



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 : **BENHAMANA Nouredine**

**ETUDE ET REALISATION D'UN
CONDUCTIMETRE UTILISE EN HEMODIALYSE**

Soutenu le 21 Juin 2018 devant le Jury

M.	BEREKSI Reguig Fethi	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	DIB Nabil	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M.	KERAÏ Salim	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2017-2018

Remerciement

Tous mes remerciements vont premièrement à Dieu le tout puissant et miséricordieux, qui m'a donné la santé, la force et la patience d'accomplir ce Modeste travail.

En second lieu, je tiens à remercier mon encadreur très chaleureusement Mr KERAI SALIM qui m'a permis de bénéficier de son encadrement. Les conseils qu'il m'a prodigué, la patience, la confiance qu'il m'a témoignés ont été déterminants dans la réalisation de mon projet.

Mes vifs remerciements vont également aux membres du jury, Mr BEREKSI REGUIQ FETHI pour l'intérêt qu'ils a porté à mon projet en acceptant de présider le jury, ainsi que Mr DIB NABIL pour avoir accepté de juger mon travail en tant qu'examineur.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à tous les professeurs qui m'ont enseigné et qui par leurs compétences m'ont soutenu dans la poursuite de mes études.

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

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

*Celle qui m'a transmis la vie, l'amour, le courage, à toi chère et
douce maman toutes mes joies, mon amour et ma
reconnaissance.*

*Mon cher père de tout ce qu'il a fait pour moi, par son soutien
moral et économique.*

Mes chers frères et mes chères sœurs

Mes petits neveux et mes petites nièces

Ceux qui m'entourent et demeurent dans mon cœur

*Tous mes amis avec lesquels j'ai partagé mes moments de joie
et de bonheur*

*Toute la promotion de la 2^{ème} année Master Instrumentation
Biomédical 2017/2018*

*Que toute personne m'ayant aidé de près ou de loin, trouve ici
l'expression de ma reconnaissance.*

Sommaire

Remerciement.....	i
Dédicace.....	ii
Sommaire.....	iii
Liste des figures.....	vi
Introduction générale.....	1

Chapitre I : L'hémodialyse

I.1. Introduction :.....	2
I.2. Historique du système de dialyse :.....	2
I.3. L'appareil urinaire :.....	3
I.4. Mécanisme de filtration de l'urine :.....	3
I.5. L'insuffisance rénale chronique (IRC) :.....	4
I.6. L'hémodialyse :.....	4
I.6.1. Définition et but :.....	4
I.6.2. Principe général :.....	4
I.6.3. Le générateur d'hémodialyse :.....	5
I.6.3.a. Fonctions de base du générateur :.....	6
I.6.3.b. Le dialyseur :.....	6
I.6.3.c. Le dialysat :.....	6
I.6.4. La conductivité et le dialysat.....	6
I.6.5. Mécanismes de transfert des solutés :.....	7
I.6.5.a. La diffusion ou conduction :.....	7
I.6.5.b. L'ultrafiltration ou convection :.....	7
I.7. Le traitement d'eau en hémodialyse :.....	8
I.7.1. La phase de prétraitement :.....	8
I.7.2. La phase de traitement :.....	9
I.8. Conductivité et traitement d'eau :.....	10
I.9. Schéma général de la chaîne de traitement d'eau en hémodialyse :.....	11
I.10. Des nouveaux horizons vers le rein artificiel implantable :.....	11
I.11. Conclusion :.....	12

Chapitre II : La conductivité électrique

II.1. Introduction :.....	13
---------------------------	----

II.2.	Brève historique :	13
II.3.	La conductivité :	13
II.4.	Conductivité et solution conductrice :	14
II.4.1.	Electrolytes forts :	14
II.4.2.	Electrolytes faibles :	14
II.5.	Principe de mesure de la conductivité :	14
II.6.	Résistance et conductance :	15
II.7.	Constante de cellule et conductivité :	15
II.8.	Méthodes de mesure de la conductivité :	15
II.8.1.	La méthode par électrodes :	16
II.8.1.a.	Cellule à deux électrodes :	16
II.8.1.b.	Cellule à quatre électrodes :	16
II.8.2.	La méthode inductive :	17
II.8.2.a.	Cellule de mesure à induction :	17
II.9.	Choix de bonne cellule :	17
II.10.	Comparaison entre les cellules de mesure :	18
II.11.	Facteurs influençant la mesure :	19
II.11.1.	Polarisation.....	19
II.11.2.	Effet de champ :	20
II.11.3.	Influence de la température :	21
II.12.	Etalonnage et vérification :	21
II.13.	Applications :	21
II.14.	Conclusion :	21

Chapitre III : Etude théorique du dispositif conductimétrique

III.1.	Introduction :	22
III.2.	Schéma Bloc :	22
III.3.	Principe de mesure :	22
III.4.	La source sinusoïdale :	23
III.5.	La chaîne de mesure :	25
III.5.1.	L'adaptateur :	25
III.5.2.	La sonde de mesure :	26
III.5.3.	Le convertisseur courant-tension :	26
III.6.	La chaîne de détection synchrone :	27
III.6.1.	Le multiplieur analogique :	28
III.6.2.	Le filtre passe-bas actif :	29

III.7.	Acquisition et affichage :	30
III.7.1.	Le microcontrôleur :	31
III.7.2.	Le PIC 16F877A :	31
III.7.3.	L'afficheur LCD 2*16 :	32
III.7.4.	Le déroulement du programme :	33
III.8.	L'alimentation symétrique :	34
III.9.	Conclusion :	35

Chapitre IV : Etude pratique du prototype et tests de validation

IV.1.	Introduction :	36
IV.2.	Source sinusoïdale :	36
IV.3.	Chaîne de mesure :	38
IV.3.1.	Adaptateur (suiveur de tension) :	38
IV.3.2.	Sonde de mesure :	38
IV.3.3.	Convertisseur courant-tension :	39
IV.4.	Chaîne de détection :	41
IV.4.1.	Multiplieur analogique :	42
IV.4.2.	Filtre passe-bas actif :	43
IV.5.	Acquisition et Affichage :	44
IV.5.1.	Programme d'affichage :	45
IV.6.	Alimentation symétrique :	46
IV.7.	Etalonnage et vérification :	47
IV.8.	Tests de validation au niveau du CHU de Tlemcen :	48
IV.9.	Schéma complet et maquette réalisée du conductimètre :	49
IV.10.	Conclusion :	50
	Conclusion générale	51
	Bibliographie	52

Annexes	I
Annexe A	I
Annexe B	IV
Annexe C	V
Annexe D	VII
Annexe E	XI
Annexe F	XIV

Résumé

Liste des figures

Figure I.1: Le premier rein artificiel.	2
Figure I.2: Le système urinaire.	3
Figure I.3 : Schéma illustre le principe général de l'hémodialyse.....	5
Figure I.4: Le générateur d'hémodialyse (fresenius care medical 4008B).....	5
Figure I.5: Schéma de principe du dialyseur.	6
Figure I.6: Schéma de principe de la diffusion.	7
Figure I.7: Schéma de principe de l'ultrafiltration.....	7
Figure I.8: Surpresseur.....	8
Figure I.9: La chaîne de prétraitement (respectivement du droite à gauche : filtre à sable, bac à sel, adoucisseur, filtre à charbon actif).	9
Figure I.10: L'osmoseur inverse.	9
Figure I.11: Conductimètre et débitmètre à la sortie de l'osmoseur.	10
Figure I.12: Schéma du système de traitement d'eau en hémodialyse.....	11
Figure I.13: Shuvo Roy avec son prototype de la taille d'une tasse à café.....	11
Figure I.14: Equipe de chercheur japonais en nouveau pas vers fabriquer un rein en laboratoire.....	12
Figure II.1: Schéma montrant du principe général de mesure de la conductivité.	15
Figure II.2: Schéma d'une cellule à deux électrodes.	16
Figure II.3: Schéma d'une cellule à quatre électrodes.....	17
Figure II.4: Schéma d'une cellule à induction.	17
Figure II.5: Échantillons et constantes de cellule recommandées.	18
Figure II.6: Migration différente des ions lorsqu'un courant continu ou alternatif est appliqué à la cellule de mesure.	20
Figure II.7: L'effet de champ.....	20
Figure III.1: Schéma bloc d'un conductimètre.	22
Figure III.2: Structure générale d'un oscillateur.	24
Figure III.3: Circuit de génération d'onde sinusoïdale avec distorsion harmonique minimale à base de générateur XR2206.....	25
Figure III.4: Suiveur de tension.....	25
Figure III.5: Brochage d'un simple AOP TL081.	26
Figure III.6: Convertisseur courant-tension.	27
Figure III.7: Circuit intégré multiplieur AD633.....	28
Figure III.8: Filtre passe-bas actif.	29
Figure III.9: Brochage du pic 16F877A.	31
Figure III.10: Afficheur LCD 16*2.	32
Figure III.11: Schéma électrique de l'alimentation symétrique ± 12 V.	34
Figure III.12: Représentation des régulateurs de tension dans les montages.	35

Figure IV.1: Schéma électrique de l'oscillateur sinusoïdal sur Isis.....	37
Figure IV.2: Oscillateur sinusoïdal : circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique.	37
Figure IV.3: Le signal obtenu à la sortie de l'oscillateur.....	37
Figure IV.4: le signal obtenu à la sortie de l'oscillateur après le filtrage.	38
Figure IV.5: La sonde de mesure en platine platiné.	39
Figure IV.6: Schéma électrique de la chaîne de mesure sur Isis.	40
Figure IV.7: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de la chaîne de mesure.....	40
Figure IV.8: Le signal obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension.	40
Figure IV.9: Schéma électrique de la chaîne de détection sur Isis.	41
Figure IV.10: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de la chaîne de détection.	42
Figure IV.11: Le signal obtenu à la sortie du multiplieur analogique.	42
Figure IV.12: Le signal obtenu à la sortie du FPB actif (sortie de la chaîne de détection). ...	43
Figure IV.13: Schéma électrique du circuit d'affichage sur Isis.	44
Figure IV.14: Le circuit imprimé de l'affichage sur ARES.....	44
Figure IV.15: La réalisation pratique du circuit d'affichage et résultat obtenu.....	46
Figure IV.16: Schéma électrique de l'alimentation symétrique sur Isis.	46
Figure IV.17: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de l'alimentation symétrique.	47
Figure IV.18 : Conductivités : à la sortie de l'adoucisseur et du filtre à charbon actif respectivement.....	48
Figure IV.19 : conductivité à la sortie de l'osmoseur et celle du dialysat respectivement.....	48
Figure IV.20: Schéma complet du conductimètre sur Isis.....	49
Figure IV.21: Le conductimètre réalisé avec la sonde de mesure.	50

Introduction générale

La défaillance des grandes fonctions du rein peut aboutir à l'insuffisance rénale, rendant les reins dans l'incapacité totale de soustraire les impuretés du sang. La dialyse, par un procédé de filtration extrarénal permet de purifier le sang des patients par une technique qui consiste à faire passer les déchets du sang à travers une membrane semi-perméable vers un liquide (le dialysat). La notion de la conductimétrie a été introduite en hémodialyse.

La conductivité électrique se mesure en pratique depuis plus de 100 ans et devenue un paramètre d'analyse important, largement utilisé aujourd'hui, tout particulièrement dans des applications de contrôle de la qualité. En hémodialyse, les mesures de conductivité permettent le contrôle de la composition du dialysat, et aussi le contrôle de la qualité de l'eau avant et après la phase de traitement. La conductivité peut être mesurée sur un intervalle très large puisqu'il s'étend de 10^{-7} S/cm pour la conductivité de l'eau pure jusqu'à 1 S/cm pour des solutions très concentrées. D'une manière générale, on peut dire que la conductivité constitue un moyen rapide de déterminer la force ionique d'une solution. Lorsque la mesure de la conductivité n'est pas capable de distinguer les différents types d'ions et ne peut fournir qu'un résultat proportionnel à tous les ions présents, on dit que c'est une méthode non spécifique.

L'objectif principal de ce projet de fin d'études est de maîtriser la théorie de la technique conductimétrique et réaliser un conductimètre qu'on pourra exploiter en hémodialyse.

Dans le premier chapitre nous décrivons l'hémodialyse et ces généralités en citant quand et où on utilise le conductimètre, puis nous rappellerons d'une manière générale les principes physiques et électriques de la conductivité des électrolytes dans le deuxième chapitre. Nous détaillerons et expliquerons dans le troisième chapitre le fonctionnement théorique de chaque bloc de notre conductimètre. Enfin, nous décrirons au dernier chapitre les étapes que nous avons suivies pour la réalisation du prototype avec des différents tests qui nous vont permettre de confirmer le bon fonctionnement de prototype du conductimètre proposé.

Chapitre I : L'hémodialyse

I.1. Introduction :

L'hémodialyse est la méthode la plus répandue pour le traitement des patients qui atteignent de l'insuffisance rénale chronique.

Dans ce chapitre, nous décrivons la maladie de l'insuffisance rénale et ses causes principales, puis, nous aborderons la technique la plus répandue pour le traitement de cette maladie, nommé « l'hémodialyse », ensuite, nous citerons des principes utilisés durant cette technique, de la salle de traitement d'eau au générateur qui fait l'épuration sanguine, en citant quand et où on utilise la notion de la conductivité.

I.2. Historique du système de dialyse :

C'est au cours de 19^{ème} siècle, en 1861, que le professeur de chimie anglais Thomas Graham met en évidence le phénomène physique de la dialyse et utilise du parchemin végétal comme membrane semi perméable pour mettre au point les premiers prototypes de ce qui va devenir le rein artificiel. Il parviendra par la suite à faire passer l'urée contenue dans l'urine vers de l'eau au travers de cette membrane qu'il nommera par la suite "dialyse".

Le docteur hollandais Willem Kolff inaugure le tout premier rein artificiel fonctionnel en 1943, quelques années plus tard, celui-ci améliore encore son rein artificiel et met au point une nouvelle génération de dialyseurs pour soigner les soldats blessés lors de la deuxième guerre mondiale souffrant d'insuffisance rénale aigue.

Les premier centres d'hémodialyse ouvrent leurs portes dans les années 1960 à Seattle aux USA, c'est en 1965 que James Cimino crée les premières fistules artério veineuses.

Jusqu'aux années 1970, les avancés de dialyse ne permettent pas de soigner une majorité de malade souffrant d'insuffisance rénale et les médecins sont amenés à choisir qui va vivre et qui va mourir. Ce n'est qu'un peu plus tard que des centres de dialyses ouvrirons leur porte un peu partout dans les pays civilisés et permettrons ainsi de rendre la dialyse accessible à une majorité de malade.

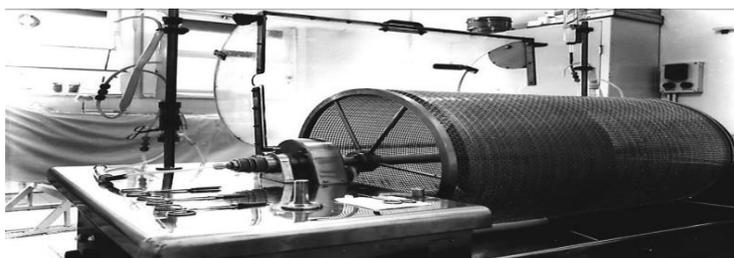


Figure I.1: Le premier rein artificiel.

I.3. L'appareil urinaire :

Le système urinaire a pour but de filtrer le sang de l'urée, l'eau et des sels minéraux, et aussi de débarrasser le corps des déchets, il est constitué de :

- **Deux reins** : deux organes responsables de la fabrication de l'urine, ils sont situés de chaque côté de la colonne vertébrale du corps humains.
- **Deux uretères** : à l'aide des uretères, l'urine produite par les reins est acheminée jusqu'à la vessie.
- **La vessie** : qui collecte l'urine en attendant son élimination, s'ouvre dans l'urètre au niveau du col vésical. Sa capacité peut s'élever jusqu'à 1000ml, mais le besoin d'uriner apparaît au-delà de 300ml d'urine.
- **L'urètre** : par lequel l'urine est éliminée de la vessie vers l'extérieur.

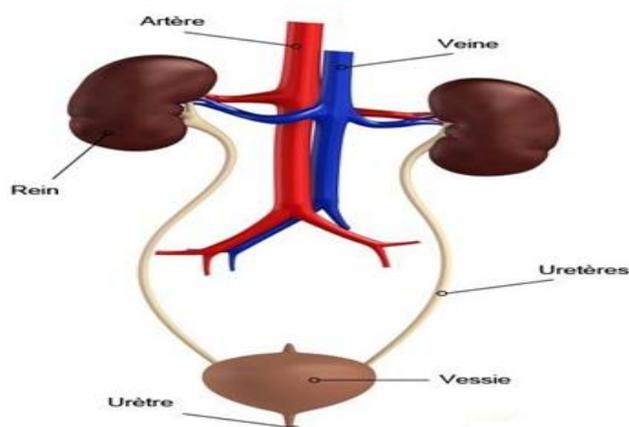


Figure I.2: Le système urinaire.

I.4. Mécanisme de filtration de l'urine :

Le rein se compose par des millions de minuscules unités semblables par leurs structures et leurs fonctions, appelées « néphron », chaque néphron comporte un glomérule et un système tubulaire. Ces néphrons sont responsables de la filtration de l'urine au niveau du rein.

Tout d'abord, la filtration débute dans le glomérule où le sang est filtré. Ce qui a été filtré se nomme l'urine primitive. L'eau, les substances dissoutes de faible taille et poids, vont passer à travers la paroi des capillaires des glomérules vers les tubules. Par contre, les molécules ont du poids élevé tel que les protéines ne vont pas passer.

Dans le tube, l'urine primitive est transformée, il y aura une reprise et une réabsorption de l'eau et des sels filtrés vers le sang. A ce niveau, le néphron sécrète d'autre substance non nécessaire au corps : les médicaments, l'alcool et la drogues. À la suite de cette filtration, réabsorption et sécrétion, l'urine est filtrée et poursuit son chemin vers les uretères.

La quantité quotidienne du sang filtré est environ 180L, alors que la quantité d'urine formée est seulement 1 à 2.5L. [2]

1.5. L'insuffisance rénale chronique (IRC) :

L'insuffisance rénale chronique est définie comme une diminution du pouvoir épurateur des reins et correspond donc à une diminution progressive du nombre de néphrons fonctionnels du rein (pour le rein soit fonctionnel, il suffit d'avoir 20% de néphrons actifs).

En pratique, elle se manifeste avant tout par une diminution de la clearance de créatinine (rapport entre le débit urinaire de la créatinine sur sa concentration dans le sang) et ne devient habituellement manifeste du point de vue clinique, que lorsque la clearance de créatinine diminue en-dessous de 30 ml/min. [3]

Comme symptôme, le patient ne sera plus en mesure d'uriner.

L'organisme humain peut s'adapter pendant longtemps au fait que les reins soient défectueux, par contre, si on procède à une analyse du sang, on relève des anomalies liées à l'IRC.

Différentes méthodes de traitement soient offertes au patient qui atteint de l'IRC : La transplantation rénale, la dialyse péritonéale et l'hémodialyse. [2]

Dans notre projet, nous nous intéresserons seulement à l'étude de la technique d'hémodialyse.

1.6. L'hémodialyse :

1.6.1. Définition et but :

L'hémodialyse rénale correspond à une technique d'épuration sanguine extracorporelle de suppléance de la fonction rénale. Cette méthode permet, donc, de remplacer la fonction rénale déficiente, soit de manière définitive (hémodialyse chronique), soit de manière transitoire, dans l'attente d'une récupération de la fonction rénale (hémodialyse aiguë). [3]

1.6.2. Principe général :

L'hémodialyse consiste à utiliser un générateur qui, à base d'eau, d'acide et de bicarbonate créera du dialysat. Ce dernier sera mis au contact du sang du patient au travers d'une membrane semi-perméable appelé dialyseur ou des échanges auront lieu pour épurer le sang du patient. Le patient doit obligatoirement subir une intervention chirurgicale afin d'avoir accès au sang très régulièrement et avec un débit suffisant, le chirurgien crée sur le

bras du patient une fistule artério-veineuse qui aura pour but de mettre une veine en contact d'une artère, ce qui va la faire dilater et la rendre plus solide.

Une séance de dialyse dure en moyenne 4 heures. La durée est essentiellement en fonction du poids que doit perdre le patient, mais surtout des composants ioniques à éliminer. En général, 3 séances par semaine sont nécessaires.

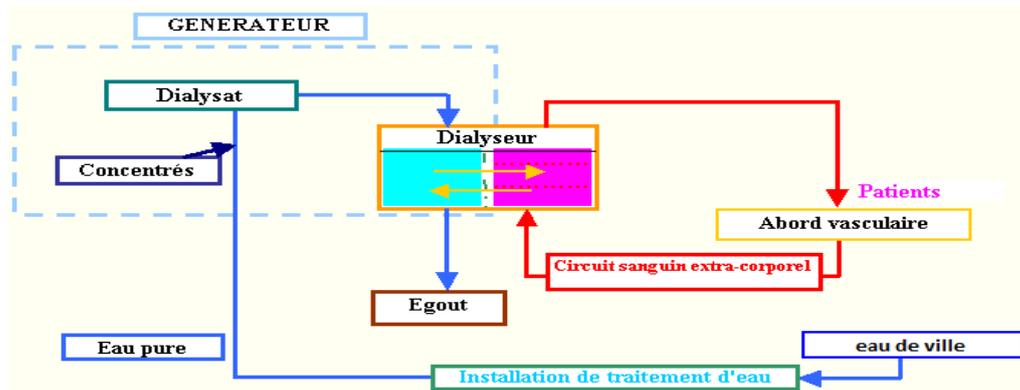


Figure I.3 : Schéma illustre le principe général de l'hémodialyse.

[4]

I.6.3. Le générateur d'hémodialyse :

L'évolution de la technologie dans le domaine de dialyse permet de mis en service un générateur permet au patient atteint d'une IRC de maintenir à la normale la composition du sang en épurant le sang de ses déchets, de l'eau en excès et des sels minéraux (potassium, calcium).



Figure I.4: Le générateur d'hémodialyse (fresenius care medical 4008B).

I.6.3.a. Fonctions de base du générateur :

Ce générateur assure plusieurs fonctions lesquelles :

- ✚ Contrôle de débits et pressions du sang et du dialysat.
- ✚ Production du dialysat.
- ✚ Maitrise de perte de poids.
- ✚ Assure les fonctions de sécurités.
- ✚ Assure la gestion de la séance de dialyse.
- ✚ Assure la désinfection chimique et thermique.

I.6.3.b. Le dialyseur :

Le dialyseur est un filtre comportant des fibres semi perméables dans lesquelles le sang circule, alors que le dialysat circule en sens inverse à l'extérieur de ces fibres. Ce dispositif permet les échanges entre les deux compartiments : intérieur (contient le sang) et extérieur (contient le dialysat), ce qui permet de débarrasser le sang des déchets toxiques et éliminer l'excédent de l'eau accumulée dans l'organisme.

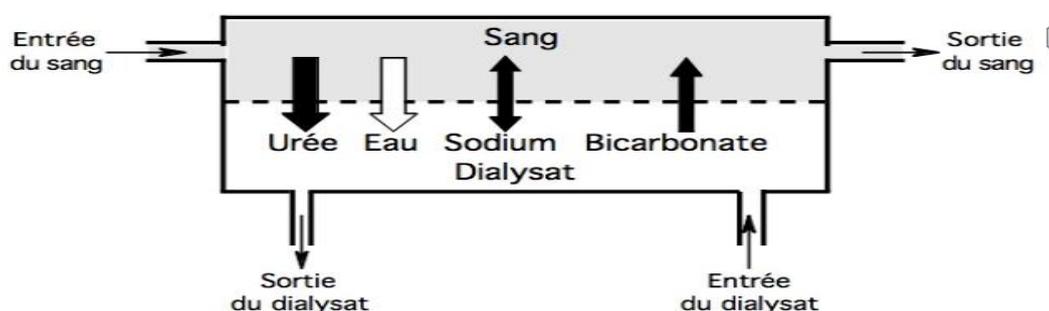


Figure I.5: Schéma de principe du dialyseur.

I.6.3.c. Le dialysat :

Le dialysat est un liquide préparé par le générateur d'hémodialyse à partir d'une eau ultra pure et des sels minéraux (bicarbonate, sodium, magnésium...) pour lui donner une composition électrolytique proche de celle du plasma, ensuite ce mélange sera chauffé à la température du corps humain (37°C). [2]

I.6.4. La conductivité et le dialysat

La mesure de la conductivité du dialysat est indispensable pour contrôler sa composition et sa conformité pour être exploité dans les échanges avec le sang, c'est pour cette raison, le générateur est muni d'un conductimètre pour effectuer cette mesure.

La plage habituelle de la conductivité du dialysat est [13-14 mS/cm]. Lorsque la composition électrochimique du dialysat n'est plus adéquate et sort de cette plage, l'alarme de conductivité est activée. Cela arrive généralement lorsque les bidons de concentré sont vides, Parfois, il peut s'agir d'un manque de pression d'eau ou encore d'un défaut technique au sein du générateur.

I.6.5. Mécanismes de transfert des solutés :

Les échanges entre le dialysat et le sang sont fait par deux mécanismes :

I.6.5.a. La diffusion ou conduction :

Le transfert passif des éléments (solutés) s'effectue du milieu le plus concentré (le sang) vers le milieu le moins concentré (le dialysat) jusqu'à l'atteinte de l'équilibre. Cela permet une élimination des substances en excès dans le sang, et il n'y a pas de passage d'eau.

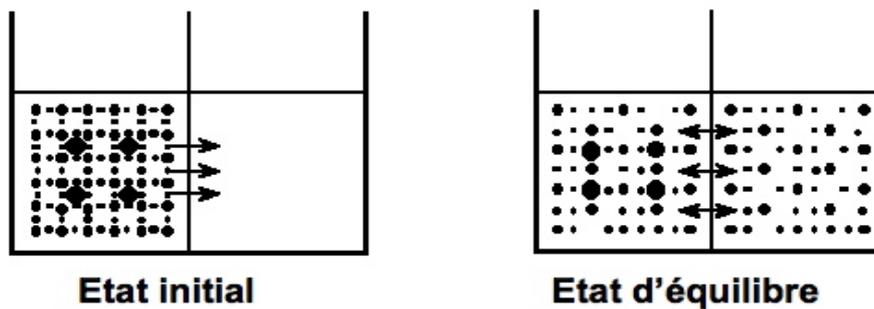


Figure I.6: Schéma de principe de la diffusion.

I.6.5.b. L'ultrafiltration ou convection :

Une différence de pression fait passer le liquide et une fraction des solutés au travers la membrane. La pression du sang étant supérieure à la pression du dialysat, l'eau contenue dans le sang en excès passe vers le dialysat.

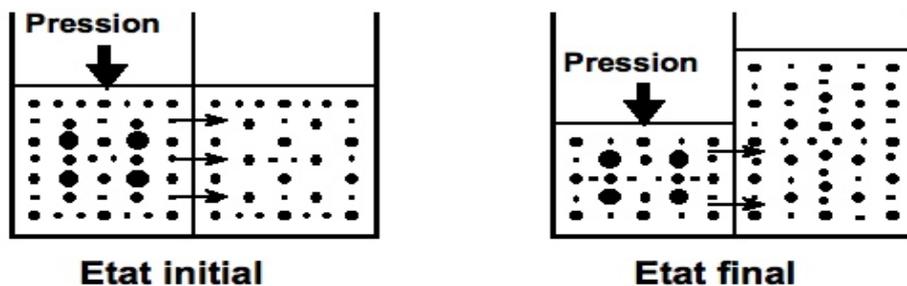


Figure I.7: Schéma de principe de l'ultrafiltration.

I.7. Le traitement d'eau en hémodialyse :

L'eau joue un rôle essentiel dans le procédé d'hémodialyse. Le rôle du dialysat est de recréer les éléments retrouvés dans le sang. L'un de ces éléments est le plasma sanguin qui représente 55% du volume de celui-ci. Le plasma est à son tour composé de 91% d'eau. Il est très important de s'assurer que cette eau soit traitée en éliminant les agents non voulus avant de l'envoyer vers les générateurs. C'est la raison pour laquelle les centres d'hémodialyse ont des salles de traitement d'eux.

Pendant le stage pratique au sein de la clinique RENADIAL de Batna en L3, l'objectif était de comprendre l'installation d'une salle d'eau. Cette dernière se fait de sorte que le traitement s'effectue en deux phases : la phase de prétraitement et la phase de traitement.

I.7.1. La phase de prétraitement :

Processus de filtration pour éliminer les grosses particules contenue dans l'eau de ville, ces opérations de prétraitement consistent à protéger les membranes des osmoseurs. Pour effectuer ce procédé, la salle de traitement d'eau est équipée d'une chaîne de filtration qui comporte plusieurs composants :

- **Surpresseur (booster) :** permet de contrôler la consommation d'eau en hémodialyse et d'asservir le fonctionnement de la pompe doseuse chlore afin d'éliminer la prolifération bactérienne dans le filtre à sable.



Figure I.8: Surpresseur

- **Filtre à sable :** c'est le premier filtre de la chaîne de filtration, il retient les plus grosses particules organiques contenues dans l'eau de ville.
- **Bac à sel :** pour la régénération.
- **Adoucisseur :** contient deux tubes fonctionnent en alternance sert à éliminer le calcium et le magnésium.

- **Filtre à charbon actif** : Le filtre à charbon est un matériau poreux à haute capacité d'absorption, ce filtre permet l'élimination des goûts, des odeurs, des micropolluants organiques et principalement le chlore.



Figure I.9: La chaîne de prétraitement (respectivement du droite à gauche : filtre à sable, bac à sel, adoucisseur, filtre à charbon actif).

1.7.2. La phase de traitement :

Cette phase terminale de filtration est acquise par le dispositif de double osmose inverse, permettant d'obtenir une eau de très bonne qualité dite ultra pure dépourvu de la majorité des composants présents dans l'eau, telles que les endotoxines et les microorganismes.

- **L'osmoseur inverse** : C'est le dernier dispositif dans la chaîne de filtration qui produit de l'eau de haute qualité (perméat) pouvant éliminer jusqu'à 99% des ions (les minéraux, les composés organiques dissouts et les bactéries).

L'osmoseur comporte de deux membranes de très faible porosité semi-perméable, laissant passer que les molécules d'eau et quelques molécules organiques très voisines de l'eau, et d'une pompe qui assure une pression sur l'eau adoucie en son entrée afin qu'il aura suffisamment d'eau à travers la membrane.



Figure I.10: L'osmoseur inverse.

I.8. Conductivité et traitement d'eau :

La mesure de la conductivité est indispensable pour l'évaluation de l'efficacité de l'eau osmosée. Pour cela un conductimètre est muni à la sortie de l'osmoseur. La valeur de la conductivité qui ne dépasse pas $50\mu\text{s}$ est l'indicateur du bon fonctionnement de l'osmoseur.

En plus de conductimètre, l'osmoseur est muni aussi d'un débitmètre à sa sortie pour contrôler le débit de l'eau qui y entre.

Un problème au niveau de la pompe ou des membranes fait augmenter la conductivité du perméat. Pour résoudre ce problème, on vérifie la valeur du débitmètre (lorsqu'elle est au-dessous de 400L/h, la pompe est détruite et il faut que la changer), sinon, le problème se pose au niveau des membranes, dans ce cas-là, des analyses physico-chimiques et bactériologiques sont indispensables pour voir s'il y a une possibilité de les désinfecter et décalcifier pour les réutiliser ou bien les changer complètement en cas où ils sont détruits.



Figure I.11: Conductimètre et débitmètre à la sortie de l'osmoseur.

[1]

Lorsque l'osmoseur n'est produit plus de l'eau ultra-pure (conductivité élevée), des problèmes apparaissent sur le patient en cours d'hémodialyse. Le tableau suivant résume ces principaux problèmes :

Contaminants de l'eau	Manifestation toxiques en cours d'hémodialyse
Calcium, magnésium	Syndrome de l'eau dure : nausées, vomissements, prurit, malaise.
Chlore	Hémolyse, anémie, méthémoglobinémie
Aluminium	Démense du dialysé, ostéomalacie, anémie microcytaire
Fluor	Ostéomalacie, ostéopénies
Bactéries	Réaction pyrogène, nausées, hypertension, crampes
Sodium	Hypertension, œdème pulmonaire, confusion, convulsion.

Tableau.I.1 : tableau résume les principaux problèmes apparaissant en cours d'hémodialyse lors de l'utilisation d'une eau contaminée.

I.9. Schéma général de la chaîne de traitement d'eau en hémodialyse :

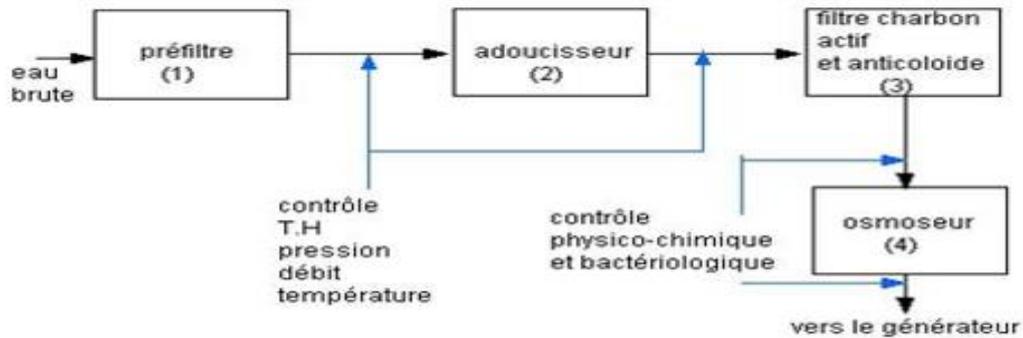


Figure I.12: Schéma du système de traitement d'eau en hémodialyse.

[6]

I.10. Des nouveaux horizons vers le rein artificiel implantable :

Plusieurs travaux ont apparus visant le traitement des maladies atteintes l'IRC. Au début des années 2000, le Dr Shuvo Roy, directeur technique du projet et son équipe, du département de bio-ingénierie et de Sciences thérapeutiques de l'université de Californie à San Francisco ont prouvé que le concept scientifique d'un filtre associé à un bioréacteur fonctionnait et apportait un bénéfice thérapeutique. Ce rein artificiel sera relié aux vaisseaux sanguins, comme un greffon rénal. La membrane d'hémofiltration utilisée ne nécessitera pas d'apport énergétique extérieur. C'est la pression artérielle du patient qui va lui permettre de fonctionner. A l'issue de l'année 2013, ils ont travaillé à la miniaturisation de tous les composants, et notamment de la membrane d'ultrafiltration, en utilisant les nanotechnologies basées sur la silicone. Ils sont parvenus à un prototype de la taille d'une tasse à café, et ils ont fait des tests, qui ont très bien fonctionné, sur de petits animaux, des moutons et des porcs. [7].

L'équipe a reçu en Novembre 2015, un don de 6 millions \$ de l'Institut d'imagerie biomédicale et la bio-ingénierie (NIBIB) pour la recherche et le développement. L'équipe, grâce aux bons résultats obtenus, a passé à l'étape des essais cliniques avant la fin de 2017.



Figure I.13: Shuvo Roy avec son prototype de la taille d'une tasse à café.

[8]

Une autre équipe de chercheurs japonais de l'université de Jikei (Tokyo) est parvenue à créer des reins à partir de cellules souches animales et à les faire fonctionner normalement chez des rats et des porcs. Dans leur étude, les scientifiques japonais précisent que rien ne prouve que cette essaie fonctionnerait chez l'humain et qu'un long travail reste à accomplir pour vérifier la validité de cette technique.



Figure I.14: Equipe de chercheur japonais en nouveau pas vers fabriquer un rein en laboratoire.

[9]

I.11. Conclusion :

Tout au long de ce chapitre nous avons étudié la technique d'hémodialyse. Cette étude nous a permis de comprendre les différents principes utilisés pour assurer la bonne purification du sang des malades qui atteignent de l'IRC. En effet, cette méthode est basée surtout sur le traitement d'eau afin de produire de l'eau dite ultra-pure pour former le dialysat à travers un générateur de dialyse via le dialyseur où les échanges entre le sang et le dialysat s'effectuent.

Ainsi nous avons cité l'utilité d'un conductimètre en hémodialyse et son importance dans la vérification de la qualité du perméat et du dialysat.

Dans le chapitre qui suit, nous entamerons l'étude de la conductivité des électrolytes et ses différents principes.

Chapitre II : La conductivité électrique

II.1. Introduction :

La conductivité électrique est un paramètre d'analyse important, largement utilisé aujourd'hui dans les applications de contrôle de qualité, et surtout pour la surveillance et le contrôle de qualité de différents types d'eau.

Dans ce chapitre, nous rappellerons le principe de la conductivité électrique en se basant sur celle des solutions d'électrolytes, puis nous aborderons les aspects théoriques de la mesure de conductivité, les différentes méthodes qu'on peut utiliser pour effectuer cette mesure et les critères de choix de la bonne cellule de mesure selon l'application désirée. Puis, nous terminerons ce chapitre par la citation des facteurs influençant la fiabilité des résultats et quelques domaines d'application de la conductivité.

II.2. Brève historique :

C'est Friedrich Wilhelm Georg Kohlrausch grand physicien allemand qui en 1874 trouva la loi de Kohlrausch sur la conductivité des électrolytes et contribua à la compréhension de leur comportement. En 1874, Kohlrausch démontra qu'un électrolyte possède un coefficient de résistance électrique défini et constant. En déterminant la variation de la conductivité en fonction de la dilution, il put déterminer la vitesse de transfert des ions en solution. Afin d'obtenir des résultats de haute précision, il utilisa des courants alternatifs qui prévenaient les dépôts d'électrolytes. Ces résultats aboutissent à la formulation de la loi de Kohlrausch.

$$\sigma = \sum \lambda_i \times C_i \quad (\text{II.1})$$

σ : la conductivité en (S/m).

λ_i : la conductivité molaire ionique d'un ion i en (S.m².mol⁻¹).

C_i : la concentration d'un ion i en (mol.m⁻³).

Cette relation est valable pour des concentrations inférieures à 10⁻² mol.L⁻¹. [10]

II.3. La conductivité :

La conductivité exprime la capacité d'un matériau à conduire le courant électrique. Dans les cas des métaux, c'est le mouvement des électrons qui assure le passage du courant. Dans les solutions aqueuses, ce sont les ions qui effectuent le transport des charges. [11]

La conductivité d'une solution est calculée en utilisant la conductance G par la relation suivante :

$$\sigma = G \times K \quad (\text{II.2})$$

K : constante de cellule de mesure (cm^{-1}).

G : la conductance (Siemens). [12]

II.4. Conductivité et solution conductrice :

La conductivité est typiquement mesurée dans des solutions aqueuses d'électrolytes. Les électrolytes sont des substances qui contiennent des ions, c'est-à-dire des solutions de sels ioniques ou de composés qui s'ionisent en solution. Ce sont les ions formés dans la solution qui vont transporter le courant électrique. Les électrolytes, acides, bases et sels, peuvent être soit forts soit faibles.

II.4.1. Electrolytes forts :

Les électrolytes forts sont des substances qui sont entièrement ionisées en solution. Il en résulte que la concentration des ions en solution est proportionnelle à la concentration de l'électrolyte ajouté. Donc ces solutions vont bien conduire l'électricité.

II.4.2. Electrolytes faibles :

Les électrolytes faibles sont des substances qui ne sont pas entièrement ionisées en solution. Ils vont donc contenir à la fois les molécules et les ions. Une solution d'électrolyte faible ne va pas aussi bien conduire l'électricité qu'un électrolyte fort.

II.5. Principe de mesure de la conductivité :

La conductivité se mesure en appliquant un courant alternatif de faible niveau avec une fréquence déterminée entre les bornes d'une cellule immergée dans une solution à mesurer, et mesure la différence de potentiel qui en résulte. La différence de potentiel mesurée est proportionnelle à la conductivité. Lors de cette expérience, les cations migrent en direction de l'électrode négative, les anions se dirigent vers l'électrode positive et la solution se comporte comme un conducteur électrique.

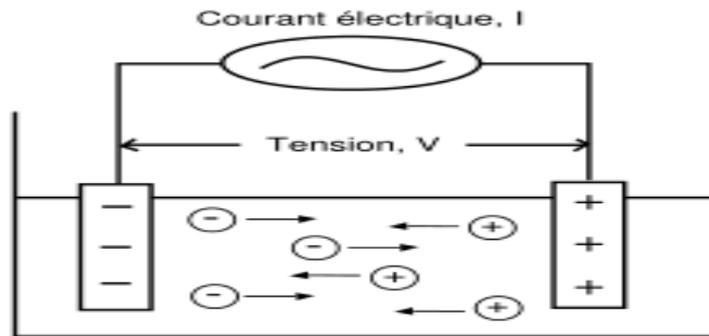


Figure II.1: Schéma montrant du principe général de mesure de la conductivité.

Le principe décrit précédemment s'appuie essentiellement sur la mesure de la résistance d'une solution R , l'inverse de cette résistance donne la conductance G , puis la conversion de cette conductance en une conductivité σ en se servant de la constante de cellule K .

II.6. Résistance et conductance :

La résistance d'une solution R se calcule à partir de la loi d'Ohm :

$$V = R \times I. \quad \text{Donc} \quad R = V/I = 1/G \quad (\text{II.3})$$

R : résistance électrique (Ohms).

I : intensité du courant électrique (Ampères)

U : tension électrique (Volts).

G : Conductance (Ohm⁻¹ ou Siemens).

II.7. Constante de cellule et conductivité :

La constante de cellule est le rapport de la distance L entre les électrodes sur la surface des électrodes S .

$$K = L/S \quad (\text{II.4})$$

Avec **L** et **S** longueur et section de la cellule respectivement.

Dans la pratique, un conductimètre mesure la conductance G et affiche la conductivité σ après avoir effectué l'opération de conversion en utilisant la constante de cellule.

$$\sigma = K \times G \quad (\text{II.5})$$

K : constante de cellule (cm⁻¹). **S** : surface réelle des électrodes (cm²).

L : distance entre les électrodes (cm). **σ** : conductivité (S/cm). [13]

II.8. Méthodes de mesure de la conductivité :

En réalité, il existe deux méthodes complémentaires :

II.8.1. La méthode par électrodes :

Elle est très répandue en laboratoire, utilisée pour de faibles conductivités et dans des milieux propres, en exploitant soit des cellules de mesure à deux électrodes, soit des cellules de mesure à quatre électrodes.

II.8.1.a. Cellule à deux électrodes :

C'est la forme la plus simple des cellules de mesure de la conductivité. Elle est parfaitement suffisante pour les mesures industrielles générales. Cette cellule est constituée de deux électrodes et d'un plongeur qui les réunit. Les deux électrodes sont soumises à un courant alternatif, le signal de mesure est le potentiel qui en résulte.

L'objectif est d'essayer de mesurer la résistance de la solution, qui sera converti en une conductivité par la suite.

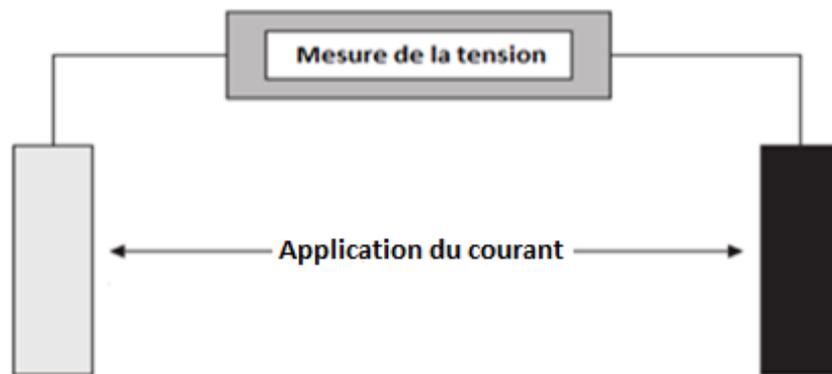


Figure II.2: Schéma d'une cellule à deux électrodes.

II.8.1.b. Cellule à quatre électrodes :

Ces cellules de mesure comportent deux paires d'électrodes. Un courant alternatif est imposé aux deux anneaux externes de façon à créer une différence de potentiel constante entre les deux anneaux internes.

Comme le potentiel va être mesuré en présence d'un courant négligeable, les deux électrodes ne sont pas polarisées. La conductivité est directement proportionnelle au courant imposé.

Donc, Ce type de cellule est préférable pour minimiser l'effet de polarisation surtout dans le cas des solutions de forte concentration en ions.

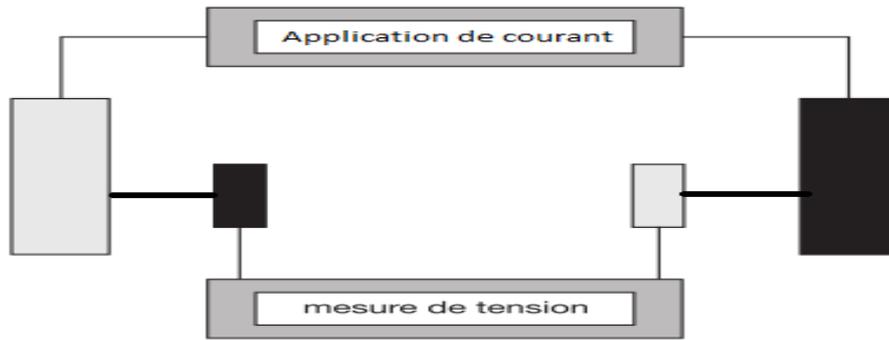


Figure II.3: Schéma d'une cellule à quatre électrodes.

[11,13]

II.8.2. La méthode inductive :

Cette méthode est utilisée pour de fortes conductivités. Elle craint peu les milieux chargés ou sales.

II.8.2.a. Cellule de mesure à induction :

On réalise une mesure de conductivité inductive en faisant passer un courant alternatif à travers une bobine toroïdale conductrice qui va induire un courant dans la solution, ce courant généré dans la solution va, à son tour, générer un courant dans une deuxième bobine toroïdale. La quantité de courant induite dans la deuxième bobine est proportionnelle à la conductivité de la solution.

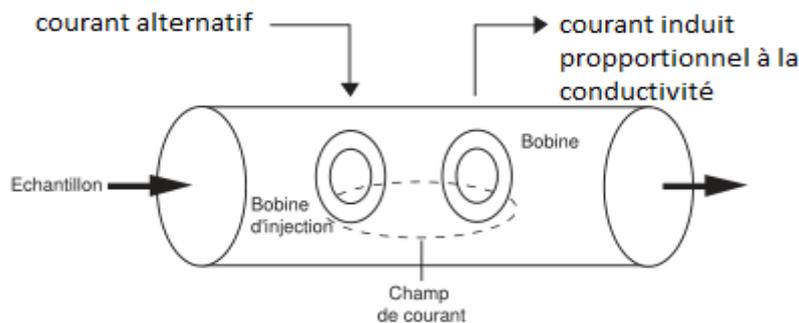


Figure II.4: Schéma d'une cellule à induction.

II.9. Choix de bonne cellule :

Le bon choix du capteur de conductivité est un facteur déterminant pour obtenir des résultats précis et fiables. Le bon capteur est celui qui répond le mieux aux besoins de l'application.

Une exigence de base est qu'aucune réaction chimique ne doit intervenir entre l'échantillon et la sonde.

Afin de réduire les effets de polarisation, qui entraînent une erreur sur la mesure, on peut déposer sur les pôles (anneaux ou plaques) une couche de noir de platine. Ceci va augmenter la surface active de l'électrode, la densité de courant va donc être plus petite, ce qui va diminuer l'effet de polarisation. Dans ce cas, une sonde platinée est recommandée. [13]

Le point suivant à prendre en compte pour choisir un capteur optimal est la constante de cellule et le type de construction. Une bonne constante de cellule va de pair avec la conductivité de l'échantillon. Plus la conductivité prévue de l'échantillon est petite, plus la constante de cellule du capteur doit être petite. La figure ci-dessous présente un ensemble d'échantillons et les plages de constante de cellule recommandées pour la mesure.

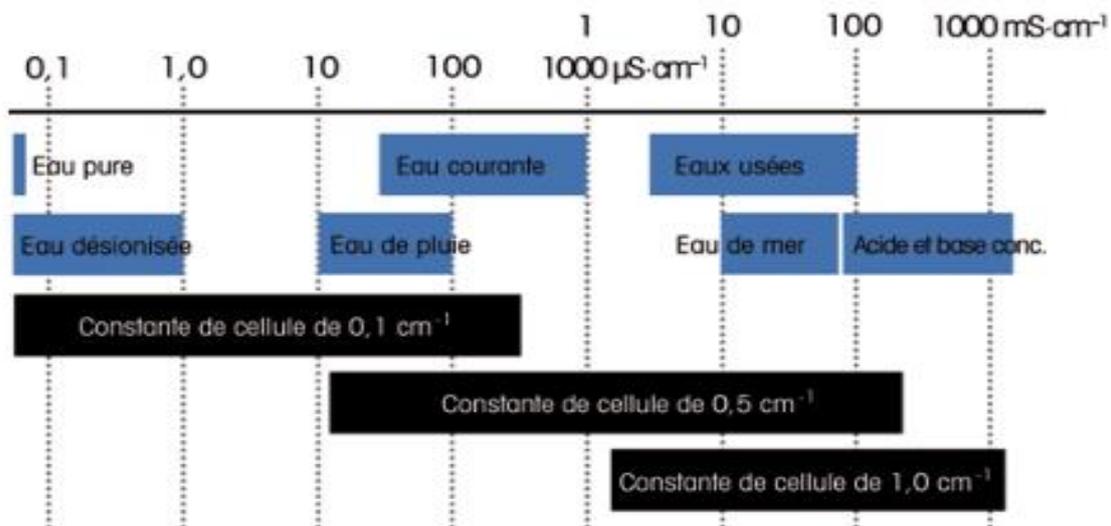


Figure II.5: Échantillons et constantes de cellule recommandées.

[14]

II.10. Comparaison entre les cellules de mesure :

Les cellules de mesure inductives servent surtout à réaliser des mesures de contrôle des processus en cours de fabrication dans les installations industrielles. Pour cette raison, on fait une comparaison seulement entre les cellules de conductivité à deux et à quatre électrodes. Ce sont ceux qui nous intéressent dans notre étude.

Le tableau suivant résume les principaux avantages et inconvénients de chaque cellule :

	Avantages	Inconvénients
Cellules à deux électrodes	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Haute précision à faible conductivité. ✚ La configuration aisée de la cellule permet de fabriquer une cellule miniaturisée permettant également de mesurer des échantillons en petites quantités. 	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Effets de champ : la cellule doit être placée au centre du béccher de mesures ✚ Polarisation avec des échantillons de conductivité élevée
Cellule à quatre électrodes	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Comme les effets de polarisation n'influent pas sur la mesure des échantillons à haute conductivité, la cellule convient pour les mesures de haute conductivité. ✚ Bonne linéarité sur une très large plage de mesure de conductivité (plusieurs décades). ✚ Moins influencée par la contamination de surface. 	<ul style="list-style-type: none"> ✚ Inadaptée pour les microéchantillons ✚ conductivité très étendue car nécessite une profondeur d'immersion de 3 à 4 cm

Tableau.II.1 : tableau résume les avantages et inconvénients des cellules à 2 et à 4 électrodes. [13,14]

Dans notre projet, comme l'application de cellule destinée à des mesures de conductivité en hémodialyse et avec le compromis entre les différents critères de choix du capteur cités auparavant, on a choisi une sonde de platine platiné à deux électrodes, avec une constante de cellule vaut 1 cm^{-1} ($k = 1 \text{ cm}^{-1}$), qui est donnée par le constructeur.

II.11. Facteurs influençant la mesure :

II.11.1. Polarisation

Imposer un courant électrique à des électrodes en solution risque de provoquer une accumulation d'espèces ioniques à proximité de la surface de l'électrode et d'entraîner des

réactions à la surface. Ceci va augmenter la résistance de polarisation à la surface de l'électrode. Cette résistance de polarisation est responsable d'une erreur sur les résultats. [13]

Ces effets de polarisation peuvent être réduits ou évités de différentes façons :

- **Imposer un courant alternatif** : Avec le courant alternatif, les ions oscillent autour de leurs positions au rythme de la fréquence appliquée.

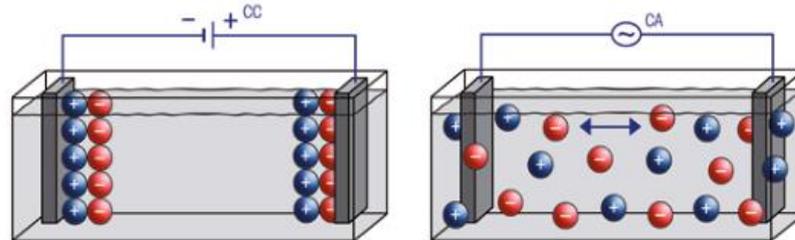


Figure II.6: Migration différente des ions lorsqu'un courant continu ou alternatif est appliqué à la cellule de mesure.

[14]

- **Adapter la fréquence de mesure** : on travaille avec des basses fréquences pour des faibles conductivités et hautes fréquences pour des fortes conductivités.
- **Optimiser la surface des électrodes** : en utilisant une sonde en platine platiné.
- **Utiliser une cellule de conductivité à 4 pôles** : la résistance de polarisation n'a pas d'influence sur la mesure.

II.11.2. Effet de champ :

C'est la partie du champ qui se trouve en dehors de l'espace géométrique défini par les deux pôles de la cellule. Ces lignes de champ peuvent affecter la mesure si elles rencontrent un élément avec lequel elles vont interférer, par exemple les parois du bécher.

Pour minimiser cet effet, les cellules à 4 électrodes sont conseillées, du fait qu'elles ont une construction qui minimise cet effet. Lorsque l'intégralité du champ est contenue à l'intérieur du corps de la cellule, il n'y a plus de risque d'interférence avec les parois du bécher.



Figure II.7: L'effet de champ

II.11.3. Influence de la température :

La conductivité est dépendante de la température, si la température augmente, la conductivité augmente aussi. Pour des températures inférieures à 30°C, il n'y a pas d'influence considérable sur la mesure. Pour des hautes températures, on doit prendre en considération ce facteur. [13]

II.12. Etalonnage et vérification :

Pour pouvoir effectuer une mesure de conductivité, il faut connaître la constante de la cellule ou la déterminer. Ce facteur est nécessaire pour convertir la conductance mesurée en conductivité, la valeur exacte de la constante de la cellule doit être déterminée par une opération appelée étalonnage. La mesure d'un étalon de conductivité molaire ionique connue est une méthode fiable pour déterminer la constante de la cellule d'une électrode. [14]

II.13. Applications :

- ✚ Stations d'épuration d'eaux usées,
- ✚ Installation de remplissage de boissons,
- ✚ Industrie pharmaceutique,
- ✚ Stations de déminéralisation totale.
- ✚ Traitement d'eau et vérification de la conformité du dialysat en hémodialyse. [11]

Dans notre projet, nous nous sommes intéressés par la mesure de la conductivité en hémodialyse.

II.14. Conclusion :

Durant ce chapitre, nous avons étudié la conductivité électrique des solutions. Tout d'abord, nous avons présenté le principe de mesure de la conductivité qui se base sur l'application d'un courant alternatif aux bornes de la cellule de mesure, puis, la détection de la tension qui en résulte, et la convertie en une conductivité. Ensuite, nous avons détaillé les différentes méthodes de mesure et les critères de choix de bonne cellule pour effectuer cette mesure, ce que nous a conduit à choisir la sonde la mieux adapté pour notre application en hémodialyse dont la constante de cellule vaut 1 cm^{-1} . Pour la fiabilité de mesure, nous avons étudié les facteurs influençant la mesure, puis, nous avons rappelé les solutions optimales pour minimiser les effets de ces paramètres.

Chapitre III : Etude théorique du
dispositif conductimétrique

III.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous expliquons les étapes de conception de notre conductimètre pour la mesure de la conductivité en hémodialyse en décrivant les différents étages de notre prototype en détaillant leur fonctionnement théorique.

III.2. Schéma Bloc :

Dans notre conception schématisée dans la figure (III.1), nous avons utilisé un convertisseur courant tension pour générer un signal sinusoïdal e_M proportionnel à la conductance G . Cette grandeur sera par la suite récupérée par une détection synchrone.

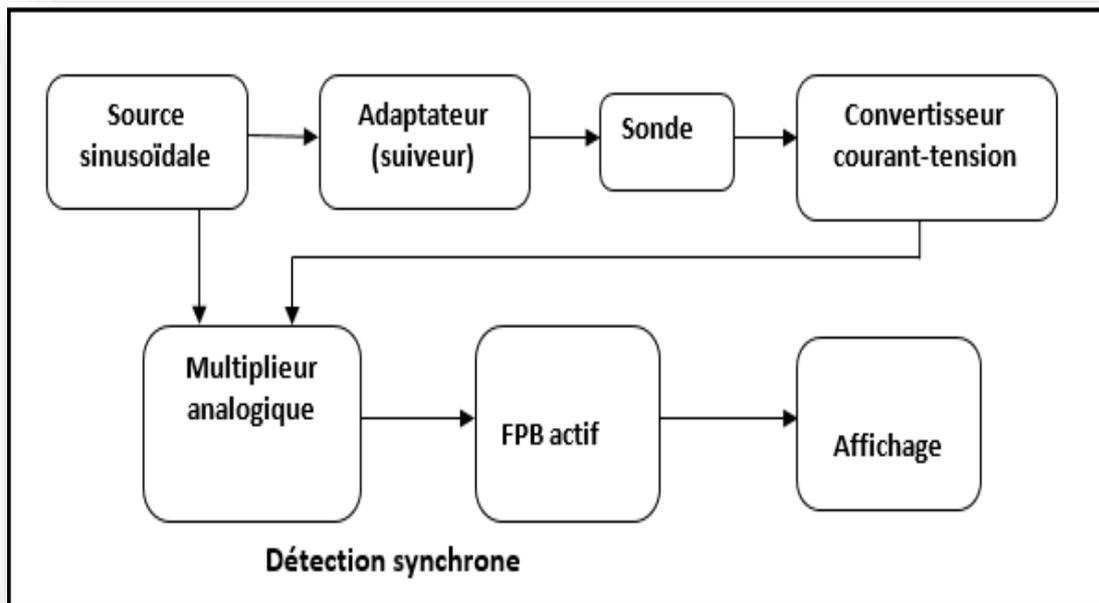


Figure III.1: Schéma bloc d'un conductimètre.

III.3. Principe de mesure :

Pour la mesure de G , nous avons utilisé une détection synchrone basée sur un multiplieur et un filtre passe bas afin de ne récupérer que la composante continue proportionnelle à G . Le signal de référence de la détection synchrone étant le signal de la source sinusoïdale. Une carte basée sur le microprocesseur 16F877A et LCD nous ont permis d'afficher la valeur de la conductivité σ .

Le principe de la mesure est basé sur la délivrance d'un signal sinusoïdal e_s à partir d'un oscillateur XR-2206 d'une amplitude 2V et une fréquence de 1 kHz qui sera appliqué à une sonde à deux électrodes de surface S et de la distance qui les sépare L émergée dans un

liquide. Le courant i_s qui en résulte à la sortie de la sonde sera converti en une tension e_M via une résistance R_M en utilisant un montage inverseur (convertisseur courant-tension).

Donc, on a :

$$e_M = -R_M \times i_s \quad \text{avec} \quad i_s = e_s \times G \quad (\text{III.1})$$

On obtient :

$$e_M = -R_M \times e_s \times G \quad (\text{III.2})$$

Sachant que :

$$\sigma = G \times (L/S) \rightarrow G = \sigma \times (S/L) \quad (\text{III.3})$$

Donc, la tension e_M sera proportionnelle à la conductivité σ :

$$e_M = -R_M \times e_s \times (S/L) \times \sigma \quad (\text{III.4})$$

Avec :

- ✚ $G = 1/R_s$: la conductance (S)
- ✚ L/S : la constante de la cellule.
- ✚ S : la surface des électrodes (cm^2).
- ✚ L : la distance entre les deux électrodes (cm).
- ✚ σ : la conductivité (S/cm).
- ✚ i_s : le courant à la sortie de la sonde (A).
- ✚ R_M : la résistance de contre réaction du convertisseur courant – tension (Ω).
- ✚ e_M : la tension à la sortie du convertisseur courant-tension.

Par la suite, un multiplieur analogique (AD633) va multiplier le signal généré par l'oscillateur à celui obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension et donne le produit de ces deux signaux à sa sortie, ce produit comporte une composante continue proportionnelle à la conductance G et une composante sinusoïdale ($\cos 2\omega t$) qui sera filtrée à l'aide d'un filtre passe-bas actif.

Enfin, La programmation d'un microcontrôleur relié à un afficheur LCD, en se servant de la constante de cellule, permet d'afficher la conductivité σ .

III.4. La source sinusoïdale :

Un oscillateur est un montage autonome donc sans signal de commande. Il génère spontanément un signal alternatif lors de la mise sous tension. L'oscillateur sinusoïdal délivre un signal sinusoïdal aussi pure que possible de fréquence et d'amplitude fixes (ou ajustables par l'utilisateur). La sortie $v_s(t)$ s'écrit alors :

$$V_s(t) = V_s \cos(\omega t) \quad (\text{III.5})$$

D'une façon générale, on peut représenter un oscillateur par le schéma bloc ci-dessous :

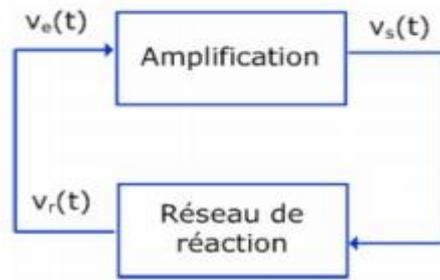


Figure III.2: Structure générale d'un oscillateur.

➤ **Principe de fonctionnement et condition d'oscillation :**

Soit $A(\omega)$ la fonction de transfert de l'amplificateur et $B(\omega)$ la fonction de transfert du réseau de réaction. Nous avons :

$$V_s = A \times V_e \quad \text{et} \quad V_e = B \times V_s \quad (\text{III.6})$$

D'où:

$$V_s \times (1 - A \times B) = 0 \quad (\text{III.7})$$

Solution de cette équation :

- ✚ si $(1 - A \times B) \neq 0$: alors il faut $V_s = 0$: on n'a donc pas d'oscillations.
- ✚ si $(1 - A \times B) = 0$ alors l'équation est satisfaite avec $V_s \neq 0$ et notre système présente donc des oscillations.

Donc $A \times B = 1$: est la condition d'oscillation dite condition de Barkhausen. [15].

Lorsqu'on applique le courant alternatif à la sonde émergée dans l'électrolyte, une électrode repousse les cations et attire les anions durant une demi-période, il se produit l'inverse lors de la demi-période suivante. Donc le courant alternatif induit un déplacement des charges au niveau de l'électrolyte.

Dans ce projet, nous utilisons le circuit intégré XR-2206 qui est un oscillateur ajusté pour fournir un signal d'amplitude 2V et de fréquence 1KHz (cette fréquence est la mieux adaptée pour la mesure des conductivités en dialyse).

Le XR-2206 est un générateur de fonctions monolithique ; circuit intégré capable de produire un sinus de haute qualité, carré, triangle, rampe, et les formes d'onde de pouls de haute stabilité et précision. La fréquence de fonctionnement peut être sélectionnée extérieurement sur une plage de 0,01 Hz à plus de 1 MHz.

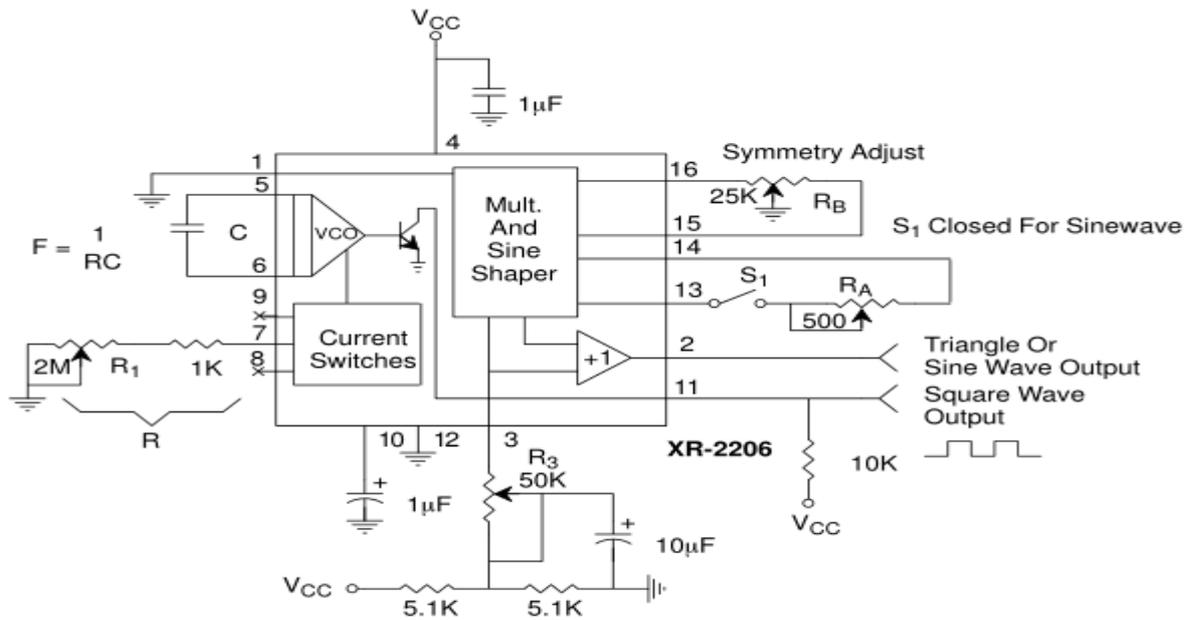


Figure III.3: Circuit de génération d'onde sinusoïdale avec distorsion harmonique minimale à base de générateur XR2206.

[16]

$$V_s = 2 \text{ V}, \quad f = 1 / RC = 1\text{KHz}, \quad R = 100 \text{ K}\Omega, \quad C = 10 \text{ nF}.$$

III.5. La chaîne de mesure :

III.5.1. L'adaptateur :

Il s'agit d'un simple suiveur de tension à base d'AOP placé entre l'oscillateur et la sonde de mesure. Le suiveur de tension permet de prélever une tension sans la perturber, car il possède un courant d'entrée nul (grande impédance d'entrée). On le rencontre donc régulièrement lors de la présence de sonde, comme dans notre cas.

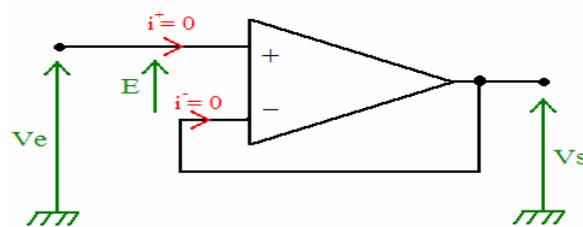


Figure III.4: Suiveur de tension.

[17]

La tension de sortie V_s est donnée par :

$$V_s = V_e \tag{III.8}$$

Il y a donc un transfert total de la tension entre l'entrée et la sortie de l'AOP c'est la raison pour laquelle on appelle ce circuit « un suiveur de tension ».

L'impédance d'entrée est donnée par :

$$Z_e = V_e / i^+ \approx \infty \quad (\text{III.9})$$

Et l'impédance de sortie est donnée par :

$$Z_s = 0 \quad (\text{III.10})$$

On va utiliser un amplificateur opérationnel TL081 pour réaliser ce suiveur

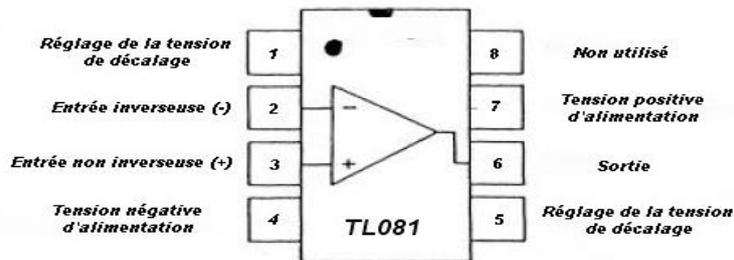


Figure III.5: Brochage d'un simple AOP TL081.

[18]

III.5.2. La sonde de mesure :

C'est l'élément essentiel pour la mesure de la conductivité, elle comporte deux électrodes (qui se plongent dans une solution) de surface S , séparées par une distance L . Elle se caractérise par une constante de cellule K exploitée pour calculer la conductivité en servant la conductance mesurée G selon la relation suivante :

$$\sigma = K \times G \quad \text{d'où} \quad K = L / S \quad (\text{III.11})$$

Les deux électrodes sont soumises à un courant alternatif constant. Le signal de mesure est le courant qui circule à travers la solution à mesurer. Ces cellules se distinguent suivant les applications par la constante de cellule et la nature des électrodes.

Dans notre projet, nous utiliserons une sonde dont la constante de cellule (L / S) vaut 1cm^{-1} .

III.5.3. Le convertisseur courant-tension :

C'est un montage inverseur à base d'AOP, G représente la conductance de la sonde et R_M traduit la conversion du courant en une tension. Ce montage amplifie le signal d'entrée et inverse sa phase. La tension de sortie est donnée par :

$$e_M = - R_M \times i_s \quad (\text{III.12})$$

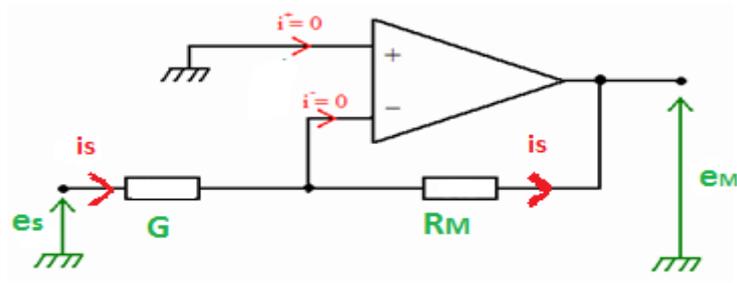


Figure III.6: Convertisseur courant-tension.

[17]

$$e_M = (-R_M) \times i_s \quad \text{avec} \quad i_s = e_s \times G \quad (\text{III.13})$$

Donc on a à la sortie une tension e_M qui est proportionnelle à la conductance G et donc à la conductivité σ .

$$\sigma = (L/S) \times G \quad \text{donc} \quad G = (S/L) \times \sigma \quad (\text{III.14})$$

Alors :

$$e_M = -R_M \times e_s \times (S/L) \times \sigma \quad (\text{III.15})$$

L'amplitude d' e_M est proportionnelle à la conductivité qui sera déduite par la détection synchrone :

$$E_M = -R_M \times E_s \times (S/L) \times \sigma \quad (\text{III.16})$$

III.6. La chaîne de détection synchrone :

Pour la détection de la grandeur E_M qui est proportionnelle à la conductivité, nous avons utilisé la détection synchrone composée d'un multiplieur analogique et d'un filtre passe-bas. Cette détection consiste à extraire par filtrage la composante continue du produit de deux signaux de même fréquence mais déphasé.

A la sortie du multiplieur on obtient :

$$e_d = km \times e_s \times e_M = km \times E_s \cos \omega t \times E_M \cos \omega t \quad (\text{III.17})$$

km : est le coefficient de la multiplication

Nous avons d'autre part :

$$\cos a \times \cos b = \frac{1}{2} [\cos (a - b) + \cos (a + b)] \quad (\text{III.18})$$

En posant : $a = b = \omega t$, Alors :

$$\cos \omega t \times \cos \omega t = \frac{1}{2} [1 + \cos 2\omega t] \quad (\text{III.19})$$

Donc :

$$e_d = (km/2) \times E_s \times E_M \times (1 + \cos 2\omega t) \quad (\text{III.20})$$

Nous remarquons que le signal à la sortie du multiplieur est formé d'une composante continue et d'autre sinusoïdale. La composante continue qui est proportionnelle à la grandeur E_M est récupérée par l'utilisation d'un filtre passe-bas. Donc, le signal à la sortie de ce filtre est donné par :

$$E_d = (km/2) \times E_s \times E_M = (- km/2) \times R_M \times E_s^2 \times (S/L) \times \sigma \quad (\text{III.21})$$

Donc, c'est une tension continue et proportionnelle à la conductivité σ .

III.6.1. Le multiplieur analogique :

Dans notre travail, on va utiliser un circuit multiplieur de type AD633. Il permet notamment de réaliser l'étude de la modulation d'amplitude. Dans notre cas, il nous donne le produit de deux signaux sinusoïdaux (la porteuse et le signal obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension), ce produit constitue d'une composante continue qui est proportionnelle à la conductance G qui sera exploité par la suite pour déterminer la valeur de la conductivité σ et d'une composante sinusoïdale ($\cos 2\omega t$) qui sera filtré par la suite.

Le multiplieur AD633 est un circuit intégré standard conçu pour de multiples applications.

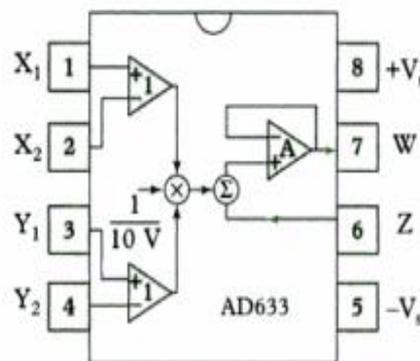


Figure III.7: Circuit intégré multiplieur AD633.

Le constructeur donne, avec ses notations, l'expression du signal de la sortie W en fonction des signaux d'entrée X_1 , X_2 , Y_1 , Y_2 et Z :

$$W = \frac{(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)}{10V} + Z \quad (\text{III.22})$$

Dans notre cas, on n'a pas besoin de l'entrée Z , donc on la relie avec la masse. Alors,

$$W = \frac{(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)}{10V} \quad (\text{III.23})$$

Ce montage intègre d'autre fonction en complément avec la multiplication :

- **Amplification différentielle** : pour les entrées X et Y, en effet, les signaux X1, X2 permettent de produire le signal différentiel (X1 – X2) et Y1, Y2 permettent de produire le signal différentiel (Y1 – Y2)
- **Sommation** : le résultat de la multiplication $\frac{(X1-X2)(Y1-Y2)}{10V}$ étant additionné à l'entrée Z (Z=0 dans notre cas). [19]

III.6.2. Le filtre passe-bas actif :

Dans ce projet on va exploiter un filtre passe-bas actif pour éliminer la composante sinusoïdal, et garder que la composante continue.

Puisqu'il y a inversion de la phase du signal à la sortie du convertisseur courant-tension, on va ajouter un élément actif (amplificateur opérationnel TL081) au filtre passe-bas pour rendre la tension à la sortie du filtre positive (le filtre passe-bas actif, en plus de sa fonction de filtrage, il joue le rôle d'un inverseur). On choisit le gain du filtre $G = 5$. Pour amplifier la tension détectée à la sortie du filtre, afin d'être exploitable par le microcontrôleur.

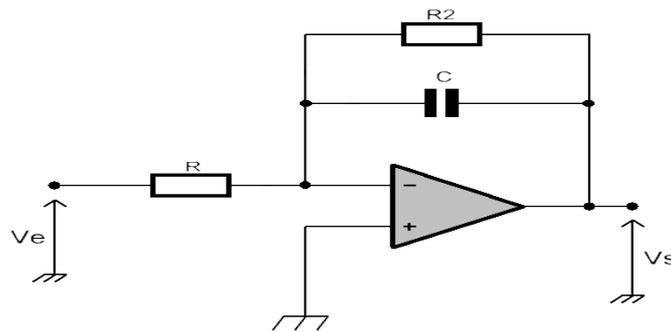


Figure III.8: Filtre passe-bas actif.

Considérons tout d'abord l'impédance globale Z , résultat de la mise en parallèle de C et de R_2 :

$$Z = R_2 // Z_C = \frac{R_2}{jC\omega} \parallel R_2 = \frac{R_2}{R_2 + \frac{1}{jC\omega}} = \frac{R_2}{1 + jR_2C\omega} \quad (\text{III.24})$$

Ensuite, il suffit de reconnaître que la structure est identique à un montage amplificateur inverseur pour déterminer la fonction de transfert $H(j\omega)$:

$$H(j\omega) = -\left(\frac{Z}{R}\right) = -\frac{R_2}{R + jR R_2 C \omega} = -\frac{R_2}{R} \cdot \frac{1}{1 + jR_2 C \omega}$$

$$H(j\omega) = A_0 \cdot \frac{1}{1 + j\frac{\omega}{\omega_0}} \quad \text{avec} \quad A_0 = -\frac{R_2}{R} \quad \text{et} \quad \omega_0 = \frac{1}{R_2 C}$$

$$\text{Fréquence de coupure : } f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (\text{III.25})$$

Nous obtenons la fonction de transfert caractéristique d'un filtre passe-bas du 1er ordre, elle-même multipliée par un gain fixé par les valeurs R_2 et R (si $R_2 = R$, on retrouve simplement l'opposé de la fonction de transfert d'une cellule R-C passe-bas). [20]

En basse fréquence, le condensateur agit comme un circuit ouvert, ce qui est confirmé par le fait que le terme de droite de l'équation de la fonction de transfert tend vers 1. La formule simplifiée ainsi obtenue nous donne le gain dans la bande passante :

$$H(j\omega)_{\omega \ll \omega_c} = V_s / V_e = (-R_2) / R_1 \quad (\text{III.26})$$

En haute fréquence, le condensateur agit comme un circuit fermé et le terme de droite tend vers 0, ce qui fait tendre la formule vers zéro.

$$H(j\omega)_{\omega \gg \omega_c} = V_s / V_e \approx 0 \quad (\text{III.27})$$

III.7. Acquisition et affichage :

La programmation d'un microcontrôleur 16F877A en utilisant le langage (mikro C for pic), relié à un afficheur LCD (16*2), en se servant de la composante continue obtenue à la sortie du FPB qui est proportionnelle à la conductance G donc à la conductivité σ et de la constante de cellule L/S (égale à 1 dans notre cas), nous permet d'afficher la valeur de la conductivité σ .

Le choix de la résistance du contre réaction du convertisseur courant-tension (RM) s'effectue de sorte que la tension à la sortie de ce dernier ne doit pas dépasser la tension maximale qui peut supporter le multiplieur AD633 (10V). Donc :

$$R_2 * G * E \leq 10V \rightarrow R_2 \leq 10/G. \text{ et comme } G = (S/L) * \sigma = I * \sigma. \text{ Alors : } R_2 \leq 10/\sigma \quad (\text{III.28})$$

On va effectuer la mesure de σ en suivant deux échelles :

- **Pour : $\sigma \in [1 - 1000 \mu\text{S}/\text{cm}]$:** $R_2 \leq 5 / (1000 \cdot 10^{-6}) \rightarrow R_2 \leq 5 \text{ K}\Omega$.

Donc, la tension E_d à la sortie du FPB vaut :

$$E_d (\text{mV}) = \sigma (\mu\text{S}) \quad (\text{III.29})$$

- **Pour: $\sigma \in [1 - 1000 \text{mS}/\text{cm}]$:** $R_2 \leq 5 / (1000 \cdot 10^{-3}) \rightarrow R_2 \leq 5 \Omega$.

Donc, la tension E_d à la sortie du FPB vaut :

$$E_d (\text{mV}) = \sigma (\text{mS}) \quad (\text{III.30})$$

III.7.1. Le microcontrôleur :

Le microcontrôleur est un dérivé du microprocesseur. Sa structure est celle des systèmes à base de microprocesseurs. Il est donc composé en plus de l'unité centrale de traitement, d'une mémoire (mémoire vive RAM et mémoire morte ROM), une (ou plusieurs) interface de communication avec l'extérieur matérialisé par les ports d'entrée/sortie. En plus de cette configuration minimale, les microcontrôleurs sont dotés d'autres circuits d'interface qui vont dépendre du microcontrôleur choisi à savoir les systèmes de comptage (TIMER), les convertisseurs analogique/numérique (CAN) intégré, gestion d'une liaison série ou parallèle, un Watch dog (surveillance du programme), une sortie PWM (modulation d'impulsion),...

III.7.2. Le PIC 16F877A :

Le pic 16F877A (Programmable Integrated Circuit) est un des familles des microcontrôleurs dit **RISC** (Réduced Instructions Construction Set), ou encore composant à jeu d'instructions réduit.

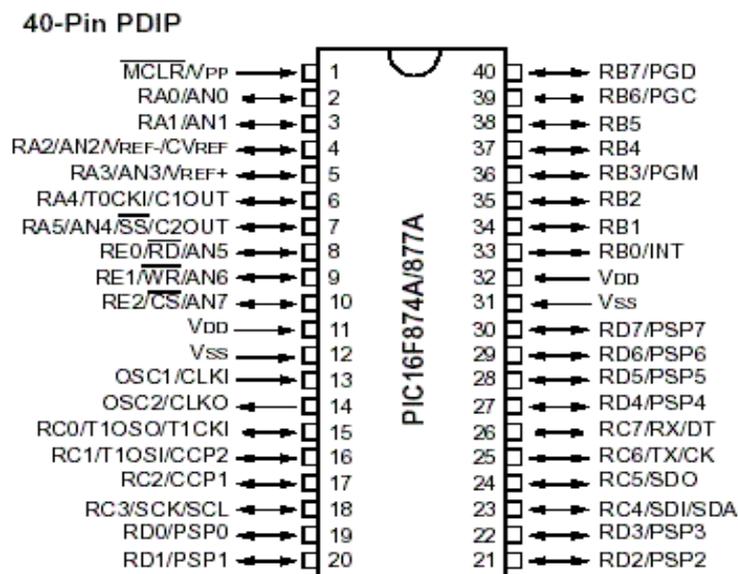


Figure III.9: Brochage du pic 16F877A.

➤ **Les principales caractéristiques du pic 16F877A :**

✓ **Caractéristiques de la CPU :**

- ✚ CPU à architecture RISC (8 bits).
- ✚ Mémoire programme de 8 Kmots de 14 bits (Flash).
- ✚ Mémoire donnée de 368 Octets.
- ✚ EEPROM donnée de 256 Octets.
- ✚ 4 sources interruptions.
- ✚ Générateur d'horloge de type RC ou quartz (jusqu'à 20 MHz).
- ✚ 05 ports d'entrée sortie - Fonctionnement en mode sleep pour réduction de la consommation.

✓ **Caractéristiques des périphériques :**

- ✚ **Timer0** : Timer/Compteur 8 bits avec un pré diviseur 8 bits.
- ✚ **Timer1** : Timer/Compteur 16 bits avec un pré division de 1, 2, 4, ou 8 ; il peut être incrémenté en mode veille (Sleep), via une horloge externe.
- ✚ **Timer2** : Timer 8 bits avec deux diviseurs (pré et post diviseur).
- ✚ Deux modules « Capture, Compare et PWM »
- ✚ Convertisseur Analogiques numériques multicanal (8 voies) avec une conversion sur 10 bits. [21]

III.7.3. L'afficheur LCD 2*16 :

Ce composant est spécialement fabriqué pour être utilisé avec des microcontrôleurs, ce qui signifie qu'il ne peut pas être activé par des circuits standards. Il est utilisé pour afficher différents messages. Il peut afficher des messages sur deux lignes de 16 caractères chacune.

Le modèle décrit ici est le plus fréquemment utilisé dans la pratique en utilisant le brochage suivant :

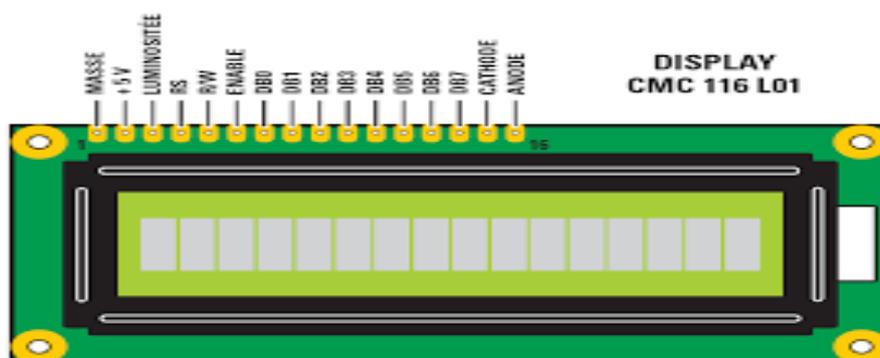


Figure III.10: Afficheur LCD 16*2.

- 1 : Masse (Vss),
- 2 : Alimentation (VCC (5V))
- 3 : Ajustement du contraste (utiliser un potentiomètre pour varier le contraste)
- 4 : Sélection du registre (RS), 0 = écriture de commande, 1 = écriture de donnée
- 5 : Read/Write (R/W), 0 = écriture (de PIC vers LCD), 1 = lecture (de LCD vers PIC)
- 6 : Enable (EN) - utilisé pour cadencer les données.
- 7 : DB0 (n'est pas utilisé pour le mode 4-bit) - LSb
- 8 : DB1 (n'est pas utilisé pour le mode 4-bit)
- 9 : DB2 (n'est pas utilisé pour le mode 4-bit)
- 10 : DB3 (n'est pas utilisé pour le mode 4-bit)
- 11 : DB4 - LSb pour le mode 4-bit.
- 12 : DB5
- 13 : DB6.
- 14 : DB7 –MSb
- 15 : rétroéclairage + (5V).
- 16 : rétroéclairage - (GND)

Le compilateur MikroC PRO utilise des fonctions (bibliothèques) pour simplifier la programmation de l'écran LCD aux utilisateurs. [22].

III.7.4. Le déroulement du programme :

- ✚ Configuration des connexions de l'écran LCD avec le pic 16F877A
- ✚ Déclaration des variables utilisées tout au long du programme.
- ✚ Initialisation de l'afficheur LCD.
- ✚ Initialisation de l'ADC.
- ✚ Configurer la pine b0 du port B comme entrée
- ✚ Début de la boucle.
- ✚ L'obtention du résultat de la conversion AD de la tension sur 10 bits.
- ✚ Convertir la valeur lue sur l'ADC en mV avec deux chiffres après la virgule.
- ✚ Diviser la valeur en mV par la sensibilité ($A = 5$), en raison de l'amplification au niveau du filtre.
- ✚ Calculs nécessaires pour placer la valeur de la conductivité dans les cases du tableau déclaré.
- ✚ Afficher la valeur de la conductivité en ($\mu\text{S/cm}$) ou (mS/cm).
- ✚ Fin de la boucle.

III.8. L'alimentation symétrique :

Une alimentation symétrique est un générateur électrique qui fournit deux tensions continues de polarité opposées mais de valeurs absolues identiques avec un 0V ou masse commune ainsi l'une est positive, l'autre négative.

Ce type d'alimentation est utilisé pour certains montages et circuits électroniques. Dans notre projet, on a besoin d'alimenter les différents étages et circuits intégrés pour les faire fonctionner, donc on doit réaliser cette alimentation symétrique.

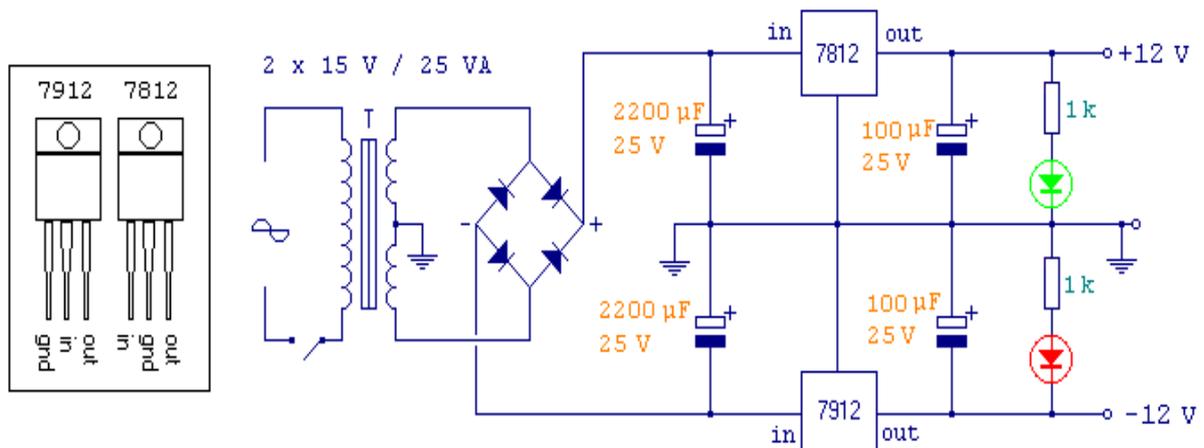


Figure III.11: Schéma électrique de l'alimentation symétrique ± 12 V.

Le schéma électrique de l'alimentation contient quatre étages fonctionnels sont :

- **Etage abaisseur** : contient le transformateur abaisseur 12V, qui permet de passer d'une tension sinusoïdale de valeur élevée à une tension de même forme mais de valeur plus faible.
- **Etage redresseur** : contient le pont de Graetz constitué par quatre diodes qui sert à garder que la partie positive (ou négative) de la sinusoïde d'entrée.
- **Etage de filtrage** : formé de deux condensateurs de 2200µF ont pour rôle de maintenir la tension de sortie supérieure à une certaine valeur. Les deux condensateurs de 100µF sont conseillés par le constructeur pour réduire les bruits HF et éviter tout risque d'oscillation parasite du régulateur.
- **Etage de régulation** : contient deux régulateurs de tension : 7812 ; qui maintient la tension de sortie constante et positive (+12V) quel que soit le courant demandé, et le régulateur 7912 qui a le même rôle que le régulateur précédent sauf qu'il donne une tension négative (-12V).

Pour l'étage de l'affichage, le microcontrôleur pic 16F877A ne peut pas supporter la tension d'alimentation 12V. Donc, on doit penser à ajouter un régulateur de tension 7805 qui fournit une tension de 5V pour alimenter ce pic.

Les trois bornes de ce type des régulateurs sont : une pour la tension non régulée d'entrée, une pour la tension régulée de sortie et une pour la masse. Pour faciliter les choses, les constructeurs n'ont pas disposé les pattes dans le même ordre pour les régulateurs positifs et négatifs.

Le schéma ci-dessous montre l'ordre de disposition des pattes de chaque type de régulateur :

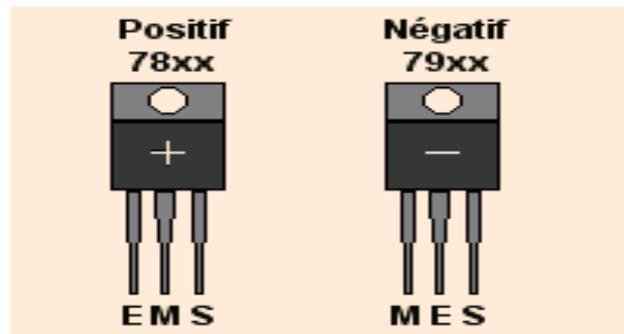


Figure III.12: Représentation des régulateurs de tension dans les montages.

[23]

III.9. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté le schéma bloc de notre conductimètre en citant les différents blocs constituant ce dispositif avec une explication du fonctionnement théorique de chaque bloc et l'étude de ses caractéristiques. Cela nous a permis de passer à l'étape de la réalisation et l'étude pratique de ce dispositif dans le chapitre qui suit.

Chapitre IV : Etude pratique du
prototype et tests de validation

IV.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous étudierons les différents étages du prototype que nous avons réalisé tout en expliquant les étapes que nous avons suivies pendant la réalisation, avec des schémas et des images jointes. Nous interpréterons et discuterons les résultats et les signaux obtenus. Nous terminerons ce chapitre par des tests de validation de notre dispositif.

IV.2. Source sinusoïdale :

Comme oscillateur, nous avons utilisé le circuit intégré **XR2206** qui délivre plusieurs formes d'onde (sinusoïdale, carré, triangle, rampe, et les formes d'onde de pouls). Lorsque nous avons besoin d'un signal sinusoïdal comme notre cas, nous avons utilisé la configuration qui nous donne cette forme qui est donnée par le constructeur, (voir Fig.III.3) dans le chapitre précédent.

La mesure de la conductivité dans le domaine de dialyse nécessite une amplitude du signal et surtout une fréquence bien déterminée. C'est pour cette raison que nous avons choisi quelques paramètres du schéma d'onde sinusoïdale pour produire un signal d'amplitude 2V et de fréquence de 1 KHz.

L'amplitude du signal dépend de la valeur de la résistance câblée entre la borne 3 du circuit XR2206 et la masse. Le test sur la plaque d'essai en utilisant un potentiomètre de 50 K Ω nous a permis de déduire la valeur de la résistance qui nous donne une amplitude 2 V. Cette valeur vaut 23 K Ω .

La fréquence du signal dépend de la valeur du condensateur C relié entre les bornes 5 et 6 du circuit XR2206, et de la valeur de la résistance câblée entre la borne 7 et la masse, de sorte que $f = 1/RC = 1 \text{ KHz}$. Donc selon cette formule, nous avons choisi $R = 100 \text{ K}\Omega$ et $C = 10 \text{ nF}$ pour produire un signal de fréquence 1 KHz.

La tension d'alimentation du circuit est $V_{cc} = 12 \text{ V}$.

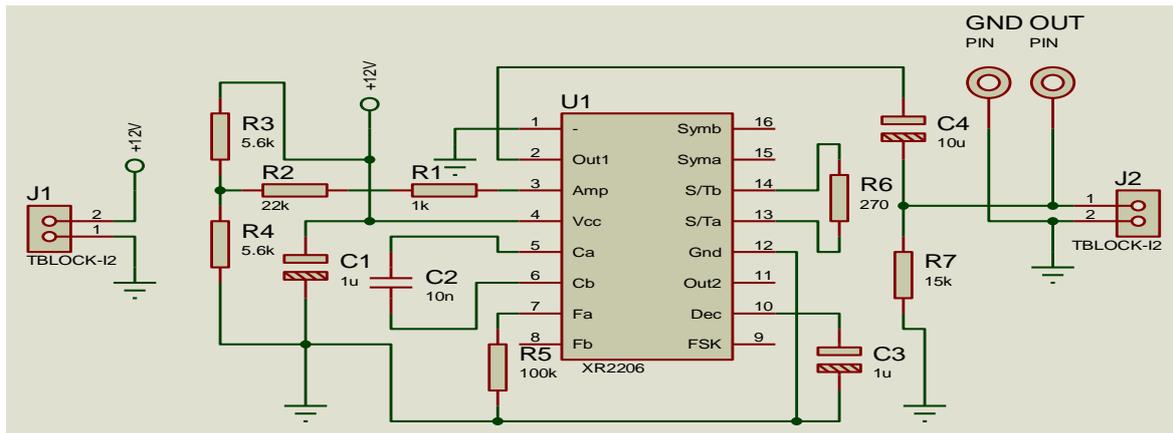


Figure IV.1: Schéma électrique de l'oscillateur sinusoïdal sur Isis.

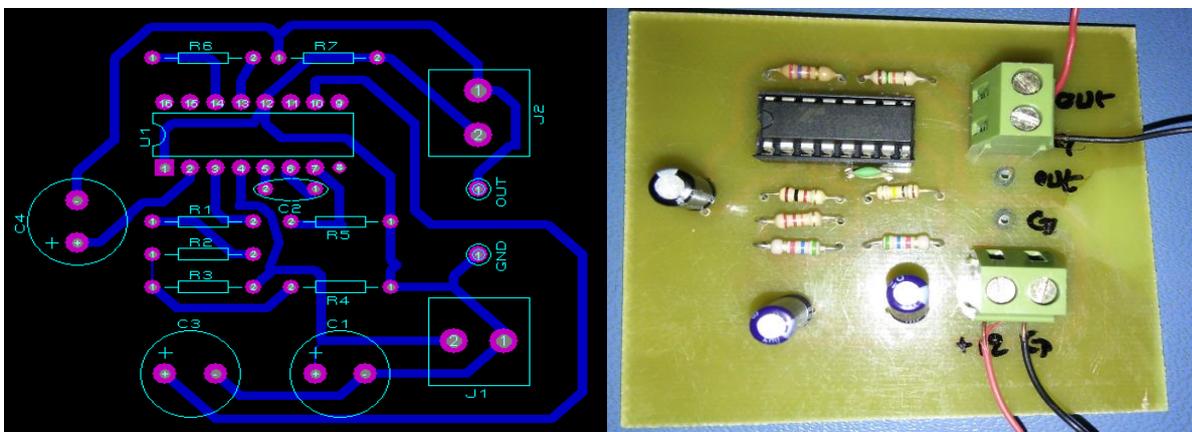


Figure IV.2: Oscillateur sinusoïdal : circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique.

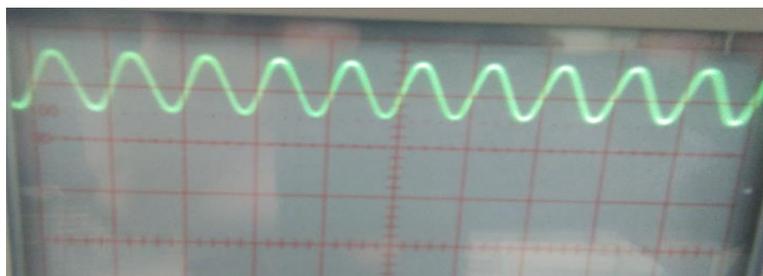


Figure IV.3: Le signal obtenu à la sortie de l'oscillateur.

✓ **Discussion :**

Nous constatons que le signal à la sortie de l'oscillateur sinusoïdal comporte une composante continue, ce qui affecte la mesure par la suite. Pour éliminer cette composante continue, nous avons ajouté à la sortie de l'oscillateur un filtre passe-haut représenté par la résistance R7 (15KΩ) et le condensateur C4 (10μF). La fréquence de coupure de ce filtre est de 1Hz, donnée par :

$$f_c = 1 / (2\pi R_7 C_4) = 1 / (2\pi \times 15 \times 10^3 \times 10 \times 10^{-6}) \approx 1\text{Hz.} \quad (\text{IV.1})$$

Le signal à la sortie de l'oscillateur après le filtrage est représenté par la figure suivante :

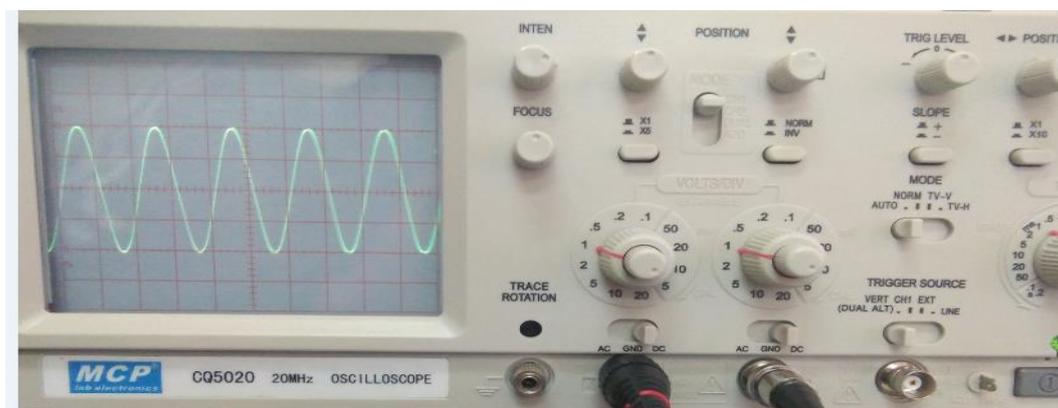


Figure IV.4: le signal obtenu à la sortie de l'oscillateur après le filtrage.

✓ **Discussion :**

Nous remarquons que le signal obtenu sur l'oscilloscope après filtrage est un signal sinusoïdal d'amplitude 2V et d'une fréquence de 1KHz, ce qui confirme le choix des paramètres précédents.

IV.3. Chaîne de mesure :

La chaîne de mesure que nous avons réalisée est constituée d'un adaptateur, d'une sonde de mesure et d'un convertisseur courant-tension.

IV.3.1. Adaptateur (suiveur de tension) :

La présence d'une sonde de mesure dans notre projet nécessite une connexion avec la source sinusoïdale pour prélever le signal sans le perturber. Pour assurer cette fonction, nous avons utilisé un suiveur de tension qui assure une très grande impédance d'entrée et une impédance de sortie nulle. Donc le signal à la sortie de l'adaptateur est le même que celui à la sortie de l'oscillateur. Pour cela nous avons un amplificateur TL081 monté en suiveur.

IV.3.2. Sonde de mesure :

Dans notre projet, comme l'application de la sonde est destinée à des mesures de conductivité en hémodialyse et selon les critères de choix que nous avons déjà cités dans le chapitre II, nous avons choisi une sonde en platine platiné à deux électrodes, avec une constante de cellule vaut 1 cm^{-1} ($k = 1 \text{ cm}^{-1}$), qui est donnée par le constructeur.



Figure IV.5: La sonde de mesure en platine platiné.

IV.3.3. *Convertisseur courant-tension :*

Afin d'obtenir la tension qui est proportionnelle à la conductance G , nous devons convertir le courant i_s qui traverse la sonde en une tension E_M en utilisant un montage inverseur. Ce montage constitué d'une résistance de contre réaction R_M qui traduit la conversion du courant en une tension et une résistance R_s qui représente la résistance de la sonde.

Pour tester cet inverseur, nous avons envoyé un signal sinusoïdal d'amplitude 2V et d'une fréquence 1KHz à l'entrée de ce montage, nous avons choisi des valeurs arbitraires des résistances R_s et R_M comme suit :

$$R_s = 1/G = 10K. \quad \text{Donc} \quad G = 1 / (10 \times 10^3) = 10^{-4} S = 100 \mu S. \quad \text{Et} \quad R_M = 5K\Omega.$$

Donc, selon la relation (III.13), l'amplitude du signal à la sortie du convertisseur courant-tension est donnée par :

$$V_s = E_M = -R_2 \times I_s = -R_M \times E_s \times G \quad (\text{IV.2})$$

A.N : $E_M = -5 \times 10^3 \times 2 \times 10^{-4} = -1V$. (Le signe – signifie que la phase de ce signal est inversée par rapport au signal de la source).

Le gain de cet inverseur est donné par :

$$A = -R_M / R_s = -5 / 10 = -0.5 \quad (\text{IV.3})$$

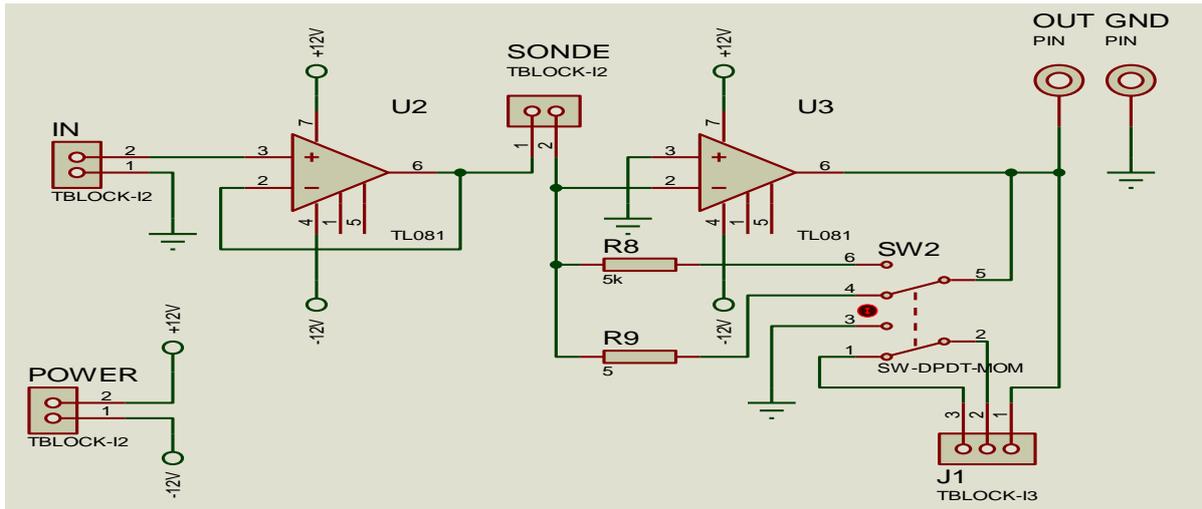


Figure IV.6: Schéma électrique de la chaîne de mesure sur Isis.

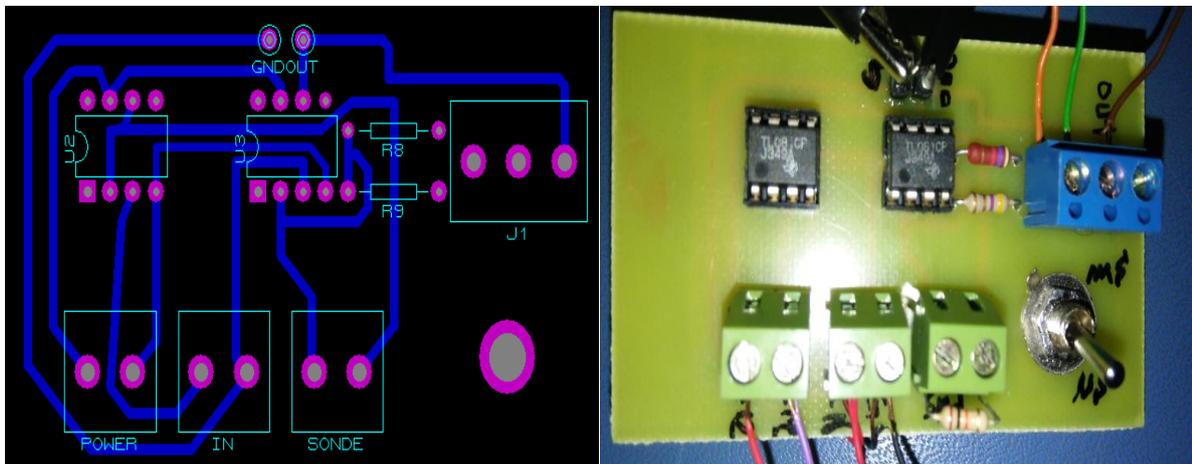


Figure IV.7: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de la chaîne de mesure.

Le signal à la sortie du convertisseur courant-tension est représenté sur la figure ci-dessous :

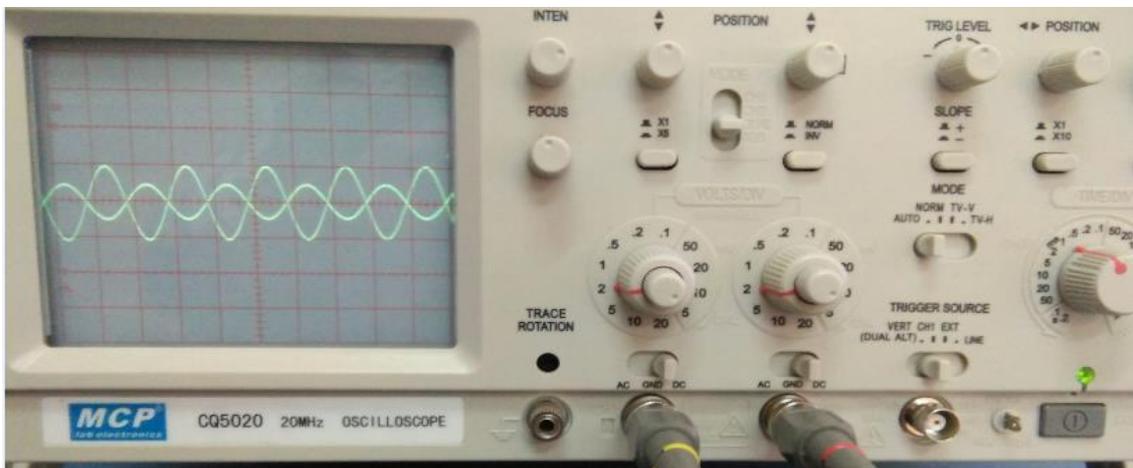


Figure IV.8: Le signal obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension.

✓ Discussion :

Nous remarquons que le signal obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension est le même que celui de l'oscillateur, mais avec une amplitude atténuée et une phase inversée, c'est exactement le rôle d'un montage inverseur que nous avons étudié dans le chapitre précédent.

L'amplitude du signal obtenu est 1V, ce qui confirme le calcul que nous avons effectué ci-dessus. Donc ce montage est fonctionnel.

Le rôle de l'interrupteur au niveau de la chaîne de mesure est de sélectionner le calibre de mesure de la conductivité ($\mu\text{S}/\text{cm}$ ou mS/cm) en choisissant entre deux résistances de contre réaction (pour $R_M = 5\text{K}\Omega$, la conductivité est en $\mu\text{S}/\text{cm}$, et pour $R_M = 5\Omega$, la conductivité est en mS/cm). Cet interrupteur est relié la sortie du convertisseur courant-tension avec des résistances du contre réaction d'un côté, et de l'autre côté il est relié l'entrée RB0 du pic avec la masse et l'alimentation (+5V) via une résistance de 1 $\text{K}\Omega$.

IV.4. Chaîne de détection :

Pour la détection du signal de mesure nous avons utilisé une détection synchrone qui est constitué d'un multiplieur analogique AD633 et d'un filtre passe-bas actif.

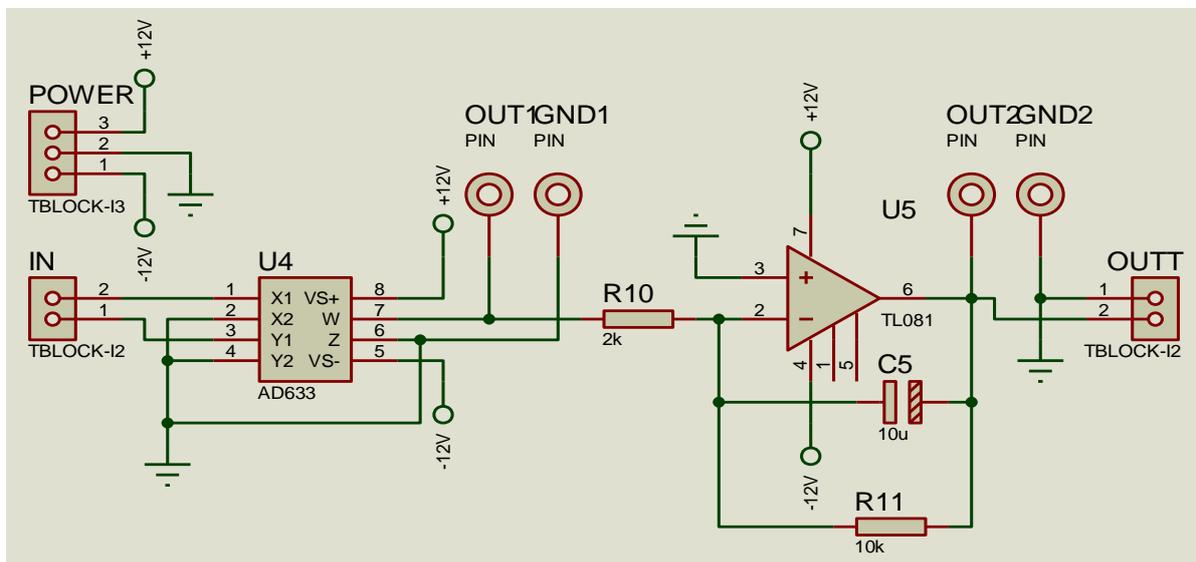


Figure IV.9: Schéma électrique de la chaîne de détection sur Isis.

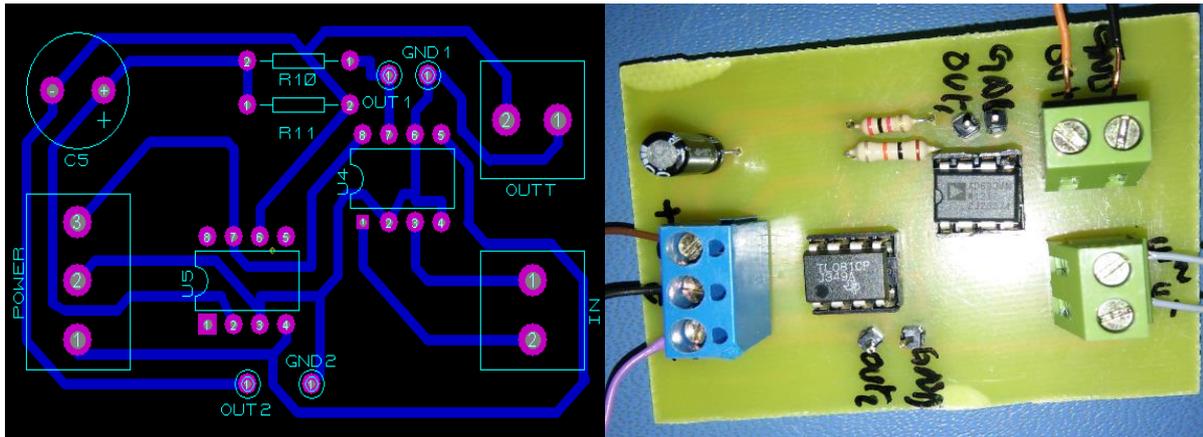


Figure IV.10: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de la chaîne de détection.

IV.4.1. Multiplieur analogique :

Dans ce projet, nous avons utilisé comme multiplieur le circuit intégré AD633. Pour tester ce circuit, nous avons envoyé vers sa première entrée le signal inversé obtenu à la sortie du convertisseur courant tension d'amplitude 1V ($E_M = -1V$) et d'une fréquence de 1KHz, à la deuxième entrée, nous avons appliqué le signal venant de l'oscillateur ($E_s = 2V$ et $f = 1KHz$). Le produit de ces deux signaux est donné par la relation (III.20) que nous avons déjà déduite dans le chapitre précédent :

$$e_d = (km/2) \times E_s \times E_M \times (1 + \cos 2\omega t). \quad (IV.4)$$

D'où : km (pour AD633) = 0.1V

Donc, l'amplitude de ce signal est : $E_d = 0.1/2 \times E_s \times E_M = (-1 \times 2) / 20 = -0.1 V$ (le signe – signifie que le signal obtenu est inversé).

Le terme $(\cos 2\omega t)$ signifie que ce signal constitue d'une composante sinusoïdale d'une fréquence doublée ($f = 2KHz$).

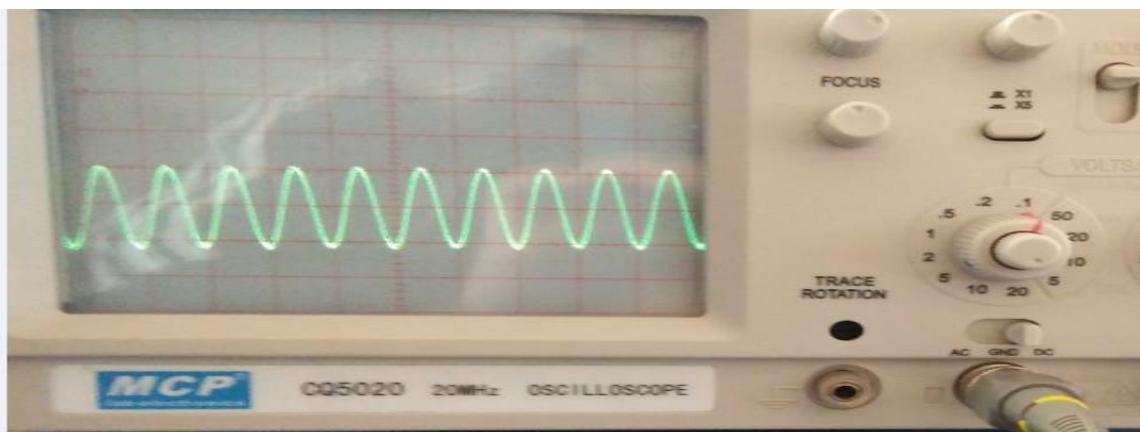


Figure IV.11: Le signal obtenu à la sortie du multiplieur analogique.

✓ **Discussion :**

Nous constatons que le signal obtenu à la sortie du multiplieur est un signal inversé avec une amplitude de 0.1V et une fréquence de 2KHz. Ce qui confirme les calculs théoriques que nous avons effectués ci-dessus. Le signal est constitué d'une composante continue et d'une autre sinusoïdale. Pour éliminer cette dernière et ne garder que la composante continue, nous avons ajouté un filtre passe-bas actif à la sortie du multiplieur.

IV.4.2. Filtre passe-bas actif :

Nous avons ajouté un filtre passe-bas actif pour éliminer la composante sinusoïdale et rendre la composante continue positive. Ce filtre actif, en plus de sa fonction de filtrage, il joue le rôle d'un inverseur.

Nous avons choisi un gain de -5 ($-R_{11} / R_{10} = -10/2 = -5$) pour amplifier la tension obtenue afin d'être exploitable par le microcontrôleur qui la convertira en une conductivité par la suite. La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$f_c = 1 / (2\pi R_{11} C_5) = 1 / (2\pi \times 10^4 \times 10^{-5}) = 1.6 \text{ Hz.} \quad (\text{IV.5})$$

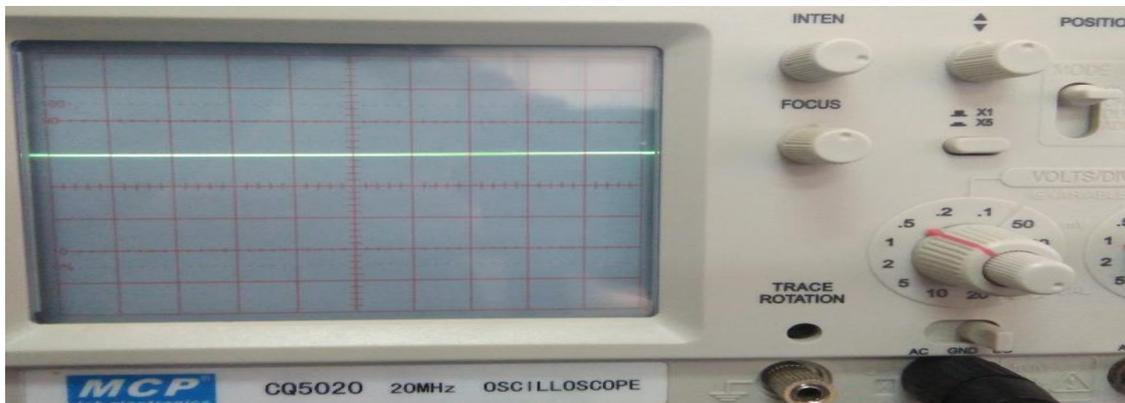


Figure IV.12: Le signal obtenu à la sortie du FPB actif (sortie de la chaîne de détection).

✓ **Discussion :**

Nous remarquons que le signal obtenu est un signal continu avec une amplitude positive et amplifiée (0.5 V). Donc le filtre est bien fonctionné.

IV.5. Acquisition et Affichage :

Pour afficher la valeur de la conductivité mesurée par les étages précédents, nous avons envoyé la tension obtenue à la sortie de la chaîne de détection à l'entrée analogique AN0 d'un microcontrôleur pic 16F877A

La programmation de ce pic nous a permis d'afficher la valeur de la conductivité σ sur un afficheur LCD (16*2). Cette conductivité est obtenue à partir de la tension de sortie du filtre qui est proportionnelle à la conductance G qui est en même temps la conductivité σ puisque la constante de la cellule est unitaire.

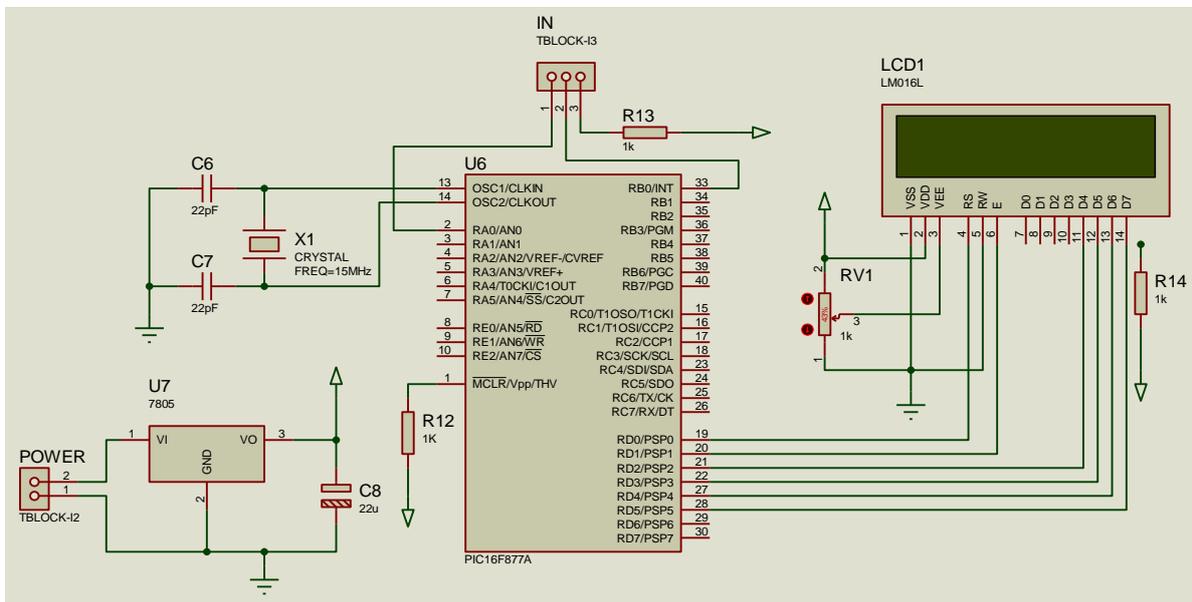


Figure IV.13: Schéma électrique du circuit d'affichage sur Isis.

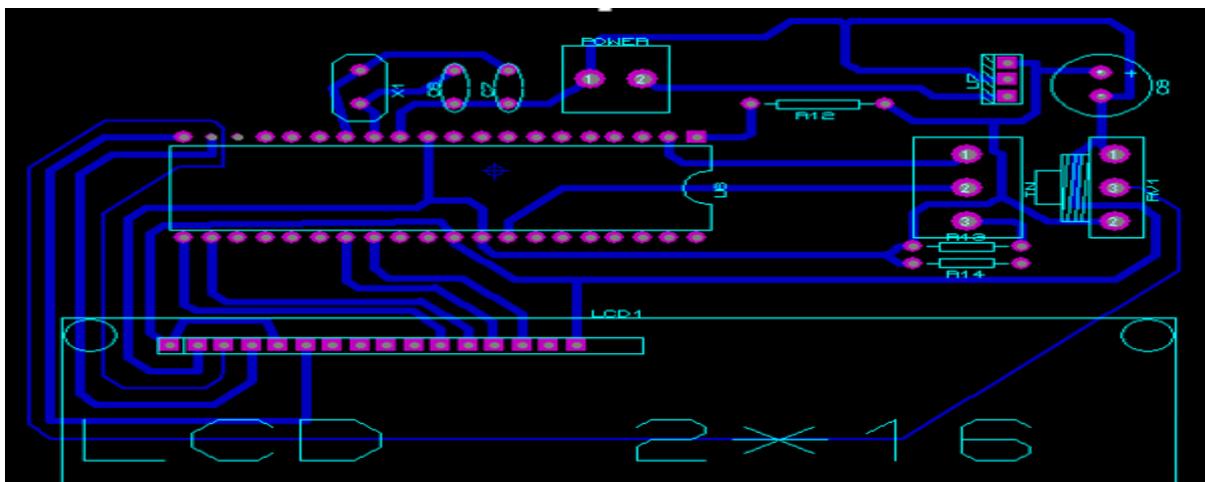


Figure IV.14: Le circuit imprimé de l'affichage sur ARES.

IV.5.1. Programme d'affichage :

A l'aide d'un logiciel mikro C for pic, nous avons élaboré le programme pour convertir la tension obtenue en une conductivité, puis nous l'avons entré dans le pic 16F877A en utilisant une carte de programmation (Hardware). Le programme que nous avons fait est le suivant :

```

1: sbit LCD_RS at RD0_bit;
2: sbit LCD_EN at RD1_bit;
3: sbit LCD_D4 at RD2_bit;
4: sbit LCD_D5 at RD3_bit;
5: sbit LCD_D6 at RD4_bit;
6: sbit LCD_D7 at RD5_bit;
7:
8: sbit LCD_RS_Direction at TRISD0_bit;
9: sbit LCD_EN_Direction at TRISD1_bit;
10: sbit LCD_D4_Direction at TRISD2_bit;
11: sbit LCD_D5_Direction at TRISD3_bit;
12: sbit LCD_D6_Direction at TRISD4_bit;
13: sbit LCD_D7_Direction at TRISD5_bit; // Configuration des connexions de l'écran L
    LCD avec le pic 16F877A
14:
15: long a; // déclarer une variable de 32 bit
16:
17: char digit[8]= "0000.00"; // déclaration d'un tableau de 8 cases; le point à la 5è
    me case a pour afficher la valeur de la conductivité avec virgule.
18:
19: void main() {
20:   Lcd_Init(); // initialisation du LCD
21:   Lcd_Cmd( LCD_CLEAR); // effacement de l'écran
22:   Lcd_Cmd( LCD_CURSOR_OFF); // arrêt du clignotement du curseur
23:   lcd_out(1,2,"conductivity:"); // affichage d'un texte sur la première ligne et
    deuxième colonne
24:   adc_init(); // initialisation du ADC
25:   trisb.b0=1; // Configurer la pîne b0 du port B comme entrée
26:   for(;;) {
27:     a = ADC_Read(0); // L'obtention du résultat de la conversion AD de la tension
    n sur 10bits (0 entrée RA0).
28:     a=a*500000/1023; // Convertir la valeur lue sur l'ADC en mV avec deux chiffre
    es après la virgule.
29:     a=a/5; // Diviser la valeur en mV par la sensibilité A(normalement:
    :A = 1, mais après le l'amplificatin elle vaut 5).
30:     digit[0]=(a/100000)+48;
31:     digit[1]=((a%100000)/10000)+48;
32:     digit[2]=(((a%100000)%10000)/1000)+48;
33:     digit[3]=((((a%100000)%10000)%1000)/100)+48;
34:     digit[5]=((((a%100000)%10000)%1000%100)/10)+48;
35:     digit[6]=((((a%100000)%10000)%1000%100)%10)+48; // calculs nécessaire pour pla
    acer la valeur de la conductivité dans les cases du tableau déclaré
36:     LCD_Out(2,2,digit);
37:     if (portb.b0==0) { LCD_Out(2,9," uS/cm");} else { LCD_Out(2,9," mS/cm");}
    //Afficher la valeur de la conductivité en (µS/cm) ou (mS/cm).
38: } }

```



Figure IV.15: La réalisation pratique du circuit d'affichage et résultat obtenu.

✓ **Discussion :**

Nous remarquons que la valeur de la conductivité affichée est de **99.70 $\mu\text{S}/\text{cm}$** . L'inverse de la résistance que nous avons utilisé pour le test ($R_s = 10\text{K}\Omega$) est $G = 1/R_s = 1/10^4 = 100 \mu\text{S}$.

D'autre part, le programme réalisé a servi la conductance G et la constante de cellule ($K = 1$) pour afficher la valeur de la conductivité selon la relation : $\sigma = K \times G$. Donc, par l'application numérique, Nous avons trouvé : $\sigma = 1 \times 100 = 100 \mu\text{S}/\text{cm}$.

En comparant la valeur affichée avec la valeur nominale, nous constatons qu'elles sont presque les mêmes en tenant compte de tolérance de la résistance utilisé pour ce test. Cela, nous confirme que l'étage d'affichage fonctionne correctement.

IV.6. Alimentation symétrique :

Le besoin d'alimenter les différents étages de notre prototype, nous a conduit à réaliser une alimentation symétrique de ($\pm 12\text{V}$). Nous avons transformé la tension de secteur (220V) en une tension de 12V alternative à l'aide d'un transformateur. Puis à l'aide d'un pont de diodes, des condensateurs et des régulateurs de tension, nous avons produit deux tensions continues et symétriques de ($\pm 12\text{V}$). Le fonctionnement de ce circuit est rappelé dans le chapitre précédent.

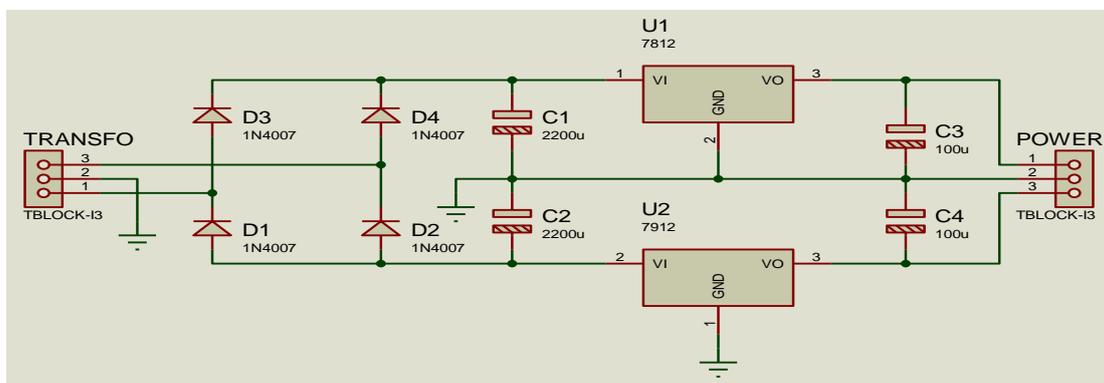


Figure IV.16: Schéma électrique de l'alimentation symétrique sur Isis.

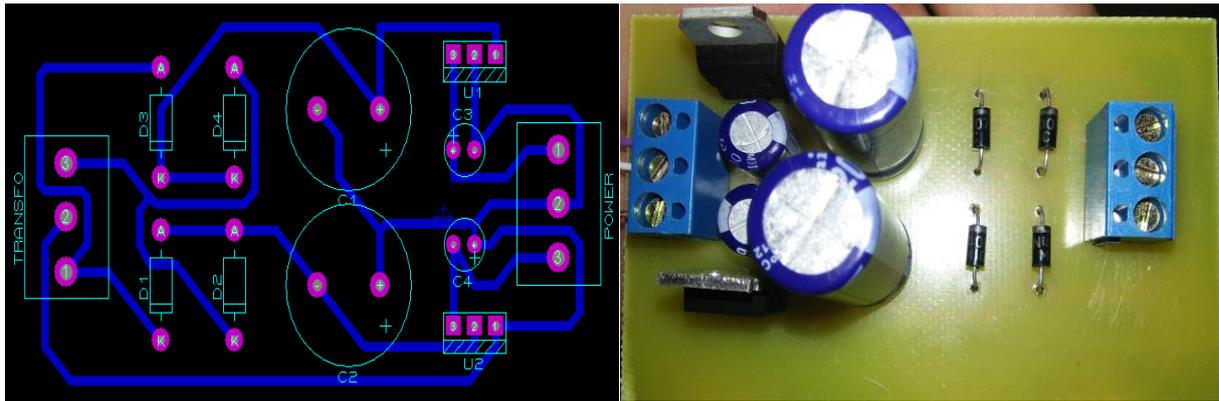


Figure IV.17: Circuit imprimé sur Ares et réalisation pratique de l'alimentation symétrique.

IV.7. Etalonnage et vérification :

L'opération d'étalonnage se fait pour déterminer la valeur exacte de la constante de cellule en utilisant une solution étalon d'une conductivité connue comme nous avons indiqué dans le chapitre précédent.

Dans notre projet, comme la sonde que nous avons utilisée est d'une constante de cellule certifiée, c'est-à-dire déterminée par le constructeur à l'issue de la fabrication directement en usine ($K = 1 \text{ cm}^{-1}$). Donc, nous n'avons pas besoin du processus d'étalonnage. Nous avons juste effectué un contrôle de qualité de notre prototype en utilisant quelques résistances avec des valeurs connues qui traduisent des valeurs des conductances converties en des conductivités par notre conductimètre selon la relation : $\sigma = K * G$, et comme $k = 1 \text{ cm}^{-1}$, alors : $\sigma = G = 1 / R$.

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau suivant :

R (K Ω)	1	3	10	22	56	68	100	1000
σ_c calculée ($\mu\text{S}/\text{cm}$)	1000	333.3	100	45.45	17.86	14.7	10	1
σ_a affichée ($\mu\text{S}/\text{cm}$)	1000	329	99.7	41.4	16.8	14.68	12	2.91

Tableau.IV.1 : tableau de comparaison entre la conductivité calculée et celle affichée par le conductimètre en utilisant des valeurs des résistances connues.

✓ Discussion :

Nous remarquons que les valeurs des conductivités affichées par le conductimètre (σ_a) sont très proches à celles obtenues par le calcul. Pour certaines valeurs, elles sont égales.

Donc, en tenant compte des tolérances des résistances utilisées et des incertitudes dues aux différents circuits utilisés dans la réalisation, sans oublier le pas de mesure utilisé par le microcontrôleur, Nous pouvons dire que notre conductimètre fonctionne correctement.

IV.8. Tests de validation au niveau du CHU de Tlemcen :

Pour confirmer le bon fonctionnement de notre conductimètre, nous avons pu accéder au service d'hémodialyse au niveau du CHU de Tlemcen. Nous avons prélevé des échantillons d'eau pour chaque sortie de filtre dans la salle de traitement d'eau et mesuré leurs conductivités.

Nous avons aussi mesuré la conductivité du dialysat immédiatement après l'avoir prise du générateur d'hémodialyse en raison du facteur de température qui affecte la mesure. Si la température du dialysat (37°C) diminue, la mesure de sa conductivité sera affectée et ne devient plus fiable. Les résultats obtenus sont illustrés dans les images suivantes :



Figure IV.18 : Conductivités : à la sortie de l'adoucisseur et du filtre à charbon actif respectivement.

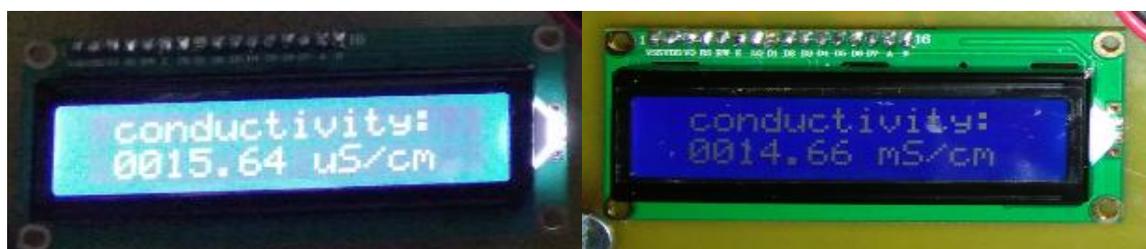


Figure IV.19 : conductivité à la sortie de l'osmoseur et celle du dialysat respectivement.

Discussion :

Nous remarquons que la conductivité diminue en passant du filtre à l'autre, jusqu'à la sortie de l'osmoseur inverse. Ce dernier produit de l'eau de haute qualité dite eau ultra pure.

La valeur de la conductivité de cette eau qui est affichée par notre conductimètre est : $15.64 \mu\text{S}/\text{cm}$, comme indiqué dans la figure (Fig.IV.19, à gauche). En comparant cette valeur avec celle affichée par le conductimètre intégré avec l'osmoseur ($15 \mu\text{S}/\text{cm}$), nous déduisons les mêmes valeurs. D'ailleurs, comme l'indique la figure (Fig.IV.19, à droite), la valeur de la conductivité du dialysat affichée par notre conductimètre est : $14.66 \text{ mS}/\text{cm}$. En la comparant avec celle affichée au niveau du générateur d'hémodialyse ($14 \text{ mS}/\text{cm}$), nous les trouvons égales.

Donc, d'après les résultats que nous avons obtenus, et en comparant avec l'étude que nous avons fait dans le premier chapitre sur la conductivité de l'eau osmosée et celle du dialysat. La conductivité de l'eau osmosée ne doit pas dépasser $50\mu\text{S}/\text{cm}$, et celle du dialysat se situe entre 13 et 14 mS/cm . Nous pouvons confirmer le bon fonctionnement de notre conductimètre en comparaison avec les valeurs délivrées par la station de traitement et le générateur de dialyse.

IV.9. Schéma complet et maquette réalisée du conductimètre :

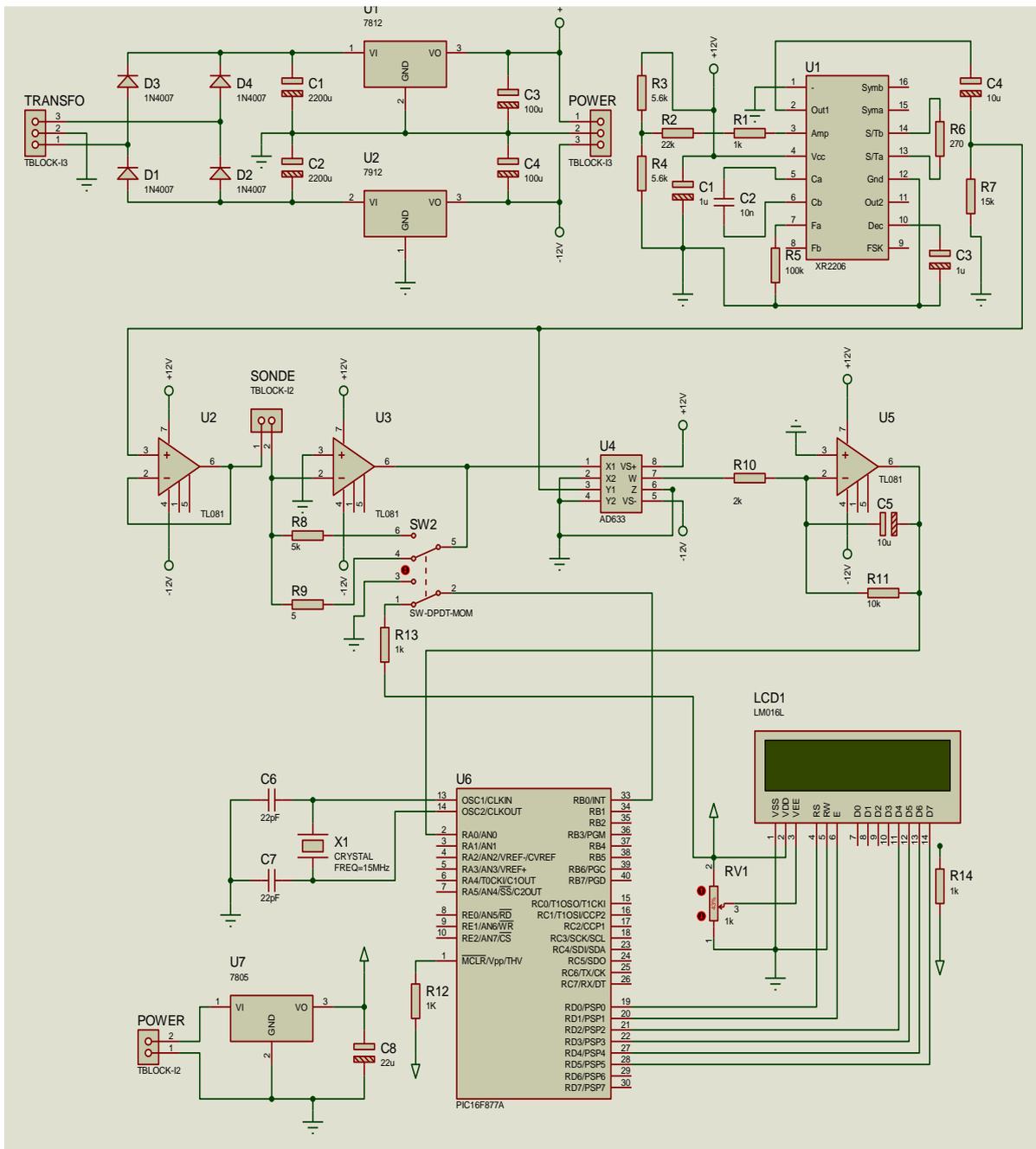


Figure IV.20: Schéma complet du conductimètre sur Isis.



Figure IV.21: Le conductimètre réalisé avec la sonde de mesure.

IV.10. Conclusion :

Durant ce chapitre, nous avons expliqué et montré les différents étages et les étapes que nous avons suivies pour réaliser notre conductimètre. En plus de l'alimentation symétrique, ce prototype est composé en quatre étages : l'oscillateur sinusoïdal, le convertisseur courant-tension, la chaîne de détection et l'étage d'affichage. La mesure des signaux à la sortie de ces étages nous a permis de vérifier leurs fonctionnements. Pour confirmer la validité de notre dispositif nous avons effectué des tests et des mesures sur l'eau et le dialysat au niveau du service d'hémodialyse de CHU de Tlemcen. Les résultats obtenus nous ont confirmé que notre conductimètre fonctionne correctement.

Conclusion générale

L'hémodialyse vise à purifier le sang des malades qui atteignent de l'IRC. En effet, cette méthode est basée surtout sur le traitement d'eau afin de produire de l'eau de haute qualité dite eau ultra-pure pour former le dialysat à travers un générateur de dialyse via un dialyseur où les échanges entre le sang et le dialysat s'effectuent. Pour la vérification de la qualité du perméat (eau ultra pur) et du dialysat (perméat + concentrées), la mesure de la conductivité de ces derniers est indispensable et l'appareil responsable de cette mesure est appelé un conductimètre.

La conductivité d'une solution électrolytique est un paramètre d'analyse important, largement utilisé aujourd'hui dans les applications de contrôle de qualité, le principe de mesure de ce paramètre est basé sur l'application d'un courant alternatif aux bornes d'une cellule de mesure, puis, la détection de la tension qui en résulte, et la convertie en une conductivité. La mesure de cette dernière peut être affectée par plusieurs facteurs dont la polarisation, l'effet de champ et la température. Pour minimiser l'effet de ces facteurs, des techniques spécifiques sont conçues à ce type de problème.

Dans notre projet de fin d'étude, nous avons pu réaliser une maquette de conductimètre qui est destinée à des mesures de la conductivité en hémodialyse. Le capteur étant une cellule à deux électrodes en platine plongée dans une solution électrolytique avec une constante de cellule certifiée ($K = 1\text{cm}^{-1}$). En plus d'une alimentation symétrique, notre prototype est dissocié en quatre étages : oscillateur sinusoïdal, chaîne de mesure, chaîne de détection et l'étage d'affichage. Pour réaliser ces étages, nous avons utilisés plusieurs composants électroniques et des circuits intégrés tels que l'oscillateur sinusoïdal XR2206, le multiplieur analogique AD633 et le pic 16F877A relié à un afficheur LCD pour visualiser la valeur de la conductivité mesurée, ce qui nous a simplifiés considérablement la réalisation. Des tests de validation au niveau de CHU de Tlemcen nous ont confirmé le bon fonctionnement de notre prototype.

Le projet est une étape importante dans le cursus universitaire, il nous a permis d'approfondir nos connaissances théoriques en instrumentation biomédicale par la découverte de divers aspects théoriques et pratiques dans le domaine médical et de nouvelles fonctions et principes dans le domaine d'électronique, comme il nous a permis aussi d'acquérir une bonne expérience en ce qui concerne la réalisation pratique.

Bibliographie

- [1] : Benhamana Nouredine, rapport de stage en hémodialyse, clinique RENADIAL-Batna, Décembre 2015.p :10
- [2] : Benali Redouane, chap : l'hémodialyse, cours technique et instrumentation de thérapie et prothèses EB926, 2017/2018.
- [3] : Docteur L.Radernacher, CHU de liège – site NDB – Urgences/SAMU, Guide pratique d'hémodialyse, 2004.
- [4] : Lydie Cecile et Audrey Dejean, l'autodialyse, rapport sur l'étude pratique d'auto dialyse, Université de Technologie de Compiègne. DESS "Technologies Biomédicales Hospitalières", p : 2.
- [5] : NK Man et Paul Jungers, Principes physico-chimiques de l'hémodialyse, Dialyse & traitements de suppléance, 29 août 2016.
- [6] : hémodialyse, ETS-le génie pour industrie, 2017.
<https://wikisantets.wikispaces.com/h%C3%A9modialyse>
- [7] : DeliciaHonen Yard, Un rein bio-artificiel implantable pourrait transformer la vie de milliers de malades, Renaloo : association de patients maladies rénales-gref-dialyse, 26 Janvier 2013.
- [8] : Adieu à la machine d'hémodialyse, les scientifiques développe le rein bionique, 24 Mars 2017, <http://www.trucsettutos.com/2017/03/adieu-a-la-machine-d-hemodialyse-les-scientifiques-developpent-le-rein-bionique.html>
- [9] : Cécile Thibert, Un nouveau pas vers des reins fabriqués en laboratoire, 28/09/2015, <http://sante.lefigaro.fr/actualite/2015/09/28/24161-nouveau-pas-vers-reins-fabriques-laboratoire>
- [10] : Urbanski Estelle - Rosso Marie-Hélène – Linares Margaux - Sary Karima -Elèves de 1 ère Sciences et Technologie de Laboratoire, le conductimètre.
- [11] : Reinhard Mannes, guide de mesure de la conductivité, Fulda-Avril 2007.
- [12] Ann-Flore Nisson, appareils de mesure, Station de mesure de l'eau de pluie à Saint Eustache, rapport de stage, juin 2007.
<http://www.ipgp.fr/~losno/Manips/pH/appareilsdemesure.html>
- [13] : Radiometer Analytical SAS-France, Conductivité Théorie et Pratique, smart solutions & service, 2004.

- [14] : Metler Toledo, Guide des mesures de conductivité-Théorie et pratique sur la conductivité, 2014.
- [15] : généralités sur les oscillateurs,
<https://www.abcelectronique.com/forum/attachment.php?attachmentid=39847>, p .1-2
- [16]: XR-2206 Monolithic Function Generator datasheet, EXAR Corporation, 3 juin 1997,
- [17]: <http://www.elektronique.fr/cours/AOP/aop-montages-de-base.php>
- [18] : Brochage d'un AO simple (TL081 ou UA741) et double (TL082),
http://labocharlemagne.free.fr/notices/brochage_AO.htm
- [19] : Pierre Brenders-Gilles Buffard-Laurent Douchet-Michaël Sauzeix-S Tisserant, multiplication des signaux et application, Électronique PSI, 2005, 344-356.
- [20] : Filtre actif passe-bas du 1er ordre - n°1, Régime linéaire - Circuits dépendants de la fréquence, http://electronique.aop.free.fr/AOP_lineaire_F/Filtre_PBas_1.html
- [21] : Y. Rkhissi Kammoun, microcontrôleur pic 16F877, Cours microcontrôleurs, 16-23.
- [22] : Saadaoui Abdelkader, TP systèmes embarqués et mobiles, ISET de Radès, Tunisia, département TI, Décembre 2015.
- [23] : les régulateurs de tension fixes, Electronique 3D, http://www.electronique-3d.fr/Les_regulateurs_de_tension.html.

Annexes

Annexe A

Générateur d'hémodialyse :

Echange Sang - Dialysat

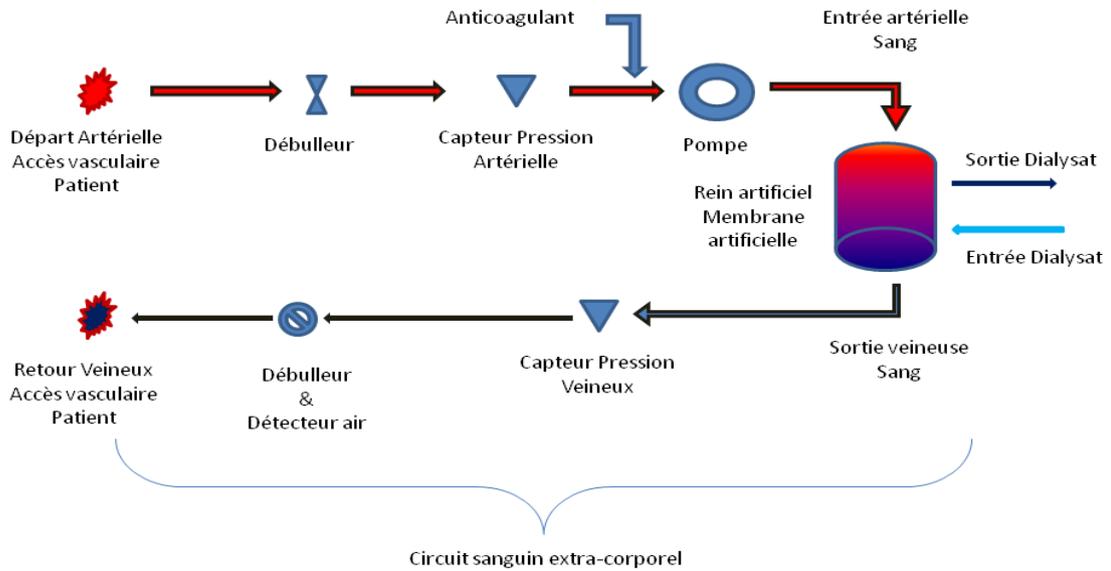


Figure 1

Circuit Dialysat

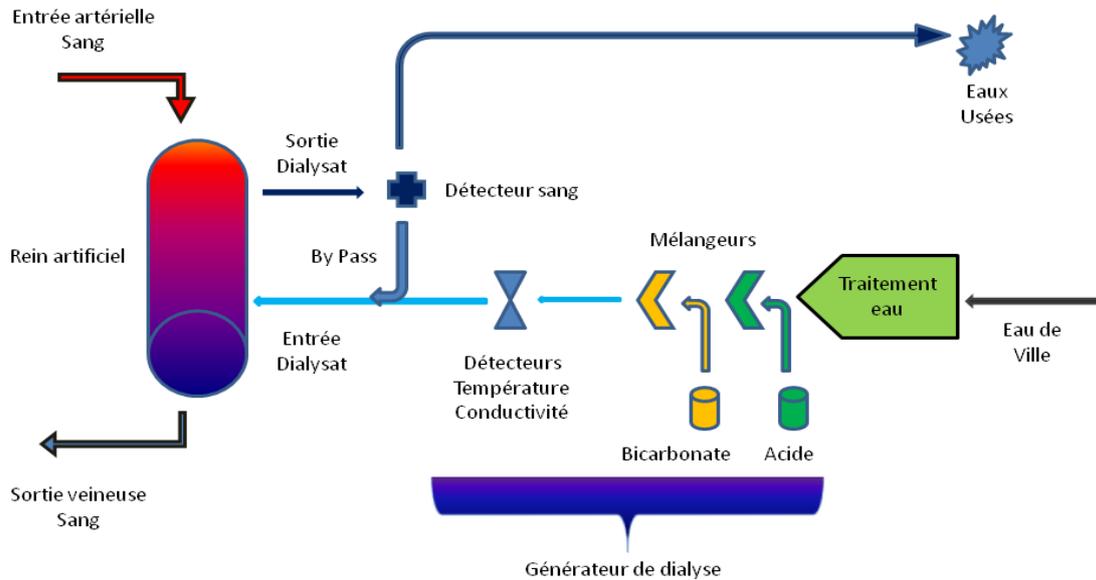
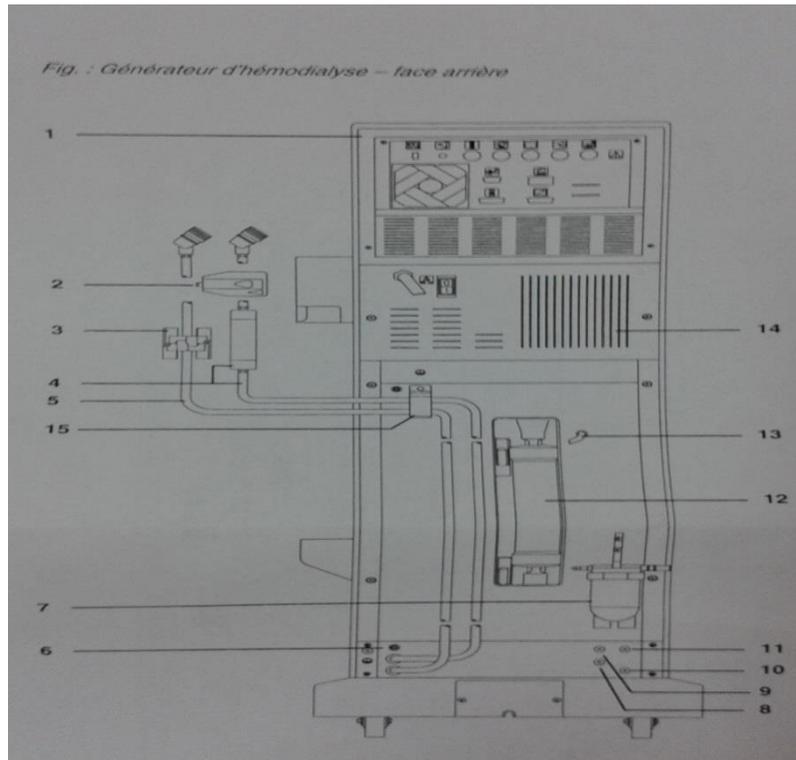


Figure 2

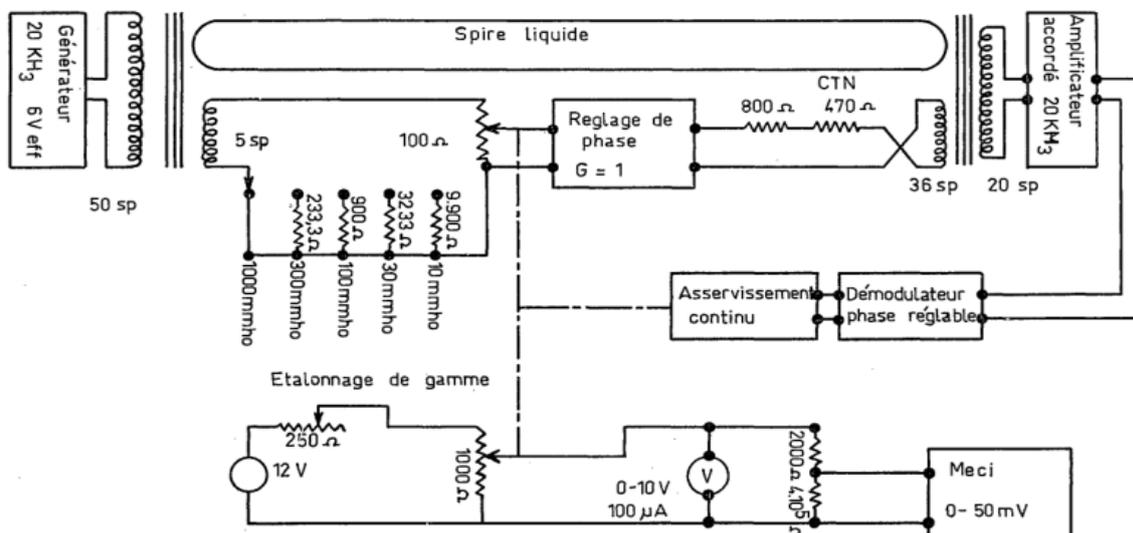


-Générateur d'hémodialyse- fac arrière-

- 1-moniteur (arrière)
- 2-site de prélèvement
- 3-filtre
- 4-tuyau d'arrivée dialysat avec indicateur de débit
- 5-tuyau de retour dialysat
- 6-connecteur désinfectant
- 7-filtre d'entrée d'eau
- 8-connecteur concentré Bicarbonate (bleu)
- 9-connecteur concentré A (rouge) pour alimentation centrale (en option)
- 10-connecteur vidange
- 11-connecteur d'entrée d'eau (perméat) ou connecteur pour filtre d'entrée d'eau
- 12-DIASAFE (filtre 1) en option
- 13-mise à l'air
- 14-bloc d'alimentation
- 15-bride de fixation pour tuyaux de raccord dialyseur

Annexe B

Conductimètre sans électrode :



-Conductimètre sans électrode-

- Les premiers résultats obtenus avec le conductimètre sans électrode laissent présager d'une extension de son domaine d'utilisation, en particulier dans les usines de traitement de combustible irradié»
- Cet appareil est susceptible d'être utilisé dans d'autres domaines de la chimie industrielle, où le contrôle continu de conductivités élevées doit être réalisé* Il est naturellement possible d'envisager l'adaptation du conductimètre aux problèmes nouveaux qui peuvent se poser (temps de réponse, gammes, présentation).

Tableaux de quelques conductivités ioniques :

Cations			Anions		
Nom	Symbole	λ° (S.m ² .mol ⁻¹)	Nom	Symbole	λ° (S.m ² .mol ⁻¹)
Oxonium	H ₃ O ⁺ (aq)	349.8 . 10 ⁻⁴	Hydroxyde	HO ⁻ (aq)	198.6 . 10 ⁻⁴
Potassium	K ⁺ (aq)	73.5 . 10 ⁻⁴	Bromure	Br ⁻ (aq)	78.1 . 10 ⁻⁴
Sodium	N ^{at} (aq)	50.1 . 10 ⁻⁴	Iodure	I ⁻ (aq)	76.8 . 10 ⁻⁴
Ammonium	NH ⁴⁺ (aq)	73.5 . 10 ⁻⁴	Chlorure	Cl ⁻ (aq)	76.3 . 10 ⁻⁴
Lithium	Li ⁺ (aq)	38.7 . 10 ⁻⁴	Fluorure	F ⁻ (aq)	55.4 . 10 ⁻⁴
Césium	Cs ⁺ (aq)	77.3 . 10 ⁻⁴	Nitrate	NO ₃ ⁻ (aq)	71.4 . 10 ⁻⁴
Rubidium	Rb ⁺ (aq)	77.8 . 10 ⁻⁴	Ethanoate	CH ₃ COO ⁻ (aq)	40.9 . 10 ⁻⁴
Argent	Ag ⁺ (aq)	61.9 . 10 ⁻⁴	Benzoate	C ₆ H ₅ COO ⁻ (aq)	32.3 . 10 ⁻⁴

Annexe C

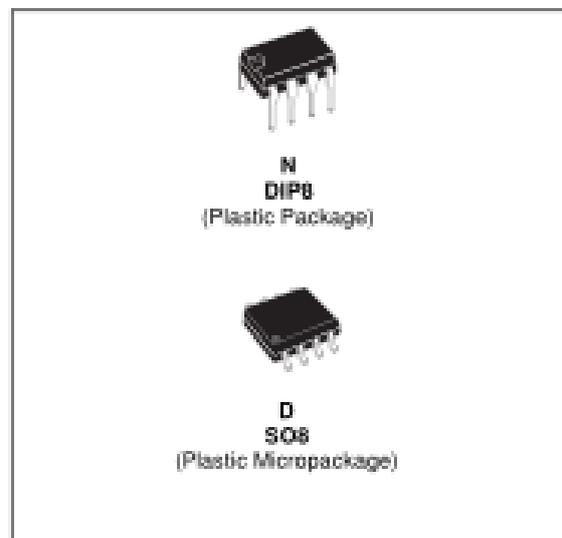
TL081 :



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)

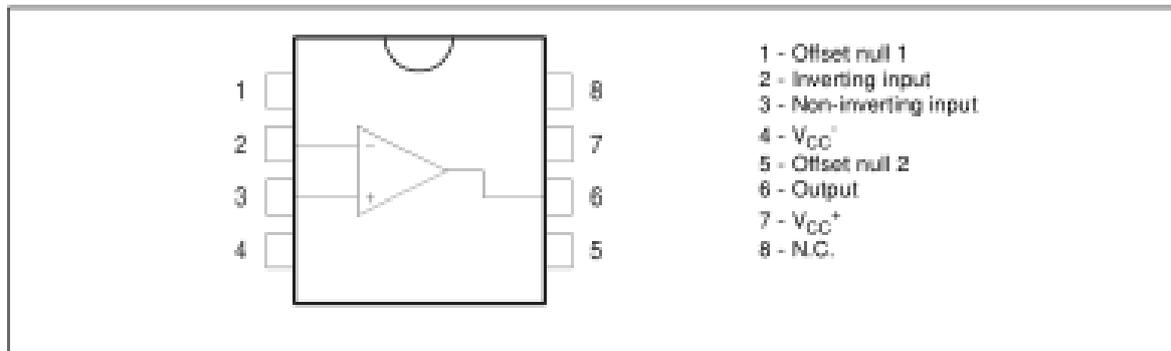


DESCRIPTION

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	•	•
TL081A/A1/B1	-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)

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

V_{CC} = ±15V, T_{amb} = +25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL081,M,AC,AI,AM,BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10	mV
DV _{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current - note 1) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		5	100 4		5	100 10	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current -note 1 T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		20	200 20		20	400 20	nA
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 2kΩ, V _o = ±10V) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{CC}	Supply Current, no load T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ 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 = 50Ω) T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{os}	Output Short-circuit Current T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
±V _{opp}	Output Voltage Swing T _{amb} = +25°C T _{min} ≤ T _{amb} ≤ T _{max}		10 12 10 12	RL = 2kΩ RL = 10kΩ RL = 2kΩ RL = 10kΩ		10 12 10 12	12 13.5	V
SR	Slew Rate (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain		8	16		8	16	V/μs
t _r	Rise Time (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain			0.1			0.1	μs
K _{ov}	Overshoot (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain			10			10	%
GBP	Gain Bandwidth Product (T _{amb} = +25°C) V _{in} = 10mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, f = 100kHz		2.5	4		2.5	4	MHz
R _i	Input Resistance			10 ¹²			10 ¹²	Ω

Annexe D

XR2206 :

XR-2206

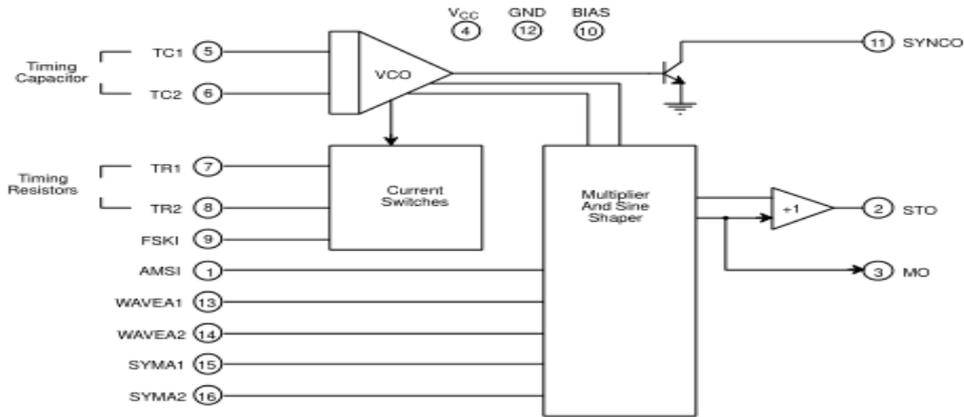
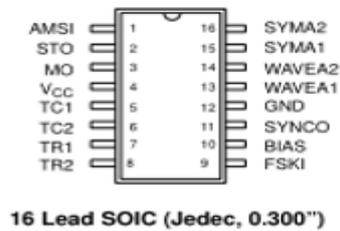
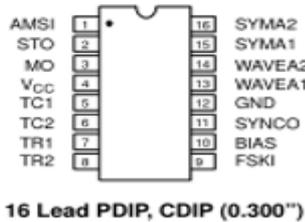


Figure 1. XR-2206 Block Diagram



PIN DESCRIPTION

Pin #	Symbol	Type	Description
1	AMSI	I	Amplitude Modulating Signal Input.
2	STO	O	Sine or Triangle Wave Output.
3	MO	O	Multiplier Output.
4	V _{CC}		Positive Power Supply.
5	TC1	I	Timing Capacitor Input.
6	TC2	I	Timing Capacitor Input.
7	TR1	O	Timing Resistor 1 Output.
8	TR2	O	Timing Resistor 2 Output.
9	FSKI	I	Frequency Shift Keying Input.
10	BIAS	O	Internal Voltage Reference.
11	SYNCO	O	Sync Output. This output is a open collector and needs a pull up resistor to V _{CC} .
12	GND		Ground pin.
13	WAVEA1	I	Wave Form Adjust Input 1.
14	WAVEA2	I	Wave Form Adjust Input 2.
15	SYMA1	I	Wave Symetry Adjust 1.
16	SYMA2	I	Wave Symetry Adjust 2.

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Test Conditions: Test Circuit of Figure 2 $V_{CC} = 12V$, $T_A = 25^\circ C$, $C = 0.01\mu F$, $R_1 = 100k\Omega$, $R_2 = 10k\Omega$, $R_3 = 25k\Omega$
Unless Otherwise Specified. S_1 open for triangle, closed for sine wave.

Parameters	XR-2206M/P			XR-2206CP/D			Units	Conditions
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
General Characteristics								
Single Supply Voltage	10		26	10		26	V	
Split-Supply Voltage	± 5		± 13	± 5		± 13	V	
Supply Current		12	17		14	20	mA	$R_1 \geq 10k\Omega$
Oscillator Section								
Max. Operating Frequency	0.5	1		0.5	1		MHz	$C = 1000pF$, $R_1 = 1k\Omega$
Lowest Practical Frequency		0.01			0.01		Hz	$C = 50\mu F$, $R_1 = 2M\Omega$
Frequency Accuracy		± 1	± 4		± 2		% of f_0	$f_0 = 1/R_1 C$
Temperature Stability Frequency		± 10	± 50		± 20		ppm/ $^\circ C$	$0^\circ C \leq T_A \leq 70^\circ C$ $R_1 = R_2 = 20k\Omega$
Sine Wave Amplitude Stability ²		4800			4800		ppm/ $^\circ C$	
Supply Sensitivity		0.01	0.1		0.01		%/V	$V_{LOW} = 10V$, $V_{HIGH} = 20V$, $R_1 = R_2 = 20k\Omega$
Sweep Range	1000:1	2000:1			2000:1		$f_H = f_L$	$f_H @ R_1 = 1k\Omega$ $f_L @ R_1 = 2M\Omega$
Sweep Linearity								
10:1 Sweep		2			2		%	$f_L = 1kHz$, $f_H = 10kHz$
1000:1 Sweep		8			8		%	$f_L = 100Hz$, $f_H = 100kHz$
FM Distortion		0.1			0.1		%	$\pm 10\%$ Deviation
Recommended Timing Components								
Timing Capacitor: C	0.001		100	0.001		100	μF	Figure 5
Timing Resistors: R_1 & R_2	1		2000	1		2000	k Ω	
Triangle Sine Wave Output¹								
								Figure 3
Triangle Amplitude		160			160		mV/k Ω	Figure 2, S_1 Open
Sine Wave Amplitude	40	60	80		60		mV/k Ω	Figure 2, S_1 Closed
Max. Output Swing		6			6		V _{p-p}	
Output Impedance		600			600		Ω	
Triangle Linearity		1			1		%	
Amplitude Stability		0.5			0.5		dB	For 1000:1 Sweep
Sine Wave Distortion								
Without Adjustment		2.5			2.5		%	$R_1 = 30k\Omega$
With Adjustment		0.4	1.0		0.5	1.5	%	See Figure 7 and Figure 8

Notes

¹ Output amplitude is directly proportional to the resistance, R_3 , on Pin 3. See Figure 3.

² For maximum amplitude stability, R_3 should be a positive temperature coefficient resistor.

Bold face parameters are covered by production test and guaranteed over operating temperature range.

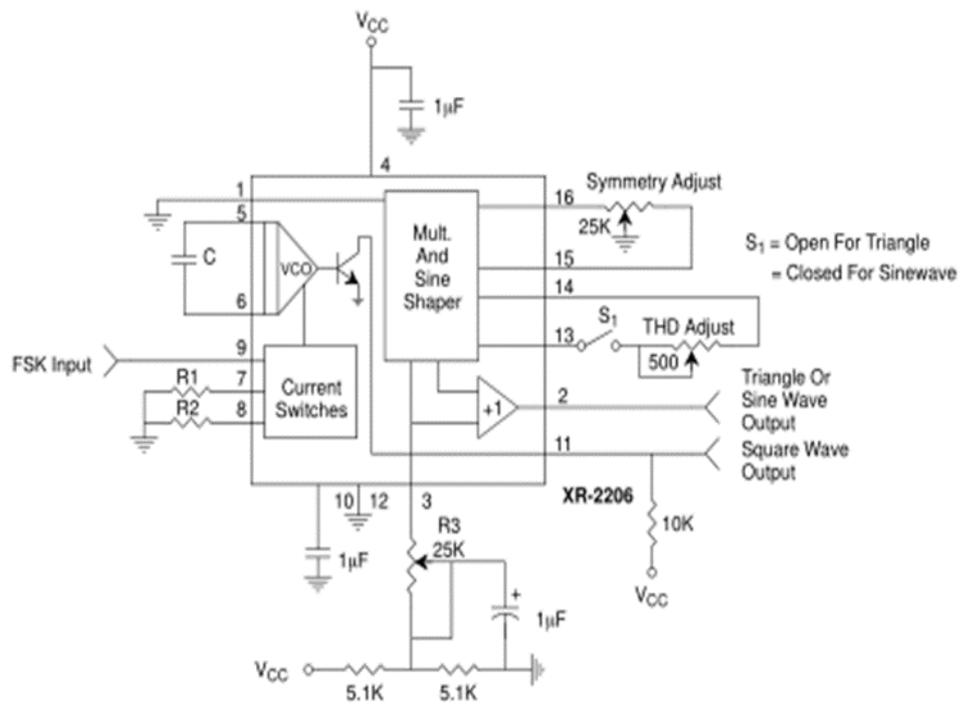


Figure 2. Basic Test Circuit

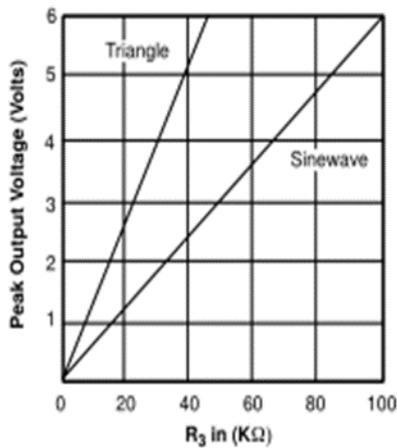


Figure 3. Output Amplitude as a Function of the Resistor, R₃, at Pin 3

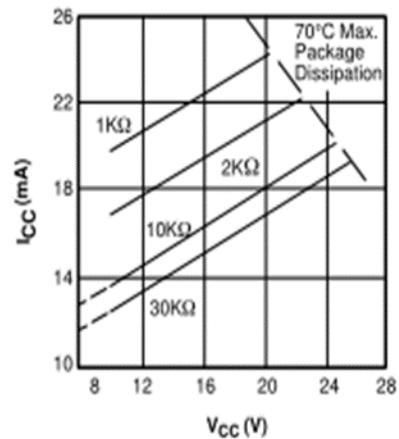


Figure 4. Supply Current vs Supply Voltage, Timing, R

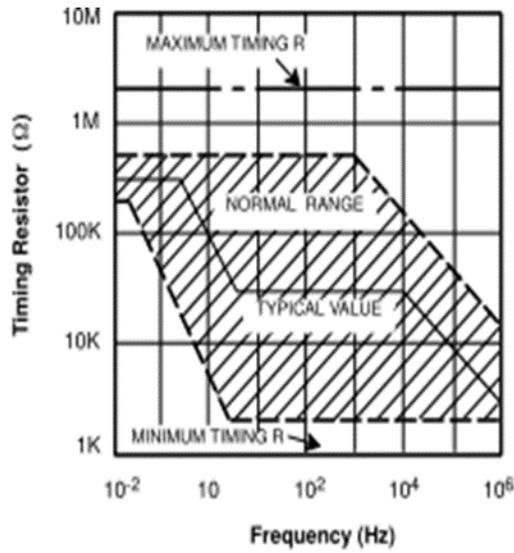


Figure 5. R versus Oscillation Frequency.

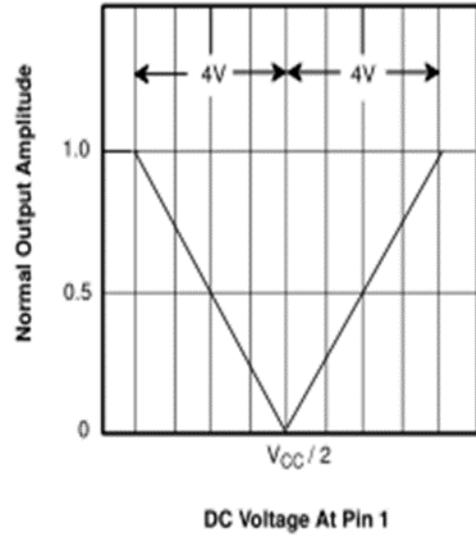


Figure 6. Normalized Output Amplitude versus DC Bias at AM Input (Pin 1)

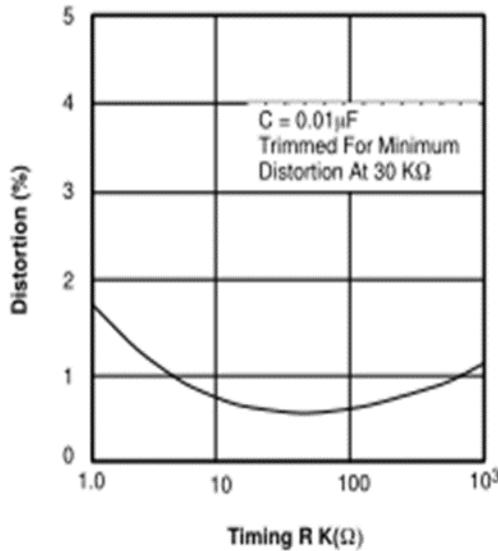


Figure 7. Trimmed Distortion versus Timing Resistor.

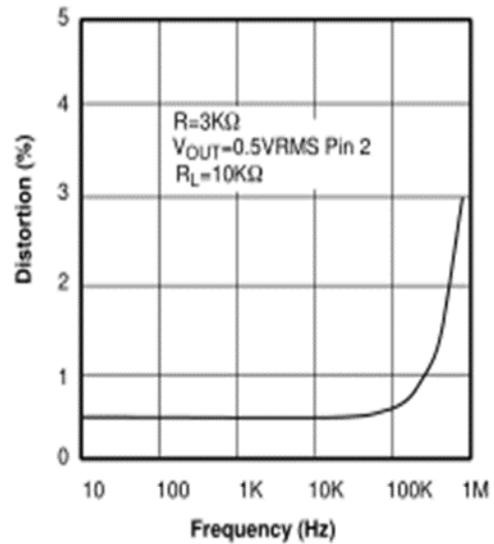


Figure 8. Sine Wave Distortion versus Operating Frequency with Timing Capacitors Varied.

Annexe E

AD633 :



Low Cost
Analog Multiplier

AD633

FEATURES

- Four-Quadrant Multiplication
- Low Cost 8-Lead Package
- Complete—No External Components Required
- Laser-Trimmed Accuracy and Stability
- Total Error Within 2% of FS
- Differential High Impedance X and Y Inputs
- High Impedance Unity-Gain Summing Input
- Laser-Trimmed 10 V Scaling Reference

APPLICATIONS

- Multiplication, Division, Squaring
- Modulation/Demodulation, Phase Detection
- Voltage-Controlled Amplifiers/Attenuators/Filters

PRODUCT DESCRIPTION

The AD633 is a functionally complete, four-quadrant, analog multiplier. It includes high impedance, differential X and Y inputs and a high impedance summing input (Z). The low impedance output voltage is a nominal 10 V full scale provided by a buried Zener. The AD633 is the first product to offer these features in modestly priced 8-lead plastic DIP and SOIC packages.

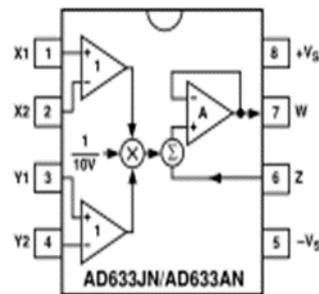
The AD633 is laser calibrated to a guaranteed total accuracy of 2% of full scale. Nonlinearity for the Y-input is typically less than 0.1% and noise referred to the output is typically less than 100 μ V rms in a 10 Hz to 10 kHz bandwidth. A 1 MHz bandwidth, 20 V/ μ s slew rate, and the ability to drive capacitive loads make the AD633 useful in a wide variety of applications where simplicity and cost are key concerns.

The AD633's versatility is not compromised by its simplicity. The Z-input provides access to the output buffer amplifier, enabling the user to sum the outputs of two or more multipliers, increase the multiplier gain, convert the output voltage to a current, and configure a variety of applications.

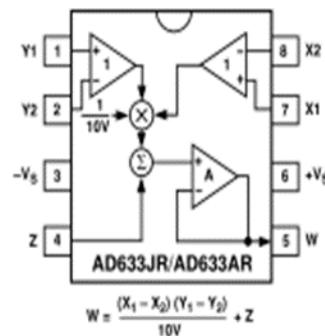
The AD633 is available in an 8-lead plastic DIP package (N) and 8-lead SOIC (R). It is specified to operate over the 0°C to +70°C commercial temperature range (J Grade) or the -40°C to +85°C industrial temperature range (A Grade).

CONNECTION DIAGRAMS

8-Lead Plastic DIP (N) Package



8-Lead Plastic SOIC (SO-8) Package



PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD633 is a complete four-quadrant multiplier offered in low cost 8-lead plastic packages. The result is a product that is cost effective and easy to apply.
2. No external components or expensive user calibration are required to apply the AD633.
3. Monolithic construction and laser calibration make the device stable and reliable.
4. High (10 M Ω) input resistances make signal source loading negligible.
5. Power supply voltages can range from ± 8 V to ± 18 V. The internal scaling voltage is generated by a stable Zener diode; multiplier accuracy is essentially supply insensitive.

AD633—SPECIFICATIONS (T_A = +25°C, V_S = ±15 V, R_L ≥ 2 kΩ)

Model	AD633J, AD633A				
TRANSFER FUNCTION	$W = \frac{(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)}{10 V} + Z$				
Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
MULTIPLIER PERFORMANCE					
Total Error	-10 V ≤ X, Y ≤ +10 V		±1	±2	% Full Scale
T _{MIN} to T _{MAX}			±3		% Full Scale
Scale Voltage Error	SF = 10.00 V Nominal		±0.25%		% Full Scale
Supply Rejection	V _S = ±14 V to ±16 V		±0.01		% Full Scale
Nonlinearity, X	X = ±10 V, Y = +10 V		±0.4	±1	% Full Scale
Nonlinearity, Y	Y = ±10 V, X = +10 V		±0.1	±0.4	% Full Scale
X Feedthrough	Y Nulled, X = ±10 V		±0.3	±1	% Full Scale
Y Feedthrough	X Nulled, Y = ±10 V		±0.1	±0.4	% Full Scale
Output Offset Voltage			±5	±50	mV
DYNAMICS					
Small Signal BW	V _O = 0.1 V rms		1		MHz
Slew Rate	V _O = 20 V p-p		20		V/μs
Settling Time to 1%	ΔV _O = 20 V		2		μs
OUTPUT NOISE					
Spectral Density			0.8		μV/√Hz
Wideband Noise	f = 10 Hz to 5 MHz		1		mV rms
	f = 10 Hz to 10 kHz		90		μV rms
OUTPUT					
Output Voltage Swing		±11			V
Short Circuit Current	R _L = 0 Ω		30	40	mA
INPUT AMPLIFIERS					
Signal Voltage Range	Differential	±10			V
	Common Mode	±10			V
Offset Voltage X, Y			±5	±30	mV
CMRR X, Y	V _{CM} = ±10 V, f = 50 Hz	60	80		dB
Bias Current X, Y, Z			0.8	2.0	μA
Differential Resistance			10		MΩ
POWER SUPPLY					
Supply Voltage			±15		V
Rated Performance		±8		±18	V
Operating Range					V
Supply Current	Quiescent		4	6	mA

NOTES

Specifications shown in **boldface** are tested on all production units at electrical test. Results from these tests are used to calculate outgoing quality levels. All min and max specifications are guaranteed, although only those shown in **boldface** are tested on all production units.

Specifications subject to change without notice.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS¹

Supply Voltage	±18 V
Internal Power Dissipation ²	500 mW
Input Voltages ³	±18 V
Output Short Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Operating Temperature Range	
AD633J	0°C to +70°C
AD633A	-40°C to +85°C
Lead Temperature Range (Soldering 60 sec)	+300°C
ESD Rating	1000 V

NOTES

¹Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied.

²8-Lead Plastic DIP Package: θ_{JA} = 90°C/W; 8-Lead Small Outline Package: θ_{JA} = 155°C/W.

³For supply voltages less than ±18 V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

ORDERING GUIDE

Model	Temperature Range	Package Description	Package Option
AD633AN	-40°C to +85°C	Plastic DIP	N-8
AD633AR	-40°C to +85°C	Plastic SOIC	SO-8
AD633AR-REEL	-40°C to +85°C	13" Tape and Reel	SO-8
AD633AR-REEL7	-40°C to +85°C	7" Tape and Reel	SO-8
AD633JN	0°C to +70°C	Plastic DIP	N-8
AD633JR	0°C to +70°C	Plastic SOIC	SO-8
AD633JR-REEL	0°C to +70°C	13" Tape and Reel	SO-8
AD633JR-REEL7	0°C to +70°C	7" Tape and Reel	SO-8

Typical Characteristics—AD633

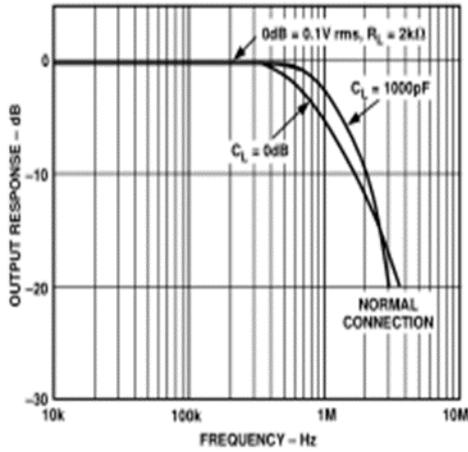


Figure 15. Frequency Response

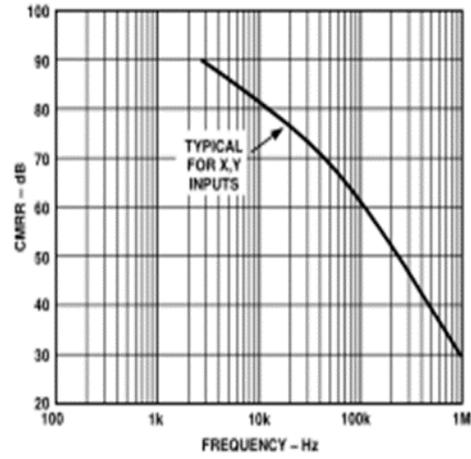


Figure 18. CMRR vs. Frequency

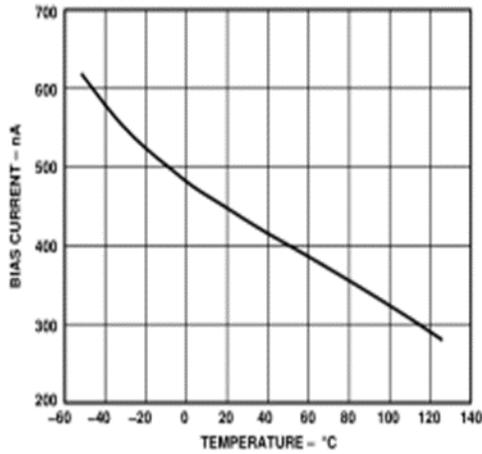


Figure 16. Input Bias Current vs. Temperature (X, Y, or Z Inputs)

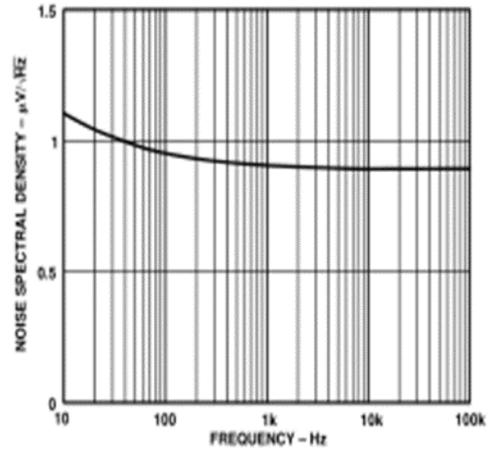


Figure 19. Noise Spectral Density vs. Frequency

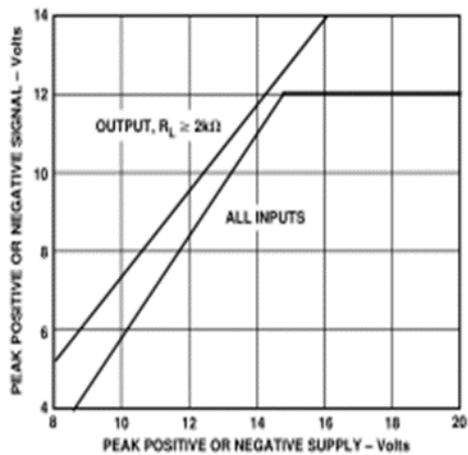


Figure 17. Input and Output Signal Ranges vs. Supply Voltages

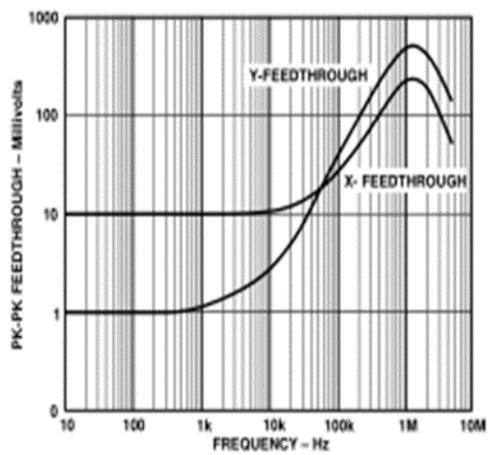


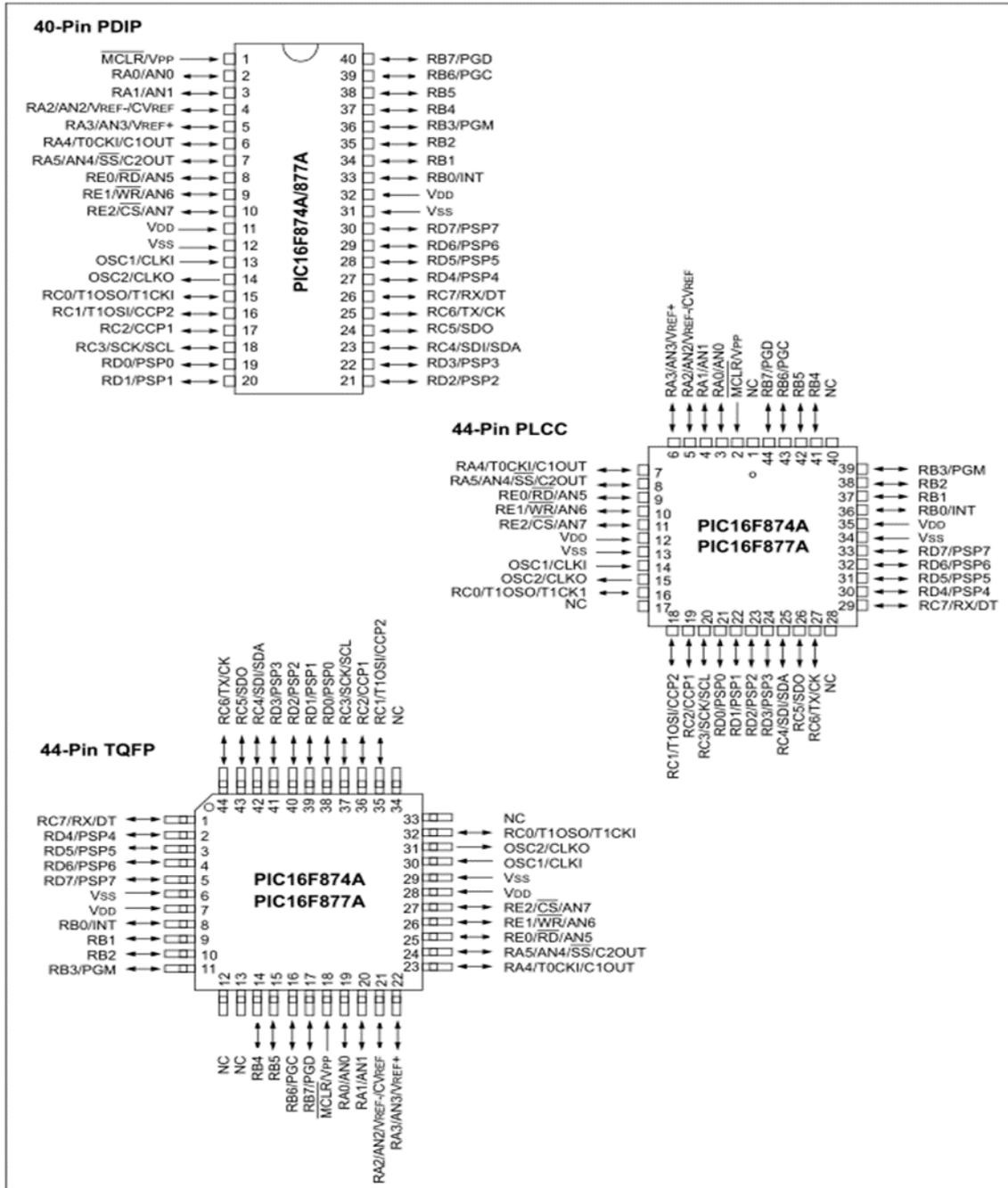
Figure 20. AC Feedthrough vs. Frequency

Annexe F

Pic 16F87XA :

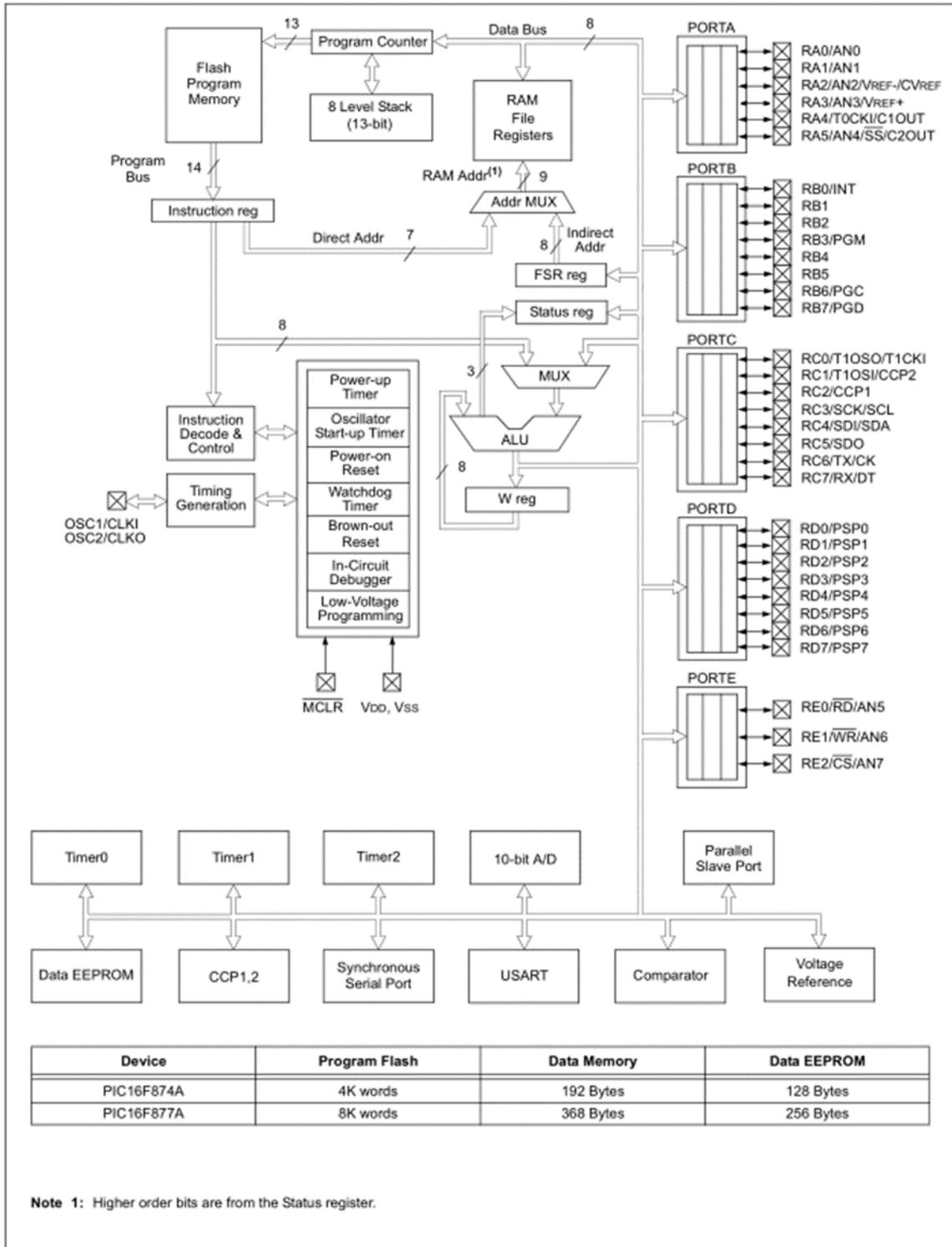
PIC16F87XA

Pin Diagrams (Continued)



PIC16F87XA

FIGURE 1-2: PIC16F874A/877A BLOCK DIAGRAM



PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKI OSC1 CLKI	13	14	30	32	I I	ST/CMOS ⁽⁴⁾	Oscillator crystal or external clock input. Oscillator crystal input or external clock source input. ST buffer when configured in RC mode; otherwise CMOS. External clock source input. Always associated with pin function OSC1 (see OSC1/CLKI, OSC2/CLKO pins).
OSC2/CLKO OSC2 CLKO	14	15	31	33	O O	—	Oscillator crystal or clock output. Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in Crystal Oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKO, which has 1/4 the frequency of OSC1 and denotes the instruction cycle rate.
MCLR/VPP MCLR VPP	1	2	18	18	I P	ST	Master Clear (input) or programming voltage (output). Master Clear (Reset) input. This pin is an active low Reset to the device. Programming voltage input.
RA0/AN0 RA0 AN0 RA1/AN1 RA1 AN1 RA2/AN2/VREF-/CVREF RA2 AN2 VREF- CVREF RA3/AN3/VREF+ RA3 AN3 VREF+ RA4/T0CKI/C1OUT RA4 T0CKI C1OUT RA5/AN4/SS/C2OUT RA5 AN4 SS C2OUT	2 3 4 5 6 7	3 4 5 6 7 8	19 20 21 22 23 24	19 20 21 22 23 24	I/O I I/O I I/O I I O I/O I I I O I/O I I I O	TTL TTL TTL TTL ST TTL	PORTA is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Analog input 0. Digital I/O. Analog input 1. Digital I/O. Analog input 2. A/D reference voltage (Low) input. Comparator VREF output. Digital I/O. Analog input 3. A/D reference voltage (High) input. Digital I/O – Open-drain when configured as output. Timer0 external clock input. Comparator 1 output. Digital I/O. Analog input 4. SPI slave select input. Comparator 2 output.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
— = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note** 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RB0/INT RB0 INT	33	36	8	9	I/O I	TTL/ST ⁽¹⁾	PORTB is a bidirectional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs. Digital I/O. External interrupt.
RB1	34	37	9	10	I/O	TTL	Digital I/O.
RB2	35	38	10	11	I/O	TTL	Digital I/O.
RB3/PGM RB3 PGM	36	39	11	12	I/O I	TTL	Digital I/O. Low-voltage ICSP programming enable pin.
RB4	37	41	14	14	I/O	TTL	Digital I/O.
RB5	38	42	15	15	I/O	TTL	Digital I/O.
RB6/PGC RB6 PGC	39	43	16	16	I/O I	TTL/ST ⁽²⁾	Digital I/O. In-circuit debugger and ICSP programming clock.
RB7/PGD RB7 PGD	40	44	17	17	I/O I/O	TTL/ST ⁽²⁾	Digital I/O. In-circuit debugger and ICSP programming data.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RC0/T1OSO/T1CKI RC0 T1OSO T1CKI	15	16	32	34	I/O O I	ST	PORTC is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Timer1 oscillator output. Timer1 external clock input.
RC1/T1OSI/CCP2 RC1 T1OSI CCP2	16	18	35	35	I/O I I/O	ST	Digital I/O. Timer1 oscillator input. Capture2 input, Compare2 output, PWM2 output.
RC2/CCP1 RC2 CCP1	17	19	36	36	I/O I/O	ST	Digital I/O. Capture1 input, Compare1 output, PWM1 output.
RC3/SCK/SCL RC3 SCK SCL	18	20	37	37	I/O I/O I/O	ST	Digital I/O. Synchronous serial clock input/output for SPI mode. Synchronous serial clock input/output for I ² C mode.
RC4/SDI/SDA RC4 SDI SDA	23	25	42	42	I/O I I/O	ST	Digital I/O. SPI data in. I ² C data I/O.
RC5/SDO RC5 SDO	24	26	43	43	I/O O	ST	Digital I/O. SPI data out.
RC6/TX/CK RC6 TX CK	25	27	44	44	I/O O I/O	ST	Digital I/O. USART asynchronous transmit. USART1 synchronous clock.
RC7/RX/DT RC7 RX DT	26	29	1	1	I/O I I/O	ST	Digital I/O. USART asynchronous receive. USART synchronous data.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RD0/PSP0 RD0 PSP0	19	21	38	38	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	PORTD is a bidirectional I/O port or Parallel Slave Port when interfacing to a microprocessor bus. Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD1/PSP1 RD1 PSP1	20	22	39	39	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD2/PSP2 RD2 PSP2	21	23	40	40	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD3/PSP3 RD3 PSP3	22	24	41	41	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD4/PSP4 RD4 PSP4	27	30	2	2	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD5/PSP5 RD5 PSP5	28	31	3	3	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD6/PSP6 RD6 PSP6	29	32	4	4	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD7/PSP7 RD7 PSP7	30	33	5	5	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RE0/RD/AN5 RE0 RD AN5	8	9	25	25	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	PORTE is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Read control for Parallel Slave Port. Analog input 5.
RE1/WR/AN6 RE1 WR AN6	9	10	26	26	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Write control for Parallel Slave Port. Analog input 6.
RE2/CS/AN7 RE2 CS AN7	10	11	27	27	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Chip select control for Parallel Slave Port. Analog input 7.
Vss	12, 31	13, 34	6, 29	6, 30, 31	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
VDD	11, 32	12, 35	7, 28	7, 8, 28, 29	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.
NC	—	1, 17, 28, 40	12, 13, 33, 34	13	—	—	These pins are not internally connected. These pins should be left unconnected.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note** 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

Résumé

L'hémodialyse fait appelle à la technique conductimétrique pour la mesure de la conductivité de l'eau traitée (perméat) et du dialysat utilisés par le générateur d'hémodialyse pour purifier le sang du patient. L'objectif de ce projet est de réaliser un dispositif pour mesurer cette conductivité.

Le principe que nous avons suivi durant ce travail était basé sur l'application d'un courant alternatif I venant d'un oscillateur à une cellule de mesure de deux plaques en platine, puis le courant qui sort de la cellule a été converti en un potentiel V à l'aide d'un convertisseur courant-tension.

Une détection synchrone permet de multiplier le signal généré par l'oscillateur à celui obtenu à la sortie du convertisseur courant-tension, le signal résultant était filtrée par un filtre passe-bas pour ne garder que la composante continue qui porte l'information.

La programmation d'un microcontrôleur relié à un afficheur LCD, en se servant de la constante de cellule et de l'information détectée qui est proportionnelle à la conductance G , permet d'afficher la conductivité σ .

Mots clés : conductivité de l'eau traitée, détection synchrone, composante continue qui porte l'information.

Abstract

Hemodialysis refers to the conductimetric technique for measuring the conductivity of the treated water (permeate) and dialysate used by the hemodialysis generator to purify the patient's blood. The objective of this project is to realize a device to measure this conductivity.

The principle that we followed during this work was based on the application of an alternating current I from an oscillator to a measuring cell of two platinum plates, then the current that leaves the cell was converted into a potential V using a current-voltage converter.

Synchronous detection makes it possible to multiply the signal generated by the oscillator to that obtained at the output of the current-voltage converter. A low-pass filter, to keep the continuous component carrying the information, filtered the resulting signal.

The programming of a microcontroller connected to an LCD display, using the cell constant and the detected information, which is proportional to the conductance G , made it possible to display the conductivity σ .

Keywords: conductivity of the treated water, Synchronous detection, continuous component carrying the information.

ملخص

تطلب عملية غسيل الكلية استعمال تقنية قياس الناقلية الكهربائية للمياه المعالجة والدياليزا (محلول مكون من الماء المعالج وبعض المركبات) المستعملين من طرف جهاز غسيل الكلى لتصفية دم المريض. الهدف من هذا المشروع هو انشاء جهاز لقياس هذه الناقلية.

اعتمد المبدأ الذي اتبعناه خلال هذا العمل على إرسال التيار المتناوب الآتي من مولد الذبذبات إلى خلية قياس مكونة من صحتيتين من البلاطين، بعدها، تم تحويل التيار الخارج من خلية القياس إلى جهد كهربائي باستخدام محول تيار-جهد. عملية الكشف المتزامن سمحت بضرب الإشارة الناتجة عن مولد الذبذبات مع تلك التي تم الحصول عليها عند مخرج محول تيار-جهد، الإشارة الناتجة تمت فلترتها بواسطة مرشح لتمرير التواترات المنخفضة لغرض الإبقاء فقط على الإشارة المستمرة الحاملة للمعلومة.

إن برمجة وحدة التحكم الدقيقة (ميكرو كونترولر) المتصلة بشاشة العرض (ال سي دي)، وباستخدام ثابت الخلية والمعلومة المحصل عليها والتي تتناسب مع الموصلية، سمحت بعرض قيمة الناقلية الكهربائية.

الكلمات المفتاحية: الناقلية الكهربائية للمياه المعالجة، الكشف المتزامن، الإشارة المستمرة الحاملة للمعلومة.