



جامعة أبو بكر بلكايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : LAHCENE Hamza & CHERIF Sofiane

**Etude et développement d'un amplificateur
biologique**

Soutenu le 12 septembre 2017 devant le Jury

Mr. TAOULI SID AHMED	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr. DIB Nabil	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinateur
Mr. KHOLKHAL MOURAD	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2016-2017

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Remerciements

Nous remercions ALLAH le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de mener à terme ce présent travail.

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

Nous remerciant Monsieur «KHOLKHAL MOURAD » d'avoir accepté de nous encadrer et nous lui somme très reconnaissant pour ses précieuses aides et son soutien, ses remarques pertinentes, sa disponibilité, sa confiance et les précieux conseils qu'il nous a prodigués tout le long de la réalisation de notre projet.

Aussi, nous tenons à remercier messieurs «TAOULI SID AHMED » et «DIB NABIL », pour l'intérêt qu'ils ont bien voulu porter à notre travail en acceptant de faire partie de ce jury. C'est un honneur pour nous d'avoir l'occasion de discuter les résultats de nos recherches avec ces personnages.

Un grand remerciement aussi à l'ensemble des enseignants qui nous ont accompagnés le long de nos années dans l'université.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements pour tous les travaillons dans le magasin d'électronique. Sans oublier les personnes avec qui nous avons partagé les années d'études dans la faculté de technologie, surtout nos chères amies de promos instrumentation biomédical 2016/2017, auxquels nous souhaitons bon courage,

Dédicaces

Je voudrais dédier ce travail tout spécialement à mes chers parents et mon oncle Abderrahmane & ma grande sœur Fatima qui m'ont élevé et soutenu tout au long de ma vie.

A mes frères,

A mes sœurs,

A toute ma famille,

A mon binôme Sofiane,

A tous mes chers amis,

A tous qui mon aidée de proche ou de loin.

lahcene

Hamza

Dédicaces

*Louange à Allah, seigneur de l'univers, le tout puissant et
Miséricordieux, qui m'a inspiré et comblé de bienfaits, je lui rends grâce.
A ceux qui ont toujours dévoué et sacrifié pour moi ; ceux qui m'ont aidé
du mieux qu'ils pouvaient pour réussir ; ceux qui m'ont accompagné tout
au long de ce parcours; ceux qui ont toujours été là dans mes moments
de détresse,*

Mes très chers parents,

A mes frères et sœurs,

A toute ma famille,

A tous mes amis,

A mon binôme Hamza,

A tous ceux qui me sont chers,

*Pherif
Sofiane*

Sommaire

Dédicaces.....	I
Remerciement.....	II
Sommaire.....	III
liste des figures.....	VIII
Introduction général.....	1
Chapitre 1: Généralités sur les signaux électro physiologiques	
I. Introduction	3
I.1.L'électrocardiographie.....	3
I.1.1.historique	3
I.1.2. Anatomie du cœur	3
I.1.3 L'électrocardiogramme ECG	4
I.1.4. La genèse du signal ECG	5
l'onde P	5
Complexe QRS	6
Intervalle PQ.....	6
Segment ST	6
Onde T	6
Onde U.....	6
I.1.5 Les caractéristiques temporelles de l'ECG.....	6
I.1.6 Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG.....	7
I.1.7 Principe de mesure du signal ECG.....	7
I.1.8 Dérivation électrocardiographique.....	7
I.1.8.1 Les dérivations périphériques.....	7
Les dérivations d'Einthoven.....	7
Les dérivations de Goldberger.....	7
I.1.8.2 Les dérivations précordiales.....	8
Les dérivations de Wilson.....	8

I.2 l'électromyographie	9
I. 2.1.historique	9
I. 2.2.L'Anatomie musculaire	9
I. 2.3. Le couplage excitation – contraction.....	11
I.2.4 Le signal EMG.....	11
I. 2.4.1 Source de signal EMG.....	11
Excitabilités de la membrane musculaire et Potentiel d'Action.....	11
Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM).....	11
I. 2.4.2 Caractéristiques du signal EMG.....	13
I. 3. L'électroencéphalographie.....	13
I. 3.1.historique	13
I. 3.2. Anatomie du cerveau.....	13
I.3.3 Fonctionnement élémentaire du neurone.....	14
I.3.4 Définition de l'EEG.....	15
I.3.5 les ondes cérébrales.....	15
Les ondes delta	16
Les ondes thêta.....	16
Onde alpha.....	16
Onde bêta.....	17
Onde gamma.....	17
I.3.6 Etat de vigilance physiologique	17
Tracé de veille.....	17
Tracé de sommeil.....	18
I.3.7 Evolution du tracé de la naissance e l'âge adulte	18
I.3.7.1 EEG normal du nouveau-né, avant 3 mois.....	18
I. 3.7.2 Evolution de l'EEG normal entre 3et 12 mois	18
I.3.7.3 Evolution de l'EEG normal entre 1 et 3 ans.....	19

I.3.7.4 Evolution de l'EEG normal entre 3 et 5 ans.....	19
I.3.7.5 Evolution de l'EEG normal entre 6 et 12ans.....	19
I.3.7.6 Evolution de l'EEG normal entre 12et 20ans.....	19
I.3.7.7 Vieillissement.....	19
I.3.8 Les capteurs	20
I.3.8.1.le principe.....	20
I.3.8.2.les différentes électrodes.....	20
Électrodes tampon : (Electrode maintenue à l'aide d'un casque).....	20
Électrodes cupules : (électrodes fixées directement sur le cuir chevelu).....	20
Électrodes aiguilles.....	20
I.3.9 Emplacement des électrodes.....	21
I.3.9.1Le système 10-20.....	21
I.4 conclusion.....	22
Les références bibliographiques de 1 ^{ère} chapitre.....	23

Chapitre 2: Conception et Réalisation De circuit de l'amplificateur biologique

II. 1 .Introduction	26
II. 2. Configuration du système d'amplification.....	26
II. 3. Schéma bloc	26
II. 4.Circuit de protection contre les phénomènes électriques transitoires	27
II. 5.L'amplification	27
II. 6.Amplificateur opérationnel idéal.....	28
Caractéristiques.....	28
II. 7.Amplificateur d'instrumentation.....	28
L'amplificateur différentiel.....	29
II. 8. Filtrage.....	32

II. 8.1.Généralités.....	32
II. 8.2. Définition de filtre	32
Filtre passe-bas.....	34
Filtre passe-haut.....	34
Filtre passe-bande.....	35
Filtre coup-bande.....	35
II. 9.Réalisation pratique.....	37
II. 9.1.Circuit de filtrage ECG.....	37
Un filtre passif passe-haut.....	37
Un filtre actif passe-bas.....	38
II. 9.2.Circuit de filtrage EMG.....	38
Un filtre actif passe-bas de structure de RAUCH.....	38
II. 9.3.Circuit de filtrage EEG	40
Un filtre Actif passe-bas de type fliege.....	40
II. 10.Alimentation.....	41
II. 11.Conclusion.....	41
Les références bibliographiques de 2 ^{ème} chapitre.....	42

Chapitre 3: résultats & interprétations

III. 1 Introduction.....	43
III.2. Résultats.....	43
III.2.signal ECG).....	43
III.2.1.l'amplification.....	43
La simulation.....	43
La pratique.....	43
III.2.2.le filtrage.....	44
La simulation.....	44

La pratique	45
III.3. signal EMG.....	46
La simulation	46
la pratique.....	47
III.4. signal EEG.....	48
La simulation.....	48
La pratique.....	49
III.5.Conclusion.....	50
IV. Conclusion General	51

Liste des Figures

Chapitre 01

Figure (I.1) : Structure anatomique du cœur humain.....	04
Figure (I.2) : Ondes et intervalles de l'ECG.....	05
Figure(I.3) : Triangle d'Einthoven.....	08
Figure (I.4): Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires desmembres.....	08
Figure (I.5): Position des électrodes précordiales.....	08
Figure (I.6) : ECG à 12 dérivations.....	09
Figure (I.7) : schéma descriptive de la composition musculaire.....	10
Figure (I.8) : structure myofibrillaire.....	10
Figure (I.9) : comportement d'une fibre musculaire.....	11
Figure (I.10) : Potentiel d'Action.....	12
Figure (I.11) : Génération du potentiel d'action de l'unité motrice(PAUM).....	13
Figure (I.12) : lobes cérébraux.....	14
Figure (I.13) : structure de neurone.....	15
Figure (I.14) : Rythmes corticaux.....	17
Figure(I.15) : système standard international de placement des électrodes.....	21

Chapitre02

Figure (II.1) : Schéma bloc de la chaine de mesure.....	26
Figure (II.2) : dispositifs de protection.....	27
Figure (II.3) : Protection de l'amplificateur d'instrumentation contre les transitoire.....	27
Figure (II.4) : Amplificateur différentiel.....	30
Figure (II.5): Amplificateur d'instrumentation.....	30
Figure (II.6): Circuit d'amplification des signaux sous ISIS.....	31
Figure(II.7) : types des filtres.....	32

Figure (II.8): Réponse d'un filtre idéale.....	33
Figure (II.9): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas.....	34
Figure (II.10): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut.....	34
Figure (II.11): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bande.....	35
Figure (II.12): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre coupe-bande.....	35
Figure (II.13): Schéma électrique du filtre passe-haut sous ISIS.....	36
Figure(II.14): Tracé de BODE du filtre passe-haut.....	37
Figure (II.15): Schéma électrique du filtre passe-bas sous ISIS.....	37
Figure (II.16): Filtre passe-bas structure RAUCH.....	38
Figure (II.17): Schéma électrique du filtre passe-bas structure RAUCH sous ISIS.....	38
Figure (II.18): Réponse du filtre passe-bas structure de RAUCH.....	39
Figure (II.19): Circuit électronique structure FLIEGE.....	39
Figure (II.20): Schéma électrique du filtre passe-bas structure FLIEGE sous ISIS.....	40
<u>Chapitre 03</u>	
Figure (III.1) : l'amplification de signale ECG sous ISIS.....	43
Figure (III.2) : fixation de V_e par deux GBF.....	43
Figure (III.3) : la réponse de circuit de l'amplification.....	44
Figure (III.4) : la réponse de filtre ECG en basse fréquence sous ISIS.....	44
Figure (III.5) : la réponse de filtre dans la bonde passante de circuit ECG sous ISIS.....	45
Figure (III.6) : la réponse de filtre en haute fréquence de circuit ECG sous ISIS.....	45
Figure (III.7) : la fixation de la fréquence d'entre pour tester le circuit d'ECG.....	45

Figure (III.8) : la réponse de filtre dans la bande passante de circuit ECG en cas réelle.....	46
Figure (III.9) : la réponse de filtre E MG dans les basse fréquences sous ISIS.....	46
Figure (III.10) : la réponse de filtre EMG dans la bande passante sous ISIS.....	47
Figure (III.11) : la réponse de filtre EMG en haute fréquences sous ISIS.....	47
Figure (III.12) : la fixation de fréquence de l'entre pour tester la réponse de filtre EMG.....	47
Figure (III.13) : la réponse de filtre E MG dans la bande passante en cas réelle.....	48
Figure (III.14) : la réponse de filtre EEG dans les basse fréquences sous ISIS.....	48
Figure (III.15) : la réponse de filtre EMG dans la bande passante sous ISIS.....	48
Figure (III.16) : la réponse de filtre EEG dans Les haute fréquence sous ISIS.....	49
Figure (III.17) : la fixation de fréquence de la signale d'entre pour tester circuit EEG réellement.....	49
Figure (III.18) : la réponse de filtre EEG dans les bandes passante en cas réelle	49

Introduction général

Le monde où nous vivons aujourd'hui impose l'efficacité, la rapidité et la justesse. C'est la raison essentielle qui a poussé les chercheurs à s'intéresser, il y a quelques années, à une science qui permettrait de faciliter le quotidien de l'homme en lui offrant certains outils qui peuvent l'aider à optimiser son temps pour répondre aux exigences de la vie actuelle. La science dont nous parlons ne peut être autre que l'électronique, technique utilisant des variations de grandeurs électriques (charge, courant, champ électrique...) en vue de la transmission d'informations conformes aux attentes de beaucoup de disciplines.

De cette manière l'électronique s'est introduite dans quasiment tous les domaines de la vie quotidienne. Son évolution a permis l'invention puis le développement des appareils servant en informatique, en mécanique, en biologie, en médecine... Appliquée à cette dernière, l'électronique se voit dotée d'une nouvelle discipline connue sous le nom de génie biomédical.

Le génie biomédical représente donc une application des principes et des techniques de l'ingénierie dans le domaine médical visant au contrôle des systèmes biologiques ou au développement d'appareils servant au diagnostic et au traitement des patients. Grâce à des activités interdisciplinaires intégrant les sciences de l'ingénieur avec les sciences biomédicales et de la pratique clinique, le génie biomédical permet de contribuer d'abord à la compréhension des systèmes vivants puis d'apporter une amélioration de la santé humaine d'une part; puis dans une systémique, cette discipline va faire progresser les connaissances en ingénierie, en médecine et en biologie.

En fait, l'électronique appliquée aux sciences médicales regroupe plusieurs applications (stimulateur cardiaque par exemple), et des appareils où l'électronique améliore simplement les caractéristiques (stéthoscope électronique). Il est certain qu'en pratique quotidienne à domicile, l'environnement technique est beaucoup plus réduit.

En pratique ou dans notre vie il est souvent nécessaire de mesurer l'activité électrique humaine différentes pour le but de diagnostic de plusieurs maladies qui est en relation soit a l'activité cardiovasculaire (ECG) ou musculaire (EMG), encéphalique (EEG) etc.

Notre travail comporte une description détaillée des étapes essentielles permettant l'amplification et le filtrage de ces trois signaux, elle est structurée en trois chapitres.

-Dans le premier chapitre, nous présentons une recherche bibliographique sur l'anatomie du système cardiaque, musculaire, encéphalique ainsi Nous décrivons également l'ECG,EMG,EEG.

-Dans le deuxième chapitre, nous présentant notre circuit pratiquement .on commence par Un schéma bloc général puis l'étude détaillé de chaque partie de circuit électronique, ainsi le rôle de chaque étage et la relation entre les différents étages.

-Dans le troisième chapitre, on va présenter les différents signaux amplifiés et filtrés récupérés en cas d'une simulation et en cas réel.

Chapitre 1 :
Généralités sur les signaux électro physiologiques

I . Introduction

Dans ce chapitre nous allons présenter les caractéristiques des certains signaux biomédicaux. En particulier les signaux d'électrocardiographie(ECG), électromyographie (EMG), électroencéphalographie (EEG). Afin de comprendre la genèse des signaux, on va décrire et illustrer l'anatomie du cœur, de muscle, des cellules nerveuses.

I.1.L'électrocardiographie

I.1.1.historique

1842; Un physicien italien Carlo Matteucci montre qu'un courant électrique accompagné chaque battement cardiaque.

1887; Un physiologiste anglais John Burden publie le premier électrocardiogramme d'un humain.

1897 ; Clément Ader, ingénieur électronicien, adapte un système d'amplification appelé Galvanomètre à corde, jusque-là utilisé pour les communications télégraphiques sous-marines

1903 Einthoven parvient à recueillir ces courants d'une manière satisfaisante en Utilisant un montage électrique rappelant le pont de Wheatstone. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à Emanuel Goldberger le réaliser le premier tracé sur 12 voies.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiocirculatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.[1].

I.1.2. Anatomie du cœur :

Le cœur est une machine motrice vivante, une véritable pompe destinée à distribuer le fluide nourricier et excitateur des fonctions à tous les organes de notre corps.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

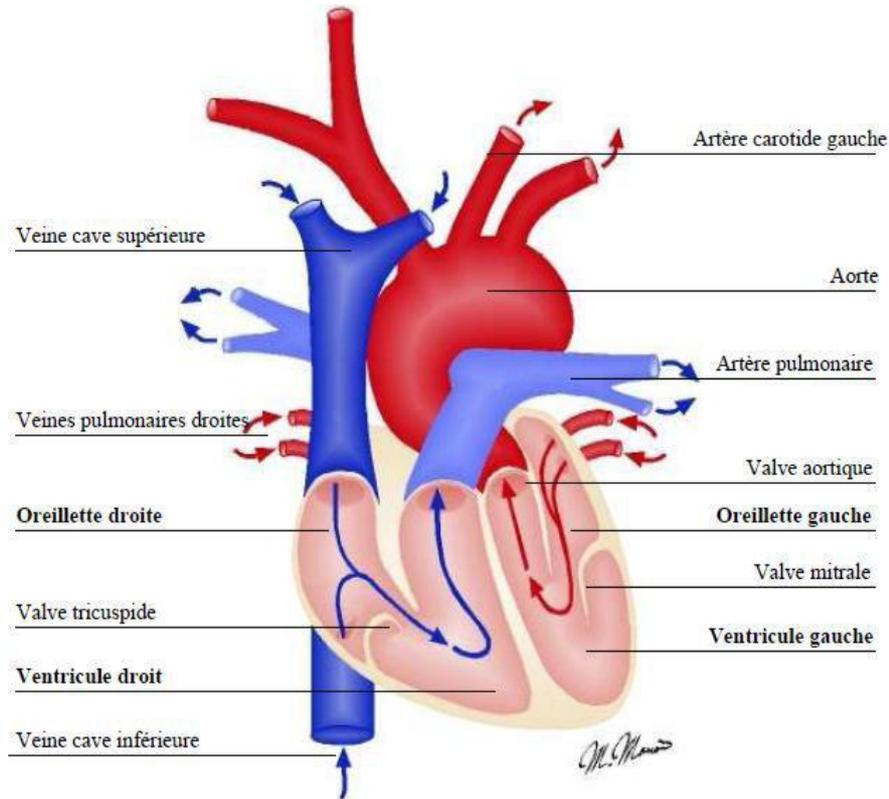


Figure (I.1) Structure anatomique du cœur humain [2]

Dans le cœur humain, on voit quatre compartiments ou cavités : deux cavités forment la partie supérieure ou base du cœur, appelées oreillettes et recevant le sang de toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés veines, deux cavités forment la partie inférieure ou la pointe du cœur, appelées ventricules et destinées à chasser le liquide sanguin dans toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés artères. La figure(I.1) montre le trajet du sang (la couleur rouge indique l'artère qui est riche en oxygène et la couleur bleue indique la veine qui est riche en sang et pauvre en dioxygène) [3].

I.1.3. L'électrocardiogramme ECG :

L'électrocardiographie est l'étude des variations de l'enregistrement de l'activité électrique des cellules cardiaques, dont dépend la contraction du cœur.

Cet examen permet une évaluation sémiologique et diagnostique pour aboutir à une action thérapeutique [4].

L'ECG enregistre les impulsions électriques qui déclenchent les contractions cardiaques. Au repos, les cellules sont chargées négativement à l'intérieur. Lors de la contraction, les cellules se dépolarisent. Ainsi, une onde progressive de stimulation traverse le cœur, entraînant la contraction du myocarde.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

Les ondes de dépolarisation et de repolarisation sont enregistrées sur l'ECG. Le signal graphique enregistrable est l'électrocardiogramme (ECG). Ce signal, modifié en cas d'anomalie de la commande de l'influx électrique ou de sa propagation, de la masse globale et régionale des cellules ou de leur souffrance éventuelle, donne des renseignements importants et très utilisés en cardiologie [5].

Un électrocardiogramme (ECG) est une trace graphique du courant électrique généré par le muscle du cœur durant un battement cardiaque. Il offre une information sur la condition et la performance du cœur

I.1.4. La genèse du signal ECG

Le myocarde a comme particularité de présenter une dépolarisation spontanée. Cette activité électrique va générer une dépolarisation qui se propage à l'intérieur du cœur par l'intermédiaire du système nerveux intrinsèque, Cette activité intrinsèque du cœur s'apprécie sur le tracé ECG [6].

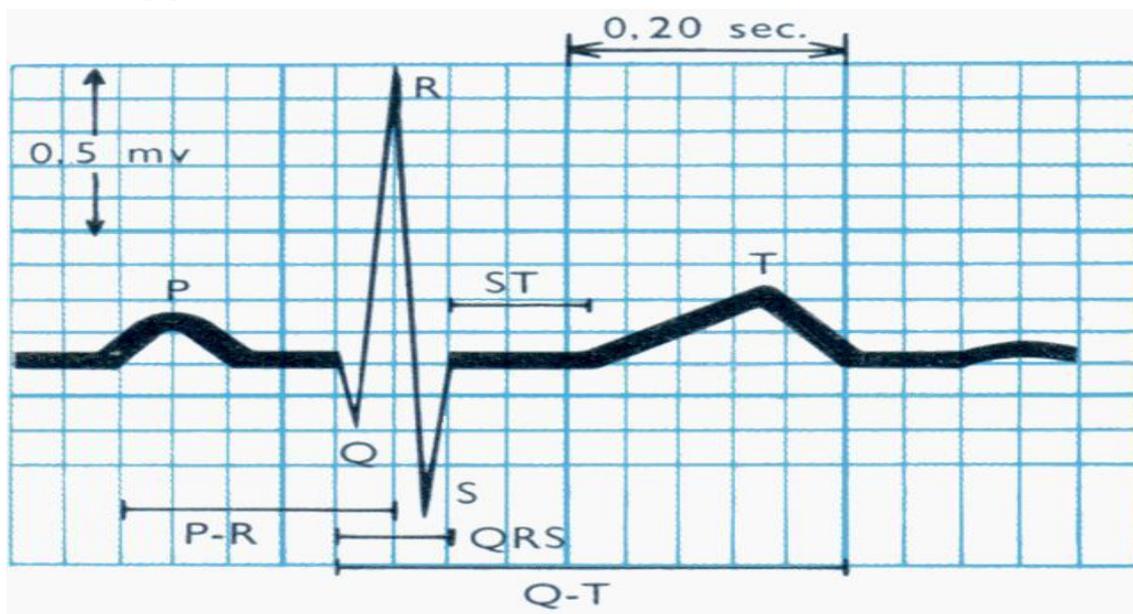


Figure (I.2) : Ondes et intervalles de l'ECG [7]

❖ l'onde P :

Elle est liée à la dépolarisation auriculaire. C'est une onde de petite amplitude, arrondie, parfois diphasique. Le rythme physiologique est dit sinusal. Dans ce cas les ondes P auriculaires précèdent régulièrement les complexes ventriculaires. Les ondes P dites « sinusales » sont toujours positives en D1 et en D2. La repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG normal car elle est masquée par la dépolarisation ventriculaire.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

❖ Intervalle PQ :

C'est un court segment iso électrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire.

Il représente l'intervalle du temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et début de la dépolarisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

❖ Complexe QRS :

Il témoigne de la dépolarisation ventriculaire, et se compose de plusieurs déflexions rapides :

- L'onde **Q** : Physiologiquement, elle est de faible amplitude (moins du tiers du complexe QRS) et de durée brève (inférieure à 0,04 seconde).
- L'onde **R** :
Elle est par définition la première onde positive, qu'elle soit ou non précédée d'une onde Q.
- L'onde **S** :
Est une onde négative qui fait suite à une onde R.

❖ Segment ST :

Il correspond au début de la repolarisation ventriculaire. Il est généralement isoélectrique et suit horizontalement la ligne de base.

❖ Onde T :

Elle est le témoin électrique de la repolarisation ventriculaire. Sa durée est imprécise du fait de sa fin progressive. Elle est généralement dirigée dans le même sens que le complexe QRS. Sa forme est asymétrique, avec un premier versant en pente faible, un sommet arrondi et un 2ème versant descendant en pente rapide.

❖ Onde U :

C'est une onde positive de faible amplitude, inconstante, qui débute à la fin de l'onde T, et dont l'origine demeure discutée [8].

I.1.5. Les caractéristiques temporelles de l'ECG

Les valeurs des paramètres de l'ECG sont couramment constatées chez un adulte en bonne santé sont présentées dans le tableau 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 [9]

I.1.6. Les caractéristiques fréquentielles de l'ECG

L'étude de Thakor et al. présente l'analyse spectrale de l'ECG, avec une analyse spectrale des complexes QRS isolés ainsi que différentes sources de bruit. Les spectres observés après moyen-âge sur 150 battements. Il a été démontré que les composantes fréquentielles d'un ECG normal ont les caractéristiques suivantes :

- 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 0,5 Hz 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 et 15 Hz ;
- le contenu fréquentiel de la ligne de base et des éventuels artefacts de mouvement se situe entre 0,5 Hz et 7 Hz. [9]

I.1.7. Principe de mesure du signal ECG

Le signal ECG enregistre l'activité électrique du cœur. Lorsque la cellule est excitée par un stimulus mécanique, chimique ou électrique, une dépolarisation représente la phase 0 du potentiel d'action. La variation du champ électrique entourant la cellule «propagation de la dépolarisation» génère un vecteur électrique et lorsque ce vecteur se dirige vers l'électrode, une déflexion négative est observée.

Lorsque plusieurs cellules sont dépolarisées simultanément, l'ensemble des vecteurs élémentaires génère un vecteur résultant qui déterminera l'axe électrique de l'onde P, du QRS et de l'onde T. [10].

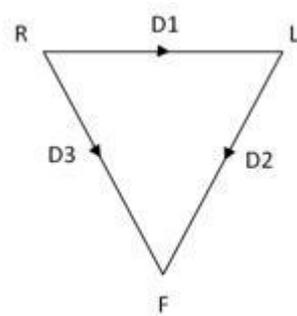
I.1.8. Dérivation électrocardiographique

Un ECG standard comporte au minimum 12 dérivations, 6 dans le plan frontal et 6 dans le plan horizontal.

I.1.8.1 Les dérivations périphériques

❖ Les dérivations d'Einthoven

- DI est positive dans le sens R vers L,
- DII est positive dans le sens R vers F,
- DIII est positive dans le sens L vers F.



Figure(I.3) : Triangle d'Einthoven

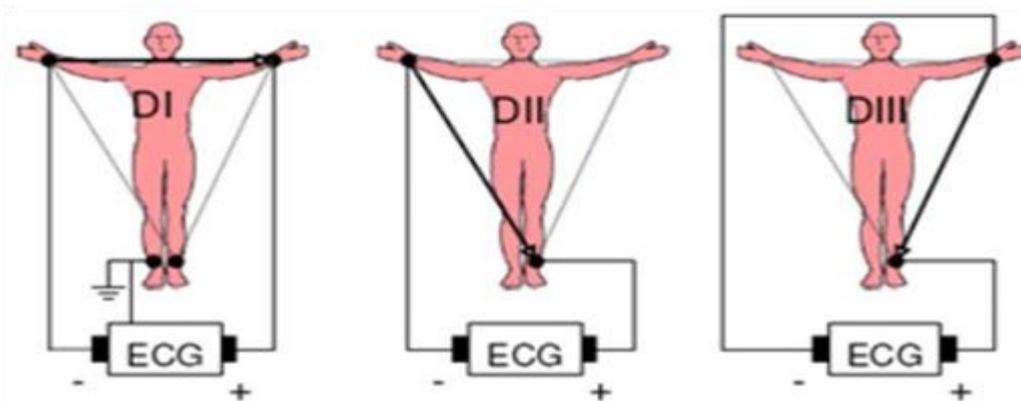


Figure (I.4): Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres

❖ Les dérivations de Goldberger

Il a utilisé les mêmes électrodes qu'Einthoven, chaque électrode est considérée comme pôle positif, les 2 autres électrodes étant des références négatives.

I.1.8.2 Les dérivations précordiales

❖ Les dérivations de Wilson

Ce sont des dérivations unipolaires mises au point par Wilson, reprenant les mêmes principes de Goldberger, à savoir que la dérivation enregistrée est le pôle positif, les autres précordiales servant de pôles négatifs. [11].

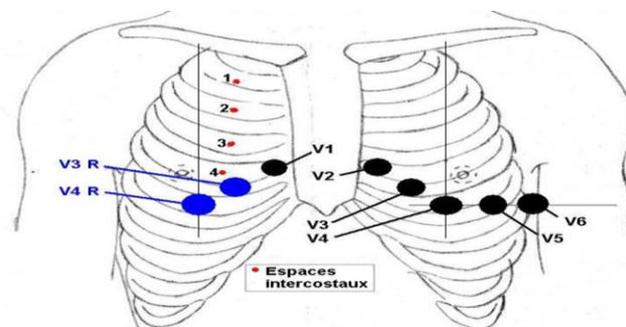


Figure (I.5): Position des électrodes précordiales [12]



Figure (I.6) : ECG à 12 dérivations [12]

I.2 l'électromyographie

I. 2.1.historique

Au cours du XIXe siècle, les théories de Galvani influencèrent de nombreux physiologistes dont Du Bois Reymond qui jeta les bases de l'électrophysiologie. La découverte du galvanomètre à cordes par Einthoven permit le développement de l'électromyographie globale par dérivations cutanées. Des pas décisifs furent franchis de 1925 à 1945 : définition par Sherrington de l'unité motrice, utilisation par Adrian et Bronck de l'aiguille concentrique, progrès techniques dans l'amplification et l'enregistrement à partir de l'oscillographe cathodique. Après la Seconde Guerre mondiale, l'électromyographie élémentaire fut développée dans de nombreux laboratoires qui, progressivement, apportèrent des solutions aux problèmes posés par la réalisation et l'interprétation des enregistrements. Ce rappel historique se termine en 1960, année de la 1re Réunion Internationale d'Électromyographie à Strasbourg.[13].

I. 2.2.L'Anatomie musculaire

L'unité de base du tissu musculaire squelettique est la fibre musculaire. Ces fibres s'apparentent à de longues formes cylindriques contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles. Les fibres sont disposées parallèlement. Elles mesurent de 10 à 100 μm de diamètre et peuvent atteindre 30 cm de longueur. Chaque fibre musculaire est située dans une membrane transparente fine appelée s (Figure I.7).

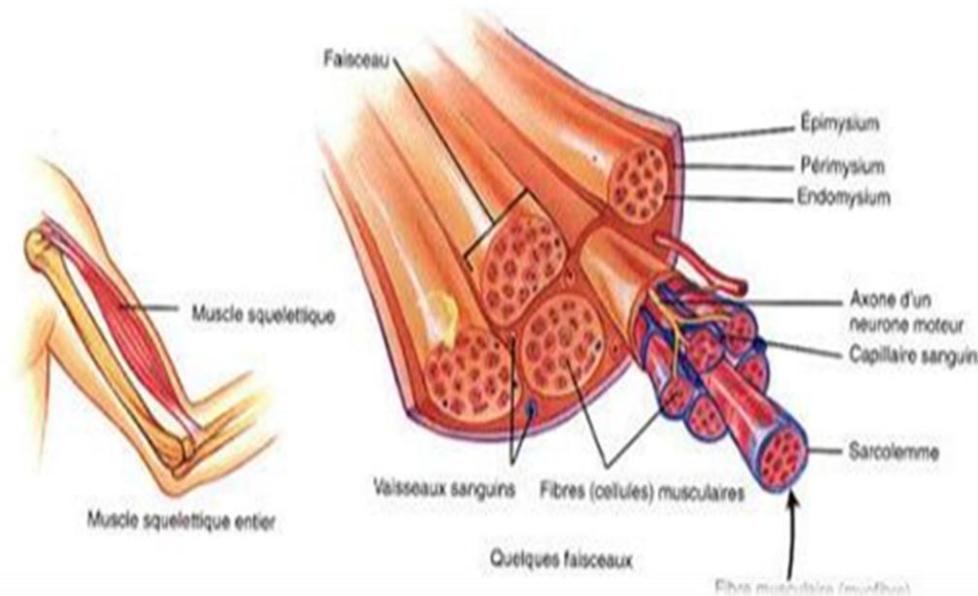


Figure (I.7) : schéma descriptive de la composition musculaire.

Les myofibrilles, occupant environ 80% du volume de la fibre musculaire, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2 μm . Chaque myofibrille présente une alternance régulière de bandes sombres (A, anisotropes) et de bandes claires (I, isotropes), dont la parfaite correspondance d'une myofibrille à l'autre donne au muscle sa striation transversale. Au milieu de chaque bande A, se trouve une bande plus claire : la zone H (Hensen). Au milieu de cette zone H, on note une strie plus sombre : la bande M. Au milieu de chaque band I, se trouve une bande plus sombre, la ligne Z. L'espace cylindrique délimité par deux lignes Z consécutives est appelé sarcomère : c'est l'unité anatomo-physiologique du muscle. Etudiés au microscope électronique, les sarcomères présentent deux types de filaments : des filaments épais et des filaments fins. Les filaments épais, constitués par une protéine appelé myosine, sont situés au centre du sarcomère et correspondent à la bande A. Les filaments fins, composés d'une protéine appelée actine, sont attachés à chaque extrémité du sarcomère au niveau des lignes Z et disposés tout au long des bandes I. Des ponts reliant les filaments épais aux filaments fins, des ponts actine-myosine, sont responsables des changements de longueur du muscle pour développer la tension (Figure I.8). [14]

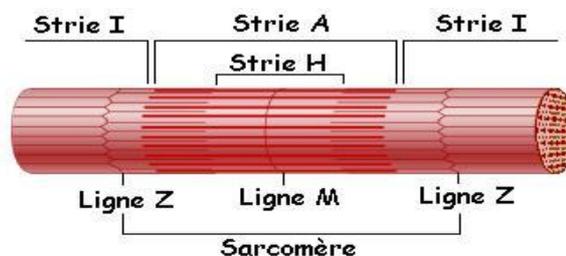


Figure (I.8) structure myofibrillaire

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

Un réseau de canules (réticulum sarcoplasmique) parcourt la fibre dans le sens de la longueur. Au-dessus de chaque jonction entre les bandes A et I, se trouve une autre structure tubulaire positionnée de façon transversale par rapport à l'axe de la fibre (tubule transverse), et au contact de laquelle le réticulum se transforme lui aussi en tube (Figure I.6). Ces structures contiennent le calcium qui joue un rôle d'inhibiteur au niveau de la contraction musculaire. Plusieurs couches de tissus conjonctifs séparent et protègent les composantes des muscles squelettiques. L'endomysium sépare chaque fibre musculaire, le pérимysium organise de 10 à 100 fibres musculaires en faisceaux et l'épimysium est la couche extérieure qui enveloppe tout le muscle. Ces membranes fournissent des fibres collagènes aux tissus conjonctifs qui attachent le muscle à d'autres structures (muscle, os, tendons) (Figure I.9) [14].

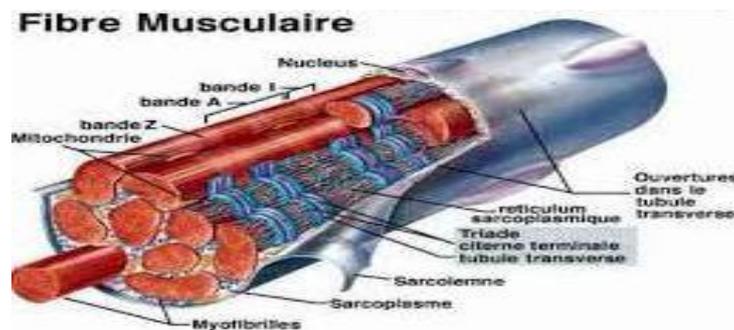


Figure (I.9) comportement d'une fibre musculaire.

I. 2.3. Le couplage excitation – contraction

L'évènement déclenchant de la contraction musculaire est une augmentation de la concentration intracellulaire en calcium. Au repos, cette concentration est d'environ $0,1 \mu\text{mol.L}^{-1}$. Lors d'une stimulation, cette concentration peut grimper jusqu'à $0,1 \text{ mmol.L}^{-1}$ soit une augmentation d'un facteur 1000. Le couplage excitation - contraction correspond aux mécanismes permettant cette forte augmentation. Dans les muscles squelettiques, cette augmentation est majoritairement due à la libération massive d'ions calcium stockés dans le réticulum sarcoplasmique. [15]

I.2.4. Le signal EMG

Le signal électromyogramme est un signal électro physiologique qui traduit l'activité électrique musculaire. [6].

I. 2.4.1 Source de signal EMG

❖ Excitabilités de la membrane musculaire et Potentiel d'Action

L'excitation des fibres musculaires par le contrôle nerveux représente un facteur important en physiologie musculaire. Ce phénomène peut être expliqué par le modèle d'une membrane semi-perméable décrivant les propriétés électriques du sarcolemme. L'équilibre ionique entre l'intérieur et l'extérieur d'une cellule musculaire produit un potentiel, dit potentiel de repos, pour la membrane de la fibre musculaire (approximativement -70 à -80 mV). Cette différence

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

de potentiel qui est maintenue par des processus physiologiques (pompe ionique) conduit à une charge intracellulaire négative comparée au milieu externe.

L'activation d'un motoneurone alpha (induit par le système nerveux central ou par réflexe) provoque la conduction de l'excitation le long du nerf moteur. Après libération de transmetteurs au niveau de la plaque motrice, un potentiel de plaque motrice est formé sur les fibres musculaires innervées par cette unité motrice. Les caractéristiques de diffusion de la membrane des fibres musculaires sont brièvement modifiées et les ions Na^+ entrant. Si un certain niveau de seuil est dépassé, la dépolarisation de la membrane provoque un potentiel d'action (PA) et la différence de potentiel change rapidement de -80 mV jusqu'à $+30 \text{ mV}$ (Figure I.11). C'est une bouffée électrique monopolaire qui est immédiatement suivie par une phase de repolarisation, puis d'une période d'hyperpolarisation de la membrane par retour des ions grâce au mécanisme actif de pompe ionique.

A partir de la plaque motrice, le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire dans les deux directions à une vitesse de 1 à 5m/s, avec une amplitude approximative de 100mV.

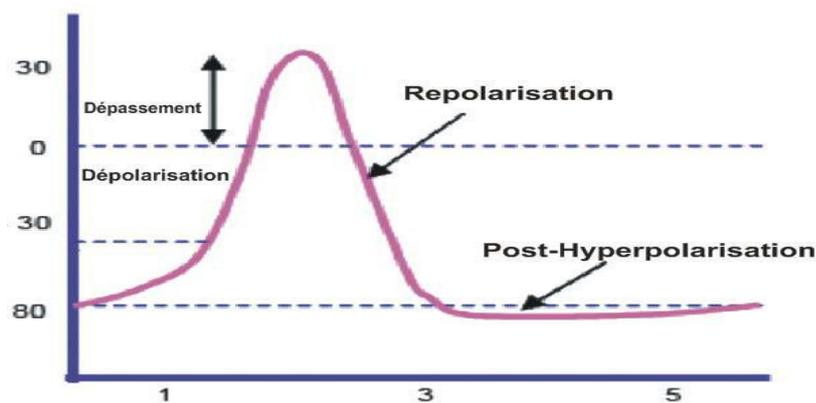


Figure (I.10) : Potentiel d'Action

❖ Potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM)

Un nerf moteur possède beaucoup de branches et innerve beaucoup de fibres musculaires. Les différentes longueurs et diamètres des branches de la fibre nerveuse connectées à chaque fibre musculaire cause des temps de propagation différents et les potentiels nerveux arrivent à la plaque motrice avec des délais différents. En conséquence, les activations des fibres musculaires dans une unité motrice donnée sont asynchrones. Le Potentiel d'Action de l'Unité Motrice (PAUM) ainsi créé correspond à la sommation spatiotemporelle des PA de chaque fibre musculaire qui la compose (Figure I.12). La forme du potentiel d'action d'unité motrice dépend des propriétés anatomiques et physiologiques des muscles, et des électrodes utilisées pour enregistrer le signal.

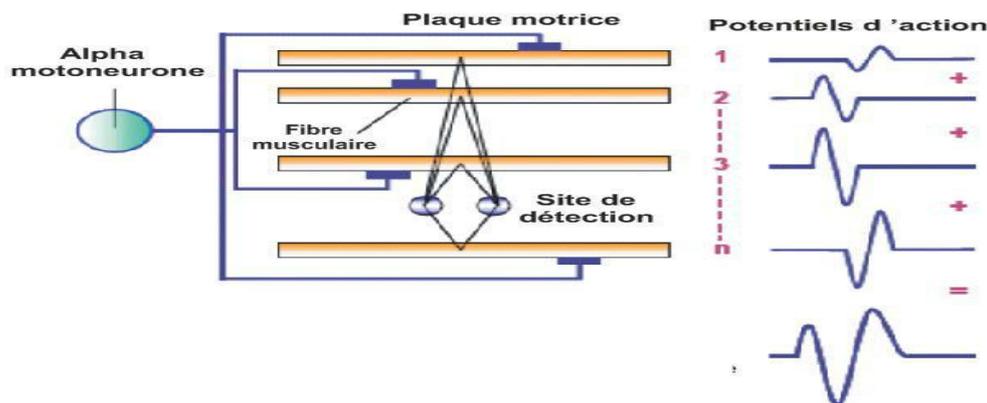


Figure (I.11) Génération du potentiel d'action de l'unité motrice(PAUM)

I. 2.4.2 Caractéristiques du signal EMG

Il est bien établi que l'amplitude du signal d'EMG soit stochastique (aléatoire) en nature et peut être raisonnablement représentée par une fonction de distribution de Gaussien. L'amplitude du signal peut s'étendre le système mv de 0 à 10mV (crête à crête). L'énergie utilisable du signal est limitée aux 0 à 500 hertz de gamme de fréquence, avec de l'énergie dominante étant dans la gamme de 50-150 hertz. Les signaux utilisables sont ceux avec de l'énergie au-dessus du niveau de bruit électrique [16].

I. 3. L'électroencéphalographie

I. 3.1.historique

C'est en 1924, à Léna, que Hans Berger put recueillir avec un galvanomètre à corde le premier EEG humain à partir d'électrodes placées sur le scalp, on imagine la difficulté d'enregistrer des différences de potentiel de l'ordre de quelques dizaines de millionième de volt. Il publia en 1929 sa découverte de deux types d'activités électrique cérébrales quasi sinusoïdales qu'il dénomma « rythme alpha » et « rythme bêta ». La difficulté fut de s'assurer que la variation de potentiels obtenus constituait bien une activité bioélectrique d'origine corticale et non pas des artéfacts provoqués par la pulsation des vaisseaux, la contraction des muscles, le mouvement des yeux ou le tremblement de la tête. C'est lui qui donna le nom d'électroencéphalogramme à cette méthode. La découverte de Berger ne fut reconnue qu'en 1937, la réaction d'arrêt du rythme alpha quand le sujet est attentif. L'EEG devient véritablement un examen très répandu dans les hôpitaux dans les années 1950. [17]

I. 3.2. Anatomie du cerveau

Le cerveau proprement dit est formé de deux hémisphères cérébraux, d'aspect plissé dont la substance blanche, interne, est recouverte d'un cortex cérébral gris, d'épaisseur variable. Trois sillons plus accentués (scissure de Sylvius, sillon de Rolando, sillon perpendiculaire) divisent chaque hémisphère en quatre lobes comprenant chacun un certain nombre de circonvolutions.

- ❖ Le lobe frontal.
- ❖ Le lobe temporal.
- ❖ Le lobe pariétal.
- ❖ Le lobe occipital.

Le cerveau est disposé au-dessus du tronc cérébral lui-même faisant suite à la moelle épinière. Il repose également sur le dessus du cervelet et est séparé de celui-ci par la tente du cervelet.

Chaque hémisphère abrite système ventriculaire de forme complexe : C'est une cavité remplie de liquide céphalo-rachidien dont l'excès (par obstacle à son écoulement) entraînera une dilatation ventriculaire appelée hydrocéphalie qui progressivement comprimera les structures cérébrales.

Les hémisphères sont unis l'un à l'autre par deux ponts de substance blanche : le corps calleux et le trigone. Entre ces deux ponts, les ventricules latéraux ne sont séparés que par une fine cloison transparente.

La substance blanche est avec la substance grise une des deux catégories de tissus du système nerveux. Elle forme la partie interne du cerveau et la partie superficielle de la moelle épinière.

La substance blanche est composée de fibres nerveuses, les axones et les dendrites, qui relie différentes parties du cerveau et transmettent les impulsions nerveuses de et vers les neurones.

La substance grise est constituée du corps cellulaire des neurones.

Généralement, la substance blanche peut être considérée comme la partie du cerveau responsable de la transmission des informations, alors que la substance grise est responsable du traitement des informations (car elle est composée des corps cellulaires des neurones) [18].

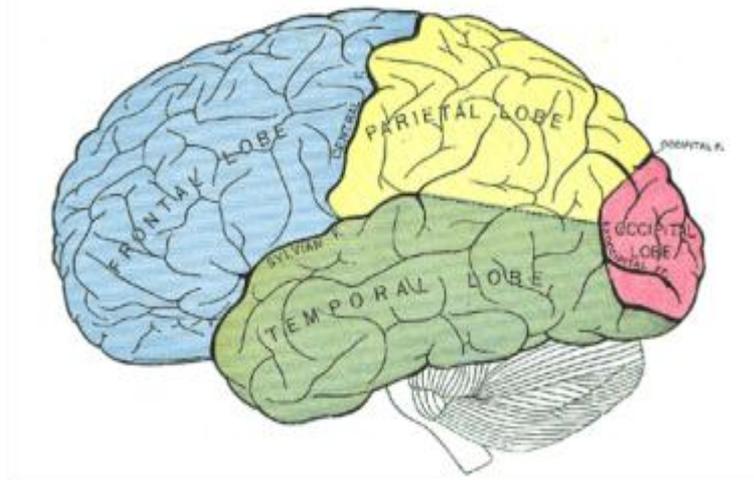


Figure (I.12) : lobes cérébraux

I.3.3.Fonctionnement élémentaire du neurone

L'activité de chaque neurone peut être décomposée en celle de ses différents constituants : axone, soma et dendrite. On peut considérer le neurone comme un système à deux pôles,

Un pôle récepteur somatodendritique et un pôle effecteur axonique. Ce système cellulaire est caractérisé par la polarisation de sa membrane.

La charge électrique des cellules cérébrales (neurones ou substance grise) varie constamment dans le temps. Chaque neurone n'est pas indépendant du neurone voisin, il ne se charge pas et ne se décharge pas de façon anarchique : la synchronisation est suffisante au sein de groupes importants de neurones pour créer des différences de potentiel (d.d.p) mesurable au niveau du cuir chevelu. La mesure de ces d.d.p. et l'enregistrement de leur variation dans le temps constituent l'électroencéphalographie.

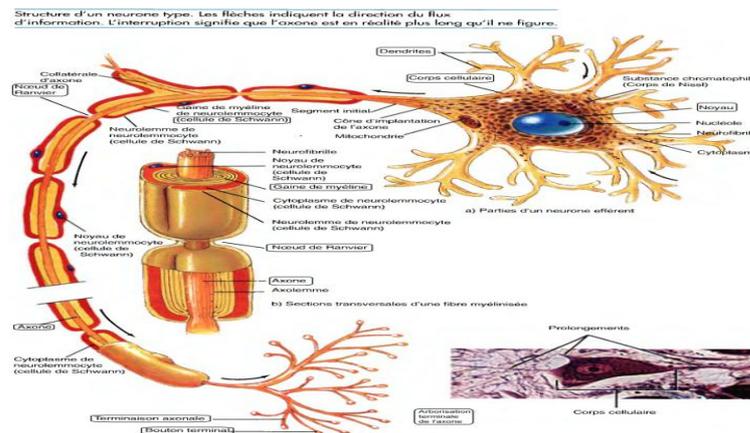


Figure (I.13) structure de neurone.

I.3.4. Définition de l'EEG

L'électroencéphalogramme (EEG) est l'enregistrement de différences de potentiels électrique effectués sur la surface de la tête.

L'électroencéphalographie est la mesure de l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représenté sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. L'EEG est un examen indolore et non invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps et en particulier du cortex cérébral soit dans un diagnostic en neurologie.

Le signal EEG est de très faible amplitude, de l'ordre du microvolt. Il se présente différemment selon l'âge, selon l'état de vigilance.

I.3.5. les ondes cérébrales

Les rythmes (dits de base) caractérisant l'état cérébral sur des périodes temporelles variables allant de quelques secondes à quelques minutes voire une heure.

Dans les zones du cerveau, l'influx nerveux fonctionne en relative cohérence et de façon rythmique. Les neurones s'activent ensemble, comme une pulsation, puis se calment, puis s'activent de nouveau. Grâce à de petites électrodes placées sur le cuir chevelu et reliées à un appareil appelé électroencéphalographie. Le rythme de ces pulsations peut se traduire en forme d'onde.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

Rythme	Bande passante	Localisation	Amplitude	Corrélat comportementaux
Delta	0-4Hz	Diffus	>30 μ V	sommeil lent
Thêta	4-8 Hz	Centro temporal	20 μ V	veille sommeil paradoxal
Alpha	8-14Hz	Amplitude maximale postérieure	25-75 μ V (autour de 50 μ V)	Veille calme
Bêta	14-30Hz	Antérieur et moyen	< 20 μ V	Veille active sommeil paradoxal
Gamma	>30Hz	Antérieur et moyen	< 20 μ V	Veille active sommeil paradoxal

Tableau 1.2 : les différents rythmes physiologiques de base en EEG. [19]

➤ **Les ondes delta :**

Ce sont les plus lentes des ondes cérébrales, leur fréquence est faible (de 0 à 4Hz) mais leur amplitude est plus élevée. Elles apparaissent sur un tracé EEG d'un patient en état de sommeil lent.

➤ **Les ondes thêta :**

Les ondes thêta possèdent des fréquences assez basses (de 4 à 8Hz), sont produites lors de la première phase du sommeil lent.

Les ondes thêta ouvrent l'esprit au monde subconscient, à une compréhension soudaine, à des intuitions et à plus de créativité.

➤ **Onde alpha :**

Les ondes alpha jettent un pont entre conscient et subconscient. C'est le rythme principal de la détente chez les adultes. On rapporte que des rythmes alpha sont dérivés de la matière blanche du cerveau. La matière blanche est la matière du cerveau qui relie toutes les pièces à l'une à l'autre.

Les ondes alpha sont plus en activité dans la région occipitale, dans le cortex et dans sa bande périphérique.

➤ Onde bêta :

C'est un rythme qui est dominant quand nous avons les yeux ouverts, écoutons et pensons au cours de la résolution de problèmes analytiques, prise de décision, et traitement des informations relatives au monde qui nous entoure. Rythme BETA médian-localisation :
-localisé, peut être focalisé.

➤ Onde gamma :

Les GAMMA (au-dessus de 30Hz, jusqu'à approximativement 80Hz) est la seule fréquence présente dans chaque partie du cerveau. Quand le cerveau doit traiter simultanément l'information de différents secteurs, l'activation d'une fréquence de 40Hz favorise l'information entre les secteurs exigés pour un traitement simultané. Une bonne mémoire est associée à l'activité de 40Hz, tandis qu'une insuffisance d'onde de 40Hz crée des incapacités d'étude.

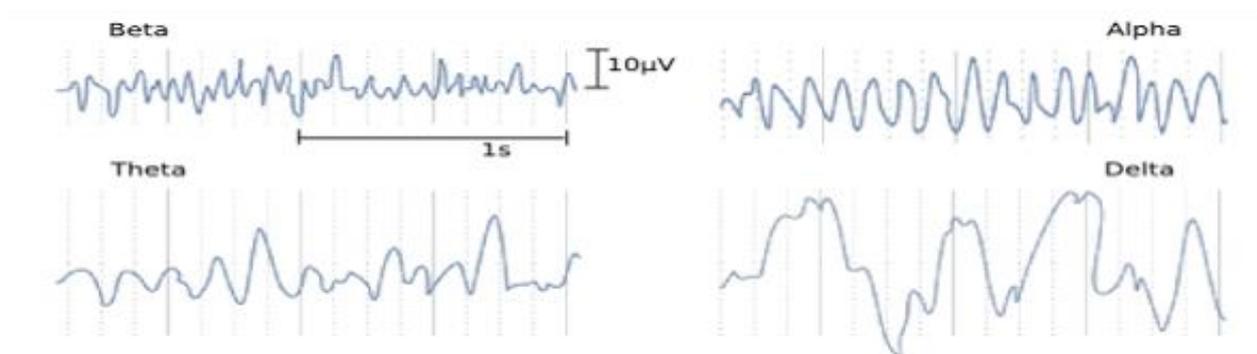


Figure (I.14) Rythmes corticaux.

I.3.6. Etat de vigilance physiologique

Ces états neurophysiologiques et comportementaux ont été regroupés en trois états dits états de vigilance : la veille, le sommeil lent et le sommeil paradoxal.

Ces états de vigilance sont eux-mêmes, en fonction de leurs caractéristiques principalement électrophysiologiques et comportementales. [20]

➤ Tracé de veille

Les régions occipitales ou occipito-pariétales sont le siège d'un rythme alpha, dont l'amplitude moyenne est de 20 à 50µV, souvent moins ample à gauche qu'à droite.

L'alpha est associé ou remplacé par une activité thêta rythmique de 4 à 6 c/s de même topographie et de même réactivité, parfois appelée alpha variant.

Pendant l'ouverture des yeux l'alpha disparaissent et si le sujet est laissé libre de ne pas fixer son regard.

Les régions rolandiques (centre) sont le siège d'une activité bêta et parfois de rythme mu.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

L'activité bêta est retrouvée sur les régions frontales.

Les régions temporales sont souvent le siège d'une activité thêta intermittente modérée.

➤ **Tracé de sommeil**

Le sommeil est corrélé la disparition physiologique de la conscience. C'est un comportement instinctif et appétitif et son caractère incontournable apparaît dans l'impossibilité de rester éveillée de plus 2 ou 3 jours.

Un enregistrement de sommeil ne peut être purement électroencéphalographie mais doit être polygraphique, c'est-à-dire comporter l'enregistrement des mouvements oculaires

Le sommeil est, en fait, constitué par deux types de sommeil très différents :

Le sommeil a ondes lentes et le sommeil paradoxal.

-le sommeil a ondes lentes : se laisse décomposer en quatre stades :

Stade I (assoupissement) : se caractérise par une fragmentation, une diffusion du rythme alpha puis par sa disparition au profit d'une activité thêta peu ample.

Stade II : l'activité de fond est essentiellement thêta, sur les régions rolandiques et au vertex s'inscrivent des fuseaux de sommeil.

Stades III : l'activité de fond se ralentit encore pour devenir du delta, fuseau de sommeil.

Stades IV : uniquement constitué par une activité delta ample.

-le sommeil paradoxal : se caractérise par une activité EEG rapide, proche de la veille, l'apparition de mouvements oculaires rapides.

Au cours d'une nuit de sommeil, 5 à 6 cycles de 90 minutes environ, comportant les 4 stades de sommeil a ondes et une phase de sommeil paradoxal sont observés, les phases de sommeil paradoxal devenant de plus en plus longues au cours de la nuit.

I.3.7. Evolution du tracé de la naissance e l'âge adulte

I.3.7.1 EEG normal du nouveau-né, avant 3 mois

A cette période, EEG présente les caractéristiques suivantes :

-l'activité de fond appartient à la bande thêta, d'aspect irrégulier, mélangée a des activités delta.

-en sommeil calme : le tracé peut être alternant ou constitué par une activité très ample et diffuse.

-entre 6 et 8 semaines la vie, les fuseaux du sommeil apparaissent.

I. 3.7.2 Evolution de l'EEG normal entre 3et 12 mois

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

-dès l'âge de 3 à 4 mois, le rythme de base, plus rapide, est une activité thêta a 5-6Hz que l'on retrouve au niveau des régions postérieures.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

-entre 6 et 12 mois de vie, l'amplitude des fuseaux du sommeil et la durée des salves diminuent mais leur nombre augmente.

-pendant les douze premiers mois de vie, le délai d'apparition de la première période du sommeil.

I.3.7.3 Evolution de l'EEG normal entre 1 et 3 ans

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

-l'accélération de la fréquence du rythme de base se poursuit.

-l'activité de base varie d'un thêta rapide à 6-7Hz autour de 2 ans.

-rythme alpha lent à 7-8Hz aux environs de 3 ans.

-le sommeil lent est caractérisé par l'apparition d'une activité lente postérieure diffuse.

I.3.7.4 Evolution de l'EEG normal entre 3 et 5 ans

Durant cette période l'évolution des traces est la suivante :

-le rythme de fond est un rythme alpha de 8Hz qui se renforce lorsque l'enfant ferme les yeux.

-l'activité de fond est entrecoupée par la survenue d'ondes lentes physiologiques.

-le rythme mu rolandique apparaît, sa réactivité peut être testée en demandant à l'enfant de serrer les poings ou de bouger les orteils.

I.3.7.5 Evolution de l'EEG normal entre 6 et 12ans

Les caractéristiques à cet âge sont les suivantes :

-l'électrogène de base est constituée par un rythme alpha au niveau des régions postérieures.

-il existe au niveau des régions antérieures chez les enfants de 6 à 12 ans une activité thêta.

I.3.7.6 Evolution de l'EEG normal entre 12et 20ans

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

-le tracé au repos est constitué d'un rythme de base appartenant à la bande alpha à 10Hz.

-les ondes lentes occipitales (delta) angulaires survenant lors de l'ouverture des yeux.

-une activité rythmique à 4Hz enregistrée sur le vertex.

I.3.7.7 Vieillesse

Le vieillard normal le rythme alpha se ralentit de 1/2 à 3/4 de c/s par décade au-delà de 60 ans.

40% des sujets au-dessus de 60 ans on trouve des ondes delta dans les régions temporales, beaucoup plus souvent à gauche qu'à droite.

Les rythmes rapides sont fréquents surtout chez la femme.

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

Le sommeil se modifie : l'endormissement est plus long, les éveils plus fréquents, le stade de sommeil profond a ondes lentes.

I.3.8. Les capteurs

I.3.8.1. le principe

Les électrodes ont pour rôle d'assurer un contact étroit et stable avec la peau, leur conception et leur réalisation se heurtent à de nombreux problèmes :

-Problème électrique : fidélité et stabilité quelle que soit la durée de l'examen ; résistance peau électrodes aussi faible ; surface de contact réduite au minimum pour ne pas augmenter la diffusion physiologique.

-Problème pratique : l'électrode doit être rapidement placée et aisément supportée par la malade.

-Problème mécaniques : mise en place et fixation.

I.3.8.2. les différentes électrodes

La plupart des électrodes actuellement utilisées sont en argent recouvert d'une mince couche de chlorure d'argent afin d'éviter les phénomènes de polarisation. La surface en contact avec la peau ne doit pas dépasser un demi-centimètre carré.

➤ électrodes tampon : (Electrode maintenue à l'aide d'un casque)

Le tampon est formé de mousse synthétique entourée de tissu (fil, coton ou fibre artificielle). L'utilisation d'un casque pour les maintenir facilite la symétrie de leur mise en place.

Le tampon de ces deux types d'électrodes doit être imbibé en permanence par un liquide électrolytique qui assure la continuité de la transmission électrique, on utilise de l'eau salée à 10g/l. il faut éviter l'excès de sel qui peut aller jusqu'à créer des escarres sur certaines peaux fragiles. On travaille couramment avec des montages comportant 20 électrodes

➤ électrodes cupules : (électrodes fixées directement sur le cuir chevelu)

Electrodes en forme de disque ou de cupule. Pour ce dernier, on peut soit l'emplier de pâte conductrice avant la mise en place, soit lorsqu'elle est percée d'un orifice, y injecter un gel conducteur après mise en place.

Pour les examens d'une durée inférieure à une heure, les électrodes cupules peuvent être fixées par l'intermédiaire d'une pâte conductrice. Sur la peau nettoyée à l'alcool et frottée de pâte conductrice.

La pâte conductrice, utilisée pour préparer la peau et abaisser sa résistance.

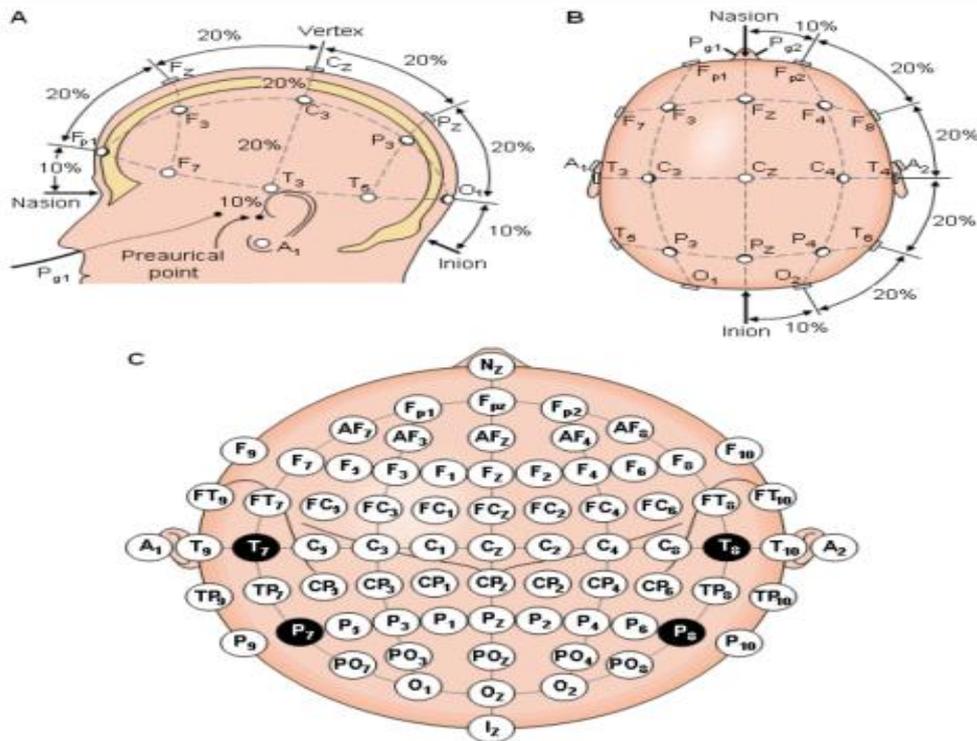
➤ électrodes aiguilles

Le contact ne se fait plus avec le cuir chevelu, mais avec le derme sous-jacent. Les électrodes des aiguilles sont en alliage de platine.

Leur utilisation ne pose pas de problème particulier : il suffit de nettoyer le cuir chevelu à l'alcool avant de piquer l'électrode sur une longueur de 0.5 à 1cm.

I.3.9.Emplacement des électrodes

I.3.9.1Le système 10-20



Figure(I.15) : système standard international de placement des électrodes. A) vue de la gauche, B) vue de dessus.) Localisation et nomenclature des électrodes selon la société américaine l'électroencéphalographie.

Système « 10-20 » de H. Jasper proposé par la fédération internationale des sociétés d'électroencéphalographie et de neurophysiologie.

Les mesures antéro-postérieures sont basées sur la distance entre la nasion et l'inion en passant le vertex. Le système 10-20 est basé sur la relation entre le lieu d'implantation de l'électrode et de la sous-région du cortex cérébral. Chaque point sur ce chiffre à gauche indique une éventuelle position de l'électrode. Chaque site dispose d'une lettre (pour identifier les lobes) et d'un numéro ou d'une autre lettre pour identifier l'emplacement de l'hémisphère.

Les lettres sont marqués sur cette ligne et désignés par les appellations : fronto-polaire(Fp), frontal(F), centre(C) ou rolandique(R), pariétal(P) et occipital(O).

Le premier point (Fp) et le dernier (O) sont à une distance respective du nasion et de l'inion égale à 10% de la longueur total. Et les points suivants a une distance les uns des autres égale a 20%. Les mesures transversales sont basées sur la distance entre les points pré-auriculaires droit et gauche. Sur la ligne par ces deux points et le point rolandique médian sont placées à 10%, 20% au-dessus, les électrodes rolandiques latérales. Une ligne circulaire, dérivant les bords de la calotte crânienne, passe par les points Fronta-polaire et Occipital médians et les électrodes Temporales

Chapitre 1 : Généralités sur les signaux électro physiologiques

I.4 conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur l'anatomie et le fonctionnement physiologique du cœur, du muscle et de cerveau. une description de l'activité électrique de ces derniers a été faite, par la suite on a détaillé les caractéristiques de chaque signal physiologique qui les concerne.

L'analyse anatomique et physiologique du cœur, muscle et du cerveau est indispensable pour comprendre les phénomènes bioélectriques des organes. Ce qui va nous aider à connaître l'origine des signaux ECG, EMG, EEG pour ensuite faire la conception de l'amplificateur biologique adéquate.

Ces notions apparaissent importantes dans le chapitre suivant qui est consacré à l'étude théorique de de l'amplificateur biologique.

Les références bibliographiques de 1^{ère} chapitre

- 1- <http://foulon.chez-alice.fr/Alie%202.000/DATAS/MODULE1/HistoECG.htm>.la date 29/01/2017.
- 2- SERHAL Hassan. « Détection de l'activité cardio-pulmonaire à distance et via l'internet », mémoire présenté en vue d'obtenir le diplôme d'ingénieur CNAM électronique. Université Libanaise : Institut des Sciences Appliquées et Economiques, CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS CENTRE REGIONAL ASSOCIE DE LIBAN, 11/11/2010.
- 3- <http://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifs/cours/cours-cardiologie-lelectrocardiogramme-les-bases-pour-comprendre-1ere-partie.html> 09.04.2009 | Mise à jour le 27.04.2009_ La date 16-11-2011
- 4-Denise Hébert, chargée de projet UCCSPU, LIRE UN E.C.G. « Formation sur le langage et la lecture d'un ECG destinée aux techniciens ambulanciers de la région Chaudière-Appalaches », Février 2006.
<http://www.uccspu.com/formation/Formation%20pdf%20t%E91%E9m%E9trie/6%202%20Lire%20un%20ECG.pdf>.
- 5- Dr DASSIER HEGP. « RAPPEL PHYSIOLOGIQUE et MONITORAGE ECG » Les troubles du rythme. Version 06/11/29, 2006.
- 6- Pr.Bereksi Reguig « Techniques et Instrumentations d'exploration fonctionnelles » cours de 1^{ère} année magistère Université ABOUBAKR BELKAID- TLEMCEM, 2009-2010.
- 7- DOCTEUR FLORENT BRIAN« L'ELECTROCARDIOGRAMME NORMAL »Révision05/2001, Mise à jour du 26/10/2005 <http://www.besancon-cardio.org/cours/03-ecgnormal.php> .La date 27-11-2011
- 8-L'ELECTROCARDIOGRAMME DE REPOS
www.sfcadio.fr/...en...de.../electrocardiogramme_repos.pdf Ladate27/11/2011.
- 9-SI YAHIA KARIMA &KADDOUR MOKHTARIA «conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire »mémoire de projet fin d'étude en mastère génie biomédicale université de Tlemcen 2015-2016.
- 10-Andrew R. HOUGHTON et David GRAY. 2003. Editions MASSON: Maîtriser l'ECG de la théorie à la clinique.
- 11- L'ECG NORMAL, P Dassier, HEGP, 2006.
- 12- Docteur Florent BRIAND : L'électrocardiogramme de repos normal Révision 05/2001.Mise à jour du 26/10/2005

- .
- 13- Article in Revue d'Electroencephalographie et de Neurophysiologie Clinique
17 · May 1987.
 - 14HUACAO "Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire «, Thèse Doctorat-Université de Technologie de COMPIEGNE, 2010.
 - 15-Physiologie. RYCAJALLA CONTRACTION MUSCULAIRE.1^{er} partie Différences muscle squelettique - muscle cardiaque. 2009, document PDF.
 - 16- Benali R "Modèle hybride Neuro-Flou pour la reconnaissance des arythmies cardiaques"
Thèse de Magister, Université de Tlemcen, 2008.
 - 17- Hector, M. L. L'Enregistrement électroencéphalographique. Masson, 1976.
 - 18- Jean Cambier/ Patrick Verstichel, le cerveau Encyclopédia Universalis, programme 2011.
 - 19- Vion-Dury, J., et F. Blanquet. Pratique de l'EEG. Elsevier Masson, 2008.
 - 20- P.Hazemann, M.Masson. Électroencéphalographie, 3^{ème} édition M. Masson, 1987.

Chapitre 2

Conception et la réalisation de circuit d'amplificateur biologique

II.1.Introduction

Les signaux électriques sont des différences de potentiel qui varient en fonction du temps de manière non périodique leur forme peut être caractérisée par les fréquences de Composantes qui les constituent, par certains aspects, les ondes changent rapidement dans le Temps alors que par d'autres elles changent plus lentement. La connaissance de ces paramètres qui entrent en jeu peuvent être employés pour sélectionner quel type de circuit convient afin d'amplifier le mieux possible le signal. Ce chapitre est consacré à l'étude des facteurs techniques qui conditionnent d'une manière générale l'enregistrement et la mesure des activités électriques de cœur et des neurones et des muscles. Ce chapitre consiste à étudier : .

- ❖ Etude détaillée de chaque circuit électronique.
- ❖ Le rôle de chaque étage et la relation entre les différents étages.
- ❖ Un schéma bloc général.

II. 2 .Configuration du système d'amplification :

Puisqu'il s'agit d'amplification de deux signaux électro physiologique ECG et EMG,EEG il faudra représenter un schéma bloc qui permet d'avoir une idée sur le principe et les dispositifs électronique utiles afin d'amplifier le mieux possible les signaux désirées. Le schéma bloc au-dessous nous montre les étapes essentielles qui nous permettent l'amplification des signaux ECG et EMG et EEG. Figure (II.1).

Dans ce qui suit nous allons :

- Expliquer le rôle et le fonctionnement de chaque bloc (définition, propriétés)
- Décrire les caractéristiques des composants et des circuits utilisés pour la mesure des signaux.

II. 3. Schéma bloc

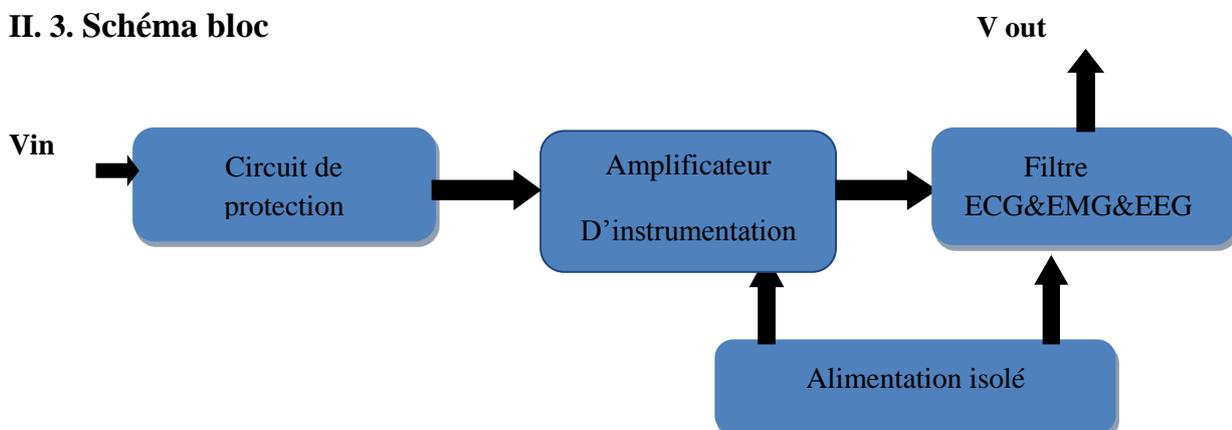


Figure (II.1) : Schéma bloc de la chaîne de mesure.

II. 4. Circuit de protection contre les phénomènes électriques transitoires

La surveillance des signaux électrophysiologies est nécessaire, si le patient a besoin d'une intervention par d'autres dispositifs médicaux (défibrillateur,...), ces cas présentent également un risque pour l'amplificateur d'instrumentation.

Les amplificateurs d'instrumentation doivent être protégés contre de sérieux dommages par l'utilisation d'un moyen de limitation contre les phénomènes transitoires.

Les dispositifs utilisés pour la protection contre ces derniers sont des **diodes** (voir figure II.2), **diodes Zener**, un autre type de protection est d'utiliser des **tubes à décharge gazeux** telle que représenté en figure II.2. [1]

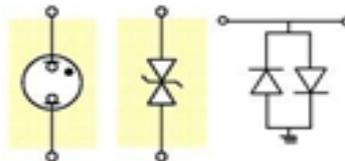


Figure (II.2) : dispositifs de protection.

Les diodes de silicium en parallèles limitent la tension approximativement à 600 mV.

Le passage de non conducteur à la conduction n'est pas très pointu, et la déformation du signal commence à environ 300 mV qui peut être dans la marge des tensions d'entrée selon les électrodes utilisées. La tension de claquage peut être augmentée en branchant plusieurs diodes en série.

La tension de claquage de deux diodes Zener en opposition est modérée, la tension de claquage en directe est de 0.6V, en polarisation inverse elle peut atteindre 2 à 20 V.

La tension de claquage du tube à décharge gazeux est élevée. Ce composant apparaît comme ouvert jusqu'à ce qu'il atteigne sa tension de claquage qui est de l'ordre de 50 à 90V. Le circuit de la Figure (II.3) montre la façon avec laquelle l'amplificateur d'instrumentation est protégé. [1]

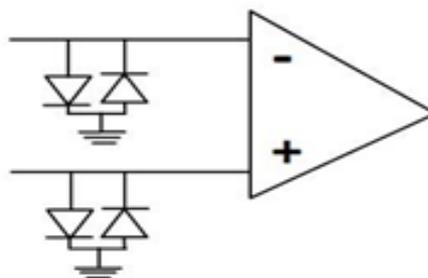


Figure (II.3) : Protection de l'amplificateur d'instrumentation contre les transitoires.

II. 5. L'amplification

Généralement les signaux électrophysiologies sont des signaux de faibles amplitudes.

Pour avoir une bonne précision il est nécessaire de les amplifier. Mais cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Mais souvent on a une présence d'une tension parasite ainsi qu'une tension de mode commun due au conditionneur associée au capteur.

Pour éliminer ou atténuer fortement tout signal ne contenant pas d'information et pour ne

garder que le signal utile on fait appel à un amplificateur d'instrumentation. C'est amplificateur différentiel à fort taux de rejection en mode commun.

II. 6. Amplificateur opérationnel idéal

C'est un composant électronique analogique. Il constitue une brique de base dans un circuit électronique. Il peut réaliser diverses opérations sur un signal électrique: amplification, comparaisons, soustractions, additions, déphasages (décalages dans le temps), filtrages, etc... Les différentes fonctions à réaliser par le composant sont définies par les résistances, condensateurs, diodes, etc... Auxquels il est branché ainsi que de la topologie du circuit externe.

C'est un circuit intégré, c'est à dire qu'il est formé d'une multitude de composants électroniques élémentaires (résistances, transistors, condensateurs, diodes, etc...) formant un circuit complexe et intégrés dans un boîtier. Ce circuit est connecté à l'extérieur par des bornes de raccordement : 3 bornes fonctionnelles et 2 bornes d'alimentation

• Caractéristiques

- Le gain est le facteur d'amplification de la tension d'entrée et qui doit être très grand $G \gg \infty$
- résistance d'entrés infinie.
- bande passante très grande.

II. 7. Amplificateur d'instrumentation

Les amplificateurs d'instrumentation ne sont pas des amplificateurs opérationnels. Ce sont des circuits complets associant plusieurs amplificateurs opérationnels et les composants nécessaires à leur bon fonctionnement : résistances, capacités de compensation...

Ces amplificateurs peuvent être fabriqués à l'aide d'éléments discrets, mais la plupart du temps, on leur préférera des amplis intégrés, se présentant sous la même forme que des amplificateurs opérationnels. Ces composants intégrés auront plusieurs avantages sur les montages à éléments discrets : simplicité de mise en œuvre, nombre de composants limité, très grande précision, due notamment à un ajustage par laser des résistances sur la puce. Ce procédé permet d'apparier les composants d'une façon meilleure qu'avec des composants discrets, et autorisera des TRMC beaucoup plus élevés.

Les amplificateurs d'instrumentation se distinguent notamment des amplificateurs opérationnels par le fait qu'ils ont un gain " élevé " comparé à ces derniers (de 1 à 1000 contre 10^6 et plus). On pourra être tentés de fabriquer un amplificateur d'instrumentation avec ces amplificateurs opérationnels spéciaux ; dans certains cas (besoin de rapidité, TRMC élevé à haute fréquence...). On pourra y gagner, mais il ne faudra pas oublier qu'il sera nécessaire d'apparier les résistances de façon très " serrée ".

L'amplificateur d'instrumentation peut être réalisé soit de manière discrète en combinant trois amplificateurs opérationnels soit de manière intégrée. Une étude succincte d'un amplificateur d'instrumentation réalisé avec trois amplificateurs opérationnels est présentée dans ce qui suit

Chapitre 2 conceptions et réalisation d'amplificateur biologique pour

mettre en exergue les caractéristiques spécifiques qu'on retrouve dans ce genre d'amplificateurs.

Caractéristiques idéales d'un amplificateur d'instrumentation :

- ❖ une impédance d'entrée infinie
 - ❖ une impédance de sortie nulle
 - ❖ un TRMC infinie
 - ❖ un Gain différentiel réglable.
- **L'amplificateur différentiel**

On montre de manière générale que quel que soit la structure interne d'un amplificateur différentiel, celui-ci ne donne pas à sa sortie la tension attendue (tension proportionnelle à la différence des deux tensions d'entrée) mais une tension donnée par :

$$s = Ad[e1 - e2 + \left(\frac{1}{TRMC}\right)\frac{2e1}{e2}]$$

$$s = Ad(e1 - e2) + Amc(e1 + \frac{e2}{2})$$

$$s = Ad(e1 + e2) + \varepsilon$$

Avec :

- ❖ **TRMC**: Taux de rejection en mode commun du montage.
- ❖ $(e1 + \frac{e2}{2})$: Tension en mode commun
- ❖ **Amc** : Gain en mode commun du montage.
- ❖ ε' =Tension d'erreur du montage

La qualité d'un amplificateur-différentielle dépend notamment du taux de réjection en mode Commun que l'on souhaite le plus grand possible.

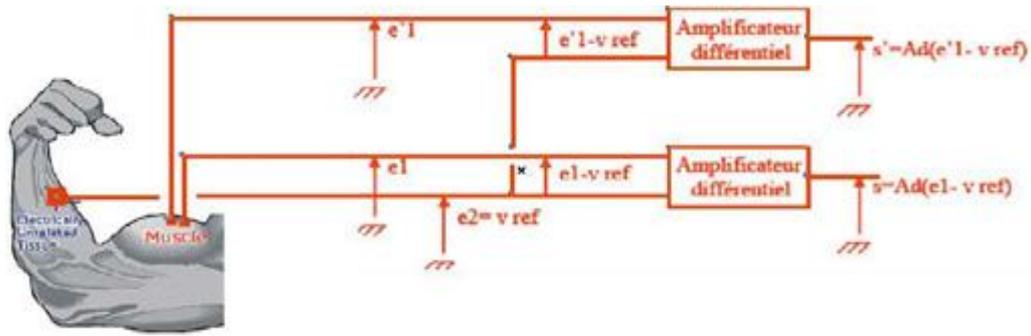


Figure (II.4) : Amplificateur différentiel.

Un amplificateur d'instrumentation de base comprend trois amplis-op et quelques résistances. Le gain en tension est déterminé par une résistance externe R_G . Un amplificateur d'instrumentation de base est illustré à la figure (II.5) Les amplis-op 1 et 2 forment des configurations sans inversion fournissant une impédance d'entrée et un gain en tension élevés. Le troisième est utilisé comme amplificateur différentiel à gain unitaire. La résistance qui détermine le gain R_G est connectée de façon externe comme illustré à la figure en dessous.

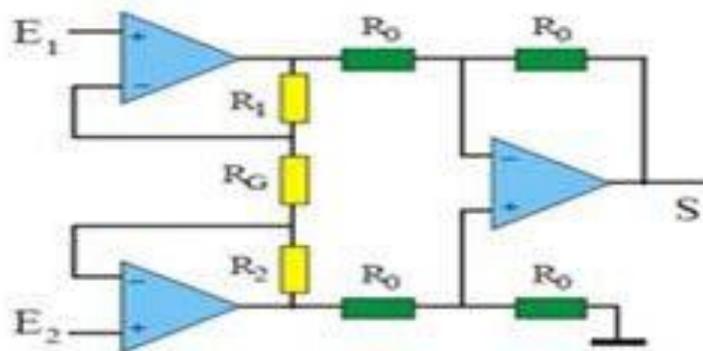


Figure (II.5): Amplificateur d'instrumentation

La tension de sortie est donnée par la relation suivante :

$$V_s = \left(1 + \frac{R_1 + R_2}{R_G}\right)(E_1 - E_2)$$

Si : $R_1=R_2=R$

Alors le gain en boucle fermé est donné par :

$$V_s = 1 + \frac{2R}{R_G}$$

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

L'AD620 est à faible coût avec une haute précision qui nécessite une seule résistance externe pour régler des gains 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 faible niveau de tension d'entrée de 9 nV / Hz à 1 kHz, 0,28 mV pp dans la bande Hz 0,1 Hz à 10, 0,1 pA / Hz Bruit d'entrée en vigueur. En outre, l'AD620 est bien adapté pour les applications multiplexées avec son temps de stabilisation de 15µs à 0,01%. [2]

Amplificateurs d'instrumentation, comme l'AD620, offrent une haute TCMR, qui est une mesure de la variation de la tension de sortie lorsque les deux entrées sont changées en des quantités égales. Pour des performances optimales TCMR.

l'AD620 offre la possibilité de fixer le gain à l'aide de la valeur de résistance R_G selon la formule suivante :

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G-1} [2]$$

Comme l'opération est basé sur trois signaux donc nous avons adaptés pour chaque signal sa propre résistance et par la suite son propre gain.

- ❖ Pour l'amplification du signal ECG&EEG la résistance est de $R_G = 5.6K\Omega$ ce qui nous donne un gain de 10.
- ❖ pour la détection du signal EMG la résistance $R_G = 500 k \Omega$ est de ce qui nous donne un gain de 90.

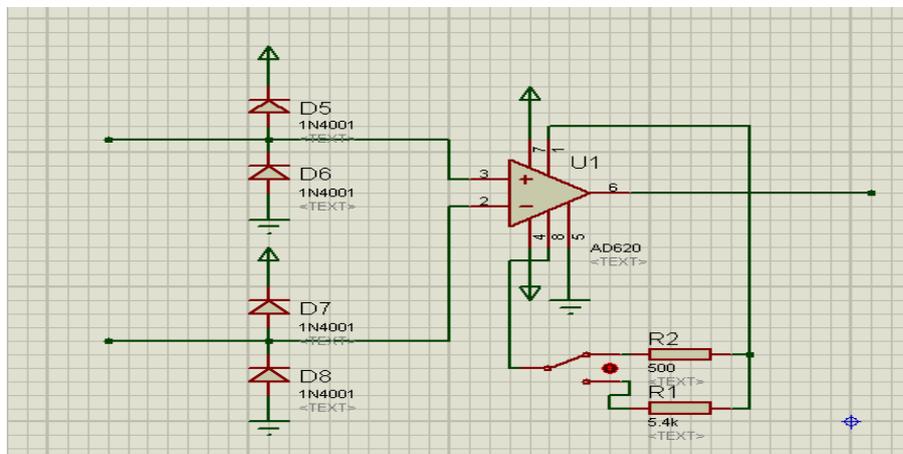


Figure (II.6): Circuit d'amplification des signaux sous ISIS

II.8. Filtrage

II.8.1. Généralités

Les signaux électro physiologiques qu'on étudie sont toujours plus au moins mêlés à des signaux parasites ne provenant pas de cœur et des neurones et des muscles. De plus, la peau atténue le signal dans le cas des EMG de surface. Il empêche d'avoir un signal propre à l'activité du muscle à mesurer, On distingue collectivement ces parasites sous le terme de bruit. La possibilité de réaliser un enregistrement dépend en définitive de la possibilité d'amplifier sélectivement le signal intéressant, tout en rejetant le bruit parasite non désiré.

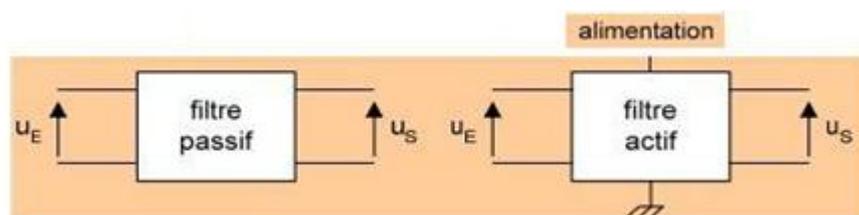
De nombreux signaux électriques interfèrent avec l'enregistrement des signaux électro physiologique désirés, ils peuvent tantôt masquer les signaux recherchés ou en fausser la mesure les sources de bruit sont multiples, câbles d'alimentation en 50 Hz interférence radio, pour cela nous avons préférés d'alimenter notre circuit par une batterie et utiliser une opération de filtrage

II.8.2. Définition de filtre

Un filtre est une quadri pôle linéaire (2 bornes d'entrées, et 2 bornes de sorties), qui ne laisse passer que les signaux compris dans un domaine de fréquence limité, appelé la bande passante du filtre. En sortie de capteur on observe toujours des signaux aléatoires d'origines externes ou internes au capteur qui se superposent à la mesure, a cause des phénomènes du couplage capacitifs et inductifs (Figure II.13). [3]

Les filtres analogiques se divisent eux même en deux :

- **Les filtres passifs** : Ils ne sont composés que d'éléments passifs (résistances, condensateur bobines).
- **Les filtres actifs** : Il y a en plus une amplification du signal d'entrée par un élément actif (AOP, Transistor).



Figure(II.7) : types des filtres.

On classe les filtres en deux grandes familles : **ANALOGIQUE** et **NUMERIQUE**. Ce dernier sera étudié dans les prochains paragraphes.

Le filtrage s'applique à des signaux représentés sous forme analogique (filtres analogiques}, ou sous forme numérique après échantillonnage du signal (filtres numériques).

• **Filtre idéal**

Le filtre idéal permet de transmettre sans distorsion une partie du spectre (bande passante) et bloque toutes les autres parties (bande coupée), avec un passage abrupt (discontinuité) entre ces deux parties.

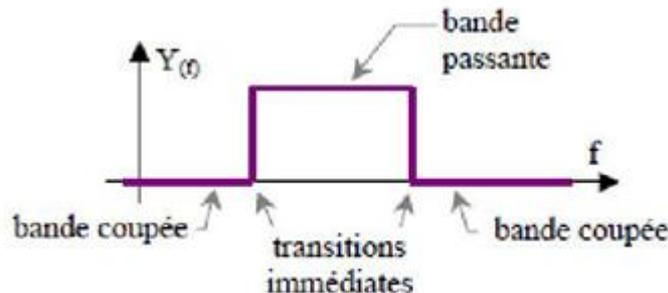


Figure (II.8): Réponse d'un filtre idéale

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j\omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie et sa fréquence de coupure. On définit la fréquence de coupure ω_c d'un système comme étant celle pour laquelle le gain maximum en tension est divisée par $\sqrt{2}$.

$$G(\omega_c) = G_{MAX} \cdot \frac{1}{\sqrt{2}}$$

Or $\log_{10} \frac{1}{\sqrt{2}} = -0.15015 = -3/20$. On peut donc aussi définir la fréquence de coupure comme la fréquence qui correspond à une diminution de 3dB du gain maximum.

$$G(\omega_c) = G_{MAX} - 3dB$$

Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence. Il peut être classé en 4 familles.

Les fréquences de coupure ω_{c1} et ω_{c2} correspondent aux fréquences pour lesquelles le module de la fonction de transfert

$$G(\omega_c) = G_{MAX} \cdot \frac{1}{\sqrt{2}}$$

Il existe différentes catégories de filtres selon l'allure de leur courbe de réponse en fréquence :

❖ **Filtre passe-bas**

Un filtre passe-bas est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut. Le concept de filtre passe-bas est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). L'implémentation d'un filtre passe-bas peut se faire numériquement ou avec des composants électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure ω_c et ce, dans le but

Chapitre 2 conceptions et réalisation d'amplificateur biologique

de conserver uniquement les basses fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : passant ou bloquant.[4] La pente de la courbe de réponse dépend de l'ordre du filtre. La bande passante est égale à C

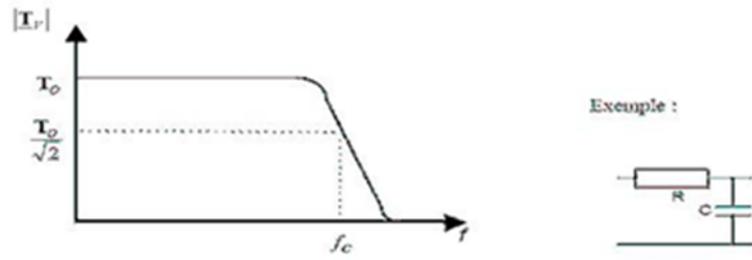


Figure (II.9): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bas

❖ Filtre passe-haut

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. Il pourrait également être appelé filtre coupe-bas.

Le concept de filtre passe-haut est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). L'implémentation d'un filtre passe-haut peut se faire numériquement ou avec des composants électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences inférieures à sa fréquence de coupure f_c . Et ce, dans le but de conserver uniquement les hautes fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre.[4]



Figure (II.10): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-haut

❖ Filtre passe-bande

Un filtre passe-bande est un filtre ne laissant passer qu'une bande ou intervalle de fréquences compris entre une fréquence de coupure basse et une fréquence de coupure haute du filtre

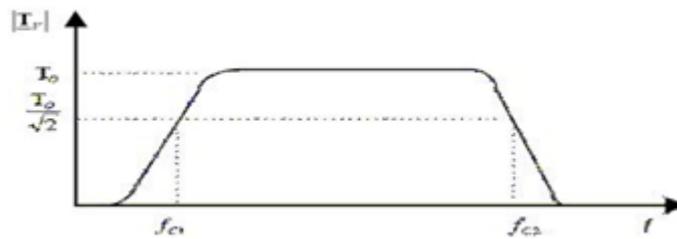


Figure (II.11): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre passe-bande

La bande passante est égale à $F_{c1}-F_{c2}$

❖ **Filtre coup-bande**

Il est composé d'un filtre passe-haut et d'un filtre passe-bas dont les fréquences de coupure sont souvent proches mais différentes, la fréquence de coupure du filtre passe-bas est systématiquement inférieure à la fréquence de coupure du filtre passe-haut.

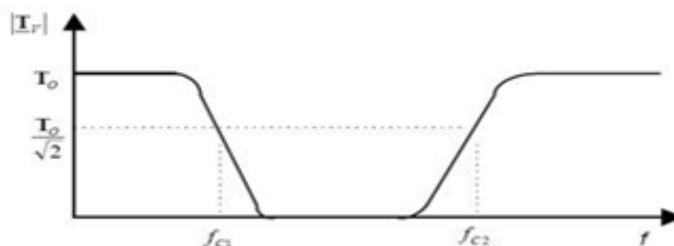


Figure (II.12): Courbe qui représente la réponse fréquentielle d'un filtre coupe-bande.

• **Ecriture des fonctions de transfert**

La forme générale d'une fonction de transfert est un quotient de polynômes complexes :

$$H(jw) = \frac{1 + Ajw}{1 + bjw}$$

$$H(jw) = \frac{1 + A1jw + A2(jw)^2}{1 + B1jw + B2(jw)^2}$$

Pour tout type de filtre, l'atténuation est toujours spécifiée par un nombre suivi de **dB** par octave.

- **6dB** par octave est un filtre du 1^{ère} ordre.
- **12dB** par octave est un filtre du 2^{ème} ordre.
- **18dB** par octave est un filtre du 3^{ème} ordre.

Chapitre 2 conceptions et réalisation d'amplificateur biologique

- **24dB** par octave est un filtre du 4^{ème} ordre.
- **30dB** par octave est un filtre du 5^{ème} ordre.
- **36dB** par octave est un filtre du 6^{ème} ordre.
- **42dB** par octave est un filtre du 7^{ème} ordre.

Les filtres analogiques réels présentent donc une imperfection avec lesquelles il faut trouver des compromis en fonction de son application:

- transition progressive entre la bande passante et la bande coupée.
- irrégularité du gain dans la bande passante (ondulations).
- affaiblissement dans la bande coupée.
- irrégularité du temps de propagation

Les compromis fait sur ces différentes imperfections peuvent être regroupés sur un graphique appelé gabarit du filtre.

Ce gabarit fixe les limites de la fonction de transfert du filtre réalisé. Il existe de nombreuses fonctions mathématique, appelées fonction d'approximations, pouvant répondre à l'exigence du gabarit normalisé. Les principales fonctions d'approximations sont les suivantes :

- **fonctions de Bessel**
- **fonction de butter Worth**
- **fonction de chebychev**
- **fonction de cauer**

II.9.Réalisation pratique

II.9.1.Circuit de filtrage ECG

L'opération du filtrage pour le signal EMG dans le circuit réalisé se compose de deux filtres :

❖ Un filtre passif passe-haut

Pour notre filtre passe-haut on a choisi la même structure pour les trois signaux, Ce filtre est constitué d'une capacité de 50 μ Fet une résistance de 100Kvoir figure.

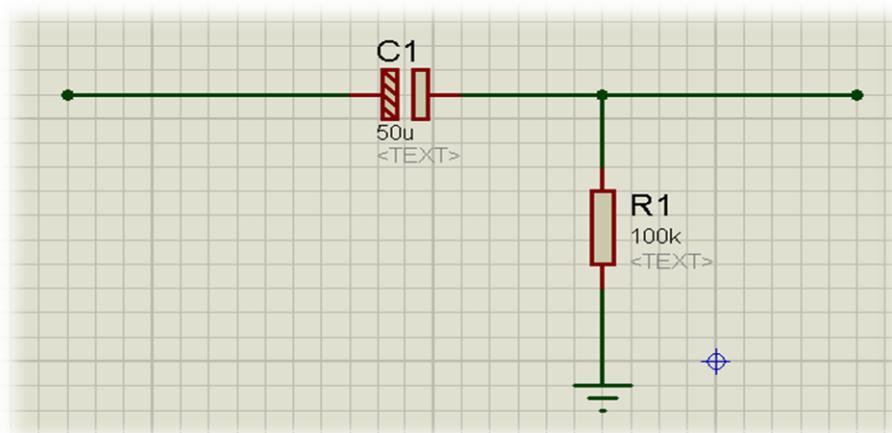
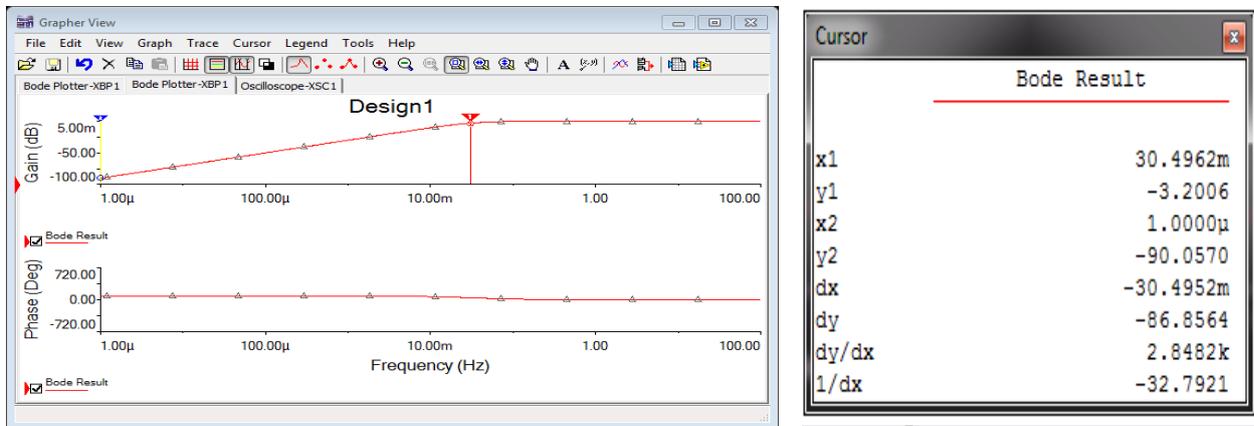


Figure (II.13):Schéma électrique du filtre passe-haut sous ISIS

Chapitre 2 conceptions et réalisation d'amplificateur biologique

La fréquence de coupure de ce filtre est de approximativement de 0.03 Hz. Comme il est illustré dans la figure le tracé de la réponse fréquentielle :



Figure(II.14):Tracé de BODE du filtre passe-haut

❖ Un filtre actif passe-bas

La fréquence de coupure de ce filtre est de approximativement de 80 Hz. Comme il est illustré dans la figure. Pour ce type de filtre on a choisi un amplificateur de type OP07.

sachant que $R_4=1k, R_5=47k, R_6=20k, C_2=1\mu$

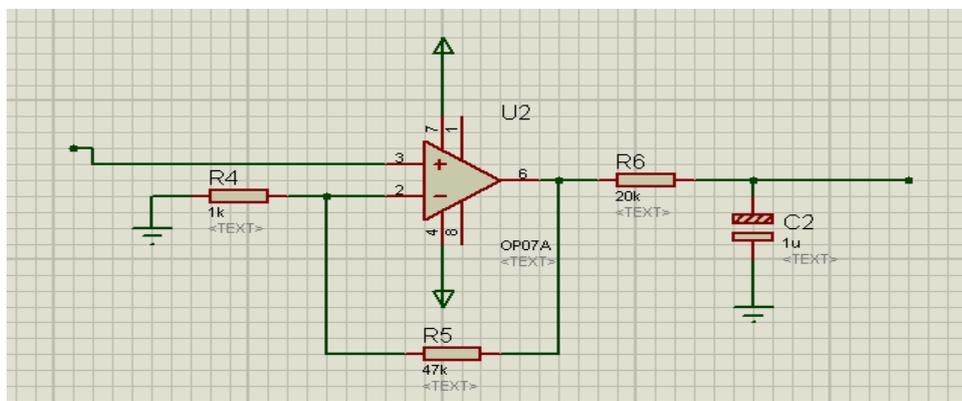


Figure (II.15):Schéma électrique du filtre passe-bas sous ISIS

II.9.2.Circuit de filtrage EMG

➤ Un filtre actif passe-bas de structure de RAUCH

Les filtres de Rauche utilisent un amplificateur opérationnel associé à des cellules RC. La structure de base d'ordre 2 comporte 5 impédances et un amplificateur. Pour les cellules d'ordre 3, on ajoute une cellule RC avant une cellule d'ordre 2.

Ce sont des cellules prédéfinies permettant de réaliser des passe bas polynomiaux, leur intérêt provient des tables qui ont été calculées et diffusées par des auteurs.

Les filtres sont réalisés en associant des étages d'ordre 2 et 3, En passe-bas :

Pour réaliser ce filtre on utilise 3 résistances et 2 condensateurs ou et sa fonction de transfert est :

$$H = \frac{-1}{\frac{Z3}{Z5} + \frac{Z1}{Z5} + \frac{Z1}{Z4} + \frac{Z1 \cdot Z3}{Z2 \cdot Z5} + \frac{Z1 \cdot Z3}{Z4 \cdot Z5}}$$

$$Z1 = Z3 = Z4 = R \quad \& \quad Z2 = \frac{1}{j\omega C1} \quad \& \quad Z5 = \frac{1}{j\omega C2}$$

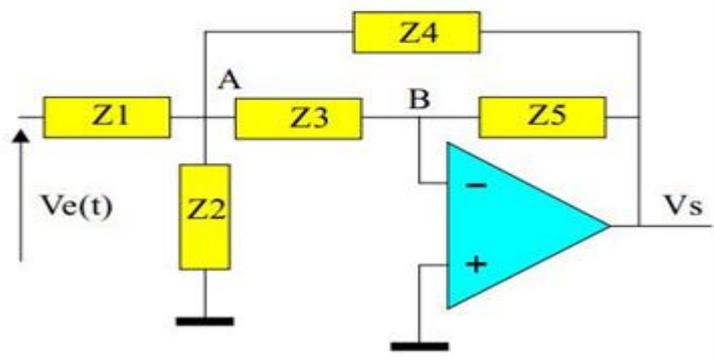


Figure (II.16): Filtre passe-bas structure RAUCH

Comme nous l'avons mentionné au paravent la bande fréquentielle d'un signal EMG est comprise entre 0Hz et 500Hz et peut aller jusqu'à 1000Hz, pour notre circuit la valeur de fréquence de coupure est : 600Hz. Pour cela on a choisi un amplificateur de type **OP07** et **R2=R5=7.5k, R3=3.5k, C2=400n, C3=100n.**

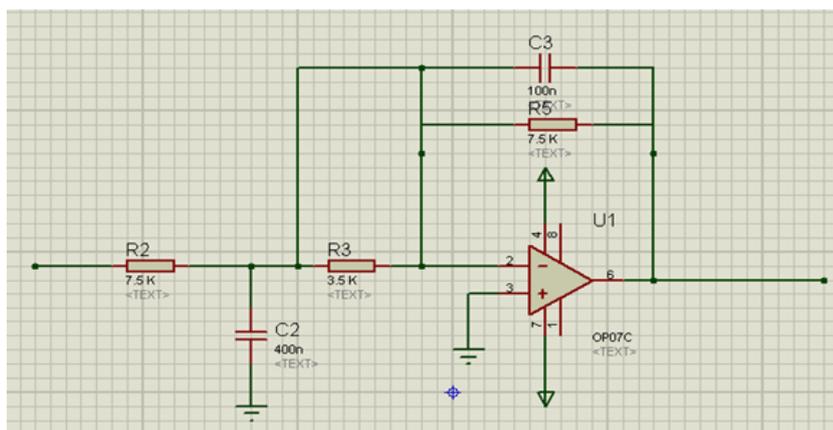


Figure (II.17): Schéma électrique du filtre passe-bas structure RAUCH sous ISIS

les valeurs de résistances et condensateurs ont été calculées à l'aide du logiciel FilterProDesign ou on peut encore visualiser la réponse fréquentielle du filtre (figure II.18)

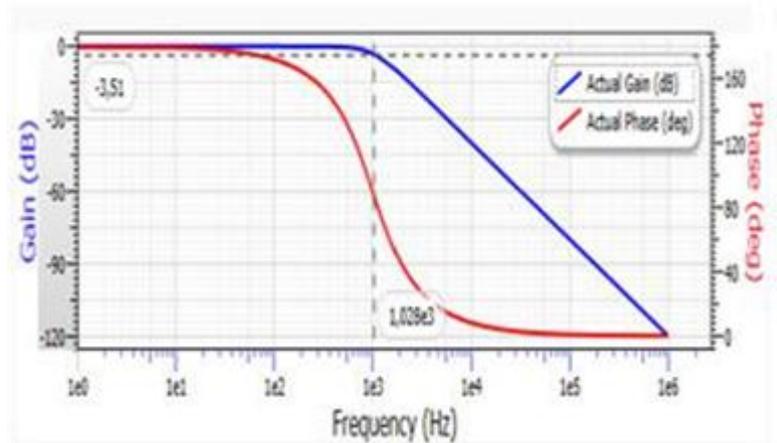


Figure (II.18): Réponse du filtre passe-bas structure de RAUCH.

II.9.3. Circuit de filtrage EEG

Nous avons vu précédemment que le signal EEG possède une amplitude de l'ordre de quelques microvolts, ce qui nécessite l'utilisation d'un filtre stable, le filtre de type Flegel peut nous garantir une telle propriété.

➤ **Un filtre Actif passe-bas de type fliege**

Le filtrage du signal EEG est effectué à travers un filtre passe-bas de type Fliege filter sa structure est donnée par la figure suivante :

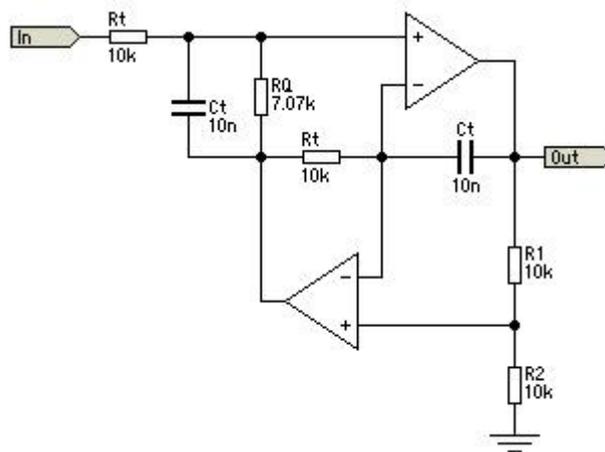


Figure (II.19): Circuit électronique structure FLIEGE

Pour ce type de filtre La fréquence est déterminée par la valeur de R_t et C_t , dans le cas du signal EEG nous avons choisi ces valeurs de tel sorte d'avoir une fréquence de 33hz. pour notre circuit on utilise 2 amplificateur de type TL081, $R_1=R_3=R_4=R_5=50k$, $R_2=10k$ $C_1=C_2=10n$.

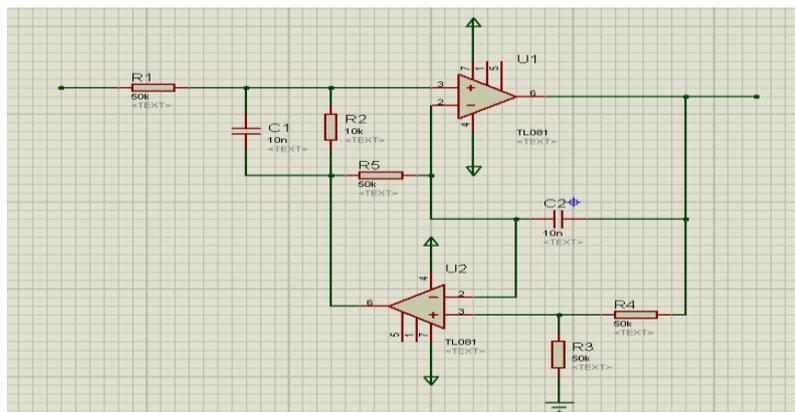


Figure (II.20): Schéma électrique du filtre passe-bas structure FLIEGE sous ISIS

II.10. Alimentation

L'artefact de secteur est le plus commun des artefacts. Son amplitude est variable, étant alimenté par le secteur c'est la source d'un artefact de 50 Hz, et pour pouvoir remédier a ce problème on prévoit d'employer une batterie de 9 Volts, qui alimente le circuit électronique d'une manière stable et isolé.

II.11. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons détaillé circuits électronique qui permet de mesurer l'activité cardiaque, l'activité musculaire et l'activité neuronale, tous on basant sur l'analyse des circuits électroniques qui permettre l'amplification, cependant il est nécessaire de faire une conversion analogique numérique pour pouvoir acquérir les signaux ECG, EMG et EEG sur un micro-ordinateur.

Les références bibliographique de 2^{ème} chapitre

- 1- BRIKSI.R.F "*instrumentation de diagnostique*", coure M1-université de TLEMCCEN.
- 2- www.alldatasheet.com/Ad620 le 14/05/2017.
- 3- FARHAN AMR ABDOU AHMED et ALDJABERI MAJDI JABER " Etude et réalisation d'un électrocardiographe a trois dérivations" . Mémoire de Master-université de TLEMCCEN, 2012-2013.
- 4- <https://fr.wikipedia.org> le 14/05/2017.

Chapitre 03

Résultats & Interprétation

III .1.Introduction

Dans ce chapitre on va présenter les différents signaux amplifier et les filtrés appliqué en cas d'un simulation et on cas réelle .

III.2. Résultats

Les résultats sont divisés en trois parties, la première est consacrée pour le signal ECG, la deuxième partie pour le signal EMG et enfin la dernière partie pour signal EEG.

III.2.signal ECG

Le signal EMG acquis doit passer par le filtrage pour obtenir que les signaux qui appartient dans la bande passante de circuit.

III.2.1.l'amplification

➤ **la simulation**

On remarque le gain est 10.sachant que $V_e=1mv$, $V_s=10mv$

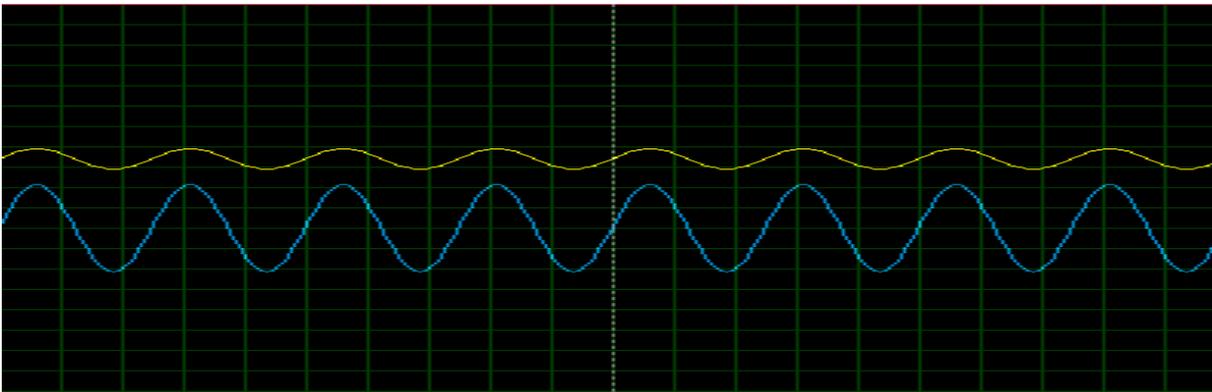


Figure (III.1) :l'amplification de signale ECG sous ISIS.

➤ **la pratique**

On a choisi le $V_e=1Mv$ comme la montre la figure suivante .Et voici le résultat :



Figure (III.2) : fixation de V_e par deux GBF.

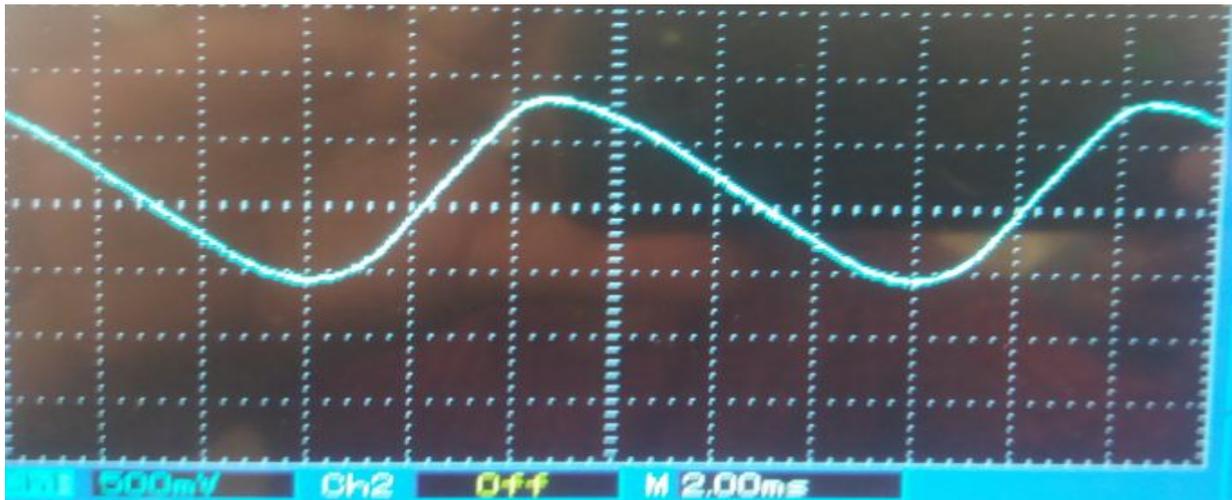


Figure (III.3) : la réponse de circuit de l'amplification.

III.2.2.le filtrage

➤ la simulation

- pour les basse fréquences ($f < 1.13\text{Hz}$) on remarque que le signale d'entre (jaune) est atténuée a la sortie (bleu).

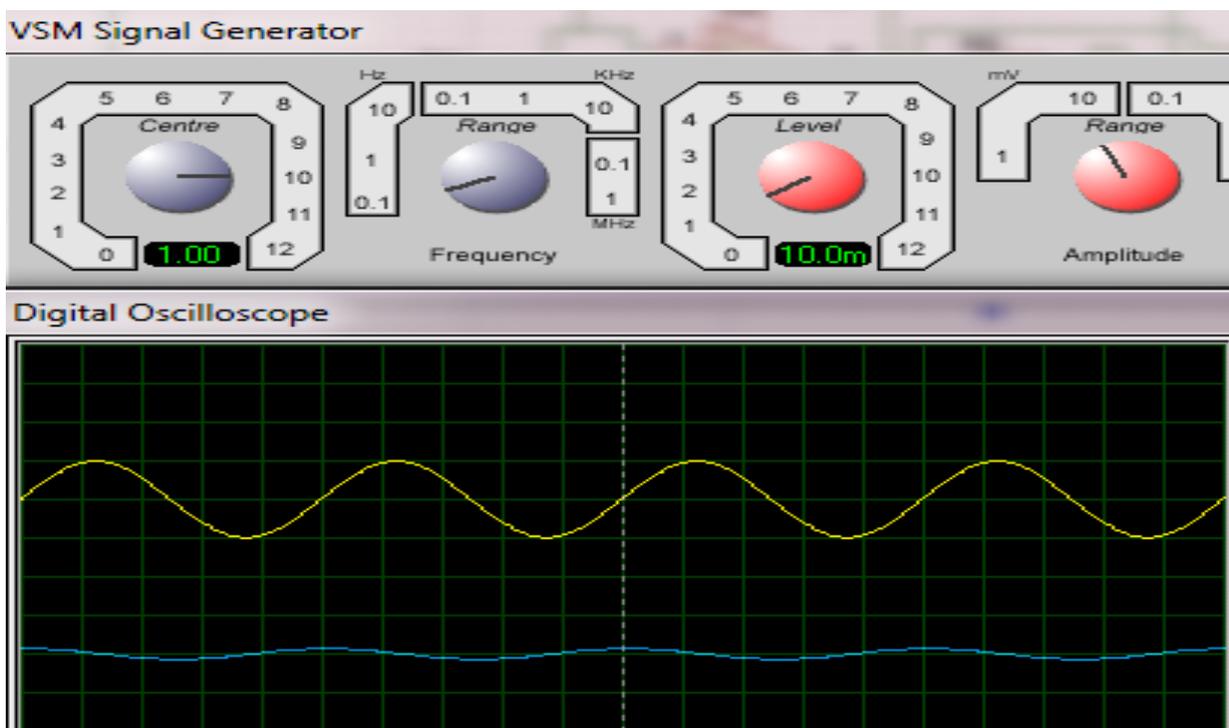


Figure (III.4) : la réponse de filtre ECG en basse fréquence sous ISIS.

- pour les fréquences ($1.3\text{Hz} < f < 100\text{Hz}$) : on remarque que ne le signal pas atténuée.

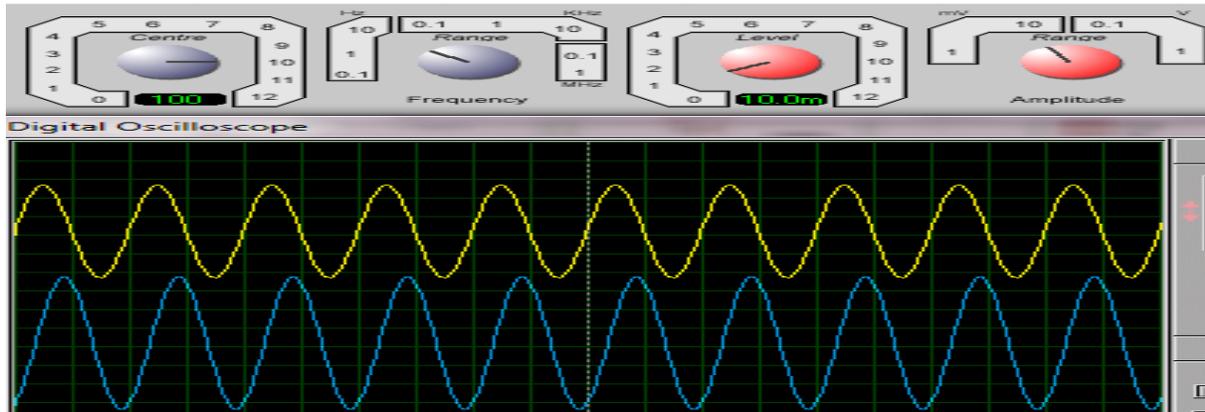


Figure (III.5) : la réponse de filtre dans la bande passante de circuit ECG sous ISIS.

- pour la haute fréquence ($100 < f$) : on remarque que le signal d'entre (jaune) est atténuée a la sortie (bleu).

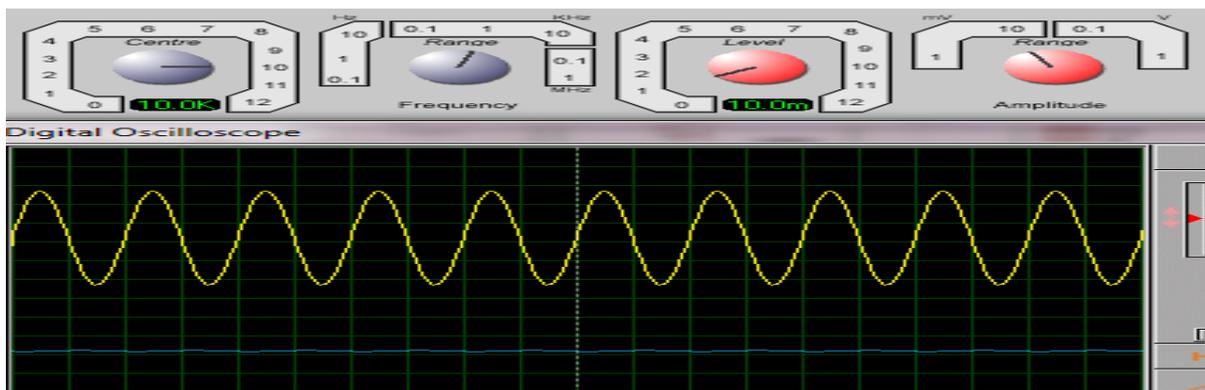


Figure (III.6) : la réponse de filtre en haute fréquence de circuit ECG sous ISIS.

➤ la pratique

- on obtenant le signal que dans l'intervalle allant de 1,3Hz jusque aux 100Hz.comme la montre figure suivant :



Figure (III.7) : la fixation de la fréquence d'entre pour tester le circuit d'ECG

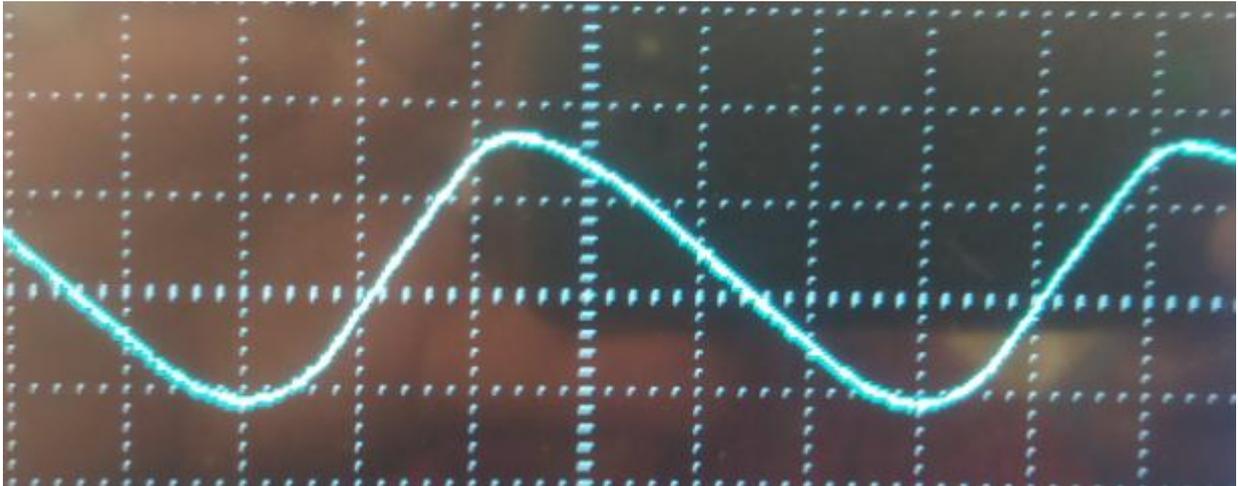


Figure (III.8) : la réponse de filtre dans la bande passante de circuit ECG en cas réelle.

III.3. signal EMG

- la simulation
- pour la basse fréquence ($f < 1.3\text{Hz}$).

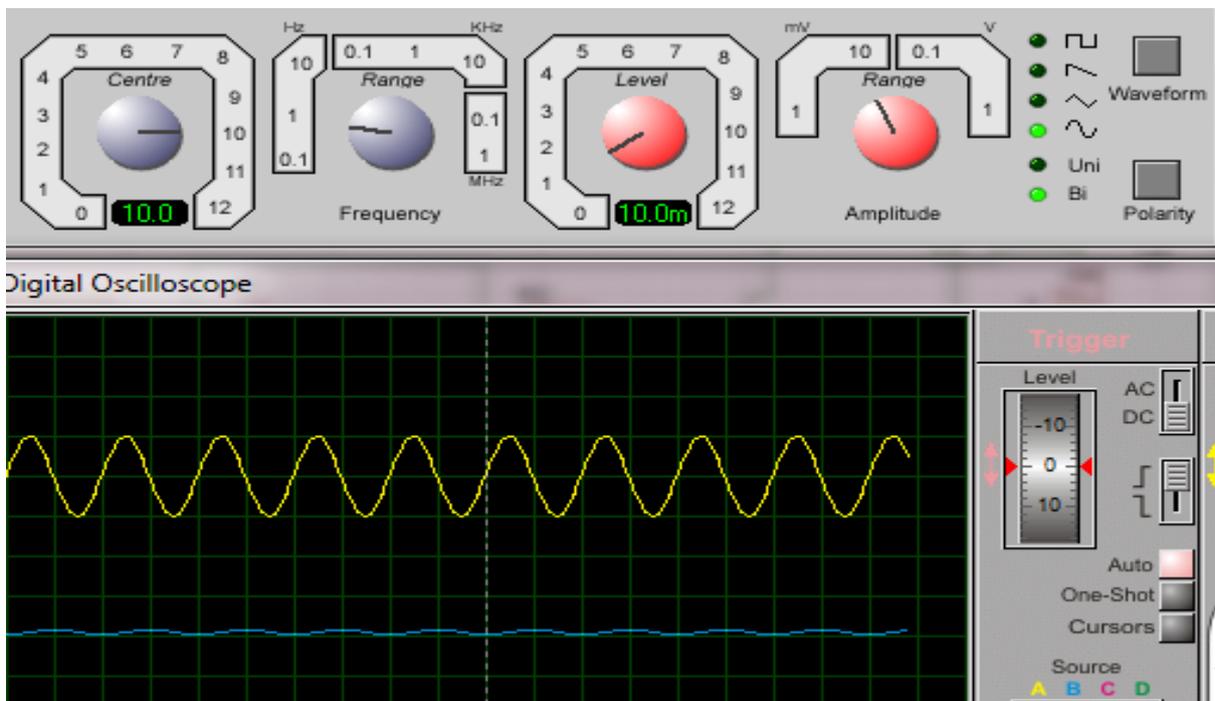


Figure (III.9) : la réponse de filtre E MG dans les basse fréquences sous ISIS.

- pour les fréquences ($1,3\text{Hz} < f < 500\text{Hz}$) :

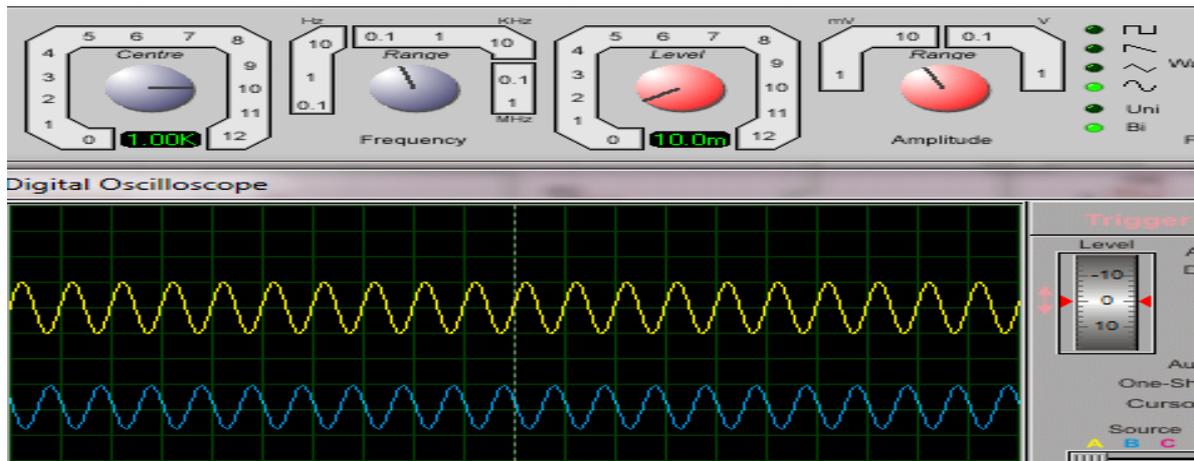


Figure (III.10) : la réponse de filtre EMG dans la bande passante sous ISIS.

- pour les hautes fréquences ($f > 500\text{Hz}$).

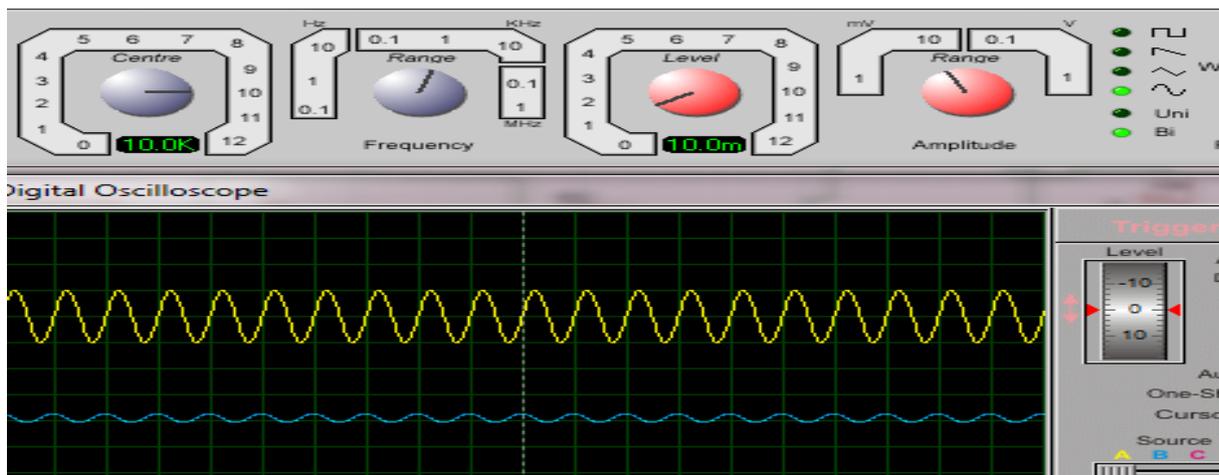


Figure (III.11) : la réponse de filtre EMG en haute fréquences sous ISIS.

➤ la pratique

On obtient le signal que dans la bande passante qui allant de 1,3Hz jusque 500Hz.



Figure (III.12) : la fixation de fréquence de l'entre pour tester la réponse de filtre EMG.

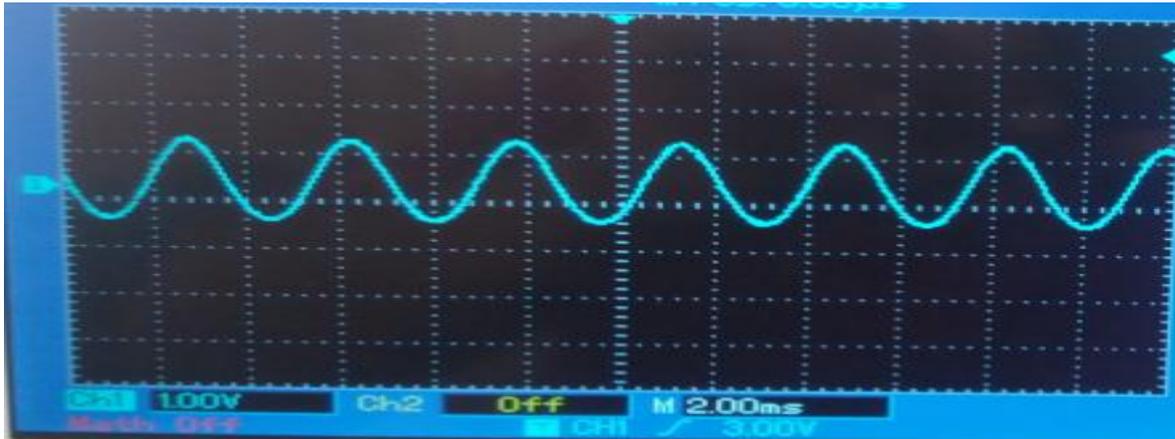


Figure (III.13) : la réponse de filtre EMG dans la bande passante en cas réelle.

III.4. signal EEG

- **simulation**
- pour les basses fréquences ($f < 1.3\text{Hz}$)

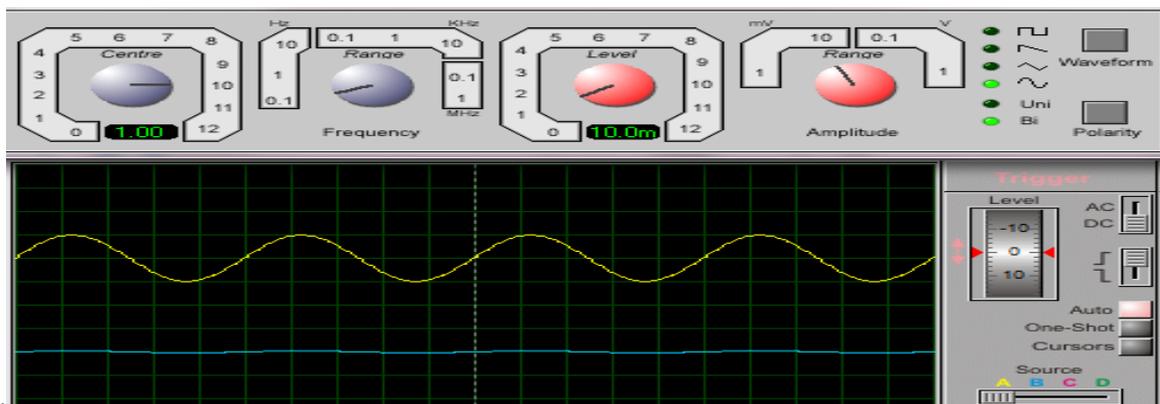


Figure (III.14) : la réponse de filtre EEG dans les basse fréquences sous ISIS

- pour les fréquences ($1.3\text{Hz} < f < 33\text{Hz}$)

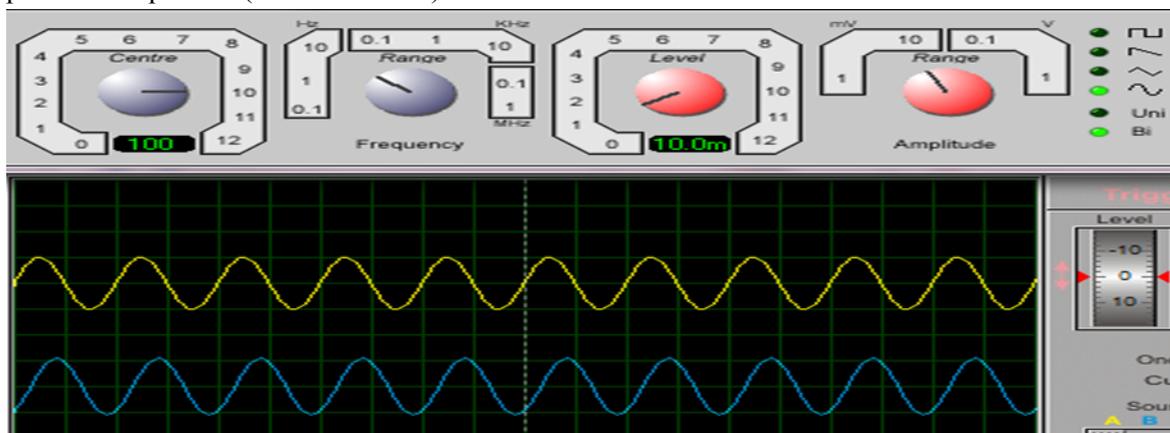


Figure (III.15) : la réponse de filtre EMG dans la bande passante sous ISIS.

- pour les signaux ($f > 33\text{Hz}$)

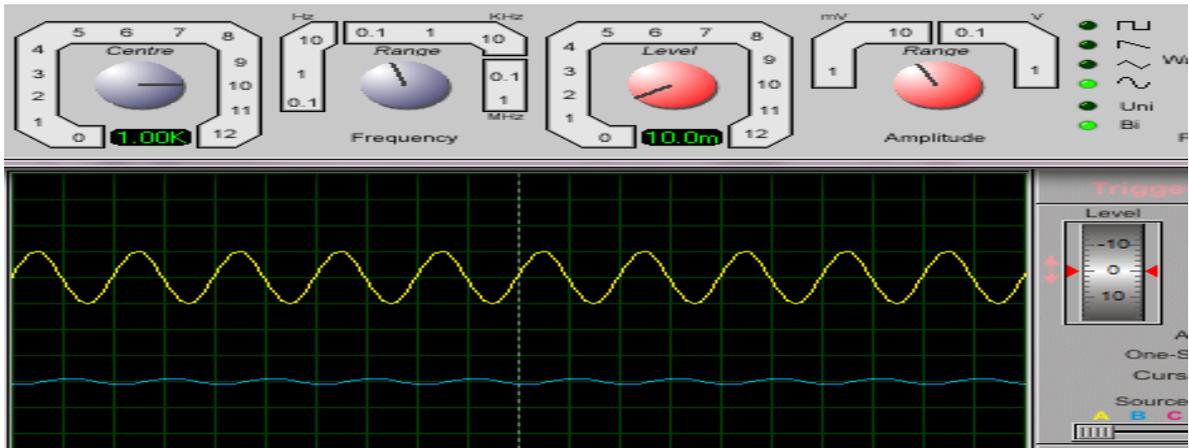


Figure (III.16) : la réponse de filtre EEG dans Les haute fréquence sous ISIS.

➤ la pratique

On obtenant le signal que dans la bande passante qui allant de 1,3Hz jusque 33Hz.



Figure (III.17) : la fixation de fréquence de la signale d'entre pour tester le circuit EEG réellement.



Figure (III.18) : la réponse de filtre EEG dans les bondes passante en cas réelle.

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons testé les différents étages du notre circuit d'amplification des signaux ECG, EMG, EEG. Nous avons testé par la simulation de différent partie de circuit par l'logicielle ISIS. Puis nous avons passé a testé le circuit par injection du signal sinusoïdal et les résultats sont conformément à celles souhaité.

Conclusion général

Ce projet nous a permis la réalisation d'un amplificateur relié aux activités du corps humain à travers l'amplification des signaux physiologiques et l'amplification, la rejection du mode commun, le filtrage de tous types de signaux.

Ce présent travail a permis aussi de faire connaitre le fonctionnement de chacune d'eux qui se manifeste dans la partie pratique de ce modeste travail.

Par ailleurs ce que nous retenons de ce thème très important dans ce domaine de recherche c'est aussi son utilité socioéconomique puisqu'il nous a ouvert une fenêtre afin d'évaluer et de faire un développement sur un produit stratégique surtout dans le domaine médical qui nous permet de surcroit de limiter des erreurs par le truchement de sa haute précision.

Annexe 1

FEATURES

Easy to use

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

Excellent dc performance (B grade)

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

Low noise

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

Excellent ac specifications

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

APPLICATIONS

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

CONNECTION DIAGRAM

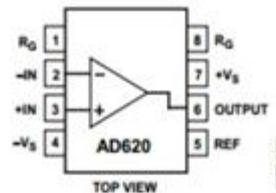


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

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

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces.

Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

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

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

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

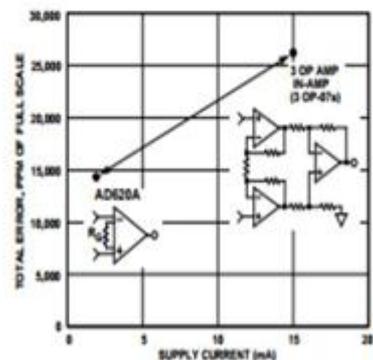


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

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

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

Pressure Measurement

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

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

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

Medical ECG

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

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

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

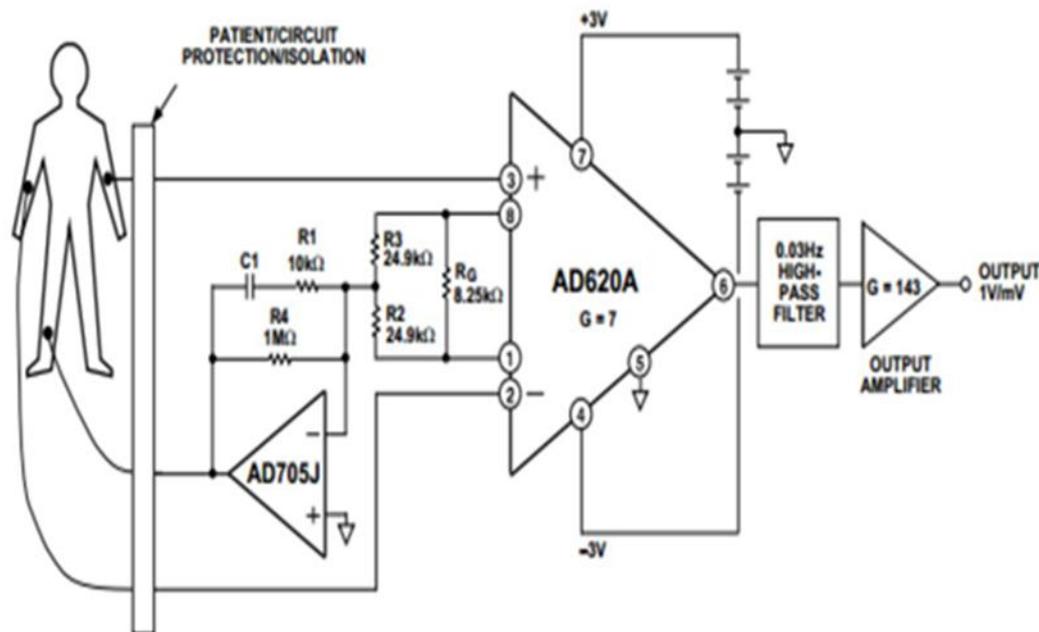


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

Precision V-I Converter

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

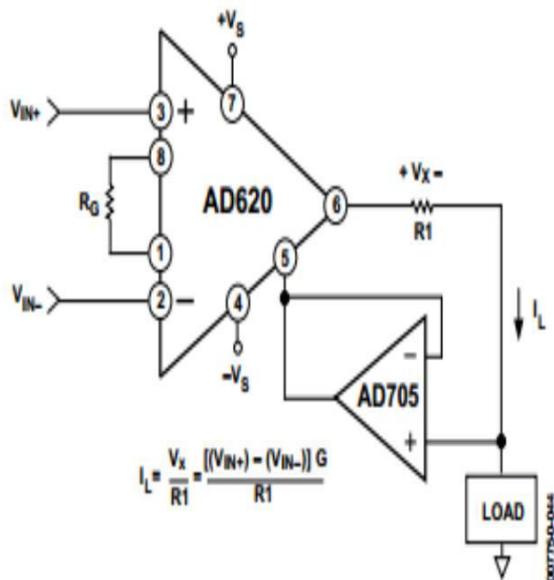


Figure 40. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ± 3 V)

GAIN SELECTION

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

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

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

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

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

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

REFERENCE TERMINAL

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

INPUT PROTECTION

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

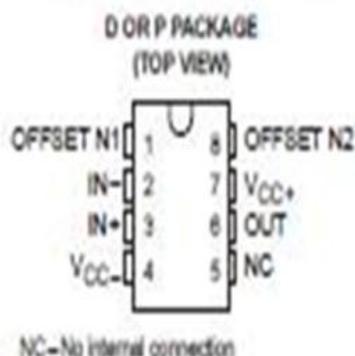
For input voltages beyond the supplies, a protection resistor should be placed in series with each input to limit the current to 6 mA. These can be the same resistors as those used in the RFI filter. High values of resistance can impact the noise and AC CMRR performance of the system. Low leakage diodes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

Annexe 2

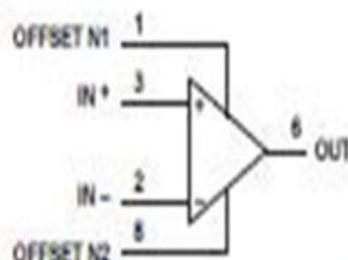
OP07C, OP07D, OP07Y PRECISION OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS099B - OCTOBER 1983 - REVISED AUGUST 1996

- Low Noise
- No External Components Required
- Replaces Chopper Amplifiers at a Lower Cost
- Single-Chip Monolithic Fabrication
- Wide Input Voltage Range
0 to ± 14 V Typ
- Wide Supply Voltage Range
 ± 3 V to ± 18 V
- Essentially Equivalent to Fairchild μ A714 Operational Amplifiers
- Direct Replacement for PMI OP07C and OP07D



symbol



description

These devices represent a breakthrough in operational amplifier performance. Low offset and long-term stability are achieved by means of a low-noise, chopperless, bipolar-input-transistor amplifier circuit. For most applications, external components are not required for offset nulling and frequency compensation. The true differential input, with a wide input voltage range and outstanding common-mode rejection, provides maximum flexibility and performance in high-noise environments and in noninverting applications. Low bias currents and extremely high input impedances are maintained over the entire temperature range. The OP07 is unsurpassed for low-noise, high-accuracy amplification of very low-level signals.

These devices are characterized for operation from 0°C to 70°C.

AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{IO} max AT 25°C	PACKAGED DEVICES		CHIP FORM (Y)
		SMALL OUTLINE (D)	PLASTIC DIP (P)	
0°C to 70°C	150 μ V	OP07CD OP07DD	OP07CP OP07DP	OP07Y

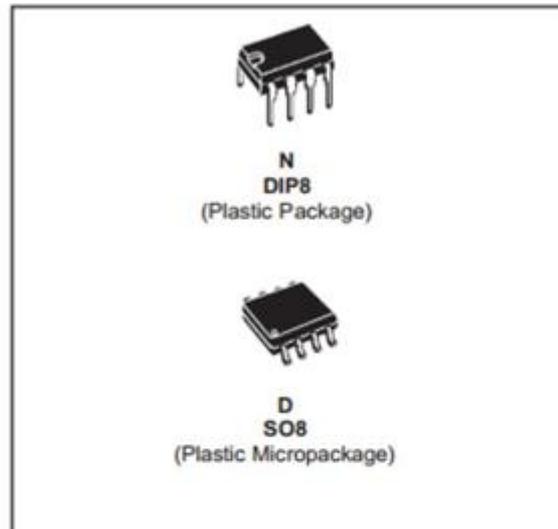
The D package is available taped and reeled. Add the suffix R to the device type (e.g., OP07CDR). The chip form is tested at T_A = 25°C.



TL081 TL081A - TL081B

GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $16V/\mu s$ (typ)

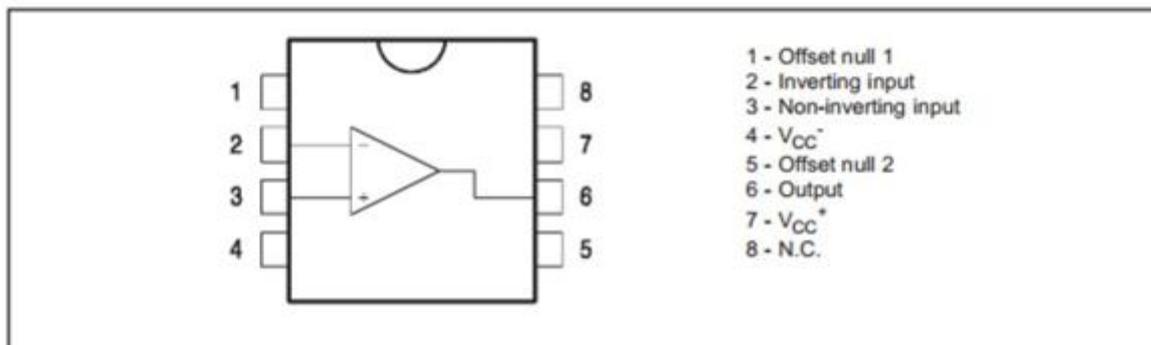


DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET 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.

PIN CONNECTIONS (top view)



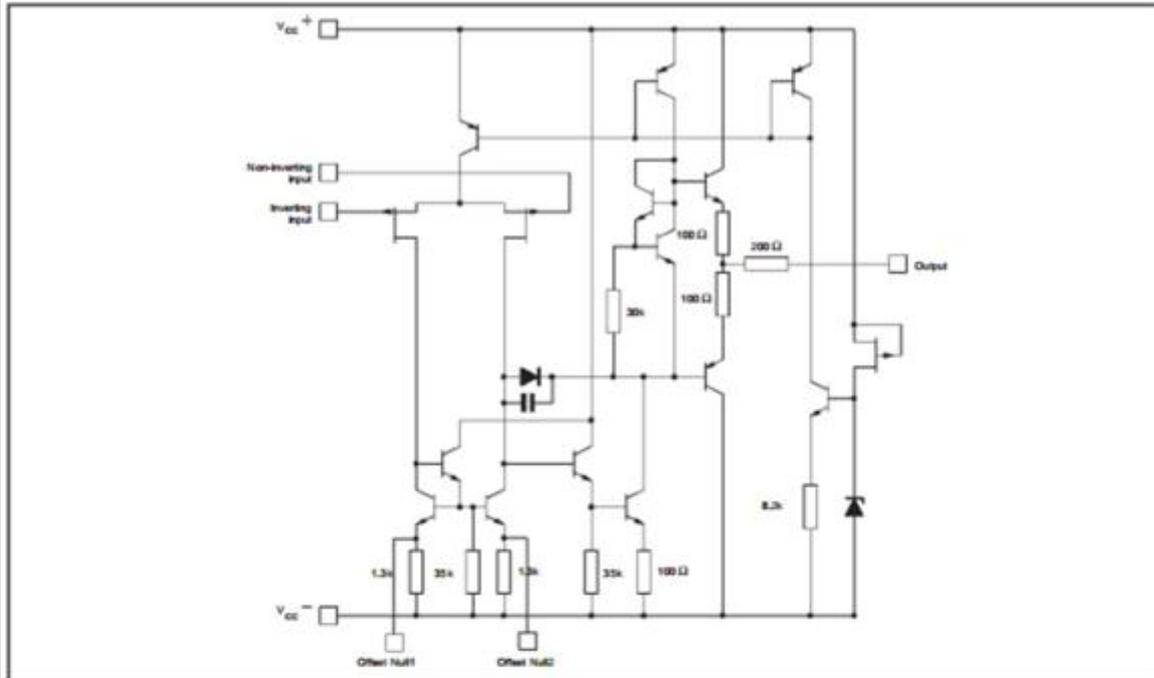
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL081I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

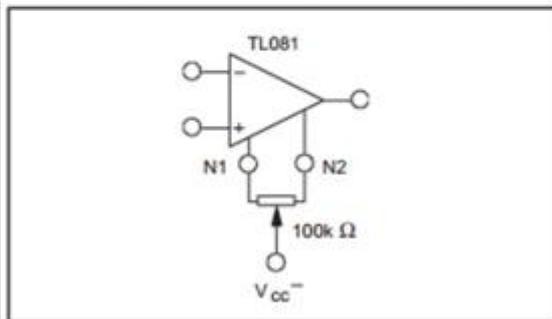
Example : TL081CD, TL081IN

N ■ Dual in Line Package (DIP)
D ■ Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (OT)

SCHEMATIC DIAGRAM



INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUIT



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL081M, AM, BM	TL081I, AI, BI	TL081C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_I	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

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.

TL081 - TL081A - TL081B

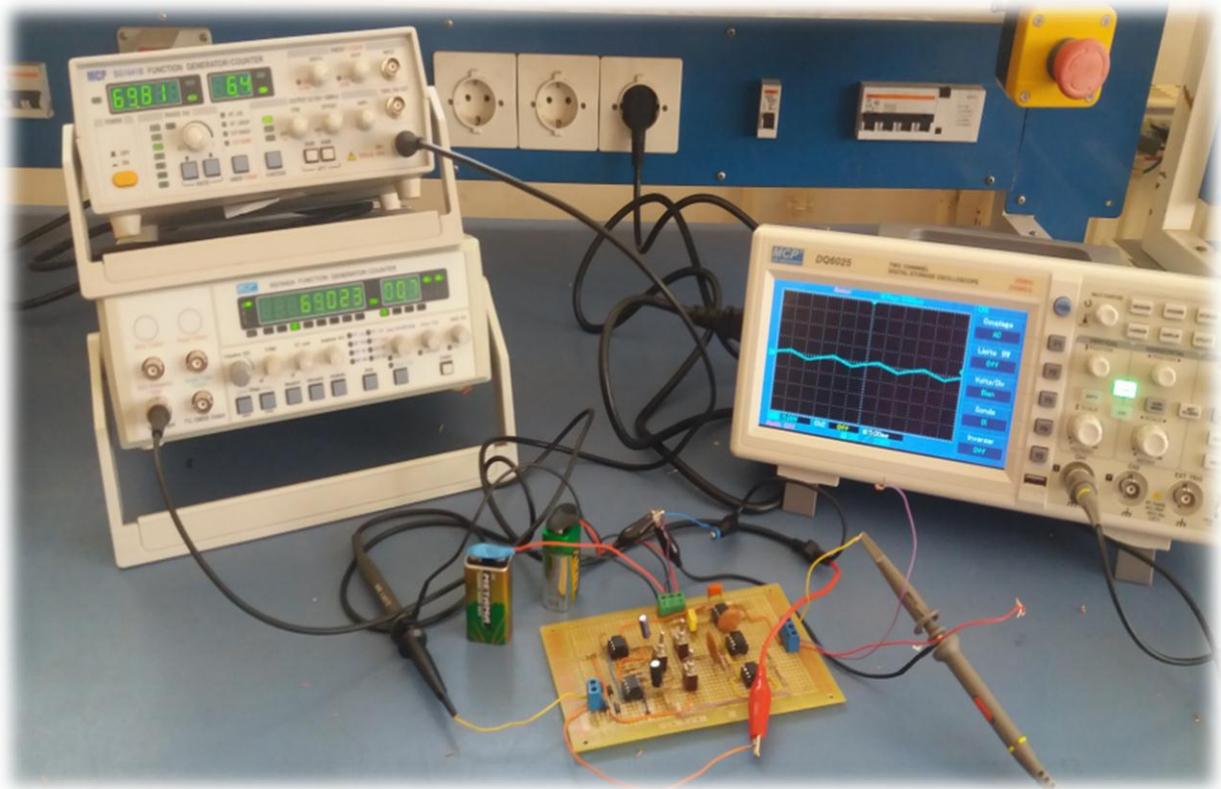
ELECTRICAL CHARACTERISTICS

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

Symbol	Parameter	TL081I,M,AC,AI,AM,BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ TL081 TL081A TL081B TL081 TL081A TL081B		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10	mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 4		5	100 10	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current -note 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_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{os}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 2k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$	10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew Rate ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain	8	16		8	16		V/ μs
t_r	Rise Time ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		0.1			0.1		μs
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		10			10		%
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$	2.5	4		2.5	4		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω

Symbol	Parameter	TL0811,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
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

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



ملخص

تتضمن هذه المذكرة تحقيق وحدة لتضخيم الإشارة الكهربائية للنشاط القلبي ، و النشاط العضلي ،والإشارة الكهربائية الدماغية. تضخيم هذه الاشارات يتم بواسطة المضخم (ادي 620) الذي يقوم بقياس فرق الكمون بين لاقطين .متبوعة بفلتر تماثلي يركز على ثلاثة انواع من الفلتر مجمعة في نفس الدارة بحيث يكون التحكم يدويا.

الكلمات المفتاحية: الإشارة الكهربائية للنشاط القلبي، والإشارة الكهربائية للنشاط العضلي ، والإشارة الكهربائية للنشاط الدماغية، المضخم (ادي 620)،الفلتر.

Résumé

Ce mémoire consiste à la réalisation d'un système pour l'amplification des signaux électrocardiogramme ECG, électromyogramme EMG, électroencéphalogramme EEG. L'amplification de ces signaux a été faite à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation(AD620).qui mesure la différence de potentiel entre deux électrodes suivi d'un étage de filtrage analogique basé sur trois filtres intégrées dans le même circuit la sélection de chaque signale est effectuée manuellement.

Mots clés : ECG, EMG, EEG, Amplificateur d'instrumentation, filtre.

Abstract

This report consists in the realization of a device for the amplification of signals ECG, EMG, EEG. The amplification of these signals is made by means of an instrumentation amplifier (AD620) which measures the difference of potential between two electrodes followed by an analogue filter. Stage based on three filters integrated in the same circuit the selection of each signal is performed manually.

Keywords: ECG, EMG, EEG, instrumentation amplifier, filter