



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

présenté par : **BOUADI Thinhinene Melissa**

---

**Réalisation d'un bio-impédancemètre**

---

**Soutenu le 17 /09/2017 devant le Jury**

M.r	DEBBEL SIDI Mohamed	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr	KERAI Salim	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	BENALI Redouane	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

**Année universitaire 2016-2017**

# *Remerciement*

*Un grand remerciement à Allah de m'avoir donné le courage, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.*

*Je remercie ma famille et surtout mes très chères parents pour leurs contributions, leurs soutiens, leurs patiences, leurs prières et leurs encouragements ;*

*Tout d'abord, ce projet ne serait pas aussi riche et n'aurait pu voir le jour sans l'aide et l'encadrement de mon encadreur Mr SALIM KARAI je le remercie pour la qualité de son encadrement, sa rigueur et sa disponibilité, ses remarques fructueuses et ses directives précieuses, qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail.*

*Je tiens à remercier Mr DEBBAL Sidi Mohamed qui a bien voulu nous faire l'honneur de présider le jury de notre soutenance.*

*J'adresse mes vifs et sincères remerciements à Mr BENALI Redouane pour avoir accepté de juger mon travail en tant qu'examineur.*

*Sans oublier de remercier tout le personnel du Département de Génie Biomédical.*

*Merci à tous les professeurs qui ont contribué à ma formation tous les membres du laboratoire d'électronique pour le soutien moral et pour leur accueil bienveillant et leurs conseils avisés.*

*Mon Vif remerciement s'adresse également à mes enseignants et mes amis.*

# *Dédicace*

*Je tiens à dédier ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.*

## ***Ma mère***

*La plus merveilleuse des mères, l'école de la vie qui m'a enseigné mes premiers pas. Maman, je ne connais pas une personne aussi adorable, tendre que toi, tu as été toujours à mes côtés comme un ange, me couvrant de ta tendresse et de ton amour éternel. Tes prières m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte. Puisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...*

## ***Mon père***

*L'épaule solide, l'œil attentif compréhensif et la personne la plus digne de mon estime et de mon respect. Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour que je te porte, ni la profonde gratitude que je te témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que tu n'as cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être. Aucune dédicace ne pourrait exprimer mes sentiments, que Dieu te préserve et te procure Santé, bonheur et longue vie.*

*A mon cher **Arezki** frère et mes sœurs **Daya, Cerena** et **tafsut**.*

*A toutes les familles **BOUADI, NAMOUN** grands et petits.*

*Ames grands-mères : **Fadema** et **Ouiza***

*A mes cousins et mes chères cousines.*

*A mes tantes et oncles*

*A mes chères copines **Hanane**, **Meriem**, **Sonia**, **Houria**, **Sara**, **Chahrazed***

*A tous mes amis, la promotion 2ème année Master **I.N.B.***

# Sommaire

Remerciement

Dédicace

Sommaire

Résumé

## INTRODUCTION GENENRALE

### Chapitre 1 : La bioimpédance et l'hémodialyse.

1-1	Introduction	11
1-2	Etat de l'art en hémodialyse	11
	1-2-1 Rôles des reins et l'insuffisance rénale chronique	11
	1-2-2 Méthodes de suppléance	13
1-3	Le poids sec	16
1-4	Etat de l'art de la bioimpédance	19
	1-4-1 antécédents des mesures de bioimpédance électrique	19
	1-4-2 Définition de la bioimpédance électrique	19
	1-4-3 Propriétés électriques des tissus biologiques	21
	1-4-3-1 conductivité électrique des tissus vivants	21
1-5	Dépendance en fréquence-dispersion spectroscopique	23
	1-5-1 Dispersion $\alpha$	23
	1-5-2 Dispersion $\beta$	24
	1-5-3 Dispersion $\gamma$	24
	1-5-4 Dispersion $\delta$	24
1-6	Circuit électrique équivalent d'une cellule biologique	24
1-7	Conclusion	25

### Chapitre 2 : Etude théorique et pratique du circuit réaliser

2-1	Introduction	27
2-2	Schéma bloc	27
2-3	Partie analogique	27
	2-3-1 Oscillateur de 50 khz	27
	2-3-2 convertisseur tension-courant	29
	2-3-3 Circuit d'amplification	30
	2-3-4 Multiplicateur	32
	2-3-5 Déphaseur	33
	2-3-6 Circuit de filtrage	34
	2-3-7 Le suiveur	35

2-4	Partie numérique	35
2-4-1	Historique de la carte Arduino	35
2-4-2	Quelque application de la carte Arduino	36
2-4-3	Les avantages de la carte Arduino	36
2-4-4	Description de la carte Arduino	36
2-4-4-1	L'alimentation	36
2-4-4-2	Microcontrôleur	37
2-4-4-3	Les entrées/sorties	37
2-4-4-4	Interface USB/Série	37
2-4-5	Les caractéristiques	37
2-4-6	Le langage Arduino	38
2-4-7	Logiciel de programmation Arduino	38
2-4-8	Principe de fonctionnement	40
2-4-9	Conclusion	40

### Chapitre 3 : Réalisation et acquisition par Arduino.

3-1	Introduction	42
3-2	Réalisation et circuit imprimé	42
	Conclusion général	47
	Référence	48
	Annexe	50

## *Liste des figures*

Figure 1-1 : Principe de la dialyse péritonéale.	13
Figure 1-2 : Circuit extracorporel.	14
Figure 1-3 : Echange à contre-courant entre le sang et le dialysat.	14
Figure 1-4 : Mécanismes physico-chimiques de la dialyse.	15
Figure 1-5 : Equilibre du patient dialysé.	18
Figure 1-6 : Relation entre tension, courant et retard de phase.	20
Figure 1-7 : Relation entre le vecteur d'impédance (z), Réactance (x) et angle de phase ( $\alpha$ ).	20
Figure 1-8 : Structure simplifiée d'une cellule vivante.	21
Figure 1-9 : La structure bicouche lipidique de la membrane plasmique.	22
Figure 1-10 : Variations spectroscopiques de la conductivité et de la permittivité.	23
Figure 1-11 : Circuit électrique équivalent d'une cellule biologique.	24
Figure 1-12 : Trajets du courant dans une suspension de cellules à des fréquences différentes	25
Figure 2-1 : Schéma bloqué de notre chaîne d'acquisition.	27
Figure 2-2 : Oscillateur utilisé dans notre projet.	28
Figure 2-3 : L'oscillateur de 50 khz.	28
Figure 2-4 : signal obtenu à la sortie de l'oscillateur.	29
Figure 2-5 : Le convertisseur utilisé dans notre travail.	29
Figure 2-6 : Schéma électrique du convertisseur.	30
Figure 2-7 : le signal fourni par le convertisseur.	30
Figure 2-8 : l'amplificateur utilisé.	31
Figure 2-9 : circuit d'amplification.	31
Figure 2-10 : le signal obtenu à la sortie de l'amplification.	32
Figure 2-11 : le multiplicateur utilisé.	32
Figure 2-12 : branchement de notre multiplicateur.	33
Figure 2-13 : Déphaseur de $-\frac{\pi}{2}$ .	33

Figure 2-14 : Le signal obtenu après déphasage.	34
Figure 2-15 : Circuit de filtration.	34
Figure 2-16 : Circuit intégré UA741.	35
Figure 2-17 : Le suiveur.	35
Figure 2-18 : Les différentes connexions d'une carte Arduino UNO.	36
Figure 2-19 : La liaison Arduino-PC par USB.	38
Figure 2-20 : Structure d'un programme Arduino.	38
Figure 2-21 : Les différents boutons de commande.	39
Figure 3-1 : Schéma électrique du 1 <sup>ER</sup> étage	42
Figure 3-2 : circuit imprimé du 1 <sup>ER</sup> étage.	42
Figure 3-3 : circuit réalisé du 1 <sup>ER</sup> étage	42
Figure 3-4 : Schéma électrique du second étage	43
Figure 3-5 : Circuit imprimé du second étage	43
Figure 3-6 : circuit réalisé du second étage	43

## *Liste des tableaux*

Tableau 1 : Définition de la maladie rénal chronique.	12
Tableau 2 : Etiologies des maladies rénales en France.	12
Tableau 3 : Concentration des ions dans les tissus vivant.	22

## ***Introduction général :***

Le principe de la technique d'impédance bioélectrique (ou impédancemétrie) est de mesurer la variation de résistance électrique des tissus biologiques par l'envoi d'un courant sinusoïdal de faible intensité et de haute fréquence. Les techniques d'investigation autour de l'impédance bioélectrique sont nées au début du 20ème siècle et présentent de nombreux avantages dont le principal est l'apparente facilité de mise en œuvre du dispositif.

Afin d'acquérir le signal d'impédance bioélectrique, un jeu d'électrodes est nécessaire et disposé judicieusement sur la zone anatomique à étudier. Puisque les tissus sont principalement hétérogènes et évoluent dans le temps, les modifications des propriétés électriques des tissus vont directement modifier l'impédance entre les électrodes. Plus le milieu sera conducteur, plus la valeur de l'impédance sera faible.

Les tissus biologiques sont constitués de cellules possédant une membrane séparant le milieu intracellulaire du milieu extracellulaire et jouent donc le rôle d'isolant. Cette membrane peut être assimilable à un condensateur où les ions vont pouvoir s'accumuler de part et d'autre de celle-ci. Sous l'effet d'un courant sinusoïdal de pulsation  $w$ , les charges vont osciller de chaque côté de la membrane provoquant ainsi une résistance au courant variable. C'est à haute fréquence (de l'ordre de quelques kHz) que le phénomène devient intéressant puisque le courant va pouvoir pénétrer à l'intérieur du milieu intracellulaire et la membrane ne sera plus considérée comme un isolant parfait. La capacité de la membrane cellulaire va diminuer et la conductivité du milieu va donc augmenter en fonction de la pulsation  $w$ . Par exemple, la graisse et les os possèdent une forte résistance électrique alors que le sang est un très mauvais isolant. La cellule peut s'apparenter à un circuit électrique comportant un condensateur  $C$ , pour la membrane cellulaire, en série avec une résistance  $r$ , le tout en parallèle d'une résistance  $R$  représentant la résistance intrinsèque de la cellule au flux de courant.

En effet, l'enregistrement de ce signal permet la détermination de la composition corporelle et plus exactement le taux d'eaux dans le corps. D'où l'importance de ce projet de fin d'étude.

Les travaux menés dans le cadre de ce mémoire et les résultats obtenus sont structurés en trois chapitres.

Le premier chapitre est une introduction au fonctionnement général des reins et à la bioimpédance. Il décrit certaines notions générales sur l'impédance. En réalité, il décrit de manière plus détaillée le principe de la bioimpédance.

Le second chapitre est consacré à la présentation de l'étude théorique et pratique du système proposé avec une description détaillée des différents circuits qui ont été utilisés pour réaliser ce dernier. Nous terminons ce chapitre par une description des différents étages du circuit de mise en forme ainsi que la carte d'acquisition.

Dans le troisième chapitre, on s'intéresse à la réalisation pratique du circuit qui permet le recueil de notre signal et à la programmation de la carte d'acquisition Arduino.

Nous terminons ce manuscrit avec une conclusion générale synthétisant le contenu de ce projet de fin d'étude et présentant les perspectives de ce thème de recherche.

*Chapitre 1 : La bioimpédance et  
l'hémodialyse.*

## ***1-1 Introduction :***

La bioimpédancemétrie est née avec le 20ème siècle et présente des avantages en médecine comme la possibilité d'obtention d'une signature physiologique de façon non-invasive, sans risques et facile à utiliser. Cependant, si cette méthode n'a pas percé comme on aurait pu l'espérer pour les applications macroscopiques, notamment en imagerie par tomographie d'impédance, elle connaît un regain d'intérêt ces dernières années notamment en mesures microscopiques. L'un des domaines dans lesquels elle a été le plus développée aboutissant à des appareils commerciaux est la caractérisation de la composition corporelle (taux de graisse notamment). L'un des facteurs pouvant expliquer les limitations de ses applications est la difficulté d'exploitation et d'interprétation des mesures obtenues. En effet, la matière vivante présente les caractéristiques d'un matériau diélectrique, mais anisotrope et continûment évolutif en raison des échanges permanents de chaque cellule, elle-même limitée par une membrane semi-perméable, avec son environnement, sous forme de molécules, gazeuses ou liquides. De plus, les principales fonctions vitales induisent des mouvements et des déformations, se traduisant par des variations parfois difficiles à interpréter. C'est sans doute cette difficulté à extraire du sens qui a limité le développement des techniques basées sur la bio-impédance. Il n'en reste pas moins que l'intérêt de cette méthode reste entier si l'on accepte d'évaluer les facteurs d'influence qui grèvent les mesures afin d'établir une interprétation clinique fiable. Dans ce travail, nous nous intéressons à la mesure de l'impédance corporelle par bio-impédancemétrie et de déterminé le taux d'eau corporelle.

## ***1-2 Etat de l'art en hémodialyse :***

### ***1-2-1 Rôles du rein et insuffisance rénale chronique :***

L'insuffisance rénale chronique est une maladie glomérulaire qui atteint la fonction rénal .La cause principale est la diminution du nombre de néphron actifs du rein (pour un rein fonctionnel, il suffit que 20% de néphrons sont actifs). Le délai entre le début de la maladie et le stade terminal varie considérablement selon la maladie rénale, mais aussi chez des patients ayant une même maladie rénale. Au stade évolué, l'insuffisance rénale oblige à un traitement de suppléance.

La fonction rénale est appréciée par l'évaluation du débit de filtration glomérulaire. Celui-ci peut être mesuré ou estimé. Les méthodes de mesure sont de réalisation complexe et soumises à des recueils sanguins et urinaires stricts, difficiles à obtenir en pratique clinique. Il est donc possible d'utiliser des formules, dont celle de Cockcroft et Gault, pour estimer ce débit de filtration glomérulaire (1). On peut aussi utiliser la formule MDRD, ou plus récemment CKDEPI, version améliorée du MDRD.

$$\text{DFG} = \frac{K \cdot (140 - \text{Age}) \cdot \text{Poid}}{\text{Créatinine}}$$

Formule de Cockcroft et Gault (DFG : débit de filtration glomérulaire), avec le poids en kg, L'âge en années et la créatininémie en  $\mu\text{mol/l}$ .

Avec K = 1,23 chez l'homme et 1,04 chez la femme.

La normalisation à la surface corporelle améliore la performance de prédiction de l'équation.

La formule est limitée chez l'obèse (Index de Masse Corporelle > 30  $\text{kg/m}^2$ ) et chez le sujet âgé (> 75 ans). Ces valeurs permettent ainsi de classer la maladie rénale en différents stades (Tableau 1).

Stade	Définition	Débit de Filtration Glomérulaire (ml/min/1,73m <sup>2</sup> )
1	Maladie rénale chronique	> à 60
2	Insuffisance rénale modérée	De 30 à 59
3	Insuffisance rénale sévère	De 15 à 29
4	Insuffisance rénale terminale	< à 15

Tableau 1 : Définition de la maladie rénale chronique

Les étiologies sont multiples, avec une majorité de néphropathies vasculaires et diabétiques(2) (Tableau2).

Diabétiques	20 à 25%
Vasculaires	20 à 25%
Glomérulaires (sauf diabète)	15 à 20%
Interstitielles	10 à 15%
Héréditaires	10%
Malformatives	5%
Autres et indéterminées	10%

Tableau 2 : Etiologies des maladies rénales en France

Les facteurs de risque de développer une maladie rénale sont l'origine ethnique, l'âge, le sexe et le terrain familial. En effet, l'insuffisance rénale terminale est cinq fois plus fréquente chez les sujets de couleur noire que chez ceux de couleur blanche. La cause précise de cette différence n'est pas bien établie et fait probablement intervenir à la fois des facteurs génétiques et environnementaux (3). L'incidence de toutes les formes d'atteintes rénales augmente avec l'âge de manière générale. Cependant, certaines formes prédominent avant 40 ans, comme la hyalinose segmentaire et focale, le purpura rhumatoïde, le lupus et les néphropathies héréditaires. L'incidence de la maladie rénale est plus élevée chez l'homme que chez la femme, sauf dans le cas de la néphropathie diabétique de type 2 et du lupus. Enfin, les facteurs génétiques sont importants dans la prédisposition individuelle au développement de l'insuffisance rénale. De plus, certains polymorphismes génétiques semblent impliqués dans la vitesse de progression de l'atteinte rénale (4).

La survie de ces patients peut être prolongée grâce au recours à différentes thérapeutiques, conservatrices initialement, puis de suppléance, par la dialyse et la transplantation. Les mesures de prévention de la progression de l'insuffisance rénale passent à la fois par une néphroprotection et une cardioprotection. Elles associent une prise en charge des facteurs de risque cardio-vasculaire (hypertension artérielle, dyslipidémies, tabagisme, protéinurie, ...), des co-morbidités (hypertension artérielle, diabète, ...) et des facteurs réversibles ou évitables (infections, agents néphrotoxiques,...) (5).

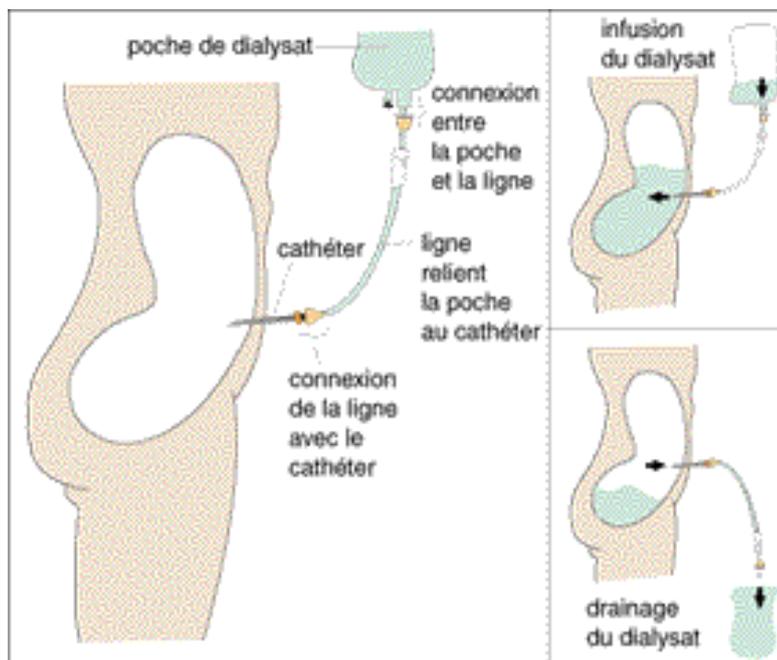
L'insuffisance rénale terminale arrive donc plus ou moins vite. Le traitement par dialyse doit être débuté lorsque apparaissent les premières manifestations cliniques du syndrome d'insuffisance rénale chronique terminale, soit habituellement lorsque la clairance de la créatinine devient inférieure à 10 ml/min. Le choix de la technique de suppléance (hémodialyse ou dialyse péritonéale) dépend des contraintes médicales et doit être décidé dans la mesure du possible avec le patient. Enfin, la transplantation rénale doit être proposée à tout patient (sous réserve des contre-indications) dialysé ou non, dans la mesure où il a été démontré une meilleure survie (6).

### 1-2-2 Méthodes de suppléance :

Le traitement de substitution devient donc nécessaire quand le rôle d'épuration des déchets toxiques et de maintien de l'équilibre hydro-sodé n'est plus assuré par les reins. On distingue plusieurs solutions de suppléance : l'épuration extra-rénale, comprenant deux techniques « artificielles » : l'hémodialyse et la dialyse péritonéale, et une technique « naturelle » : la transplantation rénale.

#### a- La dialyse péritonéale :

La dialyse péritonéale est une méthode où l'épuration se fait à travers une membrane de dialyse (filtre) qui est en fait le péritoine. Celui-ci recouvre les organes abdominaux et la paroi et constitue ainsi une cavité étanche pouvant contenir plusieurs litres de liquide. Les échanges pluri journaliers (en moyenne 4 par jour) vont donc se faire au travers de la membrane péritonéale, entre le sang et un soluté (le dialysat) injecté et drainé périodiquement dans la cavité péritonéale, par l'intermédiaire d'un cathéter. (Figure 1)



*Figure 1-1 : Principe de la dialyse péritonéale*

#### b. L'hémodialyse :

L'hémodialyse nécessite une circulation extracorporelle (Figure 2), permettant le passage du sang au travers d'un rein artificiel (dialyseur) qui est en fait une série de fibres creuses poreuses. Les échanges se font par ces pores, à contre-courant, entre le sang à épurer et le dialysat (Figure 3).

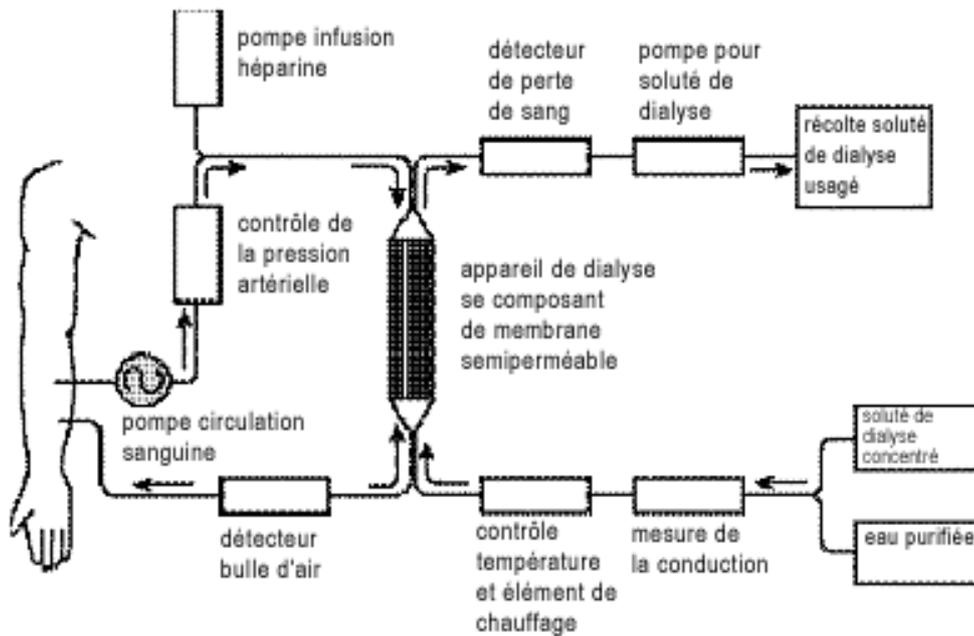
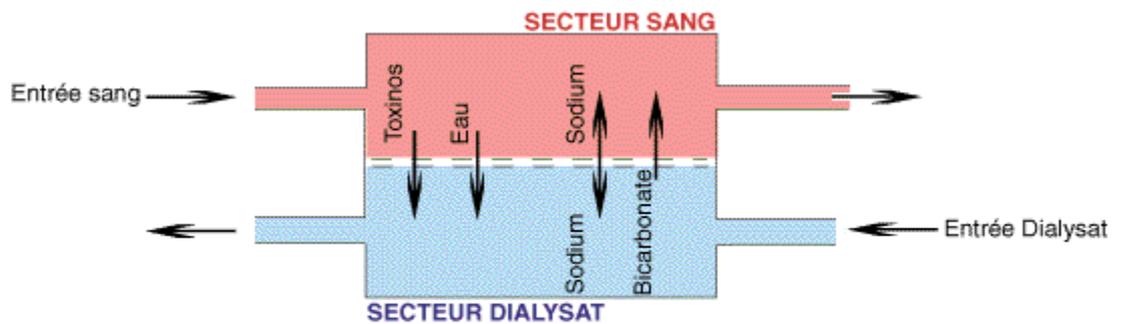


Figure 1-2 : Circuit extracorporel



Dialyseur : échanges du solvant et des solutés

Figure 1-3 : Echanges à contre-courant entre le sang et le dialysat

Mais ces deux techniques font intervenir les mêmes mécanismes physicochimiques (Figure4). L'ultrafiltration qui permet la déplétion hydrique sous l'effet d'une pression hydrostatique (prédominante en hémodialyse) ou d'une pression osmotique (prédominante en dialyse péritonéale). La diffusion est un phénomène passif de transfert des substances du milieu le plus concentré au moins concentré et dont l'efficacité dépend de la taille des molécules par rapport à celle des pores des membranes utilisées

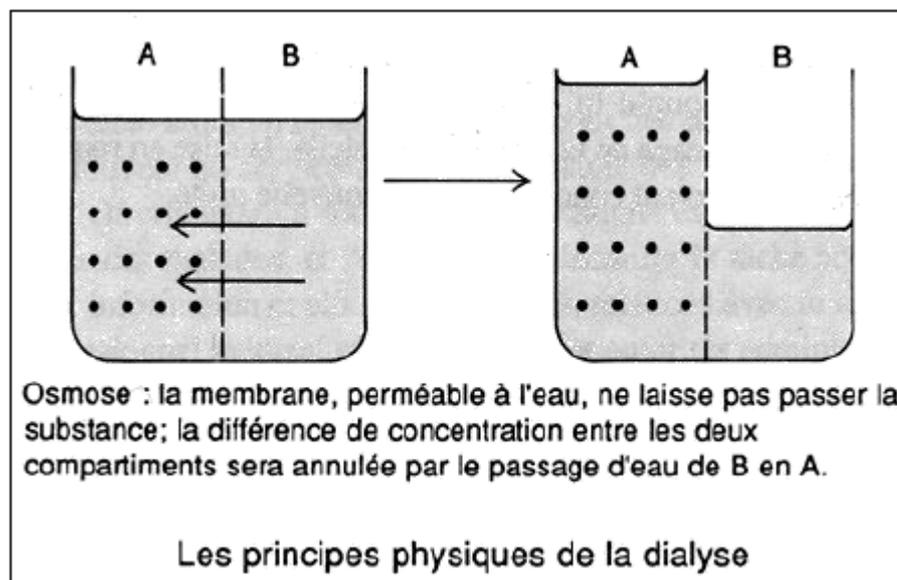
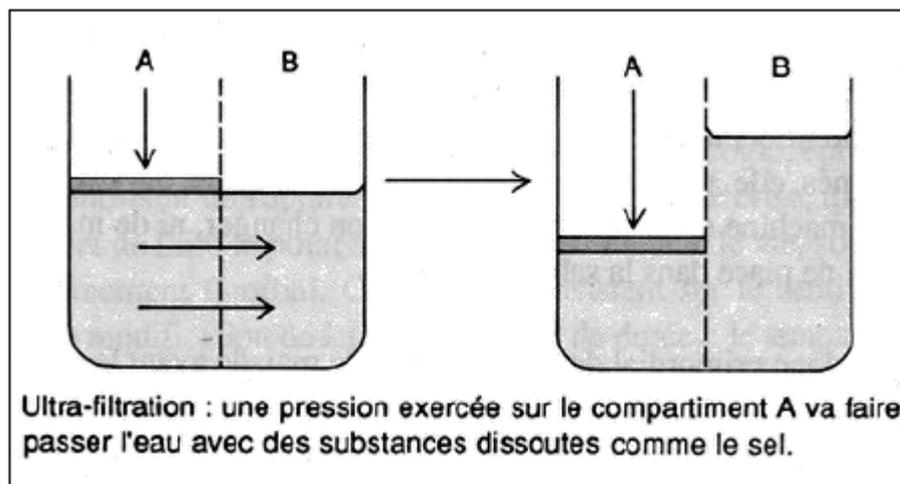
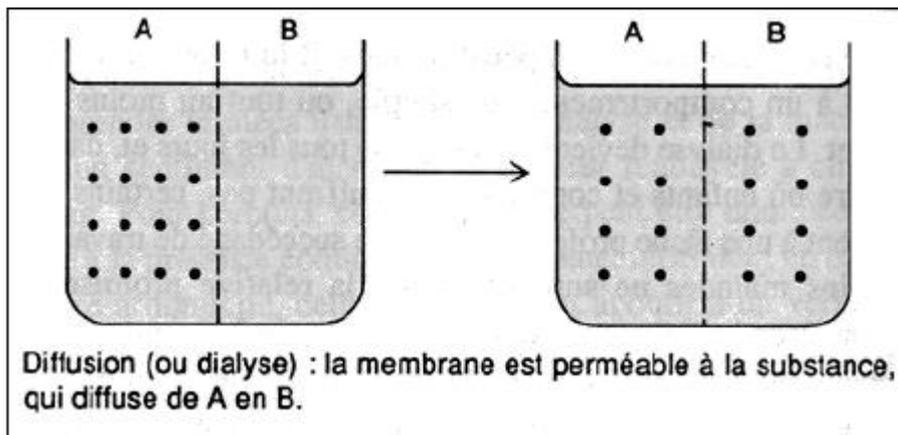


Figure 1-4 : Mécanismes physico-chimiques de la dialyse

### 1-3 Le poids sec :

On parle de dialyse adéquate quand la suppléance est bien tolérée et qu'elle permet de maintenir le patient en bon état général et nutritionnel, indemne de complications liées à la toxicité urémique et ayant une activité professionnelle et familiale proche de la normale. Il existe différents marqueurs de qualité :

- les marqueurs biologiques concernant le degré d'épuration des molécules, l'équilibre phospho-calcique, la correction d'une anémie...

- les marqueurs cliniques, et en particulier le poids sec (7), qui font référence à la qualité de la déplétion hydro-sodée, conditionnant cette atteinte du poids sec, qui est celui atteint en fin de séance, sans hypotension et permettant au malade d'être normo-tendu avant la séance suivante, sans hypotenseurs. Il correspond également au poids d'une personne dont le volume extracellulaire est normal. Il conditionne une certaine morbi-mortalité en cas d'écart de poids trop important, en plus ou en moins. Ce diagnostic de poids sec peut être difficile à établir en cas de surcharge hydrique modérée, surtout chez un sujet qui perd de la masse musculaire ou de la masse grasse, sans que son poids de base n'ait été modifié. Le gain en eau sera donc masqué par la perte de poids et le patient sera en inflation constante. Il existe plusieurs méthodes de détermination du poids sec, anciennes ou modernes, plus ou moins fiables. Il n'y a pas de méthode gold standard. Il y a de nombreuses revues de littérature faisant le point sur l'évaluation du poids sec (8) (9) (10) (11) (12) (13).

Parmi elles, le contrôle de la tension artérielle. En effet son utilisation se base sur le fait que l'hypertension artérielle du patient dialysé est la traduction clinique essentielle de l'inflation du volume extra-cellulaire. Mais en fait de nombreux autres facteurs interviennent sur la régulation de la tension artérielle, comme le degré d'insuffisance cardiaque, le remodelage vasculaire, les sécrétions hormonales perturbées, empêchant alors de préciser un poids sec optimal par cette simple méthode (14). De plus, des études ont montré qu'une dialyse longue pouvait améliorer le profil tensionnel malgré des volumes hydriques (et notamment extracellulaires) comparativement plus élevés. L'hypothèse d'une meilleure épuration des substances vasoactives a été retenue (15).

D'autres outils peuvent être utilisés pour conforter le diagnostic. Ainsi des mesures angiographiques du diamètre de la veine cave inférieure et sa diminution mesurée pendant l'expiration sont bien corrélées avec la pression veineuse centrale (16). Au contraire, d'autres études n'ont pas retrouvé de corrélation échographique entre les mesures de la veine cave inférieure, l'hydratation, l'âge, le poids, la taille et la surface corporelle (17). Le diamètre de la veine cave inférieure reste donc peu contributif car très variable notamment à cause de problèmes de standardisation du test liés à l'effet rebond après la dialyse et au refilling (18).

D'autres techniques basées sur des prélèvements biologiques tels l'ANP ou le cGMP ont été testées. L'ANP est une hormone synthétisée, stockée et libérée en réponse aux changements de pression artérielle. Son taux est plus élevé en début qu'en fin de dialyse, et ne redescend pas au niveau des sujets sains après dialyse. Sa corrélation à la volémie n'a pu être mise en évidence du fait des nombreux facteurs corrélés à son taux (âge, vasopressine, contexte de cardiopathie...) (19). Le cGMP est un messager induit par l'ANP, et donc de la même façon son dosage n'est pas représentatif de la volémie, et en particulier chez l'insuffisant rénal.

Une autre méthode est basée sur la variation de concentration de l'hémoglobine, qui augmente parallèlement à la réduction du volume plasmatique. Il y a plusieurs techniques de mesures de cette variation dont les procédés sont basés sur l'absorption de la lumière par l'hémoglobine (mesure de la densité optique via un module intégré au matériel de dialyse, le Blood Volume Sensor), ou sur la mesure de conductivité du sang à basse fréquence (= impédancemétrie) (20) ou encore sur la variation de la vitesse du son selon la composition du milieu. Ces procédés permettent donc de suivre les variations de volume plasmatique en cours de séance, d'avoir une notion sur le refilling, qui

correspond aux mouvements hydro-sodés entre les compartiments vasculaires et extra-vasculaires au cours de l'ultrafiltration et d'approcher le poids sec (21). En effet les patients en surcharge hydrosodée auront une baisse du volume sanguin, en réponse à une ultrafiltration équivalente, moins importante que les patients considérés comme euvolémiques ou déshydratés (22). Cette approche a permis de mettre au point des systèmes de profil de perte de poids, avec rétrocontrôle de l'ultrafiltration. Ainsi, lorsque le refilling reste important, cela signifie une prescription de perte de volume sanguin trop faible (poids sec trop haut) et au contraire une baisse du volume sanguin témoigne d'une prescription de perte de volume sanguin trop forte (poids sec trop bas), permettant un ajustement directement en cours de séance. Les différentes études ont montré que le procédé le plus performant pour suivre l'hématocrite au cours de la dialyse est la méthode optique (23). Les mesures ultrasonores sont basées sur le fait que le changement de concentration du sang dû à l'ultrafiltration implique un changement de la vitesse du son dans le milieu. Une bonne corrélation a été démontrée entre cette technique et la mesure périodique de l'hémoglobine, qui est la technique de référence (24).

Enfin, l'utilisation de l'impédancemétrie, comme on le détaillera plus tard, semble très utile, car elle permet d'explorer directement les volumes des secteurs intra et extra-cellulaires. Ces volumes permettant d'établir des courbes et de comparer les statuts hydriques entre sujets sains et malades, avec la possibilité de déterminer graphiquement le poids sec théorique (25).

Malheureusement, son utilisation est peu répandue en routine, car elle nécessite un montage électrique corporel contraignant et qu'il y a beaucoup de facteurs qui interviennent dans les mesures et que l'interprétation des résultats reste difficile (26). Cette méthode sera donc développée ultérieurement.

La tolérance hémodynamique de la séance est un paramètre important, prenant en compte les caractéristiques cliniques du dialysé (poids, état d'hydratation, état général...) soumis à une déplétion programmée. S'il y a un déséquilibre, des incidents per et inter-dialytiques vont survenir, témoins d'une dialyse non adaptée. L'hypotension reste la complication la plus fréquente, conséquence du retrait plus ou moins important du volume plasmatique, induisant une variation importante et rapide de la composition corporelle, avec une quantité d'eau pouvant être parfois plus importante que le volume plasmatique lui-même. Pour compenser cette perte d'eau plasmatique, il se produit un remplissage vasculaire, c'est-à-dire un apport de liquide provenant des secteurs interstitiels et intra-cellulaires. Si ce remplissage ne se fait pas suffisamment vite, équivalent à une perte de 10% du volume plasmatique, il se produit très souvent une chute de tension, et un changement de la composition plasmatique, modifiant les équilibres osmotiques entre les différents milieux.

Un autre paramètre qui a été étudié est la relation entre la prise de poids inter-dialytique et ce poids sec. Les études montrent que cette prise de poids entre deux séances est proportionnelle au poids du patient (27), et est en lien avec une osmolalité propre au patient, conditionnant notamment sa prise de sel et d'eau, donc de poids, et pourrait indirectement aider à ajuster le poids sec, par exemple trop bas si le gain de poids est important, avec une osmolalité qui était trop importante après la séance précédente (28).

Les incidents pouvant survenir sont très variés, allant du simple bâillement au décès, en passant par des crampes, des nausées ou vomissements, des épisodes d'hypotension ou d'hypertension, des complications ischémiques digestives, cardiaques... Face aux incidents possibles liés à une déplétion excessive (en quantité ou en qualité), il ne faut pas non plus basculer sur l'autre versant, conséquence d'une déplétion insuffisante, conduisant cette fois à une surcharge volémique et aux risques qui en découlent (hypertension artérielle, accident vasculaire cérébral, oedème aigu pulmonaire, remodelage cardio-vasculaire...). Bien sûr, il faut prendre en compte d'autres facteurs dans la survenue de ces complications, liées au terrain cardio-vasculaire particulier de l'insuffisant rénal dialysé. En effet, peuvent être modifiées la compliance du système vasculaire, la perméabilité des vaisseaux, ou encore la production hormonale, jouant un rôle important dans la régulation de la tension artérielle (29).

Ces mécanismes sont altérés par la consommation de différentes classes d'anti-hypertenseur.

L'atteinte cardio-vasculaire est la cause principale de morbi-mortalité chez le sujet hémodialysé. Ces complications peuvent être aiguës, en général liées à un problème directement en rapport avec la technique et les modalités d'épuration, ou chroniques, liées aux imperfections du traitement de suppléance. Cette atteinte est donc multifactorielle... Or les patients dialysés étant de plus en plus âgés, polycomplicqués et polymédicamentés, il y a nécessité d'optimiser la tolérance hémodynamique au cours des séances et en dehors (30).

Le problème de la détermination du poids sec, que l'on devrait plutôt appelé poids cible, au final, reste donc non complètement résolu, d'autant qu'il existe un délai entre la normalisation des volumes hydriques et la pression artérielle et que la variation au cours du temps du poids sec oblige à un réajustement permanent de ce paramètre. Enfin, l'état hydro-sodé étant multifactoriel, à l'heure actuelle, le poids sec est toujours approché de manière empirique par le biais d'essais et d'erreurs, d'autant que ce poids de référence n'est pas constant dans le temps. Il est en effet coutume de l'appeler poids sec flottant, selon ses variations avec l'état général et nutritionnel (27) du patient.

Cet état de dialyse adéquate est donc un état d'équilibre précaire à surveiller et réajuster sans cesse (31) (Figure 5).

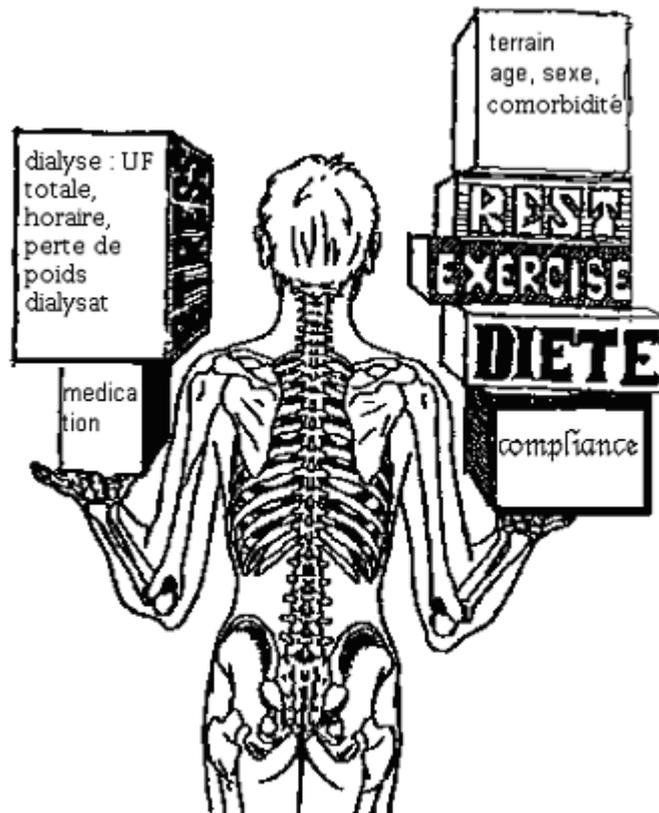


Figure 1-5 : Equilibre du patient dialysé

Pourtant, il existe encore de nombreuses complications de la dialyse, comme en témoigne la morbi-mortalité qui reste élevée.

## **1-4 Etat de l'art de la bioimpédance :**

### **1-4-1 Antécédents des mesures de bioimpédance électrique :**

L'histoire des mesures de bioimpédance électrique sur les tissus biologiques remonte à la fin du XVIIIème siècle, avec les expériences réalisées par Galvani (32). Selon Rigaud, il a fallu attendre le début du XXème siècle pour que soient démontrées les propriétés électriques passives des tissus biologiques, rendant leur caractérisation fréquentielle interprétable(33). Dès 1911 Hoerber examina la conductivité de certaines cellules et posa l'existence d'une membrane cellulaire(34). Cole et Curtis en 1938 mirent en évidence des processus d'échanges non linéaires au niveau des membranes cellulaires et modélisèrent le phénomène, ce qui leur valut un Prix Nobel(35). L'introduction des microélectrodes, puis l'identification des processus de polarisation ont ouvert de nouvelles perspectives, en particulier dans l'exploitation des très hautes fréquences. En 1940 Nyboer développe la théorie de bioimpédance en identifiant le corps étudié à un cylindre et introduit la notion de résistivité du sang (36). Il a montré en 1970 que l'impédance du corps soumis à un courant alternatif était corrélée aux changements de volumes sanguins. Les principes de base de l'utilisation de l'impédancemétrie reviennent à Thomasett en 1963, qui découvre la relation entre bioimpédance et quantité d'eau corporelle(37). Puis d'Ischerwood et Pullen qui proposent l'idée d'une imagerie d'impédance utilisant les différences de conductivité entre les tissus (38). A partir des années 70, de nombreuses équations sont formulées pour déterminer la composition corporelle.

Les mesures de bioimpédance électrique fondamentales peuvent être classées dans deux catégories :

- La première est l'étude des changements de bioimpédance électrique liée à un processus physiologique ou physiopathologique. Citons comme exemple la cardiographie par impédance qui analyse le système circulatoire ou la pneumographie par impédance qui surveille le système respiratoire. L'objectif de ces applications est de trouver des informations qualitatives et quantitatives sur les changements d'impédance électrique produits par les changements structurels ou fonctionnels du système sous test.

- La deuxième catégorie contrôle les caractéristiques des tissus biologiques de l'organisme, telles que: l'hydratation, l'œdème, le volume des fluides corporels, le volume intra et extracellulaire, le pourcentage de matières grasses.

### **1-4-2 Définition de la bioimpédance électrique :**

L'impédance électrique d'un matériau est son aptitude à s'opposer à l'écoulement des charges électriques qui le traversent. Si le matériel est d'origine biologique, on parlera de bioimpédance.

L'impédance (Z) est un nombre complexe défini par la loi d'Ohm comme le rapport entre la tension mesurée (V) et le débit total de courant (I).

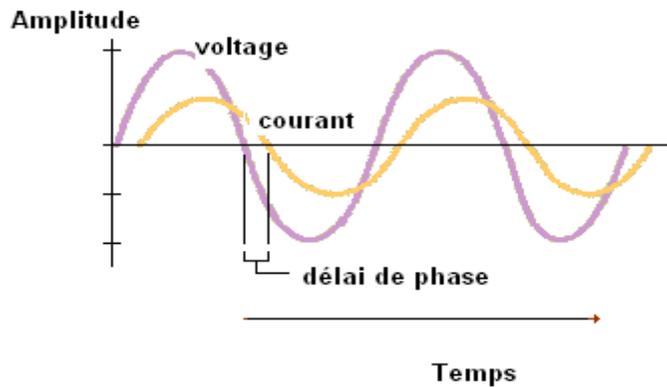
$$V=Z.I$$

Où :

V [en Volt] est la tension aux bornes des électrodes de mesure.

I [en Ampère] le courant injecté à travers le corps.

Z [en  $\Omega$ ] l'impédance complexe du milieu qui se compose d'une grandeur réelle et d'une grandeur imaginaire.



**Figure 1-6: Relation entre tension, courant et retard de phase (Td)**

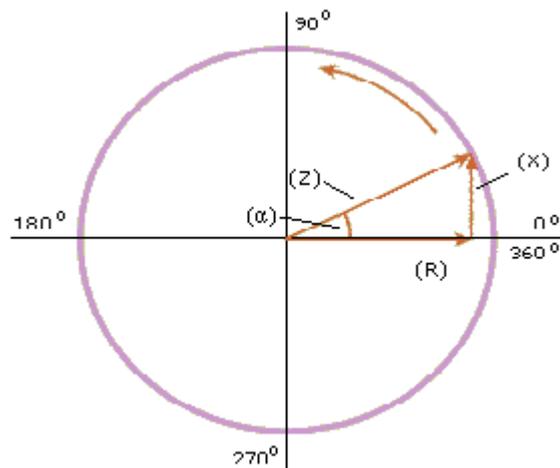
Cette impédance complexe s'écrit:

$$Z = R + j X$$

Où

R [en  $\Omega$ ] est la résistance, inversement proportionnelle à la quantité d'eau. Les tissus maigres contenant d'importantes quantités d'eau et d'électrolytes conducteurs opposent une faible résistance électrique. Au contraire, la graisse et les os sont de faibles conducteurs, avec de petites quantités de fluides et d'électrolytes, opposant une haute résistance électrique.

X [en  $\Omega$ ] est la réactance : elle correspond à la partie réactive du milieu, en l'occurrence pour les tissus biologiques c'est la composante capacitive. C'est donc une mesure directe de la capacité volumique de la membrane cellulaire et indirecte du volume intracellulaire de la masse cellulaire du corps (il existe une corrélation avec la masse tissulaire et avec l'eau intracellulaire).



**Figure 1-7 : Relation entre le vecteur d'impédance (Z) et les paramètres résistance (R), réactance (X) et angle de phase (α).**

En raison de la nature des tissus, l'impédance peut varier avec la fréquence des mesures du signal. L'impédance diminue quand la fréquence augmente. La relation entre l'impédance et la fréquence n'est pas linéaire.

Dans le cas d'un milieu homogène et isotrope, l'impédance est une fonction de la conductivité et de la permittivité. Et dépend des facteurs géométriques déterminés par le facteur de cellule (k).

$$z = k \frac{1}{\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r}$$

Avec :

$k$  = facteur de cellule (m-1).

$\sigma$  = conductivité électrique (S/m).

$j$  = symbole imaginaire.

$\omega$  = pulsation angulaire (rad/s).

$\epsilon_0$  = permittivité du vide.

$\epsilon_r$  = permittivité relative du milieu.

### 1-4-3 Propriétés électriques des tissus biologiques :

#### 1-4-3-1 Conductivité électrique des tissus vivants :

La conductivité électrique d'un tissu biologique est déterminée par ses constituants. Les tissus comprennent le fluide extracellulaire et les cellules. En première approche, ces cellules contiennent un fluide intracellulaire et une membrane. En réalité leur constitution est beaucoup plus complexe. Le liquide extracellulaire est le milieu dans lequel baignent les cellules, également nommé espace extracellulaire. Il contient des protéines et des électrolytes (plasma, liquide interstitiel). La cellule est délimitée par une membrane plasmique lipidique bicouche contenant du cytoplasme qui contient les organites et le noyau de la cellule (Figure 8).

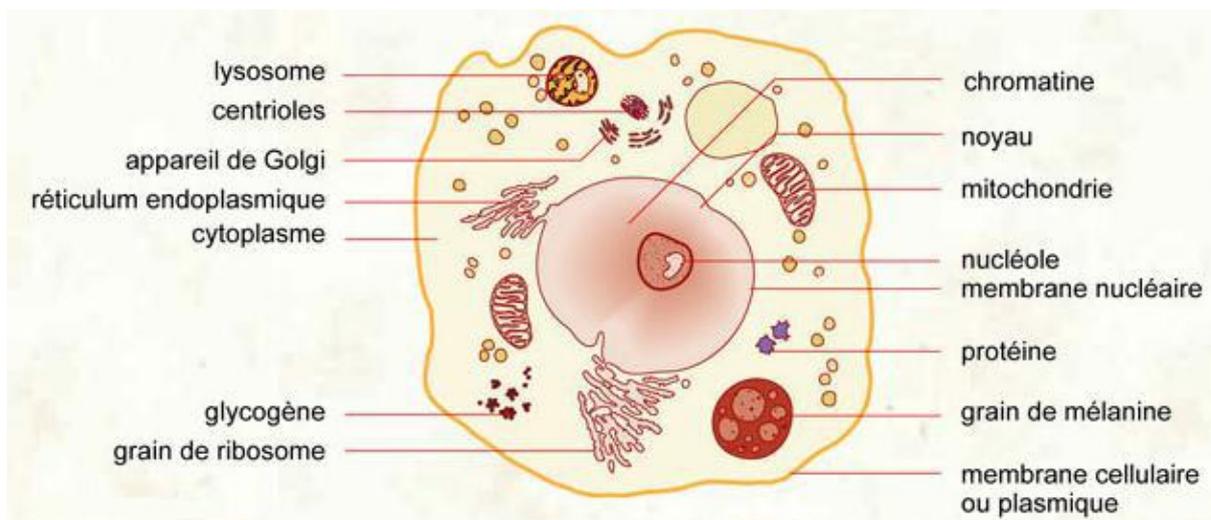


Figure 1-8 : Structure simplifiée d'une cellule vivante

#### a- Liquides tissulaires – électrolytes :

Dans les métaux, les porteurs des charges électriques sont des électrons, mais dans les électrolytes, les porteurs des charges sont des ions, des cations si leur charge est positive et les anions si la charge est négative. Un électrolyte présente une conductivité ionique continue, et peut être défini comme : un composé chimique qui, lorsqu'il est dissous dans une solution, se dissocie en ions et est capable de conduire le courant électrique en présence d'un champ électrique externe.

Les deux fluides intracellulaires et extracellulaires sont des électrolytes, car ils contiennent des ions, qui sont libres de migrer et de transporter les charges électriques. Par conséquent, nous pouvons considérer les tissus biologiques électriquement et macroscopiquement comme un conducteur ionique. La conductivité ionique totale d'une solution dépend de la concentration, l'activité, la charge et la

mobilité de tous les ions libres dans la solution. Les ions les plus importants qui contribuent à l'intensité du courant ionique dans les tissus vivants sont les  $K^+$ ,  $Na^+$  et  $Ca^{2+}$  (Tableau 3). Il convient de noter que trois d'entre eux sont des cations. La viscosité et la température de la solution sont également des facteurs importants qui influent sur la conductivité ionique.

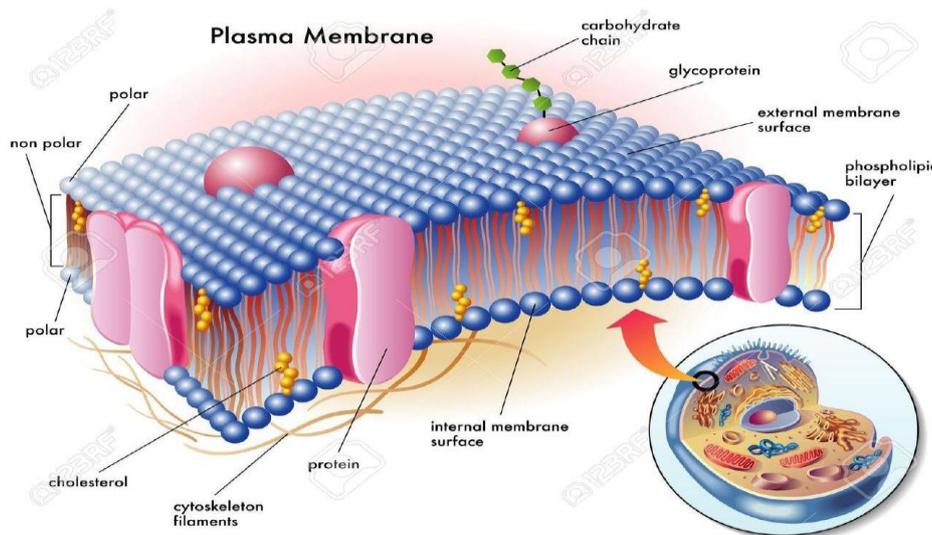
	Intracellulaire	Intracellulaire
$Na^+$	10-20 mM	150 mM
$K^+$	100 mM	5 mM
$Ca^{2+}$	+10(-4) mM	1 mM

**Tableau 1-3 : Concentration des ions dans les tissus vivants.**

La conductivité ionique est un transfert de charges accompagné par le mouvement d'une substance, produisant des changements dans la majeure partie de l'électrolyte. La conductivité ionique continue est une fonction linéaire du champ seulement pour une période de temps limitée, et lorsque l'intensité du champ électrique appliqué externe n'est pas élevée.

### **b- La membrane plasmique :**

La membrane plasmique entoure complètement la cellule. Il s'agit d'une structure mince et élastique avec une largeur de 75 à 100 Å et est principalement constituée de protéines (55%) et de lipides (43%).



**Figure 1-9 : La structure bicouche lipidique de la membrane plasmique**

#### **b-1 La Structure bicouche lipidique :**

La structure élémentaire de la membrane plasmique est une bicouche phospholipidique. Les molécules lipidiques formant la bicouche ont un côté hydrophile et un côté hydrophobe; les côtés hydrophobes s'attirent créant une tri-lamination de la membrane cellulaire. Cette structure, qui est en permanence reproduite, crée la membrane plasmique. Voir Figure 2.

La conductivité électrique intrinsèque de la membrane cellulaire est très faible.

La membrane est considérée comme un diélectrique. La structure totale formée par le fluide intracellulaire, la membrane plasmique et le fluide extracellulaire (conducteur-diélectrique-conducteur) se comporte comme un condensateur, avec une capacité d'environ 0,01 F/m<sup>2</sup>.

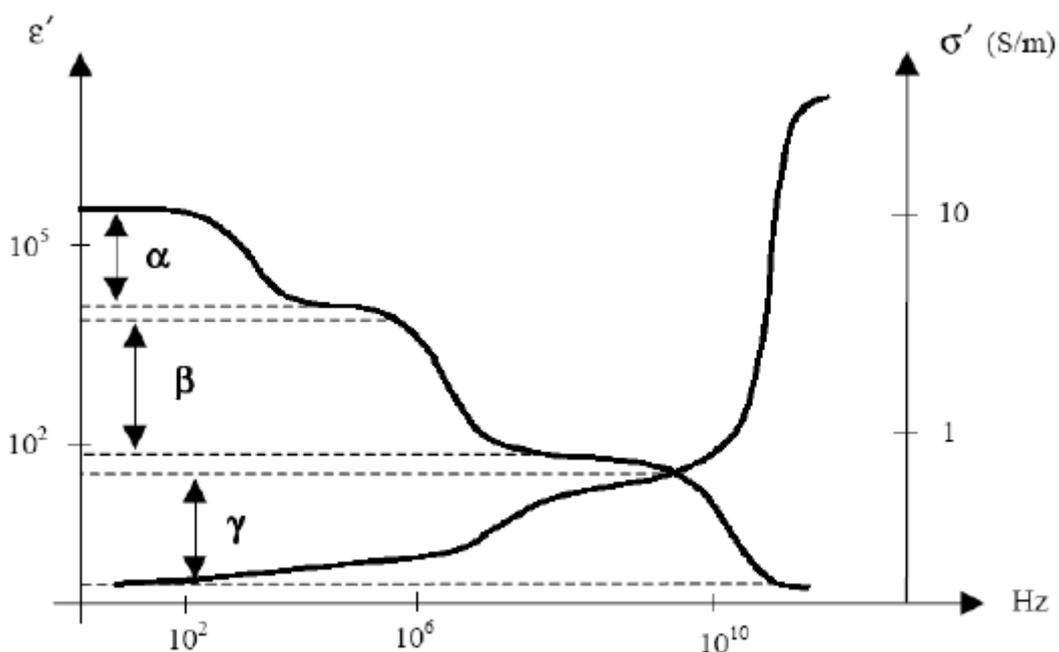
## *b-2 Les canaux transmembranaires :*

Entrelacées avec la structure bicouche lipidique, il existe des protéines de différents types. L'une d'elles est la protéine intégrée. Ce type de protéine est inséré dans la bicouche lipidique traversant et créant des canaux très étroits pour faire passer les substances à travers la membrane plasmique, tels que des ions ou de l'eau. D'un point de vue électrique, ces canaux permettent au courant de passer à travers la membrane isolante d'une manière passive.

### **1-5 Dépendance en fréquence - Dispersion spectroscopique :**

Un tissu vivant est considéré comme un milieu dispersif: les deux propriétés diélectriques telles que la permittivité et la conductivité sont des fonctions de la fréquence (voir la Figure 10) (39). Cette dépendance de fréquence observée est nommée dispersion et elle provient de plusieurs mécanismes (Foster & Schwan, 1989) (32).

(Schwan, 1957) a identifié et nommé trois dispersions principales: les dispersions  $\alpha$ ,  $\beta$ , et  $\gamma$ . Une autre dispersion subsidiaire a été montrée dans un premier temps en 1948 (Rajewsky & Schwan, 1948) et identifiée par la suite comme la dispersion  $\delta$  (Schwan, 1994) (Figure 10).



**Figure 1-10 : variations spectroscopiques de la conductivité et de la permittivité**

#### *1-5-1 Dispersion $\alpha$ :*

La compréhension de la dispersion  $\alpha$  reste incomplète (Schwan, 1994). Divers mécanismes et éléments contribuent à cette dépendance en fréquence et trois points peuvent être distingués (Schwan & Takashima, 1993) :

- La conductivité dépend de la fréquence des échanges des protéines dans les canaux présents dans la membrane cellulaire.

- La dépendance en fréquence liée à la diffusion des nuages de contre-ions à proximité des surfaces de cellules.
- L'effet du réticulum endoplasmique, quand il existe.

### 1-5-2 Dispersion $\beta$ :

La dispersion  $\beta$  est principalement due aux structures cellulaires de tissu, en raison de la faible conductivité de la membrane plasmique des cellules formant le tissu. Il faut du temps pour charger les membranes à travers les milieux conducteurs, les fluides extracellulaires et intracellulaires. La constante de temps est déterminée par la capacité de membrane, de rayon de la cellule et des conductivités de fluide (Schwan, 1957).

Contribuant à la dispersion  $\beta$  causée par la structure de la cellule, il y a d'autres constituants des tissus (Foster & Schwan, 1989): les protéines, les résidus d'acides aminés et les organites. Pour une description plus détaillée des contributions des différents constituants des tissus aux dispersions différentes, on pourra se référer à Pethig (Pethig & Kell, 1987).

### 1-5-3 Dispersion $\gamma$ :

Cette dépendance fréquentielle est provoquée par la teneur élevée en eau dans les cellules ainsi que dans les tissus. L'eau du tissu est identique à l'eau normale, qui se relaxe à 20 GHz. La présence des protéines et d'acides aminés et autres constituants cellulaires affichent quant à eux un large spectre de dispersion à partir de quelques centaines de MHz à quelques GHz.

### 1-5-4 Dispersion $\delta$ :

Il s'agit d'un effet d'une faible dispersion subsidiaire observée autour de 100 MHz causé par des protéines liées à l'eau.

## 1-6 Circuit électrique équivalent d'une cellule biologique :

Considérant les principaux constituants de la cellule introduits dans le paragraphe précédent et, en appliquant la théorie des circuits électriques, il est possible de déduire un modèle électrique de base pour la cellule. (Figure 11).

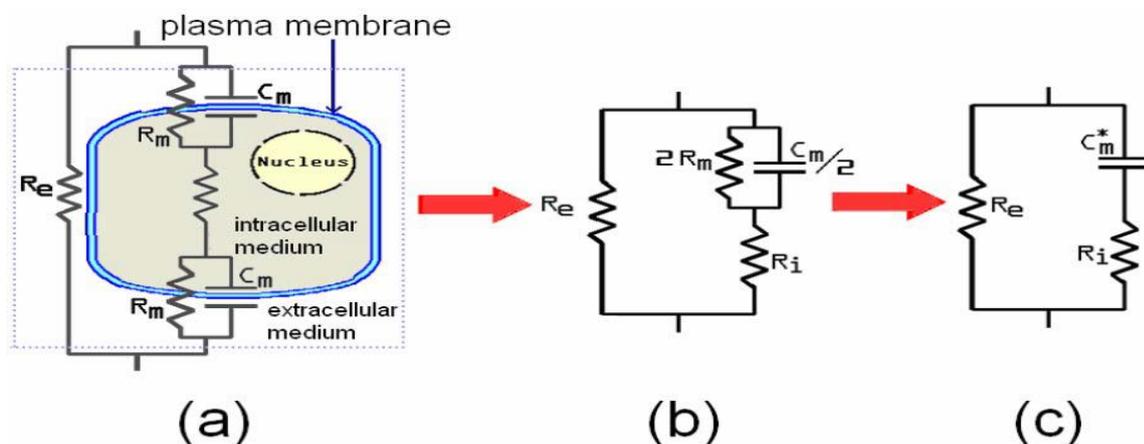


Figure 1-11 : a) Circuit électrique équivalent d'une cellule.

b) son modèle équivalent après quelques simplifications du circuit.

c) circuit équivalent de la cellule, en négligeant l'effet de  $R_m$ . Noter que  $C^*_m$  est égal à  $C_m/2$  (Fricke, 1924).

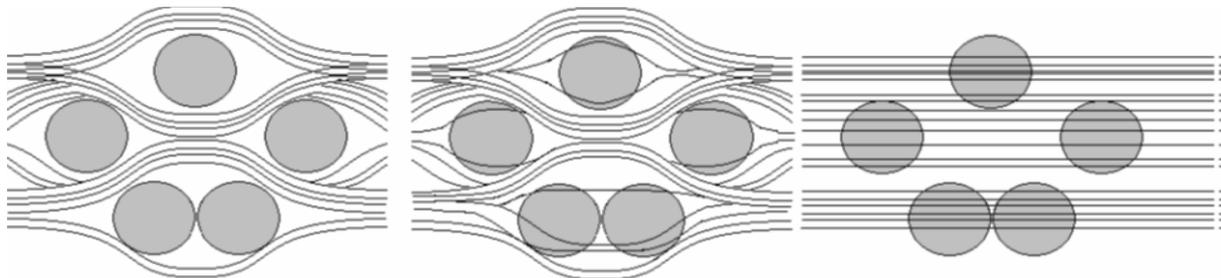
Si le courant est injecté dans le milieu extracellulaire, il peut y avoir:

- Un écoulement de courant autour de la cellule par l'intermédiaire du liquide extracellulaire, ce qui équivaut à la circulation par le biais de  $R_e$  dans le circuit équivalent.
- Un écoulement à travers la cellule traversant la membrane plasmique;  $C_m$  représente cette possibilité dans le circuit équivalent.
- Un écoulement à travers le canal transmembranaire ionique, ce qui équivaut à la circulation par le biais de  $R_m$  dans le circuit équivalent.

Compte tenu de la conductivité extrêmement faible de la membrane plasmique, la valeur de  $R_m$  est très élevée. Aux basses fréquences, proches du continu, la membrane plasmique agit comme un isolant et le courant n'est pas en mesure de pénétrer dans la cellule. La plupart des flux de courant contournent la cellule.

L'effet isolant de la membrane cellulaire diminue lorsque la fréquence augmente, et une partie du courant est capable de s'écouler à travers la cellule. A des fréquences supérieures à 1 MHz, la capacité de la membrane n'est pas un obstacle devant le courant et ce dernier peut couler sans discernement par le milieu intra et extracellulaire. Voir Figure 12.

Souvent, comme la conductivité membranaire est très faible, l'effet de  $R_m$  est négligé et le circuit électrique équivalent est très simple. Dans ce cas, seule une seule dispersion existe : la dépendance en fréquence introduite par le condensateur  $C_m$ , voir Figure 11 (c). L'utilisation de ce modèle simplifié est très répandue et il est utilisé correctement pour expliquer les mesures d'impédance dans un large éventail allant du continu à quelques dizaines de MHz.



**Figure 1-12 : Trajets de courant dans une suspension de cellules à des fréquences différentes.**

### **1-7 Conclusion :**

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur la bioimpédance et le fonctionnement physiologique des reins. Ces notions apparaissent importantes lors de la réalisation du circuit de mise en forme du signal.

Le chapitre suivant est consacré à l'étude du schéma bloc du circuit de mise en forme de ce signal et son principe de fonctionnement.

## ***Chapitre 2 : Etude théorique et pratique du Circuit réalisé***

## 2-1 Introduction :

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique d'un système de mesure de la bioimpédance pour cela on va présenter le travail que nous avons réalisé, c'est-à-dire les différents circuits réalisés on commence par l'oscillateur puis le convertisseur, les électrodes, l'amplificateur, les multiplicateurs, les filtres et enfin l'affichage.

## 2-2 Schéma bloc :

Le système que nous avons conçu et réalisé est composé de deux parties principales :

- la partie analogique
- Partie affichage.

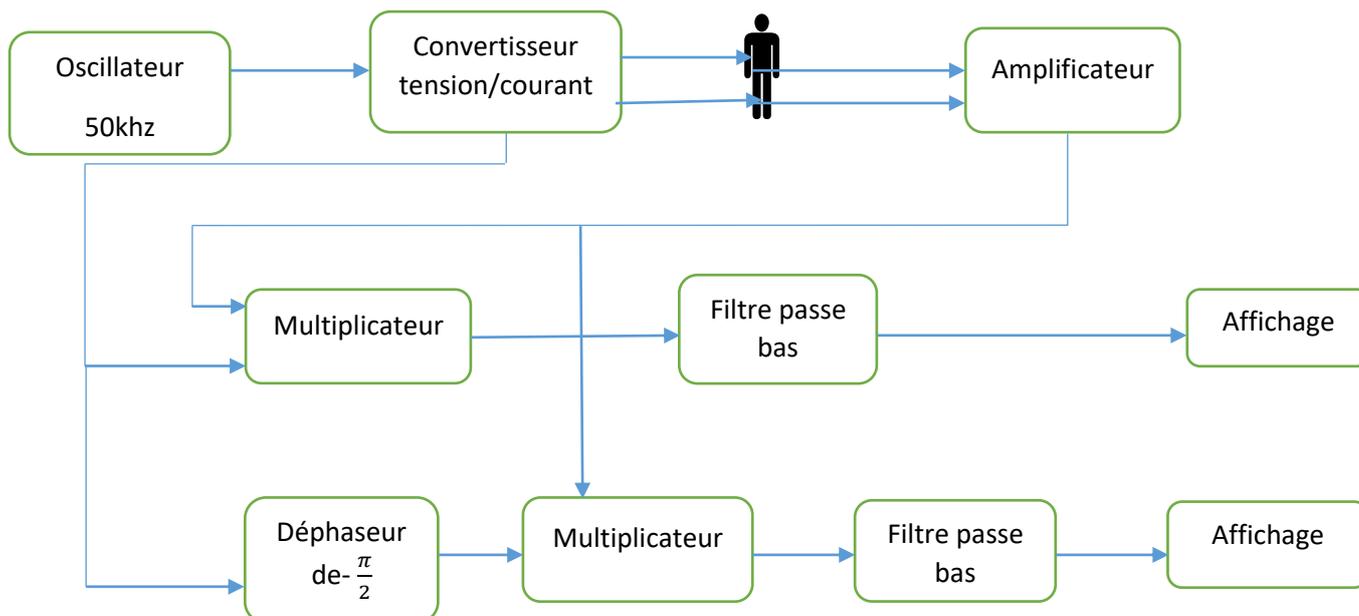


Figure 2-1 : schéma bloc de notre chaîne d'acquisition.

## 2-3 Partie analogique :

### 2-3-1 Oscillateur de 50kh :

Pour faire une étude d'un phénomène physiologique, souvent on fait appel à un signal électrique qui le caractérise. Afin d'avoir ce dernier on a besoin d'une source de tension. Dans notre cas on a choisi un oscillateur avec une fréquence de 50 khz.

#### ➤ Description de l'oscillateur :

Il existe plusieurs références d'oscillateurs sur le marché. Dans notre réalisation on a préféré d'utiliser le XR2206 vu sa disponibilité et sa simplicité d'utilisation.

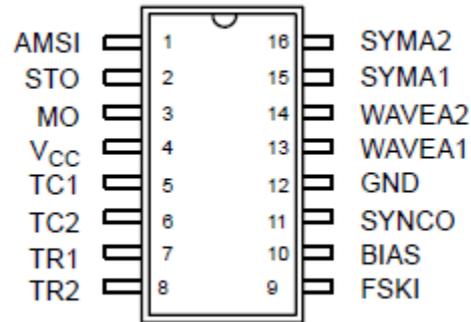


Figure 2-2 : oscillateur utilisé dans notre projet.

Dans notre travail nous avons utilisé le branchement suivant une tension constante de 1V avec une fréquence de 50khz qui serais communiqué par la suite au convertisseur tension-courant.

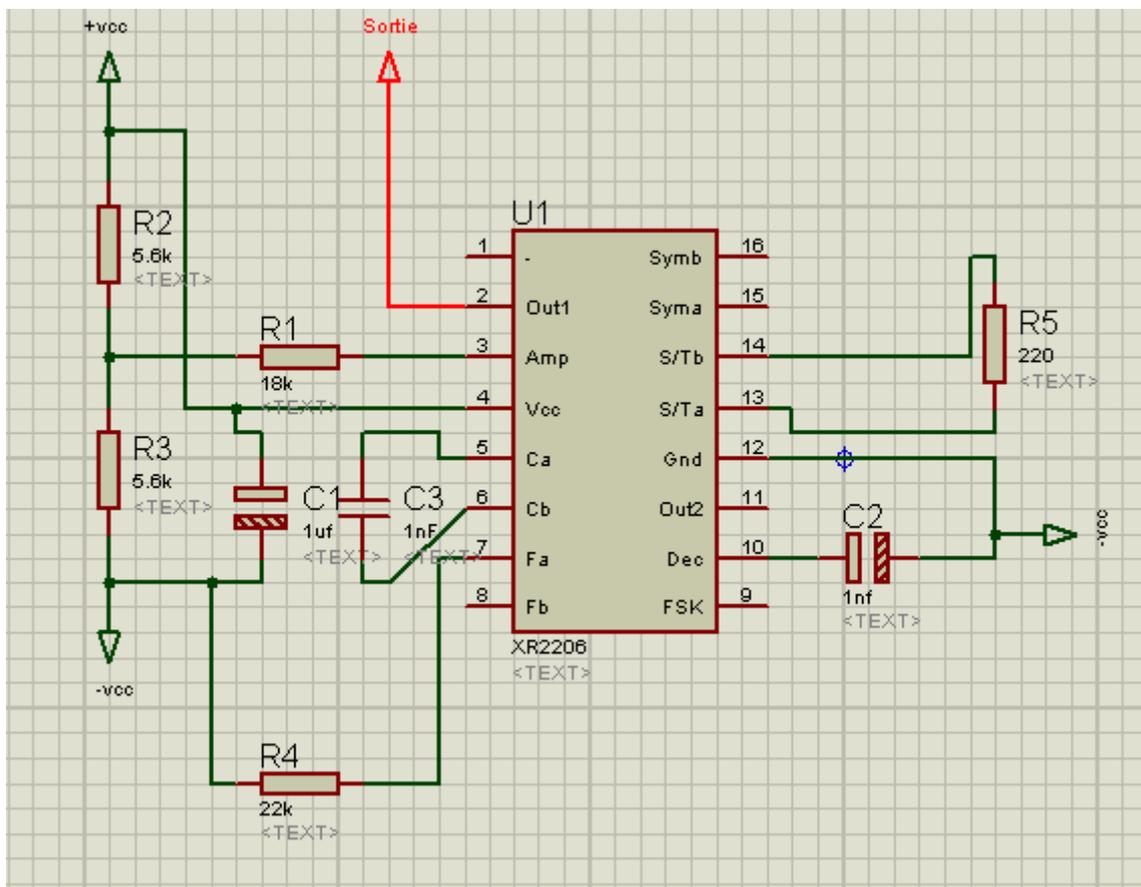


Figure 2-3 : l'oscillateur de 50khz.

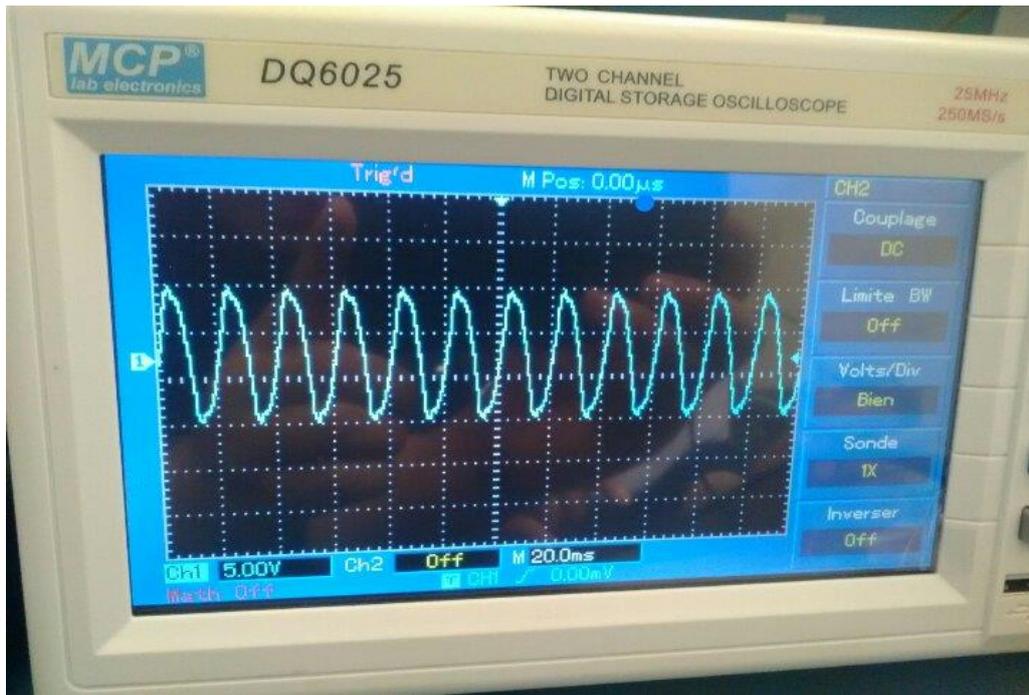


Figure 2-4 : signal obtenu à la sortie de l'oscillateur.

### 2-3-2 Convertisseur tension-courant :

Dans le but de récupérer notre impédance on a besoin d'injecté au patient un courant de faible intensité pour cela on a réalisé une source de tension qui nous fournira un courant de 1 mA et cela peut importe la charge (le patient).

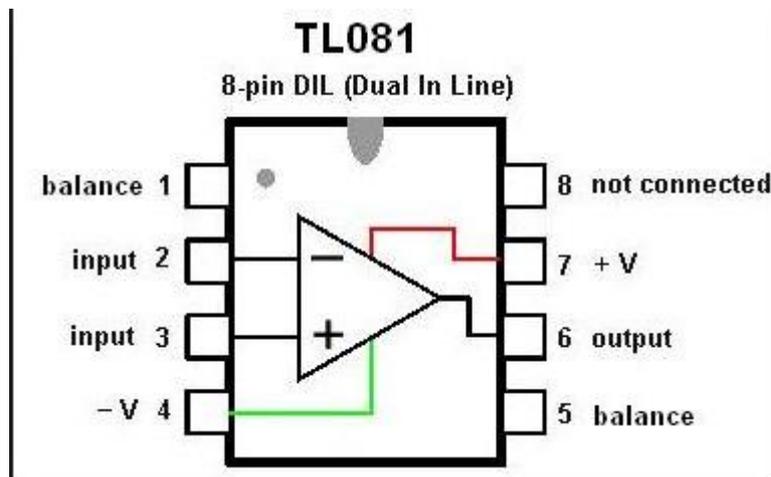


Figure 2-5 : le convertisseur utilisé dans notre travail.

Le circuit intégré TL081 a été branché comme suite afin d'avoir notre source de courant

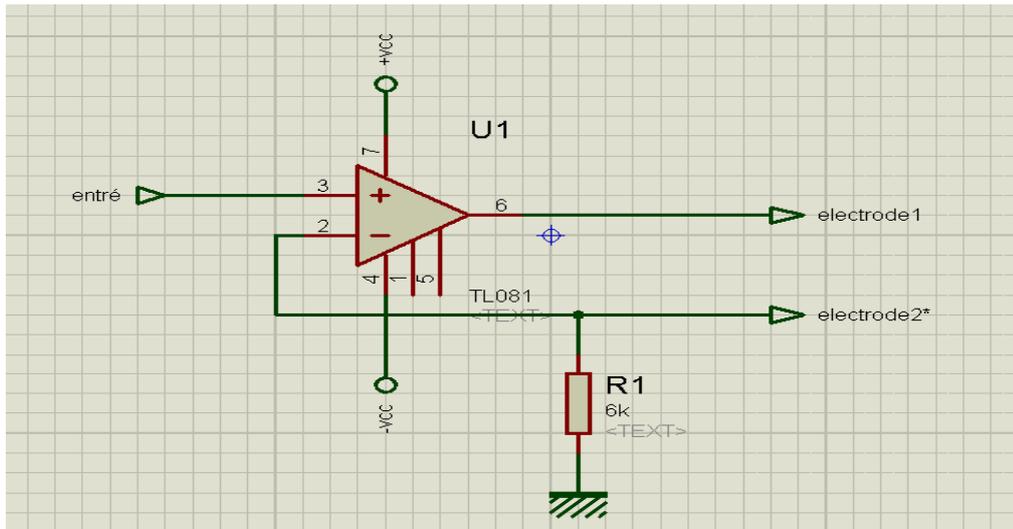


Figure 2-6 : schéma électrique du convertisseur.

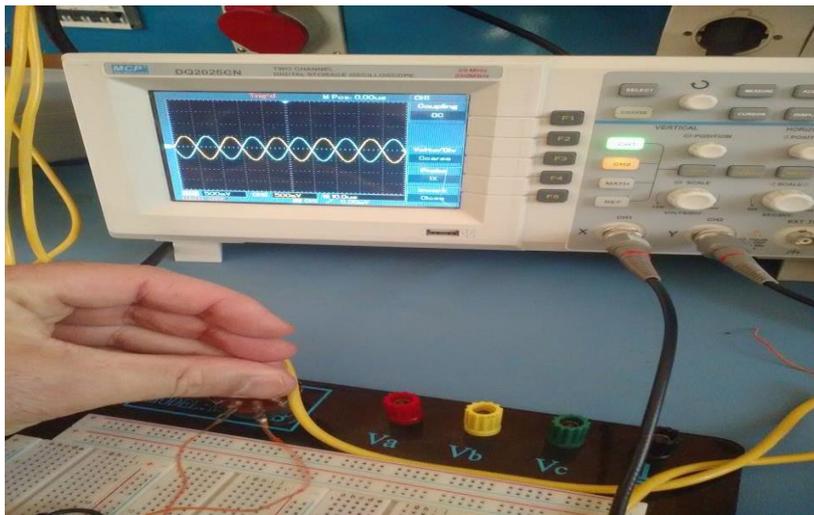


Figure 2-7 : le signal fourni par le convertisseur.

**Remarque :**

On a une sortie qui est égale à l'entrée et cela en faisant varier la charge de cette manière on s'est assuré qu'on a un courant de 1 mA qui traverse la charge (patient).

**2-3-3 Circuit d'amplification :**

Le signal électro-physiologique issu des électrodes est de faible niveau, il est alors indispensable de l'amplifier. En fait cette amplification ne doit concerner que le signal utile.

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 dans la détection de grandeurs de faible niveau. Par ailleurs, le faible niveau de bruit, à faible courant de polarisation d'entrée, et de faible puissance, le rendent bien adapté pour des applications médicales. Le courant de 1,0 nA max polarisation d'entrée faible est rendue possible grâce l'utilisation de la transformation Super béta dans l'étage d'entrée. L'AD620 fonctionne bien comme un préamplificateur en raison de son 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%. 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, la borne de référence doit être liée à une Point de faible impédance, et les différences dans la capacité et La résistance doit être maintenue à un minimum entre les deux entrées. Le gain assuré par le circuit intégré dans le circuit de 1 jusqu'à 1000.

En effet, le gain de l'AD620 est fixé par la résistance externe **R1** selon l'équation suivante :

$$G=1 + \frac{49,4k\Omega}{R1} \quad \text{Eq 2-1.}$$

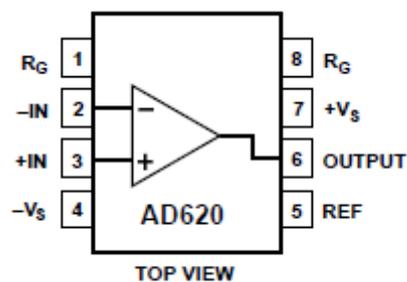


Figure 2-8 :l'amplificateur utilisé

Dans notre réalisation R1 est fixée à 20 kΩ afin d'obtenir un gain égale à 3.47.

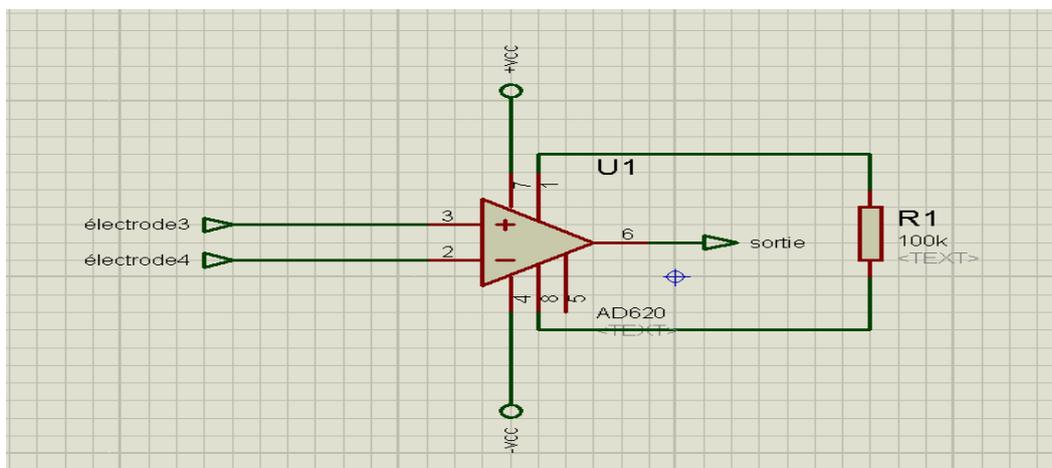


Figure 2-9 : circuit d'amplification.

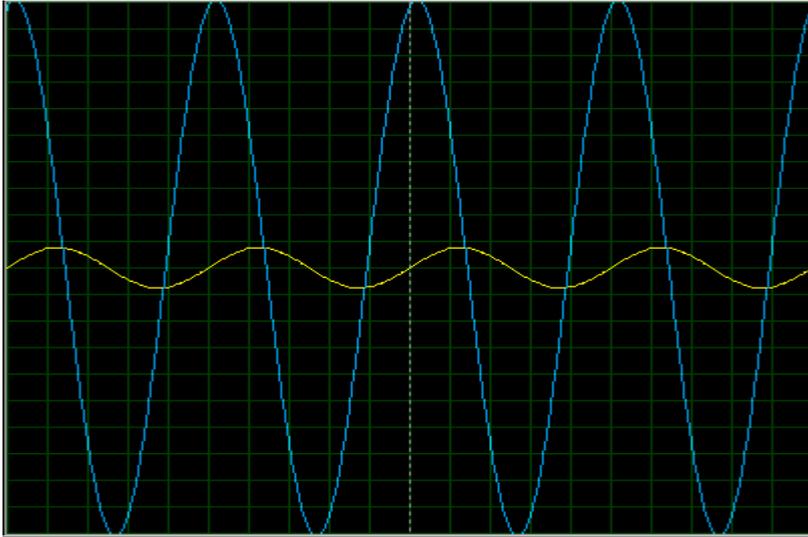


Figure 2-10 : le signal obtenu à la sortie de l'amplificateur.

### 2-3-4 Multiplicateur :

Ayant une impédance qui se constitue d'une partie réelle et une partie imaginaire on doit la décomposer a fin d'extraire la partie réelle qui est la résistance sachant que cette dernière est proportionnelle aux taux d'eaux dans le corps.

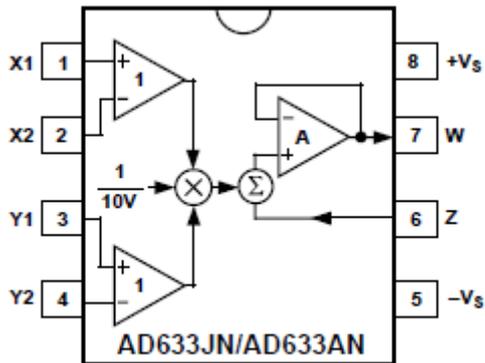


Figure 2-11 : le multiplicateur utilisé.

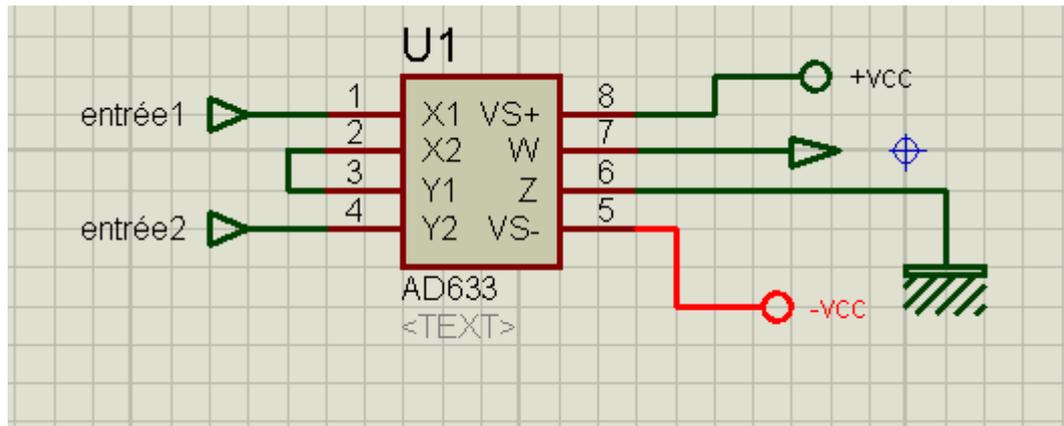


Figure 2-12 : branchement de notre multiplicateur.

### 2-3-5 Déphaseur :

Sachant que notre impédance est constitué d'une partie réelle et une partie imaginaire. Dans le but de récupérer la partie imaginaire on doit créer une différence de phase entre le signal injectée et celui récupéré qui sont à la même fréquence on utilisant le circuit intégré TL081.

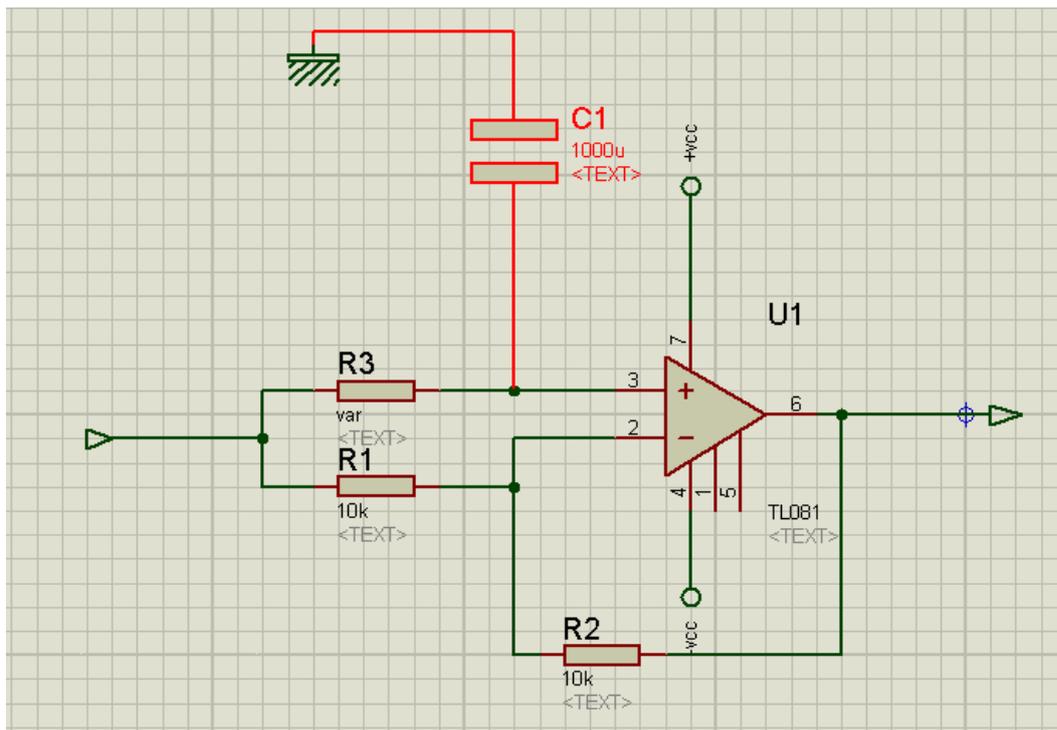
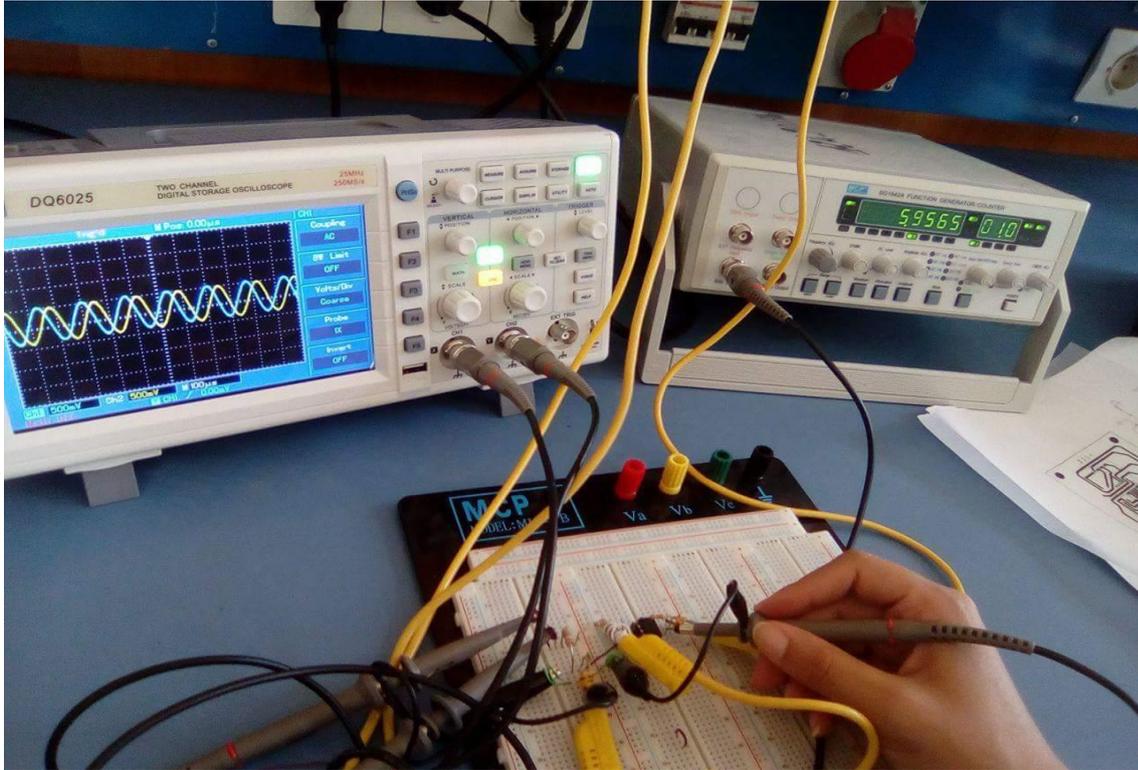


Figure 2-13 : déphaseur de  $-\frac{\pi}{2}$



**Figure 2-14 : le signal obtenu après déphasage.**

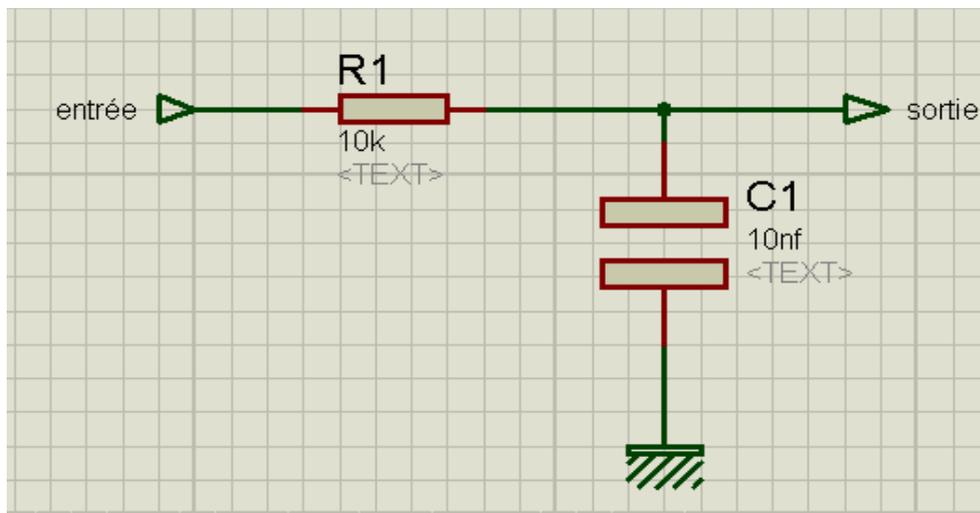
### 2-3-6 Le circuit de filtrage :

Un filtre est un dispositif qui permet de laisser passer une certaine bande de fréquence, tandis qu'il atténue une autre. Cette fonction permet de séparer le signal utile du signal parasite puis il élimine le signal d'interférence.

Dans notre réalisation on a réalisé un filtre passif RC avec une fréquence de coupure de 1.6 khz.

Avec une résistance R1=1k et un condensateur C1=10nf

$$f = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 * \pi * 10 * 10^3 * 10 * 10^{-9}} = 1.6 \text{ khz}$$



**Figure 2-15 : circuit de filtration.**

### 2-3-7 Le suiveur :

Dans le but d'assurer l'adaptation en impédance on a utilisé un suiveur qu'on a réalisé à base de circuit intégrée UA741.

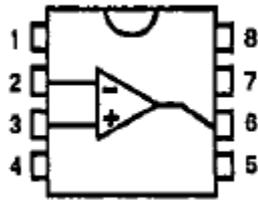


Figure 2-16 : circuit intégré UA741.

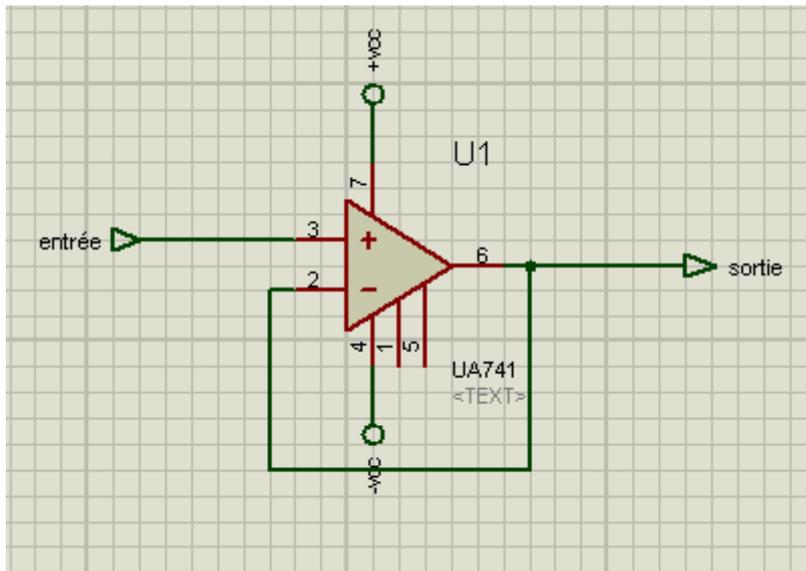


Figure 2-17 : le suiveur.

## 2-4 Partie numérique :

La carte de mise en forme du signal physiologique comporte une partie numérique dédiée à l'acquisition de données qui est la partie responsable de la numérisation du signal pour avoir un signal capable d'être lu par un système numérique (PC) et d'être traité en vue d'extraire les grandeurs physiologiques appropriées pour une aide au diagnostic médical. Elle est conçue autour d'une Carte multifonctions Arduino Uno.

### 2-4-1 Historique de la carte Arduino :

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

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. (40)

## 2-4-2 Quelques Applications de carte Arduino :

- contrôler les appareils domestiques
- fabriquer votre propre robot
- faire un jeu de lumières
- communiquer avec l'ordinateur
- télécommander un appareil mobile (modélisme) etc. (40)

## 2-4-3 Les avantages de carte Arduino :

- Pas cher !
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...).(41)

## 2-4-4 description de la carte Arduino :

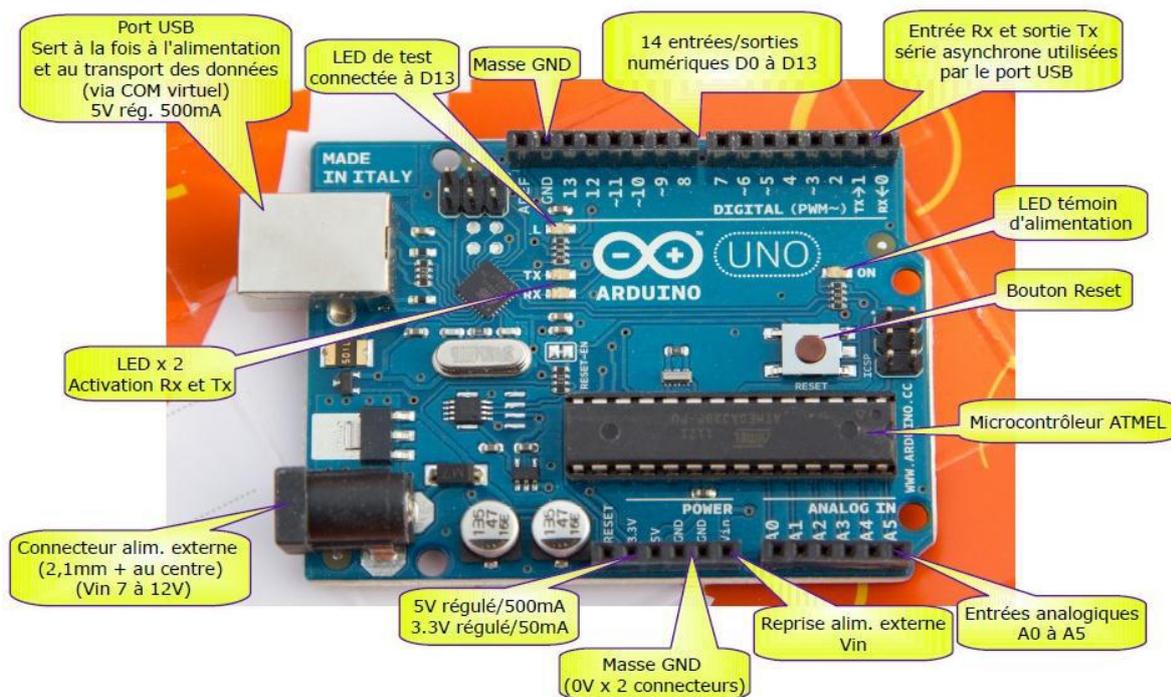


Figure 2.18 : Les différentes connexions d'une carte Arduino UNO.

### 2-4-4-1 l'alimentation :

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB ou bien par une alimentation externe qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte. (41)

#### **2-4-4-2 Microcontrôleur :**

La carte Arduino repose sur un circuit intégré programmable (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur), le type de ce circuit change d'une carte à une autre. Il est associé à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes. (41)

#### **2-4-4-3 Les entrées/sorties :**

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

#### **2-4-4-4 Interface USB/Série :**

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions « clé en main » sont également fournies pour l'exploitation d'entrées/sorties courantes : gestion des E/S, Gestion des convertisseurs ADC, générateur de signaux PWM, exploitation de bus TWI/2C, exploitation de servomoteur. (41)

#### **2-4-5 Caractéristiques :**

- Microcontrôleur : ATmega328.
- Tension d'alimentation interne = 5V.
- Tension d'alimentation (recommandée) = 7 à 12V, limites = 6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM.
- Entrées analogiques = 6.
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader.
- Mémoire SRAM 2 KB.
- Mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz.
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm. (42)

#### **2-4-6 Le langage Arduino :**

À présent que vous avez une vision globale sur le fonctionnement de la carte Arduino, nous allons pouvoir apprendre à programmer avant de nous lancer dans la réalisation de programmes très simples pour débiter! Pour pouvoir programmer notre carte, il nous faut trois choses :

- Un ordinateur.

- Une carte Arduino.
- Et connaître le langage Arduino.

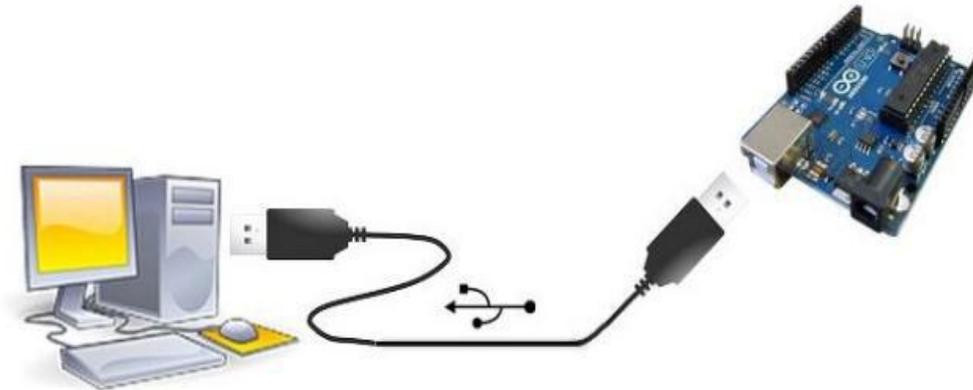


Figure 2-19 : La liaison Arduino-PC par USB.

### 2-4-7 Logiciel de programmation Arduino :

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

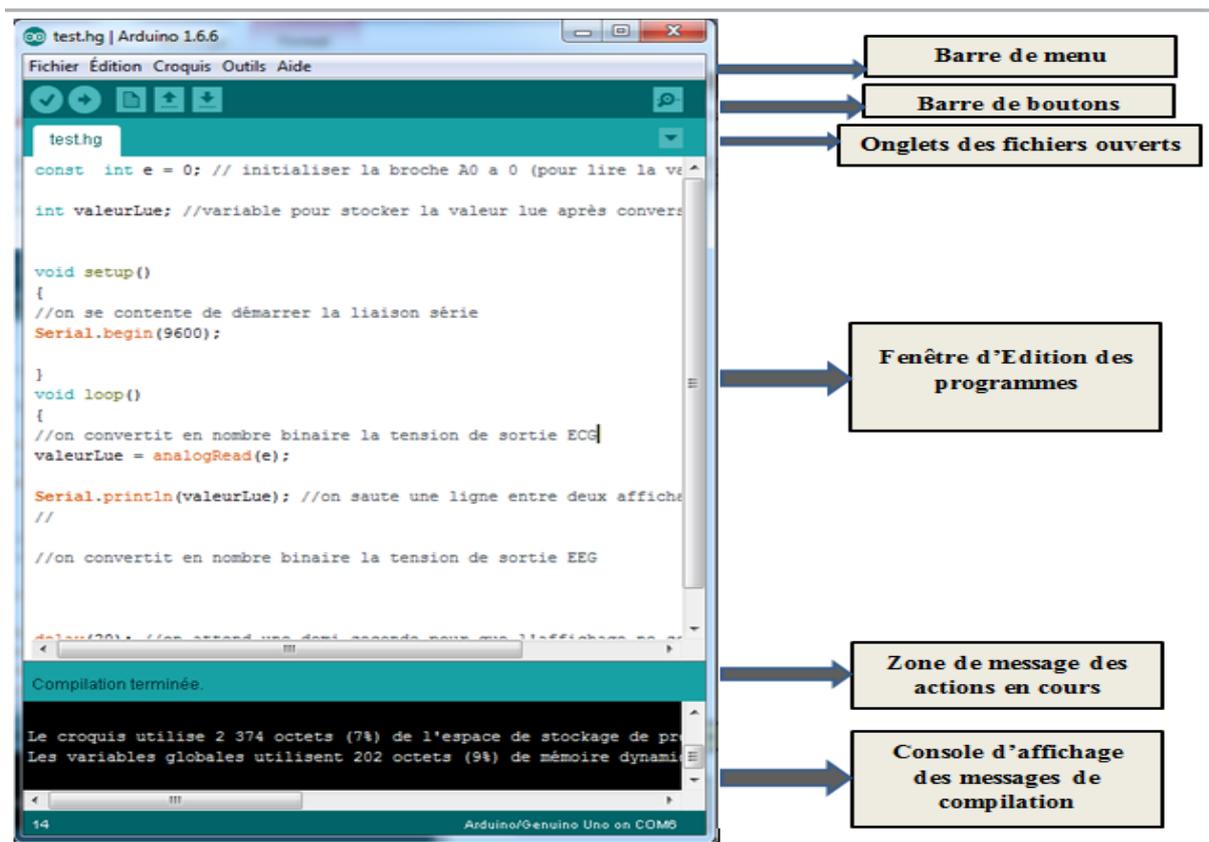


Figure 2-20 : Structure d'un programme en Arduino.

Les différents boutons de commande de la fenêtre Arduino sont :

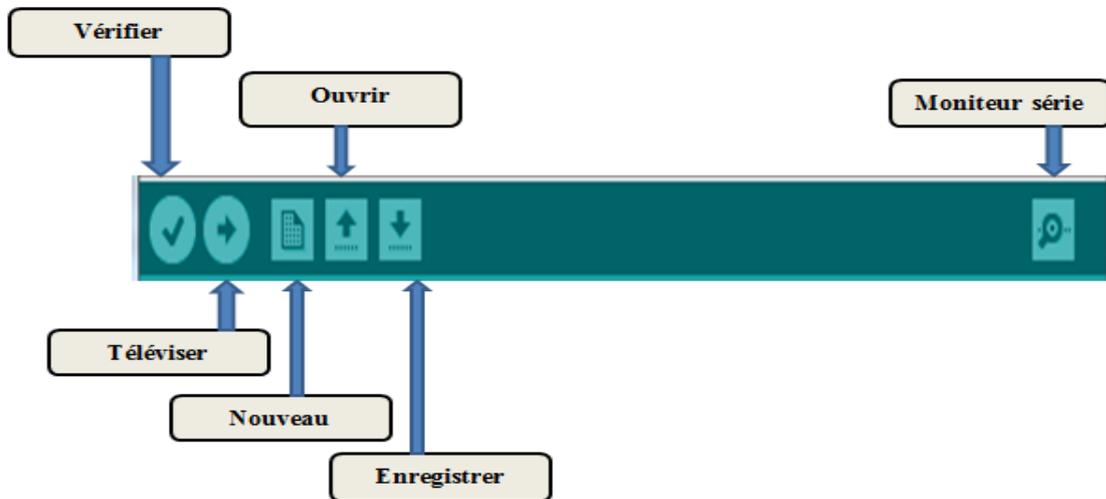


Figure 2-21 : Les différents boutons de commande

**Vérifier** : permet de vérifier le programme, il actionne un module qui cherche les erreurs dans votre programme.

**Téléverser** : Compile le code et transfère le programme vers la carte Arduino.

**Nouveau** : Crée un nouveau fichier.

**Ouvrir** : Ouvre un fichier.

**Enregistrer** : Enregistre le programme.

**Moniteur Série** : Ouvre la fenêtre du moniteur (ou terminal) série.

Le moniteur série est utilisé pour afficher l'information qui est envoyée par la carte Arduino vers l'application (habituellement par le câble USB). Il permet aussi d'envoyer de l'information à la carte Arduino. Il est également possible de régler le baudrate (vitesse de transfert des données) du moniteur série. Il est également possible d'établir une communication série entre la carte Arduino et d'autres périphériques ou logiciels. (43)

#### **2-4-8 Principe de fonctionnement :**

Après le branchement de la carte Arduino avec un ordinateur, la première étape à effectuer est la sélection du type de carte dans l'environnement de développement. Une sélection du port USB actif branché avec la carte Arduino et également à considérer. Ce sont des étapes de configuration requises avant tout téléversement de firmware dans le microcontrôleur de la carte Arduino. Ensuite, l'utilisateur développe le programme à téléverser dans le microcontrôleur de la carte Arduino dans un environnement dédié. Le programme est compilé et téléversé s'il ne présente aucune erreur de compilation.

#### **2-4-9 Conclusion :**

Dans ce chapitre, nous avons étudié le schéma bloc général du circuit réalisé ainsi que la réalisation pratique des différents blocs, commençons par l'oscillateur en passant par les blocs de mise en forme jusqu'à la visualisation du signal sur Arduino.

## ***Chapitre 3: Réalisation et acquisition par Arduino.***

### 3-1 Introduction :

Dans ce chapitre nous allons voir le schéma globale de notre système ainsi que le programme utilisé pour visualisée ce dernier sure PC et en fin les résultats obtenue.

### 3-2 Réalisation et circuit imprimé :

#### 1<sup>er</sup> étage de notre circuit :

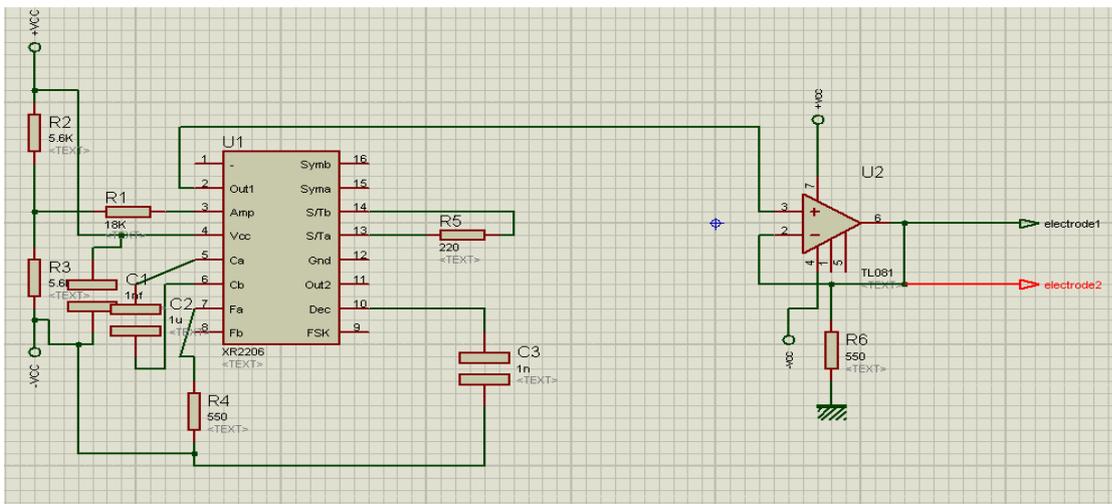


Figure 3-1 : schéma électrique du 1<sup>ER</sup> étage.

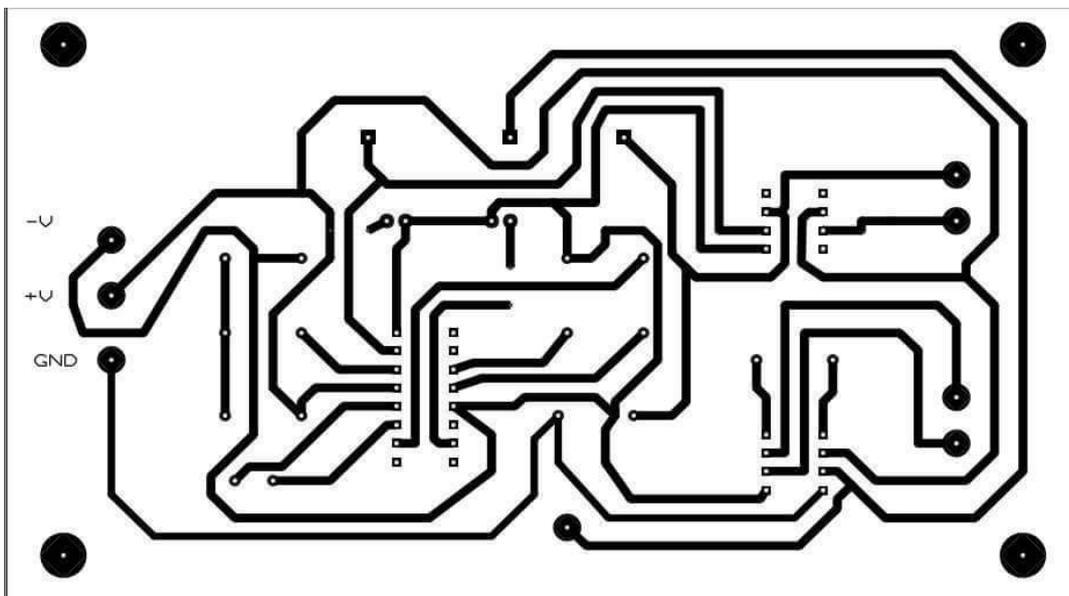


Figure 3-2 : circuit imprimé du 1<sup>ER</sup> étage.



Figure 3-3 : circuit réalisé du 1<sup>ER</sup> étage.

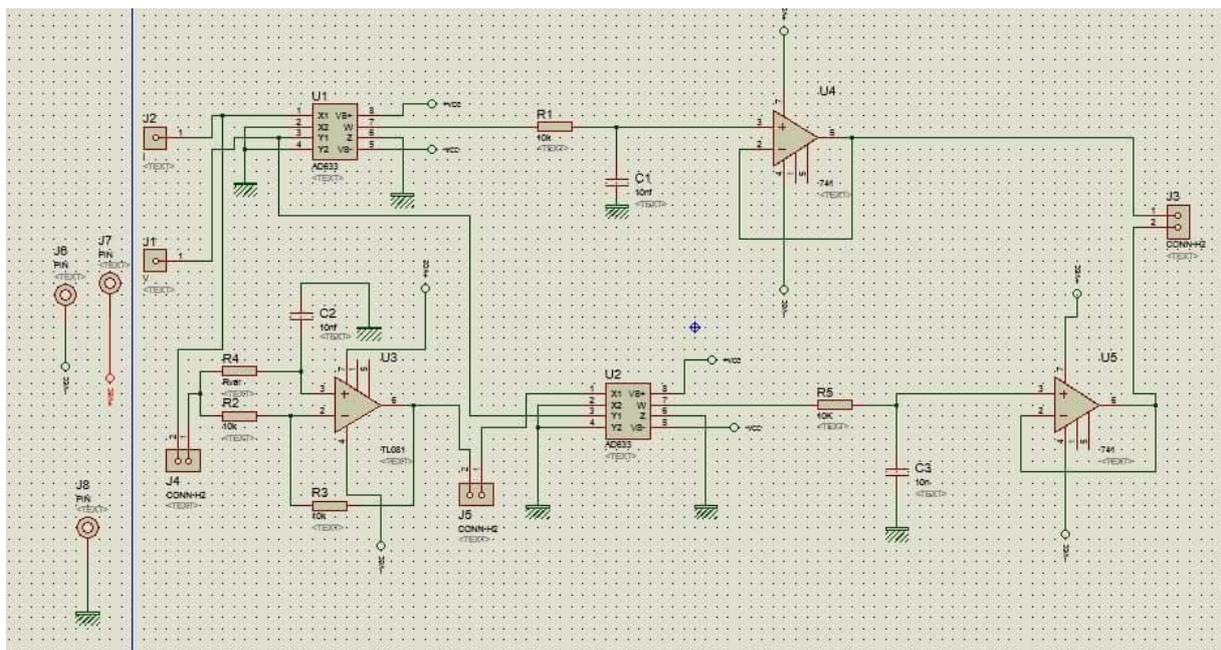


Figure 3-4 : schéma électrique du second étage.

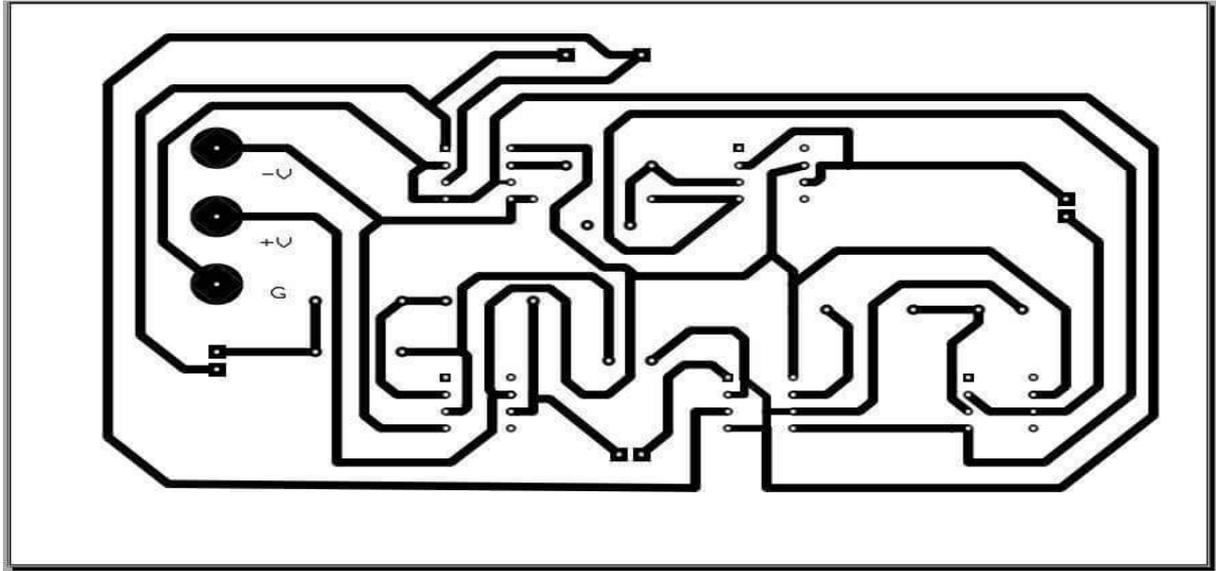


Figure 3-5 : circuit imprimé du second étage.

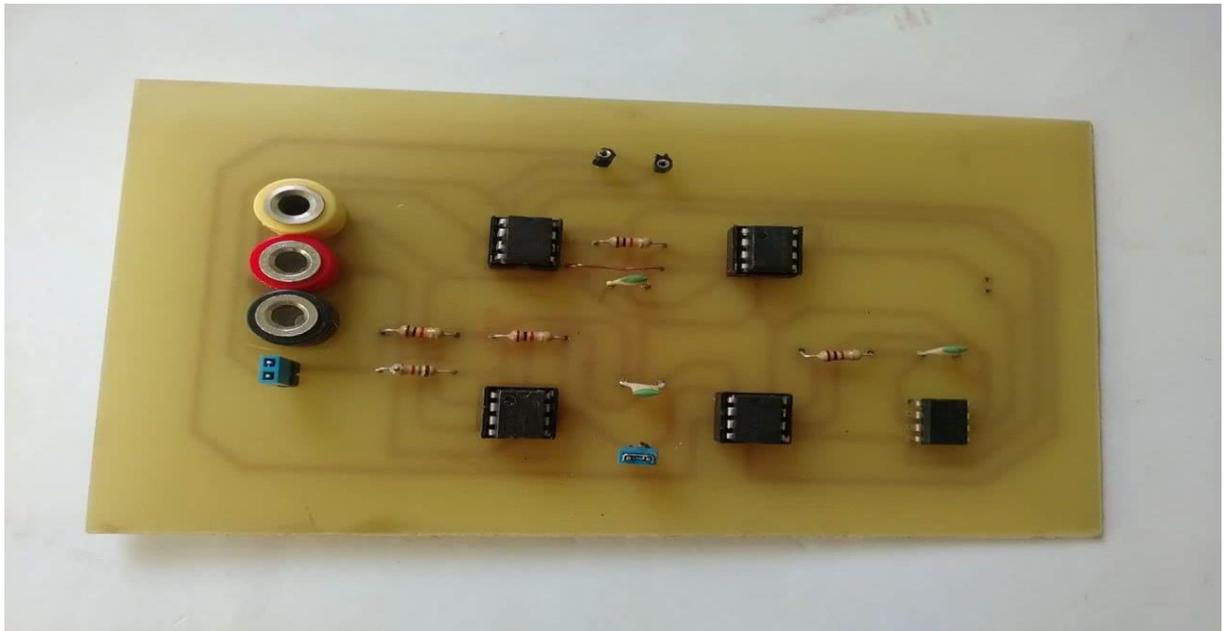


Figure 3-6 : circuit réalisé du second étage.

## ***La carte Arduino :***

### ***Structure du programme :***

Le programme est lu par le microcontrôleur de haut vers le bas.

Une variable doit être déclarée avant d'être utilisée par une fonction.

La structure minimale est constituée :

- en tête : déclaration des variables, des constantes, indication de l'utilisation de bibliothèques etc...

// Fonction d'initialisation de la carte

- un setup (= initialisation) cette partie n'est lue qu'une seule fois, elle comprend les fonctions devant être réalisées au démarrage (utilisation des broches en entrées ou en sortie, mise en marche du midi, du port série de l'I2C etc.....).

```
Void setup ()
```

```
{  
  // Contenu de l'initialisation  
}
```

- une loop (boucle) : cette partie est lue en boucle ! C'est ici que les fonctions sont réalisées.

// Fonction principale, elle se répète (s'exécute) à l'infini

```
Void loop ()
```

```
{  
  // Contenu de votre programme  
}
```

Le programme ci-dessous permet la conversion analogique-numérique d'un signal au entrée analogique A1, de la carte Arduino. Le signal digitalisé soit transmise vers le port série USB.

```
emg | Arduino 1.6.6
Fichier Édition Croquis Outils Aide

emg $
//const int ecg=1; // initialiser la broche A1 a 0 (pour lire la valeur de l'ecg )
int valeurLue1; //variable pour stocker la valeur lue après conversion
//int valeurLue2; //variable pour stocker la valeur lue après conversion

float tension;
//float tension2; //on convertit cette valeur en une tension
void setup()
{
  //on se contente de démarrer la liaison série
  Serial.begin(9600);
  analogReference(EXTERNAL);
}
void loop()
{
  //on convertit en nombre binaire la tension de sortie ECG
  valeurLue1 = analogRead(ecg);
  //on traduit la valeur brute en tension (produit en croix)
  tension = valeurLue1 * 3.3 / 1024;
  tension = map(valeurLue1,0,1023,0,3300);
  //Serial.println("ECG = ");
  //Serial.print(tension,5);
  Serial.println(tension);
  Serial.println(); //on saute une ligne entre deux affichages
  //

  delay(5); //on attend une demi-seconde pour que l'affichage ne soit pas trop rapide
}

Téléversement terminé

Le croquis utilise 4 410 octets (13%) de l'espace de stockage de programmes. Le maximum est
Les variables globales utilisent 210 octets (10%) de mémoire dynamique, ce qui laisse 1 838
```

Figure 3-7 : Programme pour visualisation le signal.

Remarque :

Faute de temps on n'a pas pu faire de teste de sorte on a aucun résultat final.

## *Conclusion général*

Ce travail a été élaboré dans le laboratoire d'électronique biomédicale de Tlemcen. Et l'étude qui a été menée dans ce projet de fin d'étude à porter sur l'étude des circuits fondamentaux en instrumentation médicale. Il s'agit de la conception et la réalisation d'une carte de mise en forme du signal de l'impédance du corps humain. En effet, nous avons étudié des circuits analogiques pour récupérer et mettre en forme notre signal. Afin d'assurer une bonne acquisition de ces signaux. Des circuits de mise en forme analogique ont été déployés envers la conservation de l'information véhiculée par le signal. La source de tension est au coeur de la partie analogique et le filtrage ainsi que le déphasage sont indispensables afin de recueillir l'information recherchée.

Ce présent projet consiste en deux étapes fondamentales. La première étape concerne la conception et la réalisation de la source de courant injecté au patient. La deuxième étape consiste en la mise en forme de ces signaux en termes de déphasage et de filtrage, puis l'acquisition conçue au tour de l'environnement Arduino.

Le dispositif ainsi réalisé permet alors, à travers des circuits électroniques simples, de détecter l'impédance à travers des électrodes mises à la surface de la peau.

Ainsi à travers cette réalisation beaucoup d'aspects pratiques ont été étudiés, décrits et assimilés. En effet, les problèmes souvent rencontrés et solutionnés lors du développement du schéma électrique ou encore le schéma du circuit imprimé à travers le logiciel ISIS (ARRES pour la 1ère fois utilisé), ou encore la soudure des composants sur la plaque du circuit.

Enfin, le signal détecté porte énormément d'informations sur la composition corporelle et plus précisément sur le taux d'eaux dans le corps humain. De même que la partie d'acquisition qui pourraient être réalisée à travers le port USB, pour permettre au dispositif d'être connecté à n'importe quel PC portable pour l'acquisition de cette grandeur simultanément à travers la carte d'acquisition en vue de les traiter et de les visualiser pour une exploitation par le médecin.

## Reference :

1. Cockcroft DW, Gault MH. Prediction of Creatinine Clearance from Serum Creatinine Nephron 1976;16:31-41.
2. beh\_37\_38\_2005.pdf (Objet application/pdf) [Internet]. [http://www.invs.sante.fr/beh/2005/37\\_38/beh\\_37\\_38\\_2005.pdf](http://www.invs.sante.fr/beh/2005/37_38/beh_37_38_2005.pdf).
3. McClellan W, Warnock DG, McClure L, Campbell RC, Newsome BB, Howard V, Cushman M, Howard G. Racial differences in the prevalence of chronic kidney disease among participants in the Reasons for Geographic and Racial Differences in Stroke (REGARDS) Cohort Study. J Am Soc Nephrol. 2006 Jun;17(6):1710-5.
4. Eikmans M, Aben JA, Koop K, Baelde HJ, De Heer E, Bruijn JA. Genetic factors in progressive renal disease: the good ones, the bad ones and the ugly ducklings. Nephrol Dial Transplant. 2006 Feb;21(2):257-60.
5. Hebert LA, Wilmer WA, Falkenhain ME, Ladson-Wofford SE, Nahman NS Jr, Rovin BH. Renoprotection: one or many therapies? Kidney Int. 2001 Apr;59(4):1211-26.
6. Wolfe RA, Ashby VB, Milford EL, Ojo AO, Ettenger RE, Agodoa LY, Held PJ, Port FK. Comparison of mortality in all patients on dialysis, patients on dialysis awaiting transplantation, and recipients of a first cadaveric transplant. N Engl J Med. 1999 Dec ;341(23):1725-30.
7. Wystrychowski G, Levin NW. Dry weight: sine qua non of adequate dialysis. Adv Chronic Kidney Dis. 2007 Jul;14(3):e10-6.
8. Chazot C. The endless dry weight quest. Nephrologie. 2001;22(5):187-9.
9. Raimann J, Liu L, Tyagi S, Levin NW, Kotanko P. Hemodial Int. 2008 Oct;12(4):395-405.
10. Kooman JP, Van der Sande FM, Leunissen KM. Wet or dry in dialysis--can new technologies help? Semin Dial. 2009 Jan-Feb;22(1):9-12.
11. Essig M, Vrtovsnik F. How to evaluate body composition in chronic kidney disease? Nephrol Ther. 2008 Apr;4(2):92-8.
12. Kayatas M, Ozdemir N, Muderrisoglu H, Ulucam M, Turan M, Hizel N. Comparison of the non-invasive methods estimating dry weight in hemodialysis patients. Ren Fail. 2006;28(3):217-22.
13. Rout P, Sandhu GS, Khattak M, Goldfarb-Rumyantzev A. Advances in volume monitoring in dialysis patients. Minerva Urol Nefrol. 2010 Mar;62(1):13-27.
14. Leypoldt JK, Cheung AK, Delmez JA, Gassman JJ, Levin NW, Lewis JA, Lewis JL, Rocco MV. Relationship between volume status and blood pressure during chronic hemodialysis. Kidney Int. 2002 Jan;61(1):266-75.
15. Katzarski KS, Charra B, Luik AJ, Nisell J, Divino Filho JC, Leypoldt JK, Leunissen KM, Laurent G, Bergström J. Fluid state and blood pressure control in patients treated with long and short haemodialysis. Nephrol Dial Transplant. 1999 Feb;14(2):369-75.
16. Jaeger JQ, Mehta RL. Assessment of dry weight in hemodialysis: an overview. J Am Soc Nephrol. 1999 Feb;10(2):392-403.
17. Mandelbaum A, Ritz E. Vena cava diameter measurement for estimation of dry weight in haemodialysis patients. Nephrol Dial Transplant. 1996;11 Suppl 2:24-7.
18. Yanagiba S, Ando Y, Kusano E, Asano Y. Utility of the inferior vena cava diameter as a marker of dry weight in nonoliguric hemodialyzed patients. ASAIO J. 2001 Sep-Oct;47(5):528-32.
19. Wann GL, Tsai CS, Lin SH, Huang WD, Chu P, Chen GS, Lin YF. Prediction of dry weight through changes in blood volume and plasma cyclic 3',5'-guanosine monophosphate in patients under maintenance hemodialysis. ASAIO J. 1998 Sep-Oct;44(5):M569-73.
20. Maasrani M, Jaffrin MY, Boudailliez B. Continuous measurements by impedance of haematocrit and plasma volume variations during dialysis. Med Biol Eng Comput. 1997 May;35(3):167-71.

21. Zucchelli P, Santoro A. Dry weight in hemodialysis: volemic control. *Semin Nephrol.* 2001 May;21(3):286-90.
22. Mitra S, Chamney P, Greenwood R, Farrington K. Linear decay of relative blood volume during ultrafiltration predicts hemodynamic instability. *Am J Kidney Dis.* 2002 Sep;40(3):556-65.
23. Jaffrin MY, Fournier C. Comparison of optical, electrical, and centrifugation techniques for haematocrit monitoring of dialysed patients. *Med Biol Eng Comput.* 1999 Jul;37(4):433-9.
24. Johner C, Chamney PW, Schneditz D, Krämer M. Evaluation of an ultrasonic blood volume monitor. *Nephrol Dial Transplant.* 1998 Aug;13(8):2098-103.
25. Chamney PW, Krämer M, Rode C, Kleinekofort W, Wizemann V. A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. *Kidney Int.* 2002 Jun;61(6):2250-8.
26. Sinning WE, De Ore PB, Morgan AL, Brister EC. Monitoring hemodialysis changes with bioimpedance. What do we really measure? *ASAIO J.* 1993 Jul-Sep;39(3):M584-9.
27. Ifudu O, Uribarri J, Rajwani I, Vlacich V, Reydel K, Delosreyes G, Friedman EA. Relation between interdialytic weight gain, body weight and nutrition in hemodialysis patients. *Am J Nephrol.* 2002 Jul-Aug;22(4):363-8.
28. Levin NW, Zhu F, Keen M. Interdialytic weight gain and dry weight. *Blood Purif.* 2001;19(2):217-21.
29. Ursino M, Innocenti M. Modeling arterial hypotension during hemodialysis. *Artif Organs.* 1997 Aug;21(8):873-90.
30. Dorhout Mees EJ. Cardiovascular aspects of dialysis treatment : the importance of volume control 2000, 49-64.
31. Sehgal AR, Snow RJ, Singer ME, Amini SB, DeOreo PB, Silver MR, Cebul RD. Barriers to adequate delivery of hemodialysis. *Am J Kidney Dis.* 1998 Apr;31(4):593-601.
32. Schwan HP. Mechanisms responsible for electrical properties of tissues and cell suspensions. *Med Prog Technol.* 1993-1994;19(4):163-5.
33. Rigaud B, Morucci JP, Chauveau N. Bioelectrical impedance techniques in medicine. Part I: Bioimpedance measurement. Second section: impedance spectrometry. *Crit Rev Biomed Eng.* 1996;24(4-6):257-351.
34. Hoerber R. A method of measuring electrical conductivity in the interior of cells *Arch. Ges. Physiol.* 1910;133:237-259.
35. Cole KS, Curtis HJ. Electric impedance of the squid giant axon during activity *JGP.* 1939 vol. 22 no. 5 649-670.
36. Nyboer J. Workable volume and flow concepts of bio-segments by electrical impedance plethysmography. *Nutrition.* 1991 Nov-Dec;7(6):396-408.
37. Thomasset AL. Bioelectrical proprieties of tissus. *Lyon Med* 1962;(21):107-118.
38. Isherwood I, Rutherford RA, Pullen BR. Letter: Computerized tomography of brain. *Br Med J.* 1975 Jun 28;2(5973):746-7.
39. Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Crit Rev Biomed Eng.* 1989;17(1):25-104.
40. Eskimon et Olyte : Arduino pour bien commencer en électronique et en Programmation.2009
41. Jzan Noel Montagne : Initiation à la mise en oeuvre matérielles et logicielles de l'Arduino.Centre de Ressources Art Sensitif, novembre 2006.
42. Datasheets d'Arduino, Arduino UNO.
43. Belaid Boumedynne : Etude et réalisation d'une carte d'acquisition des signaux EMG et EEG en temps réel. Université Abou bekr belkaid ,Tlemcen , Algérie, Année 2014.

# **Annexe**