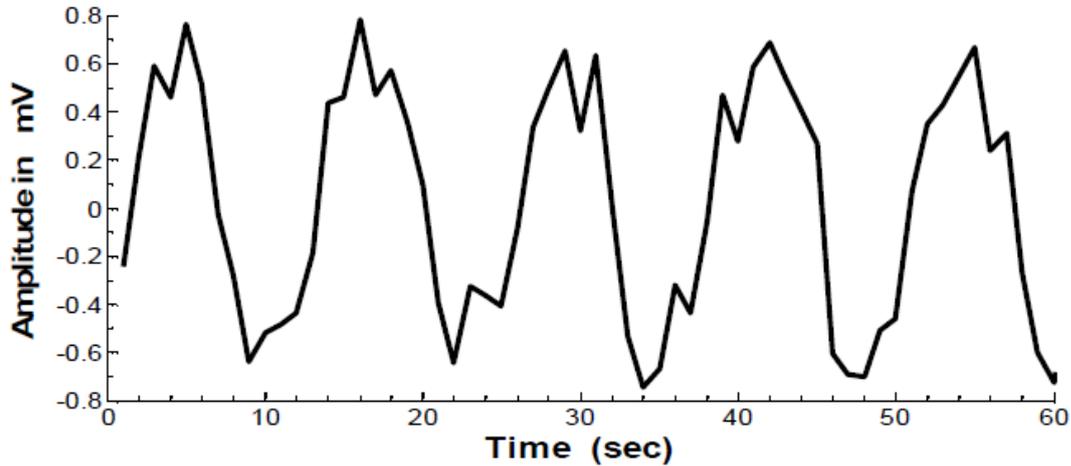


Figure I.13 : EGG d'un sujet ayant des nausées

d. La Tachygastrie

La tachygastrie est définie comme une augmentation de l'activité électrique de l'estomac. Un enregistrement d'une minute ayant plus de 4 cycles est affiché en Figure ci-dessous, cela peut être associée à la nausée, la gastro parésie, l'intestin irritable, le syndrome et la dyspepsie fonctionnelle.

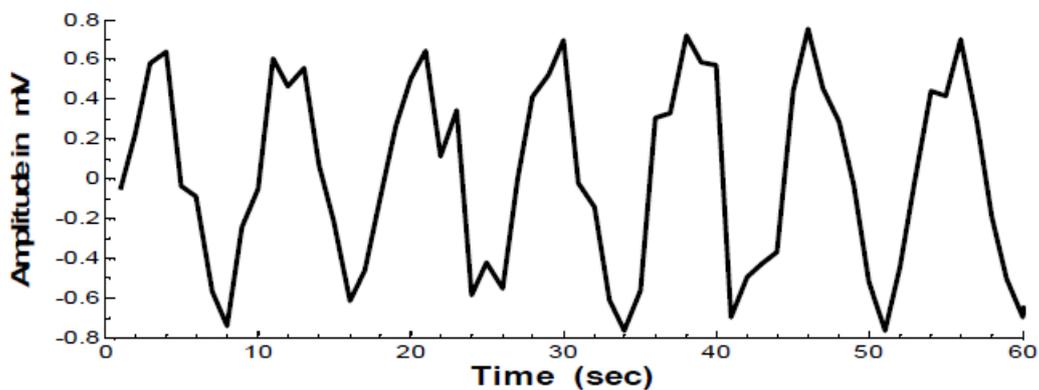


Figure I.14 : EGG de la tachygastrie

e. L'ulcère

L'ulcère d'estomac ou l'ulcère peptique est une petite érosion (trou) dans le tube digestif. Le type le plus courant, duodénal, se produit au premier 12 pouces de l'intestin grêle au-delà de l'estomac. Les Ulcères de cette forme dans L'estomac sont appelés ulcères gastriques. Un

ulcère n'est pas contagieux ou cancéreux. Les ulcères doux sont presque toujours bénins, mais peuvent devenir malin s'ils ne sont pas traités. Un ulcère peptique est une douleur dans la doublure de l'estomac ou le Duodénum, la première partie de l'intestin grêle. La sensation de brûlure et des maux d'estomac sont les Symptômes les plus courants.

L'exemple de l'EGG de l'ulcère ayant une fréquence de 6-8,5 cpm est montré dans Figure ci-dessous

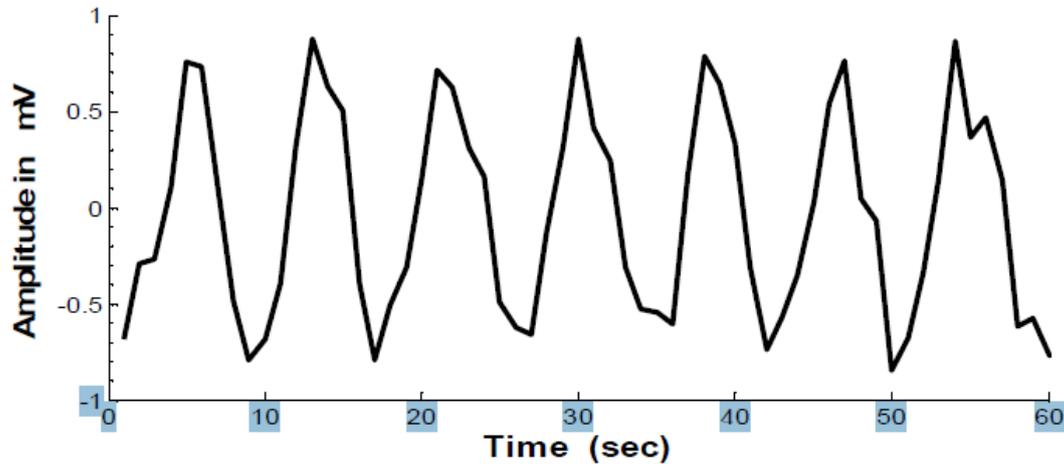


Figure I.15: signal EGG d'un sujet atteint d'ulcère

Conclusion :

Après avoir décrit le système digestif et les différentes techniques d'acquisition du signal électrogastrographique (EGG), nous avons montré l'intérêt de cette technique sur la détection de certaines pathologies courantes du système digestif.

Dans le prochain chapitre, nous allons nous intéresser au système d'acquisition du signal EGG.

Introduction

Notre objectif à ce niveau, consiste à concevoir et réaliser un système permettant l'acquisition d'un signal électrocardiographique (EKG) et son transfert vers un pc sous forme de fichier afin de pouvoir être traité par la suite.

Nous avons vu dans le chapitre précédent, qu'il existait différents types d'acquisition en fonction du matériel utilisé. Parmi toutes ces techniques, nous avons opté pour celle qui utilise un oscilloscope numérique à mémoire pouvant être relié à un pc pour y transférer les données mémorisées.

Nous allons décrire dans ce qui suit, les différentes étapes que subit le signal acquis en partant des électrodes cutanées jusqu'au données mémorisées sur pc.

II.1 les différents étages de la carte d'acquisition

Le schéma synoptique de notre système peut être représenté comme suit :

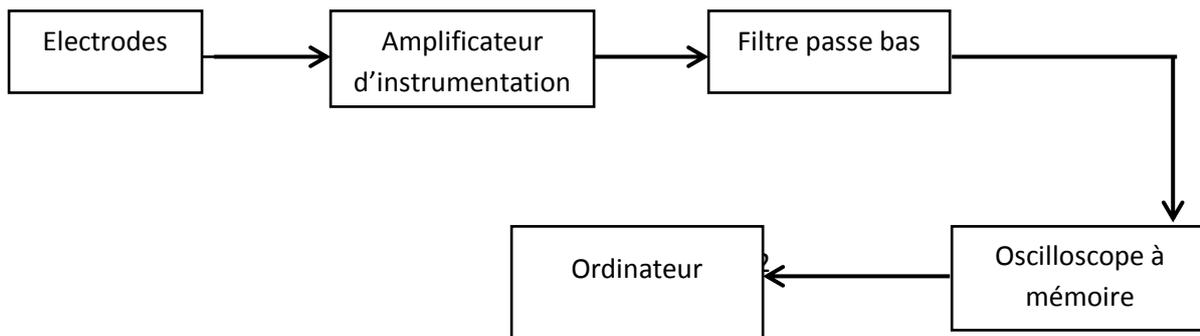


Figure II.1 : schéma synoptique générale de la chaine d'acquisition

Le système d'acquisition est constitué de différents étages ayant pour but de convertir les signaux en données numérique pouvant être transmises via le port série.

Nous pouvons expliquer le rôle de chaque bloc du schéma précédent de la façon suivante :

II.1.1 les électrodes

Ce sont des électrodes constituées de phases métalliques utilisées fréquemment pour recueillir des signaux du corps (ECG, EEG, EMG, EGG...).

Dans la pratique, l'électrode la plus utilisée est dite flottante. Elle est composée d'un métal (Ag) recouvert d'un sel très peu soluble de l'Ag cl. Cette électrode est isolée mécaniquement de la peau par un support souple collé à son périphérique. Ce dernier est constitué d'une éponge imbibée d'un gel qui assure la continuité de la conduction.

Un des principaux intérêts de l'EGG est qu'il n'est pas traumatisant, les électrodes de mesure sont placées à divers endroits du corps, directement sur la peau sans laisser de traces.

Dans notre acquisition, nous avons utilisé deux types d'électrodes :



Figure II .2 : les électrodes utilisées

II.1.2 L'amplificateur différentiel :

Pour faire l'étude d'un phénomène physiologique, souvent on fait appel à un signal électrique le caractérisant. Le signal est souvent faible et entaché de bruit. Il est nécessaire de l'amplifier, mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Or ce dernier est accompagné de tensions parasites (souvent du même ordre de grandeur que le signal utile). Il faut donc faire une amplification « sélective » qui élimine ou atténue fortement tout signal ne contenant pas d'informations utiles pour ne garder que le signal désiré. Pour aboutir à cette solution, on fait appel à un amplificateur dit d'instrumentation qui permet d'avoir un signal plus précis avec un important taux de rejection du mode commun.

L'amplificateur d'instrumentation est un circuit à base d'amplificateur opérationnel permettant de mesurer et d'amplifier la différence des deux entrées du signal, il permet aussi de rejeter : les interférences et le bruit commun aux deux entrées. Il est très utilisé dans le conditionnement des signaux dans les applications biomédicales.

Il existe plusieurs références d'amplificateur d'instrumentation sur le marché. Dans notre projet, nous avons opté pour le INA126 pour sa précision et son adaptation aux signaux physiologiques tels que (l'EKG, l'EMG, l'EKG ...)

Le schéma électrique du INA126 peut être représenté comme suit :

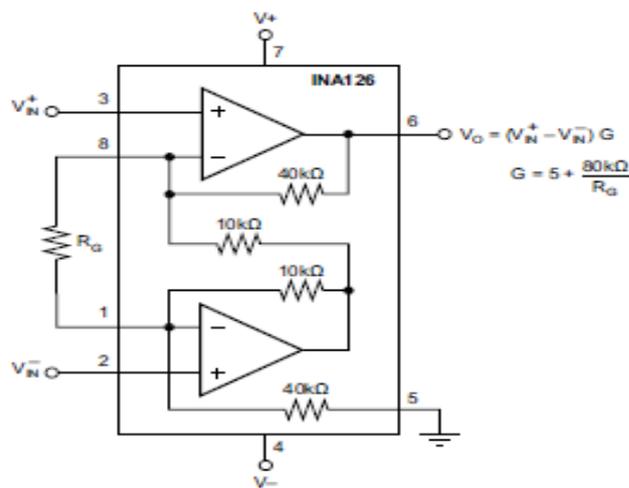


Figure II.3 : Schéma électrique de l'amplificateur INA126

L'amplificateur mesure la différence entre les deux tensions et la multiplie par le gain en suivant la loi ci-dessous :

$$V_{out} = (V_{in}^+ - V_{in}^-) * \left(5 + \frac{80}{R_G}\right)$$

Le gain du INA126 peut être réglé de 5 à 10000, et possède un excellent taux de rejet en mode commun.

II.1.3 le filtre passe bas

La fréquence du signal EKG est de l'ordre 0,05hz, ce signal est souvent accompagné de bruits de hautes fréquences d'où la nécessité d'utiliser un filtre passe bas.

Le filtre passe bas laisse passer les basses fréquences et atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure.

Dans notre projet, nous avons réalisé un filtre passe bas avec un circuit actif. Cette option permet d'ajouter du gain au signal de sortie.

Le schéma électrique de notre circuit peut être représenté comme suit :



Figure II.4 schéma électrique du filtre passe bas

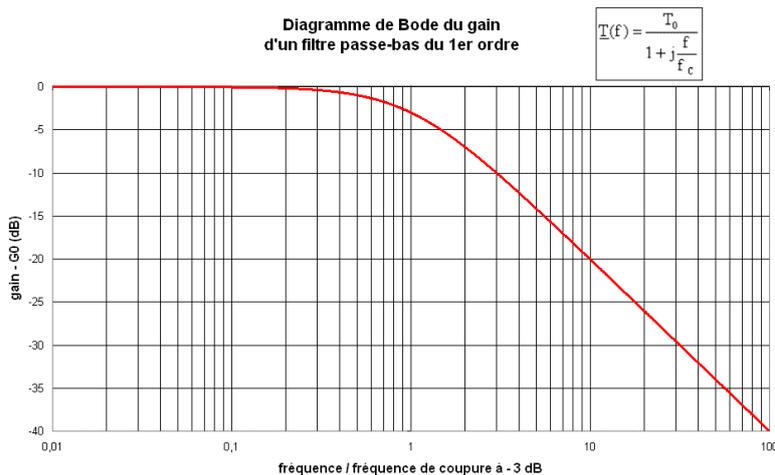
Dans la configuration présentée ici, la fréquence de coupure se définit comme suit :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Hz}$$

L'amplificateur utilisé est le INA126 qui a pour gain : $G = 5 + \frac{80}{R_G}$

La caractéristique du filtre passe bas utilisé dans la carte d'acquisition est représenté comme suit :

- Le choix de la fréquence de coupure pour l'EKG est $f_c = 3\text{hz}$.
- Le diagramme de bode du filtre passe bas.



II.1.4 L'oscilloscope à mémoire

L'oscilloscope est un instrument de mesure destiné à visualiser un signal électrique, le plus souvent variable au cours du temps. Il peut également servir de mémoire de données et d'un convertisseur en données numérique. Il est utilisé par de nombreux scientifiques comme un étage essentiel pour la réalisation d'une carte d'acquisition. Dans notre projet nous avons utilisé l'oscilloscope Hameg de type hm1507-3.

Le hm1507-3 est équipé d'un système à microprocesseur qui prend en charge les multiples fonctions de calcul et de commande. Les processeurs utilisés sont de type RISC à architecture interne 32bits afin d'accélérer le traitement numérique du signal. Les signaux sont numérisés par un convertisseur flash A/N de 8bits à faible niveau de bruit.

Le système de déviation horizontale de l'oscilloscope permet d'enregistrer 2000points en mode numérique. Une haute résolution ne peut être obtenue qu'avec les tubes à rayons cathodiques éprouvés depuis des dizaines d'années. Sa fréquence d'échantillonnage maximale est de 200 Mech/s.

L'appareil dispose également de 9 mémoires dans lesquelles on peut enregistrer des configurations complètes et les rappeler avec les touches save/recall, et d'une interface RS232 pour la commande et le traitement des signaux depuis un pc.

Le schéma électrique de la carte d'acquisition est représenté comme suit :

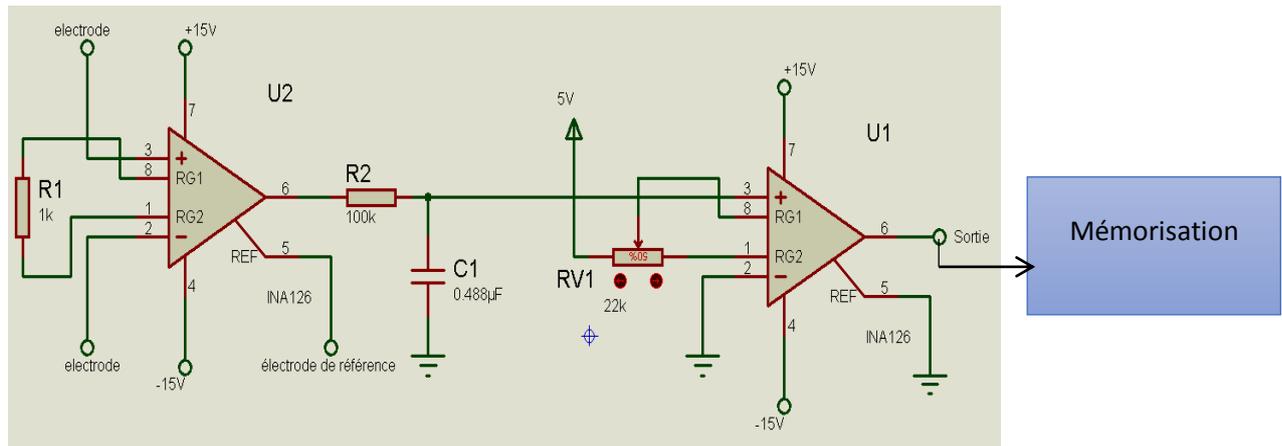


Figure II.5 : Amplification et filtrage

La partie mémorisation comprend l'oscilloscope et le transfert de données vers l'ordinateur.

Les différents composants utilisés dans notre carte d'acquisition sont représentés dans le tableau suivant :

Description	désignation	Valeurs	quantité
résistance	R1	10kΩ	1kΩ
résistance	R2	1kΩ	6
Résistance (R_G)	R3	103,21kΩ	1
Résistance variable	R4	18,86kΩ	1
Condensateur Non polarisé	C	0,47 µF	
Amplificateur d'instrumentation	INA126	/	2
Amplificateur opérationnel	LM358N	/	1

Tableau II.1 les composants électroniques utilisés dans la carte d'acquisition

II.2 Tests de fonctionnement du système

Dans notre projet, nous avons pour but de construire une carte d'acquisition du signal EKG, et pour cela nous avons besoin d'un amplificateur d'instrumentation pour amplifier le signal issu d'une faible amplitude et d'un filtre passe bas qui permet d'éliminer les bruits de haute fréquence et garder le signal utile. Avant de réaliser notre carte d'acquisition Nous avons d'abord testé le fonctionnement de ces deux étages du circuit en remplaçant les électrodes par des signaux simulés.

II.2.1 Les étapes du test

a- Partie amplification

Nous avons utilisé un synthétiseur de fréquences pour générer une tension d'entrée V_{in+} sinusoïdale de différentes fréquences $f = \{1\text{hz}, 4\text{hz}, 10\text{hz}, 30\text{hz}, 100\text{hz}\}$, et de tensions de l'ordre du millivolts, elle est connectée sur la patte 3 de l'amplificateur d'instrumentation .

L'allure de V_{in+} est représentée comme suit :

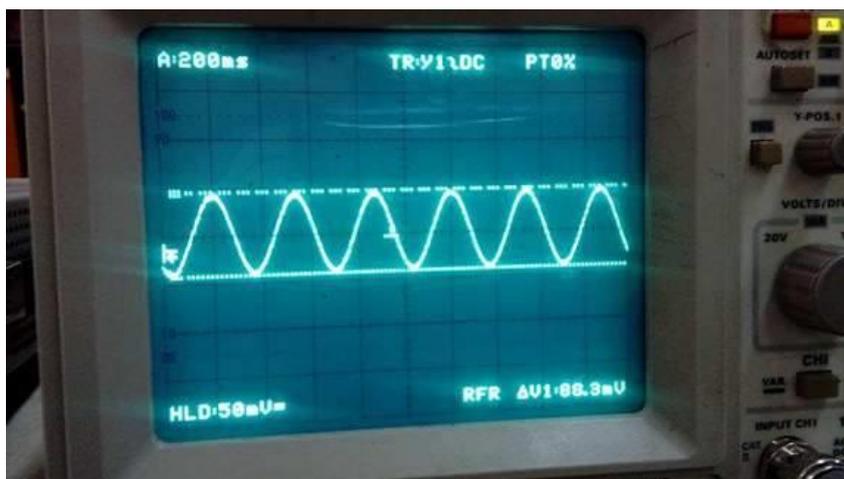
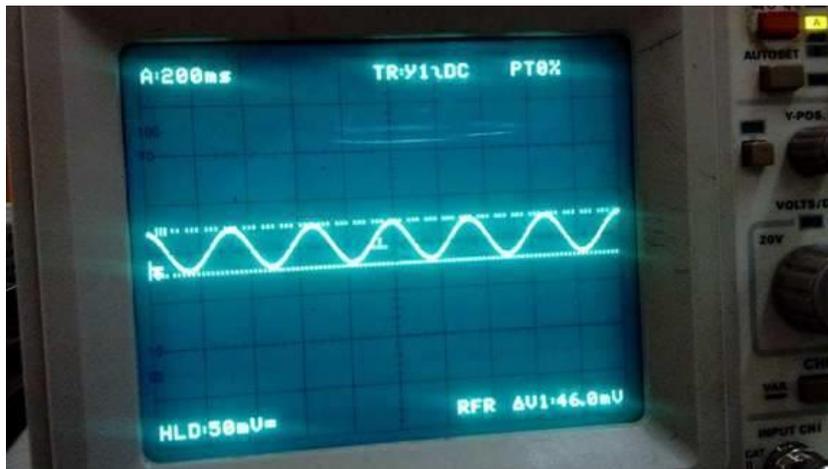


Figure II.6 : le signal d'entrée V_{in+}

La 2ème tension V_{in-} qui sera connectée à la borne 2 de l'amplificateur, nous la générons en utilisant un pont diviseur de tension tel que $V_{in-} = \frac{V_{in+}}{2}$.

L'allure de V_{in-} est représentée comme suit :

Figure II.7 signal d'entrée V_{in} -

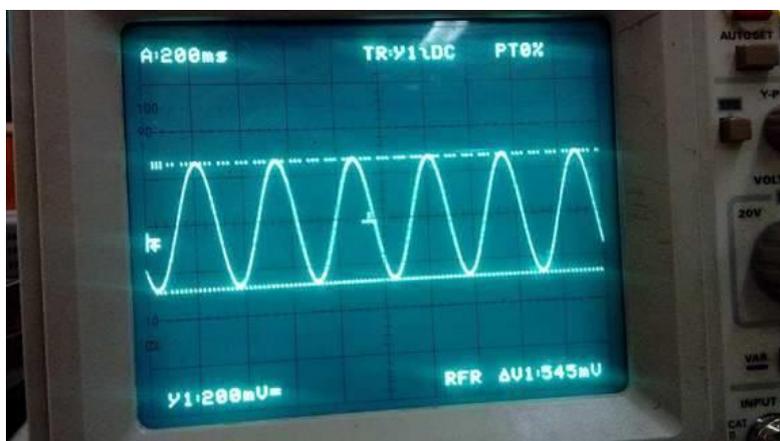
L'amplificateur mesure la différence entre les deux tensions et la multiplie par le gain en suivant la loi :

$$V_{out} = (V_{in}^+ - V_{in}^-) * G$$

Le gain que nous avons calculé est :

$$G = 5 + \frac{80}{R_G} = 13$$

A la sortie de l'amplificateur nous obtenons l'allure suivante :

Figure II.8 Le signal de sortie V_{out} de l'amplificateur

Les différentes mesures prises pendant la période de test de cet étage d'amplification sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Fréquence (hertz)	1	4	10	30	100
V_{in}^+ (mv)	162	165	160	160	160
V_{in}^- (mv)	84,3	88	80	80	80
V_{out} Mesuré(v)	1,02	1,05	1,01	1,02	1,02
V_{out} calculé (v)	1,01	1,01	1,04	1,04	1,04

Tableau II.2 Test de l'amplificateur INA126 avec différents signaux sinusoïdaux

Commentaire :

Nous avons constaté que le **INA126** amplifie bien la différence entre les signaux d'entrée qui lui sont appliqués.

b- Partie filtrage

Dans l'étage de filtrage, nous générons une tension sinusoïdale de différentes fréquences pour tester le fonctionnement du filtre passe bas.

L'allure du signal d'entrée générée et du signal de sortie du filtre est présentée comme suit :

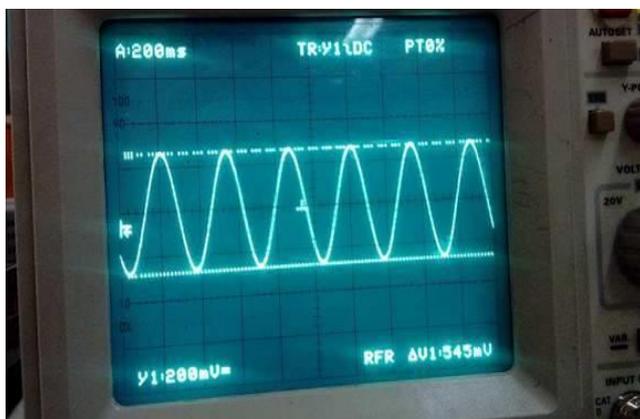


Figure II.9 signal d'entrée du filtre

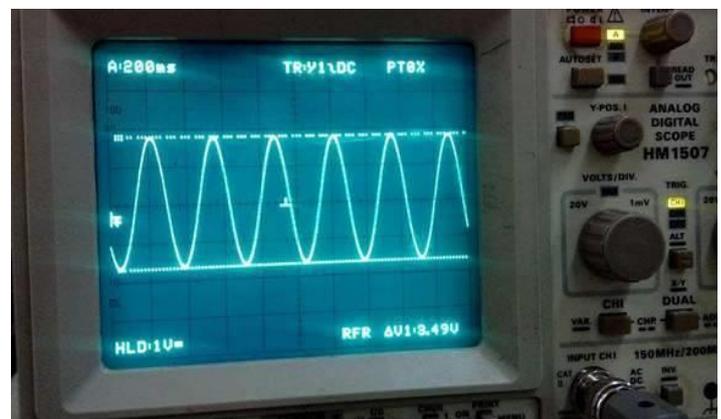


figure II.10 signal de sortie du filtre

Le signal d'entrée est dans la bande de fréquence du filtre, donc il garde la même allure à la sortie avec une amplitude plus grande .

Nous avons ensuite calculé la fonction de transfert sur cet exemple

$$H(f) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{3,49}{0,545} = 6,40$$

Le résultat obtenu correspond à la fréquence de coupure $f=3\text{hz}$, comme le montre le tableau suivant. Nous résumons la fonction de transfert de différentes fréquences :

Fréquence (Hz)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	20	30	100
V_{out}/V_{in}	9	8,47	7,60	6,52	5,48	4,70	4,09	3,65	3,26	2,96	2,70	1,39	1,04	0,34

Tableau II.3 la fonction de transfert du filtre passe bas

La fonction de transfert est représentée par le diagramme de bode suivant :

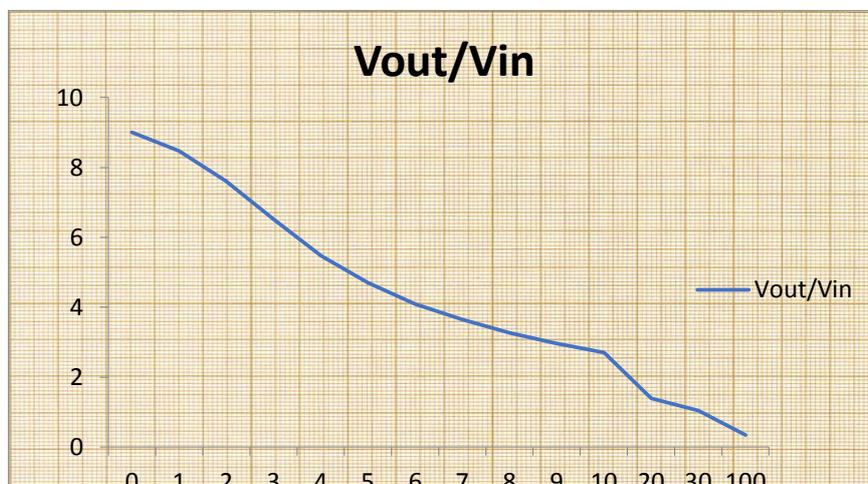


Figure II.11. Diagramme de Bode du filtre

En ce qui concerne $f = 0\text{Hz}$, nous avons généré une tension continue $V_{in} = 1\text{V}$ comme entrée et à la sortie nous avons obtenu $V_{out} = 9\text{V}$.

$$\text{Donc } \frac{V_{out}}{V_{in}} = 9$$

c- Additionneur non-inverseur :

Nous avons rajouté un additionneur non-inverseur à la sortie du filtre dans le but d'avoir le choix en acquisition. C'est-à-dire, qu'on peut envoyer notre signal additionné à une tension continue vers une carte Arduino, car cette dernière ne prend que les signaux qui ont une amplitude appartenant à la bande $[0, 5]$ volts.

Le Montage électrique de l'additionneur est représenté comme suit :

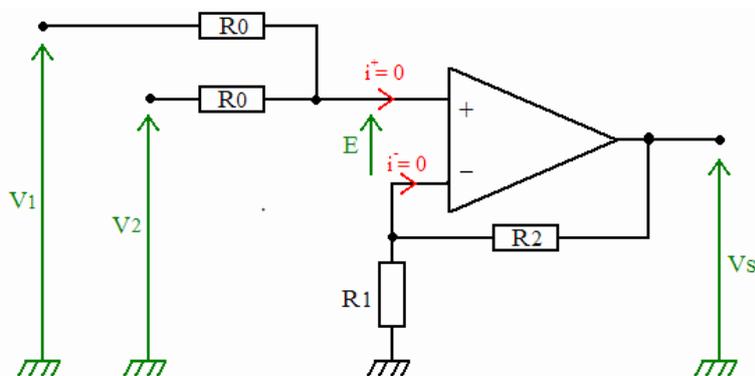


Figure II.12 schéma électrique de l'additionneur non inverseur

$$V_s = ((R_2 + R_1) / (n \times R_1)) \times (V_1 + V_2 + \dots + V_n)$$

calculer V_s en fonction de V_e :

Alors, pour déterminer V_s de l'additionneur non-inverseur il faut déterminer V_+ et V_- de l'équation $V_+ = V_-$:

Calcul de V_+ :

$$V_+ = \frac{(V_1 \times R_0 + V_2 \times R_0)}{R_0 + R_0} \Rightarrow V_+ = \frac{V_1 \times R_0}{(2 \times R_0)} + \frac{V_2 \times R_0}{2 \times R_0} \Rightarrow V_+ = \frac{V_1}{2} + \frac{V_2}{2}$$

Calcul de V_- : A l'aide du diviseur de tension on peut déduire cette formule:

$$V_- = V_S \times \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} \right)$$

Si on prend $R_1 = R_2$

$$V_S = V_1 + V_2$$

Dans notre projet, nous avons testé l'additionneur en fixant $R_0=R_1=R_2= 1k\Omega$, l'alimentation à 5v, et nous avons généré une tension alternative V_1 (crête à crête)=1,06v , et une tension continue $V_2=0,5v$. A la sortie de l'additionneur, nous avons obtenu un signal décalé vers le haut de 0,5v.

d. Test de l'ensemble du circuit

Dans cette partie de test, Nous avons relié tous les étages amplification, filtrage, et En générant deux signaux sinusoïdaux de même fréquence.

Dans le tableau suivant, nous résumons les mesures de différentes fréquences :

Différents étages	1hz	3hz	5hz	10hz
Amplification	$V_{in+} = 86,3mv$ $V_{in-} = 80,3mv$ $V_{out} (mesuré) = 541mv$	$V_{in+} = 88,3mv$ $V_{in-} = 46,0mv$ $V_{out} (mesuré) = 545mv$	$V_{in+} = 161mv$ $V_{in-} = 80mv$ $V_{out} (mesuré) = 1,02V$	$V_{in+} = 88,0mv$ $V_{in-} = 44,0mv$ $V_{out} (mesuré) = 545mv$

Filtrage	$V_{in} = 541\text{mv}$ $V_{out} = 4,49\text{v}$ $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 8,29$	$V_{in} = 545\text{mv}$ $V_{out} = 3,49\text{v}$ $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 6,40$	$V_{in} = 1,02\text{v}$ $V_{out} = 4,85\text{v}$ $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 4,75$	$V_{in} = 545\text{mv}$ $V_{out} = 1,52\text{v}$ $\frac{V_{out}}{V_{in}} = 2,78$
Additionnement	$E1 = 4,49\text{v}$ (crête à crête) $E2 = 2,5\text{v}$ (D c)	$E1 = 3,49\text{v}$ $E2 = 2,5\text{v}$	$E1 = 4,85\text{v}$ $E2 = 2,5\text{v}$ (D c)	$E1 = 1,52\text{v}$ $E2 = 2,5\text{v}$ (D c)

Tableau II.4 tableau récapitulatif du test de fonctionnement du circuit

II-3 Les étapes d'acquisition du signal EKG à partir des électrodes

Dans la partie précédente, nous avons remplacé les électrodes par des signaux simulés afin de tester le fonctionnement des différents étages, après confirmation de ce fonctionnement, nous avons placé les électrodes sur un être humain selon la dérivation citée dans le premier chapitre car une position optimale des électrodes ne peut être déterminée du fait des variations anatomiques de la position gastrique. L'expérimentateur étudie de ce fait plusieurs dérivations et choisit celle qui lui semble avoir le meilleur rapport signal/bruit.

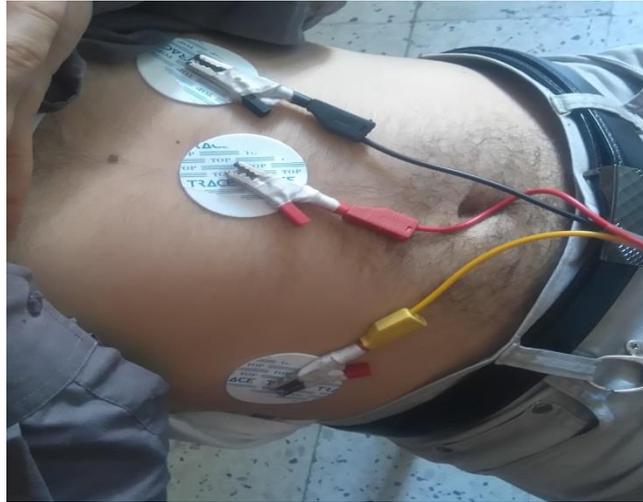
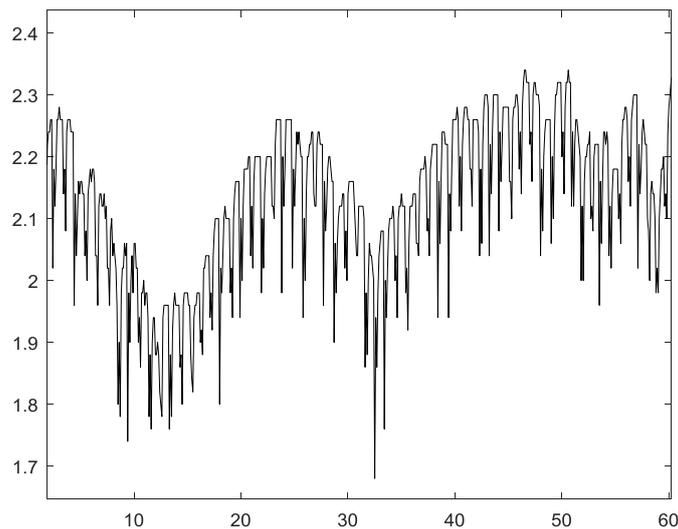


Figure II.13 Placement des électrodes et Acquisition du signal EKG

Il existe différents cas d'acquisition du signal EKG parmi lesquelles nous citons l'acquisition à jeun (préprandiale), et l'acquisition après repas (postprandiale).

Dans le premier cas, l'acquisition s'est faite sur un sujet après avoir pris le déjeuner. L'allure du signal acquis est représentée comme suit :



figureII.14 : l'allure du signal acquis après repas

Dans cette acquisition, l'oscilloscope convertit le signal avec un pas d'échantillonnage $T_e = 0,1s$.

Par cette allure, nous arrivons à voir l'approximation des 3cycles par minutes qui apparaissent dans le signal EKG.

Dans le deuxième cas, l'acquisition s'est faite sur un sujet qui a fait le jeûne, l'allure du signal acquis est représentée comme suit :

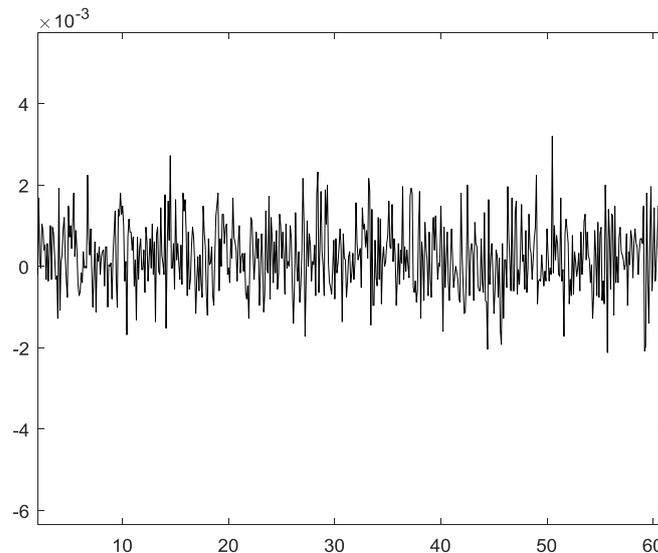


Figure II.15 : l'allure du signal acquis avant repas

Dans cette acquisition, l'oscilloscope convertit le signal avec un pas d'échantillonnage $T_e = 0,1s$

Nous avons mémorisé les signaux via l'oscilloscope, puis nous les avons transférés via le port RS232 à l'ordinateur.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons conçu et réalisé les deux étages principaux de la carte d'acquisition de l'EKG qui sont l'étage d'amplification et l'étage de filtrage.

Nous avons testé le fonctionnement de cette partie de la carte, en remplaçant les électrodes par des signaux sinusoïdaux simulés.

Après confirmation du fonctionnement de ces deux étages de la carte, nous sommes passés à la mesure du signal EKG sur des sujets après repas, et avant repas.

L'oscilloscope à mémoire a enregistré les signaux, les a transmis en données numériques à l'ordinateur via l'interface RS232.

Après cette transmission de données numériques, nous procéderons au traitement par ondelettes dans le chapitre 3, afin d'éliminer le reste du bruit du signal acquis après le repas.

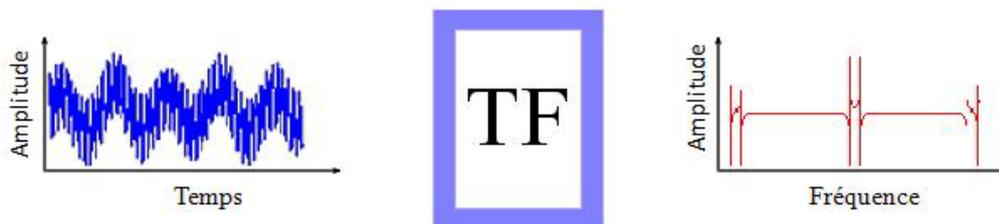
Introduction

L'allure du signal EGG présente parfois des variations anormales, synonymes d'éventuels dysfonctionnements du système digestif. Il est, de ce fait, important de déterminer les instants d'apparition et de disparition de ces phénomènes, et de les caractériser pour essayer d'en expliquer les causes. Pour cela, nous avons pensé à mettre en œuvre un outil informatique performant, dans le but de détecter ces variations. En raison du caractère non stationnaire du signal gastrique, et de sa très basse fréquence. La transformée de Fourier s'avère inefficace pour l'étude de ce genre de phénomène. Par conséquent, nous avons opté dans ce chapitre, dans l'élaboration de notre programme, pour un outil adéquat pour ce genre de signaux, à savoir la transformée en ondelettes.

L'objectif de notre application consiste à caractériser le signal acquis et à le débruiter afin de le rendre exploitable en vue de l'établissement de diagnostic.

III.1 Caractérisation spectrale du signal acquis

La transformée de Fourier est un outil qui sert à mesurer la représentation fréquentielle du signal. Son principe repose sur le fait que toute fonction périodique peut être représentée comme la somme d'une série de sinus et de cosinus dont on fait varier d'une part les amplitudes en les multipliant par des coefficients, et d'autre part les phases en les décalant de manière à ce qu'elles s'additionnent ou se compensent.



figureIII.1 La Transformée de Fourier

La définition de la TF est donnée par la formule suivante :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t).e^{-2\pi ft} dt$$

Cependant, l'analyse de Fourier, de par sa nature, montre assez vite ses limitations : son calcul nécessite la connaissance de toute l'histoire temporelle du signal. De plus, dans une transformée de Fourier, l'information sur le temps est présente (la transformée inverse est donc possible), mais elle est cachée dans les phases : elle est en pratique impossible à extraire. On en est donc réduit à étudier un signal soit en fonction du temps, soit en fonction des fréquences qu'il contient, sans possibilité de conjuguer les deux analyses.

La définition de la TF inverse est donnée par la formule suivante:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f).e^{2\pi ft} df$$

Le passage à une transformée bidimensionnelle est donné par l'équation ci-dessous :

$$X(f1, f2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t1, t2).e^{-2\pi(f1t1, f2t2)} dt1 dt2$$

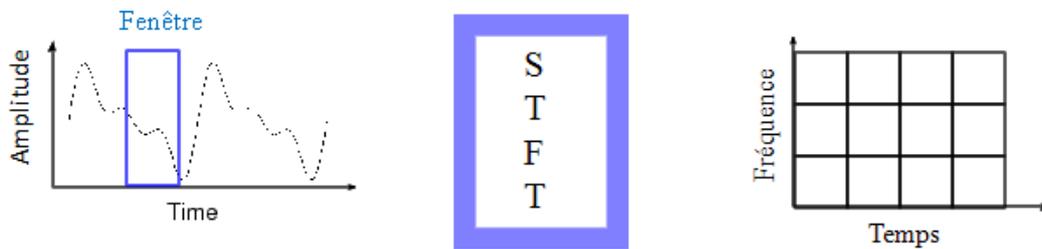
On peut utiliser la transformée de Fourier pour extraire des informations fréquentielles d'une image, toutefois le principal problème de la transformée de Fourier est son manque de résolution temporelle. Cela signifie simplement que si on est effectivement capable de détecter toutes les fréquences qui apparaissent dans un signal, on est en revanche incapable de déterminer à quel moment elles se produisent dans le signal. Il existe une transformée de Fourier plus « locale » donnant des informations mieux localisées, il s'agit de la transformée de Fourier Fenêtré (STFT).

III.1.2 Transformée de Fourier à court terme (STFT)

Pour pallier le manque d'information sur le temps dans la transformée de Fourier, une nouvelle méthode d'analyse est donc introduite : elle utilise une « Fenêtre glissante ».

Cette méthode, pouvant être adaptée aux signaux non-stationnaires, est très proche de l'analyse spectrale: on définit une fenêtre qui sera utilisée comme masque sur le signal, et

dans laquelle on considère que le signal est localement stationnaire, puis on décale cette fenêtre le long du signal afin de l'analyser entièrement.



figureIII.2 : La Transformée de Fourier à court terme

La transformée de Fourier fenêtrée remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par le produit d'une sinusoïde et d'une fenêtre localisée en temps.

La définition de la STFT est donnée par la formule suivante :

$$STFT_{(s,f)} = \int_t^{\infty} [x(t) \cdot g(t-s)] \cdot e^{-j2\pi ft} dt$$

Où :

$x(t)$ étant le signal lui-même

$g(t)$ est la fonction fenêtre et g^* son complexe conjugué.

f représente la fréquence.

s représente l'échelle.

Comme l'indique l'équation, la STFT du signal n'est autre que la TF du signal multiplié par **la fonction fenêtre**. Pour chaque valeur de f et de s , on calcule un nouveau coefficient de la STFT.

On constate que la fenêtre g est indépendante de l'échelle s , ce qui signifie que l'enveloppe de la fenêtre glissante sera constante : on aura donc une résolution fixe sur toute la durée du signal.

Ainsi, l'étude d'un signal avec la STFT permet d'obtenir à la fois une information sur le temps et sur la fréquence, mais la résolution d'analyse est fixée par le choix de la taille de l'enveloppe :

Si la fenêtre est trop petite, les basses fréquences n'y seront pas contenues

Si la fenêtre est trop grande, l'information sur les hautes fréquences est noyée dans l'information concernant la totalité de l'intervalle contenu dans la fenêtre.

Donc la taille fixe de la fenêtre est un gros inconvénient. L'outil idéal serait une fenêtre qui s'adapte aux variations de fréquence dans le signal à analyser. Cet outil existe, il s'agit de la récente analyse en ondelettes.

III.2 La transformée en ondelettes (TO)

III.2.1 définition de la transformée en ondelettes

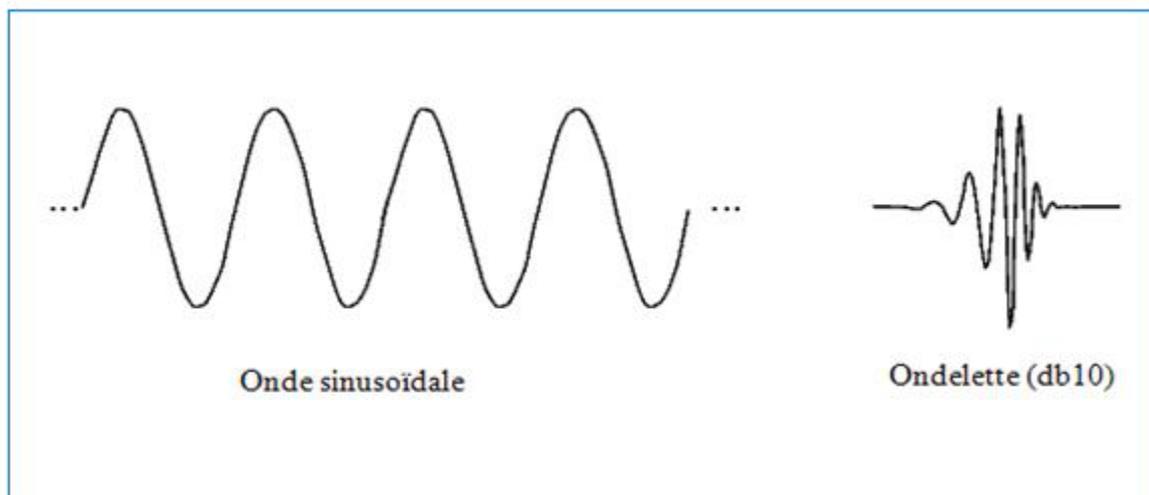


Figure III.3 La Différence entre une onde sinusoïdale et une ondelette

La transformée en ondelettes est un outil mathématique qui décompose un signal en fréquences en conservant une localisation spatiale. Le signal de départ est projeté sur un ensemble de fonctions de base qui varient en fréquence et en espace. Ces fonctions de base s'adaptent aux fréquences du signal à analyser. Cette transformation permet donc d'avoir une localisation en temps et en fréquence du signal analysé.



Figure III.4 La Transformée en ondelettes

La transformée en ondelettes, est le seul outil qui nous offre la possibilité d'avoir une précision en temps lorsqu'on analyse des hautes fréquences et une précision en fréquence quand on a une information basse fréquence. En effet, elle permet, comme la transformée de Fourier, d'étudier les fréquences d'une fonction tout en conservant la localisation des événements. Il existe un grand nombre d'ondelettes offrant une grande diversité d'analyse. Il existe également diverses transformées (continues ou discrète).

III.2.2 La transformée en ondelettes discrète (DWT)

Le principe de base de la TOD est de séparer le signal en deux composantes, l'une représente l'allure générale du signal, l'autre, ses détails. L'allure générale d'une fonction est représentée par ses basses fréquences et les détails par ses hautes fréquences.

Le filtre est une ondelette avec une échelle adaptée aux fréquences à récupérer, il agit comme une ondelette mère sur le signal.

Pour séparer le signal, on utilise deux filtres complémentaires :

- Un filtre passe-bas (allure générale = approximation)
- Un filtre passe-haut(détails)

Les filtres complémentaires signifient que les fréquences coupées par l'un doivent être conservées par l'autre. On dit que les deux filtres forment une paire de filtres miroirs en quadrature.

Une fois filtré (on obtient 2 signaux de taille N), le signal est échantillonné

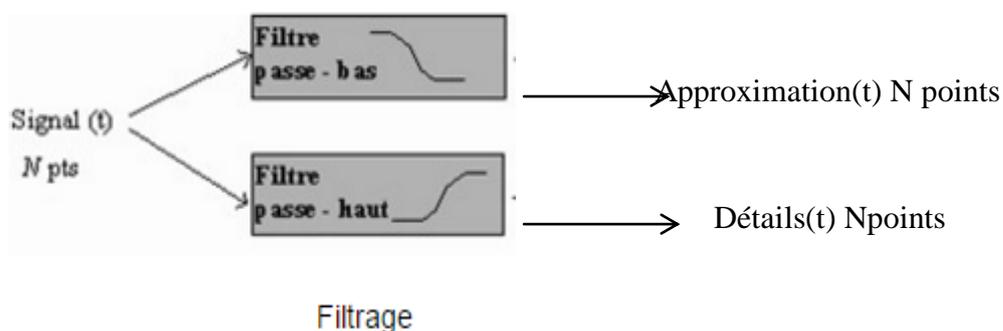


Figure III.5 composant du bloc de traitements avec Npoints

Si nous nous arrêtons là (figure III.5), nous multiplions par 2 la quantité d'information.

En effet si le signal à traiter possède N points, le signal d'approximation et le signal de détails feront également N points chacun, soit $2.N$ en tout.

Pour y remédier, le filtre passe-bas est choisi de telle sorte que sa fréquence de coupure soit $F_e/4$, où F_e est la fréquence d'échantillonnage du signal. un filtre passe-haut orthogonal au filtre passe bas, peut être calculé facilement .en sous échantillonnant d'un facteur de 2 chaque signal, c'est-à-dire, le signal d'approximation et le signal détails. On se ramène à deux signaux de longueur $N/2$, soit N points en tout:pas de changement dans la quantité d'information.

Une étape élémentaire de la TOD peut donc se schématiser de la façon suivante :

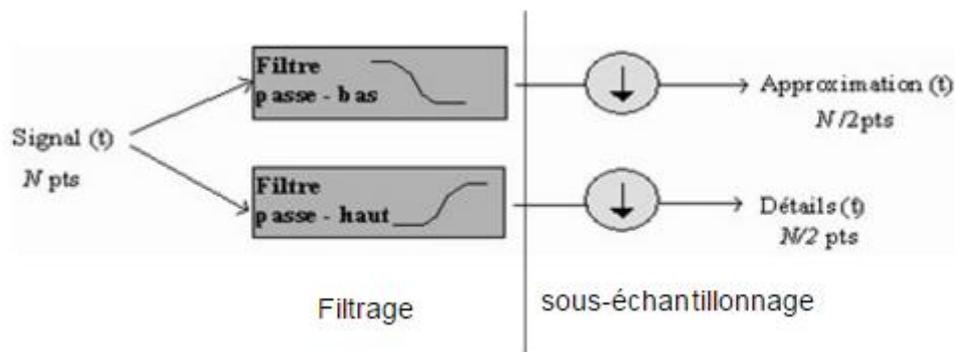


Figure III.6 : composant du bloc de traitements avec $N/2$

Où le symbole  représente l'opération de sous échantillonnage : on ne prend qu'un point du signal sur deux.

L'approximation est bien une version lissée du signal de départ. Mais elle comporte encore du bruit. Rien ne nous empêche de répéter l'opération de filtrage sur le signal d'approximation pour accéder à une résolution encore inférieure, et ainsi de suite. Par contre les signaux de détails issus du filtrage passe-haut sont laissés de côté à chaque pas.

On obtient alors une décomposition que l'on peut schématiser comme suit (figure III .7) :

A chaque itération, on divise la résolution par deux. C'est la raison pour laquelle cette méthode est appelée **analyse multirésolution**.

Il est intéressant pour de nombreuses applications de pouvoir reconstruire le signal à partir des coefficients d'ondelette. Cette opération est appelée **reconstruction** ou **synthèse**.

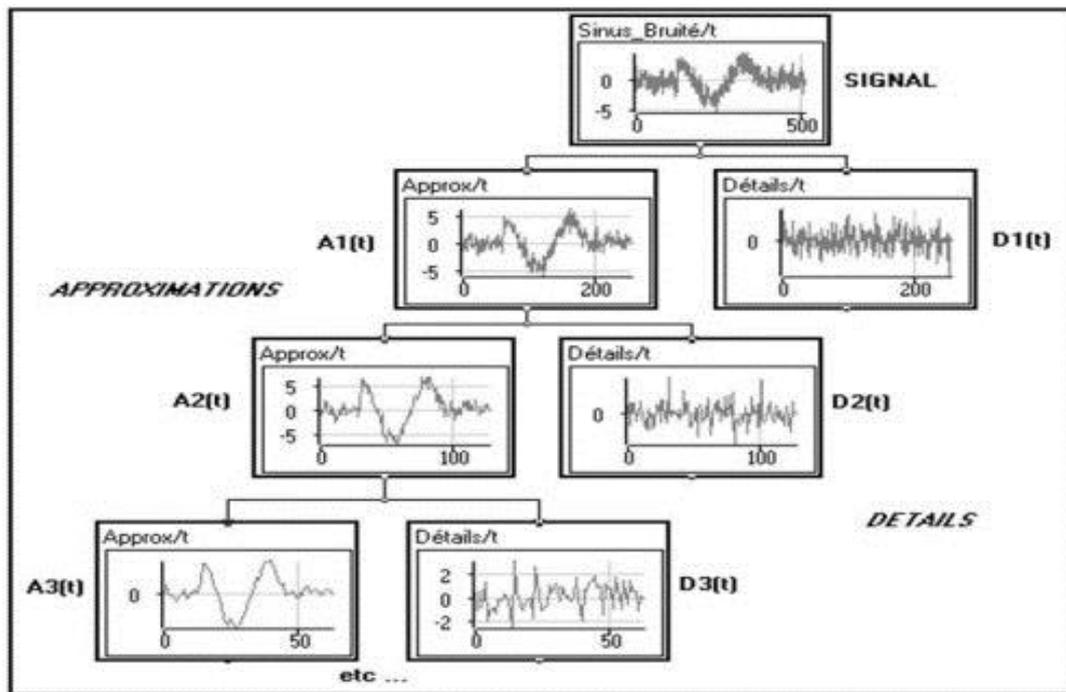


Figure III.7: arbre de décomposition d'un signal en ondelette

III.3 Application au signal EGG acquis

III.3.1 Représentation spectrale du signal

Lorsque nous appliquons la transformée de Fourier au signal EGG acquis sur une période $T=20s$, nous obtenons l'allure suivante (figure III.8)

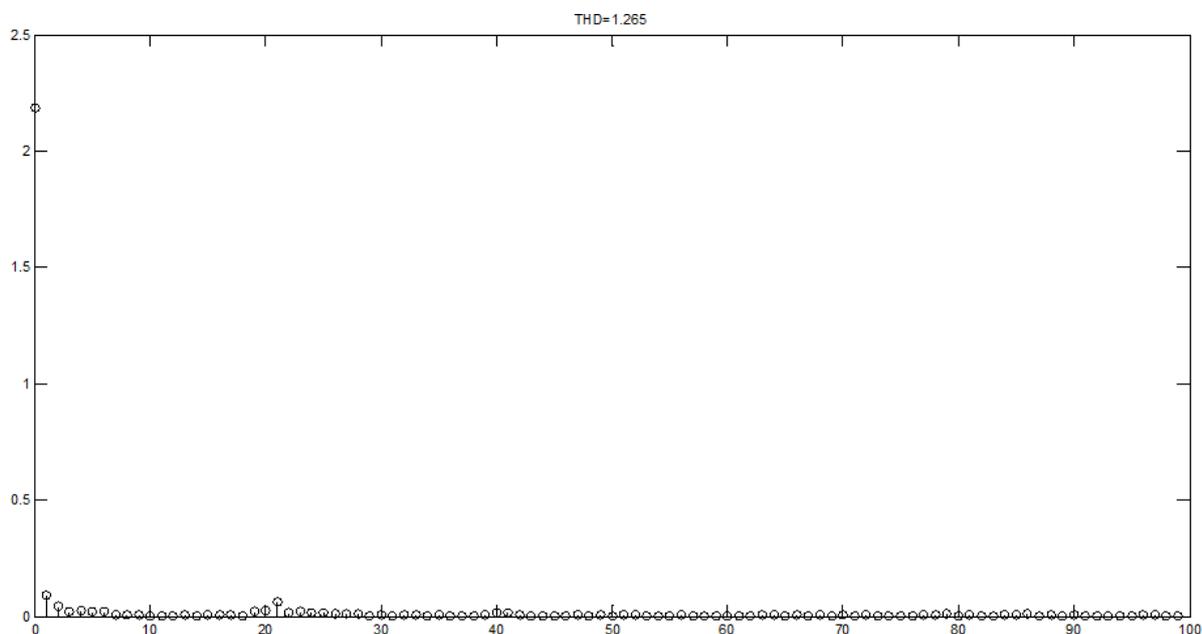


figure III.8: représentation spectrale du signal

Nous constatons bien que le phénomène se concentre dans une bande de fréquence très basse de l'ordre de 0,05hz, ce qui correspond bien aux caractéristiques connues pour le signal EGG et citées dans le chapitre I

III.3.2 Transformée en ondelettes du signal

En appliquons la transformée en ondelettes aux deux signaux acquis, nous obtenons les allures suivante (figure III. 9) et figure (III.10).

Nous constatons bien que les variations de fréquences élevées, qui constituent un bruit pour notre signal sont fortement atténuées.

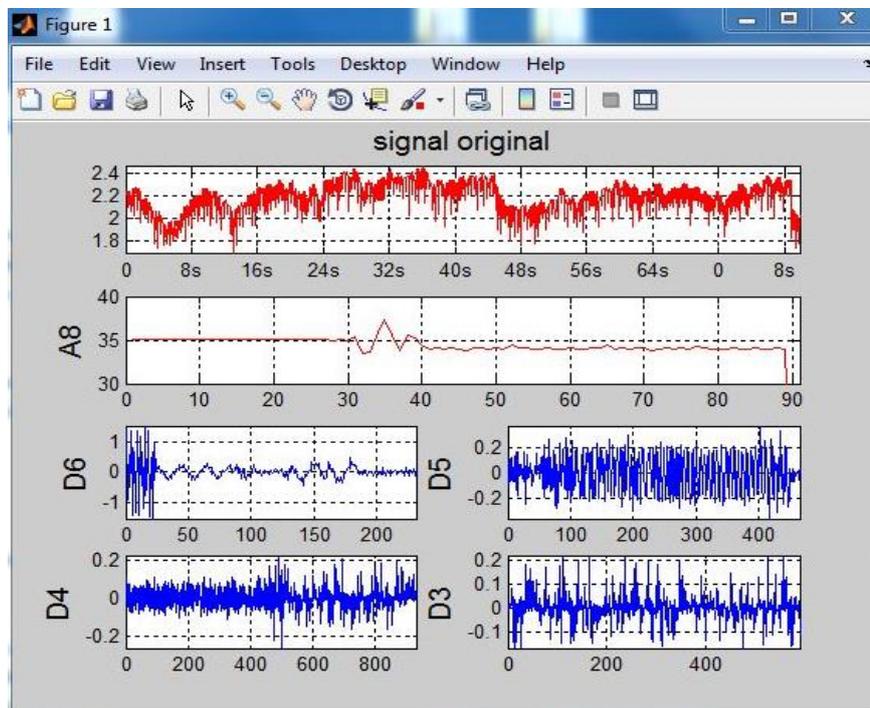


Figure III.9 application des ondelettes sur le premier signal (postprandiale)

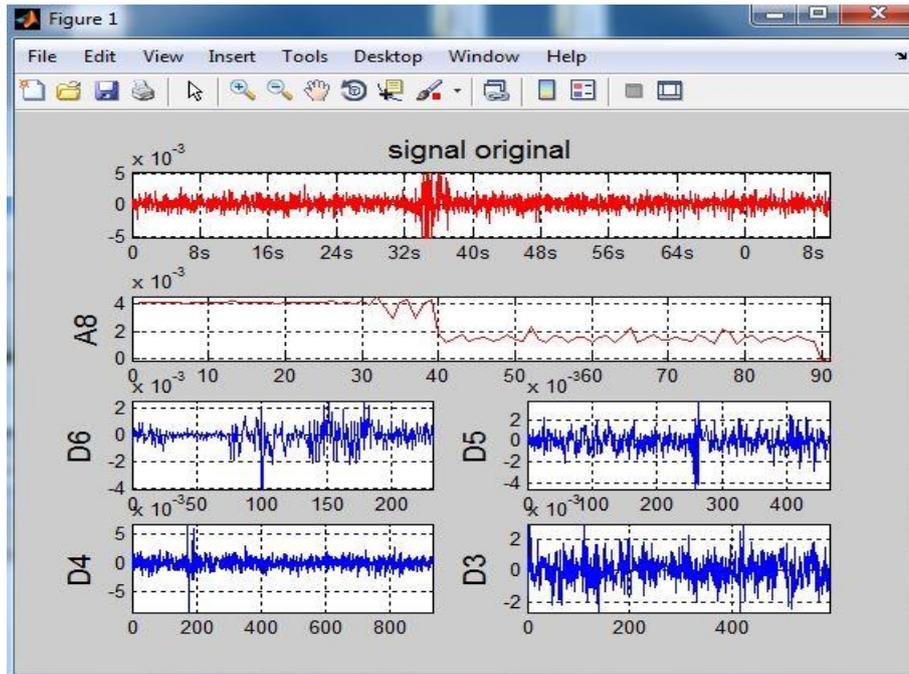


Figure III.10 application des ondelettes sur le deuxième signal (à jeun)

le programme d'ondelettes que nous avons appliqué pour les débruitage du signal acquis est le programme Dmeyer introduit par la fonction ('dmey').

Explorer d'autres techniques de traitement pour extraire le maximum d'informations du signal acquis.

Conclusion

Le signal électrogastrographique (EGG) permet la mesure précise des ondes lentes du système gastrique et donc la détection de pathologies couramment rencontrées par les médecins gastrologues.

Dans notre cas, nous avons pu aboutir à l'acquisition et un premier débruitage de ce signal même si une amélioration des conditions de mesure et d'analyse pourra certainement améliorer la qualité de ce travail.

Conclusion générale

L'objectif principal de notre projet est l'acquisition du signal EGG pour être visualisé, analysé et enregistré.

Sur le plan pédagogique, nous avons saisi cette opportunité afin d'approfondir nos connaissances acquises en traitement de signal pendant le cursus universitaire que ce soit sur le plan théorique ou sur le plan pratique.

Nous pouvons dire aussi que ce travail est une initiation à la recherche, car il nous a permis d'aborder un domaine d'actualité et en cours d'évolution.

Dans la première partie du travail, nous avons étudié l'électrophysiologie du système gastrique et les anomalies qui peuvent être détectées par l'EGG.

La deuxième partie du projet a consisté à réaliser la carte d'acquisition du signal EGG et cela en partant du test de fonctionnement du système à l'aide de signaux simulés.

A l'aide d'un oscilloscope à mémoire, nous avons converti et mémorisé le signal, puis l'avons transféré, via le port RS232, vers un PC pour son traitement.

Nous avons ensuite procédé à l'analyse fréquentielle puis au débruitage du signal acquis en utilisant la transformée en ondelettes, une méthode qui consiste à éliminer le bruit superposé au signal et acquérir la bande de fréquence du signal EGG.

Comme nous l'avons évoqué plus haut, il s'agit d'un domaine de recherche actif, ce travail reste bien sûr ouvert pour toute amélioration.

Dans le cadre de la fréquence gastrique par exemple, elle a été extraite à partir de la mesure de l'électrogastrogramme en utilisant des électrodes classiques de surface. Ainsi, le placement de ces électrodes n'est pas souvent confortable et son utilisation à long terme peut être problématique surtout pour les personnes âgées à cause des caractéristiques du gel hypertonique utilisé pour améliorer la conduction entre la peau et l'électrode. Afin de remplacer les électrodes classiques de surface, il pourrait donc être envisageable d'implémenter la mesure avec des électrodes sèches et actives sur un système embrassé pour permettre de réaliser un suivi à long terme (une semaine au moins).

Ce système embarqué sera équipé d'un microcontrôleur chargé de commande et de traitement du signal EGG. Cela permettra au médecin de suivre l'état gastrique du patient en fonction de ses activités quotidiennes.

Bibliographie

[1] : PROPOSED METHOD FOR ELECTROGASTROGRAM ACQUISITION

http://shodhganga.inflibnet.ac.in/bitstream/10603/16353/7/07_chapter2.pdf

[2] : BIOMEDICAL ENGINEERING

http://perso.telecom-paristech.fr/~angelini/shared_files/Biomed_2006_overview.pdf

[3] : PAROI ABDOMINALE ANTERIEURE : ASPECTS NORMAUX ET PATHOLOGIQUES

<http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2011/1/c2a2b3c7-35e3-476a-954b-0e7b87327021.pdf>

[4] : Tps de traitement numérique du signal TR1 TP1 : Corrélation et spectre TP2 : Filtrage Numérique 2006-2007.

http://dobigeon.perso.enseiht.fr/teaching/TNS/TP_TNS_1TR.pdf

[5] : Electrogastrography : a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1365-2982.2003.00396.x/abstract>

[6] : Amplificateur de différence & Amplificateur d'instrumentation

https://www.google.dz/?gws_rd=cr,ssl&ei=qilSWYUJJYG0UprniIqB#q=Amplificateur+de+d iff%C3%A9rence+%26+Amplificateur+d%E2%80%99instrumentation

[7] : Traitement Numérique du Signal

<http://people.rennes.inria.fr/Olivier.Sentieys/teach/SupportCM.pdf>

[8] : MICROCONTROLLER-BASED EGG RECORDING SYSTEM

<http://www.worldscientific.com/doi/pdf/10.4015/S1016237201000285>

[9] : INTRODUCTION AUX ONDELETTES

https://orbi.ulg.ac.be/bitstream/2268/87186/1/Intro_ond1_v2.pdf

[10] : « APPLICATION DE LA TRANSFORMEE EN ONDELETTE AU LE DEBRUITAGE DU SIGNAL ELECTROGASTROGRAPHIQUE EGG » THESE D'INGENIEUR EN ELECTRONIQUE UMMTO 2005/2006.

[11] : « ELECTROGASTROGRAPHY PRINCIPLES AND APPLICATION » EDITORS
JIANDE Z.CHEN, RICHARD W.MCCALLUM, RAVEN PRESS NEW YORK.

[12]: « MOTRICITE DIGESTIVE » LES FONDAMENTAUX DE LA PATHOLOGIE
DIGESTIVE, EDITIONS ELSEVIER-LASSON-OCTOBRE 2014

LM358, LM258, LM2904, LM2904V

Dual Low Power Operational Amplifiers

Utilizing the circuit designs perfected for recently introduced Quad Operational Amplifiers, these dual operational amplifiers feature 1) low power drain, 2) a common mode input voltage range extending to ground/ V_{EE} , 3) single supply or split supply operation and 4) pinouts compatible with the popular MC1558 dual operational amplifier. The LM158 series is equivalent to one-half of an LM124.

These amplifiers have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. They can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V, with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Single and Split Supply Operation
- Similar Performance to the Popular MC1558
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness of the Device without Affecting Operation

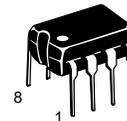
MAXIMUM RATINGS ($T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	LM258 LM358	LM2904 LM2904V	Unit
Power Supply Voltages Single Supply Split Supplies	V_{CC} V_{CC}, V_{EE}	32 ± 16	26 ± 13	Vdc
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V_{IDR}	± 32	± 26	Vdc
Input Common Mode Voltage Range (Note 2)	V_{ICR}	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Output Short Circuit Duration	t_{SC}	Continuous		
Junction Temperature	T_J	150		$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-55 to +125		$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range	T_A			$^\circ\text{C}$
LM258		-25 to +85	-	
LM358		0 to +70	-	
LM2904		-	-40 to +105	
LM2904V		-	-40 to +125	

- NOTES:** 1. Split Power Supplies.
2. For Supply Voltages less than 32 V for the LM258/358 and 26 V for the LM2904, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

DUAL DIFFERENTIAL INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

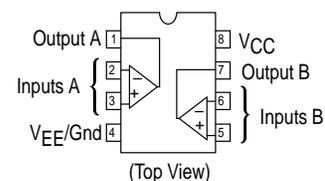


N SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 626



D SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 751
(SO-8)

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

Device	Operating Temperature Range	Package
LM2904D	$T_A = -40^\circ$ to $+105^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904N		Plastic DIP
LM2904VD	$T_A = -40^\circ$ to $+125^\circ\text{C}$	SO-8
LM2904VN		Plastic DIP
LM258D	$T_A = -25^\circ$ to $+85^\circ\text{C}$	SO-8
LM258N		Plastic DIP
LM358D	$T_A = 0^\circ$ to $+70^\circ\text{C}$	SO-8
LM358N		Plastic DIP

LM358, LM258, LM2904, LM2904V

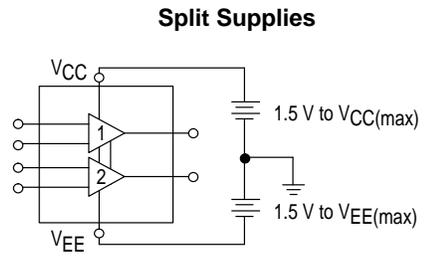
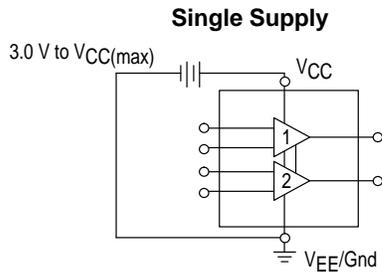
ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_{CC} = 5.0 V, V_{EE} = Gnd, T_A = 25°C, unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	LM258			LM358			LM2904			LM2904V			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage V _{CC} = 5.0 V to 30 V (26 V for LM2904, V), V _{IC} = 0 V to V _{CC} -1.7 V, V _O = 1.4 V, R _S = 0 Ω T _A = 25°C T _A = T _{high} (Note 1) T _A = T _{low} (Note 1)	V _{IO}	–	2.0	5.0	–	2.0	7.0	–	2.0	7.0	–	–	–	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	ΔV _{IO} /ΔT	–	7.0	–	–	7.0	–	–	7.0	–	–	7.0	–	μV/°C
Input Offset Current T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	I _{IO}	–	3.0	30	–	5.0	50	–	5.0	50	–	5.0	50	nA
Input Bias Current T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	I _{IB}	–	–45	–150	–	–45	–250	–	–45	–250	–	–45	–250	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	ΔI _{IO} /ΔT	–	10	–	–	10	–	–	10	–	–	10	–	pA/°C
Input Common Mode Voltage Range (Note 2), V _{CC} = 30 V (26 V for LM2904, V) V _{CC} = 30 V (26 V for LM2904, V), T _A = T _{high} to T _{low}	V _{ICR}	0	–	28.3	0	–	28.3	0	–	24.3	0	–	24.3	V
Differential Input Voltage Range	V _{IDR}	–	–	V _{CC}	–	–	V _{CC}	–	–	V _{CC}	–	–	V _{CC}	V
Large Signal Open Loop Voltage Gain R _L = 2.0 kΩ, V _{CC} = 15 V, For Large V _O Swing, T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	A _{VOL}	50	100	–	25	100	–	25	100	–	25	100	–	V/mV
Channel Separation 1.0 kHz ≤ f ≤ 20 kHz, Input Referenced	CS	–	–120	–	–	–120	–	–	–120	–	–	–120	–	dB
Common Mode Rejection R _S ≤ 10 kΩ	CMR	70	85	–	65	70	–	50	70	–	50	70	–	dB
Power Supply Rejection	PSR	65	100	–	65	100	–	50	100	–	50	100	–	dB
Output Voltage—High Limit (T _A = T _{high} to T _{low}) (Note 1) V _{CC} = 5.0 V, R _L = 2.0 kΩ, T _A = 25°C V _{CC} = 30 V (26 V for LM2904, V), R _L = 2.0 kΩ V _{CC} = 30 V (26 V for LM2904, V), R _L = 10 kΩ	V _{OH}	3.3	3.5	–	3.3	3.5	–	3.3	3.5	–	3.3	3.5	–	V
Output Voltage—Low Limit V _{CC} = 5.0 V, R _L = 10 kΩ, T _A = T _{high} to T _{low} (Note 1)	V _{OL}	–	5.0	20	–	5.0	20	–	5.0	20	–	5.0	20	mV
Output Source Current V _{ID} = +1.0 V, V _{CC} = 15 V	I _{O+}	20	40	–	20	40	–	20	40	–	20	40	–	mA
Output Sink Current V _{ID} = –1.0 V, V _{CC} = 15 V V _{ID} = –1.0 V, V _O = 200 mV	I _{O–}	10	20	–	10	20	–	10	20	–	10	20	–	mA
Output Short Circuit to Ground (Note 3)	I _{SC}	–	40	60	–	40	60	–	40	60	–	40	60	mA
Power Supply Current (T _A = T _{high} to T _{low}) (Note 1) V _{CC} = 30 V (26 V for LM2904, V), V _O = 0 V, R _L = ∞ V _{CC} = 5 V, V _O = 0 V, R _L = ∞	I _{CC}	–	1.5	3.0	–	1.5	3.0	–	1.5	3.0	–	1.5	3.0	mA
		–	0.7	1.2	–	0.7	1.2	–	0.7	1.2	–	0.7	1.2	mA

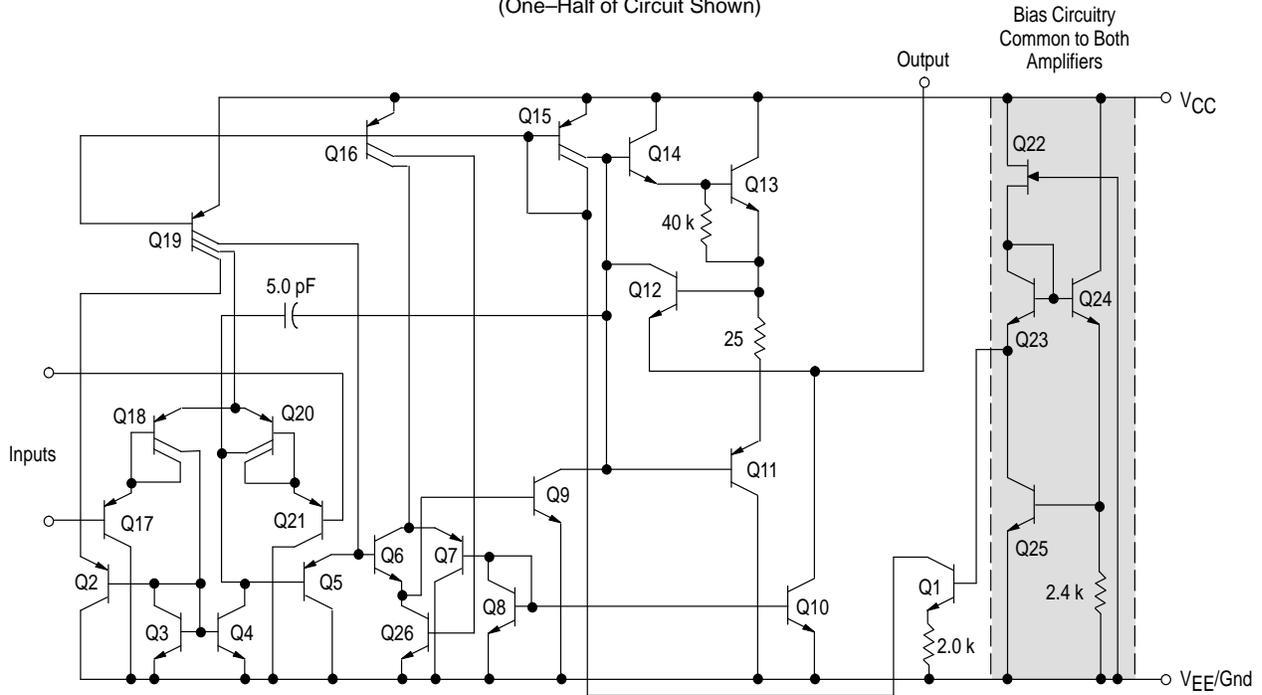
NOTES: 1. T_{low} = –40°C for LM2904
= –40°C for LM2904V
= –25°C for LM258
= 0°C for LM358
T_{high} = +105°C for LM2904
= +125°C for LM2904V
= +85°C for LM258
= +70°C for LM358

2. The input common mode voltage or either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3 V. The upper end of the common mode voltage range is V_{CC} –1.7 V.
3. Short circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction. Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.

LM358, LM258, LM2904, LM2904V



Representative Schematic Diagram
(One-Half of Circuit Shown)



CIRCUIT DESCRIPTION

The LM258 series is made using two internally compensated, two-stage operational amplifiers. The first stage of each consists of differential input devices Q20 and Q18 with input buffer transistors Q21 and Q17 and the differential to single ended converter Q3 and Q4. The first stage performs not only the first stage gain function but also performs the level shifting and transconductance reduction functions. By reducing the transconductance, a smaller compensation capacitor (only 5.0 pF) can be employed, thus saving chip area. The transconductance reduction is accomplished by splitting the collectors of Q20 and Q18. Another feature of this input stage is that the input common mode range can include the negative supply or ground, in single supply operation, without saturating either the input devices or the differential to single-ended converter. The second stage consists of a standard current source load amplifier stage.

Each amplifier is biased from an internal-voltage regulator which has a low temperature coefficient thus giving each amplifier good temperature characteristics as well as excellent power supply rejection.

Large Signal Voltage Follower Response

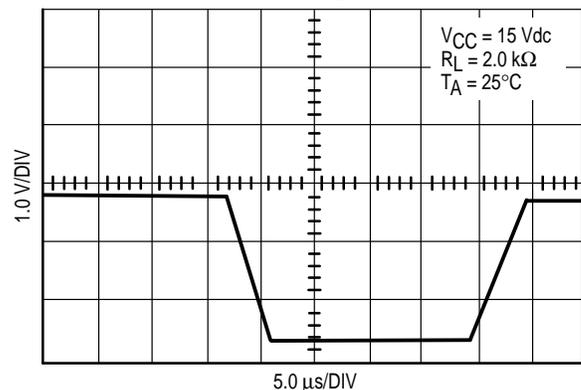


Figure 1. Input Voltage Range

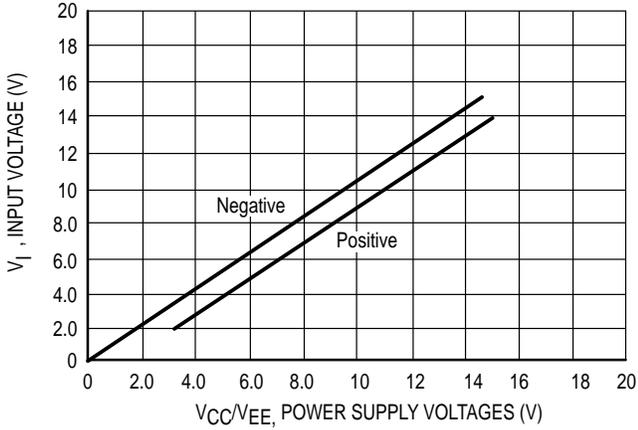


Figure 2. Large-Signal Open Loop Voltage Gain

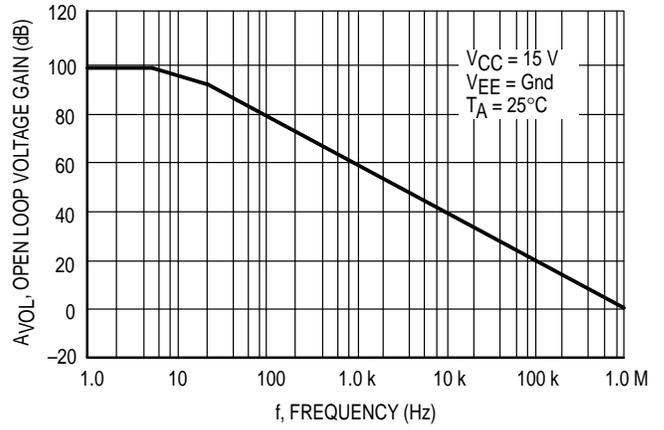


Figure 3. Large-Signal Frequency Response

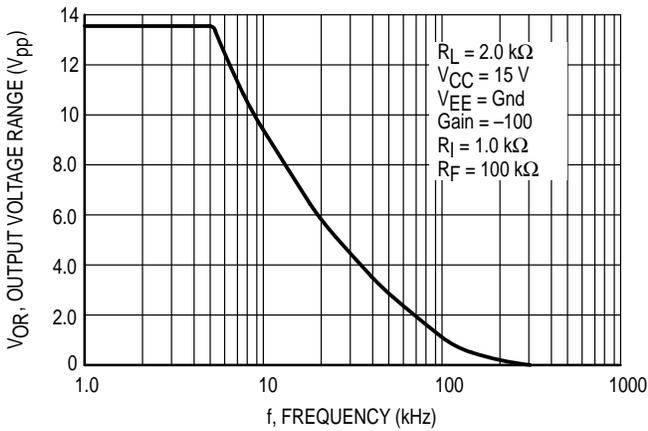


Figure 4. Small Signal Voltage Follower Pulse Response (Noninverting)

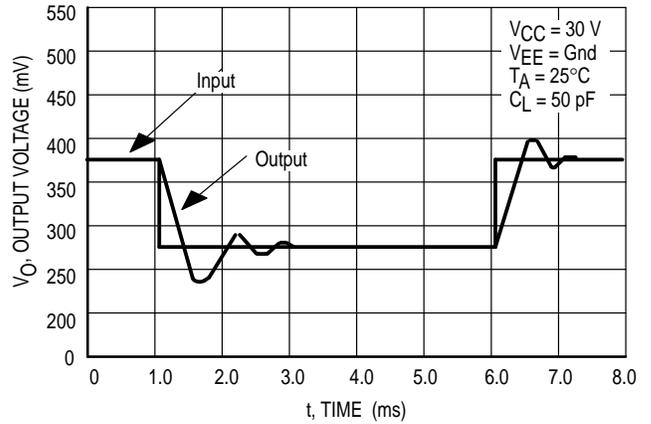


Figure 5. Power Supply Current versus Power Supply Voltage

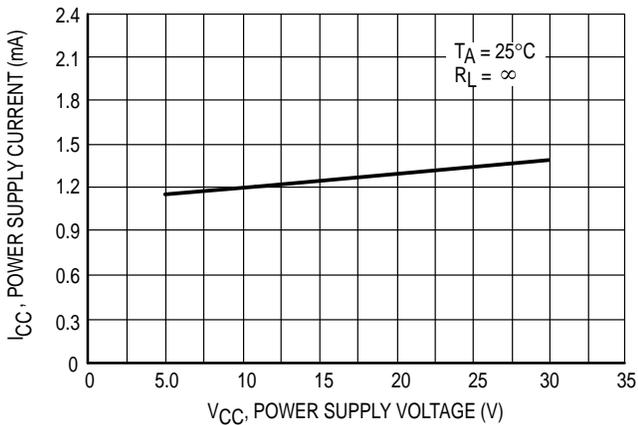
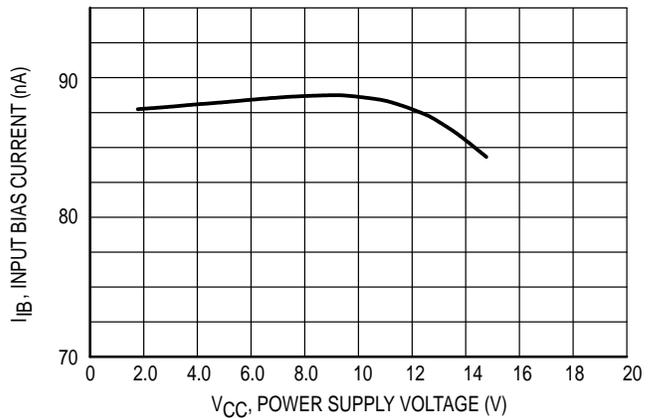


Figure 6. Input Bias Current versus Supply Voltage



INAx126 MicroPower Instrumentation Amplifier Single and Dual Versions

1 Features

- Low Quiescent Current: 175 μ A/channel
- Wide Supply Range: ± 1.35 V to ± 18 V
- Low Offset Voltage: 250- μ V Maximum
- Low Offset Drift: 3- μ V/ $^{\circ}$ C Maximum
- Low Noise: 35 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- Low Input Bias Current: 25-nA Maximum
- 8-Pin PDIP, SOIC, VSSOP Surface-Mount Dual:
16-Pin PDIP, SOIC, SSOP

2 Applications

- Industrial Sensor Amplifiers: Bridges, RTDs, Thermocouples
- Physiological Amplifiers: ECGs, EEGs, EMGs
- Multi-Channel Data Acquisition
- Portable, Battery-Operated Systems

3 Description

The INA126 and INA2126 are precision instrumentation amplifiers for accurate, low noise differential-signal acquisition. Their two-op-amp design provides excellent performance with low quiescent current (175 μ A/channel). Combined with a wide operating voltage range of ± 1.35 V to ± 18 V, makes the INAx126 ideal for portable instrumentation and data acquisition systems.

Gain can be set from 5 V/V to 10000 V/V with a single external resistor. Laser-trimmed input circuitry provides low offset voltage (250- μ V maximum), low offset voltage drift (3- μ V/ $^{\circ}$ C maximum), and excellent common-mode rejection.

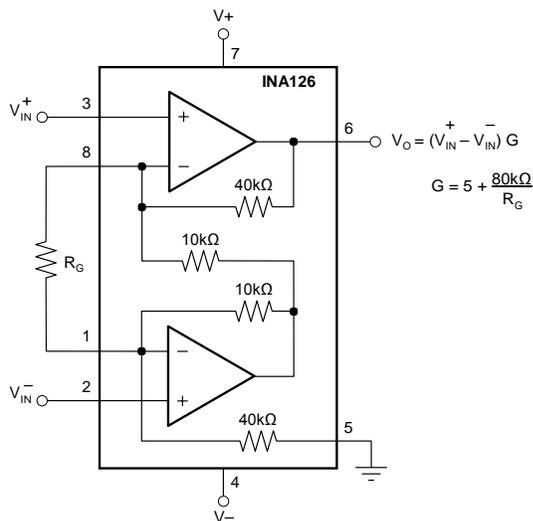
Single version package options include 8-pin plastic PDIP, SOIC-8, and fine-pitch VSSOP-8 surface-mount. Dual version is available in 16-pin plastic PDIP, SOIC-8, and the space-saving, fine-pitch SSOP-16 surface-mount. All are specified for the -40° C to $+85^{\circ}$ C industrial temperature range.

Device Information(1)

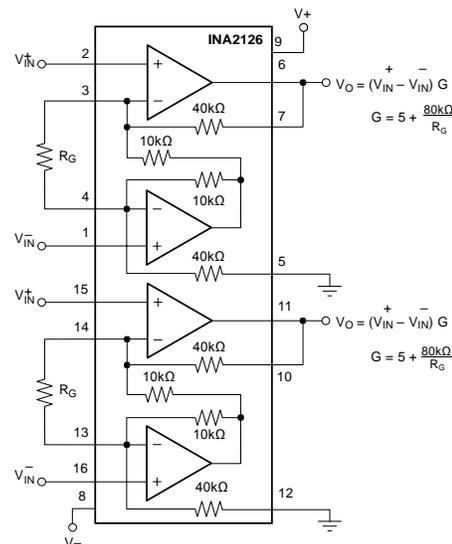
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA126	PDIP (8)	6.35 mm x 9.81 mm
	SOIC (8)	3.91 mm x 4.90 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm x 3.00 mm
INA2126	PDIP (16)	6.35 mm x 19.30 mm
	SOIC (16)	3.91 mm x 9.90 mm
	SSOP (16)	3.90 mm x 4.90 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic: INA126

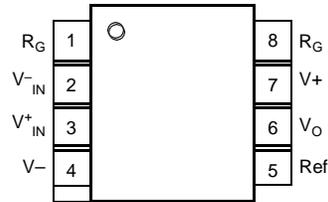


Simplified Schematic: INA2126



5 Pin Configuration and Functions

**P, D, and DGK Packages
8-Pin PDIP, SOIC, VSSOP
Top View**



Pin Functions: 8-Pin

PIN		I/O	DESCRIPTION
NO.	NAME		
1, 8	R _G	—	Gain setting pin. For gains greater than 5 place a gain resistor between pin 1 and pin 8.
2	V _{-IN}	I	Negative input
3	V _{+IN}	I	Positive input
4	V ₋	—	Negative supply
5	Ref	I	Reference input. This pin must be driven by a low impedance or connected to ground.
6	V _O	O	Output
7	V ₊	—	Positive supply

6.5 Thermal Information: INA2126

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		INA2126			UNIT
		PDIP	SOIC	MSOP	
		16 PINS	16 PINS	16 PINS	
R _{θJA}	Junction-to-ambient thermal resistance	39.3	76.2	115.8	°C/W
R _{θJC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	26.2	37.8	67	°C/W
R _{θJB}	Junction-to-board thermal resistance	20.1	33.5	58.3	°C/W
ψ _{JT}	Junction-to-top characterization parameter	10.7	7.5	19.9	°C/W
ψ _{JB}	Junction-to-board characterization parameter	19.9	33.3	57.9	°C/W
R _{θJC(bot)}	Junction-to-case (bottom) thermal resistance	–	–	–	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the *Semiconductor and IC Package Thermal Metrics* application report, [SPRA953](#).

6.6 Electrical Characteristics

at T_A = 25°C, V_S = ±15 V, R_L = 25 kΩ (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
INPUT							
RTI	Offset voltage	NA126P, U, E; INA2126P, U, E			±100	±250	μV
		INA126PA, UA, EA; INA2126PA, UA, EA			±150	±500	
	Offset voltage versus temperature	NA126P, U, E; INA2126P, U, E			±0.5	±3	μV/°C
		INA126PA, UA, EA; INA2126PA, UA, EA			±0.5	±5	
Offset voltage versus power supply (PSRR)	V _S = ±1.35 V to ±18	VNA126P, U, E INA2126P, U, E			5	15	μV/V
		VINA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA			5	50	
Input impedance		INA126P, U, E; INA2126P, U, E			10 ⁹ 4		Ω pF
Safe input voltage		R _S = 0		(V–) – 0.5		(V+) + 0.5	V
		R _S = 1 kΩ		(V–) – 10		(V+) + 10	
Common-mode voltage range		V _O = 0 V		±11.25	±11.5		V
Channel separation (dual)		G = 5, dc			130		dB
Common-mode rejection		R _S = 0, V _{CM} = ±11.25 V	INA126P, U, E INA2126P, U, E		83	94	dB
			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA		74	90	
		NA2126U (dual SO-16)		80	94		
INPUT BIAS CURRENT							
Input bias current		INA126P, U, E; INA2126P, U, E			–10	–25	nA
		INA126PA, UA, EA; INA2126PA, UA, EA				–50	
Input bias current vs temperature					±30		pA/°C
Offset current		INA126P, U, E; INA2126P, U, E			±0.5	±2	nA
		INA126PA, UA, EA; INA2126PA, UA, EA			±0.5	±5	
Offset current vs temperature					±10		pA/°C
GAIN							
Gain					G = 5 to 10k		V/V
Gain equation					G = 5 + 80 kΩ/R _G		V/V
Gain error		V _O = ±14 V, G = 5	INA126P, U, E INA2126P, U, E		±0.02%	±0.1%	
			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA		±0.02%	±0.18%	
Gain error vs temperature		G = 5			±2	±10	ppm/°C
Gain error		V _O = ±12 V, G = 100	INA126P, U, E INA2126P, U, E		±0.2%	±0.5%	
			INA126PA, UA, EA INA2126PA, UA, EA		±0.2%	±1%	
Gain error vs temperature		G = 100			±25	±100	ppm/°C

INA126, INA2126

SBOS062B – SEPTEMBER 2000 – REVISED DECEMBER 2015

www.ti.com
Electrical Characteristics (continued)

 at $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{ V}$, $R_L = 25\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Nonlinearity	$G = 100$, $V_O = \pm 14\text{ V}$		$\pm 0.002\%$	$\pm 0.012\%$	
NOISE					
Voltage noise	$f = 1\text{ kHz}$		35		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
	$f = 100\text{ Hz}$		35		
	$f = 10\text{ Hz}$		45		
	$f_B = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$		0.7		μV_{PP}
Current noise	$f = 1\text{ kHz}$		60		fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
	$f_B = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$		2		pA_{PP}
OUTPUT					
Positive voltage	$R_L = 25\text{ k}\Omega$	$(V+) - 0.9$	$(V+) - 0.75$		V
Negative voltage	$R_L = 25\text{ k}\Omega$	$(V-) + 0.95$	$(V-) + 0.8$		
Short-circuit current	Short circuit to ground		+10 / -5		mA
Capacitive load drive			1000		pF
FREQUENCY RESPONSE					
Bandwidth, -3dB	$G = 5$		200		kHz
	$G = 100$		9		
	$G = 500$		1.8		
Slew rate	$V_O = \pm 10\text{ V}$, $G = 5$		0.4		V/ μs
Settling time, 0.01%	10-V step, $G = 5$		30		μs
	10-V step, $G = 100$		160		
	10-V step, $G = 500$		1500		
Overload recovery	50% input overload		4		μs
POWER SUPPLY					
Voltage range		± 1.35	± 15	± 18	V
Current (per channel)	$I_O = 0$		± 175	± 200	μA
Specification temperature range		-40		85	$^\circ\text{C}$
Operation temperature range		-55		125	$^\circ\text{C}$

Résumé

Dans le domaine médical, l'un des principaux soucis consiste à mettre en œuvre des méthodes et des techniques permettant de diagnostiquer d'éventuelles pathologies de la manière la plus fiable possible. Si, dans certains domaines, les méthodes existantes ont montré leur efficacité, il en est d'autres où l'exploration nécessite de faire appel à des techniques pouvant être traumatisantes pour les patients. C'est le cas dans le domaine de la gastrologie où il est fait appel à l'utilisation de techniques invasives et coûteuses telles que la fibroscopie ou la coloscopie qui sont parfois mal tolérées par le patient jusqu'à nécessiter une anesthésie générale de ce dernier.

L'objectif recherché permettant de pallier à ces inconvénients consiste en la mise en œuvre d'une technique de diagnostic non invasive à partir d'électrodes cutanées à l'image de ce qui se fait en électrocardiographie (EGG) qui est devenue d'usage courant de nos jours et qui a prouvé son efficacité. Une telle technique porte le nom d'électrogastrographie (EGG).

Dans notre cas, nous avons pu aboutir à l'acquisition et un premier débruitage de ce signal même si une amélioration des conditions de mesure et d'analyse pourra certainement améliorer la qualité de ce travail.

Les mots clés : électrogastrographie (EGG), technique non invasive, INA126, filtre passe bas, additionneur non inverseur, transformée en ondelettes, transformée de Fourier.