

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Akli Mohand Oulhadj de Bouira

Faculté des Sciences et des Sciences Appliquées

Département Génie Électrique



Mémoire

MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Thème

Mesure de l'impédance électrique : application à
l'Evaluation Non Destructive.

Réalisé par :

Mlle. AMMAR KHODJA Ouardia

Mlle. KHEDDOUCI Kamilia

Soutenu publiquement Le : 30/09/2018

Encadré et proposé par :

Pr Samir BENSaid

Année Universitaire : 2017 /2018

Remerciement

Tout d'abord, nous remercions Dieu tout puissant de nous avoir donné la force, la volonté, et le privilège d'étudier et de réaliser ce travail.

*Nous tenons à remercier sincèrement notre encadreur P^r **Samir BENSaid**, pour ses encouragements, ses conseils précieux et sa disponibilité.*

*Nous tenons à remercier M^r **Saïd MOUDACHE**, Merci beaucoup pour votre encouragement durant notre parcours.*

Nous remercions également nos enseignants qui ont contribué à notre formation.

À tous les responsables de notre spécialité.

Nous tenons à remercier aussi les membres de jury d'avoir accepté de juger notre travail et de nous avoir permis d'enrichir ce travail.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de ce travail.

Merci à tous et à toute.



Dédicace

*A mes très chers parents que je remercie infiniment pour leurs
soutient et conseils tout au long de mes études.*

*A mes chères soeurs et mon chère frère Ahcene, avec
tous mes souhaits de succès dans leur vie.*

A mon oncle Abderazzak.

A ma chère tante Farida.

A ma chère grand-mère Zina.

A toute la famille, oncles, tantes, cousins et cousines..

A tous mes respectueux collègues.

A tous ceux que j'aime,

je dédie ce travaille

Ouardia



Dédicace

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, à mes chers parents qu'aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours eu pour vous.

A la mémoire de mes grand parents paternel et maternel qui était et restera à jamais un exemple à suivre

A mes oncles Khaled et Dahmane et Samir qui sont toujours là pour moi, et qui m'ont toujours encouragé à aller de l'avant

A mes très chers petits frères

*A toute ma famille, mes amies, à chaque
Personne qui était là pour moi un jour*

Je vous dédie ce travail

Kamilia

Tables de matières

Introduction générale.....	1
Chapitre I : Applications de la mesure de l'impédance	
I.1 Introduction.....	3
I.2 L'impédance électrique.....	3
I.3 Applications de la mesure d'impédance électrique.....	5
I.3.1 Domaine médical.....	5
I.3.1.1 La bioimpédance :	5
I.3.1.1.1 Histoire des mesures de la bioimpédance électrique	5
I.3.1.1.2 Les principes physiques de la bioimpédance électrique	6
I.3.1.1.3 Interactions entre les champs électromagnétiques et les systèmes vivants ...	6
I.3.1.1.4 Circuit électrique équivalent d'une cellule biologique	7
I.3.1.2 La bio impédancemétrie	9
I.3.1.2.1 Application pour la mesure de la composition corporelle	9
I.3.1.2.2 Autres applications cliniques de la bio impédancemétrie	10
I.3.1.3 Application pour l'estimation du débit cardiaque par bioimpédance thoracique	10
I.3.1.4 Application pour évaluer la présence d'une thrombose veineuse	12
I.3.1.5 Application pour la mesure de l'impédance œsophagienne	12
I.3.1.6 La Tomographie par impédance électrique (TIE)	13
I.3.1.7 Les caractéristiques de l'imagerie d'impédance.....	15
I.3.2 Autres domaines d'applications d'impédance.....	15
I.3.2.1 Applications non médicales de la TIE	15
I.3.2.2 Application pour la caractérisation des viandes	15
I.3.2.3 Application pour l'Evaluation Non Destructif (CND) des matériaux conducteurs	16
I.3.2.3.1 Principe de contrôle par courant de Foucault	16
I.3.2.4 Identification de la conductivité à partir de l'impédance	17
I.4 Conclusion	17
Chapitre II : Méthodes de mesure de l'impédance.	
II.1 Introduction	18
II.2 L'impédance électrique	18

II.3 Méthodes de mesure d'impédance	18
II.3.1 Méthode volt-ampèremétrique	18
II.3.2 Méthode des ponts	19
II.3.2.1 Pont de Wheatstone.....	20
II.3.2.2 Méthode du pont de Maxwell	21
II.3.2.3 Le pont auto-équilibré	21
II.3.2.4 Pont de SAUTY	22
II.3.2.5 pont auto accordé	23
II.3.2.6 Méthode d'oscillations libres.....	24
II.3.2.7 Méthode de résonance.....	24
II.3.3 La méthode du voltmètre pour la mesure du module de l'impédance	25
II.3.4 Utilisation d'outils commerciaux (LCR mètre)	25
II.3.4.1 Définition	25
II.3.4.2 Principales caractéristiques d'un LCR mètre.....	26
II.3.4.3 Circuit de mesure d'un LCR mètre :	27
II.3.5 Méthode de $V_{I\phi}$:	28
II.4 Conclusion :	28
Chapitre III : La mise en œuvre de la méthode-Application.	
III.1. Introduction	29
III.2. L'impédance complexe des principaux dipôles :	29
III.3.1.1 Mise en œuvre matériel.....	31
III.3.1.2 Mise en œuvre logicielle.....	32
III.3.1.2.1. Présentation et initiation à LabVIEW	32
Les applications de LabVIEW	33
III.3.2. La méthode par LCR mètre :	38
III.4. Discussions des résultats obtenus des deux méthodes :	39
III.5. Conclusion :	44
Conclusion générale	45

Liste des figures

Figure I. 1: Relation entre tension, courant et retard de phase.....	3
Figure I. 2: relation entre la phase, la résistance, la réactance et l'impédance.	5
Figure I. 3: Principe de la méthode de mesure d'impédance.....	6
Figure I. 4: Comportement des lignes de courant au sein d'un tissu biologique	7
Figure I. 5: Conductivité électrique et permittivité diélectrique de quelques tissus bio	7
Figure I. 6: Circuit électrique équivalent d'une cellule.....	8
Figure I. 7: balance d'impédancemétrie pour la mesure de la composition corporelle	9
Figure I. 8: le placement des électrodes dans la méthode de bioimpédance thoracique.....	11
Figure I. 9: Représentation typique d'un signal d'impédance (dZ) et de sa dérivée par rapport au temps (dZ/dt), puis du signal électrocardiographique (ECG) -Le TEVG	11
Figure I. 10: Le moniteur NICCOMO™	11
Figure I. 11: Représentation schématique d'un cathéter mesurant l'impédance électrique endoluminale œsophagienne	13
Figure I. 12: Ceinture d'électrodes avec câble patient connecté et l'appareil Pulmo	14
Figure I. 13: Application de courant mesures de tension autour du thorax.....	14
Figure I. 14: Mesure de la variation d'impédance du capteur	16
Figure I. 15: Système de mesure de la conductivité électrique et circuit équivalent.....	17
Figure II. 1 : montage aval.....	19
Figure II. 2 : montage amont.....	19
Figure II. 3: Pont de mesure d'impédance (Pont de Wheatstone généralisé).....	20
Figure II. 4: Pont de Maxwell.....	21
Figure II. 5: Principe de la mesure d'impédance par la méthode du pont auto-équilibré.....	22
Figure II. 6 : Pont de SAUTY.....	23
Figure II. 7: Mesure par pont auto accordé.	23
Figure II. 8 : Méthode d'oscillations libres.....	24
Figure II. 9: Méthode de résonance (résonance en série et en parallèle).....	24
Figure II. 10 : Principe de la mesure d'impédance par la méthode courant/tension	25
Figure II. 11: LCR mètre LCR-8000G du fabricant GW-INSTEK	26
Figure II. 12: Circuit de mesure d'un LCR mètre	27

Figure II. 13: circuit de mesure avec un oscilloscope.	28
Figure III. 1: circuit de mesure d'impédance.	30
Figure III. 2: relation entre la phase et les tensions.	30
Figure III. 3: illustration de la méthode d'oscilloscope utiliser.	31
Figure III. 4 : montage réaliser.	31
Figure III. 5: l'oscillogramme des tensions UR et UB.	32
Figure III. 6: liaison RS232.	32
Figure III. 7: interface du logiciel LabVIEW et son logo.	33
Figure III. 8: Le diagramme du programme principal sous LabVIEW.	34
Figure III. 9: bloc de configuration.	35
Figure III. 10: diagramme d'affichage de la valeur efficace de la chaine 1.	36
Figure III. 11: diagramme d'affichage de la période.	36
Figure III. 12: diagramme du calcul et d'affichage du déphasage.	37
Figure III. 13 : le diagramme de calcul de la partie réelle et imaginaire de l'impédance.	37
Figure III. 14: face avant du programme principale.	38
Figure III. 15: tracé de la variation de partie réelle de l'impédance des différentes mesures (sang, poulet frai, poulet congelé) en fonction de la fréquence.	38
Figure III. 16: l'ajout d'une résistance en série.	43
Figure III. 17 : tracé de la partie réelle pour les deux méthodes.	41
Figure III. 18: tracé de la partie imaginaire des deux méthodes.	41
Figure III. 19: tracé de l'erreur existe entre les deux méthodes.	43

Abréviations

AC : Alternative Courant

LCR : L'inductance, Capacité, Résistance.

VI ϕ : Tension, Intensité, déphasage.

TEVG : Temps d'Ejection Ventriculaire Gauche.

ECG : Electrocardiogramme.

DC : Débit Cardiaque.

EIT : Electrical Impedance Tomography.

CND : Contrôle Non Destructif.

BF : Basse Fréquence.

HF : Haute Fréquence.

DUT : Dispositif sous teste.

GBF : Générateur à Basse Fréquence.

LabVIEW : Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench.

VI : Virtual Instrument.



Introduction générale

Introduction générale

Ne considérez jamais les études comme une obligation, mais plutôt comme une opportunité de pénétrer dans le bel et merveilleux monde du savoir. Comme la dit d'Albert Einstein, sur ce point nous avons fait le choix des études en science et technologie, option Génie Biomédicale, ce domaine qui est un mélange de médecine de biologie, d'ingénierie et de physique, et qui est aussi une application des principes et des techniques de l'ingénierie dans le domaine médical visant à contrôler ou bien à développer des systèmes biologiques servant au diagnostic et au traitement des patients.

Cette interaction entre toutes les matières étudiées dans notre spécialité a créé chez nous une curiosité, d'aller plus en avant, et d'opter pour. Le thème de la mesure d'impédance électrique, application à l'Evaluation Non Destructive répond à cette curiosité. C'est ce qui nous a permis de choisir ce thème de fin d'études « Mesure d'impédance électrique, application à l'Evaluation Non Destructive »

L'impédance électrique a été observée la première fois, par Oliver Heaviside en 1886 [1]. Le terme impédance est un paramètre important utilisé pour caractériser les circuits électroniques, les composants et les matériaux utilisés pour fabriquer les composants. L'impédance (Z) est généralement définie comme l'opposition totale qu'offre un dispositif ou un circuit électrique au flux d'un courant alternatif (AC) à fréquence donnée et est donnée par une quantité complexe représentée graphiquement sur un plan vectoriel [2].

En fonction de la valeur de l'impédance, il existe plusieurs méthodes de mesures. On peut citer les méthodes basées sur les ponts, appliquées principalement pour la mesure des faibles impédances, la méthode de résonance, la méthode d'oscillations libres appliquées pour la mesure d'impédance plus au moins élevée, et enfin les outils commerciaux appelés couramment LCR-mètres ou Analyseurs d'impédance utilisés pour la mesure de toutes les valeurs d'impédance. Ces derniers sont précis mais très coûteux, leurs prix dépendent de la gamme de fréquence de mesures. Les courants débités par ces appareils sont inférieurs à 30mA [3]. Ils ne permettent pas la mesure d'impédance débitée par des courants élevés. Dans ce travail, nous proposons une méthode de mesure de l'impédance pour toutes les gammes de courants. Nous avons utilisé nos connaissances en électronique et informatique afin d'arriver à mettre en place cette méthode complètement automatisée en exploitant les fonctionnalités des oscilloscopes numériques. Ce travail a été réalisé au Laboratoire des Matériaux et du Développement Durable de l'Université de Bouira.

Nous avons pris le soin de présenter ce mémoire en trois chapitres.

Dans le premier chapitre nous présentons les généralités sur l'impédance électrique et les différentes applications de l'impédance, notamment dans le domaine médical mais aussi dans d'autres domaines.

Le second chapitre traite les différentes méthodes permettant la mesure de l'impédance électrique pour des différentes gammes de fréquence, en citant leurs avantages et inconvénients.

Le troisième chapitre porte sur la mise en place d'une méthode de mesure d'impédance par la méthode de VI ϕ .

Nous terminons par une conclusion générale et perspectives.



Chapitre I :
Applications de la mesure de
l'impédance.

I.1 Introduction

Dans le domaine de l'électromagnétisme, les milieux biologiques apparaissent comme des matériaux atypiques ayant des propriétés très différentes des matériaux classiques. Du fait de leur composition et de leur structure, les tissus biologiques ont des propriétés électriques très complexes, difficiles à déterminer, fortement dépendantes de la fréquence des champs et sensibles à de nombreux paramètres [4].

Les mesures d'impédances sur des tissus biologiques, ont pu montrer depuis plus d'un siècle, la possibilité de les caractériser et les discriminer en fonction de leur type et de leur état physiologique [5].

L'objectif de ce chapitre est de montrer l'importance de la mesure de l'impédance. Nous abordons les généralités sur l'impédance électrique en citant ses applications dans les différents domaines, principalement le domaine médical.

I.2 L'impédance électrique

Par définition, l'impédance électrique est la propriété d'un matériau à s'opposer au passage du courant. On parle de résistance si cette propriété ne dépend pas de la fréquence du courant, sinon on parle d'impédance c'est le cas des tissus biologiques. A l'échelle macroscopique, l'impédance Z traduit la relation qui existe entre la tension aux bornes d'un circuit et le courant le traversant suivant la relation bien connue de la loi d'Ohm : [6]

$$\mathbf{V} = \mathbf{Z} \cdot \mathbf{I}$$

D'où :

- \mathbf{V} [en Volt] est la tension aux bornes des électrodes de mesure.
- \mathbf{I} [en Ampère] le courant injecté à travers le corps.
- \mathbf{Z} [en Ohm] l'impédance complexe du milieu qui se compose d'une grandeur réelle et d'une grandeur imaginaire.

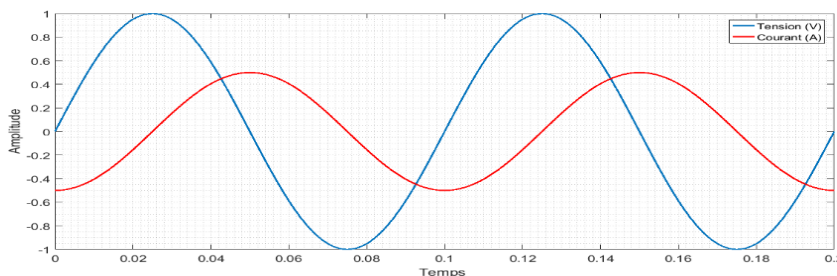


Figure I. 1: Relation entre tension, courant et retard de phase

Cette impédance complexe s'écrit :

$$\underline{Z} = \mathbf{R} + \mathbf{j} \mathbf{X}$$

Où :

- \mathbf{R} [en Ω] est la résistance, inversement proportionnelle à la quantité d'eau. Les tissus maigres contenant d'importantes quantités d'eau et d'électrolytes conducteurs opposent une faible résistance électrique. D'autre part la graisse et les os sont de faibles conducteurs, avec de petites quantités de fluides et d'électrolytes, opposant une haute résistance électrique.
- \mathbf{X} [en Ω] est la réactance : elle correspond à la partie réactive du milieu, en l'occurrence pour les tissus biologiques c'est la composante capacitive. C'est donc une mesure directe de la capacité volumique de la membrane cellulaire et indirecte du volume intracellulaire de la masse cellulaire du corps (il existe une corrélation avec la masse tissulaire et avec l'eau intracellulaire).

Dans le cas d'un milieu homogène et isotrope, l'impédance de l'échantillon est reliée aux propriétés électriques conductivité σ et permittivité ϵ , mais dépend aussi des facteurs géométriques de la cellule k_{cell} . Ceci est définie par l'équation suivante [7] :

$$z = \frac{k_{cell}}{\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r}$$

Où :

Z = l'impédance totale (Ω)

k_{cell} = facteur de cellule (m^{-1}).

σ = conductivité électrique (S/m).

j = symbole imaginaire.

ω = pulsation angulaire (rad/s).

ϵ_0 = permittivité du vide : $\epsilon_0 = 8,8542 \times 10^{-12}$ (F/m)

ϵ_r = permittivité relative du milieu.

L'impédance électrique permet aussi de définir un autre paramètre, la phase définie dans la figure I.2 :

- Si la phase est nulle, le circuit sera purement résistif.
- Si la phase est de 90° , le circuit est purement capacitif.

La phase moyenne à 50kHz pour un homme est de 7° et de $6,5^\circ$ pour une femme sachant que la phase varie au cours de l'âge. Le tissu biologique est donc beaucoup plus résistif que capacitif [8].

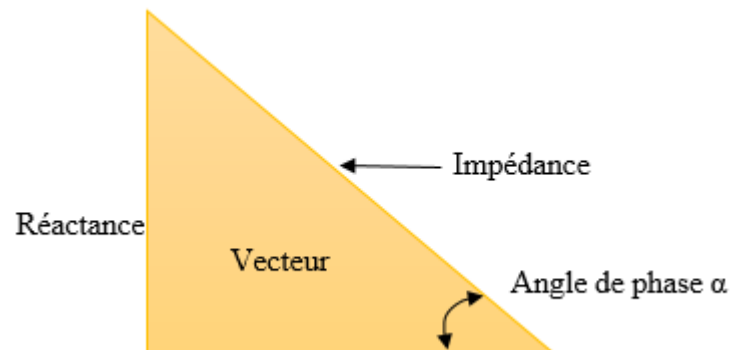


Figure I. 2: relation entre la phase, la résistance, la réactance et l'impédance.

I.3 Applications de la mesure d'impédance électrique

I.3.1 Domaine médical

I.3.1.1 La bioimpédance :

Si le matériau est d'origine biologique, on parlera de bioimpédance. La mesure de l'impédance trouve ses applications beaucoup plus dans le domaine biologique et médical. Mesurer l'impédance du corps humain pourrait permettre d'obtenir une nouvelle technique d'imagerie, ou de surveiller la pathologie d'un tissu.

I.3.1.1.1 Histoire des mesures de la bioimpédance électrique

L'histoire des mesures de la bioimpédance électrique remonte à la fin du XVIIIème siècle, avec les expériences réalisées par Galvani. Les mesures de la bioimpédance électrique donnent des informations sur le milieu biologique sous test. Il a fallu attendre le début du XXème siècle pour que soient démontrées les propriétés électriques passives des tissus biologiques, rendant leur caractérisation fréquentielle interprétable. L'idée de l'utilisation de courants électriques pour mesurer l'impédance et ainsi explorer le corps humain est très ancienne, mais l'essor actuel de cette méthode électrique est due aux travaux de Thomasset et coll en 1962 (France), et à ceux de Nyboer, Hoffer et coll vers 1969 (USA) [9].

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

- La première est l'étude des changements de bioimpédance électrique liée à un processus physiologique ou physiopathologique. Par exemple la cardiographie par impédance qui analyse le système circulatoire ou la pneumographie par impédance qui surveille le

système respiratoire. L'objectif de ces applications est de trouver des informations qualitatives et quantitatives sur les changements d'impédance électrique produits par les changements structurels ou fonctionnels du système sous test.

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

I.3.1.1.2 Les principes physiques de la bioimpédance électrique

Toutes les méthodes de mesure de l'impédance électrique sont basées sur les mêmes principes physiques :

- a) Un courant alternatif faible est imposé par deux électrodes entre une main et le pied controlatéral (figure I.3). L'apparition d'une différence de potentiel entre ces électrodes permet de calculer l'impédance corporelle globale (Z). L'impédance Z correspond à la résistance qu'offrent les tissus au passage d'un courant alternatif.
- b) Le corps humain peut être assimilé à une suspension de cellules dans une solution électrolytique et le modèle de Fricke le représente assez bien

L'utilisation de courants alternatifs permet de franchir facilement la peau ; de façon indolore, mais l'effet capacitif de la peau provoque alors un déphasage du courant par rapport à la tension appliquée. Pour éviter cet inconvénient il faut soit placer les électrodes sous la peau, soit utiliser quatre électrodes de surface. [9]

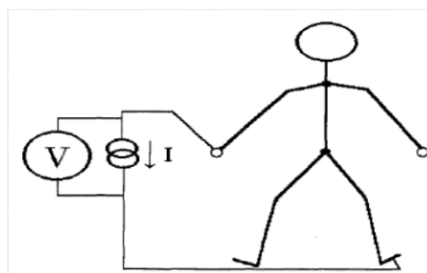


Figure I. 3: Principe de la méthode de mesure d'impédance.[9]

I.3.1.1.3 Interactions entre les champs électromagnétiques et les systèmes vivants

A basse fréquence, le courant ne circule qu'au sein du milieu extracellulaire (autour des cellules, la membrane isolant électriquement la cellule) ; alors qu'en haute fréquence, le courant traverse la membrane et se propage ainsi dans le milieu intracellulaire en modifiant le parcours des lignes de courant [7]. Voir figure I.4.

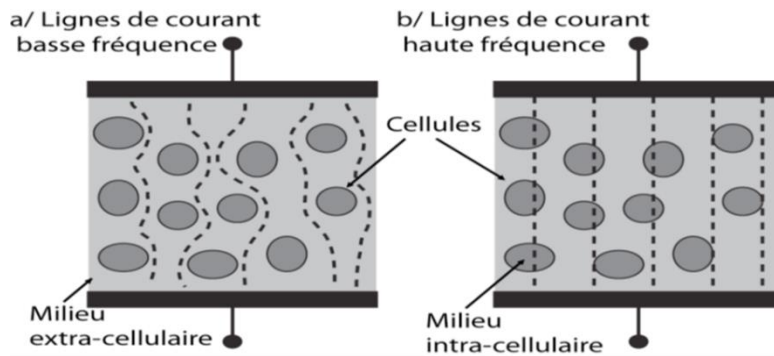


Figure I. 4: Comportement des lignes de courant au sein d'un tissu biologique : (a) cas basse fréquence – $f < 10\text{kHz}$ (b) cas haute fréquence – $f > 500\text{kHz}$ [10]

Généralement un tissu est divisé en deux grandes catégories, tissu à forte teneur d'eau comme la peau, le sang et le muscle et tissu à faible teneur d'eau comme la graisse et l'os. [9].

La conductivité électrique et la permittivité diélectrique de quelques tissus biologiques sont présentées à la Figure I.5, issus des travaux de Gabriel et al. Les valeurs macroscopiques de conductivité et de permittivité disponibles montrent que les tissus biologiques ont des propriétés très différentes des matériaux classiques du génie électrique [4]. Leurs principales caractéristiques sont :

- D'importantes variations de la conductivité et de la permittivité autour de certaines valeurs de fréquence dues à divers phénomènes de relaxation diélectrique [7].
- De très grandes valeurs de permittivité aux plus basses fréquences [7].
- De grandes différences de propriétés entre tissus [7].

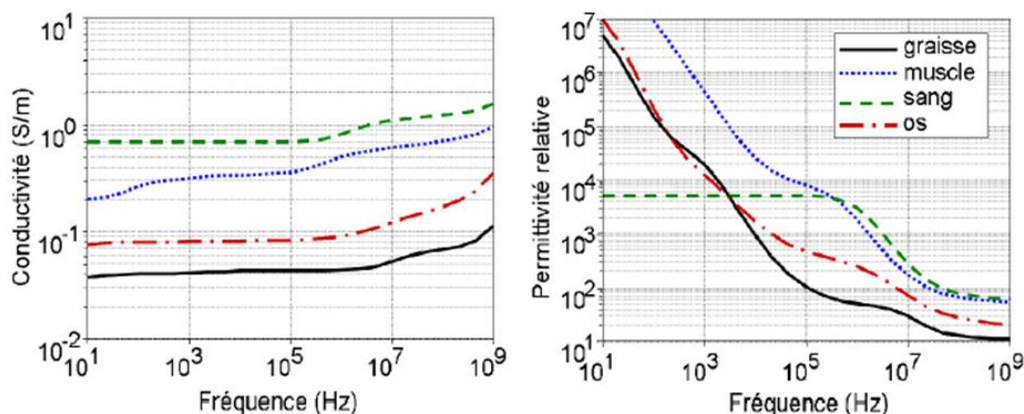


Figure I. 5: Conductivité électrique et permittivité diélectrique de quelques tissus biologiques.[4]

I.3.1.1.4 Circuit électrique équivalent d'une cellule biologique

Différents modèles expérimentaux peuvent être utilisés pour approximer les variations fréquentielles des propriétés électriques des cellules. Il y a donc une fréquence de transition

caractéristique de l'état physiologique des cellules qui dépend des caractéristiques de la membrane et des fluides intra/ extra cellulaires [10].

La modélisation électrique des cellules fut premièrement proposée par R.Höber dans les années 1910, qui a étudié l'évolution de la résistivité d'un échantillon de sang aux basses et hautes fréquences [11]. Plusieurs modèles électriques de la cellule ont été construits dans le milieu du XX^e siècle, tels que le modèle de Fricke et Cole-Cole [12].

Le schéma de la figure I.6 présente le modèle de Fricke, dont la résistance R_e représente le milieu extracellulaire, la résistance R_i représente le milieu intracellulaire ou plutôt les charges libres internes à la cellule, et la capacité C^*m représente la membrane plasmique.

Les propriétés électriques de la membrane prédominent aux basses fréquences (inférieures à 100 MHz), dans ce cas la membrane possède une faible conductance agissant comme un isolant. Le courant n'est pas en mesure de pénétrer dans la cellule. Lorsque la fréquence augmente l'effet isolant de la membrane cellulaire diminue (devient transparente), dans ce cas le milieu intracellulaire prend le relais en tant que conducteur.

Souvent, comme la conductivité membranaire est très faible, l'effet de R_m est négligé et dans ce cas le circuit électrique équivalent est très simple [11].

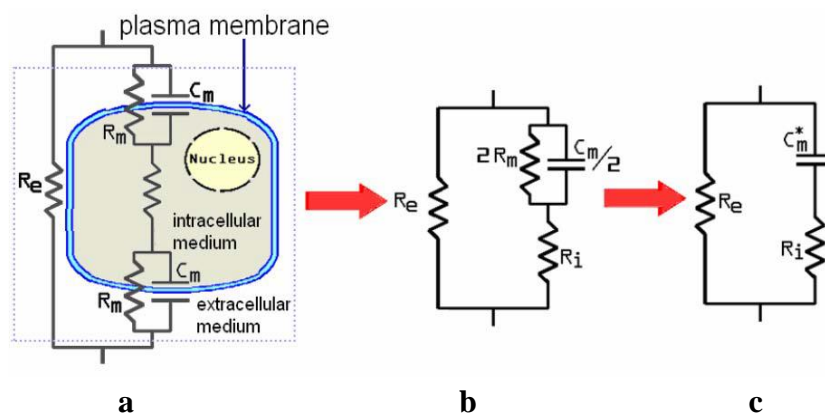


Figure I. 6: a) Circuit électrique équivalent d'une cellule.

b) son modèle équivalent après quelques simplifications du circuit.

c) circuit équivalent de la cellule, en négligeant l'effet de R_m . Noter que C^*m est égal à $C_m/2$ (Fricke, 1924). [13]

Les chercheurs ont largement utilisé le modèle de Cole-Cole, pour extrapoler la permittivité mesurée des tissus biologiques à des fréquences plus élevées. Il existe une grande variabilité de la permittivité mesurée d'un échantillon à l'autre pour le même type de tissu nécessitant des paramètres d'adaptation différents de Cole-Cole. le modèle de Cole-Cole a été utilisé avec succès pour décrire les données expérimentales pour la constante diélectrique de nombreux

matériaux en fonction de la fréquence. Dans ce modèle, la constante diélectrique dépend principalement de quatre paramètres, la constante diélectrique statique, la constante diélectrique à l'infini, la fréquence, le temps de relaxation et un facteur d'exposant. [14]

I.3.1.2 La bio impédancemétrie

L'impédancemétrie est la mesure de l'impédance, c'est-à-dire la force de résistance d'un tissu organique au passage d'un courant électrique, la mesure est effectuée grâce à un impédancemètre. Différents milieux médicaux utilisent l'impédancemétrie. Par exemple, dans le secteur diététique, l'impédancemétrie permet de calculer le pourcentage de matière grasse par rapport à la masse corporelle totale d'une personne. L'impédancemétrie est alors, une sorte de balance électronique qui délivre un faible courant électrique dans le corps du patient. [15].

I.3.1.2.1 Application pour la mesure de la composition corporelle

La méthode d'impédance bioélectrique est largement utilisée pour estimer la composition du corps [16]. La connaissance de la composition corporelle est également utile dans des divers domaines comme l'interprétation du métabolisme énergétique, la médecine et physiologie du sport, les études pharmacologiques et de la cinétique des médicaments, le contrôle d'une renutrition, l'étude de la croissance, du vieillissement etc [9]. Sa détermination précise est un atout important pour l'établissement d'un diagnostic clinique et le suivi de l'efficacité thérapeutique dans un grand nombre de pathologies[17]. La composition corporelle représente la masse de graisse par rapport à la quantité de tissus maigres [16].

L'utilisateur monte sur la balance d'impédancemétrie présentée dans la figure I.7 et se place sur les quatre électrodes, il tire les poignées (électrodes) qui utilisent des câbles rétractables et qui sont placées dans la base de l'appareil de manière très pratique. Des signaux très légers et sans danger ($800\mu\text{A}$) sont transmis par l'écrans à partir des 8 électrodes situées aux mains et aux pieds. [18]

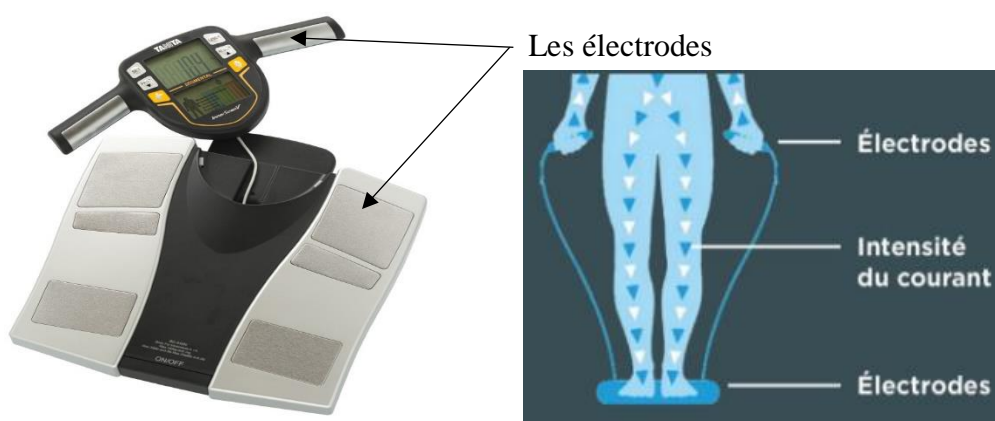


Figure I. 7: balance d'impédancemétrie pour la mesure de la composition corporelle [18]

Les informations fournies par un impédancemètre sont les suivantes [3]:

- Le pourcentage en termes de masse grasseuse.
- Le pourcentage en termes de rétention d'eau.
- Le pourcentage en termes de la masse osseuse.
- Le manque (quels sont les besoins nutritionnels que vous devez prendre).
- Le pourcentage de graisse sur les viscères (vessie, estomac...).

I.3.1.2.2 Autres applications cliniques de la bio impédancemétrie [14]

Les applications cliniques de ce type d'appareillage sont déjà courantes et touchent la plupart des applications médicales hospitalières comme :

- Cardiologie (épreuve d'effort, tension, évaluation de sténoses)
- Anesthésie - Chirurgie (surveillance pré et post opératoire, monitoring des fluides thoraciques)
- Néphrologie
- Urgences (évaluation rapide du statut hémodynamique)
- Obstétrique, gynécologie, médecine interne.

I.3.1.3 Application pour l'estimation du débit cardiaque par bioimpédance thoracique

Cette technique, issue de travaux de la Nasa dans les années 1960 pour évaluer de manière non invasive le débit cardiaque en continu des astronautes [19]. Elle permet d'estimer le volume d'éjection systolique battement à battement à partir des variations cycliques de l'impédance électrique du thorax. Le sang est un des principaux conducteurs physiologiques. Le volume sanguin thoracique varie à chaque battement, et donc modifie l'impédance électrique du thorax [20]. L'augmentation du volume sanguin aortique à chaque systole entraîne une diminution de l'impédance thoracique mesurée [21].

La méthode consiste à appliquer un courant alternatif de haute fréquence (86 KHz) et de faible intensité (1.5 mA) à travers le thorax par l'intermédiaire de quatre électrodes placées à la base du cou et de la cage thoracique (Figure I.8). Le thorax agit comme un transformateur courant-tension [20]. Les liquides physiologiques et en particulier le sang jouent un rôle des conducteurs électriques du thorax [19]. Les variations de tension qui résultent des modifications de l'impédance thoracique sont mesurées par quatre autres électrodes adjacentes [22]. Ces variations d'impédance thoracique en fonction du temps on permet d'établir des équations

estimant le nombre de paramètres hémodynamiques comme le volume d'éjection systolique, que l'on déduit du TEVG (Temps d'Ejection Ventriculaire Gauche) (Figure I.9). [21].

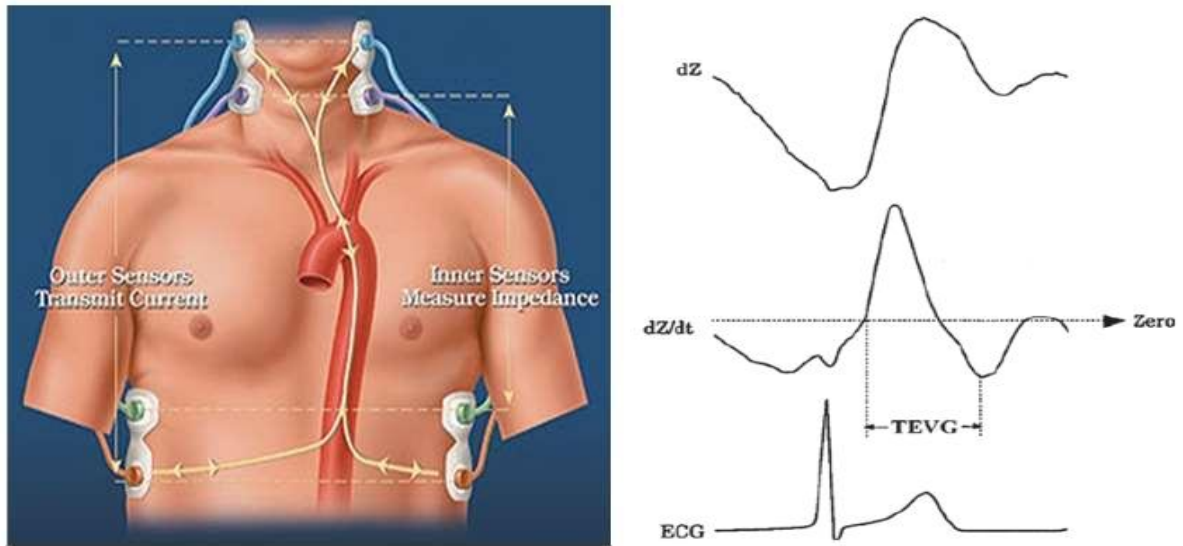


Figure I. 8: le placement des électrodes dans la méthode de bioimpédance thoracique

Figure I. 9: Représentation typique d'un signal d'impédance (dZ) et de sa dérivée par rapport au temps (dZ/dt), puis du signal électrocardiographique (ECG) -Le TEVG [21]

Le NICCOMO™ (Non-Invasive Continuous Cardiac Output Monitor), un appareil qui intègre le couplage de l'analyse de l'impédance à un tracé d'électrocardiogramme (ECG), ce qui permet de définir le moment de l'éjection ventriculaire (TEVG) et d'améliorer l'estimation du DC. (Figure I.10). [23]



Figure I. 10: Le moniteur NICCOMO™

➤ **Avantages [19] :**

- Non invasif.
- Sa totalité innocuité.

- Son faible coût.
- Sa bonne reproductibilité.
- Sa facilité d'apprentissage.

➤ **Inconvénients :**

- Insuffisamment validée [19].
- la difficulté d'acquisition du signal (liée aux mouvements spontanés du patient, à la ventilation mécanique ou aux troubles du rythme cardiaque) [23].

I.3.1.4 Application pour évaluer la présence d'une thrombose veineuse

C'est une ancienne technique qui consiste à mesurer l'impédance de la jambe d'un sujet comme reflet du volume sanguin qu'elle contient. Le changement de volume est provoqué en gonflant un brassard au niveau de la cuisse du sujet cela empêche le retour veineux sans toutefois couper la circulation artérielle. Lorsque le brassard sera dégonflé, il sera possible d'évaluer le temps nécessaire pour que le volume veineux du mollet revienne à sa valeur initiale.

S'il y a une présence d'une thrombose, la vidange veineuse sera plus lente, ce qui se matérialisera sur la courbe caractérisant l'impédance en fonction du temps [21].

• **Inconvénient :**

Cette méthode est moins fiable et plus compliquée à mettre en œuvre qu'une échographie qui est l'examen de référence pour diagnostiquer une thrombose [21].

I.3.1.5 Application pour la mesure de l'impédance œsophagienne [24] [25]

L'impédance électrique représente l'opposition à un courant entre deux électrodes, elle est donc inversement proportionnelle à la conductivité électrique du matériel dans lequel ce courant circule. Les conductivités de la paroi œsophagienne, de l'air, ou de différents bolus (salive, contenu gastrique) sont différentes, de telle façon que le contacte entre ces éléments et les d'électrodes placées dans l'œsophage va induire un profil d'impédance différent.

Les cathéters d'impédancemétrie œsophagienne sont constitués de plusieurs paires d'électrodes cylindriques de 2 à 4 mm séparées de 2 cm (Figure I.11. a). Chaque paire d'électrode, connectée à un capteur d'impédance délivrant un courant électrique de faible amplitude (3 à 6 μ A), fournit une valeur d'impédance. Couplée à une étude du pH œsophagien, l'impédancemétrie permet de déterminer pour chaque reflux si celui-ci est gazeux, liquidien (acide ou non) ou mixte (gazeux et liquidien) ainsi que son extension proximale dans l'œsophage (Figure I.11.b).

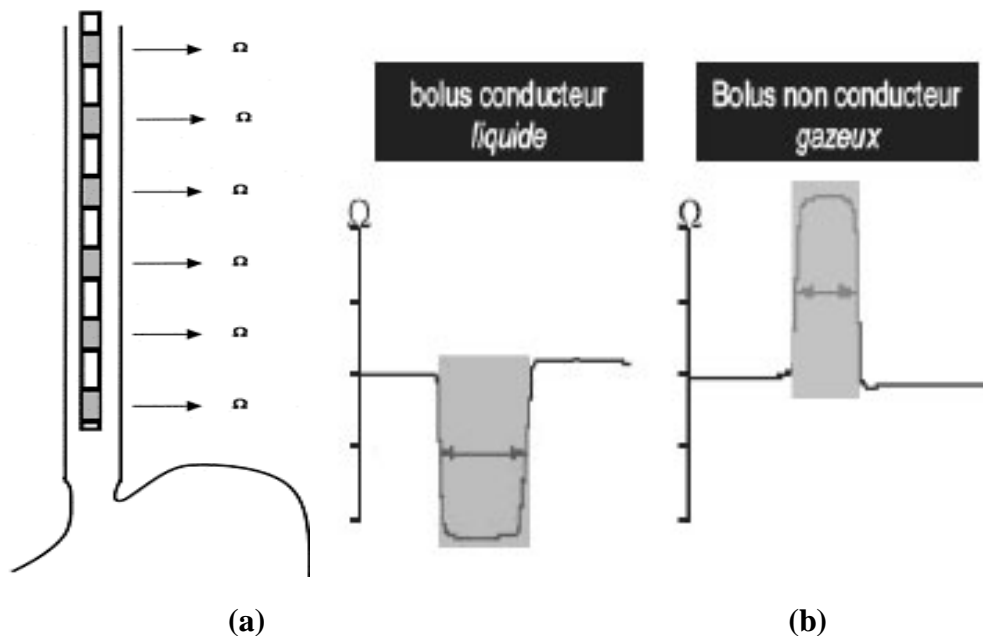


Figure I. 11: (a) : Représentation schématique d'un cathéter mesurant l'impédance électrique endoluminale œsophagienne [24].
(b) : Variations du profil d'impédance selon la nature du matériel de reflux [25] .

La présence d'un bolus de faible conductivité comme l'air induit une augmentation de l'impédance (en ohms) entre les deux électrodes, alors qu'un bolus liquide, de haute conductivité électrique, provoque une chute de l'impédance endoluminale [25].

I.3.1.6 La Tomographie par impédance électrique (TIE)

La tomographie par impédance électrique (TIE) est une technique de reconstruction d'image de la conductivité électrique distribuée dans un tissu ou une région sous observation. Un système électrique pour TIE comprend du matériel complexe [26]. Puisque le corps humain est composé de tissus ayant une conductivité électrique caractéristique, il est possible d'imager des structures internes du corps en appliquant des courants électriques et en mesurant les différences de potentiel qui en résultent [27] cette technique non invasive elle permet d'obtenir des images intrathoraciques [26] .

Une des principales applications médicales de la TIE est le monitoring de la ventilation pulmonaire. Pour effectuer des mesures de bioimpédance, une ceinture d'électrodes contenant 16 électrodes est placée autour de la paroi thoracique. Il faut en outre attacher une électrode de référence à un point central sur le corps, de préférence sur l'abdomen. L'électrode de référence permet de s'assurer que toutes les mesures effectuées au niveau des différentes paires d'électrodes se réfèrent au même potentiel électrique (Figure I.12).[28].

Chapitre I : Applications de la mesure de l'impédance.

Une deuxième application médicale importante de la TIE concerne l'étude de la conductivité du cœur qui change tout au long du cycle cardiaque selon la quantité de sang qu'il contient. Il est donc possible d'évaluer le volume d'éjection systolique par TIE. Ceci peut permettre de diagnostiquer plusieurs anomalies cardiovasculaires : l'insuffisance cardiaque congestive, l'hypertension ou même des maladies des artères coronaires [27].

Une troisième application de la TIE concerne l'évaluation de la vidange gastrique. Dans ce cas c'est le déplacement d'aliments dans le système digestif qui produit un changement de la conductivité électrique de l'estomac.

Un nouveau domaine d'application de la TIE, auquel se consacrent plusieurs groupes de recherche depuis une dizaine d'années, est le monitoring de l'activité cérébrale.

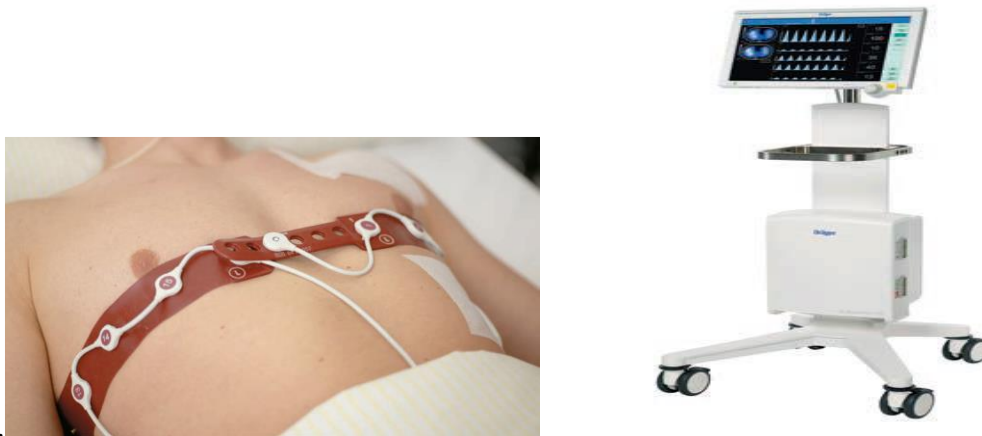


Figure I. 12: Ceinture d'électrodes avec câble patient connecté et l'appareil Pulmo Vista 500.[28]

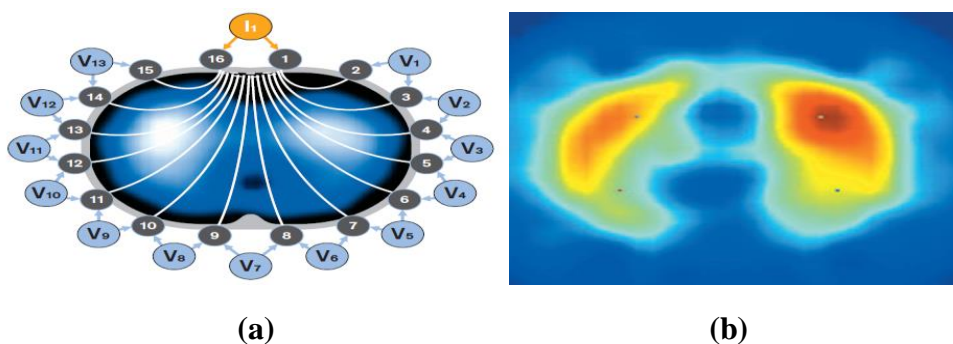


Figure I. 13: (a) Application de courant mesures de tension autour du thorax.
(b) Image EIT [28]

I.3.1.7 Les caractéristiques de l'imagerie d'impédance

Par rapport aux autres techniques d'imagerie médicale, l'imagerie d'impédance présente des caractéristiques intéressantes [16] :

- Elle prend en compte les propriétés du tissu que les autres techniques ne peuvent pas fournir, comme la conductivité, la permittivité.
- Elle est totalement non-invasive et sans aucune radiation, donc sans danger.
- Elle a une excellente sensibilité : le contraste des tissus mous est très bon.
- Elle a une très bonne résolution temporelle permettant l'imagerie en temps réel.
- Elle est facile à mettre en œuvre, peu coûteuse en comparaison avec les autres méthodes.

I.3.2 Autres domaines d'applications d'impédance

I.3.2.1 Applications non médicales de la TIE

Cette technique d'imagerie dépasse le domaine médical. Dans les faits, la TIE peut être employée pour imager n'importe quel phénomène produisant une variation de conductivité électrique dans un milieu. On l'utilise entre autres pour le monitoring de procédés industriels (par exemple, dans des bioréacteurs). On retrouve également de nombreuses applications en géophysique, en prospection minière et même dans la détection de mines antipersonnel [27].

I.3.2.2 Application pour la caractérisation des viandes

Les tissus biologiques et la viande en particulier sont anisotropes vis-à-vis de l'impédance c'est à dire que l'impédance varie selon que le courant se propage parallèlement ou perpendiculairement aux fibres musculaires [29].

Dans le domaine de la viande l'impédance électrique a été utilisée à des fins très diverses :

a. Evolution du taux de gras

Le gras, un fort isolant électrique, influe sur l'impédance des tissus. L'estimation du taux du muscle est obtenue à partir des mesures à plusieurs fréquences. Dans ce domaine, l'impédance électrique a permis d'obtenir des résultats remarquables [29].

b. Evolution de l'état de maturation

C'est un phénomène qui se déroule après l'abattage, elle permet l'obtention d'une viande tendre. Il a été cependant montré qu'il existe une relation étroite entre l'évolution de l'impédance électrique et celle de la résistance mécanique de la viande au cours de la maturation. L'évolution de l'impédance au cours de cette dernière s'explique par des changements majeurs qui interviennent dans la structure de la viande [30].

I.3.2.3 Application pour l'Évaluation Non Destructif (CND) des matériaux conducteurs

Le contrôle non destructif (CND) est l'ensemble des techniques et procédés capables de fournir des informations sur la santé d'une pièce ou d'une structure sans la modifier.

Pour les matériaux conducteurs de l'électricité, la technique la plus utilisée est celle des courants de Foucault.[31]

I.3.2.3.1 Principe de contrôle par courant de Foucault

Le contrôle non destructif par courants de Foucault est une méthode d'inspection des pièces métalliques sans contact elle consiste à évaluer l'état structurel et de santé d'une pièce par la mesure de la variation de l'impédance ou de la tension issue du couplage électromagnétique entre une bobine utilisé comme capteur et la pièce à tester. L'analyse de cette variation d'impédance qui fournira les indications exploitables pour un contrôle. Le trajet, la répartition et l'intensité des courants de Foucault dépendent principalement des facteurs suivants [31]:

- Conductivité électrique σ du matériau à contrôler.
- Perméabilité magnétique μ du matériau à contrôler.
- Paramètres géométriques de la pièce (dimensions, forme, état de surface, ...)
- Homogénéité de la pièce (variations locales des paramètres géométriques ou électriques, provoquées par exemple par des fissures, usures, cavités, corrosion, etc.).
- Couplage électromagnétique entre le dispositif créant l'excitation magnétique (bobine) et la pièce à contrôler.

La présence d'un défaut produit la perturbation de la circulation des courants de Foucault dans la pièce (Figure I.14), modifiant ainsi l'impédance du capteur inductif. La mesure de la variation d'impédance entre les deux états de la pièce (sain et fissuré) constitue le paramètre recherché [32] :

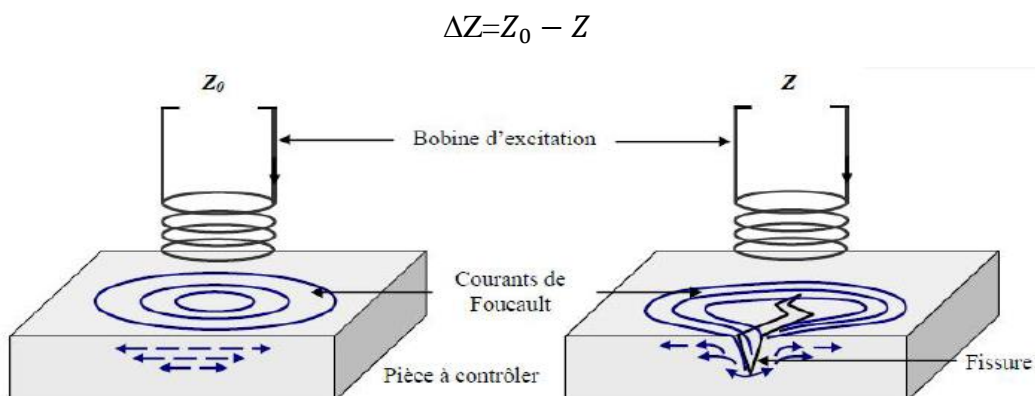


Figure I. 14: Mesure de la variation d'impédance du capteur [32].

I.3.2.4 Identification de la conductivité à partir de l'impédance

Enrouler un fil de cuivre autour d'une plaque conductrice. L'ensemble formant une bobine à noyau ayant comme circuit électrique équivalent une résistance R et une inductance L en série (Figure I.15). La connaissance des valeurs de R et L nous permet de remonter à la conductivité électrique de la plaque. [33]

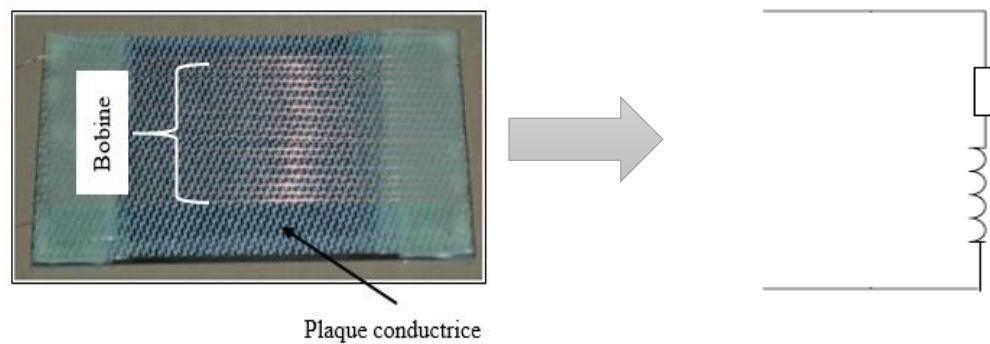


Figure I. 15: Système de mesure de la conductivité électrique et circuit équivalent.

I.4 Conclusion

L'utilisation de l'impédance électrique est très utilisée dans divers domaines (médicale, biologique, matériau, diagnostic, ...), et la maîtrise de cette application nécessite des méthodes précises et bien définies pour chaque domaine et c'est l'objet du chapitre suivant.



***Chapitre II :
Méthodes de mesure
de l'impédance.***

II.1 Introduction

Dans ce chapitre nous allons présenter les différentes méthodes de mesure de l'impédance existantes en ponts. En plus de cela il existe une grande variété d'appareils commerciaux plus ou moins sophistiqués permettant de mesurer l'impédance d'un composant ou d'un dipôle.

II.2 L'impédance électrique

Comme vu au chapitre précédent en régime sinusoïdale l'impédance Z est un nombre complexe, qui traduit la relation entre la tension U aux bornes d'un circuit et le courant I le traversant suivant la relation bien connue de la loi d'Ohm : $\underline{Z} = \frac{U}{I}$ (Ω)

En régime continu, le rapport précédent s'appelle résistance : $R = \frac{U}{I}$ (Ω)

En régime sinusoïdal, on a pour [34] :

- un conducteur ohmique de résistance R : $Z_R = R$.
- un condensateur idéal de capacité C : $Z_C = \frac{1}{C\omega}$.
- une bobine idéale d'inductance L : $Z_L = L\omega$.

II.3 Méthodes de mesure d'impédance

Il existe de nombreuses méthodes de mesurer d'impédance d'un dipôle. Notre objectif est de mesurer la partie réelle et la partie imaginaire de l'impédance pour tout matériau ou système électronique ou électrotechnique. Nous décrirons dans ce qui suit les méthodes que nous avons pu recenser dans la littérature :

II.3.1 Méthode volt-ampèremétrique [35]

a) Mesure de l'inductance d'une bobine :

L'impédance d'une bobine $\underline{Z}_L = r + jL\omega$ est généralement faible ($Z_L \ll Z_V$). Le montage aval est alors le plus convenable.

Dans le cas où la résistance n'évolue pas en fonction de la fréquence, on mesure l'inductance d'une bobine réelle, on effectuant deux essais pratiques :

- Essai **en courant continu** pour déterminer la résistance interne de la bobine r_i

$$r_i = \frac{U_{CC}}{I_{CC}}$$

- Essai **en courant alternatif** pour déterminer le module de l'impédance Z_L

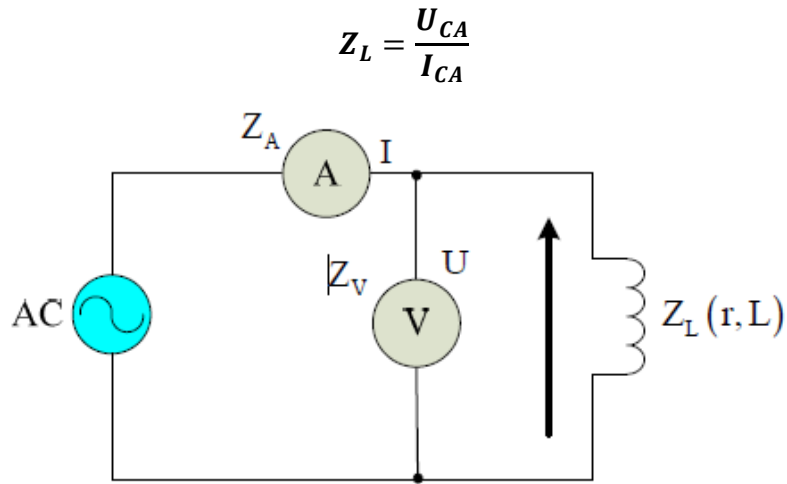


Figure II. 1 : montage aval

Impédance d'une bobine : $\underline{Z}_L = r_i + j\omega l \rightarrow \underline{Z}_L = \sqrt{r_i^2 + (l\omega)^2} \rightarrow \underline{Z}_L^2 = r_i^2 + (l\omega)^2$

$$(l\omega)^2 = Z_L^2 - r_i^2 \rightarrow l = \frac{1}{\omega} \sqrt{Z_L^2 - r_i^2}$$

b) Mesure d'une capacité :

Dans la plupart des cas l'impédance du condensateur est assez élevée ($Z_C \gg Z_V$). Le montage amont est alors le plus convenable.

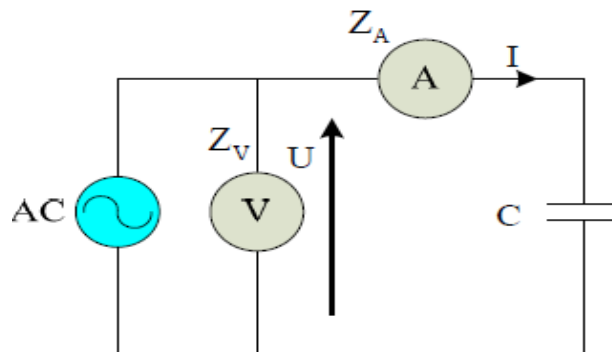


Figure II. 2 : montage amont.

L'impédance d'un condensateur est : $\underline{Z}_C = \frac{1}{Cj\omega}$

$$|Z_C| = Z_C = \frac{1}{C\omega} \rightarrow Z_C = \frac{U_{CA}}{I_{CA}} = \frac{1}{C\omega} \rightarrow C = \frac{1}{Z_C \omega}$$

II.3.2 Méthode des ponts

Ces méthodes sont appliquées principalement pour la mesure des faibles impédances.

II.3.2.1 Pont de Wheatstone

Cette méthode a été proposée par Wheatstone et elle est appliquée pour la mesure aux fréquences inférieurs à 300MHz [7]. Le principe de la mesure est décrit dans la Figure II.3. Il s'agit d'un montage de type pont de Wheatstone généralisé permettant de mesurer non seulement les éléments résistifs mais également les éléments réactifs. [36]

L'impédance de l'échantillon Z_{sol} peut être déterminée par la relation entre les éléments du pont. L'impédance Z_1 est ajustée jusqu'à ce que le courant mesuré dans la branche D soit égale à zéro. Lorsque le pont est équilibré, il donne la formule de la détermination d'impédance [7] :

$$Z_{sol} = \frac{Z_1 \cdot Z_3}{Z_2}$$

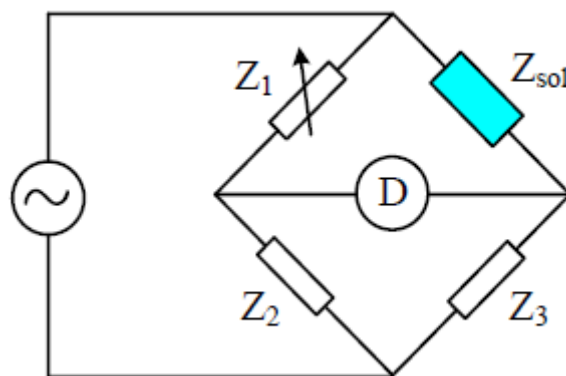


Figure II. 3: Pont de mesure d'impédance (Pont de Wheatstone généralisé).[7]

L'équilibre du pont est réalisé quand les produits en croix des impédances sont égaux (égalité entre parties réelles et parties imaginaires).

➤ **Avantages [2] :**

- Haute précision (0,1% type.)
- Grande fréquence
- Bas prix.

➤ **Inconvénients [2] :**

- Besoin d'être manuellement équilibré.
- Couverture avec un seul instrument unique.

II.3.2.2 Méthode du pont de Maxwell

Le pont de Maxwell est un circuit électronique dérivé du pont de Wheatstone qui permet de mesurer l'inductance inconnue.

La figure III.4 montre le montage du pont de maxwell réalisés ainsi que le calcul de l'impédance de la bobine. [33]

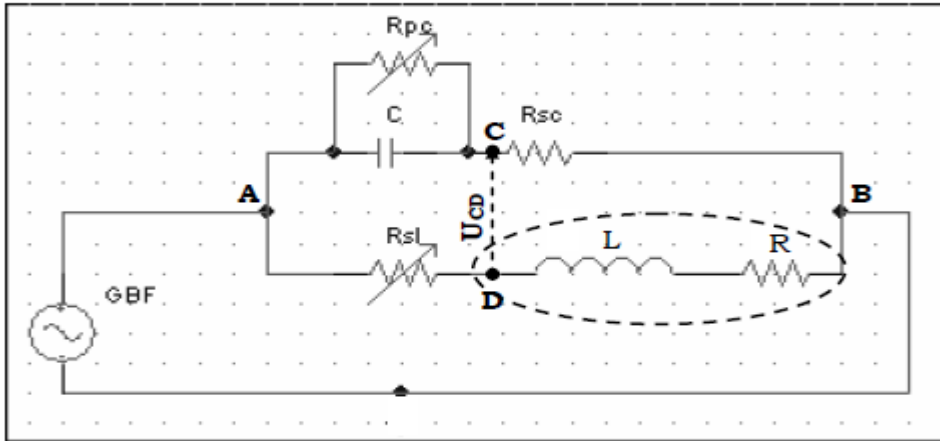


Figure II. 4: Pont de Maxwell.[33]

A l'équilibre du pont ($U_{CD} = 0$) :

$$R = \frac{R_{sc} \cdot R_{sl}}{R_{pc}}$$

$$L = c \cdot R_{sc} \cdot R_{sl}$$

Ce montage n'est utilisable que pour des mesures en basse fréquence

➤ **Avantages de ces méthodes :**

- un faible coût.

➤ **Inconvénient de ces méthodes :**

- Les erreurs de mesure sur les composants utilisés et les grandeurs mesurées diminuent considérablement la précision sur l'impédance.

II.3.2.3 Le pont auto-équilibré

C'est l'une des techniques les plus utilisées par les impédancemètres actuels.

Idéalement, l'impédance d'entrée de l'amplificateur et son gain en boucle ouverte sont considérés infinis. Le point M peut être alors considéré comme une masse virtuelle. Le courant

qui traverse Z est le même que celui qui traverse la résistance de mesure R_m . Pour calculer le module de l'impédance Z , on mesure la tension au point R et on utilise la relation suivante :

$$|Z| = -R_m \frac{V_e}{V_R}$$

Pour maintenir l'auto-équilibrage, le signal de sortie de l'amplificateur V_R est asservi en amplitude et en phase afin de conserver la masse virtuelle en M. [36]

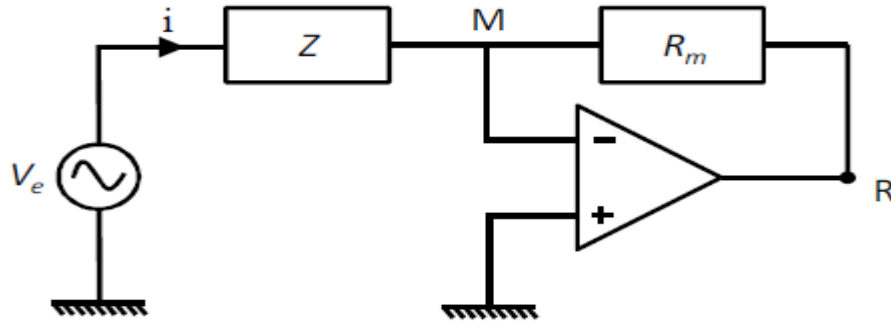


Figure II. 5: Principe de la mesure d'impédance par la méthode du pont auto-équilibré.[36]

➤ **Avantages :**

- Large couverture de fréquence de BF à HF.
- Haute précision sur une large plage de mesure d'impédance.
- Mesure de l'appareil à la terre

➤ **Inconvénient :**

- Des fréquences plus élevées ne sont pas disponibles.

II.3.2.4 Pont de SAUTY

On utilise un générateur basse fréquence et des impédances, impédances complexes.

L'équilibre du pont est réalisé quand les produits en croix des impédances sont égaux (égalité entre parties réelles et parties imaginaires). En général, deux dipôles seront des résistances pures de précision. Le troisième sera l'impédance inconnue et le quatrième sera constitué de condensateurs de précision associés à des résistances de précision. Les possibilités d'associations sont assez nombreuses et nous allons examiner les plus utilisés [37]:

R_3, R_4 : résistance pure fixe

$Z_1 = R_x + \frac{1}{jC_x \omega}$: condensateur idéal connu

$Z_2 = R + \frac{1}{j\omega C}$:: impédance variable et Connue

A l'équilibre du pont on peut écrire que $R_x = R \frac{R_3}{R_4}$ et $C_x = C \cdot \frac{R_4}{R_3}$.

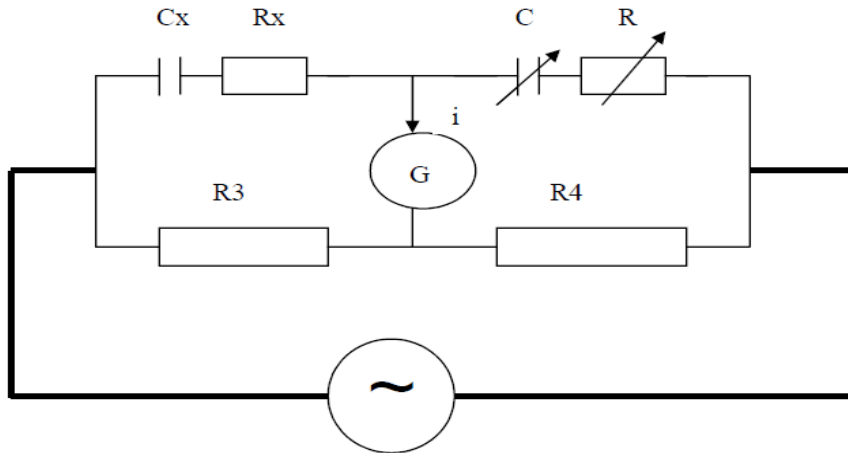


Figure II. 6 : Pont de SAUTY.

II.3.2.5 pont auto accordé

C'est une méthode applicable pour les fréquences de gamme (5 Hz – 40 MHz). Il s'agit d'une méthode de zéro, dont le principe de cette méthode est présenté dans la figure II.7. Un détecteur de zéro commande une source de tension en amplitude et en phase jusqu'à annuler le potentiel au point A. La résistance R est de l'ordre de grandeur de l'impédance inconnue et fixe le calibre de l'appareil. Lorsque le pont est équilibré, on a alors : [7]

$$Z_{sol} = R \frac{V_1}{V_2}$$

Où :

V_1 et V_2 : des tensions produites en sortie des générateurs, connues en amplitude et en phase.

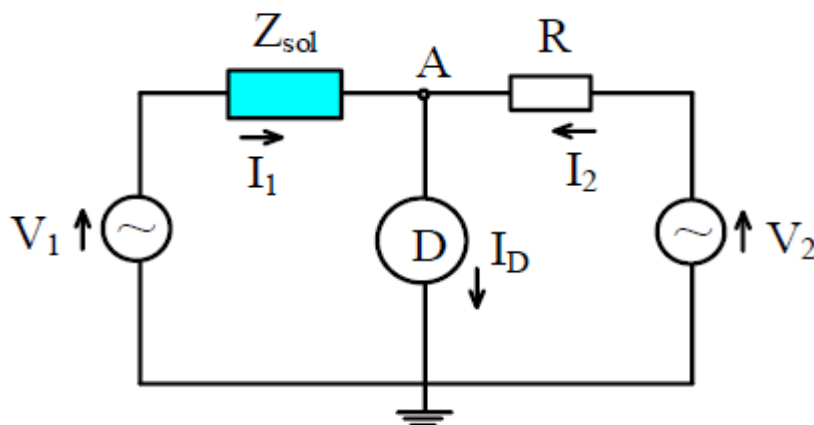


Figure II. 7: Mesure par pont auto accordé. [7]

Les méthodes d'oscillation libre et de résonance sont appliquées pour la mesure d'une impédance plus ou moins élevée.

II.3.2.6 Méthode d'oscillations libres

En premier temps on a le condensateur qui se charge, après ça il va se décharger sur une inductance en série avec une résistance.

La tension U_C a la forme suivante :

$$U_C = A \cdot e^{m\omega_0 \cdot t} \cdot \cos(\omega_p \cdot t + \varphi) \text{ avec,}$$

$$\omega_p = \omega_0 \sqrt{1 - m^2}, \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \text{ et } m = \frac{r}{2L\omega_0}$$

L'inductance et la résistance se calculent par :

$$L = \frac{1}{C \cdot \omega_0} \text{ et } R = \frac{L\omega_0}{n\pi} \cdot \ln \frac{A_0}{A_n}$$

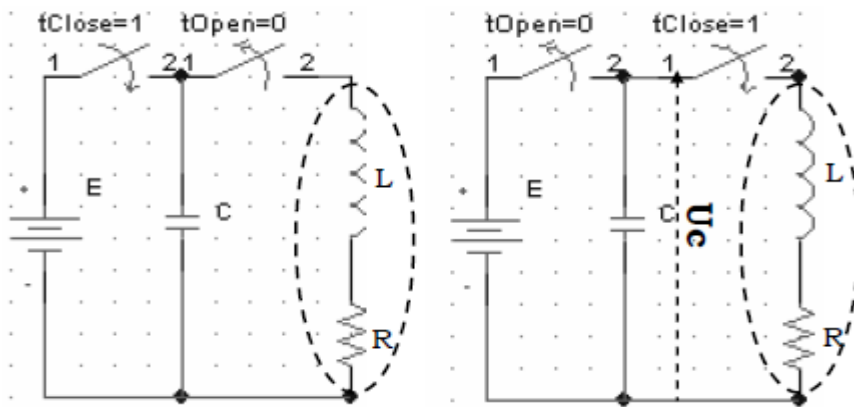


Figure II. 8 : Méthode d'oscillations libres.

II.3.2.7 Méthode de résonance

On mesure la fréquence de résonance et la résistance à cette fréquence. Les deux paramètres mesurés nous permettent ensuite d'avoir les valeurs de L et R. La figure II.9 présente le montage réalisé [33].

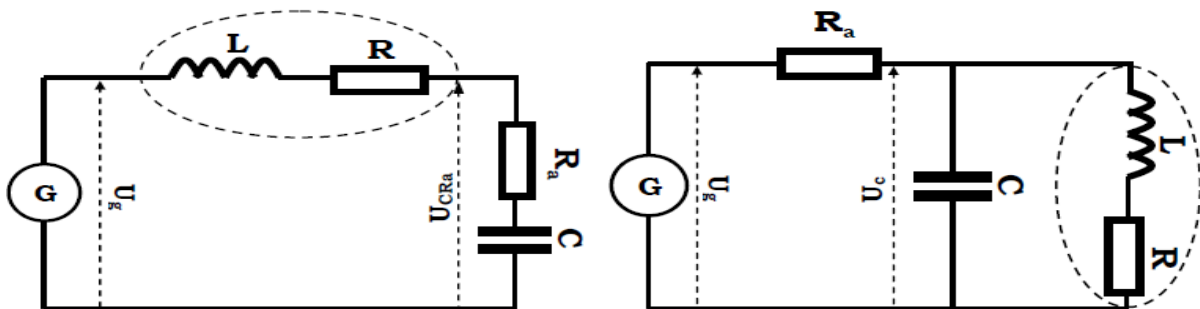


Figure II. 9: Méthode de résonance (résonance en série et en parallèle).[33]

Ces méthodes de mesure classique de l'impédance nécessitent un montage expérimental indépendant. Pour chaque montage on incorpore un condensateur et généralement des résistances. Elles nécessitent aussi l'ajout d'un condensateur dont la valeur est calculée pour obtenir une sensibilité maximale [32].

II.3.3 La méthode du voltmètre pour la mesure du module de l'impédance

Cette méthode est basée sur la loi d'Ohm. Une résistance série telle que $R_m \ll |Z|$, est introduite dans le circuit en série avec l'impédance Z à mesurer (Fig. II.10). On considère qu'un courant identique traverse la résistance R_m et l'impédance Z . On mesure la tension V_s aux bornes de R_m à l'aide d'un voltmètre.[36]

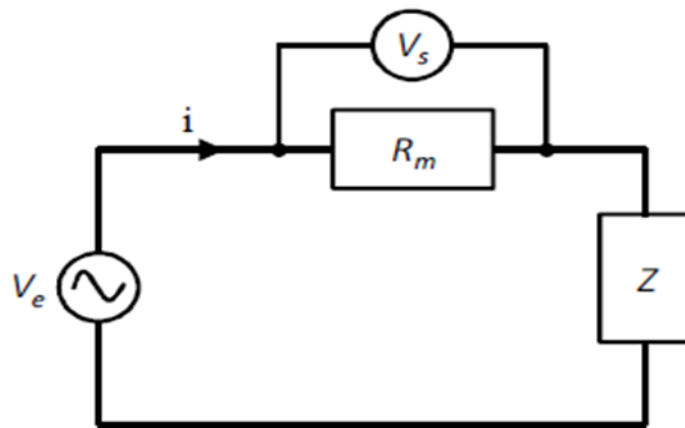


Figure II. 10 : Principe de la mesure d'impédance par la méthode courant/tension [36].

On calcule donc le module de l'impédance Z grâce à la relation :

$$|Z| = R_m \frac{V_s - V_e}{V_s}$$

➤ **AVANTAGES :**

- Nécessite un seul voltmètre.
- Dispositif mis à la terre.

II.3.4 Utilisation d'outils commerciaux (LCR mètre)

II.3.4.1 Définition

Un LCR mètre (inductance (L), capacité (C) et résistance (R)) est un instrument de test électronique utilisé pour mesurer l'inductance, la capacité et la résistance d'un composant.

L'inductance est la propriété d'un circuit électrique provoquant la génération de tension proportionnelle au taux de variation de courant dans un circuit. En électronique, la capacité est la capacité d'un corps à supporter une charge électrique. La capacité est également une mesure

de la quantité d'énergie électrique stockée (ou séparée) pour un potentiel électrique donné. La résistance électrique d'un élément électrique mesure son opposition au passage d'un courant électrique.

Les LCR numériques mesurent le courant (I) traversant un appareil sous test (DUT), la tension (V) sur le DUT et l'angle de phase entre les tensions V et les courants I mesurés. À partir de ces trois mesures, tous les paramètres d'impédance peuvent alors être calculés. [3]

Il existe de nombreuses séries de LCR mètre parmi elle la série LCR-8000G elle est conçue pour effectuer des mesures d'impédance de précision sur une large gamme de fréquences de 20 Hz ~ 10 MHz pour LCR-8110G, 20 Hz ~ 5 MHz pour LCR-8105G et 20 Hz ~ 1 MHz pour LCR-8101G [3], Applet AT810A, Chroma 11022&11025....

Il existe une variété de compteurs LCR allant du portatif au paillasse.

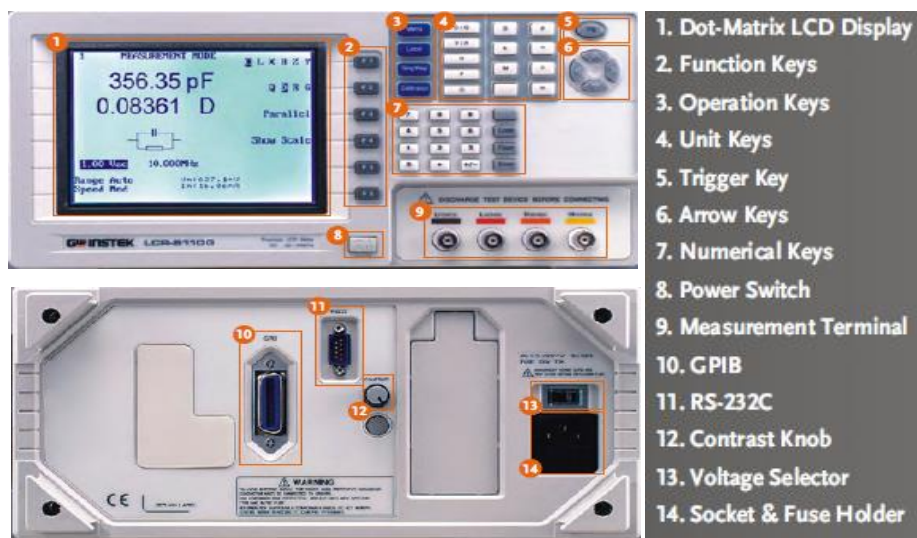


Figure II. 11: LCR mètre LCR-8000G du fabricant GW-INSTEK [3].

II.3.4.2 Principales caractéristiques d'un LCR mètre [3]

- Fréquence de test large 20 Hz ~ 5 MHz.
- Précision de base de 0,1% et résolution de mesure à 6 chiffres.
- Grand écran LCD avec interface utilisateur intuitive.
- Fonctions de mesure complètes avec moniteur DUT V / I.
- Fonction PASS / FAIL avec alarme de jugement.
- Mesure de résistance DC.
- Modes multi-étapes.
- Mode graphique.
- Interface standard RS-232C / GPIB.

II.3.4.3 Circuit de mesure d'un LCR mètre :

La méthode du pont d'équilibrage automatique est une conception de circuit utilisée dans de nombreux LCR mètre comme circuit de mesure. Le circuit a quatre bornes (Hc, Hp, Lp et Lc), toutes connectées à la cible de mesure. Voir la figure II.12 pour un aperçu du circuit.[38]

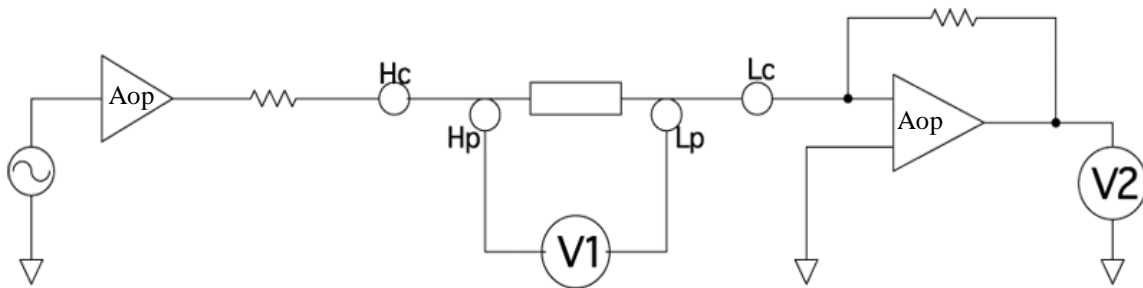


Figure II. 12: Circuit de mesure d'un LCR mètre (méthode du pont d'équilibrage automatique).[38]

La description de la fonctionnalité de chaque terminal présenter dans le circuit :

- **Hc :**

Applique un signal de mesure généré avec une fréquence et une amplitude contrôlée à la cible de mesure. La fréquence peut être contrôlée dans la gamme de plusieurs millihertz à plusieurs mégahertz, et l'amplitude de 5 mV à 5 V.

- **Hp :**

Détecte le potentiel de la cible de mesure. L'impédance d'entrée du circuit de détection est extrêmement élevée, ce qui permet une détection précise du potentiel sans chute de tension.

- **Lp :**

Détecte le potentiel Lo de la cible de mesure.

- **Lc :**

Convertit le courant circulant vers la cible de mesure en une tension basée sur la résistance détectée et détecte le résultat. Le potentiel du terminal Lc est toujours maintenu à 0 V.

➤ **Avantages d'un LCR mètre :**

- Facile à utiliser.
- Il mesure les composants passifs avec un minimum d'erreurs.
- Ces instruments sont très faciles à calibrer.

➤ **Inconvénient d'un LCR mètre :**

- Très cher à partir de 2 000 000 de DA.
- Ne permet pas de débiter de forts courants.

II.3.5 Méthode de VIΦ :

Cette méthode utilise l'oscilloscope qu'est utilisé bien au laboratoire que dans l'industrie, il permet essentiellement l'étude des phénomènes oscillants. [39]

L'oscilloscope permet de visualiser la forme d'onde et de mesurer les valeurs maximales de la tension et du courant notée V_{max} et I_{max} ou ainsi que les valeurs instantanées de la tension et du courant notée V et I et de la période notée T et d'en déduire le déphasage entre la tension et le courant, toutes ses paramètres permettent le calcul de l'impédance électrique d'un dipôle passif. L'impédance Z est donc égale à la tension efficace V_{eff} divisée par l'intensité efficace I_{eff} du courant.

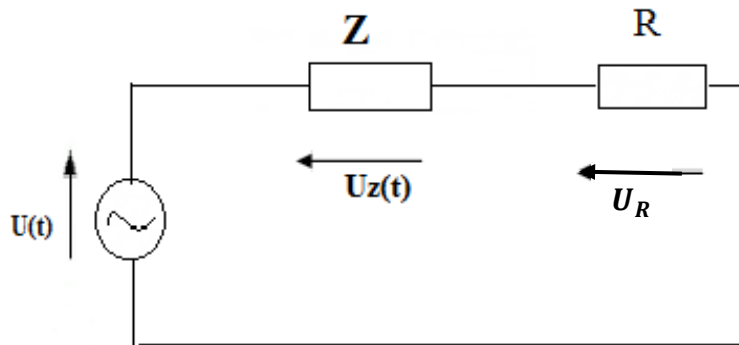


Figure II. 13: circuit de mesure avec un oscilloscope.

II.4 Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre les différentes méthodes de mesures de l'impédance électrique. En citant celles basées sur les ponts, appliquées principalement pour la mesure des faibles impédances, et les méthodes appliquées pour la mesure de l'impédance plus au moins élevée, et enfin les outils commerciaux appelés couramment LCR-mètres. Ces derniers ne permettent pas la mesure d'impédance débitée par des courants élevés. Dans ce qui suit nous proposons une méthode de mesure de l'impédance pour toutes les gammes de courants.

Chapitre III :

Mise en œuvre de la méthode -

Applications

III.1. Introduction

Nous consacrons ce dernier chapitre à la présentation des démarches de mise en place de la technique de mesure de l'impédance en utilisant la méthode citée dans le second chapitre qu'est la méthode $VI\phi$ et on compare les résultats trouver à celle de LCR mètre.

III.2. L'impédance complexe des principaux dipôles :

La méthode qu'on a mis en place calcule l'impédance de tous types de composants RCL.

Composés de deux parties distinctes :

- La partie réelle qu'est la partie résistive de l'impédance
- La partie imaginaire qu'est la partie réactive de l'impédance

a. Pour le cas d'une résistance pure :

L'impédance $Z = R$ et la phase initiale du courant est $\varphi_R = 0$, la tension V et le courant I sont en phase alors le déphasage est nul.

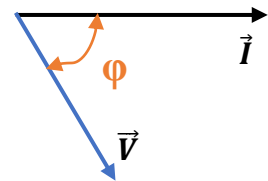
$X=0$ réactance nulle.



b. Pour le cas d'un comportement :

Le déphasage de $V(t)$ par rapport à $I(t)$ est inférieur à zéro et supérieur à $-\frac{\pi}{2}$ rad.

La partie imaginaire de Z est négative. Nous avons un comportement capacitif de l'impédance.

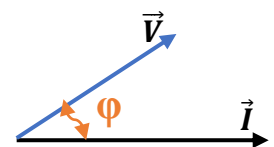


c. Pour le cas d'un comportement inductance :

Le déphasage de $V_C(t)$ par rapport à $I_C(t)$ est supérieur à 0 et inférieur à $\frac{\pi}{2}$ rad.

La partie imaginaire de l'impédance est strictement positive. Nous avons un comportement inductif de l'impédance.

Dans ce travail on a pris le cas d'une inductance réelle avec une résistance interne.



III.3. Partie pratique

III.3.1. La méthode VIφ

On a mesuré l'impédance d'une bobine réelle. Pour cela on a une le montage réaliser comprenant en série : un générateur basse fréquence (GBF), la bobine de résistance r et d'inductance L et une résistance R variable résistance en série (GBF) (Figure III.1). Un courant identique traverse la résistance R et l'impédance Z ,

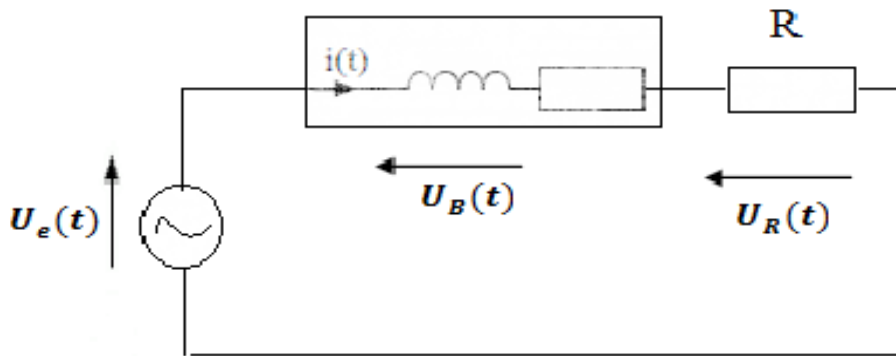


Figure III. 1: circuit de mesure d'impédance.

d'après le circuit de la figure III.1 on déduira l'équation suivante :

$$\underline{Z} = R + j X$$

$$U_e = U_R + U_B \dots \dots \dots \text{III.1}$$

$$U_B = U_e - U_R \dots \dots \dots \text{III.2}$$

Avec : $I = U_R / R$

$$\varphi(U_e, U_R)$$

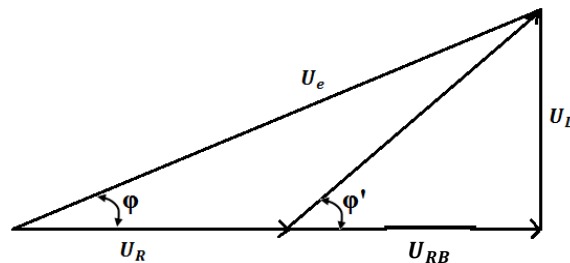


Figure III. 2: relation entre la phase et les tensions.

D'après la (figure III.2) on obtiendra :

$$U_e \cos \varphi = U_R + U_{RB} \dots \dots \dots \text{III.3}$$

$$U_{RB} = U_e \cos \varphi - U_R \dots \dots \dots \text{III.4}$$

$$R_B = \frac{U_e \cdot \cos \varphi - U_R}{I} \quad \text{Partie réelleIII.5}$$

$$U_e \cdot \sin \varphi = L_B \omega \cdot I \quad \text{avec } \omega = 2\pi \cdot f \text{III.6}$$

$$L_B = \frac{U_e \cdot \sin \varphi}{I \cdot \omega} \quad \text{Partie imaginaire.....III.7}$$

III.3.1.1 Mise en œuvre matériel

Après avoir fait l'étude de la méthode utiliser et la mise en place de son circuit électrique équivalent. On entame la mise en place du matériel nécessaire pour la mesure, en utilisant un oscilloscope qui permet de visualiser la tension et le courant aux bornes du notre circuit et d'en déduire le déphasage entre eux. La figure III.3 illustre la méthode utilisée et la figure III.4 sa mise en place.

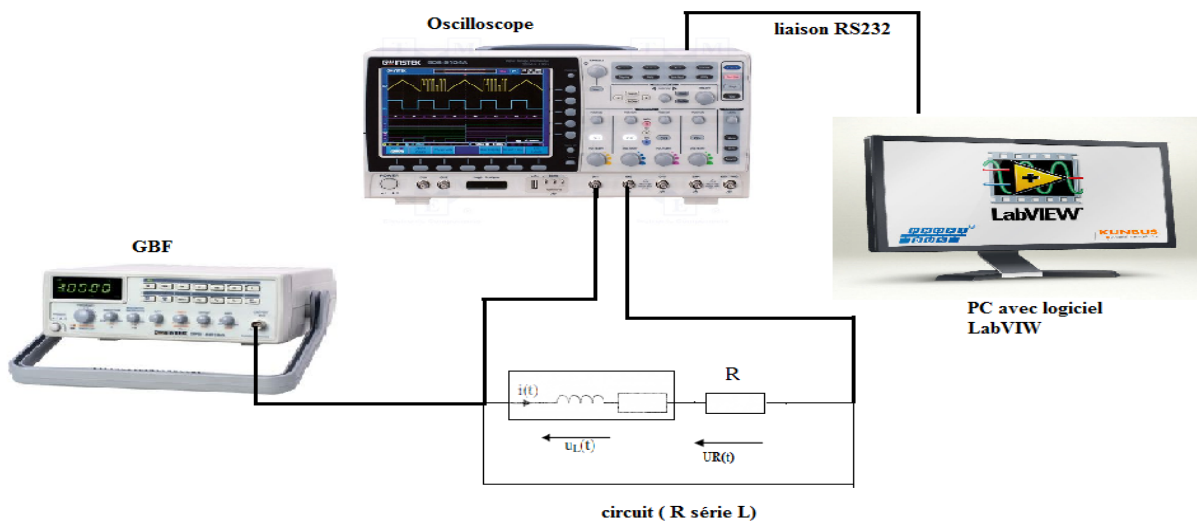


Figure III. 3: illustration de la méthode utiliser.



Figure III. 4 : montage réaliser.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

Le GBF délivre une tension alternative sinusoïdale. Un oscilloscope permet de visualiser les tensions U_R et U_b respectivement aux bornes de la résistance et de la bobine. On obtient l'oscillogramme suivant :



Figure III. 5: l'oscillogramme des tensions U_R et U_b .

III.3.1.2 Mise en œuvre logicielle

Après la mise en place du matériel et circuit étudié et l'extraction de l'équation permettant la mesure de l'impédance, cette dernière est mise en place par un logiciel de programmation LabVIEW sous un PC ce dernier est lié à un oscilloscope par un câble de liaison RS232 qui communique entre eux. Figure III.6.



Figure III. 6: liaison RS232.

III.3.1.2.1. Présentation et initiation à LabVIEW

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) est un langage de programmation graphique qui utilise des icônes au lieu des lignes de texte pour créer des applications. Contrairement aux langages de programmation textuels où ce sont les instructions

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

qui déterminent l'ordre d'exécution du programme, LabVIEW utilise la programmation par flux de données, c'est ce dernier qui transitant par les nœuds sur le diagramme qui détermine l'ordre d'exécution des VIs et des fonctions. [40]

LabVIEW est un des premiers langages de programmation graphique destinés au développement d'applications d'instrumentation. Un logiciel d'instrumentation pourrait être défini comme un programme permettant de contrôler depuis un ordinateur, un système allant du capteur à la chaîne d'acquisition ou de commande jusqu'à l'édition du rapport final. Couplé à des cartes d'entrées/sorties, il permet de gérer des flux d'informations numériques ou analogiques et de créer ou de simuler des instruments de mesures (oscilloscope, compteur, multimètre, etc.). [41]



Figure III. 7: interface du logiciel LabVIEW et son logo.

Les applications de LabVIEW [41]

De nombreuses applications professionnelles et industrielles très variées ont été développées avec l'environnement LabVIEW en citant quelques-unes :

- Analyse de la parole pour l'identification de locuteurs dans le cadre d'expertises judiciaires.
- Système d'acquisition de mesures destiné à tester des moteurs d'avions.
- Système de surveillance de l'isolation des transformateurs de mesures pour tester l'état du réseau électrique.
- Simulateur d'ILS (Instrument Landing System) pour la formation d'ingénieurs des systèmes de sécurité aérienne.
- Système automatisé des tests de téléphones sans fil.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

- Test des systèmes de freinage pour les wagons de fret.
- Développement de dispositifs de traitement de l'information [42].
- Analyse automatisée de plasma [42].

III.3.1.2.2. La programmation :

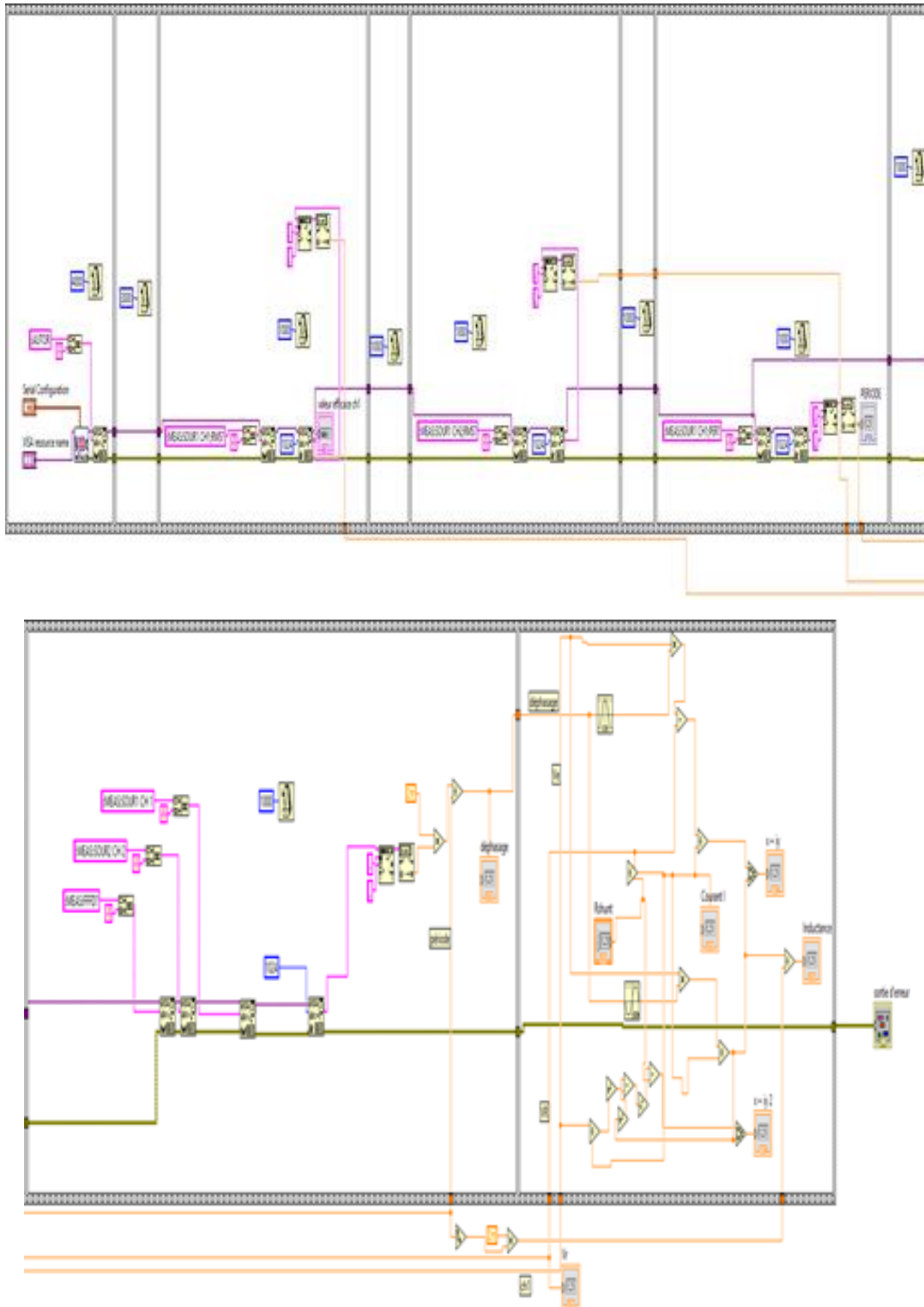



Figure III. 8: Le diagramme du programme principal sous LabVIEW.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

Dans le diagramme de LabVIEW on a réalisé notre programme pour mesurer l'impédance d'une bobine on se basant sur l'équation obtenue précédemment (1) (2). Et avant d'introduire cette équation un ensemble de données entrées sorties est nécessaire à introduire en premier avant d'arriver à l'étape principale de ce projet.

La Figure III.8 présente le diagramme du programme principal.

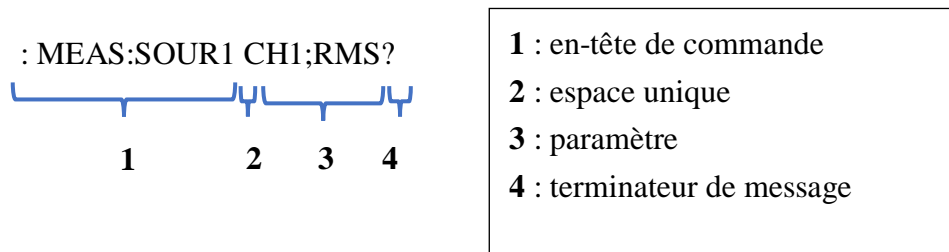
Sur le diagramme, on observe un ensemble de données reliées entre elles par des fils.

Le programme est constitué par des structures séquences pour que certaines opérations soient effectuées l'une après l'autre (séquentiellement) et d'un timing  afin de s'assurer de la bonne exécution de toutes les étapes.

Le contrôle d'un instrument sous LabVIEW se fait avec des commandes qui existent dans le manuel de programmation [43].

Il faut respecter les règles de syntaxe de base à appliquer lors de l'utilisation de commandes :

- La commande est écrite avec la forme abrégée de la commande en majuscules.
- le format de la commande est comme suite :



Les étapes de réalisation de ce diagramme sont comme suit :

On premier lieu on configure les paramètres de l'oscilloscope et en même temps d'exécuter la fonction **AUTO Range** pour configurer automatiquement et continuellement l'échelle horizontale et verticale en fonction du signal d'entrée. (FigureIII.9).

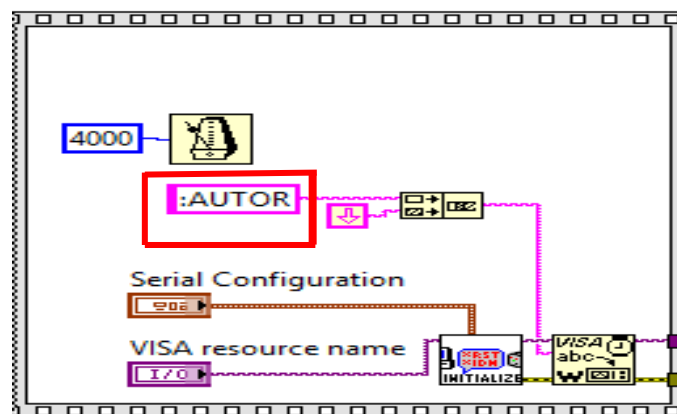


Figure III. 9: bloc de configuration.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

L'étape suivante c'est l'affichage de la valeur efficace des chaînes 1 et 2 en utilisant la commande qui permet le calcul de la valeur efficace extraite du manuel de programmation, la fonction est : `:MEAS:SOUR1 CH1;RMS?` (Figure III.10).

Avant d'utiliser cette commande, nous sélectionnons le canal de mesure (source 1) puis on sélectionne la commande qu'on veut exécuter dans ce cas c'est RMS.

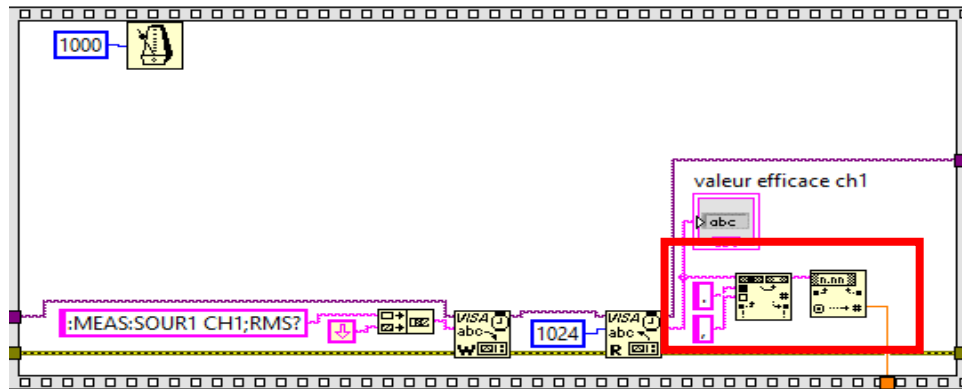


Figure III. 10: Bloc d'affichage de la valeur efficace de la chaîne 1.

La partie sélectionnée en rouge c'est une conversion caractère-numérique car on ne peut pas faire des opérations avec un caractère.

Les mêmes étapes sont effectuées pour la chaîne 2, on a juste sélectionné la chaîne, la commande est : `:MEAS:SOUR2 CH2;RMS?`.

Le diagramme qui suit c'est celui d'affichage de la période en utilisant la commande de mesure de la période `:MEAS:SOUR1 CH1;PER.` (Figure III.11)

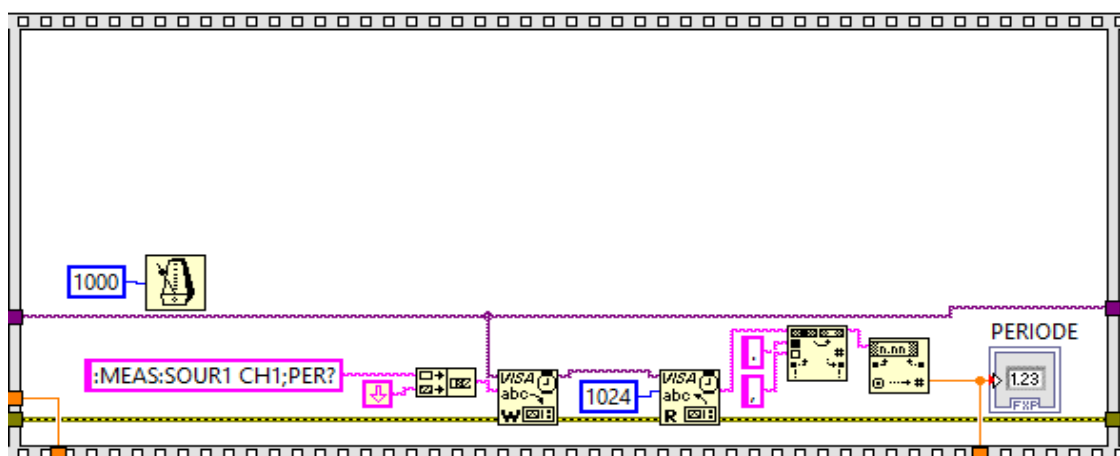


Figure III. 11: Bloc d'affichage de la période.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

Comme avant dernier bloc c'est ce lui de calcul du déphasage et pour cela nous avons utilisé la fonction :MEAS:FFFD? qui calcule le délai entre deux front montant, après on le multiplie par 2π divisé sur la période calculé dans le bloc précédent. (Figure III.12).

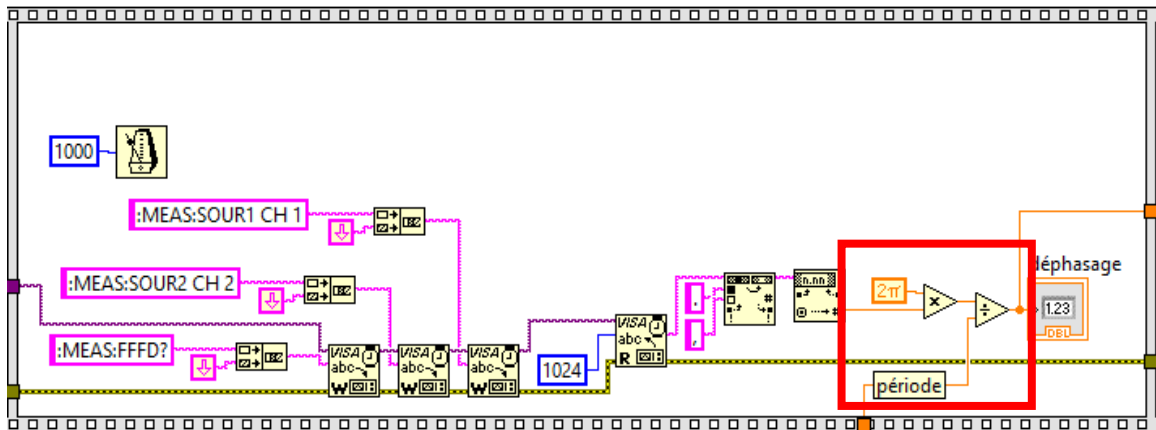


Figure III. 12: Bloc du calcul et d'affichage du déphasage.

Dans cette dernière étape qu'on va introduire notre équation de calcul de la partie réelle et imaginaire de l'impédance (1) (2), la figure III.13.

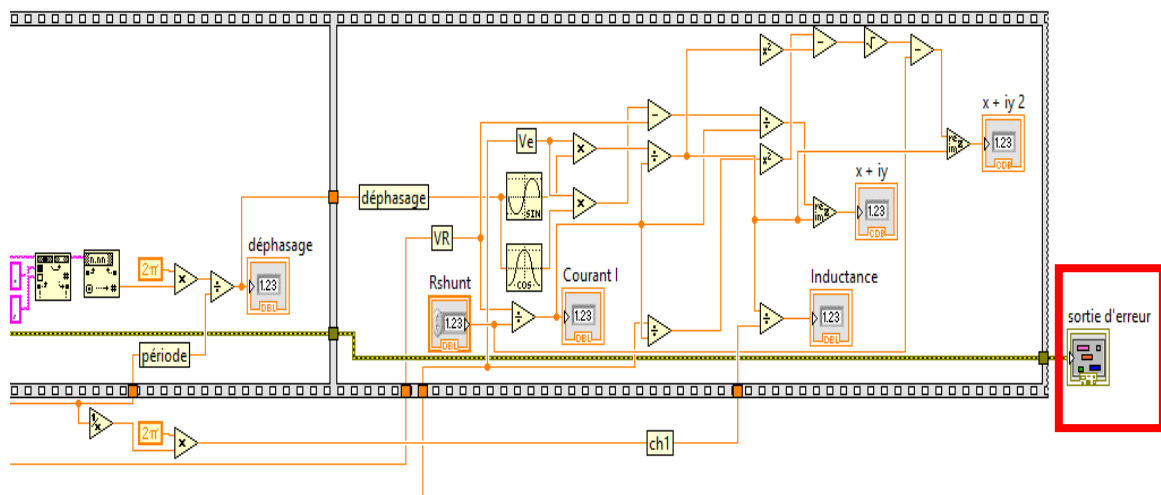


Figure III. 13 : Bloc de calcul de la partie réelle et imaginaire de l'impédance.

La partie sélectionner en rouge c'est un Cluster d'erreur qui permet la visualisation, la gestion et la transmission des erreurs entre terminaux au sein des Vis

La figure III.14 présente la face avant du programme principale réalisée sous LabVIEW.

Cette fenêtre, où apparaissent des objets sous forme de commandes d'entrée ou contrôleurs (Controls) ou d'indicateurs de sortie (Indicators), constitue l'interface interactive du programme.

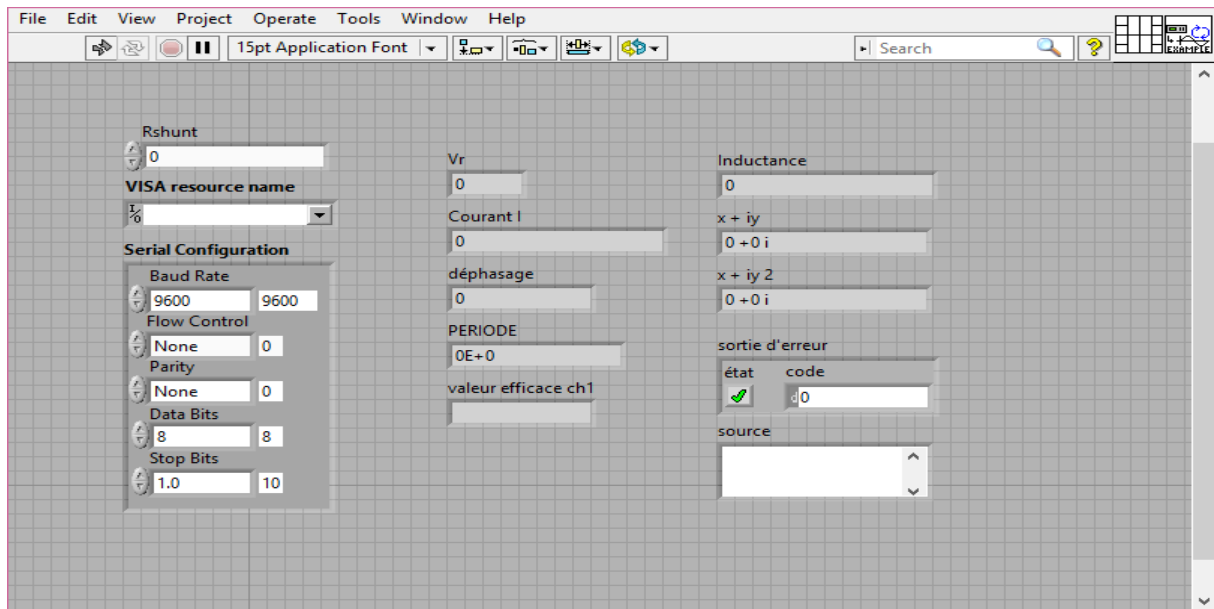


Figure III. 14: face avant du programme principale.

III.3.2. La méthode par LCR mètre :

Dans cette expérience on a voulu mesuré la résistance et l'inductance d'un tissu vivant et pour cela on a pris deux échantillons, le sang et le poulet (frais et congelé).

Nous avons fait les mesures toute en variant la fréquence de 100 Hz à 5 MHz.

En premiers temps nous avons mesuré la bobine à vide en sauvegardant les résultats obtenus.

Pour la bobine remplie du sang on mesure la résistance et l'inductance de celle-ci et puis on calcul la variation de la partie réelle de l'impédance selon la relation ($dR_s = R_s - R$) et la variation de la partie imaginaire selon la relation ($dL_s = L_s - L$). On obtient le tracé présenté dans la figure III.15.

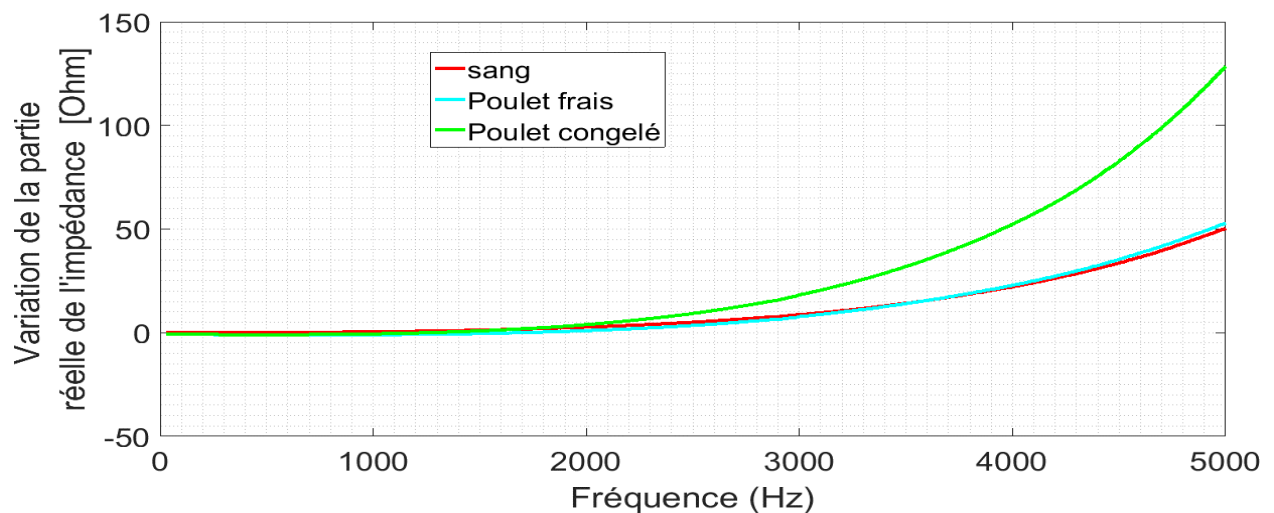


Figure III. 15: tracé de la variation de partie réelle de l'impédance des différentes mesures (sang, poulet frais, poulet congelé) en fonction de la fréquence.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

Au début de la mesure, les tracés sont plus aux mois constants, après une certaine fréquence on remarque des changements remarquables pour chaque tracé.

D'après le tracé on remarque que la résistance du sang est presque la même avec celle du poulet frais. La résistance du poulet congelé augmente est cela est due à l'effet de la congélation et de la décongélation du poulet car pendant la congélation le poulet obtient de l'eau alors il y a une augmentation de la conductivité.

III.4. Discussions des résultats obtenus des deux méthodes :

Le tableau suivant résume les valeurs de la partie réelle et imaginaire de l'impédance obtenues lors des mesures par la méthode $VI\phi$ toute en variant la résistance, et la fréquence :

Fréquences (KHz)	Partie Re – Im	01	02	03
10 (KHz)	Résistance (Ω)	1.10	0.93	1.19
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.25	3.31	2.64
20 (KHz)	Résistance (Ω)	1.08	1.01	1.10
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.34	3.58	3.25
30 (KHz)	Résistance (Ω)	1.21	1.01	1.26
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.35	3.40	3.31
100 (KHz)	Résistance (Ω)	1.48	1.44	1.40
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.34	3.33	3.31
250 (KHz)	Résistance (Ω)	2.64	2.87	2.27
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.31	3.28	3.33
500 (KHz)	Résistance (Ω)	6.37	5.65	5.98
	Inductance (H) $\times 10^{-5}$	3.72	3.66	3.72

Tableau III 1: les mesures de la partie réelle et imaginaire de l'inductance effectué par la méthode $VI\phi$.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

D'après le tableau III.1 les valeurs de la résistance aux fréquences de 250 KHz et 500 KHz sont erroné et cela est due aux faites que la résistance des fils de connexion s'ajoute au circuit de mesure. Et on a découvert sa en court-circuitant notre montage. Et alors nous avons fait un calibrage et mesuré la résistance des fils de connexion sans la bobine pour éliminer les inductances et résistances qui sont dues à ces fils.

La valeur de la résistance des fils de connexion à 250 KHz est de 0.66Ω

En éliminant cette partie on obtient les nouvelles valeurs suivantes :

Résistance (Ω)	1.98	2..21	1.61
-------------------------	------	-------	------

Les valeurs de résistance des fils de connexion à 500 KHz sont comme suite :

Résistance (Ω)	3.04	3.33	2.96
-------------------------	------	------	------

En éliminant la résistance des fils, les nouvelles valeurs de la résistance à la fréquence 500 KHz est comme suite :

Résistance (Ω)	3.33	2.32	3.02
-------------------------	------	------	------

Ses nouvelles valeurs sont plus au moins acceptables par rapport aux premières valeurs.

Après avoir calculer les valeurs obtenues de la méthode $VI\phi$, nous les avons comparés à celle obtenues de la méthode de LCR mètre. Dans cette partie nous avons mesuré l'impédance de la bobine à vide. Les résultats son présenter dans le tableau suivant :

Fréquences (KHz)	Résistances (Ω)	Inductance (H) x 10^{-5}
10 (KHz)	1.13	3.59
20 (KHZ)	1.15	3.58
30 (KHz)	1.18	3.57
100 (KHz)	1.48	3.54
250 (KHZ)	2.04	3.50
500 (KHz)	2.69	3.49

Tableau III 2: les valeurs de l'inductance par la méthode du LCR mètre.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

Après les résultats obtenus des deux méthodes citées précédemment on a obtenu le graphe suivant qui représente les valeurs de l'impédance obtenu des deux méthodes (VI ϕ et LCR mètre) :

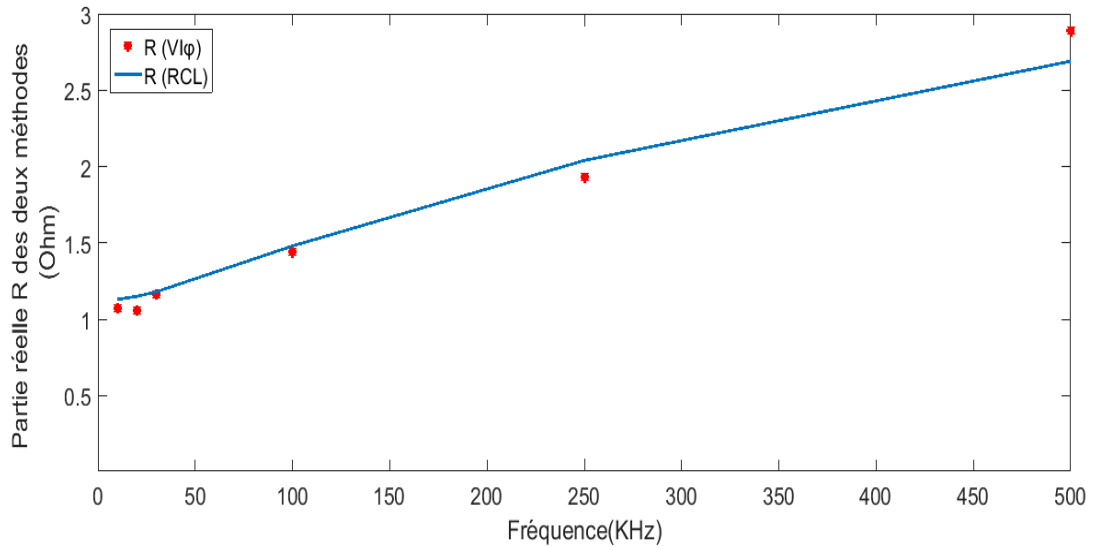


Figure III. 16 : tracé de la partie réelle pour les deux méthodes.

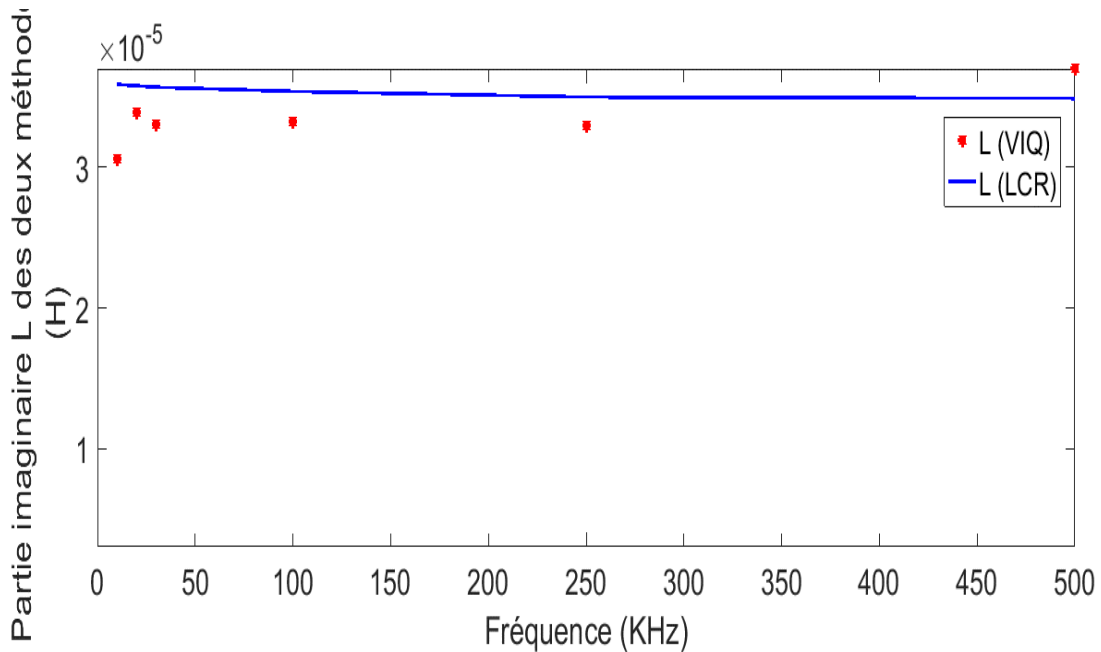


Figure III. 17: tracé de la partie imaginaire des deux méthodes.

D'après la comparaison faite entre les valeurs des mesures obtenues par la méthode de LCR mètre et celles obtenues avec la méthode de VI ϕ , on remarque que on a presque les mêmes valeurs.

Chapitre III : Mise en œuvre de la méthode - Applications

D'après le tracé de la figure III.17 on conclue que la partie réelle des deux méthodes augmentent avec la fréquence.

Et pour la partie imaginaire représenté dans la figure III.18, on constate que les tracés des deux méthodes sont quasiment les mêmes avec un léger décalage pour notre méthode au début du graphe et cela est dus aux erreurs de mesures.

D'après les deux tableaux obtenus pour les deux méthodes (tableau III.1 et tableau III.2), nous avons fait une comparaison entre elles en calculant l'erreur relative, les résultats sont présentés dans le tableau III.3 :

Fréquences (KHz)	Résistances	Inductance
10 (KHz)	6 %	0.00014 %
20 (KHZ)	7 %	0.00005 %
30 (KHz)	1 %	0.00007 %
100 (KHz)	2 %	0.00005 %
250 (KHZ)	5 %	0.00005 %
500 (KHz)	7 %	0.00006 %

Tableau III 3: les erreurs entre les deux méthodes.

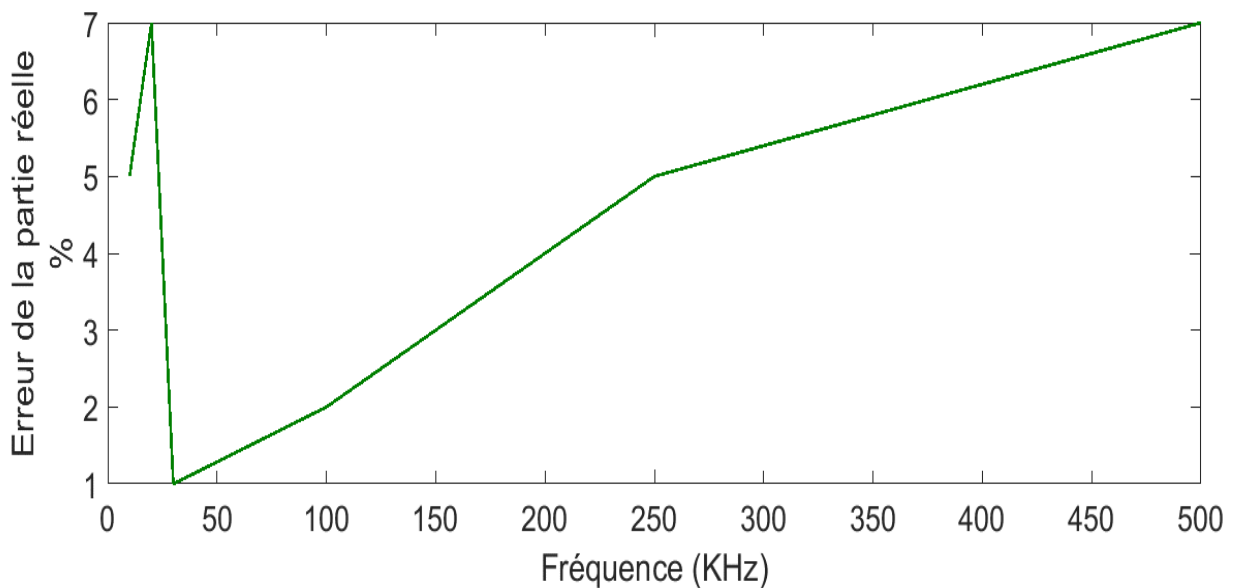


Figure III. 18: tracé de l'erreur de la partie réelle.

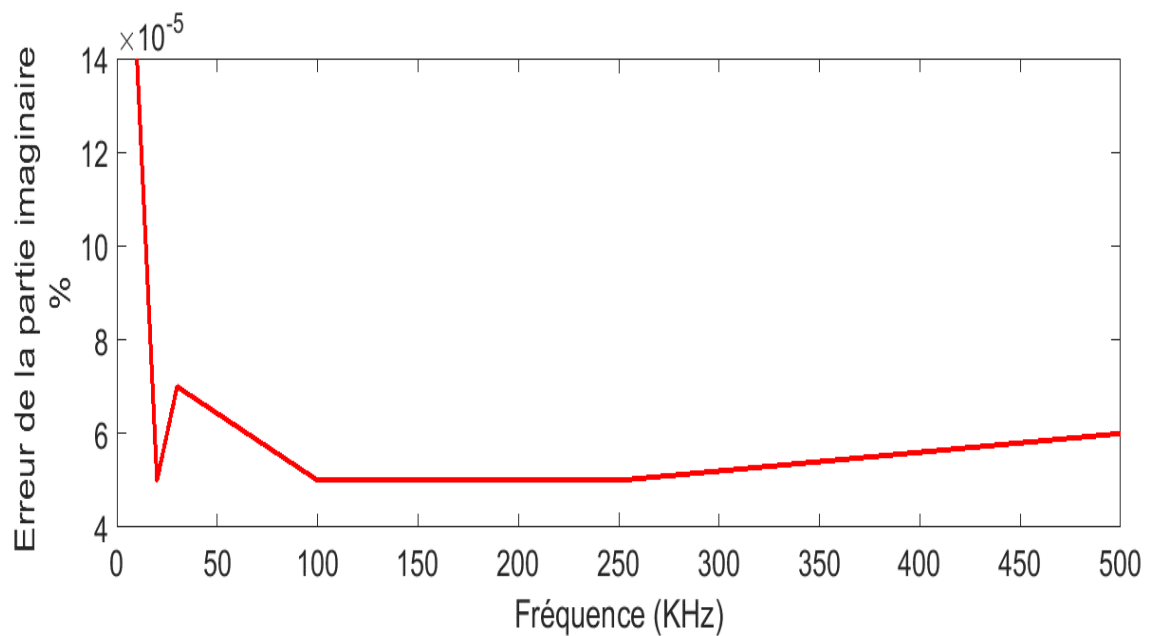


Figure III.20: tracé de l'erreur de la partie imaginaire.

Comme la résistance interne est faible on a ajouté une résistance de 20Ω en série avec la résistance, pour s'assurer que notre circuit peut lire même les résistances supérieures à 20Ω .

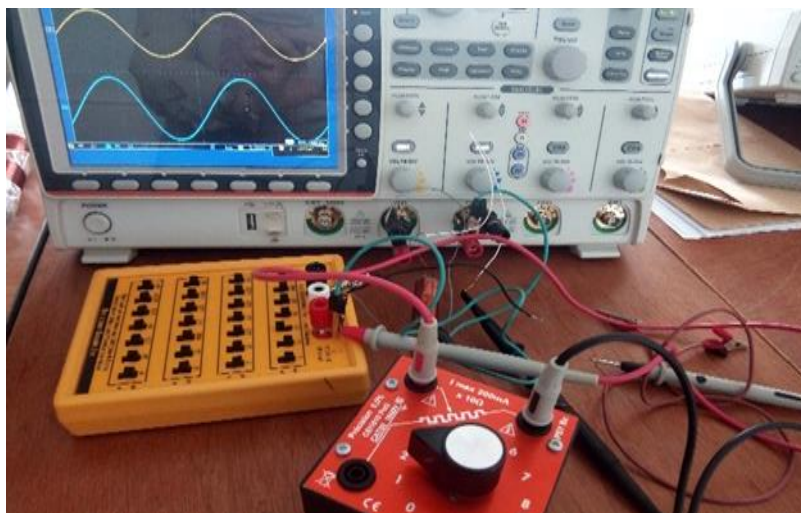


Figure III. 19: l'ajout d'une résistance en série.

Fréquences (KHz)	Résistances (Ω)
10 (KHz)	19.42
20 (KHz)	19.84
30 (KHz)	20.13
100 (KHz)	20.87
250 (KHz)	22.98
500 (KHz)	24.04

Tableau III 4: valeurs de la résistance ajoutée.

Les résultats obtenus nous donnent la confirmation que la méthode peut calculé les résistances supérieures à 20Ω .

III.5. Conclusion :

La méthode de mesure de l'impédance avec LCR mètre était facile et rapide si on parle du côté manipulation, son inconvénient c'est que on ne peut pas contrôler la tension et aussi son prix qui est trop élevée et le rend inaccessible.

La réalisation de la méthode $VI\phi$ était par rapport à celle du LCR mètre une méthode à bas prix, contrôlé elle aussi avec le logiciel LabVIEW, on a rencontré quelque problèmes pour sa réalisation, et pour avoirs des valeurs de l'impédance électrique de la bobine à vide similaire à celle trouver avec LCR mètre que on a pris comme référence, ces difficultés était l'estimation d'erreurs et savoir son origine, la programmation de LabVIEW afin d'avoir notre déphasage et l'affichage de l'impédance en partie réel et imaginaire.

Quand on monte en fréquence on a des valeurs qui ne sont pas identique à celle de LCR mètre, cette différence et due aux erreurs provoquées par les fils, ces derniers ont leurs propres résistances qui s'ajoute aux valeurs indique dans LabVIEW.

A decorative blue L-shaped line is positioned on the left side of the page. It consists of a vertical line segment that extends downwards from the top, followed by a horizontal line segment that extends to the right. The text is centered within the space defined by the top and right sides of this L-shape.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'intérêt de ce projet est la mesure de l'impédance électrique sous sa forme complexe (partie réelle et imaginaire) pour toutes les gammes.

Pour cela on a opté pour la méthode de VI^ϕ qui est une méthode complètement automatisée, et qui a l'avantage d'être moins chère par rapport aux outils de mesures commerciaux, et aussi on a la disponibilité du matériel à utiliser au sein du laboratoire des Matériaux et du Développement Durable de l'Université de Bouira.

Cette approche adoptée est mise en œuvre avec un circuit électrique. Dans notre cas on a pris l'exemple d'une bobine modélisée par une inductance en série avec une résistance, le tout alimenté avec un GBF, a fin de visualiser la tension et le courant aux bornes de l'alimentation et le circuit. Dans ce cas l'utilisation de l'oscilloscope est nécessaire pour extraire les paramètres fondamentaux (V_{max} , I_{max} , le déphasage...) pour le calcul de l'impédance. L'automatisation de cette méthode est réalisée par un logiciel de programmation LabVIEW en utilisant une liaison RS232 qui relie l'oscilloscope au PC.

Afin de s'assurer des bons résultats mesurés de la bobine à vide par la méthode VI^ϕ on les compare aux résultats obtenus par la méthode de LCR mètre.

D'après les valeurs obtenues des deux méthodes on remarque que la partie réelle et imaginaire varié selon la fréquence. On a remarqué au premier temps que lorsque on monte en fréquence on obtient des valeurs erronées, afin d'arriver aux résultats attendus, on a dû calculé l'erreurs des fils, et quand on augmente en fréquence on augmente notre résistance variable, et comme solution on a mis une résistance de 20Ω en série avec la résistance variable, afin d'élimine le maximum les erreurs de mesures

Comme perspectives envisagées, l'automatisation de l'alimentation, et remplacer la résistance variable par une résistance de précision contrôlable. Appliquer la technique à la mesure de l'impédance aux tissus animal et végétal.

Bibliographies

- [1] Williaian J. Haiammer, "KWVNELLY ON IMPEDACE" Transactions of the American Institute of Electrical Engineers, New York, pp. 172 - 232, April 18th, 1893.
- [2] K.Okada, T.Sekino "Agilent Technologies Impedance Measurement Handbook," Agilent Technologies, N° 5950-3000, December 17, 2003.
- [3] USER MANUAL, "Precision LCR Meter LCR-8000G Series" GW INSTEK PART NO. 82CR-81010MI1, ISO-9001: <https://azdoc.site/precision-lcr-meter-lcr-8000g-series-user-manual-gw-instek-p.html>
- [4] L. Bernard, "Caractérisation électrique des tissus biologiques et calcul des phénomènes induits dans le corps humain par des champs électromagnétiques de fréquence inférieure au GHz," Thèse de doctorat, Ecole Centrale de Lyon; Universidade federal de Minas Gerais, 20 septembre 2007.
- [5] J. Claudel, "Spectroscopie d'impédance électrique par biocapteur à micro-électrodes: application à la cytométrie de flux de cellules sanguines," Thèse de doctorat ,Université de Lorraine, 2013.
- [6] C. Margo, "Microspectrométrie d'impédance basses fréquences: application à la mesure de milieux biologiques," Thèse doctorat , Université de Henri Poincaré – Nancy ,18 juillet 2009.
- [7] T. T. Ngo, "Contribution à la mesure de bioimpédance électrique de cellules biologiques par micro-capteurs interdigités: optimisation, conception et validation de capteurs", Thèse de doctorat ,Université de Lorraine, 2015.
- [8]M.-V. Moreno, "Etude de la composition corporelle par impédancemétrie sur des adultes et des enfants sains et pathologiques," Thèse de doctorat, Université de Technologie de Compiègne, 28 mai 2007.
- [9] A. Boulier, J. Fricker, M. Ferry, and M. J. N. C. e. M. Apfelbaum, "Mesure de la composition corporelle par impédance bioélectrique" , Nutrition Clinique et Métabolisme, ISSN: 0985-0562, vol. 5, no. 3, pp. 165-174, 1991.
- [10] O. Français, B. Le Pioufle, "La mesure de la bio-impédance d'un végétal comme moyen d'introduire le domaine de la biologie dans une formation EEA", Institut d'Alembert, ENS Cachan, France , vol. 12, n° 0018, p-06, 9 juillet 2013.

- [11] C. Gabriel, S. Gabriel, M. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey," vol. 41, no. 11, p. 2231, 1996.
- [12] W. Chen, "Spectroscopie diélectrique hyperfréquence de cellules uniques cancéreuses: de l'optimisation du capteur en sensibilité et répétabilité jusqu'au suivi en temps réel de stimuli chimiques," Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier-Toulouse III, 2016.
- [13] M. Ibrahim, "Mesure de bioimpédance électrique par capteurs interdigités," Thèse de doctorat, Université de Lorraine, 2012.
- [14] D Bishay, "Numerical methods for the calculation of the Cole-Cole parameters", AimShams University, Cairo, Egypt, vol. 23, pp. 179-188 , 2000.
- [15] Pierrick HORDE, "Impédancemétrie - Définition.", Santé médecine, <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/39450-impedancemetrie-definition>.
- [16] A. HERMANT , S.BAYOD, "Les applications effectives, en routine, des mesures de bioimpédance et la présentation des appareils sur le marché," DESS, Technologies biomédicales hospitalières, Université de Technologie de Compiègne, pp 53, 1998-1999. URL : http://www.utc.fr/~farges/DESS_TBH/98-99/Projets/bio_Imp/BioZ.htm
- [17] Y. Pichard, "Peut-on mesurer l'eau corporelle ? Place de l'impédance bioélectrique à fréquence multiple et segmentaire," *Rev Med Suisse*, vol. 3, Art. no. 21259, 2001.
- [18] "*Balance Tanita Impédancemètre BC-545N*", *fitness digital* : <https://www.fitnessdigital.fr/balance-tanita-impedancemetre-bc-545n/p/10002663/>.
- [19] O. Brissaud, J. Guichoux, F. Villega, G. Orliaguet, "Quelle évaluation hémodynamique non invasive en réanimation pédiatrique en 2009?", in *Annales francaises d'anesthésie et de réanimation*, vol. 29, no. 3, pp. 233-241, 2010.
- [20] J.-L. Teboul, M. Jozwiak, X. Monnet, "LES NOUVELLES TECHNIQUES DE MONITORAGE DU DÉBIT CARDIAQUE SONT-ELLES FIABLES?." , Université Paris Sud, Faculté de médecine Paris-Sud, 2011.
- [21] N. Pinsault, M.-V. Moreno, "La bioimpédancemétrie : exemples d'applications" (2ième Partie), pp. 47-49, 2013.
- [22] P. Squara, "La bioreactance: une nouvelle technologie pour le monitoring non invasif du débit cardiaque," *Réanimation*, ISSN: 1624-0693, vol. 17, no. 2, pp. 111-119, 2008.

- [23] B. JEANNIN, "Évaluation de la mesure du débit cardiaque par bioimpédance électrique thoracique en pédiatrie : le NICCOMOTM," Thèse de doctorat, UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES , Faculté de Médecine, N° 179, le 29 septembre 2017.
- [24] D. SIFRIM, F.ZERBIB, "Mesure de l'impédance œsophagienne dans le reflux gastro œsophagien," Masson-Paris , vol. 10, no. 1, pp. 23-9, janvier 2003.
- [25] S. Karoui, M. Serghini, L. Zouiten, J. Boubaker, A. Filali, "L' Impédancemétrie couplée à la ph-métrie oesophagienne des 24 heures : technique, indications et résultats," Journal de la Société Tunisienne de la Science Médicale, vol. 90 , (n°05), pp-351 - 356, 2012.
- [26] V. Mosquera, A. Arregui, R. Bragós, C. F. Rengifo, "Implementation of a Low Cost Prototype for Electrical Impedance Tomography based on the Integrated Circuit for Body Composition Measurement AFE4300," in BIODEVICES, pp. 121-127, 2018.
- [27] J.-C. Gervais, "Système de tomographie d'impédance électrique modulaire et reconfigurable réalisé à l'aide d'un FPGA," , École Polytechnique de Montréal, 2013.
- [28] M. I. Eckhard Teschner, "Tomographie par impédance électrique : La réalisation de la surveillance régionale de la ventilation," Dräger. La technologie pour la vie, août 2015.
- [29] J. L. DAMEZ, J.LEPETIT, "Nouvelles mesures physiques à mettre en oeuvre pour évaluer les qualités de la viande." INRA, Station de Recherches sur la Viande. www1.clermont.inra.fr/commission-bovine/textes/11damez.pdf
- [30] J. Damez, S. Clerjon, S. Albouelkaram, and J. Lepetit, "Tendreté de la viande bovine: Vers un système de mesure autonome pour la détermination de l'état de maturation," , journal of FOOD ENGINEERING, vol. 25, no. 4, p. 111, 2006.
- [31] H. Assia, "EVALUATION NON DESTRUCTIVE PAR COURANT DE FOUCAULT DE LA CARACTERISTIQUE ELECTRIQUE DES PIECES AMAGNETIQUES", Thèse de magister, Unuversité de Bejjia, 16/12 /2009.
- [32] D. E. Abdelli, "Modélisation par les volumes finis d'un problème de contrôle non destructif de forme complexe," Thèse de magister, Université Mohamed Khider Biskra, 2014.

- [33] S. Bensaïd, "Contribution à la caractérisation et à la modélisation électromagnétique et thermique des matériaux composites anisotropes," Thèse de doctorat, Université de Nantes, 12 Décembre 2006
- [34] M. Orazem , B. Tribollet "Electrochemical impedance spectroscopy" A JOHN WILEY & SONS, INC, PUBLICATION, ISBN 978-0-470-04140-6 , 2011.
- [35] S. ARFA, "Mesures des résistances et des impédances," Institut Supérieur des Etudes Technologiques de Kairouan, Tunisie - Département Génie électrique: <https://www.technologuepro.com/...mesure.../chapitre-5-mesure-resist...>
- [36] F. Dupont, "Intégration de la mesure d'impédance dans un système de stimulation électrique implantable multi-applications: proposition d'une nouvelle stratégie de stimulation," Thèse de doctorat, Université Grenoble, 2014.
- [37] "Les methodes de mesure": <http://www.technologuepro.com/mesure/chapitre-6-les-methodes-de-mesures.htm>
- [38] "LCR Meters | Impedance Analyzers | Capacitance Meters How to Use": <https://www.hioki.com/en/products/listUse/?category=10>
- [39] R. Rateau, "OSCILLOSCOPES, fonctionnement utilisation," Edition Techniques et Scientifiques Française (ETSF), 1988.
- [40] "Principes de base de LabVIEW," National Instruments, ISSN: 374029B-0114, Août 2006: www.ni.com/pdf/manuals/373427j_0114.pdf.
- [41] F. Cottet, L. Desruelle, M. Pinard, "LabVIEW Programmation et applications Préface de Jeff Kodosky, créateur de LabVIEW " , ISBN 978-2-10-072433-8 , 3 édition., February 4th, 2015..
- [42] Guide: J. BRUNET, " Initiation à l'environnement LabVIEW " Université Blaise Pascal, National Instruments: <http://clrwww.in2p3.fr/lhcb/master/labview/tutoriel.pdf>
- [43] Guide: Digital Storage Oscilloscope. GDS-3000 Series. PROGRAMMING MANUAL GW INSTRON PART NO. 82DS-33040I01. ISO-9001 CERTIFIED MANUFACTURER.": <https://www.gwinstek.com/en-global/products/.../452/82>.

Résumé

L'impédance est la propriété du circuit électrique à s'opposer au passage du courant alternatif à partir du moment où l'on combine des éléments possédant une réactance et une résistance. En fonction de la valeur de l'impédance, il existe plusieurs méthodes de mesures. On peut citer les méthodes basées sur les ponts, appliquées principalement pour la mesure des faibles impédances, la méthode de résonance, la méthode d'oscillations libres appliquées pour la mesure d'impédance plus au moins élevée, et enfin les outils commerciaux appelés couramment LCR-mètres ou Analyseurs d'impédance utilisés pour la mesure de toutes les valeurs d'impédance. Ces derniers sont précis mais très coûteux, leurs prix dépendent de la gamme de fréquence de mesures. Les courants débités par ces appareils sont inférieurs à 30mA. Ils ne permettent pas la mesure d'impédance débitée par des courants élevés. Dans ce travail, une méthode de mesure de l'impédance pour toutes les gammes de courants a été proposée. C'est une méthode complètement automatisée en exploitants les fonctionnalités des oscilloscopes numériques. Ce travail a été réalisé au Laboratoire des Matériaux et du Développement Durable de l'Université de Bouira.

Abstract

The impedance is the property of the electrical circuit to oppose the passage of the alternating current from the moment when one combines elements having a reactance and a resistance. Depending on the value of the impedance, there are several measurement methods. Bridges-based methods, mainly applied for low impedance measurement, resonance method, free oscillation method for more or less high impedance measurement, and commercial tools commonly called LCR -meters or impedance analyzers used to measure all impedance values. These are precise but very expensive, their prices depend on the frequency range of measurements. Currents discharged by these devices are less than 30mA. They do not allow measurement of impedance discharged by high currents. In this work, a method for measuring impedance for all current ranges has been proposed. This is a fully automated method by exploiting the features of digital oscilloscopes. This work was done at the Materials and Sustainable Development Laboratory of the University of Bouira.

ملخص

معاوقة هي خاصية الدارة الكهربائية لمعارضة مرور التيار المتناوب من اللحظة التي تجمع فيها عناصر تحتوي على مفاعلة ومقاومة. اعتمادا على قيمة المعاوقة، هناك العديد من طرق القياس. يمكننا أن نذكر الطرق القائمة على الجسور، والتي يتم تطبيقها بشكل أساسي لقياس المعاوقات المنخفضة، وطريقة الرنين، وطريقة التذبذب الحر المطبقة على قياس مقاومة أكثر أو أقل، وأخيراً الأدوات التجارية التي يطلق عليها عادةً أجهزة قياس LCR متر أو المعاوقة المستخدمة لقياس جميع قيم المعاوقة. تعتبر أجهزة دقيقة ولكنها مكلفة للغاية، وتعتمد أسعارها على مدى تردد القياسات. تيارات تفريغها هي أقل من 30 mA. أنها لا تسمح بقياس المعاوقة التي تصرفها التيارات العالية. في هذا العمل، تم اقتراح طريقة لقياس المعاوقة لجميع النطاقات الحالية. هذه طريقة مؤتمتة بالكامل باستغلال ميزات راسمات الذبذبات الرقمية. تم هذا العمل في مختبر المواد والتنمية المستدامة التابع لجامعة البويرة.