

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR

ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Université de Batna

Faculté Des Sciences de l'Ingénieur

Département d'Electronique

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de Magister en Electronique

OPTION

Technologie des semi-conducteurs et dispositifs photovoltaïques

PAR

Ouarghi meriem

THEME

Caractérisation électrique du sang humain

Devant le jury :

<u>Président :</u>	Mr. Mahamdi Ramdane	M. C.	U. Batna
<u>Rapporteur :</u>	Mr. Dibi zohir	M. C.	U. Batna
<u>Examineurs :</u>	Mr. A.Chaabi	Prof.	U. Constantine
	Mr. Djeflal Fayçal	M. C.	U. Batna
	Mr. Madoui Lotfi	Ing.	invité

Remerciements

*Tout mes remerciement s'adresse tout d'abord au tout puissant **Allah** de m'avoir offert tous ce que je possède et de toujours guider mes pas vers le chemin du savoir.*

*Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon encadreur **Mr Z.DIBI** qui m'a guidé avec grande patience tout au long de l'élaboration de ce travail et pour ses aides précieuses qui ont éclairé mon chemin vers le succès et la réussite du travail. Qu'il veuille bien trouver l'expression de ma reconnaissance pour son dévouement, sa patience et sa grande gentillesse.*

*Mes remerciements s'adressent surtout à **Mr L.MADOU** co-encadreur de ce projet pour ces conseils qu'il m'a apporté tout au long de ce travail et aussi qu'à sa disponibilité.*

*J'adresse mes chaleureux remerciements à Monsieur : **R.MAHAMED** de l'université de Batna, pour avoir accepté de présider le Jury de ce mémoire.*

*Je tiens à exprimer toute ma gratitude et ma reconnaissance au professeur **A.CHAABI** de l'université de Constantine et **Mr : F.DJEFFAL** de l'université de Batna, qui m'ont fait l'honneur de participer au jury et d'examiner ce travail.*

*Je remercie aussi toute l'équipe du laboratoire d'analyse médicale « **GOUAREF** » pour leur aide et leur collaboration concernant les échantillons sanguins.*

A tous ceux qui, par leurs encouragements ou leur amitié, ont contribué à l'aboutissement de ce travail.

En fin, j'adresse mes remerciements à toute la famille du département d'électronique de l'université de Batna.

Dédicaces

À mon père

Pour sa patience et ses considérables sacrifices pour me faire parvenir à ce niveau d'étude.

À ma mère

Pour son grand amour, ses sacrifices et toute l'affection qu'elle m'a toujours offerte.

À l'ensemble des enseignants

Pour le sacrifice de temps qu'ils m'ont toujours offert ainsi que pour leur patience.

À mes frères et mes sœurs.

À tous mes collègues et amis.

Je dédie ce mémoire.

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE	1
-----------------------------	---

Chapitre I : le sang

I.1. Historique du sang humain	2
I.2. Le sang.....	3
I.3. Composition biologique du sang humain	3
I.3.1. Le plasma	4
I.3.2. Eléments figurés	5
I.4. Caractéristiques et fonctions des éléments figurés	12
I.5. Les propriétés physiques du sang	13

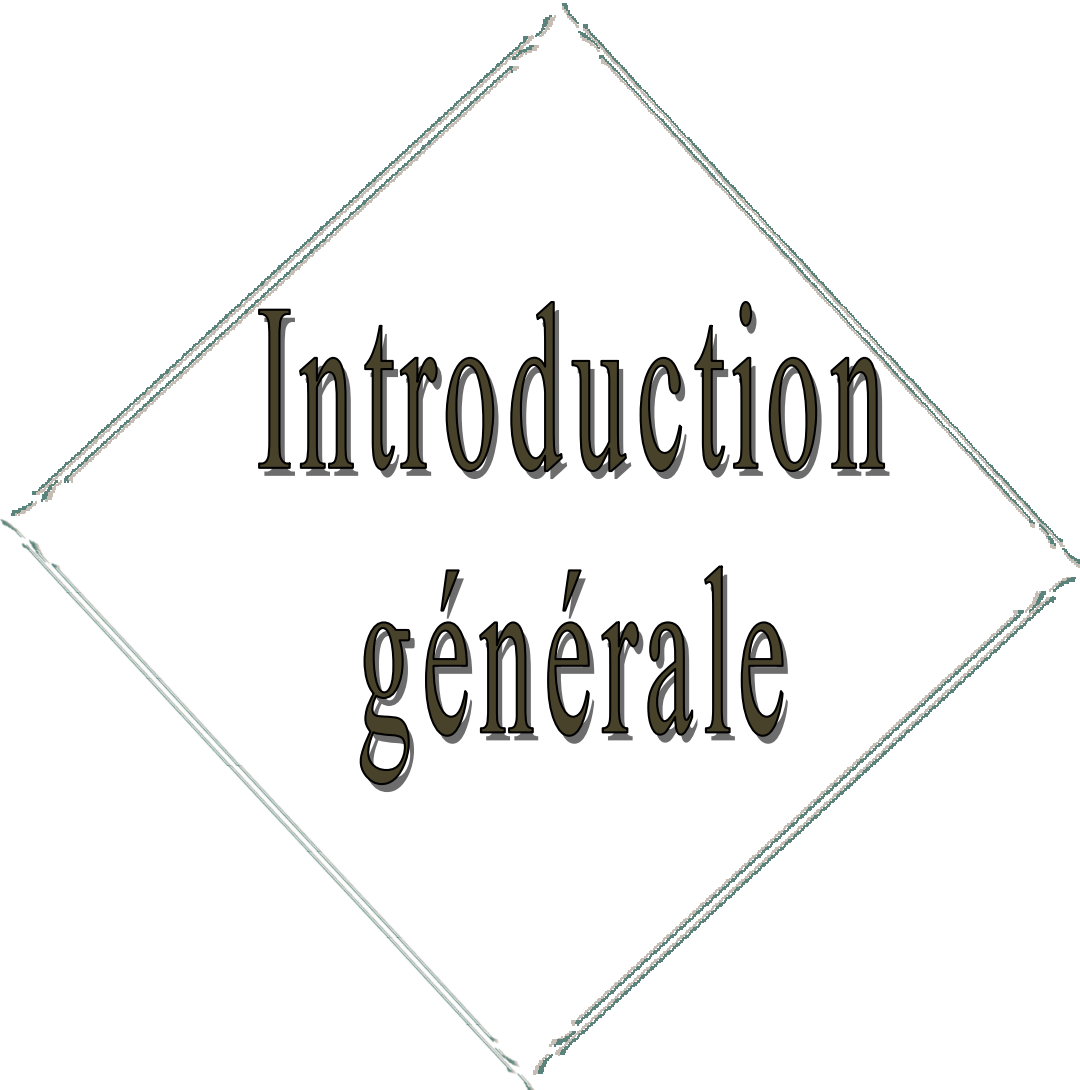
Chapitre II : Les méthodes de caractérisation

II.1. Introduction	14
II.2 Caractérisation par spectroscopie d'impédance	14
II.2.1. Historique.....	14
II.2.2 Définition et principe	14
II.2.2.1 Exploitation des résultats	17
II.2.2.1.1 Utilisation des schémas électriques équivalents.....	17
II.2.2.1.2 Représentation traditionnelle des données	19
II.2.2.1.3 Autres types de représentation	20
II.2.3. Montage de mesure de la sie	22
II.2.4. Les différents montages proposés pour la spectroscopie d'impédance.....	23
II.2.4.1. Modification d'un SVET.....	23
II.2.4.2. Montage UMIST	25
II.2.4.3. Montage LISE	27
II.2.4.4. Montage nancy	27

Chapitre III: Caractérisation électrique de sang humain

III.1. Evaluation de la permittivité	33
III.3.1. condensateur de: 1cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur	33
III.3.2. condensateur de: 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur	37
III.3.3. condensateur de: 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.4cm d'épaisseur	39
III.3.4. condensateur de: 5.5cm de longueur, 5.5cm de largeur et 3mm d'épaisseur	44
III.2. Evaluation de la conductivité	47
III.3. Evaluation de la perméabilité	51
III.4. Conclusion	

Conclusion générale



Introduction générale

INTRODUCTION GENERALE

La force vital chez tout être humain, quelle que soit sa couleur, sa race et sa religion, qu'il soit en bonne santé ou malade, porteur de bonnes ou de mauvaises nouvelles, est un liquide rouge qui coule dans ses artères et ses veines. Les divers composants de ce liquide forment un système très élaboré de décence et de transport qui donne et sauve la vie.

Le sang est un univers en soi où chaque composant a une tâche particulière : les globules rouges véhiculent l'oxygène à travers l'organisme, le plasma transporte les protéines y compris les anticorps et les facteurs de coagulation ainsi que des nutriments tels que le glucose qui apporte l'énergie dans tout l'organisme, tandis que les globules blanc constituent un mécanisme de défense contre la maladie quand aux plaquettes, elles arrêtent les saignements.

Le sang transporte aussi les déchets, produit par tous les organes et qui doivent être évacués de l'organisme. Le sang est vital.

Sa composition a longtemps préoccupé les chercheurs mais sa caractérisation reste un champ encours vierge.

On se propose à travers ce mémoire de mettre en valeur les paramètres électriques du sang humain par des méthodes de base adéquates.

Nous avons regroupé dans le premier chapitre de ce mémoire toutes les données à-propos du sang et de ses constituants.

Le second chapitre présente les méthodes de caractérisation utilisés jusqu'à ce jour.

Le dernier chapitre présente le travail expérimental que nous avons élaboré et qui consiste en une technique de caractérisation basée sur la détermination des paramètres électriques du sang humain et leurs relations avec les paramètres biologiques.

Chapitre I:

Le sang



Chapitre I : Le sang

I.1. Historique du sang humain

I.2. Le sang

I.3. Composition biologique du sang humain

I.4. Caractéristiques et fonctions des éléments
figurés

I.5. Les propriétés physiques du sang

I.1.Historique du sang humain

Depuis la plus haute antiquité, l'homme a considéré le sang comme le symbole même de la vie « La rivière de vie ». On lui attribuait la possibilité de ranimer un organisme épuisé par l'hémorragie, de redonner, si ce sang était « jeune et frais », force et vigueur au vieillard, ou même le bon sens au fou [1]. Et même aujourd'hui, alors que l'hématologie « la science du sang » procure une connaissance objective, cette ambiguïté demeure. C'est dans le foie que Galien au IIème siècle, situe la formation et la régulation du sang. Pendant 1500 ans, personne n'ose réfuter cette idée. Quand William Harvey, médecin anglais, affirme en 1623 que le sang circule en un circuit fermé, chassé du cœur vers les organes, puis des organes vers le coeur, il déclenche une véritable révolution. Pourtant, il a raison. Après avoir fait l'objet de nombreux dessins anatomiques, les écorchés, la circulation du sang se visualise aujourd'hui par toutes sortes de méthodes, telle l'angiographie, et se répare par les médicaments et la chirurgie. Les premières descriptions de la composition du sang remontent au XVIIème siècle, avec Leuwenhoek, l'inventeur du microscope, Malpighi et Swammerdam.

Le sang est à la fois le miroir où se reflètent le bon ou le mauvais fonctionnement de tous les organes, et la preuve de l'unicité de chaque être humain. Chacune de nos cellules porte la marque de notre individualité, grâce à un groupe de molécules appelées marqueurs. D'abord reconnus sur la membrane des globules rouges, ces marqueurs sont désormais identifiables au niveau du gène. Chaque individu possède une formule biologique unique, une carte d'identité infalsifiable. Ces développements sont bien connus par leurs applications, entre autres, dans le domaine de la police scientifique pour confirmer l'identification d'un criminel ou d'une victime. Le sang est aussi une matière première, qui peut être donnée, échangée ou vendue [2] .

I.2. Le sang

➤ Le sang est un tissu vivant [3,4], qui distribue aux cellules du corps humain tout ce dont elles ont besoin pour y maintenir la vie: oxygène, nutriments, électrolytes, hormones, vitamines et substances nécessaires à la protection contre les maladies. Il débarrasse aussi le corps de la chaleur et de ses différents déchets comme il sert également à amener aux tissus les cellules et les molécules du système immunitaire, et à diffuser les hormones dans tout l'organisme. Il représente environ 8% du poids corporel. Le volume sanguin chez un homme adulte est de 5 à 6 litres et de 4 à 5 litres chez la femme [1,5].

➤ Généralement, on imagine que le sang est rouge parce qu'il contient des globules rouges. Mais au contraire cela revient à se demander pourquoi les globules rouges sont rouges ?

Les globules rouges sont constitués d'hémoglobine qui est un pigment rouge lorsqu'il est soumis à la lumière blanche renvoie seulement des photons dont la longueur d'onde est le rouge. L'hémoglobine est constituée de fer et d'oxygène : le fer associé à l'oxygène crée de l'oxyhémoglobine, qui donne la couleur rouge au sang [6].

➤ Le sang régularise le PH au moyen du système tampons ; il règle aussi la température corporelle grâce aux propriétés d'absorption de chaleur et de refroidissement de son contenu aqueux. de plus, le surplus de chaleur corporelle est transporté par le sang jusqu'à la peau d'où il est éliminé dans l'environnement [1].

I.3. Composition biologique du sang humain

Le sang humain est constitué d'un liquide, appelé plasma, dans lequel se trouvent des: globules rouges (érythrocytes ou hématies), globules blancs (ou leucocytes) et plaquettes ces dernières se déposent au fond de l'éprouvette en formant un dense culot rouge [7].

I.3.1. Le plasma

C'est un liquide plutôt transparent et de couleur jaune clair, Composé à 90% d'eau, il contient une grande variété de solutés:

- des sels inorganiques ou électrolytes.
- de nombreuses protéines aux fonctions multiples, anti infectieuses (telles les immunoglobulines ou anticorps), antihémorragiques (comme le fibrinogène, qui est un facteur de coagulation).
- Glucose.
- Lipides.

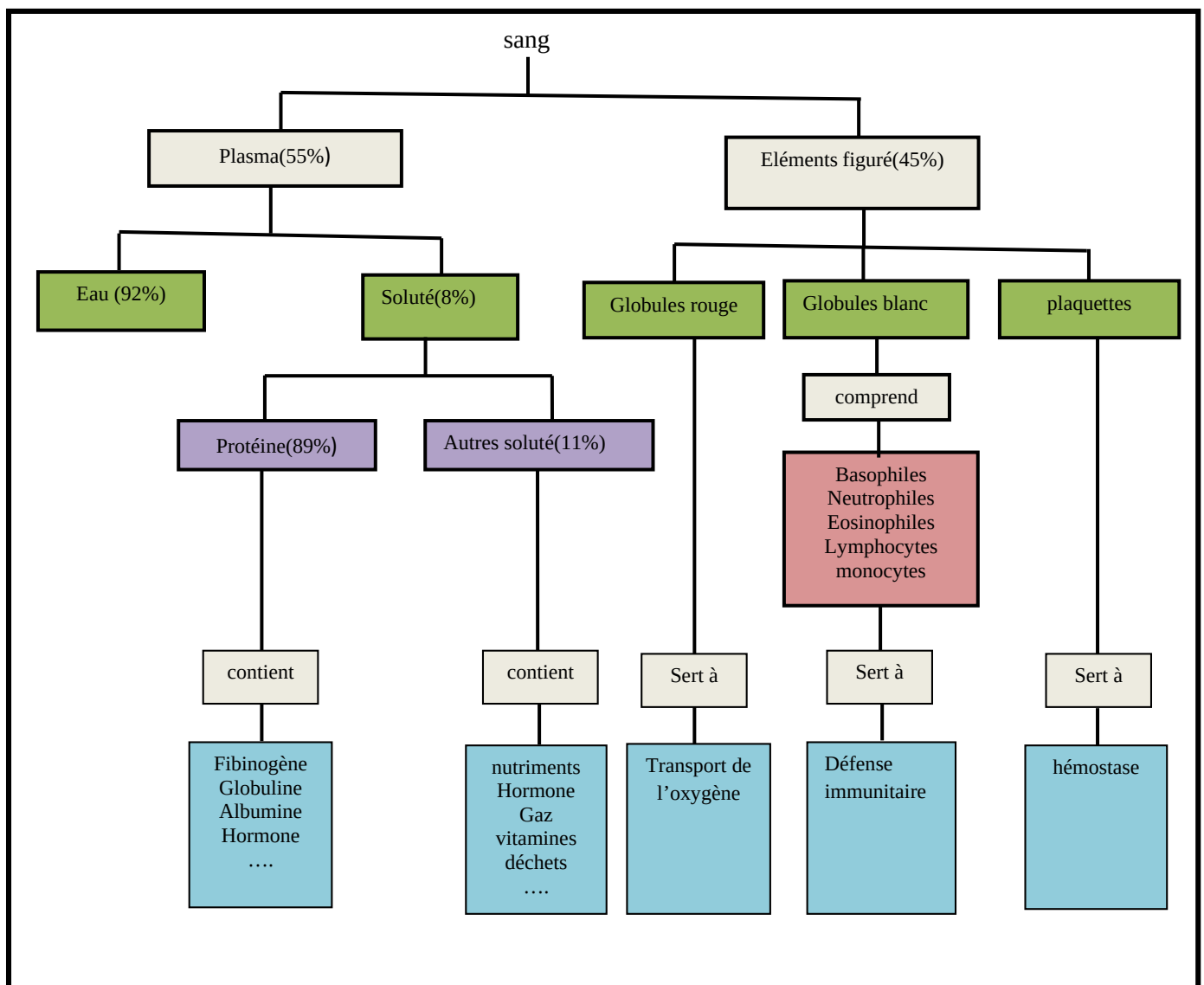


Figure I.1. Composition du sang[8]

I.3.2. Éléments figurés

Trois types de cellules sont en suspension dans le plasma sanguin (figure 1.2).

- ✚ les globules rouges : dont la fonction consiste à transporter l'oxygène des poumons vers les tissus, ainsi que le dioxyde de carbone des tissus aux poumons.
- ✚ les globules blancs : constituent un des moyens de défense de l'organisme contre les agents infectieux.
- ✚ les plaquettes : jouent un rôle dans la coagulation du sang.

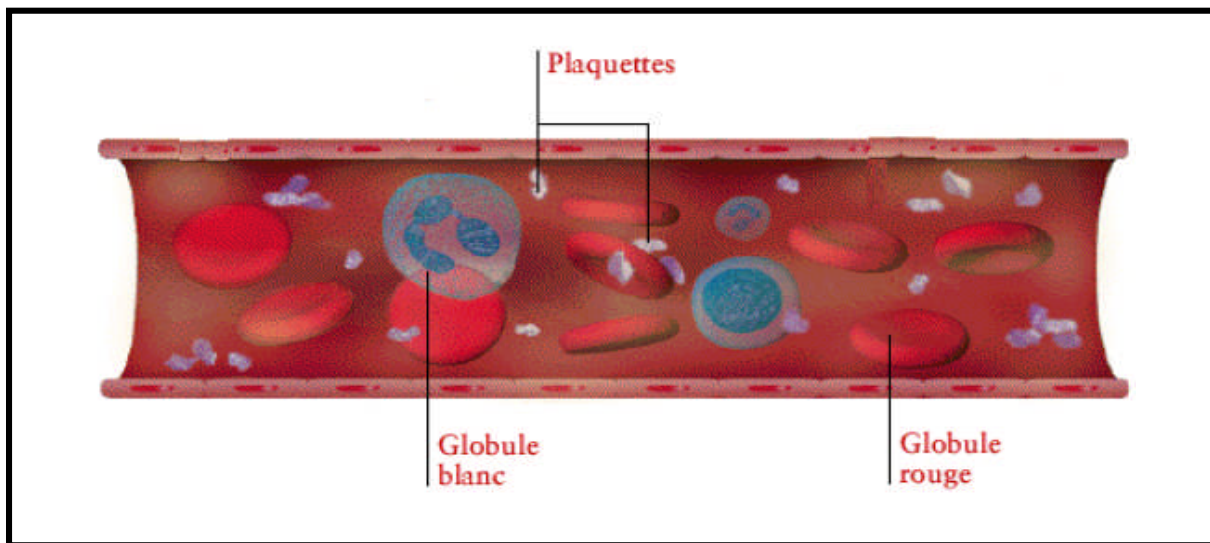


Figure 1.2. Schéma des éléments figurés dans le sang [9]

a. Les globules rouges (érythrocytes ou hématies)

A raison de $(4 \text{ à } 6) \cdot 10^6$ unités par mm^3 de sang et constituent le principal facteur de la viscosité du sang.

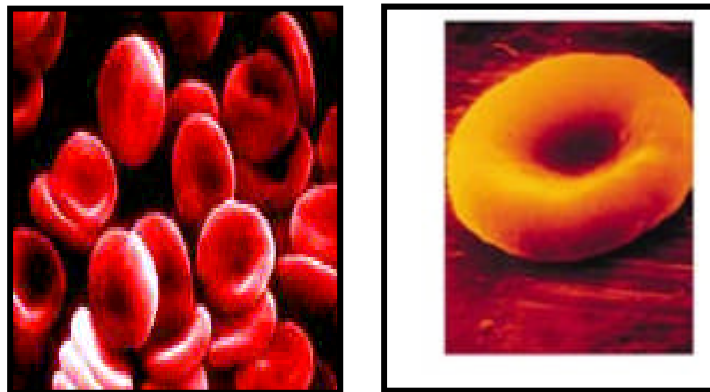


Figure 1.3 : Image des globules rouges [8.10]

Les érythrocytes ont la forme de petits disques biconcaves de 6 à 8 μm de diamètre plus mince en leurs centres qu'à leurs extrémités, et sont anucléés. Leur durée de vie est de 100 à 120 jours. À leur mort, ils se fragmentent et sont éliminés de la circulation sanguine par les macrophages.

Les érythrocytes sont fabriqués dans la moelle osseuse rouge, principalement dans les côtes, les vertèbres, le corps du sternum et le bassin, où se trouvent les hémocytoblastes, c'est-à-dire les cellules souches qui peuvent donner naissance à n'importe quel type de cellule sanguine. Si les tissus ne reçoivent pas assez d'oxygène, le rein sécrète une hormone appelée érythropoïétine qui stimule la production d'érythrocytes dans la moelle osseuse. Inversement, un apport d'oxygène excessif réduira la sécrétion d'érythropoïétine et ralentira la production d'érythrocytes.

b. Les globules blancs (leucocytes)

Au nombre de $(4 \text{ à } 11) \cdot 10^3$ par mm^3 de sang. Ils ont des noyaux, des organites et jouent un rôle crucial dans la lutte de l'organisme contre les maladies causées par des virus, bactéries, parasites et cellules tumorales.

À chaque fois que les leucocytes sont mobilisés, l'organisme accélère leur production et peut en doubler le nombre en quelques heures.

On distingue 2 types principaux de leucocytes, qui se différencient par des critères structuraux [11] :

-  Les "**polynucléaires**" qui paraissent avoir plusieurs noyaux. Il s'agit en fait de noyaux multilobés.
-  Les "**mononucléaires**" qui comprennent deux types de cellules totalement différentes: les lymphocytes, support de l'immunité et de la mémoire immunitaire, et les monocytes sont des cellules macrophagiques circulantes.

b.1. les polynucléaires

➤ b.1.1. Les neutrophiles

Sont les leucocytes sanguins les plus abondants ils ont une taille moyenne (de 10 à 14 μm), leur noyau est de 2 à 5 lobes avec une chromatine assez dense, et leur cytoplasme abondant contient de fines granulations qui prennent une couleur marron.

Ils représentent 60 à 65% des leucocytes sanguins, soit un taux moyen chez l'adulte de 2400 à 7000 polynucléaires neutrophiles par mm^3 de sang.

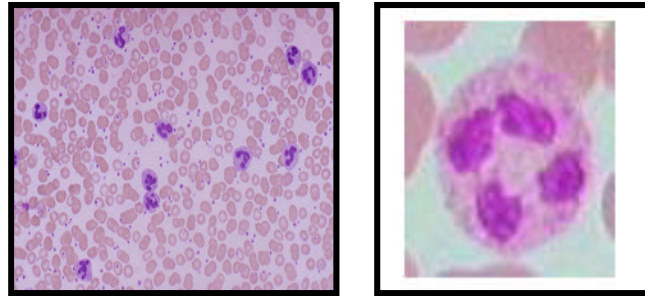


Figure 1.4 : *Les neutrophiles [8,10]*

➤ b.1.2. Eosinophiles

Le polynucléaire éosinophile est aisément reconnaissable sur frottis sanguin. C'est une cellule de taille moyenne (10 à 14 μm), comportant un noyau à 2 lobes réunis par un pont chromatinien. Ils représentent 1 à 3% des leucocytes sanguins soit en valeur absolue de 40 à 300 par mm^3 leur durée de vie moyenne est de 3 à 8 jours.

Ils interviennent dans les défenses immunitaires par leur pouvoir phagocytaire et certaines substances contenues dans leurs granules.

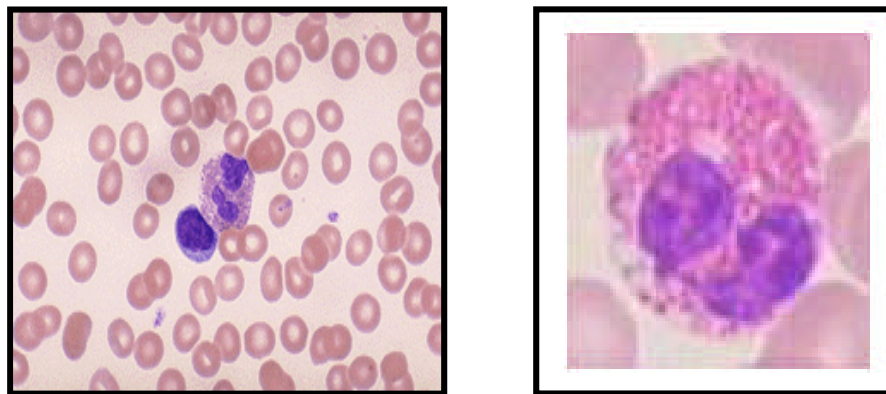


Figure 1.5 : *éosinophile [8,10]*

➤ b.1.3. Basophiles

Les polynucléaires basophiles ont un noyau assez volumineux. Ils ont un diamètre de 10 à 14 μm . Les polynucléaires basophiles sont les moins nombreux.

Ils représentent moins de 1% des leucocytes sanguins. Il y a donc moins de 40 polynucléaires basophiles par mm^3 de sang.

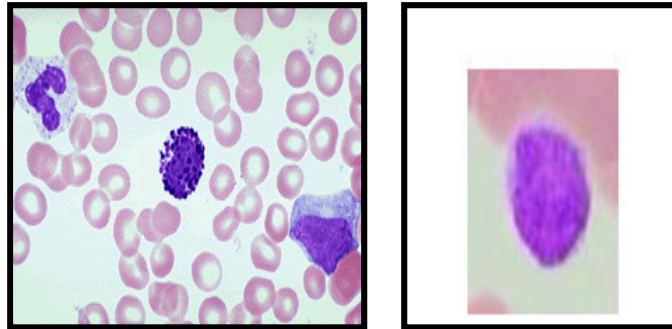


Figure 1.6 : basophile[8,10]

b.2. Mononucléaires

Dépourvus de granulations visibles, ils diffèrent d'un point de vue fonctionnel des polynucléaires. Il en existe deux types :

➤ **b.2.1. Lymphocytes :**

Les deuxièmes plus nombreux des leucocytes, ils ont une taille variable de 10 à 15 μm de diamètre. On distingue parfois les petits lymphocytes qui ont le diamètre d'un globule rouge. Les lymphocytes représentent 20 à 40% des leucocytes sanguins chez l'adulte. Il y a donc entre 800 et 4000 lymphocytes par mm^3 chez l'adulte

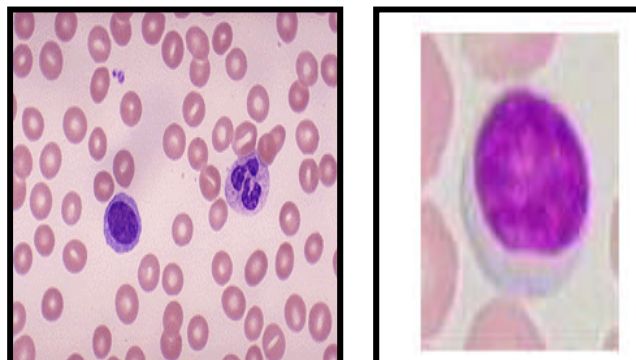


Figure 1.7 : lymphocyte[8]

Dans le sang circulant, la majorité des lymphocytes sont de type T (70 à 80%). Bien qu'ils soient de morphologie identique, les lymphocytes B et T ont des spécificités qui leur sont propres :

- **Les lymphocytes B:** Chacune de ces cellules reconnaît un antigène particulier grâce à un récepteur spécifique situé à sa surface. Une fois l'étape de reconnaissance achevée, les cellules B se divisent et se différencient en plasmocytes, qui sécrètent le récepteur spécifique sous forme soluble appelée anticorps (glycoprotéines). Ils se lient à l'antigène qui a déclenché l'activation initiale des cellules B, étant quasiment identiques aux récepteurs membranaires des lymphocytes.

- **Les lymphocytes T:** L'activation des lymphocytes T par les antigènes induit une série de bouleversements qui aboutissent à leur différenciation finale. On distingue par ailleurs plusieurs classes de lymphocytes T matures. Certains assistent le lymphocyte B pour la reconnaissance de l'antigène ou interagissent avec les monocytes et les aident à détruire les pathogènes; ce sont les lymphocytes T auxiliaires (TH pour *helper*). D'autres sont spécialisés dans la destruction des cellules infectées par des virus, ou des parasites. Cette activité est appelée cytotoxicité, et ces cellules appelées cellules T cytotoxiques (TC). Ces groupes de cellules T ne reconnaissent les antigènes que lorsqu'ils sont associés à des marqueurs spécifiques des cellules hôtes, via des récepteurs spécifiques d'antigène. Les lymphocytes T exercent leurs fonctions soit par la libération de protéines solubles, les cytokines, soit par contact cellulaire direct.

➤ **b.2.2. Monocytes :**

Les monocytes sont de grandes cellules de 15 à 24 μm de diamètre. Leur noyau est irrégulier, Le cytoplasme est de forme très irrégulière et contient de nombreuses et fines granulations.

Les monocytes représentent 2 à 10% des leucocytes sanguins soit une moyenne de 80 à 1000 monocytes par mm^3 .

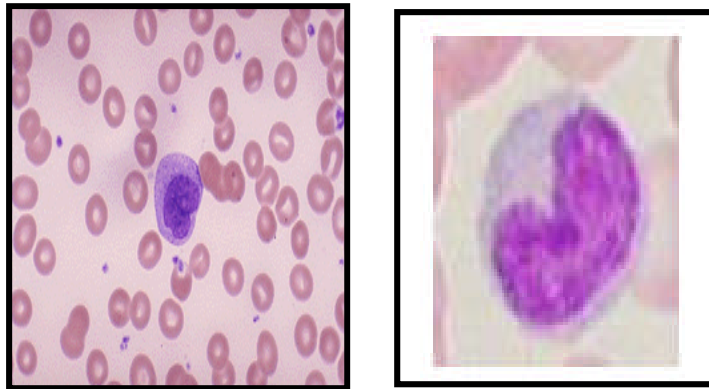


Figure 1.8 : *Monocytes* [8]

- ❖ Leur composition se déroule dans la moelle osseuse via la multiplication et la différenciation des cellules souches (*figure 1.9*).

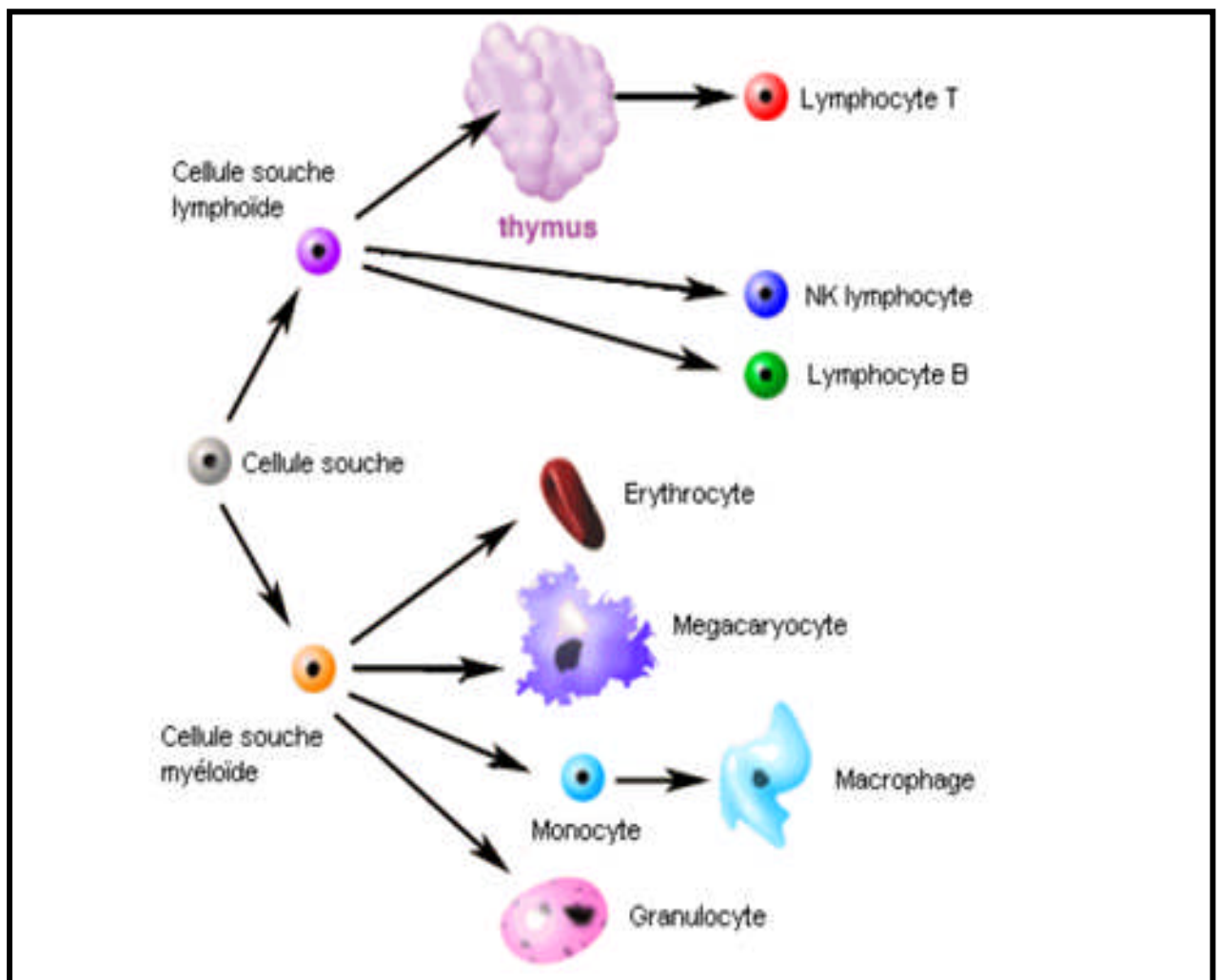


Figure 1.4 : *Schéma de la différenciation myéloïde et lymphoïde* [8]

❖ «**La formule sanguine** » ou pourcentage relatif des différents types de leucocytes est très important car il sert à dépister un nombre anormal de leucocytes, ou de formes anormales (tableau 1.1).

Tableau 1.1 : Formule sanguine [12]

Nom de cellule	Pourcentage normale	Maladies causé en cas d'augmentation du nombre
Neutrophile	60 à 65	Leur élévation importante signe une infection mais ils augmentent aussi chez le fumeur, sous traitement corticoïde ou dans certaines leucémies.
Eosinophile	1 à 3	Leur élévation signe des terrains : allergiques, colitiques et parasitoses.
Basophiles	0.5	Leur augmentation se rencontre dans certaines leucémies, dans les cirrhoses et les problèmes thyroïdiens.
Lymphocytes	20 à 40	Leur augmentation se constate dans beaucoup de maladies virales mais aussi dans les leucémies.
Monocytes	5 à 10	Leur nombre augmente dans certaines maladies comme la mononucléose, après une anémie et dans certaines leucémies.

c. Plaquettes

Au nombre de $(140 \text{ à } 440) \cdot 10^3$ par mm^3 de sang, les plaquettes ne sont pas des cellules à proprement parler. Ce sont des fragments de cellules multi-nucléés appelées mégacaryocytes.

Les plaquettes se présentent comme des corpuscules de forme irrégulière, de teinte sombre et disséminés parmi les autres éléments figurés du sang. Leur diamètre est de 2 à 4 μm . Elles sont nécessaires au processus de coagulation du sang en limitant les pertes sanguines lorsque des vaisseaux sanguins sont brisés: adhérant à l'endroit endommagé, elles forment un bouchon temporaire. Les plaquettes sont anucléées; elles vieillissent rapidement et dégènèrent en dix jours.



Figure 1.10 : plaquettes sanguine [8]

I.4.Caractéristiques et fonctions des éléments figurés

Les caractéristiques et les fonctions des éléments figurés sont représenté dans le (tableau 1.2)

Tableau 1.2: Caractéristiques et fonctions des éléments figurés [12].

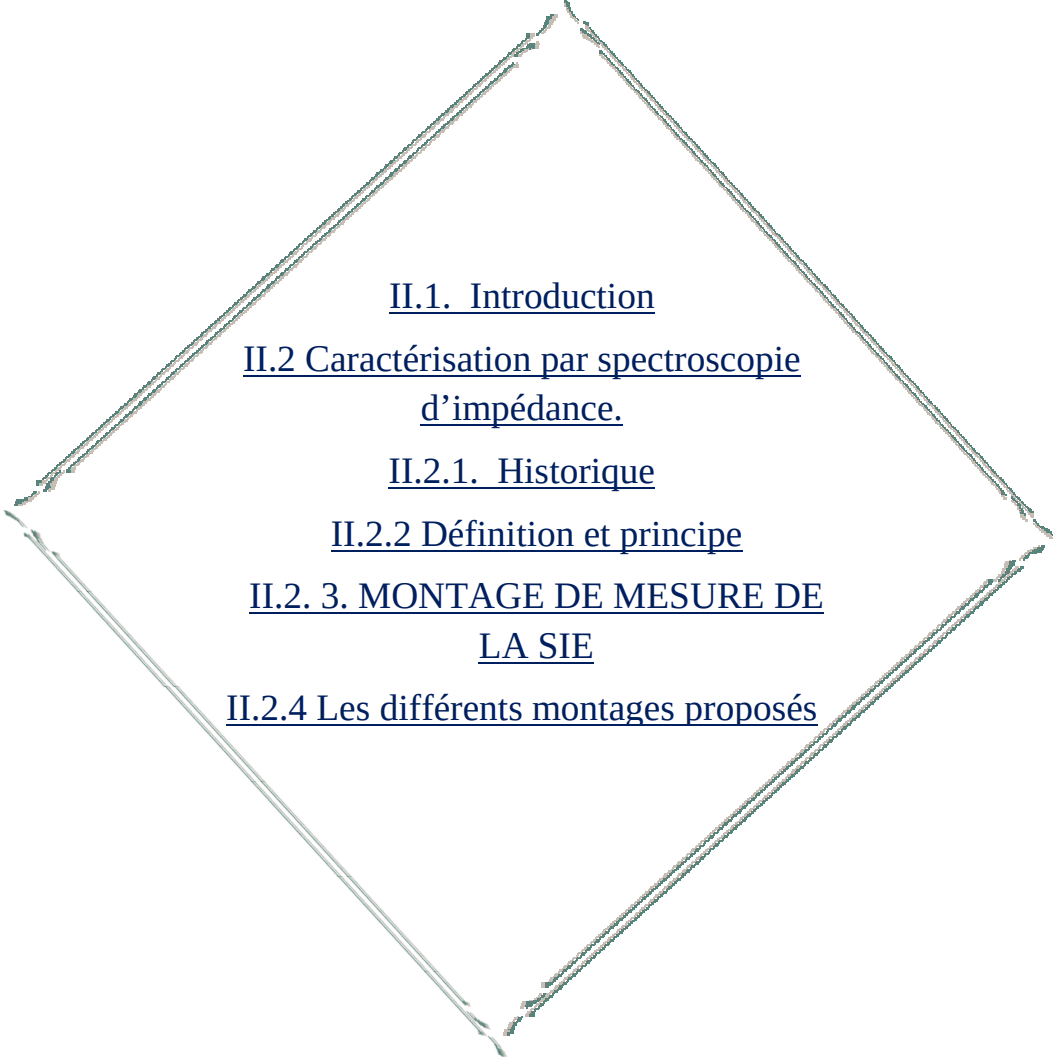
Cellule	Diamètre (μm)	Fonction	Densité (g/cm^3)
érythrocyte	6 - 8	Transport d' o_2	1.090 - 1.110
plaquette	2 – 4	Coagulation	1.054 - 1.062
Monocyte	15 - 14	Surveillance immunitaire, précurseur des macrophages	1.055 – 1.062
neutrophile	10 – 14	Défense de l'organisme	1.080 – 1.084
Eosinophile	10 – 14	Défense contre parasites et allergies	1.080 – 1.084
basophile	10 – 14	Inflammation et allergie	1.080 – 1.084
Lymphocyte T	6 - 15	Immunité cellulaire	1.060 -1.072
Lymphocyte B	6 - 15	Anticorps, précurseur des plasmocytes	1.060 – 1.072

I.5. Les propriétés physiques du sang

- **La viscosité:** Le sang est un liquide plus visqueux, plus épais et plus dense que l'eau, il circule plus lentement que l'eau et cela tient, en partie, à sa viscosité [1].
- **La température:** elle est d'environ 38°C, légèrement au-dessus de la température normale du corps.
- **Le PH:** Le sang est légèrement alcalin, son ph se situant entre 7.35 et 7.45.
- **La résistivité:** la résistivité d'un humain biologiquement équilibré se situe entre 175 et 210 Ω .cm, et entre 210 et 240 Ω .cm pour les sportifs (sang très fluide). Elle diminue avec l'âge et les phénomènes de vieillissement accéléré comme l'empoisonnement par les métaux lourds [13]. Il apparaît une diminution de la conductivité avec l'élévation de l'hématocrite.
- **Permittivité du sang:** En basse fréquence, les valeurs de la permittivité diminuent avec la baisse de l'hématocrite. Avec l'augmentation de la fréquence, cette chute devient de moins en moins importante. A partir de ce point, on observe le phénomène inverse : une diminution de l'hématocrite induit une augmentation de la permittivité [14].

Chapitre II:

Les méthodes de caractérisation du sang humain



II.1. Introduction

II.2 Caractérisation par spectroscopie d'impédance.

II.2.1. Historique

II.2.2 Définition et principe

II.2. 3. MONTAGE DE MESURE DE LA SIE

II.2.4 Les différents montages proposés

II.1. Introduction

La connaissance des paramètres électriques (permittivité diélectrique et conductivité électrique) de la matière biologique a fait l'objet de nombreux travaux de modélisation expérimentale et théorique, la méthode de caractérisation par spectroscopie d'impédance qui sera présentée dans ce chapitre est la plus utilisée pour la détermination de ces paramètres.

II.2 Caractérisation par spectroscopie d'impédance

II.2.1. Historique

D'un point de vue expérimental, les premières mesures électrochimiques locales en courant alternatif ont été réalisées au début des années 1980 par Isaacs et Kendig [15]. Les premières mesures de SIEL à proprement parler datent du début des années 1990 ; elles s'appuient sur une technique mise au point par Lillard *et al*, et appliquée à l'étude des systèmes aluminium et aluminium/molybdène [16] et à l'étude de revêtements organiques protecteurs [17]. A partir du milieu des années 1990, l'utilisation de cette technique s'est développée.

II.2.2 Définition et principe

La SIE repose sur la mesure d'une fonction de transfert suite à la perturbation volontaire du système électrochimique étudié. Ce système peut être considéré comme étant une « boîte noire » qui réagit en émettant un signal $y(t)$ quand il est soumis à une perturbation $x(t)$ (figure I.1).

Les deux signaux $x(t)$ et $y(t)$ sont alors reliés par une fonction de transfert $H(\omega)$ telle que $Y(\omega) = H(\omega) X(\omega)$, $X(\omega)$ et $Y(\omega)$ étant respectivement les transformées de Fourier de $x(t)$ et $y(t)$.



Figure 2.1 : Schéma synoptique d'une fonction de transfert[18]

Classiquement, la perturbation imposée est sinusoïdale. Le signal appliqué est donc de la forme $x(t) = A \sin(\omega t)$ et la réponse du système est $y(t) = B \sin(\omega t + \varphi)$ avec une fréquence f , une pulsation $\omega = 2\pi f$ et un déphasage φ . L'impédance électrochimique se définit comme étant le nombre complexe $Z(\omega)$ résultant du rapport :

$$Z(\omega) = \frac{\Delta E(\omega)}{\Delta I(\omega)} \quad (\text{II.1})$$

Ou, en mode potentiostatique, $\Delta E(\omega)$ est la perturbation imposée à un potentiel choisi E_0 , et $\Delta I(\omega)$ la réponse en courant du système étudié avec une composante continue I_0 (Fig 2.2). Il est aussi possible d'utiliser le mode galvano statique. Dans ce cas, c'est une perturbation en courant de faible amplitude qui est appliquée au système et c'est la réponse en potentiel qui est mesurée.

L'impédance $Z(\omega)$ est un nombre complexe qui peut être écrit sous deux formes équivalentes :

$$Z(\omega) = |Z(\omega)|e^{j\varphi(\omega)} \quad \text{Ou : } Z(\omega) = Z_r(\omega) + jZ_j(\omega) \quad (\text{II.2})$$

avec : $j = \sqrt{-1}$

$|Z|$ étant le module de l'impédance, φ le déphasage, Z_r la partie réelle et Z_j la partie imaginaire. Pour passer d'une forme à l'autre, il suffit d'utiliser les relations suivantes :

$$|Z|^2 = Z_r^2 + Z_j^2 \quad \text{et} \quad \varphi = \tan^{-1} \frac{Z_j}{Z_r} \quad \text{ou} \quad Z_r = |Z| \cos \varphi \quad \text{et} \quad Z_j = |Z| \sin \varphi \quad (\text{II.3})$$

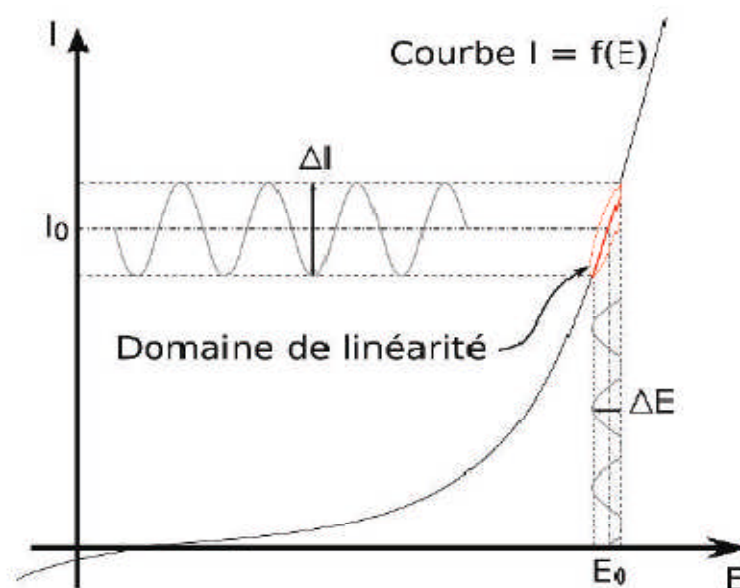


Figure 2.2 : réponse d'un système électrochimique non linéaire soumis à une perturbation non sinusoïdale [18]

Les systèmes électrochimiques étudiés n'étant généralement ni linéaires, ni stables dans le temps, un certain nombre de précautions s'impose. Il faut s'assurer que le système reste « quasi stable » sur toute la durée de la mesure, et que l'amplitude de la sinusoïde soit suffisamment faible pour que la fonction $I = f(E)$ soit linéaire dans le domaine perturbé (Fig. 2.2). Le tracé de la fonction :

$$f(\Delta E) = \frac{\left| \frac{\Delta I}{\Delta E} \right| f}{\left| \frac{\Delta I}{\Delta E} \right| f=0} \quad (\text{II.4})$$

permet de s'assurer que l'amplitude est adaptée pour que la perturbation reste dans le domaine linéaire.

II.2.2.1 Exploitation des résultats

II.2.2.1.1 Utilisation des schémas électriques équivalents

A la lumière des paragraphes précédents, il semble assez naturel de faire l'analogie entre impédance électrochimique et impédance électrique.

Les différents processus se déroulant à l'interface électrode/électrolyte peuvent être modélisés par la construction d'un circuit électrique équivalent.

Chacun des composants utilisés, branchés en série ou en parallèle, représente un phénomène physique particulier. Ces modèles sont ensuite utilisés pour ajuster les diagrammes expérimentaux afin d'extraire les paramètres nécessaires à la compréhension du système étudié. Bien entendu, cette façon de faire est une simplification et suppose que les différents phénomènes sont indépendants les uns des autres, ce qui n'est pas le cas dans la réalité. Toutefois, l'erreur introduite par l'utilisation de cette forme de modèle est suffisamment faible pour que cette simplification puisse être considérée comme acceptable.

Dans la construction de ces circuits électriques équivalents, certains composants utilisés sont identiques à de véritables composants électriques, comme la résistance R , la capacité C ou même l'inductance L dont l'impédance est donnée par la relation suivante :

$$Z(\omega) = jL\omega \quad (\text{II.5})$$

qui peut servir dans le cadre d'impédance mesurée sur des systèmes complexes (batteries par exemple [19]).

Il existe plusieurs modèles de circuits équivalents fréquemment rencontrés. Le plus simple sert à modéliser le comportement d'électrodes bloquantes, c'est-à-dire que l'électrode est placée dans des conditions telles qu'il ne se produit pas de réaction faradique. Ce circuit est constitué d'une résistance d'électrolyte R_e branchée en série avec une capacité interraciale, C_0 ou un CPE (Q_0, α) si le comportement est non idéal (figure 2.3.a et b). Selon le type d'échantillon, cette capacité peut être une capacité de double couche, de film d'oxyde, . . .

Quand il y a réaction faradique, le modèle devient plus complexe. Ainsi, s'il n'y a pas de contrôle diffusionnel, le schéma classiquement utilisé est celui présenté sur la figure 2.3.c.

C'est une évolution du modèle de l'électrode bloquante où une résistance R_{tc} traduisant le transfert de charge est branchée en parallèle avec la capacité de double couche. Par contre, en cas de contrôle diffusionnel, il faut ajouter, en série avec la résistance de transfert de charge, une impédance de Warburg W comme il est indiqué sur la figure 2.3.d. Ce circuit est connu sous le nom de modèle de Randles. Le choix du type d'impédance de Warburg se fait en fonction des conditions expérimentales.

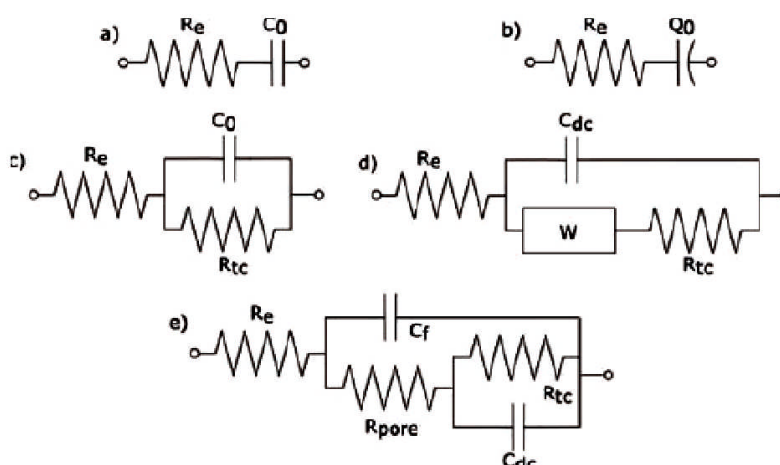


Figure 2.3 : Schéma de circuits électriques fréquemment rencontrés :a)électrode bloquante idéalement polarisable, b) électrode bloquante avec comportement CPE, c)électrode avec réaction faradique sans contrôle diffusionnel, d) modèle de Randles et e) modèle du film de peinture [18]

Il existe bien d'autres types de circuits équivalents, chacun d'entre eux décrivant un système particulier. La manière dont est branché chaque composant ainsi que l'ordre de leur apparition sont importants, à la fois pour le calcul de l'impédance et pour la lisibilité du modèle.

Il faut suivre la logique physique du système : les processus successifs sont branchés en série alors que les processus simultanés sont branchés en parallèle. Par exemple, dans le cas du circuit de Randles (figure 2.3.d), seul R_e est présent loin de l'interface.

Au niveau de l'interface, l'établissement de la double couche et le transfert de charge s'effectuent simultanément. Par contre, il est nécessaire que l'espèce active ait accès à la surface de l'électrode pour que la réaction se produise. C'est pourquoi W puis R_{tc} sont branchés en série, le tout étant connecté en parallèle avec C_{dc} (ou Q_{dc}).

Un moyen de vérifier expérimentalement la validité et la qualité des mesures d'impédance obtenues est d'utiliser les relations de Kramers-Kronig qui permettent de relier la partie réelle et la partie imaginaire d'un spectre d'impédance. Ces relations permettent de mettre en évidence un certain nombre d'artefacts de mesure. L'utilisation de ces relations couplée à une méthode d'étude des structures d'erreurs donne la possibilité d'analyser plus finement les spectres. Les travaux de Agarwal *et al.* [20, 21,22] sont une bonne illustration de l'application de ces techniques.

II.2.2.1.2 Représentation traditionnelle des données

Habituellement, il existe deux modes de représentation des diagrammes d'impédance électrochimique. Ils peuvent être tracés en coordonnées cartésiennes dans le plan complexe de Nyquist en plaçant les valeurs $Z_r(\omega)$ en abscisse et $-Z_j(\omega)$ en ordonnée (contrairement aux conventions utilisées en électrotechnique). Pour cette représentation, il est nécessaire d'utiliser des repères orthonormés, sans quoi les diagrammes sont déformés et l'interprétation peut être faussée. La représentation de Bode est l'autre représentation classique pour visualiser les diagrammes. Dans ce cas, le module de l'impédance $|Z|$ (représenté en échelle logarithmique) et le déphasage ϕ sont tracés en fonction de la fréquence, elle aussi représentée en échelle logarithmique. Ces deux visions différentes d'un même résultat ne sont pas en compétition, elles sont complémentaires; chacune d'entre-elles montre un aspect particulier du diagramme d'impédance. La représentation de Nyquist permet de voir les différentes «boucles et droites» du diagramme mais masque les résultats à hautes fréquence alors que la représentation de Bode offre la vision complète du domaine de fréquence, tout en étant moins parlante pour identifier certains phénomènes caractéristiques.

Pour illustrer ce qui a été présenté ci-dessus, des diagrammes d'impédance électrochimique tirés d'un article écrit par Orazem *et al.* [23] sont donnés sur la figure 2.4 dans le plan complexe de Nyquist et sur la figure 2.5 selon la représentation de Bode.

II.2.2.1.3 Autres types de représentation

Récemment, Orazem *et al.* [23] ont proposé d'autres possibilités pour tracer les diagrammes d'impédance. Ces représentations ont pour but d'extraire facilement certains paramètres sans avoir recours à l'ajustement des spectres par des circuits électriques équivalents. Toutefois, quand l'utilisation des circuits équivalents s'avère utile, cela permet de fixer un certain nombre de paramètres, ce qui limite le nombre d'inconnus et facilite par là-même l'ajustement des spectres.

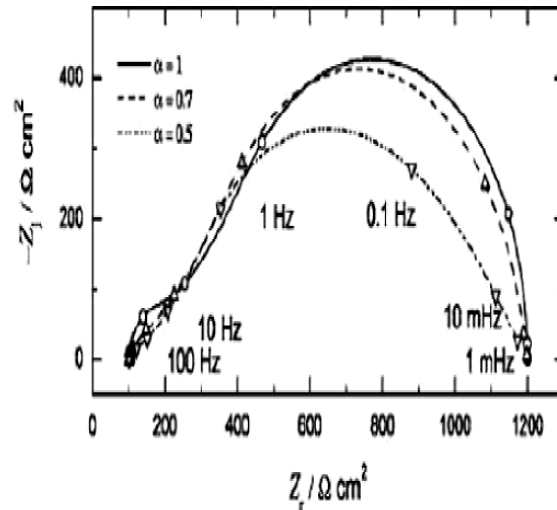


Figure 2.4 : Représentation des diagrammes d'impédance dans le plan de nyquist [18]

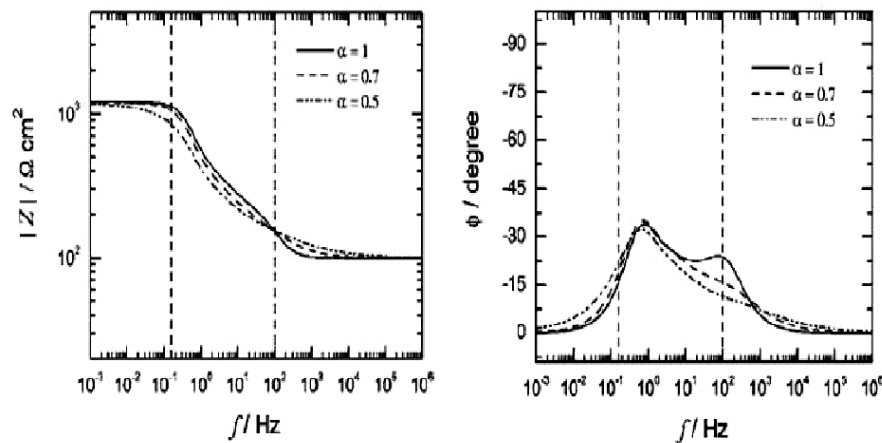


Figure 2.5 : Tracés des diagrammes d'impédance selon la représentation de Bode [18]

Dans le cas où le système étudié présente une chute ohmique importante, c'est-à-dire un R_e élevé, la partie haute fréquence du spectre est fortement masquée par l'influence de la résistance d'électrolyte. Pour avoir une meilleure lisibilité des phénomènes se déroulant dans ce domaine de fréquence, il est possible de tracer une représentation de Bode modifiée en utilisant les relations (II.6) :

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{Z_r}{Z_i} \right) \text{ et } |Z| = \sqrt{(Z_r - R_e)^2 + Z_i^2} \quad (\text{II.6})$$

Ici, Z_r et Z_i représentent respectivement les parties réelles et imaginaires du spectre, R_e est la résistance d'électrolyte estimée en lisant Z_r quand $\omega \rightarrow \infty$. La détermination de R_e doit être la plus précise possible. L'amélioration obtenue par cette opération est visualisée sur la figure 2.6.

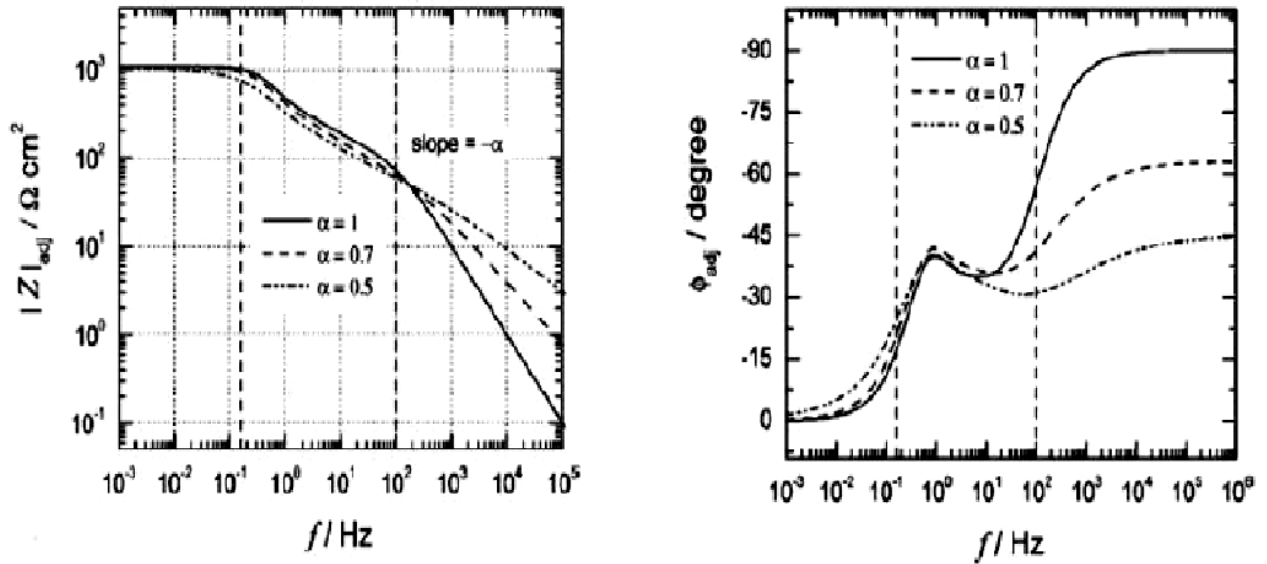


Figure 2.6 : Effet de la correction de la chute ohmique sur la représentation de BODE [18]

II.2.3. MONTAGE DE MESURE DE LA SIE

Le montage classique pour effectuer les mesures de SIE repose sur l'utilisation d'une cellule électrochimique à trois électrodes comprenant une électrode de travail, une électrode de référence et une contre-électrode (figure 2.7).

- ✓ L'électrode de travail est l'électrode sur laquelle s'effectue la mesure d'impédance.
- ✓ L'électrode de référence permet la mesure du potentiel dans la cellule et son choix se fera en fonction de l'électrolyte et du matériau étudié présent dans la cellule.
- ✓ La contre-électrode est une électrode en platine de taille suffisante pour que la contre-réaction puisse se dérouler sans perturber le système.

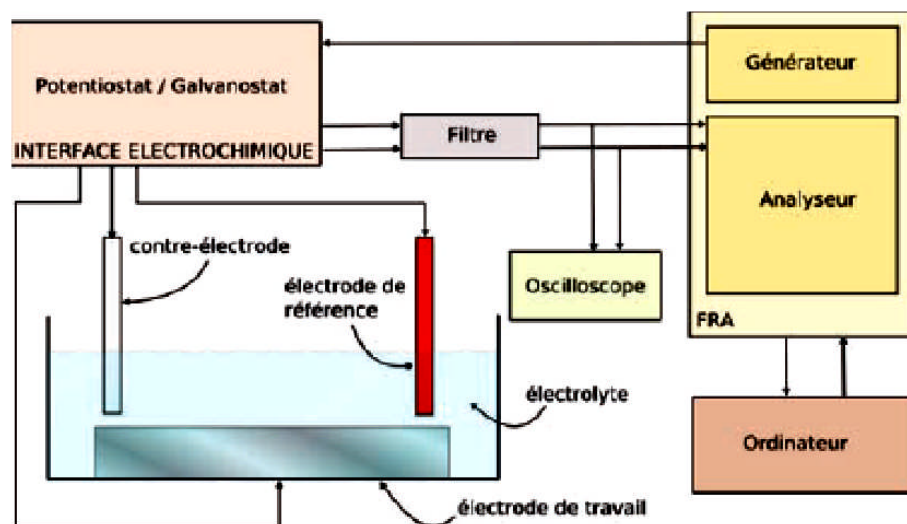


Figure 2.7 : Schéma du montage pour les mesures de SIE[18]

La cellule est reliée à une interface électrochimique. Celle-ci permet la régulation et la mesure du potentiel et du courant au sein de la cellule. En impédance électrochimique, cette interface est reliée à un second appareil, le FRA (frequency response analyser) qui sert à la fois à générer le signal sinusoïdal avec l'amplitude et la fréquence désirées, et à extraire les parties réelles et imaginaires de l'impédance du système étudié. L'amplitude de perturbation

est déterminée au cas par cas car elle doit être adaptée au système étudié pour satisfaire la condition de linéarité. Toutefois, elle se situe généralement entre 5 et 30 mV.

L'interface électrochimique et le FRA sont pilotés par un ordinateur à l'aide du logiciel Zplot (Scribner Associate, inc). L'utilisation d'un filtre entre l'interface électrochimique et l'analyseur de fréquence permet d'améliorer le rapport signal/bruit. De plus, un oscilloscope est branché en parallèle à la sortie du filtre pour contrôler la qualité des signaux mesurés. Pour certains diagrammes, il est parfois nécessaire de retirer le point le plus proche de la fréquence de 50 Hz qui peut être perturbé par des parasites liés à l'alimentation secteur.

Dans la majorité des cas, la chaîne de mesure est utilisée en mode potentiostatique, c'est-à-dire que le courant est mesuré suite à une perturbation en potentiel.

Toutefois, dans certains cas particuliers, quand une faible perturbation génère des courants élevés sur le système étudié, il est plus judicieux d'utiliser le mode galvanostatique. Le courant est alors contrôlé, ce qui permet de limiter la dégradation de l'échantillon.

Afin de pouvoir comparer les propriétés de différents systèmes, les diagrammes de SIE sont généralement normés par la surface analysée afin de ramener les valeurs à l'unité de surface (cm^2).

Les diagrammes d'impédance peuvent être traités à l'aide du logiciel Zview (Scribner Associate, Inc) qui permet la construction de circuits électriques équivalents et l'ajustement des spectres à l'aide de ces circuits.

II.2.4. Les différents montages proposés pour la spectroscopie d'impédance

II.2.4.1. Modification d'un SVET

Le premier montage décrit ici est celui utilisé par Elodie Bayet lors de ses travaux de thèse [24] effectués à l'université de Paris VI. Il est basé sur la modification d'un SVET (Scanning Vibrating Electrode Technique). La figure 2.8 présente le schéma de fonctionnement de la chaîne de mesure.

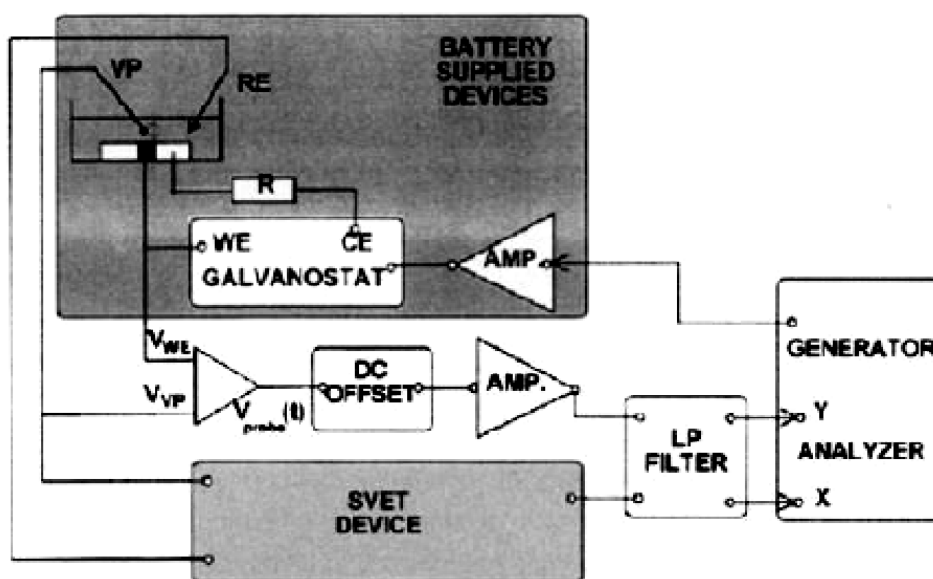


Figure 2.8 : Schéma de fonctionnement d'un SVET modifié pour effectuer des mesures de SIEL [18]

Où : W_E : électrode de travail.

C_E : la contre électrode.

R_E : électrode de référence.

V_P : électrode vibrante.

L'un des avantages importants du SVET modifié est que l'électrode vibrante peut vibrer selon deux axes, ce qui permet d'accéder à la fois à la composante normale et à la composante radiale du courant local. Quant au potentiel, il est possible de le mesurer soit loin de l'interface, l'impédance obtenue est alors l'impédance locale z soit en se servant de l'électrode vibrante comme pseudo-référence au point le plus proche de la surface lors de la vibration. Dans ce dernier cas, le potentiel est mesuré suffisamment près de l'interface pour être assimilé au potentiel interfacial. Le résultat obtenu est alors l'impédance locale interfaciale z_0 . Ce type de technique permet d'avoir une très bonne résolution spatiale, de l'ordre de 30 à 50 μm selon chaque axe [24].

L'utilisation d'un SVET modifié présente cependant quelques inconvénients. L'agitation locale de l'électrolyte par l'électrode vibrante peut perturber significativement les mécanismes se déroulant à l'interface. De plus, il est nécessaire de calibrer la mesure de

courant avant chaque expérimentation. Enfin, la réalisation d'un tel dispositif de mesure demande des compétences en électronique, en programmation et en traitement du signal car il n'existe pas de système commercial de SVET permettant de tracer des spectres locaux.

II.2.4.2. Montage UMIST

Un autre type de montage a été développé à l'UMIST, à Manchester, par Lætitia Philippe lors de ses travaux de thèse [25]. Celui-ci, à l'instar des autres types de montages décrits ci-dessus, utilise une bi-électrode pour effectuer la mesure indirecte du courant local. La figure 2.9 présente un schéma décrivant la chaîne de mesure. Comme en impédance conventionnelle, la chaîne comprend un potentiostat pour imposer le potentiel de perturbation à l'électrode de travail, un FRA générateur et analyseur de fréquence pour traiter les signaux, ainsi qu'un troisième appareil, un électromètre nécessaire pour mesurer la différence de potentiel aux bornes de la bi-électrode et pour filtrer, amplifier et transformer cette mesure qui est ensuite traitée par le FRA. La bi-électrode est composée de deux électrodes de platine séparées d'une distance d dans la direction normale à la surface de l'électrode de travail. La conductivité k de l'électrolyte étant connue, la variation de courant local ΔI_{loc} s'obtient en appliquant la loi d'Ohm à partir de la différence de potentiel $\Delta E_{bi-elec}$ mesurée aux bornes de la bi-électrode de la manière suivante :

$$\Delta I_{loc}(\omega) = \frac{k \Delta E_{bi-elec}(\omega)}{d} \quad (II.7)$$

Dans cette équation, $\Delta I_{loc}(\omega)$ et $\Delta E_{bi-elec}(\omega)$ sont des nombres complexes.

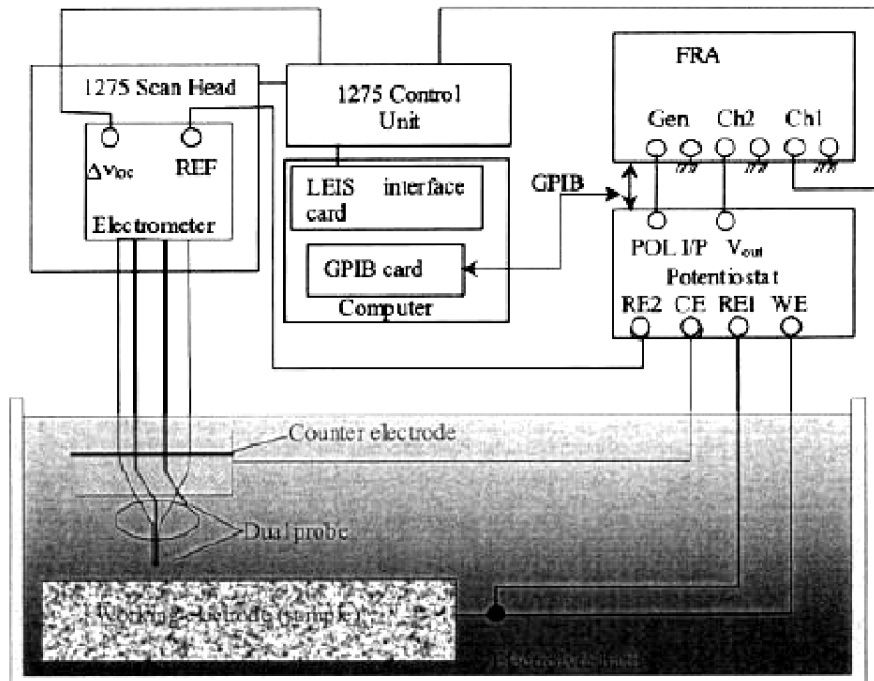


Figure 2.9 : Schéma du montage développé à l'umist permettant de réaliser des mesures de SIEL[26]

L'observation du schéma présenté sur la figure 2.9 montre que le potentiel est mesuré par l'électrode inférieure de la bi-électrode. Ce potentiel est assimilable au potentiel interfacial et l'impédance obtenue par cette chaîne de mesure est l'impédance locale interfaciale z_0 .

Avec le système de bi-électrode, seule la composante normale du courant est mesurée. Il n'est donc pas possible de recalculer par la suite l'impédance conventionnelle en intégrant les mesures d'impédance locale obtenues en chaque point de l'interface étudiée. Il faut toutefois préciser que, même en utilisant une électrode vibrante avec un système calibré, le calcul de l'impédance conventionnelle à partir de mesures d'impédance locale reste extrêmement difficile. Malgré tout, l'utilisation d'une bi-électrode présente certains avantages. Les processus inter-faciaux sont beaucoup moins perturbés qu'avec le SVET et la mesure ne nécessite pas de calibration préalable.

II.2.4.3. Montage LISE

Ce montage, développé par Vincent Vivier au Laboratoire Interfaces et Systèmes Electrochimiques (LISE) à Paris, repose lui aussi sur l'utilisation de la bi-électrode développée par Lillard *et al.* [16]. Mais, contrairement au montage UMIST, une électrode de référence a été ajoutée ici pour mesurer le potentiel en solution loin de l'interface étudiée. Ce montage présente plusieurs originalités. Tous les systèmes électroniques, le FRA excepté, ont été développés et réalisés au LISE de manière à optimiser la qualité des mesures. Le FRA est à quatre voies, permet le traitement simultané du potentiel global (mesuré par l'électrode de référence), du courant global (mesuré entre l'électrode de travail et la contre-électrode), du potentiel local en considérant l'électrode inférieure de la bi-électrode comme une pseudo-référence et du courant local mesuré à l'aide de la bi-électrode. La chaîne est donc capable d'enregistrer simultanément les impédances conventionnelle Z , locale z et locale interfaciale z_0 .

II.2.4.4. Montage nancy

Ce montage développé par « J. Prado, M. Nadi, C. Margo and A Rouane » de l'université de nancy a fin de déterminer les paramètres électriques du sang[27]

Dans ce travail le principe de la spectroscopie d'impédance est basée sur la technique des ponts d'équilibrage automatique associée à un micro-capteur multi-électrodes fondée sur une matrice et ce pour déterminer la variation fréquentielle d'une impédance complexe et la mesure des propriétés diélectriques du sang pour une gamme de fréquence comprise entre 100 Hz et 1 MHz [28].

II.4.4.1. Chaîne instrumentale de base en spectroscopie d'impédance

La chaîne instrumentale de base en spectroscopie d'impédance de ce montage est constitué d'un conditionneur, impédancemètre et un contrôleur(pc) comme il est monté sur la figure (2.10)

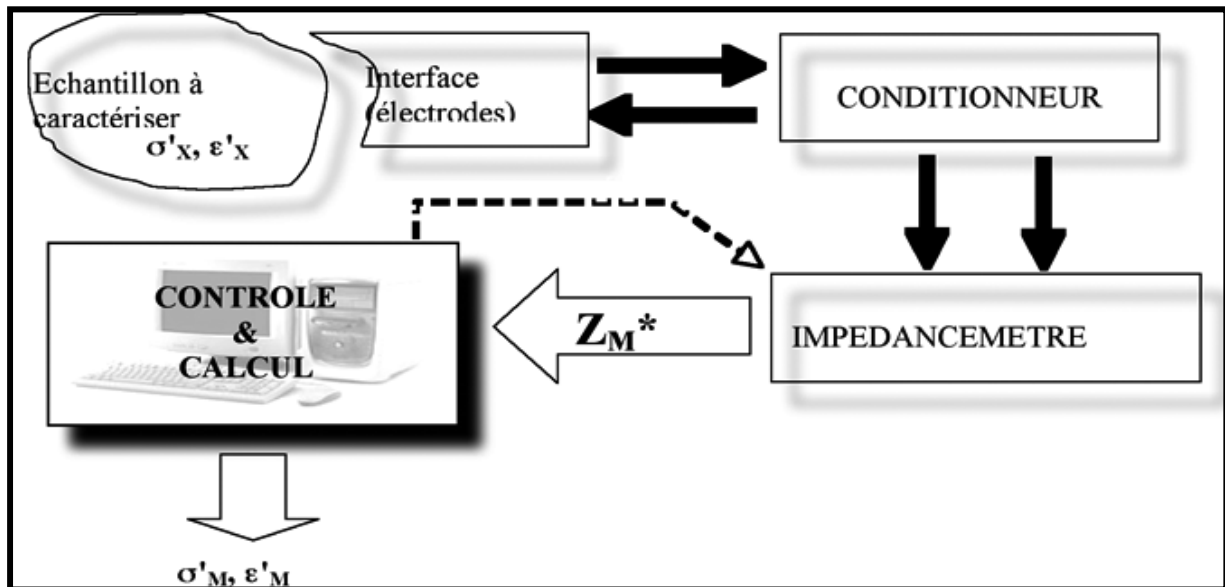


Figure 2.10 : *Chaîne instrumentale de base en spectroscopie d'impédance.*

A. Le microcapteur

Le micro capteur se compose d'une matrice de microélectrodes de platine seize microélectrodes pour la mesure avec deux microélectrodes de référence sur sa surface. Ce type de géométrie a été utilisé précédemment pour enregistrer l'activité neuronale ou la stimulation [29], [30], [31] et il a été adapté pour les mesures d'impédance de solutions (Figure 20.11). Ainsi, les stratégies de conception nouvelle a dû être pris en considération afin d'optimiser les performances bio-sonde pour des mesures d'impédance dans les basses fréquences [32].



Figure2.11 : *photo du capteur*

La matrice de microélectrodes se compose de dix-huit microélectrodes (2 électrodes de référence et 2 ensembles de 8 électrodes actives) placés sur un plat du verre de substrat (1 x 1.2cm). Cette configuration fournit l'avantage d'une fabrication facile en employant des technologies microélectroniques standard qui implique la fiabilité élevée, à prix réduit et la possibilité d'intégrer d'autres capteurs électronique sur la même sonde. Les microélectrodes actives sont à angle droit avec des dimensions de 100x100 μ m et d'épaisseur de 180 nm et les microélectrodes mettent en référence sont rectangulaires avec 1x2.5 mm de surface et 180 nm d'épaisseur. Cette cellule de mesure a été produite au Centre National de Microelectronic (CNM)-University de Barcelone. Le processus technologique consiste en deux étapes de photolithographie commençant par une oxydation thermique pour accroître une couche de 800 nm d'épaisseur de type -P [26].

Le microcapteur de mesure a des électrodes de platine coplanaires carré de 100 μ m x 180 nm de hauteur, le niveau de tension étant appliquée 2mV.

B. instrumentation électronique

Ce système de mesure est constitué d'un impedancemètre sur lequel le micro-capteur est connecté, une carte électronique d'acquisition de données et un PC (figure 2.12). L'acquisition et l'analyse des données ont été contrôlées en utilisant le logiciel HPVEE.

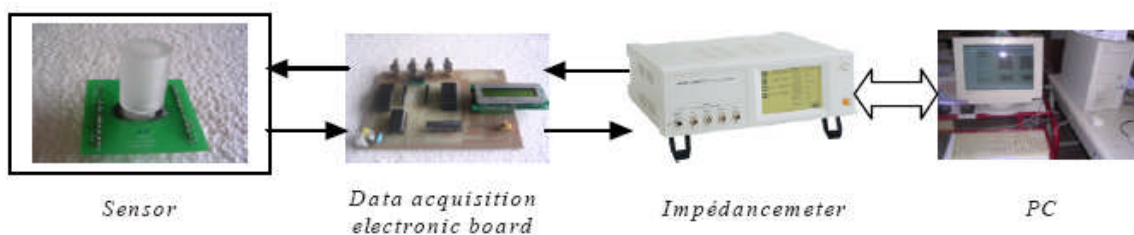


Figure 2.12 : *Banc expérimental de caractérisation diélectrique du sang par spectroscopie d'impédance*

D. Mesure des propriétés diélectriques du sang

Les propriétés diélectriques du sérum physiologique sont déterminées par un système monopolaire. La résistance de polarisation et la capacité des électrodes en contact avec les solutions standard (chlorure de potassium) ont été étudiées. Un ensemble de mesures a été effectué à $37^\circ \pm 0,5^\circ \text{ C}$ à partir de 100 Hz à 1 MHz.

Warburg a proposé un modèle de quantification de l'impédance de perturbation liée à la polarisation des électrodes.

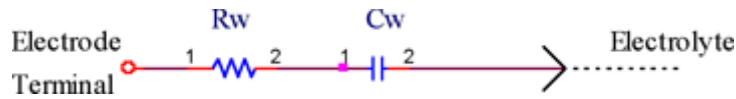


Figure 2.13 : *Modèle de Warburg décrivant l'interface milieu-électrode*

Elle se résume à l'expression simplifiée suivante :

$$|Z_w| = \frac{k}{\sqrt{f}} \text{ et } Z_w = \left[\frac{1}{R_w} + j2\pi C_w \right]^{-1} \quad (\text{II.9})$$

où k : est une constante déterminée par le milieu [Warburg, 1899]. Les éléments de l'impédance de Warburg peuvent être déterminés théoriquement [Kovacs,1994] :

$$R_w = \frac{10^3 V_t}{Z^2 q n^0 \sqrt{f D \pi}} \quad \text{et} \quad C_w = \frac{1}{2\pi R_w} \quad (\text{II.10})$$

Où f :est la fréquence en Hertz, D est le coefficient de diffusion ionique (cm^2/sec), R_w est en cm^2 et C_w est en C/cm^2 .

Pour un milieu matériel linéaire, homogène et isotrope, l'impédance est une fonction de ses propriétés électriques, la conductivité et la permittivité, mais aussi dépend des facteurs géométriques de la cellule par un facteur de cellule " k " (m^{-1}) :

$$Z^* = \frac{V^*}{I^*} = k \frac{1}{\sigma' + j\omega \epsilon_0 \epsilon_r} = k \frac{1}{\sigma^*} \quad (\text{II.11})$$

L'analyse des différents constituants de l'impédance globale permet par différence d'éliminer les impédances parasites.

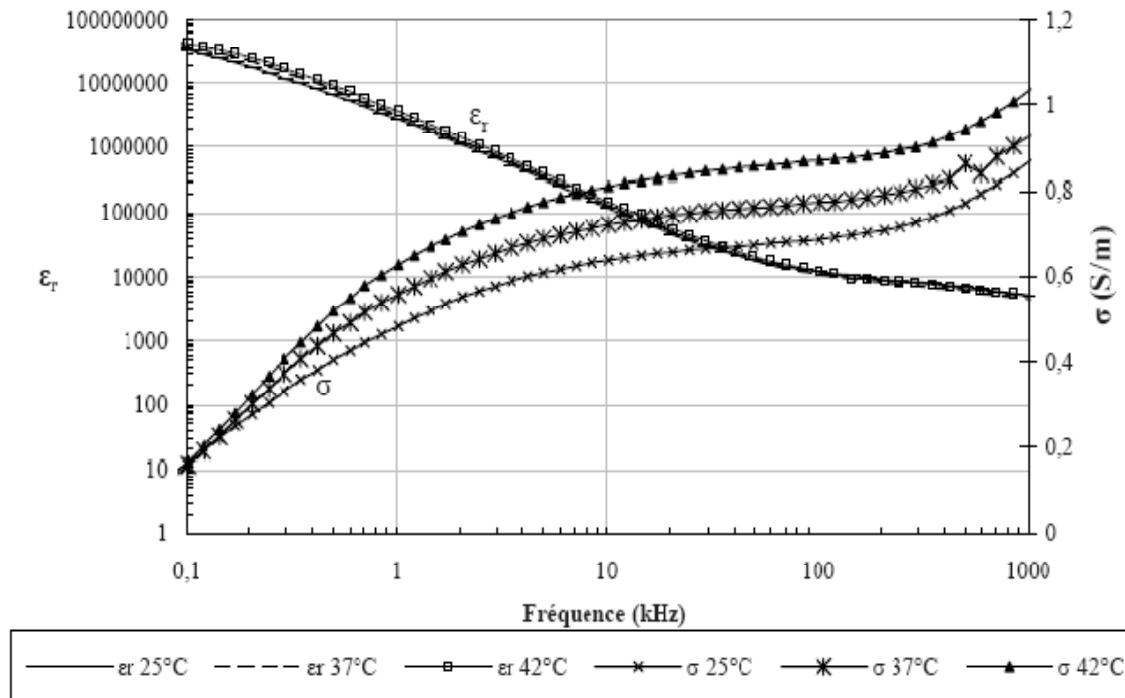


Figure 3.14 : *Propriété électrique du sang humain [27]*

Interprétation des courbes

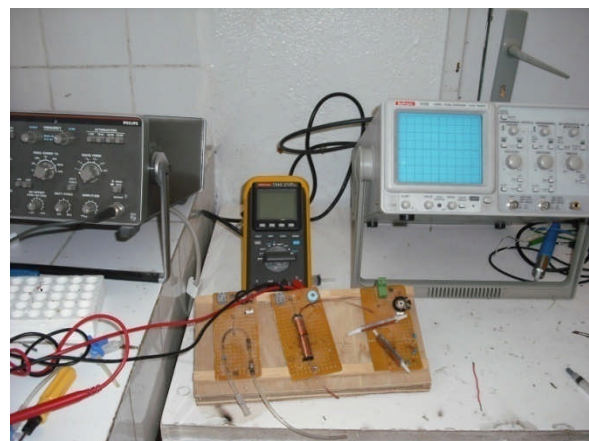
Permittivité: En basse fréquence, les valeurs de la permittivité diminuent avec la baisse de l'hématocrite. Avec l'augmentation de la fréquence, cette chute devient de moins en moins importante pour s'annuler au voisinage de 40 MHz pour le sang de boeuf et 80 MHz pour le sang de mouton. A partir de ce point, on observe le phénomène inverse : une diminution de l'hématocrite induit une augmentation de la permittivité. Ceci est directement lié et peut s'expliquer par les phénomènes de relaxation membranaires [14].

Conductivité : Contrairement à l'évolution observée pour la permittivité, les profils de conductivité obtenus ne présentent aucune singularité. Sur toute la gamme de fréquence explorée, il apparaît une diminution de la conductivité avec l'élévation de l'hématocrite [14].

Conclusion

Au cours de ce chapitre nous avons revu l'une des méthodes de caractérisation du sang à savoir la spectroscopie d'impédance.

Malgré nos tentatives d'utilisation de cette méthode dans des laboratoires de chimie nous avons été confrontés à l'indisponibilité des sondes, ce qui nous a amené à prospecter d'autres méthodes électrique.



Chapitre III

caractérisation électrique du sang

Chapitre III: Caractérisation électrique de sang humain

III.1. Evaluation de la permittivité

III.2. Evaluation de la conductivité

III.3. Evaluation de la perméabilité

III.4. Conclusion



Introduction

Ce chapitre résume les travaux expérimentaux réalisés au sein de notre laboratoire à savoir l'élaboration des différents circuits électriques et ce afin de déterminer les caractéristiques électriques du sang humain « la permittivité, la conductivité et la perméabilité ».

III.1. Evaluation de la permittivité

La permittivité est une propriété physique qui décrit la réponse d'un milieu donné à un champ électrique. La connaissance de ce paramètre passe par la mesure de l'impédance. A cet égard, nous avons conçus plusieurs condensateurs que nous remplissons par la suite avec du sang humain et nous mesurons la valeur de la capacité.

Plusieurs condensateurs avec différentes longueurs et différentes épaisseurs sont réalisés.

III.3.1. condensateur de: 1cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur

La photo de la figure 3.1 montre un circuit RC constitué d'une résistance de $150\text{ k}\Omega$ et un condensateur de : 1cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur que nous avons élaboré dans le but d'évaluer la permittivité.

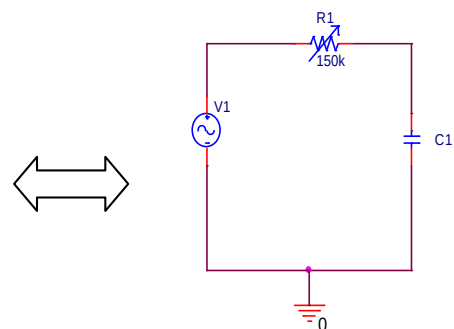
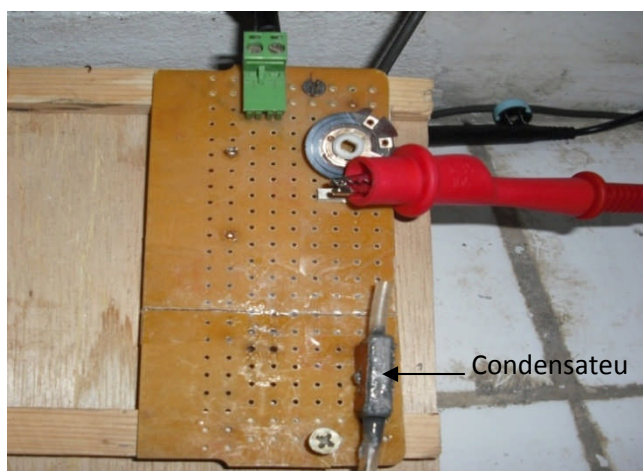


Figure 3.1 : Circuit RC avec un condensateur de 1cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

En faisant varier la fréquence au moyen d'un générateur de fonction, on relève la tension aux bornes du condensateur et ce après l'avoir rempli de sang humain.

Le calcul de la valeur de la capacité et de la permittivité sera effectué suivant les deux relations suivantes :

$$C = \sqrt{v - v} / (R * v * 2 * \pi * f) \quad (\text{III.1})$$

Ou :

C : la valeur de la capacité [Farad]

V_e : tension d'entrée [V]

V_s : tension de sortie [V]

R : résistance [Ω]

f : la fréquence [Hz]

$$\varepsilon = (e * c) / (\varepsilon * l * L) \quad (\text{III.2})$$

Où :

e : épaisseur du condensateur

l : la largeur du condensateur

L : la longueur du condensateur

ε_0 : la permittivité du vide $8.85 \cdot 10^{-12}$.

Les résultats obtenus sont mentionnés au tableau 3.1.

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

Tab 3.1 : Variation de la valeur de la permittivité et celle de la capacité en fonction de la fréquence

fréquence khz)	Sang1	Sang2	C(sang1)	C(sang2)	ϵ (sang1)	ϵ (sang2)
1	3.0383	3.0383	6.34742E-10	6.34742E-10	3586.11379	3586.11379
3	2.9219	2.9219	2.42032E-10	2.42032E-10	1367.40989	1367.40989
5	2.765	2.765	1.69737E-10	1.69737E-10	958.967939	958.967939
10	2.303	2.303	1.23925E-10	1.23925E-10	700.139671	700.139671
15	1.8903	1.8903	1.12058E-10	1.12058E-10	633.094056	633.094056
20	1.576	1.576	1.06758E-10	1.06758E-10	603.150416	603.150416
25	1.3379	1.3379	1.04021E-10	1.04021E-10	587.68842	587.68842
30	1.1619	1.1619	1.01838E-10	1.01838E-10	5725.35723	575.35723
35	1.0286	1.0286	9.98813E-11	9.98813E-11	564.300947	564.300947
40	0.9222	0.9222	9.83573E-11	9.83573E-11	555.691136	555.691136
45	0.8368	0.8368	9.69689E-11	9.69689E-10	547.846745	847.846745
50	0.766	0.766	9.57945E-11	9.57945E-11	541.211851	541.211851
55	0.7074	0.7074	9.46402E-11	9.46402E-11	534.690284	534.690284
60	0.6577	0.6577	9.35719E-11	9.35719E-11	528.654615	528.654615
65	0.6156	0.6156	9.24852E-11	9.24852E-11	522.51543	522.51543
70	0.5788	0.5788	9.15044E-11	9.15044E-11	516.973749	516.973749
75	0.5445	0.5445	9.09273E-11	9.09273E-11	513.713283	513.713283
80	0.5135	0.5135	9.05116E-11	9.05116E-11	511.364793	511.364793
85	0.49	0.49	8.93586E-11	8.93586E-11	504.851055	504.851055
90	0.4776	0.4776	8.66277E-11	8.66277E-11	489.421799	489.421799
95	0.4461	0.4461	8.79671E-11	8.79671E-11	496.989523	496.989523
100	0.4251	0.4251	8.77621E-11	8.77621E-11	495.831202	495.831202

Les valeurs obtenues expérimentalement nous permette de tracer la variation de la capacité en fonction de la fréquence.

La figure 3.2 donne son évolution.

Chapitre III

Caractérisation électrique du sang

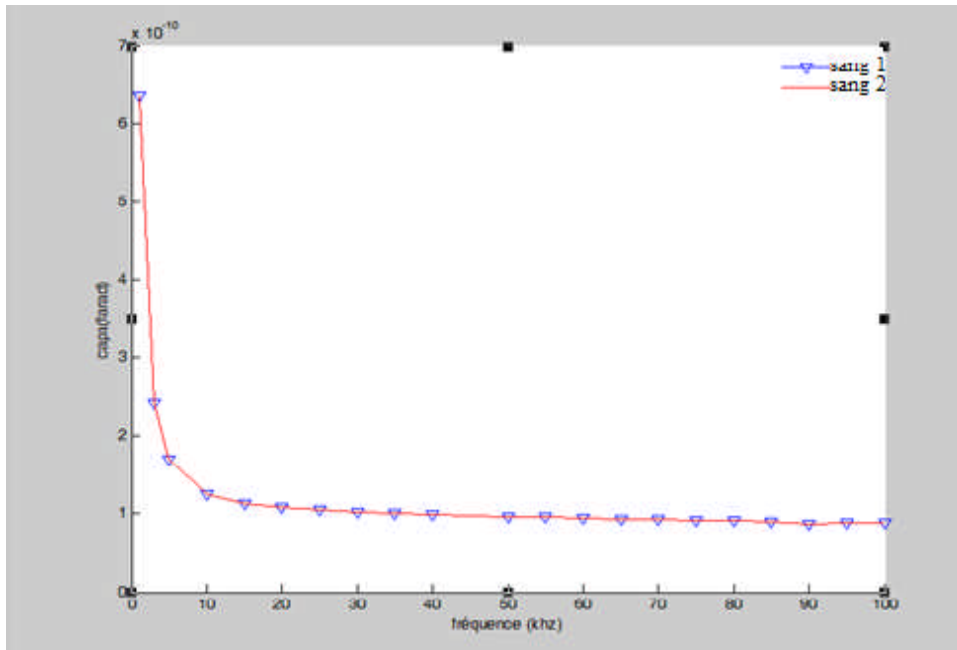


Figure 3.2 : Variation de la capacité en fonction de la fréquence

La variation de la permittivité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.3.

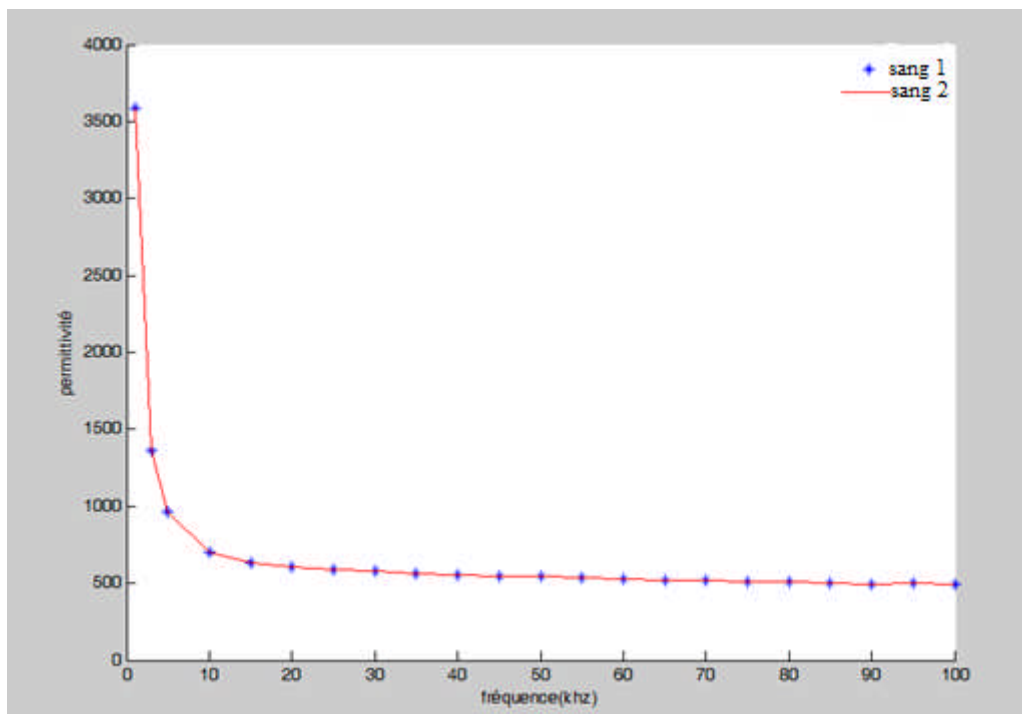


Figure 3.3 : Variation de la permittivité du sang en fonction de la fréquence

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

La permittivité ainsi que la capacité du condensateur réalisé rempli de deux sangs différents montrent une variation abrupte aux faibles valeurs de fréquences. Cependant, elles gardent une valeur quasiment constante aux fréquences modérés figures 3.2 et 3.3.

III.3.2. condensateur de: 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur

La photo de la figure 3.4 montre un circuit RC constitué d'une résistance de $150\text{k}\Omega$ et un condensateur de : 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur, que nous avons utilisé pour évaluer la valeur de la capacité et de la permittivité.

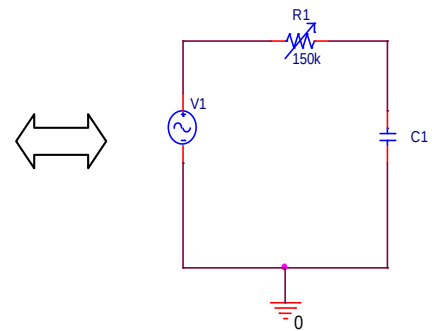


Figure 3.4 : Circuit RC avec un condensateur de 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.5cm d'épaisseur

En faisant varier la fréquence on relève la tension aux bornes du condensateur et ce après l'avoir rempli de sang humain.

Les résultats obtenus sont mentionnés au tableau 3.2 :

Chapitre III

Caractérisation électrique du sang

Tab 3.2 : Variation de la valeur de la permittivité et celle de la capacité en fonction de la fréquence

fréquence(khz)	Sang1	Sang2	c(sang1)	c(sang2)	ϵ (sang1)	ϵ (sang2)
10	4.987	4.987	8.04582E-11	8.04582E-11	101.014654	101.014654
20	4.962	4.962	4.06293E-11	4.06293E-11	51.0097504	51.0097504
30	4.906	4.906	2.76889E-11	2.76889E-11	34.7632465	34.7632465
40	4.841	4.841	2.12985E-11	2.12985E-11	26.7400772	26.7400772
50	4.78	4.78	1.74439E-11	1.74439E-11	21.9007017	21.9007017
60	4.704	4.703	1.49643E-11	1.497E-11	18.7876213	18.7947568
70	4.643	4.643	1.31261E-11	1.31261E-11	16.4797029	16.4797029
80	4.55	4.549	1.18933E-11	1.18977E-11	14.9319506	14.9375311
90	4.438	4.438	1.10216E-11	1.10216E-11	13.8375281	13.8375281
100	4.337	4.337	1.02965E-11	1.02965E-11	12.9271973	12.9271973

La variation du condensateur est montioné sur la figure 3.5

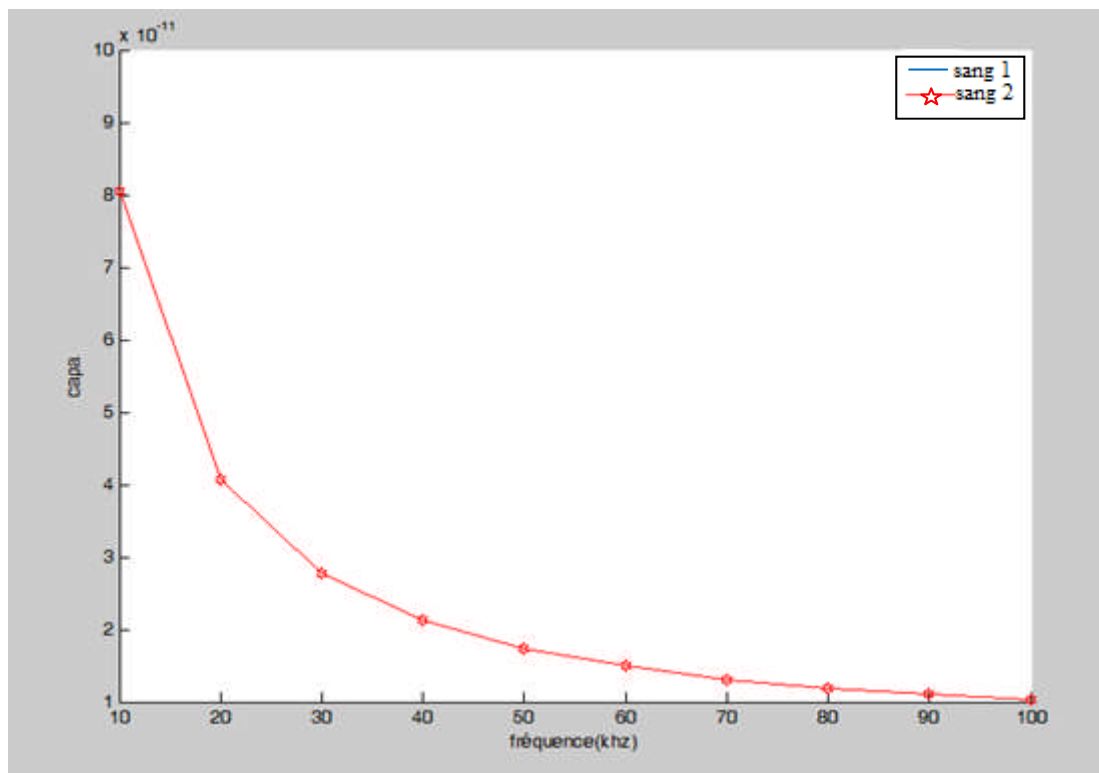


Figure 3.5: Variation du condensateur en fonction de la fréquence

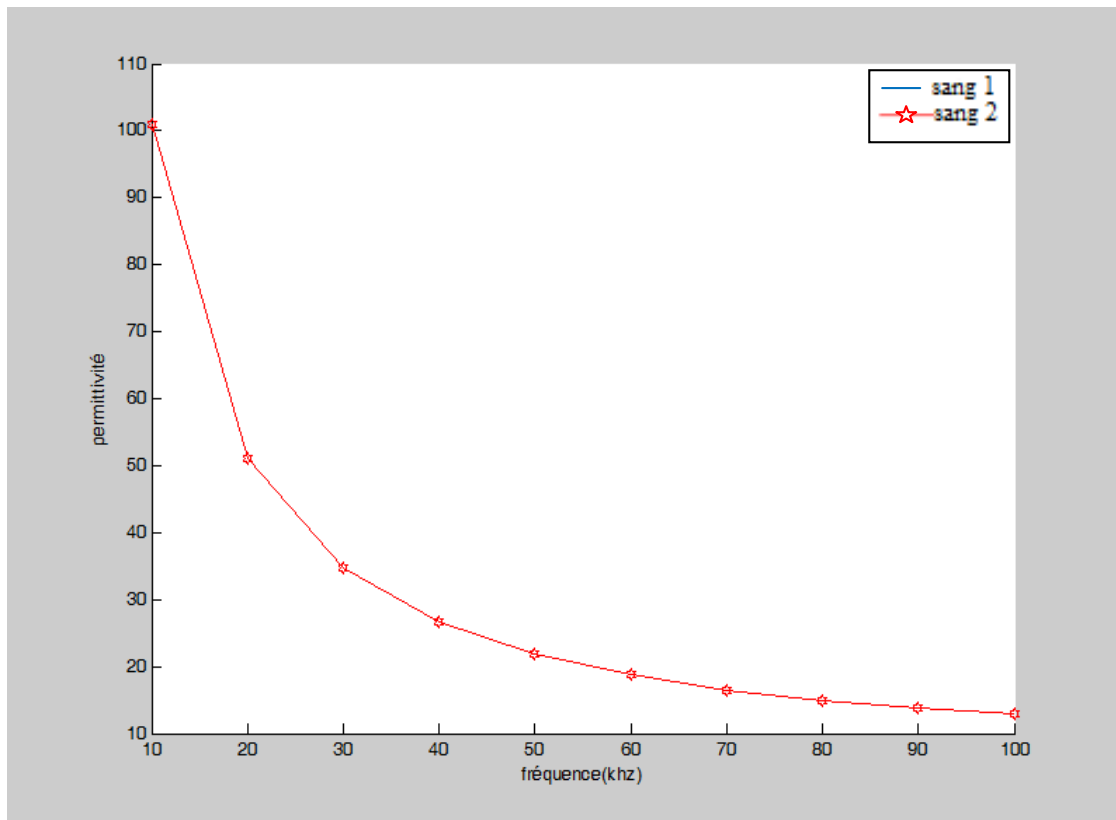


Figure 3.6 : Variation de la permittivité du sang en fonction de la fréquence

On observe que le fait d'avoir changé la valeur de la longueur du condensateur réalisé, la capacité et la permittivité montre un effet moins abrupte aux fréquences faibles, figures 3.5 et 3.6.

III.3.3. condensateur de: 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.4cm d'épaisseur

La photo de la figure 3.7 montre un circuit RC constitué d'une résistance de 150k Ω et un condensateur de : 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.4cm d'épaisseur.

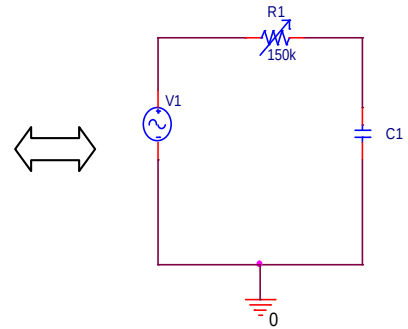
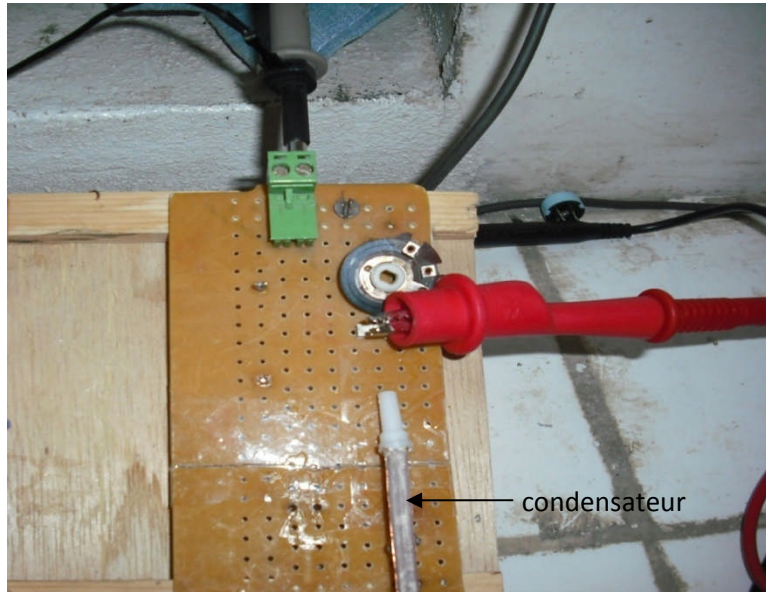


Figure 3.7 : Circuit RC avec un condensateur de 4.5cm de longueur, 1cm de largeur et 0.4cm d'épaisseur

Nous avons réalisé un condensateur dont l'épaisseur a été diminuée de 0.5 cm à 0.4cm pour étudier son effet.

En faisant varier la fréquence on relève la tension aux bornes du condensateur et ce après l'avoir rempli de sang humain.

Les résultats obtenus sont mentionnés au tableau 3.3 :

Tab 3.3: Variation de la valeur de la permittivité et celle de la capacité en fonction de la fréquence

Fréquence (KHz)	sang(A)	Sang(B)	C(sangA)	C(sangB)	ϵ (sang A)	ϵ (sang B)
1	3,483	3,4828	1,09336E-09	1,09348E-09	1286,91138	1287,05495
3	3,4887	3,4894	3,63296E-10	3,63154E-10	427,607828	427,440649
5	3,4865	3,4871	2,18245E-10	2,18172E-10	256,880087	256,794051
10	3,4638	3,4633	1,1051E-10	1,10541E-10	130,073361	130,109466
15	3,4262	3,4246	7,52204E-11	7,52867E-11	88,5362811	88,6142462
20	3,3754	3,3713	5,80056E-11	5,81351E-11	68,2740011	68,4264798
25	3,3194	3,3108	4,7833E-11	4,80549E-11	56,30062	56,561848
30	3,2504	3,2418	4,13617E-11	4,15515E-11	48,683682	48,9071431
35	3,1838	3,1692	3,67278E-11	3,70119E-11	43,2294898	43,5639367
40	3,1086	3,0933	3,3434E-11	3,37032E-11	39,3526869	39,6694851
45	3,0321	3,0933	3,09321E-11	2,99584E-11	36,4078158	35,2617645
50	2,9542	2,9353	2,89914E-11	2,92777E-11	34,1235759	34,4605535

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

55	2,8767	2,857	2,74391E-11	2,77214E-11	32,2964779	32,6288018
60	2,7985	2,7758	2,61961E-11	2,65075E-11	30,8335063	31,2000026
65	2,7207	2,6962	2,51816E-11	2,55061E-11	29,6394175	30,0213137
70	2,641	2,6173	2,43793E-11	2,4685E-11	28,6950656	29,0548248
80	2,4936	2,4692	2,30623E-11	2,33652E-11	27,144901	27,5013679
85	2,4255	2,3995	2,25132E-11	2,28317E-11	26,4986463	26,8735184
90	2,3607	2,3354	2,20227E-11	2,23292E-11	25,9212071	26,2820187
95	2,2993	2,2736	2,15779E-11	2,18867E-11	25,3976847	25,7612197
100	2,2354	2,2095	2,12394E-11	2,15501E-11	24,999238	25,3649596

La variation du condensateur est mentionné sur les figures 3.8.a et 3.8.b

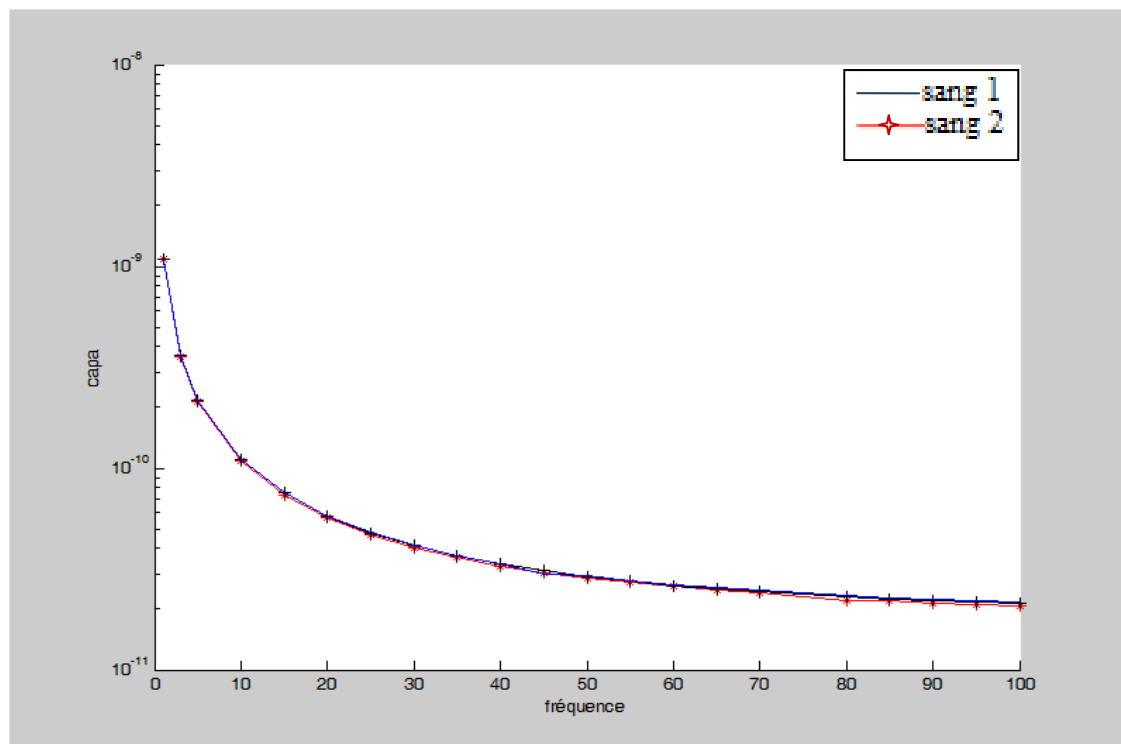


Figure 3.8.a : Variation de la capacité en fonction de la fréquence

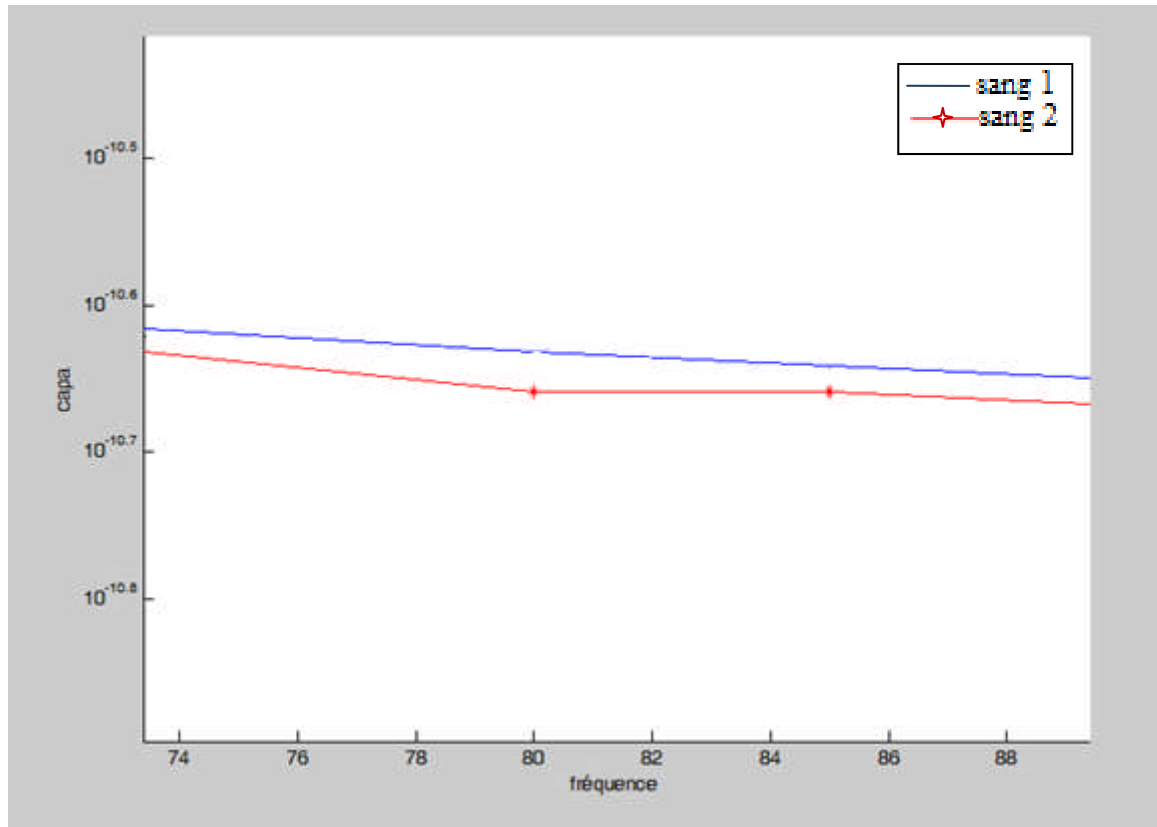


Figure 3.8.b : Zoom en fréquence de la valeur de la capacité

La variation de la permittivité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.9.

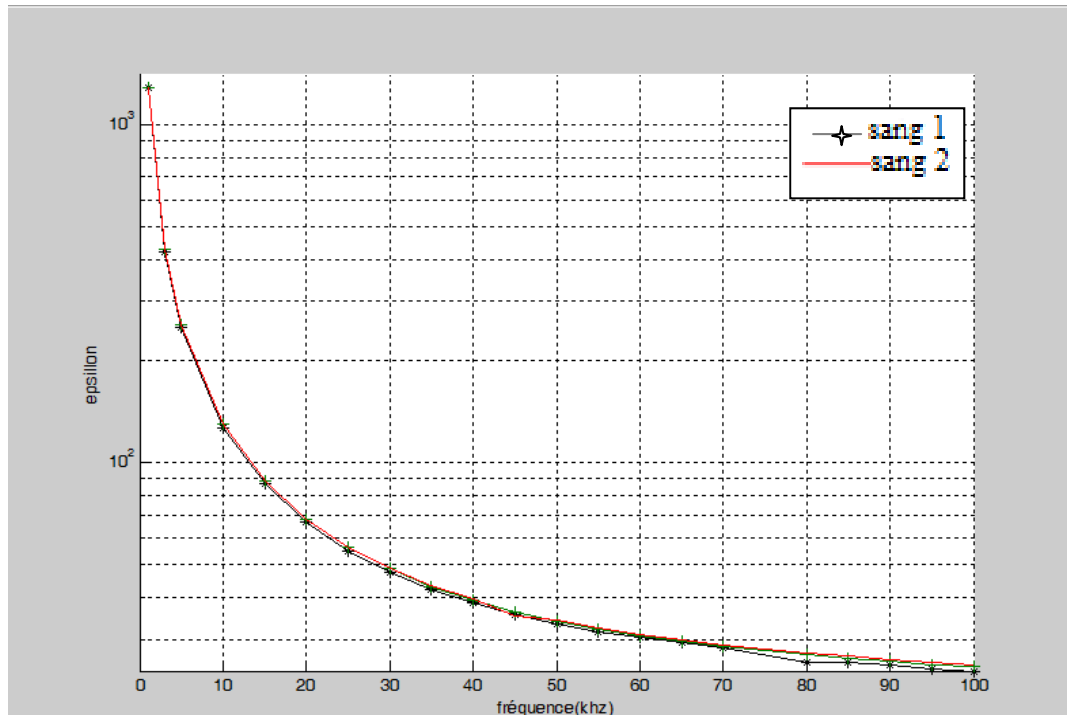


Figure 3.9.a : Variation de la permittivité du sang en fonction de la fréquence

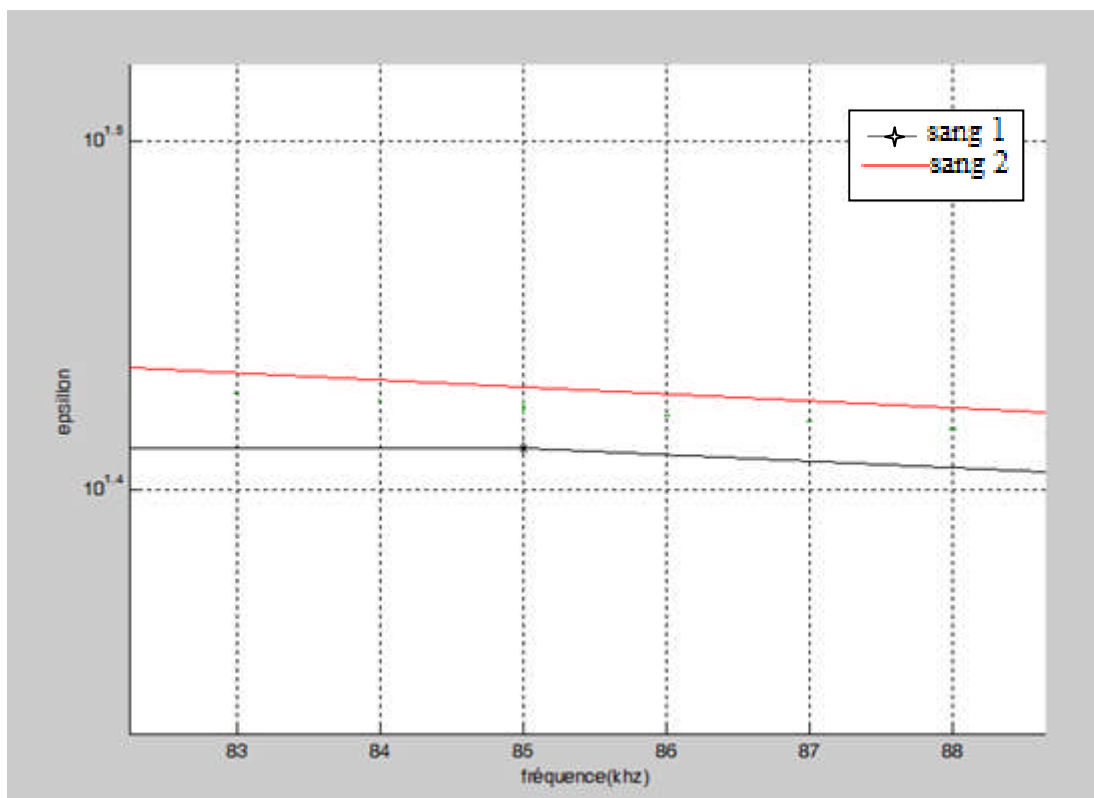


Figure 3.9.b : Zoom en fréquence de la valeur de la permittivité

On observe à travers la représentation de la capacité et de la permittivité figures 3.8 et 3.9 que la différence entre le sang 1 et 2 commence à apparaître le fait d'avoir diminuer l'épaisseur du condensateur.

III.3.4. condensateur de: 5.5cm de longueur, 5.5cm de largeur et 3mm d'épaisseur

La photo de la figure 3.10 montre un circuit RC constitué d'une résistance de $150\text{k}\Omega$ et un condensateur de : 5.5cm de longueur, 5.5cm de largeur et 0.3cm d'épaisseur.

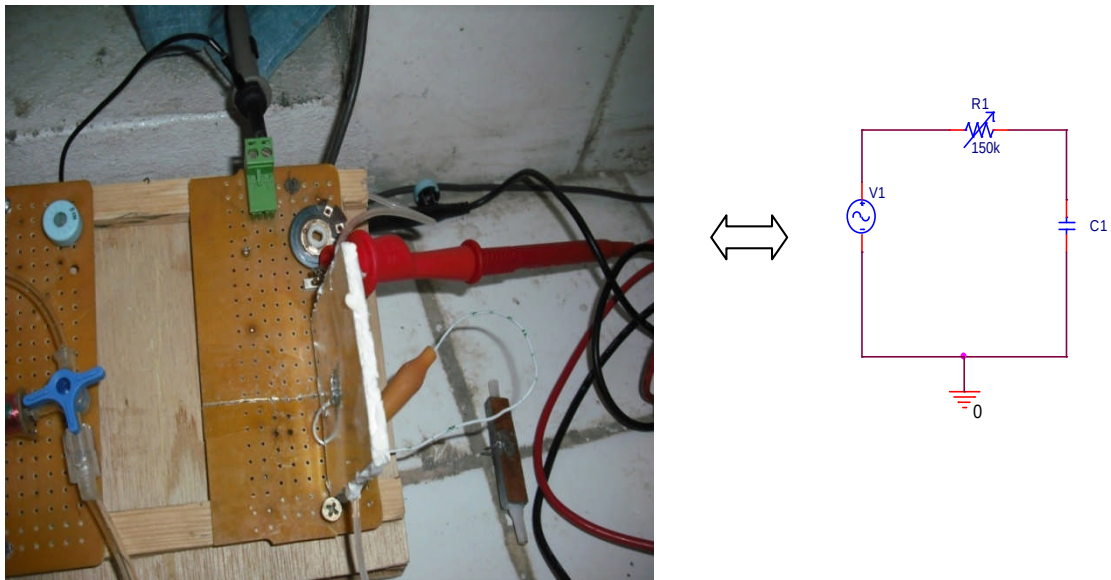


Figure 3.10 : Circuit RC avec un condensateur de 5.5cm de longueur, 5.5cm de largeur et 0.3cm d'épaisseur

En faisant varier la fréquence on relève la tension aux bornes du condensateur et ce après l'avoir rempli de sang humain.

La variation de la capacité est motionnée sur la figure 3.11

Chapitre III

Caractérisation électrique du sang

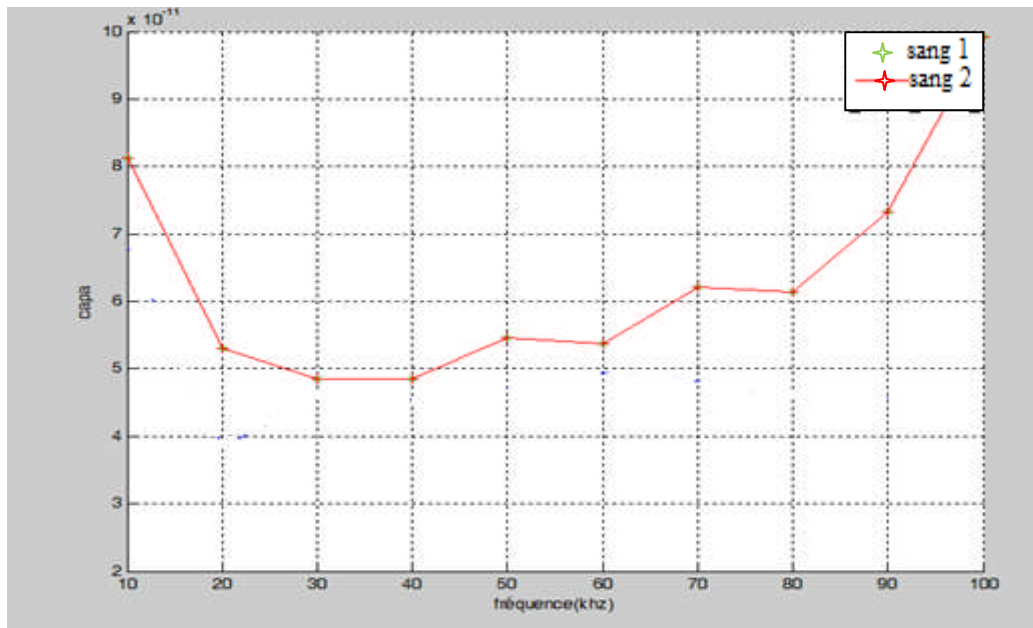


Figure 3.11 Variation du condensateur en fonction de la fréquence

La variation de la permittivité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.11

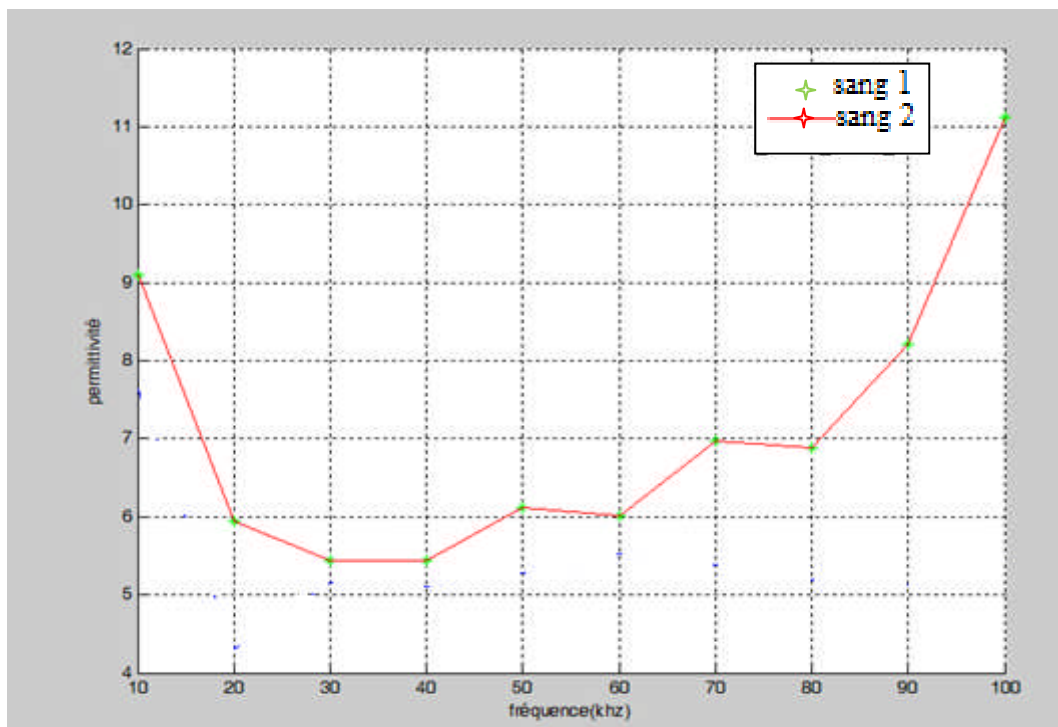


Figure 3.12 Variation de la permittivité du sang en fonction de la fréquence

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

Le fait d'avoir changé les dimensions du condensateur (dimension de l'épaisseur et augmentation de la largeur) a changé complètement l'allure de la réponse notamment en fréquence modérés.

A fin de confronter nos résultats à d'autres travaux réalisés par des chercheurs en utilisant d'autres méthodes nous avons résumé sur une même figure la variation de la permittivité en fonction de la fréquence.

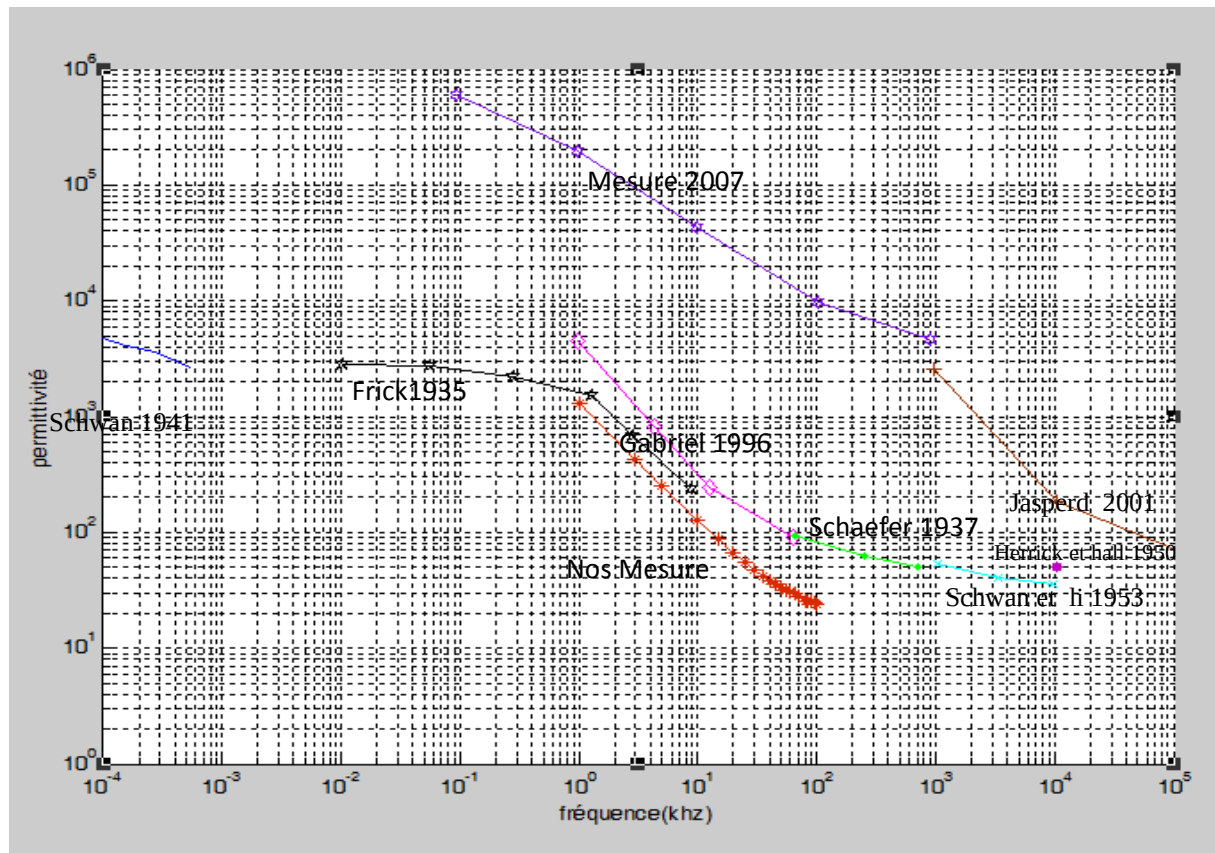


Figure 3.13 : Permittivité électrique du sang humain mesurée et superposée à quelques valeurs issues de travaux antérieurs [14]

Nous constatons sur la figure 3.13 que notre résultat coïncident avec ceux des travaux antérieurs.

III.2. Evaluation de la conductivité

La conductivité électrique est l'aptitude d'un matériau à laisser les charges électriques se déplacer librement, autrement dit à permettre le passage du courant électrique.

A fin de déterminer la conductivité on a conçu une résistance, que nous avons remplis de sang humain, on a fait varier la fréquence et on a relevé la tension aux bornes de cette résistance comme indiqué à la figure 3.10.

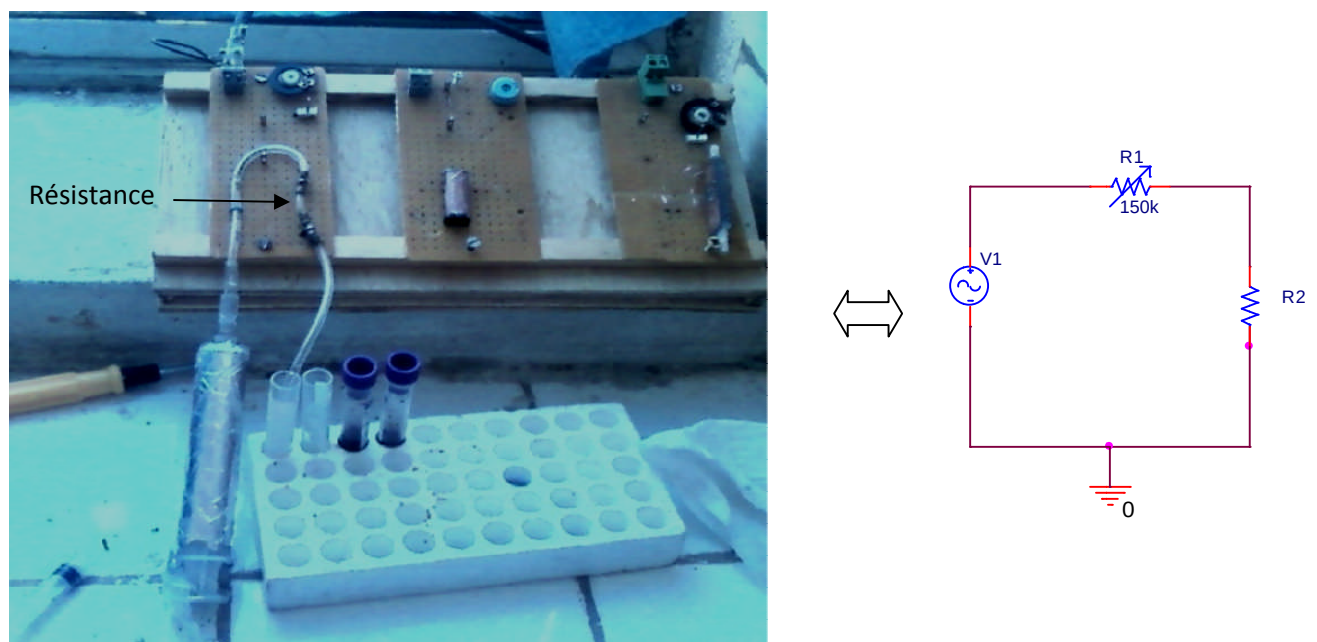


Figure 3.10: *Circuit électrique contenant une résistance sanguine*

Un travail similaire à celui de la permittivité à été effectué.

Les résultats obtenus nous ont permis de tracer sur la figure 3.11 la variation de la résistance en fonction de la fréquence.

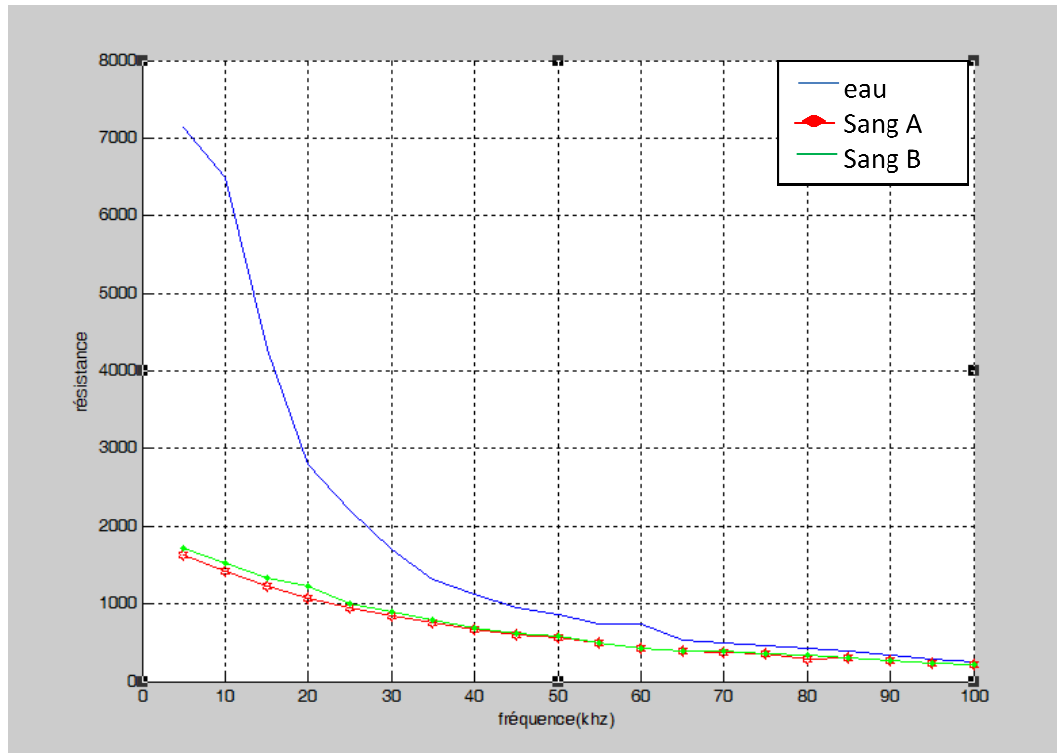


Figure 3.11: Variation de la résistance en fonction de la fréquence

Deux échantillons de sang différent ont été utilisés, leur résistance a été comparée à celle de l'eau distillée.

Nous observons une diminution de la résistance lorsque la fréquence augmente.

La variation de la conductivité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.12

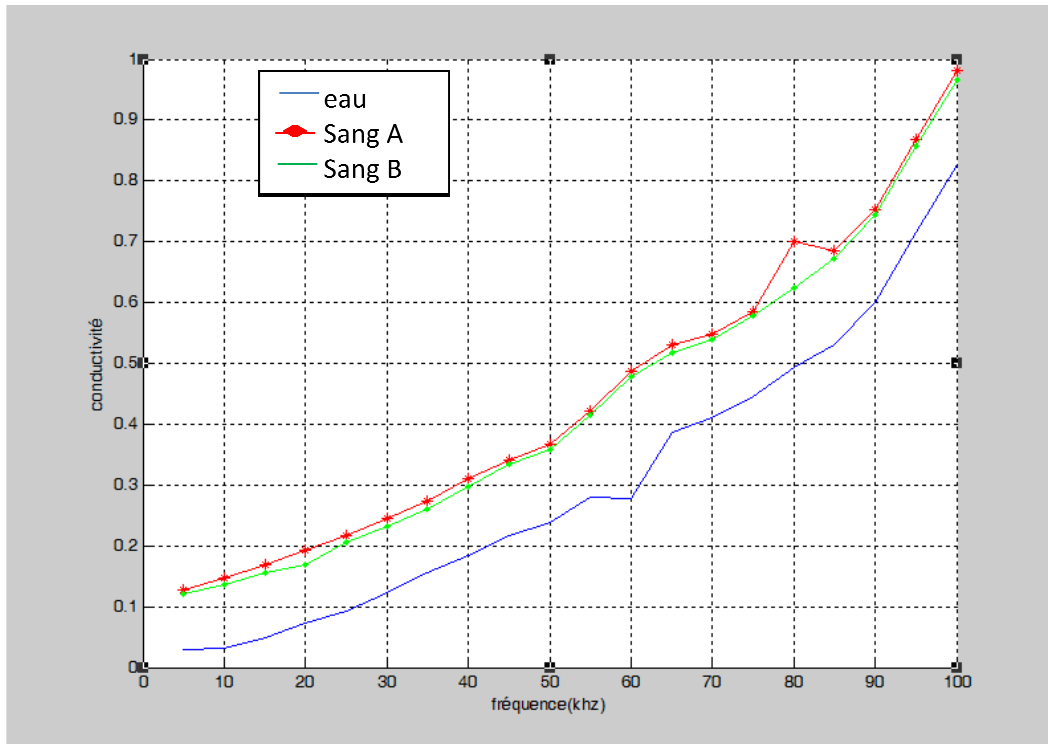


Figure 3.12 : Variation de la conductivité en fonction de la fréquence

Concernant la variation de la conductivité on remarque qu'elle augmente avec l'augmentation de la fréquence en plus il y a une légère variation entre les différents échantillons sanguin dans l'intervalle [70,85]khz.

Les mesures de la conductivité comparée à *des travaux antérieurs* sont représentées sur la figure 3.13.

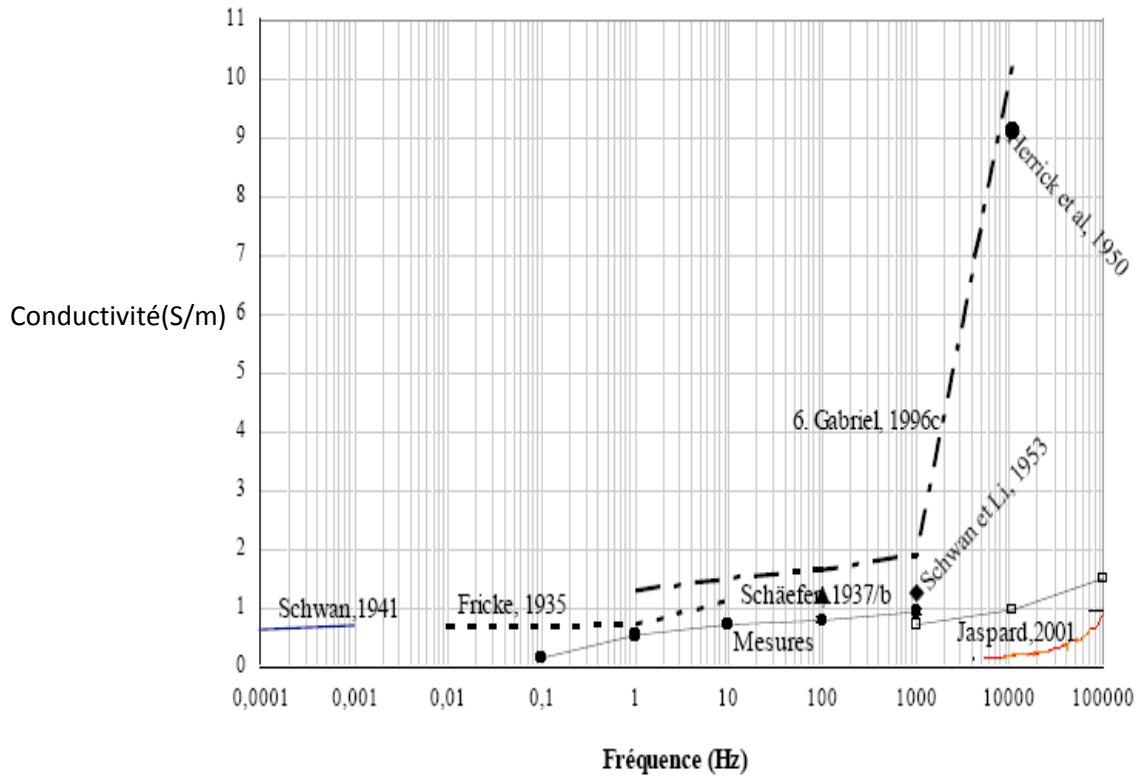


Figure 3.13 : Conductivité électrique mesurée du sang humain superposée à quelques valeurs issues de travaux antérieurs [14]

Malgré la faible gamme de fréquence sur laquelle nous avons testé notre dispositif, on se retrouve proche des résultats élaborés par d'autres auteurs, ce qui confirme l'exactitude de notre approche.

3.3 Evaluation de la perméabilité

La perméabilité magnétique représente l'aptitude d'une substance à se laisser traverser par un flux magnétique. Nous avons à explorer cette propriété en introduisant du sang humain.

A fin de déterminer cette perméabilité différents montages RL ont été exploré.

Le 1^{er} montage est constitué d'une résistance R variable et essentiellement d'une bobine dont son noyau est rempli de sang qui va influencer sur la valeur de son inductance et automatiquement sur sa perméabilité.

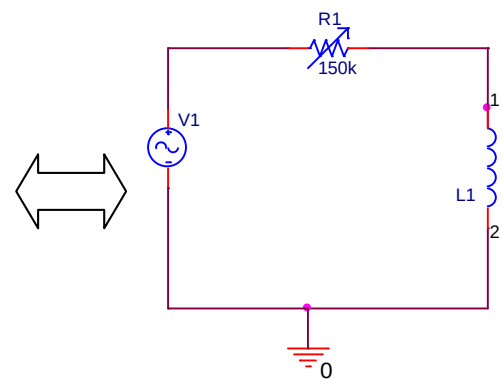
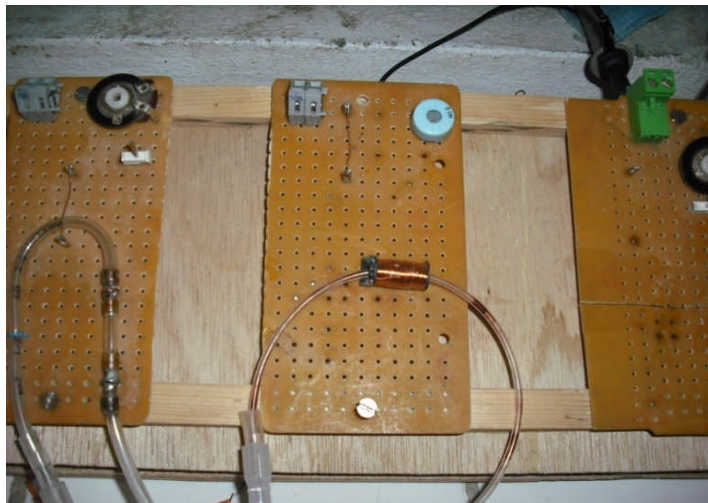


Figure 3.14 : 1^{er} circuit RL

Une fois les mesures effectuées, en faisant varier la fréquence du générateur « GBF » entre 0 et 120 kHz nous avons tracé la variation de l'inductance en fonction de la fréquence sur la figure 3.15

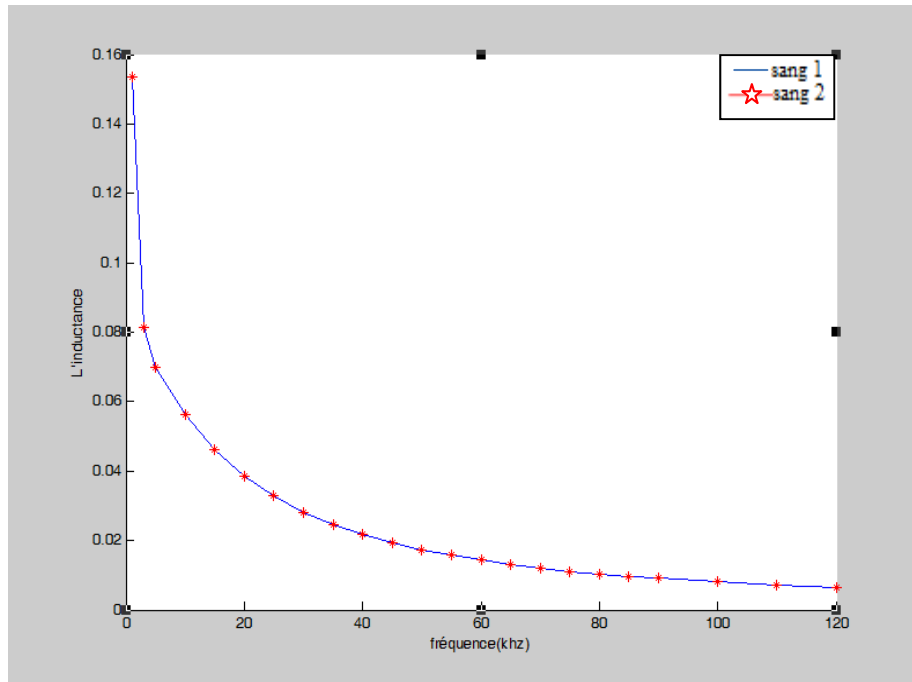


Figure 3.15: Variation de l'inductance en fonction de la fréquence

La variation de la perméabilité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.16.

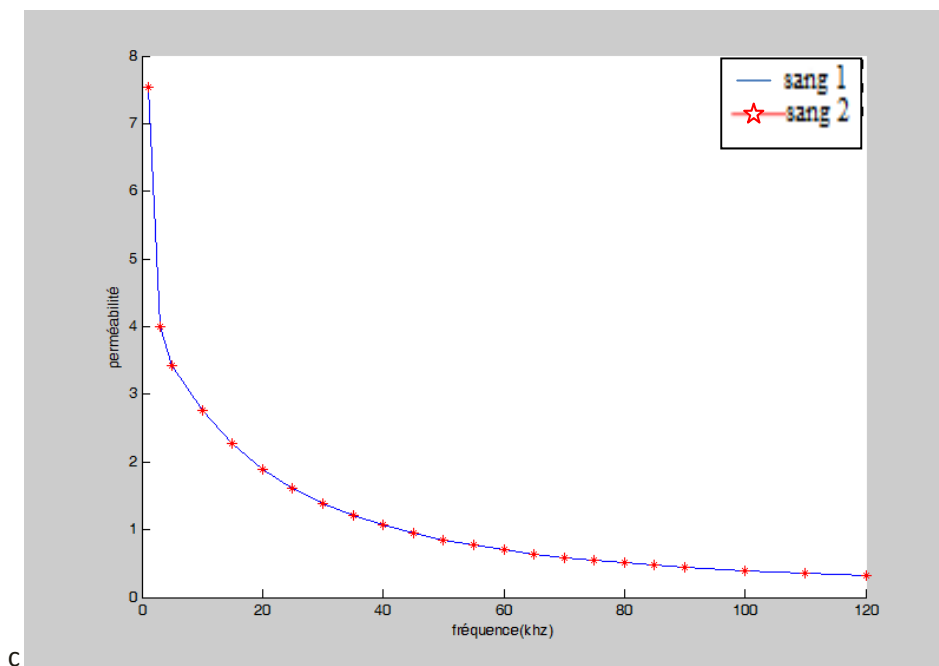


Figure 3.16: Variation de la perméabilité en fonction de la fréquence

Chapitre III Caractérisation électrique du sang

Une nette diminution de la valeur de l'inductance et celle de la perméabilité est observé, aux faibles valeurs de fréquences. Alors que pour des fréquences dépassant 60 kHz la variation est minime.

Le 2nd montage est représenté par la figure 3.17 où le tuyau passe au tour de la bobine ce qui cause une influence du champ magnétique externe sur la perméabilité du sang.

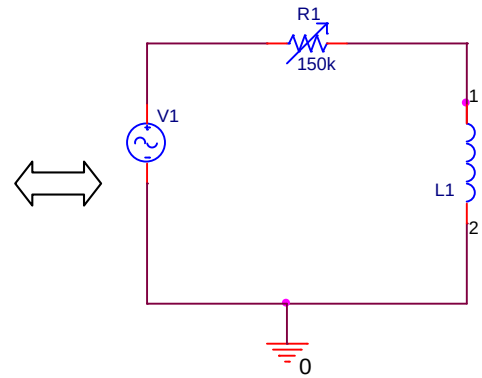
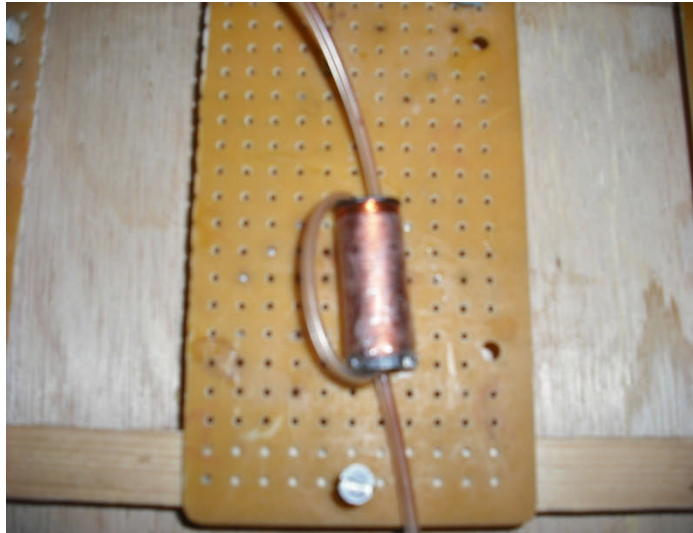


Figure 3.17 : 2^{ème} circuit RL

La variation de l'inductance en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.18

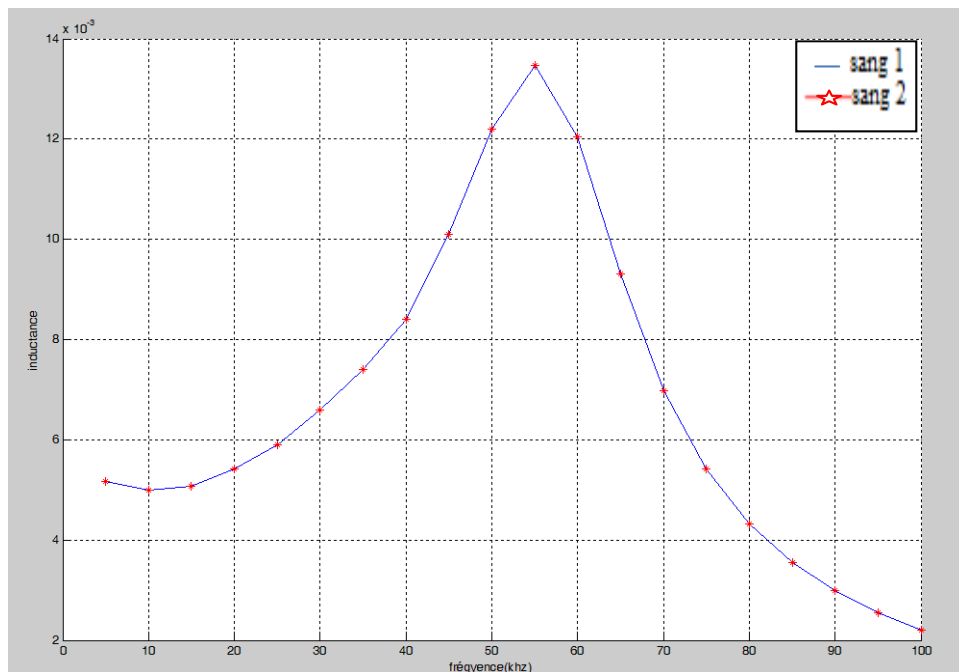


Figure 3.18: Variation de l'inductance en fonction de la fréquence

La variation de la perméabilité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.19

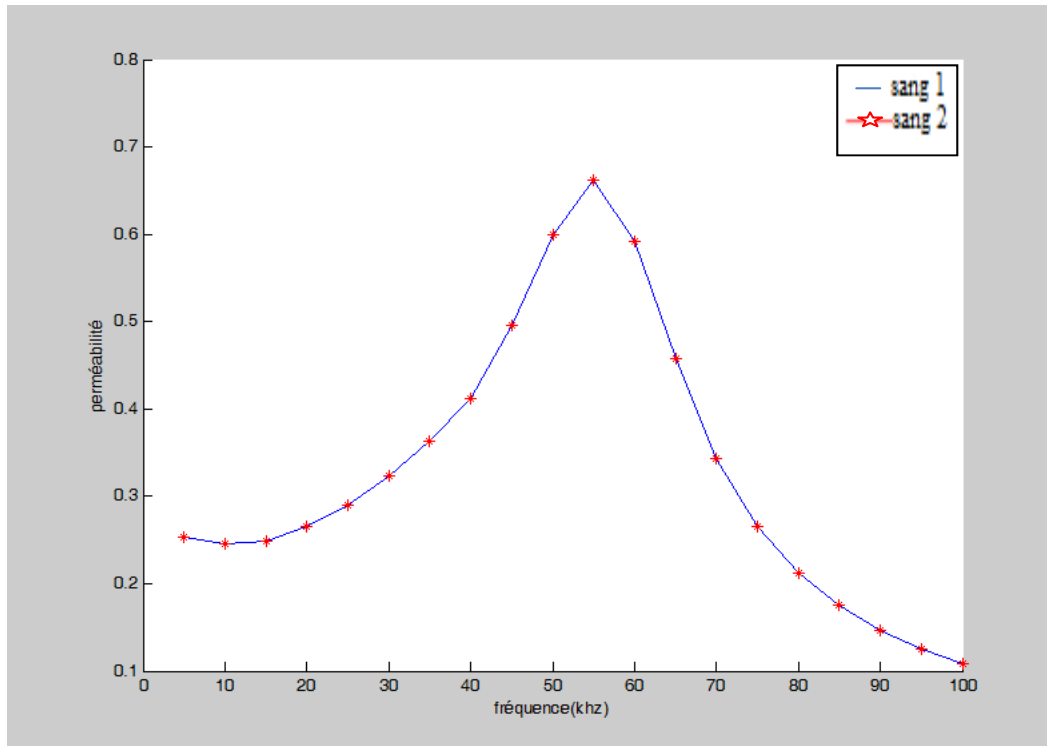


Figure 3.19: variation de la perméabilité

Une forme en cloche est obtenue pour la variation de l'inductance et celle de la perméabilité pour ce second montage. Nous pouvons aisément différencier des sangs sains de ceux présentant une anomalie.

Le 3^{ème} montage est représenté à la figure 3.20, il est constitué de deux bobines placées en parallèle dont leurs noyaux sont reliés par le même tuyau qui sera remplie de sang humain et ce pour déterminer la variation du champ magnétique sur la perméabilité du sang.

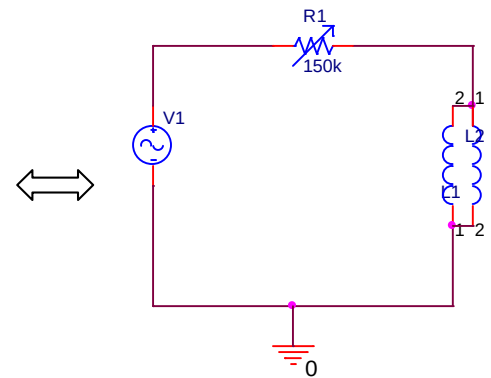
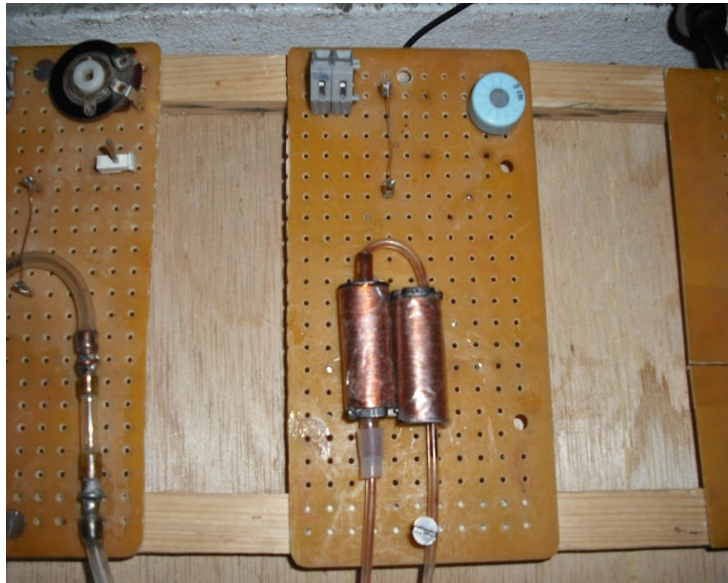


Figure 3.20 : 3^{ème} circuit RL

La variation de l'inductance en fonction de la fréquence est représenté sur les figures 3.21.a et 3.21.b

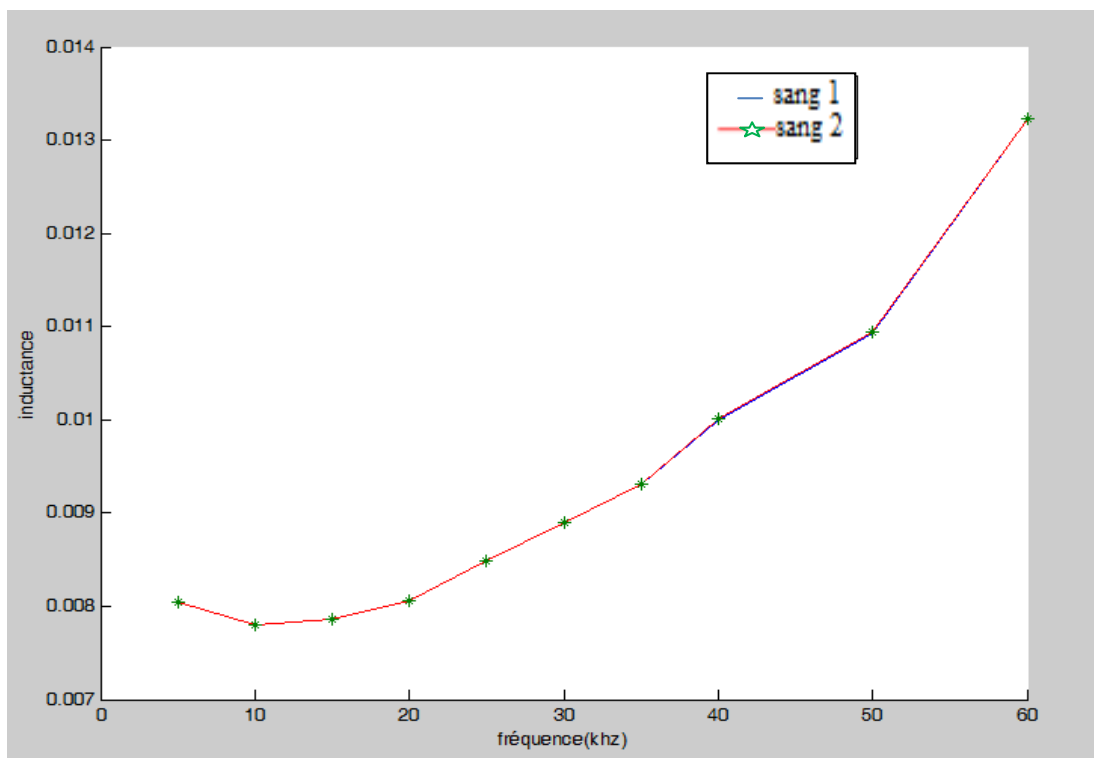


Figure 3.21.a: Variation de l'inductance en fonction de la fréquence

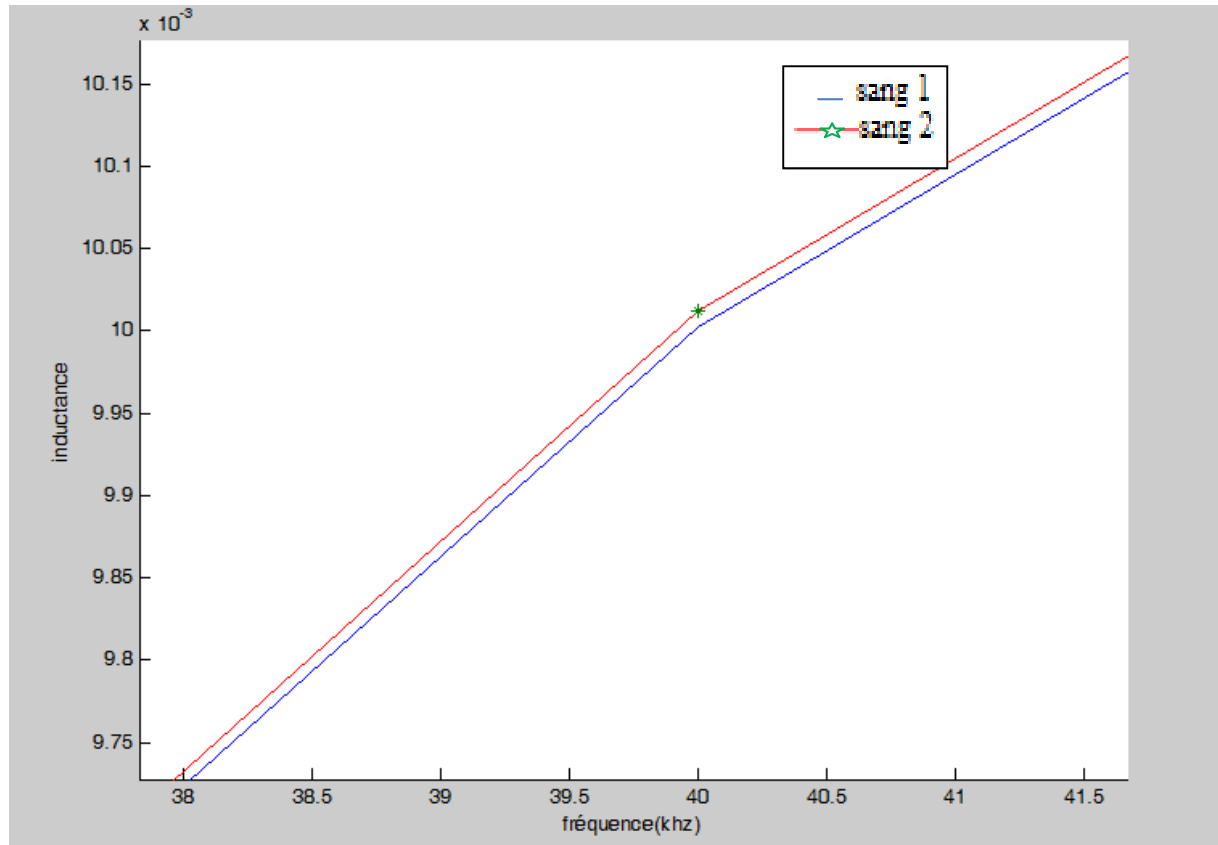


Figure 3.21.b: Zoom en fréquence de la valeur de l'inductance

La variation de la perméabilité en fonction de la fréquence est représentée sur la figure 3.22

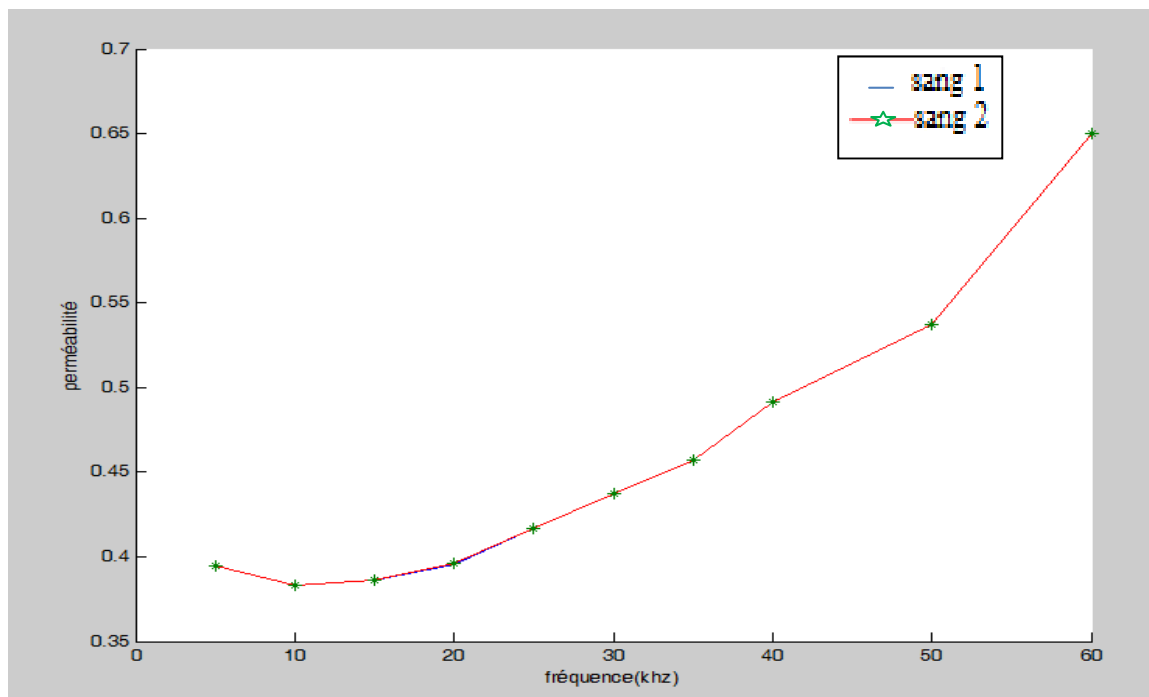


Figure 3.22.a: Variation de la perméabilité en fonction de la fréquence

Une assez significative augmentation est notée que ce soit pour la valeur de l'inductance ou pour la valeur de la perméabilité. De plus en effectuant un « zoom » en fréquence, on observe une réponse différente des deux échantillons du sang ce qui peut être une source importante d'informations en revenant à leur constitution.

Tab 3.1 : *Tableau comparatif des propriétés physique de deux types de sang différents*

Type de sang Propriété physique	Normale	Présentant anomalie
Permittivité	80kHz 27.144901	80kHz 27.503679
Conductivité	80kHz 0.62	80kHz 0.7
Perméabilité	50kHz 0.5	50kHz 0.5

III.4. conclusion

Nous avons pu mettre en valeur à travers ce chapitre les variations des propriétés électriques du sang humain en utilisant des circuits électriques de base.

conclusion générale

Conclusion générale

Ces travaux de thèse ont été consacrés à démontrer l'existence d'une relation entre les paramètres biologiques du sang humain (globules rouges, globules blanc, plaquettes et hémoglobines) et les paramètres électriques (conductivité, permittivité et perméabilité) et ce en utilisant de simples circuits électriques tel que les circuits RC et RL.

Malgré le peu de moyens matériels déployés dans ce travail nous avons pu montrer :

- L'existence d'une petite variation entre des sangs différents que se soit pour la permittivité, la conductivité ou la perméabilité.
- La fréquence de réponse du sang humain se situe entre 70 et 85 KHz.

Les résultats obtenus sont encourageants du fait que leur confrontation avec des travaux antérieurs utilisant d'autres méthodes les a situés dans le même ordre de grandeurs.

Comme perspective de ce travail expérimental nous désirons :

- Concevoir des moyens de mesure assez sensible pour mettre en évidence les disparités existantes entre échantillons.
- Introduire des procédés intelligents par apprentissage afin d'automatiser les procédés de mesure des divers paramètres électriques du sang.
- Permettre sans doute de trouver une nouvelle technique d'évaluation des formules numériques sanguines (FNS)
- Nouvelles perspectives biologique et commerciale, ce qui fera l'objet de nos futurs travaux.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] P. paubel, H. sauvageon et P. wallet « médicaments dérivées du sang » édition Arnette 1999 p11,45,46.
- [2] Jacques-L. Binet «le sang et les hommes », **Editeur** : GALLIMARD, **Collection** : DÉCOUVERTE 2001
- [3] E.N Marieb «*Human anatomy & physiology* » 5th edition ed. 2001: Benjamin Cummings publisher
- [4] Marieb, E.N., *Human anatomy & physiology*. 5th edition ed. 2001: Benjamin Cummings Publisher
- [5] www.Héma-québec composant sanguins.hmt
- [6] www.linternaute.com/science/biologie/pourquoi/06/sang-rouge/sang-rouge.shtml -
- [7] Rhoades, R.A. and G.A. Tanner, *Medical Physiology*. 1995: Lippincott Williams & Wilkins.
- [8] Maryam Momtaz-Bongiovanni « Reconnaissance cellulaire de ligands d'intégrines greffés sur matériaux polymériques Application à la éleucocytation de produits sanguins » these de Doctorat en Sciences. Janvier 2006 UNIVERSITE CATHOLIQUE DE LOUVAIN
- [9] sang_gr_sanguins.pdf
- [10] <http://cours.cegep-st-jerome.qc.ca/bio902/cardiovasculaire/Sang/compositiondusang.htm>
- [11]. Roitt, Brostoff, and Male, *Immunologie*. 1997: De Boeck Université.
- [12]. Barbe, L., *Mécanismes d'adhérence des leucocytes aux fibres synthétiques application à la filtration du sang.*, in *UFR de Physique*. 2001, Université Paris VII - Denis Diderot.: Paris.
- [13] bioélectronique .pdf
- [14] rapport scientifique 2002 /2005.pdf et projet 2007/2008 .pdf de l'université de nancy
- [15] H. Isaacs et M. Kendig : Determination of surface inhomogeneities using a scanning probe impedance technique. *Corrosion*, 36(6), 260, 1980.
- [16] R. S. Lillard, P. J. Moran et H. S. Isaacs : A Novel Method for Generating Quantitative Local Electrochemical Impedance Spectroscopy. *J. Electrochem. Soc.*, 139(4), 1007–1012, 1992.
- [17] R. Lillard, J. Kruger, W. Tait et P. Moran : Using local electrochemical impedance

[18] Jean-Baptiste Jorcin « spectroscopie d'impédance électrochimique locale : caractérisation de la délamination des peintures et de la corrosion des alliages al-cu » spectroscopy to examine coating failure ». these de doctorat 1995'Institut national polytechnique de Toulouse.

[19] S. Hong et L. Tai-Chin : Electrochemical Impedance Spectroscopy for Battery Research and Development. Rapport technique 31, Solartron, 1996.

[20] P. Agarwal, M. E. Orazem et L. H. Garcia-Rubio : Measurement Models for Electrochemical Impedance Spectroscopy. I. demonstration of applicability. *J. Electrochem.Soc.*, 139(7), 1917–1927, 1992.

[21] P. Agarwal, O. D. Crisalle, M. E. Orazem et L. H. Garcia-Rubio : Application of Measurement Models to Impedance Spectroscopy. II. Determination of the Stochastic Contribution to the Error Structure. *J. Electrochem. Soc.*, 142(12), 4149–4158, 1995.

[22] P. Agarwal, M. E. Orazem et L. H. Garcia-Rubio : Application of Measurement Models to Impedance Spectroscopy. III. Evaluation of Consistency with the Kramers-Kronig Relations. *J. Electrochem. Soc.*, 142(12), 4159–4168, 1995.

[23] M. E. Orazem, N. Pebere et B. Tribollet : Enhanced Graphical Representation of Electrochemical Impedance Data. *J. Electrochem. Soc.*, 153(4), B129–B136, 2006.

[24] E. Bayet : *Contribution à la mesure de l'impédance électrochimique locale. Conception et mise au point d'une nouvelle technique basée sur l'électrode vibrante (SVET). Application à des systèmes modèles et à des cas de corrosion.* These de doctorat, Université Paris VI, 1997.

[25] L. Philippe : *Novel Spectroscopy Techniques for Studying Protective Organic Coatings.* These de doctorat, Corrosion and Protection Center, UMIST, 2002.

[26] L. V. S. Philippe, G. W. Walter et S. B. Lyon : Investigating Localized Degradation of Organic Coatings. *J. Electrochem. Soc.*, 150(4), B111–B119, 2003.

[27] **Bioimpedance spectroscopy of human blood at low frequency using coplanar microelectrodes** J. Prado, M. Nadi, C. Margo and A. Rouane Laboratoire d'Instrumentation Electronique Nancy (LIEN), Nancy University, France Medicon 2007, IFMBE Proceedings 16, pp. 186–189, 2007

[28] Jaspard F and Nadi M 2002 Dielectric properties of blood: an investigation of temperature dependence, *Physiol. Meas.* 23 547-554

[29]. Ivorra A, Gomez R, Noguera N, Villa R, Sola A, Palacios L, Hotter G and Aguilo J 2003 Minimally invasive silicon probe for electrical impedance measurements in small animals *Biosensors Bioelectron.* 19 391–9

[30]. Borkholder DA, Bao J, Maluf NI, Perl ER and Kovacs GT 1997 Microelectrode arrays for stimulation of neural slice preparations *J Neurosci Methods* 77 61-66

[31]. Kovacs G T A, Stormont C W and Rosen J M 1992 Regeneration Microelectrode Array for Peripheral Nerve Recording and Stimulation *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39 893-902

[32] Markx G H and Davey C L 1999 The dielectric properties of biological cells at radiofrequencies Applications in biotechnology *Enzyme and Microbial Technology* 25 161-171