

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université KasdiMerbah Ouargla
Faculté des Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication
Département d'Electronique et de Communication



Mémoire en vue d'obtention d'un :
MASTER ACADEMIQUE
Domaine : Science et technique
Filière : Electronique et Communication
Spécialité : Electronique des Systèmes Embarqués
Présenté par :
Randa AROUSSI et Khadidja NABGHA

Thème :

Etude de faisabilité d'un micro biocapteur hyperfréquences

Encadreur de mémoire : **Bilal BENARABI**

Soutenu le : 15/10/2020

Devant le jury :

Mr. Azeddine BENLAMOUDI	MCB	Président	UKM Ouargla
Mr. Bilal BENARABI	MCB	Encadreur/rapporteur	UKM Ouargla
Mr. Rachid CHLAOUA	MAB	Examineur	UKM Ouargla

Année universitaire : 2019/2020

REMERCIEMENTS

Nous remercions Allah, le tout puissant, pour nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terminer ce présent travail.

Nous tenons à remercier notre encadreur Monsieur Bilal BENARABI pour nous avoir proposé ce sujet, pour nous avoir fait bénéficier de ces compétences scientifiques et sa constante disponibilité.

Nos remerciements au département d'électronique et de communication de l'université KasdiMerbah Ouargla, à tous les enseignants qui nous enseignés durant les années de cursus.

Nous adressons nos sincères remerciements aux membres du jury qui ont bien voulu examiner notre travail.

Nous exprimons nos profonds remerciements à tous nos collègues et les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin à la rédaction de ce travail.

Merci à nos familles qui nous ont soutenus tout le long de nos études et qui de près ou de loin nous ont apporté leur soutien moral.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
Introduction générale	7
Chapitre I : État de l'art sur les biocapteurs	8
I. INTRODUCTION :	9
II. Définition d'un biocapteur :	9
II.1 Classification d'un biocapteur :	10
II.2 Caractéristiques des biocapteurs :	11
III. Différents modes de transduction :	11
III.1. Transducteurs optiques :	12
III.2. Transducteurs thermiques :	12
III.3. Transducteurs mécaniques :	12
III.4. Transducteurs électrochimiques :	13
III.4.c Transducteurs.....	15
VI. Techniques hyperfréquences pour la caractérisation de liquides :	17
VI.1. Câble coaxial en mode réflexion :	17
VI.2. Guide d'onde volumique :	19
IV.3. Câble coaxial en transmission :	20
IV.4. Guide d'onde miniature :	21
V. Biocapteurs à base des dispositifs résonants :	23
V.1. Cavités résonantes (TE /TM) :	24
V.2. Résonateurs diélectriques :	25
V.3. Résonateurs miniatures (Coplaire ou Microruban).....	26
V.4. Biocapteur micro-onde à cellule unique initial.....	29
VI. Conclusion :	31
Chapitre II :Étude du biocapteur hyperfréquence	32

I. Introduction :	33
II. Étude des résonateurs hyperfréquences :	33
II.1 Ligne de transmission :	33
II.2 Résonateur hyperfréquence :	37
III. Biocapteur à base d'un résonateur $\lambda/2$:	42
IV. Conclusion :	43
Chapitre III. Conception et Simulation du Biocapteur HF	45
I. Introduction :	46
II. Présentation du logiciel HFSS:	46
III. Conception 3D du biocapteur	46
III.1 Choix des matériaux de réalisation :	47
III.2 Dimensionnement du circuit résonant :	47
IV. Résultats de simulation :	49
V. Conclusion :	52
Conclusion général	54
Conclusion générale	55
Références	56

Introduction générale

Les outils analytiques traditionnels de détection des espèces chimiques (biologiques) sont devenus en général complexes, coûteux et souvent difficiles à mettre en œuvre, ce qui a conduit à la recherche de nouveaux analyseurs simples et moins coûteux. Les capteurs biochimiques ou biocapteurs sont une solution qui permet la conversion d'un paramètre biologique ou chimique en un signal électrique facile à mesurer. Beaucoup de biocapteurs sont fabriqués à l'aide des technologies microélectroniques. Ils se composent généralement d'un corps d'épreuve sensible capable de reconnaître une substance cible présente dans un milieu complexe et un transducteur qui traduit les modifications physico-chimiques engendrées par la reconnaissance spécifique en un signal électrique ou optique.

Dans ce mémoire, nous allons exploiter l'interaction des ondes électromagnétiques hyperfréquences avec des liquides biologiques pour réaliser des micro-capteurs de concentration des solutions aqueuses.

Ce manuscrit est composé de trois parties. Nous allons commencer par un état de l'art sur les biocapteurs et les techniques utilisées pour la mesure de la permittivité diélectrique des liquides.

Ensuite, nous allons voir le principe de fonctionnement des biocapteurs hyperfréquences en technologie coplanaire. Dans la dernière partie, les résultats de simulation 3D de ces capteurs sont présentés et discutés.

*Chapitre I : État de l'art sur les
biocapteurs*

I. INTRODUCTION :

La recherche et le développement dans le domaine des biocapteurs ont augmenté de façon exponentielle au cours ces dernières années. Cet intérêt croissant pour les biocapteurs peut être attribué aux progrès technologiques importants dans le domaine de la microélectronique notamment les développements dans l'industrie de fabrication des semi-conducteurs et la miniaturisation et l'optimisation des transducteurs.

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art sur les techniques utilisées pour la caractérisation des matériaux diélectrique en particulier les liquides. Nous avons commencé par la définition du biocapteur et la présentation des différents modes de transduction utilisés dans les biocapteurs. Ensuite, nous avons présenté quelques biocapteurs, qui existent dans la littérature, à base des dispositifs hyperfréquences qui se basent sur l'interaction entre l'onde électromagnétique hyperfréquences et le liquide à caractériser.

II. Définition d'un biocapteur :

La détection d'une espèce biochimique ainsi que l'évaluation de sa quantité (ou de sa concentration) nécessite l'utilisation d'instruments d'analyse généralement complexes, coûteux et volumineux tels que les chromatographes ou les divers spectromètres. Depuis l'année 1960, au cours de laquelle Clark et Lyons ont développé le premier biocapteur, la recherche dans le domaine a connu un développement considérable en raison des nombreuses applications potentielles, que ce soit dans le domaine médical, agroalimentaire ou du contrôle environnemental [1].

Un biocapteur est un système analytique formé de deux parties qui sont un récepteur biologique capable de reconnaître une substance cible présente dans un milieu complexe et un transducteur qui traduit les modifications physico-chimiques engendrées par la reconnaissance spécifique en un signal électrique ou optique permettant de mesurer la concentration de la substance cible [2].

Les biocapteurs sont des appareils d'analyse indépendants qui sont capables de fournir des résultats à la fois qualitatifs et quantitatifs. En effet, il combine la sélectivité de la biologie avec la puissance de traitement de la microélectronique et l'optoélectronique moderne pour offrir de nouveaux outils analytiques puissants. Un biocapteur est un dispositif d'analyse qui convertit une réponse biologique en un signal électrique (Figure I.1). Le terme biocapteur est souvent utilisé pour couvrir les capteurs utilisés pour déterminer la concentration de

substances et d'autres paramètres d'intérêt biologique, même s'ils n'utilisent pas un système biologique directement [3].

Les biocapteurs sont constitués de systèmes de bio-reconnaissance, généralement des enzymes ou des protéines de liaison, tel que des anticorps, immobilisés sur la surface de capteurs physico-chimiques, Ils sont composés de trois parties principales :

Le bio-récepteur : c'est le premier élément du biocapteur, il permet l'identification de l'espèce à détecter grâce à son site particulièrement sélectif en assurant la reconnaissance moléculaire, en utilisant par exemple des protéines de liaisons telles des enzymes ou des anticorps.

Le transducteur : un dispositif permettant la mise en évidence de la réaction assurée par le bio-récepteur, où celui-ci sera immobilisé. Son choix dépendra des substances libérées ou consommées par la réaction ainsi que de l'application qui sera faite par le capteur.

Des éléments électroniques ou des microprocesseurs de signaux: responsables de l'affichage des résultats d'une manière conviviale et facilement quantifiable.

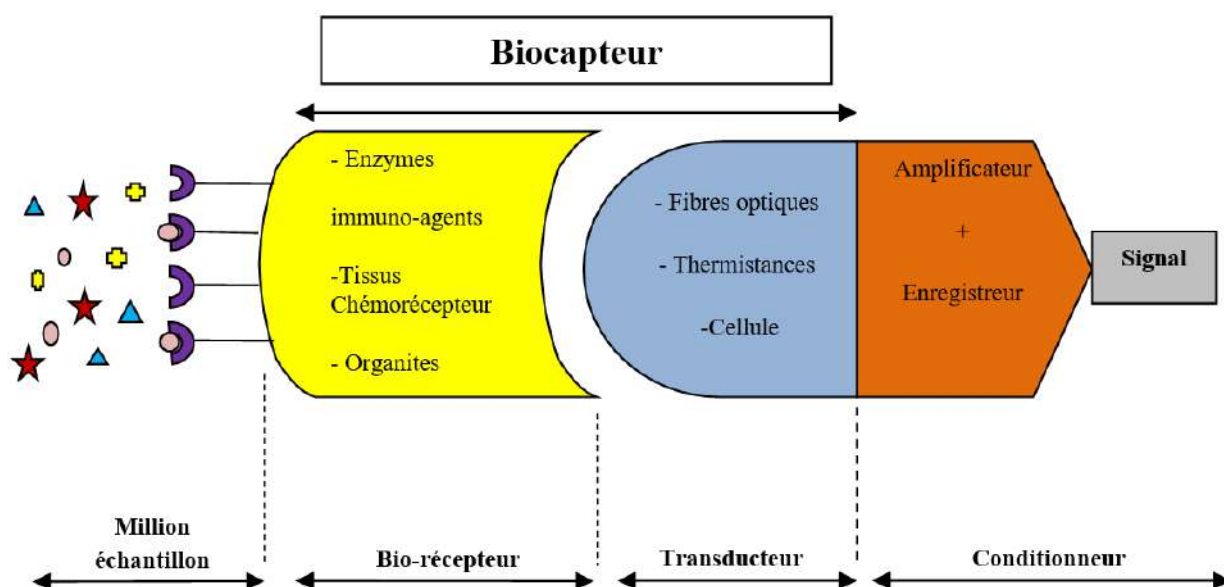


Figure I.1 : Schéma de principe d'un biocapteur.

Les premiers capteurs étudiés ont été les capteurs enzymatiques, en raison de la disponibilité de nombreux enzymes dans le commerce et aux progrès de l'ingénierie génétique qui ont permis d'élargir le spectre des enzymes en les rendant plus stables, plus sensibles et plus sélectives pour l'espèce d'intérêt.

II.1 Classification d'un biocapteur:

Les biocapteurs peuvent être classés selon plusieurs paramètres qui sont énumérés ci-après :

* Par type de bio-récepteur : biocapteurs enzymatiques, immunologiques, à cellules entières...

* Par type de transducteur : biocapteurs optiques, électrochimiques, thermiques...

* Par type de réaction suivie : biocapteurs à affinité, à catalyse, à hybridation, à empreinte moléculaire...

II.2 Caractéristiques des biocapteurs :

De manière générale, les caractéristiques d'un biocapteur tendent à obéir un certain nombre de critères :

* **La sélectivité** : il s'agit de l'aptitude du biocapteur à détecter sélectivement l'espèce cible dans le milieu. Elle est étroitement liée à la nature du récepteur choisi. Elle doit être effective pour éviter les fausses réponses du capteur.

* **La rapidité** : capacité à délivrer une réponse fiable (détection ou concentration) en un temps réduit compatible avec l'application. En effet, l'utilisateur recherche en général un temps de réponse court, qui peut être limité par le système de transduction et le traitement du signal.

* **La stabilité** : le système doit être conçu pour une utilisation répétitive allant de quelques heures à plusieurs mois. Le récepteur doit donc être stable et régénérable rapidement par dissociation du complexe ou élimination du ligand.

* **L'automatisme** : un biocapteur doit être capable d'effectuer toutes les opérations pour lesquelles il a été conçu sans intervention humaine.

* **Réutilisation**: Le fait que le bio-récepteur soit immobilisé permet souvent la réutilisation du biocapteur.

* **Sensibilité**: La limite de détection n'est pas un paramètre déterminant. C'est la gamme dynamique qui joue un rôle fondamental pour les applications analytiques.

III. Différents modes de transduction :

Dans le domaine des biocapteurs, différents systèmes de transduction, basés sur des principes différents, sont généralement utilisés afin de transformer la reconnaissance moléculaire issue d'une interaction entre un analyte et le bio-récepteur en un signal électrique exploitable. Le type de transducteur est choisi selon les modifications biochimiques générées par le bio-récepteur. L'adéquation entre ces deux entités permet d'obtenir un signal sensible, facilement exploitable et avec un bruit de fond minimum ce qui assure un meilleur seuil de détection et améliore ainsi l'efficacité du biocapteur. La nature du transducteur sert souvent de base pour la classification des différents biocapteurs. De nombreux transducteurs ont été employés pour

développer les biocapteurs, notamment les transducteurs optiques, thermiques, mécaniques et électrochimiques [4].

III.1. Transducteurs optiques :

Les transducteurs optiques sont devenus populaires durant ces dernières années avec plusieurs dispositifs commercialement disponibles. Ils se sont basés sur certains phénomènes tels que la fluorescence, l'ellipsométrie, la résonance plasmonique de surface [5], le radio-marquage et les ondes évanescentes, la variation de l'indice de réfraction, ou d'autres paramètres optiques [6]. Ce type de transducteur permet d'effectuer des mesures in situ et en temps réel avec une bonne sensibilité, une robustesse et des faibles temps de réponse. Une autre particularité est leur miniaturisation ainsi que leur capacité de détection simultanée de plusieurs analytes.

III.2. Transducteurs thermiques :

L'intérêt de la mise en œuvre des capteurs enthalpimétriques résulte du fait que la plupart des réactions biologiques s'accompagnent d'un dégagement de chaleur. Ces capteurs sont destinés à déterminer la concentration d'un substrat par la variation d'enthalpie associée à des réactions exo ou endothermiques. Leur principe est basé sur l'immobilisation des récepteurs biologiques qui sont reliés à un microcalorimètre ou à une résistance thermique capable de mesurer les changements d'enthalpie ou de température dues aux réactions avec l'analyte [7].

Le changement de température, ΔT , est déterminé par un microcalorimètre et est relié aux variations d'enthalpie, ΔH , et la capacité de chaleur du réacteur, C_p par la relation suivante :

$$\Delta T = \frac{n\Delta H}{C_p} \quad (\text{éq I.1})$$

Avec : n est le nombre de moles de substrat ayant réagi.

Malgré l'attrait du caractère universel de la technique, des problèmes d'ordre technologique, liés notamment aux difficultés d'immobilisation de quantités suffisantes d'enzymes au proche contact de la sonde calorimétrique, limitent les performances de ces biocapteurs.

III.3. Transducteurs mécaniques :

Au cours des dernières années, différents transducteurs mécaniques ont été largement répandus en tant que systèmes de détection de biocapteurs parmi lesquels nous trouvons les

transducteurs basés sur l'effet piézoélectrique et les microsystèmes biologiques électromécaniques.

III.3.a. Transducteurs basés sur l'effet piézoélectrique :

Ce type de transducteur a été mis au point par Shons et al. en 1972 [8] et il repose sur le phénomène piézoélectrique, qui induit à l'apparition d'un potentiel électrique à la surface d'un matériau lorsque celui-ci subit une contrainte mécanique. Le biocapteur à effet piézoélectrique le plus utilisé est connu sous le nom de microbalance à quartz (QCM). Il est basé sur la mesure de l'oscillation d'un cristal de quartz immergé dans un liquide et sur lequel est immobilisé le composé biologique. Par la suite ce système entraîne un changement de masse à la surface du cristal provoquant un changement quantifiable de la fréquence de résonance.

Depuis plusieurs études ont été consacrées à son utilisation dans la détection des marqueurs Tumoraux [9], des résidus de pesticides, des toxines alimentaires, ...etc.

III.3.b. Transducteurs basés sur les microsystèmes électromécaniques (MEMS) :

Les microsystèmes biologiques électromécaniques dits Bio-MEMS ou (Biological Micro-Electro-Mechanical-Systems en Anglais) sont des systèmes mécaniques de taille nanométrique permettant la conversion des interactions biomoléculaires en une grandeur mécanique [10]. La fabrication de ce système se base sur la fixation d'une micro-biomembrane, formant l'élément sensible du Bio-MEMS sur un substrat de silicium. Lorsque la biomembrane est en contact avec une solution aqueuse contenant des espèces à détecter (cible), celles-ci sont captées par des molécules fonctionnalisant sa surface appelées sondes et conduisant à son alourdissement. La quantité d'analytes présente dans le liquide est estimée par la mesure de la variation de fréquence de résonance issue des vibrations de cette membrane.

Les Bio-MEMS présentent plusieurs avantages qui se manifestent dans leur grande sensibilité, un rapport signal sur bruit élevé ainsi qu'une insertion facile de plusieurs capteurs sur une surface réduite. Récemment, ce dispositif affirme une grande capacité d'application notamment dans le développement des biocapteurs dans le domaine médical et agroalimentaire [11].

III.4. Transducteurs électrochimiques :

Les transducteurs électrochimiques transforment l'interaction électrochimique entre l'analyte et l'électrode en un signal porteur d'information. Leur principe de fonctionnement est basé sur

le fait que certaines molécules électro-actives en solution peuvent échanger les électrons avec la surface de l'électrode selon le potentiel auquel cet échange a lieu [12]. Les transducteurs électrochimiques restent les plus utilisés grâce à leurs principaux avantages liés à leur simplicité, leur coût de revient relativement faible et leur rapidité de réponse. Dans cette catégorie nous distinguons : les transducteurs potentiométriques, ampérométriques, impédimétriques, conductimétriques et voltammétriques (tableau I.1) [13].

Type de mesure	Transducteur	Exemples d'éléments détectés
Potentiométrique	Electrode sélectives d'ions Electrode de verre Electrode à gaz Electrode métallique	K^+, Cl^-, Ca^{2+}, F^- $H^+, Na^+ \dots$ CO_2 Espèces redox
Ampérométrique	Electrode métallique ou de carbone Electrode modifiée chimiquement	O_2 , sucre, alcools... Sucres, alcools, phénols, oligonucléotides
Conductimétrique	Electrodes inter digitées	Urée, espèces, chargées
Impédancemétriques	Electrodes métallique	Oligonucléotides, antigènes...
Effect de charge	Transistor à effet de champ sélectif aux ions (ISFET) Enzyme FET (ENFET)	H^+, K^+ Urée, créatinine...

Tableau I .1: Les transducteurs électrochimiques et les méthodes de mesure correspondantes

III.4.a. Transducteurs potentiométriques

Ce type de transducteur est basé sur la mesure de la différence du potentiel établi entre une électrode de référence à potentiel constant et une électrode indicatrice sous une intensité de courant nulle. Les potentiels mesurés sont proportionnels à la concentration de l'analyte dans la solution qui est généralement le substrat d'une enzyme, d'une cellule entière, d'un anticorps, ou d'une ADN [14].

III.4.b. Transducteurs ampérométriques

Une détection ampérométrique est basée sur la mesure, à potentiel fixe, de l'évolution du courant traversant une solution chimique entre deux électrodes [15]. Les capteurs ampérométriques prennent la forme d'une cellule électrochimique à trois électrodes [16]. Celle-ci est constituée d'une électrode de référence dont le potentiel doit être fixe, et d'une électrode de travail dont le potentiel varie en fonction des conditions expérimentales. Enfin la

troisième, appelée électrode auxiliaire, a pour rôle de limiter le courant circulant dans l'électrode de référence. En effet, lorsque l'électrode de référence est parcourue par un courant, son potentiel varie et entraîne une dérive des mesures. La valeur de ce courant est proportionnelle à la concentration d'analyte en solution. Ce type de transducteur est caractérisé par sa haute sensibilité et sa large gamme de linéarité comparé aux transducteurs potentiométriques.

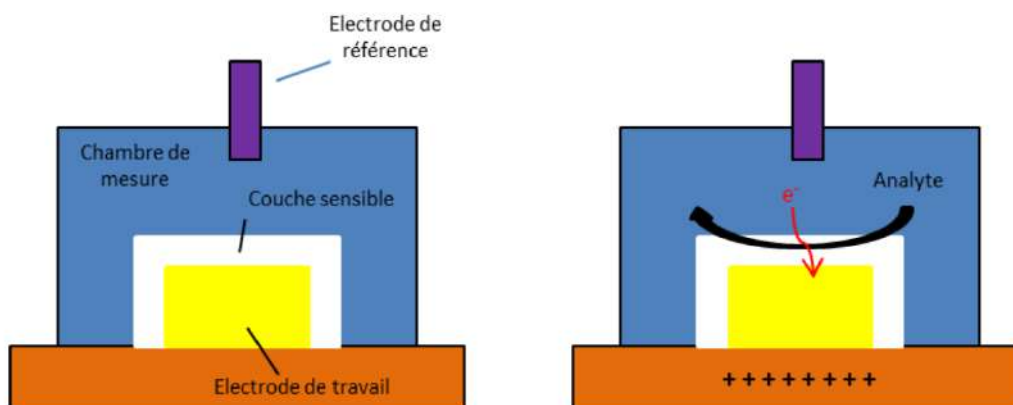


Figure I.2 : Principe de la transduction par ampérométrie[17].

L'inconvénient majeur des capteurs ampérométriques, c'est qu'ils peuvent manquer de sélectivité. Bien que la réaction enzymatique soit hautement sélective, il peut en effet y avoir des interférences dues à d'autres espèces électro-actives dont les tensions d'oxydation ou de réduction sont proches de celles de l'espèce suivie par ampérométrie.

III.4.c Transducteursimpédimétriques ou conductimétrique:

Les capteurs impédancemétriques ou conductimétriques reposent sur la mesure de la conductivité entre deux plaques plongées dans une solution. La mesure est effectuée à l'aide d'un courant alternatif afin d'éviter toutes électrolyses, perturbations de polarisation des électrodes. Les électrodes sont fonctionnalisées afin d'interagir avec les espèces à détecter. Cette interaction au niveau des électrodes modifie la conductance du système (Figure I.3). Contrairement aux transducteurs ampérométriques et potentiométriques, la simplicité de fabrication provient de l'absence d'électrode de référence. La limite de détection est de l'ordre du *ppm* à quelques *ppb* suivant les espèces chimiques à détecter et le matériau utilisé [17].

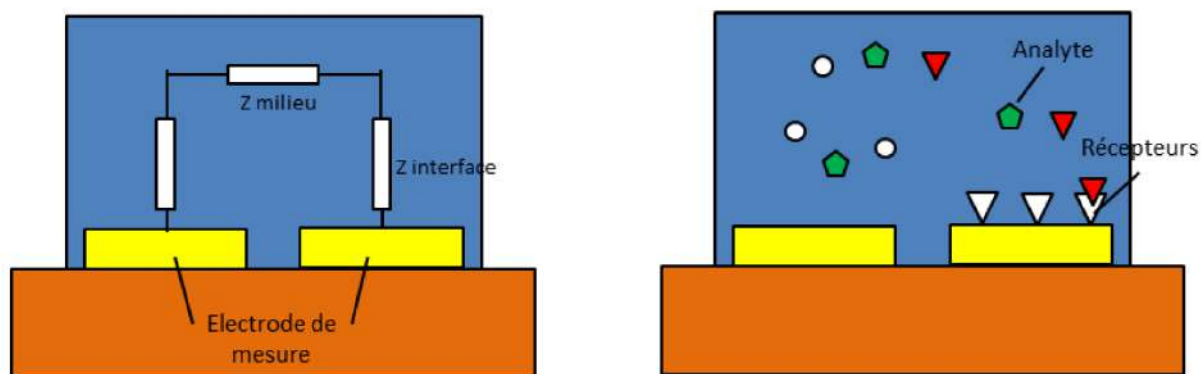


Figure I.3 : Principe de la transduction par conductimétrie [17].

Les transducteurs impédimétriques s'appliquent avantageusement aux réactions immunologiques dont l'impédance peut être classée en deux catégories principales [18] :

- *Impédance capacitive* :

C'est le cas d'utilisation d'une couche diélectrique où l'électrode de travail se comporte comme un isolant plus ou moins parfait, avec une absence d'un couple redox dans la solution de mesure. Dans une telle situation, le paramètre mesuré est la capacité et les interactions immunes générées causent une diminution de sa valeur.

- *Impédance faradique* :

C'est le cas d'utilisation d'une électrode de travail partiellement ou complètement couverte par une couche non isolante, capable d'interagir avec le couple redox présent dans la solution de mesure. Dans ce cas, le paramètre mesuré est la résistance de transfert de charge et les interactions immunes générées causent une augmentation de sa valeur.

Le développement de ce type de biocapteurs présente de nombreux avantages : un temps d'analyse rapide, l'utilisation de faibles quantités de solution et un faible coût.

III.4.d. Transducteurs voltammétriques

Les transducteurs voltammétriques sont fréquemment employés, grâce à leurs robustesses, simplicité et haute sensibilité [19]. Ils sont basés sur la mesure du flux de courant résultant de la réduction ou de l'oxydation des composés présents en solution sous l'effet d'une variation contrôlée de la différence de potentiel E entre l'électrode de travail et celle de référence. En voltammétrie, le potentiel E appliqué à l'électrode de travail varie en fonction du temps et le courant i est mesuré entre l'électrode de travail et l'électrode auxiliaire en fonction du potentiel E . Les courbes $i=f(E)$ obtenues sont appelées voltammogrammes qui sont la somme

d'un courant capacitif dû à la charge de l'électrode et à un courant faradique, résultant d'un transfert d'électrons entre l'électrode de travail et la solution d'analyte.

En effet, différentes techniques de voltammétrie peuvent être mises en oeuvre pour étudier la réponse d'un système électrochimique soumis à une polarisation. Les plus utilisées sont la voltammétrie cyclique, la voltammétrie différentielle pulsée et la voltammétrie à ondes carrées.

VI. Techniques hyperfréquences pour la caractérisation de liquides :

La connaissance des propriétés intrinsèques des matériaux, comme la permittivité complexe ϵ^* pour les diélectriques et les semi-conducteurs est importante pour la conception de circuits et dispositifs radio et hyperfréquences. En corollaire, des techniques de mesure et détermination de la valeur de ce paramètre, dans la gamme radio et hyperfréquence, ont donc été mis au point. Une erreur sur la détermination de la valeur exacte de la permittivité conduit à des imprécisions et défauts de conception des dispositifs hyperfréquences. La précision des techniques de mesure est donc une caractéristique primordiale.

Originellement développés pour caractériser des matériaux solides servant à la conception de substrats ou de résonateurs diélectriques, les techniques de mesures des propriétés diélectriques de matériaux ont été étendues à la caractérisation des liquides, dans un premier temps pour permettre la modélisation de ces matériaux nécessaire aux simulations de dosimétrie [20], et plus récemment pour le développement de biocapteurs hyperfréquences fluidiques. Ce sont ces différentes techniques que nous présentons dans la suite de ce paragraphe [21].

VI.1. Câble coaxial en mode réflexion :

La simplicité de la mise en oeuvre des sondes coaxiales ainsi qu'à l'existence de solutions commerciales clefs-en-main, a permis de les utiliser de manière fréquente pour l'analyse non-invasive de liquides (figure I.4).

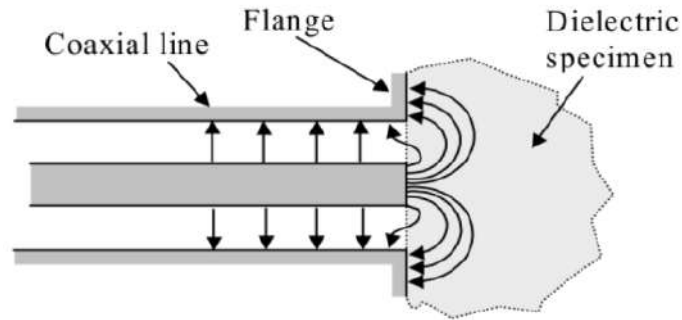


Figure I.4: Techniques de mesure en câble coaxial (lignes de champ électrique se propageant dans un câble coaxial et le liquide à caractériser)

Ces sondes coaxiales fonctionnent sur le principe suivant : Une onde TEM se propage dans le câble. Elle est réfléchiée à l'extrémité du coaxial (lignée en circuit ouvert) où les lignes de champ électrique pénètrent dans le matériau présent à l'extrémité du câble (effets de bord). Le coefficient de réflexion Γ dépend donc, entre autres, de la permittivité complexe ϵ^* du dit matériau. La mesure de la permittivité est faite à partir cette relation.

Pour la caractérisation diélectrique des fluides, une modification de la géométrie de l'extrémité du câble coaxial a été apportée afin de rendre la position du fluide reproductible. Comme le montre la figure I.5, le conducteur extérieur est prolongé de façon à former une sorte de contenant pour les solutions sous test. Une rondelle diélectrique vient obstruer la sortie du coaxial de façon à ce que le liquide ne pénètre pas entre l'âme et le conducteur extérieur du câble coaxial. Ainsi, le liquide est toujours positionné au niveau du plan de calibrage et le même volume liquide est soumis au champ électrique. Un prolongement du conducteur intérieur permet d'augmenter la valeur de la capacité terminale.

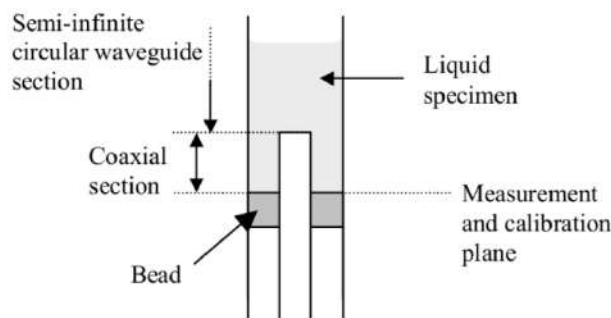


Figure I.5 : Variantes des sondes coplanaires en réflexion pour la caractérisation diélectrique de liquides.

Ces sondes coaxiales en réflexion ont de plus été utilisées pour la caractérisation de liquides (solutions de chlorure de sodium, de propan-1-ol, de glycerol,...) et de tissus biologiques. Les caractérisations menées dans la bande [50 MHz ; 2.6 GHz] ont montré des niveaux d'erreur relative inférieurs à 10 %.

Cependant, malgré les avantages indéniables d'une telle technique de caractérisation (rapidité de mise-en-œuvre ; existence de solutions *clefs-en-main* ; caractérisation large bande), les sondes coaxiales souffrent d'un niveau d'incertitude sur la mesure de la permittivité complexe globalement plus élevé que la plupart des autres techniques décrites dans ce chapitre [16]. En outre, les procédures de calibrage peuvent s'avérer délicates et chronophages [21].

VI.2. Guide d'onde volumique :

L'utilisation de guide d'onde volumique comme le guide rectangulaire, par exemple est une alternative moins courante aux sondes coaxiales. Les guides d'onde volumiques sont cependant moins utilisés que les lignes coaxiales car ils sont plus limités en largeur de bande fréquentielle et plus volumineux ce qui requiert des volumes de fluides sous test plus importants.

R. Jazicek et al. [22] ont par exemple mis au point un banc de mesure pour la caractérisation diélectrique de liquides et de tissus humains à partir d'un guide d'onde rectangulaire utilisé en réflexion. Une représentation du dispositif de mesure avec l'analyseur de réseau vectoriel, le câble coaxial, le guide d'onde rectangulaire et le matériau sous test placé à l'extrémité ouverte du guide d'onde est montrée dans la figure I.6.

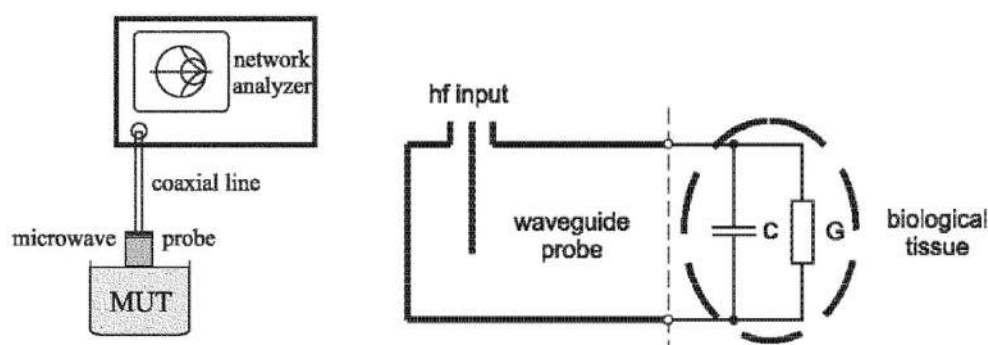


Figure I.6 : Caractérisation de liquides par un guide d'onde rectangulaire utilisé en réflexion. Le liquide placé à l'extrémité du guide d'onde volumique modifie la réactance et la conductance terminales.

Le principe de mesure avec le guide d'onde rectangulaire et le système d'excitation du champ électromagnétique et, à l'autre extrémité, la réactance et la conductance équivalentes du matériau sous test, perturbant la réflexion au niveau de la sortie en circuit ouvert du guide d'onde.

IV.3. Câble coaxial en transmission :

La technique utilisant un câble coaxial en mode transmission est réalisée en plaçant le liquide sous test à la place du matériau diélectrique séparant les conducteurs intérieur et extérieur de la ligne coaxiale (figure I.7).

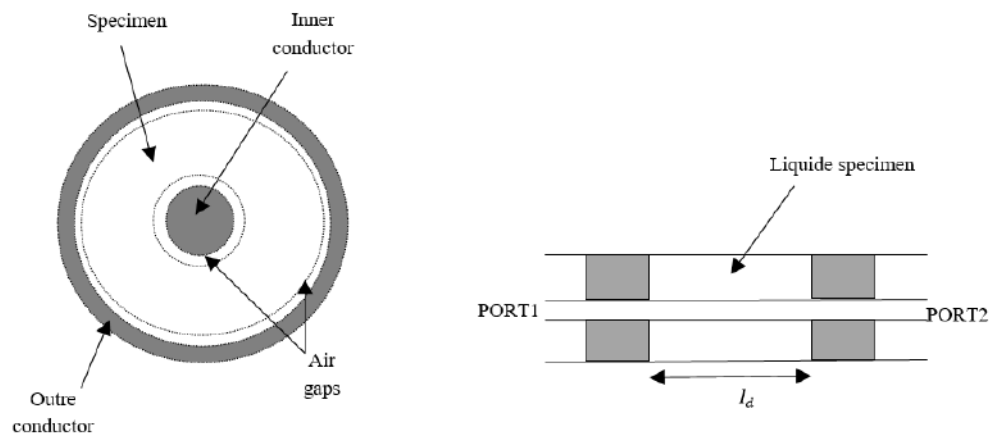


Figure I.7 : Illustration du câble coaxial mesuré en transmission pour la caractérisation de liquides. Le diélectrique séparant les conducteurs intérieur et extérieur est remplacé, sur une section de longueur l_d , par le liquide à caractériser.

Le principe de mesure repose simplement sur la caractérisation en transmission d'un câble coaxial dont le diélectrique a été remplacé par le matériau sous test sur une section de longueur l_d . Les méthodes en transmission ont été mises au point car réputées plus précises que les méthodes par sondes coaxiales utilisées en réflexion, notamment dans la gamme fréquentielle radiofréquence supérieure et hyperfréquence (typiquement $f > 500$ MHz) [23].

Les sondes coaxiales en transmission possèdent néanmoins un inconvénient essentiel par rapport aux sondes coaxiales en réflexion : leur mise en œuvre n'est pas aussi aisée puisqu'elles nécessitent la mise en œuvre de câbles coaxiaux pour lesquels l'espace entre conducteurs intérieur et extérieur doit être rempli/vidé du liquide à caractériser.

Une technique de caractérisation de liquides aux propriétés diélectriques proches de certains tissus humains a été développée par Toropaine et al. [24]. La figure I.8 montre une

représentation du dispositif expérimental avec l'analyseur de réseau vectoriel, la sonde de température et le câble coaxial dont le diélectrique est formé par le liquide à caractériser.

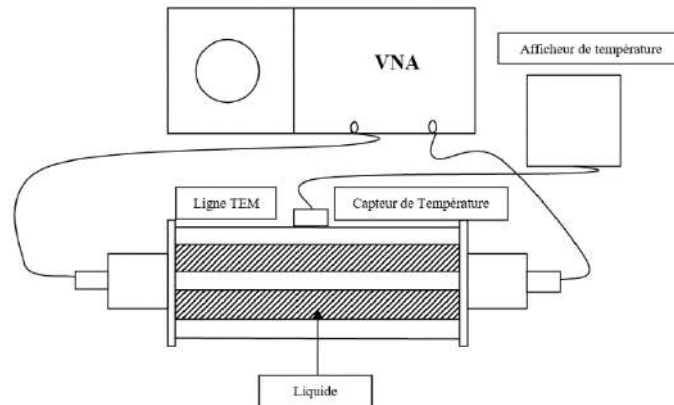


Figure I.8 : Illustration du dispositif expérimental mis au point par Toropaine et al. [24] pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides par sonde coaxial en transmission.

IV.4. Guide d'onde miniature :

Historiquement, les guides d'onde planaires miniatures ont permis de mesurer la permittivité complexe de matériaux qui se présentaient sous forme de « film mince » et destinés à être utilisés comme diélectriques. Cependant, la convergence des techniques de micro-fabrication hyperfréquence et micro-fluidiques ont permis de voir l'apparition de microsystèmes intégrant ces deux domaines [21-25]. L'utilisation des guides miniatures pour la caractérisation diélectrique a donc pu s'étendre aux liquides.

La figure I.9 montre une ligne coplanaire en perspective cavalière et, en (b), les lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans une telle structure. Cette figure montre qu'en plaçant un échantillon fluide sur la face supérieure de la ligne ou dans le volume du diélectrique (la solution la plus simple techniquement étant la première), la propagation du champ électromagnétique sera perturbée par la présence de l'échantillon fluide, aux propriétés diélectriques différentes de celles de l'air ou du substrat.

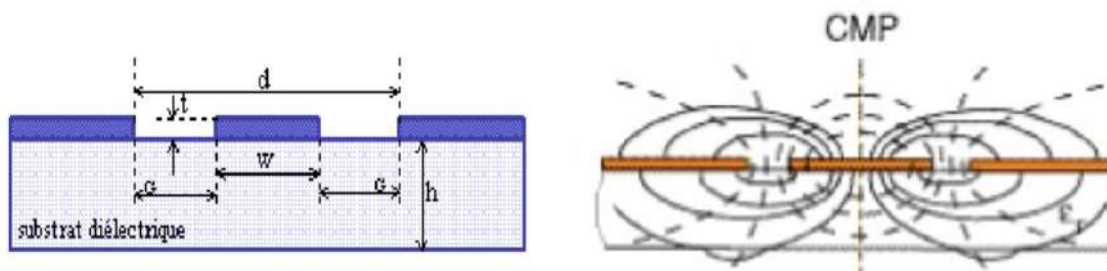


Figure I.9 : Perspective cavalière d'un guide d'onde coplanaire miniature. Lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans la ligne coplanaire.

S.S. Stuchly et al. [25] ont ainsi montré la possibilité de mesurer la permittivité complexe de liquides à l'aide de sondes miniatures, comme celle présentée sur la figure I.10. On y distingue la ligne coplanaire, dont les deux accès sont connectés aux deux ports de l'analyseur de réseau vectoriel.

Une micro-piscine est placée sur la face supérieure de la ligne. Le liquide sous test est injecté dans la micro-piscine et vient noyer les conducteurs métalliques ainsi que les gaps entre les conducteurs. Des liquides aux propriétés diélectriques connues (eau dé-ionisée, méthanol et éthanol) ont été caractérisés dans la bande [500 MHz ; 3 GHz] à l'aide de ce type de dispositifs.

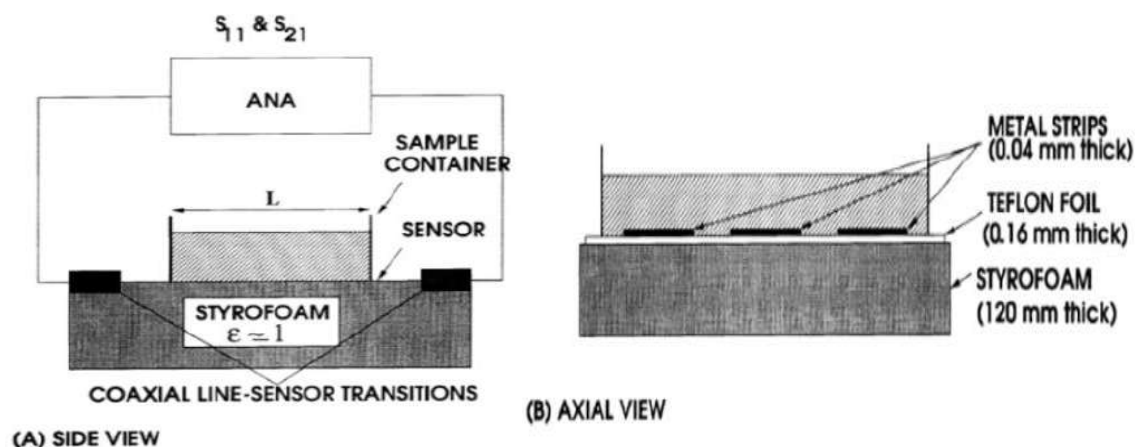


Figure I.10 : Dispositif mis au point par S.S. Stuchly et al. [25] pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides sur des lignes coplanaires.

Le dispositif proposé par la figure I.10 n'est pas encore ce qu'on pourrait appeler une structure intégrable, ou compatible avec l'approche « laboratoire-sur-puce », puisque la ligne mesure 30 cm de long. Il montre cependant que l'analyse de liquides peut être faite à l'aide de guide d'onde coplanaire avec des niveaux de précisions équivalents aux guides volumiques.

Etant donnés les avantages inhérents aux guides miniatures pour la caractérisation diélectrique sur des liquides, d'autres dispositifs et techniques de mesure ont été proposés.

Un exemple de guide d'onde miniature développé, pour mener des analyses sur des échantillons fluidiques, par T. Chen et al. [26]. Le dispositif, présenté sur la figure I.11, est constitué d'un guide d'onde coplanaire et d'une capacité inter-digitée en série. Un canal micro-fluidique en polymère permet de guider le fluide sous test sur la capacité inter-digitée, là où le champ électrique est le plus intense.

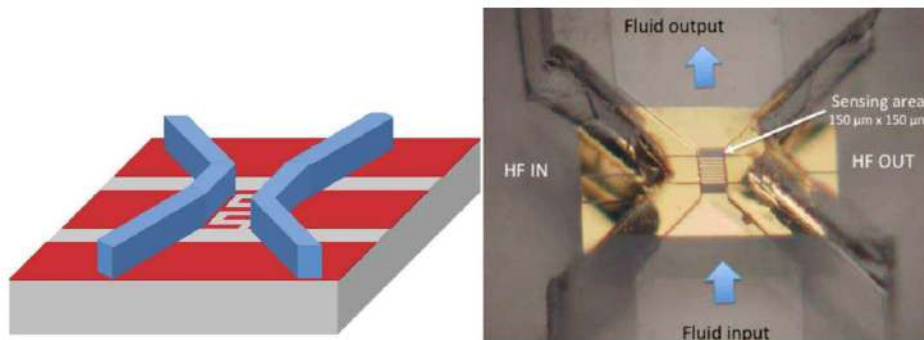


Figure I.11 : Exemple de ligne coplanaire et de canaux microfluidiques pour l'analyse hyperfréquence de liquides biologiques [26].

Les mesures ont montré les capacités d'un tel dispositif pour discriminer de faibles concentrations en éthanol (jusqu'à 110 ppm) dans des mélanges eau/éthanol, ainsi que de faibles concentrations en sérum de veau foetal en solution aqueuse. Des caractérisations ont été entreprises sur des lignées de cellules de lymphomes B (cellules cancéreuses du système lymphatique) en suspension dans leur milieu de vie et ont montré que la réponse du dispositif était proportionnelle à la concentration en lymphomes en solution (tendance valable pour les « faibles » concentrations). De tels résultats démontrent les capacités des dispositifs hyperfréquences microfluidiques miniatures pour mener des analyses biomoléculaires et cellulaires de solutions biologiques.

V. Biocapteurs à base des dispositifs résonants :

Globalement, les structures hyperfréquences résonantes sont réputées plus sensibles que les dispositifs large bande pour la caractérisation diélectrique de matériaux en général, et pour la caractérisation de liquides en particulier. La contrepartie à la sensibilité tient au fait que les dispositifs résonants ne peuvent déterminer la permittivité complexe du matériau sous test

qu'à la fréquence de résonance de la structure (ainsi qu'aux éventuelles fréquences harmoniques) ; contrairement aux guides d'onde qui permettent de caractériser les matériaux dans une bande de fréquence complète. Nous citons par la suite les principaux dispositifs résonants utilisés pour la caractérisation hyperfréquences de liquides.

V.1. Cavités résonantes (TE /TM) :

Les cavités résonantes sont constituées de cylindres aux parois métalliques permettant de confiner le champ électromagnétique à l'intérieur du volume de la cavité. Deux accès placés sur le flanc du cylindre permettent d'exciter le champ électromagnétique dans la structure. Différents modes peuvent exister dans une cavité résonante : modes TM_{0n0} (n est un entier), modes TE,... La figure I.12 montre un exemple de cavité résonante dans laquelle se propage un mode TM_{010} .

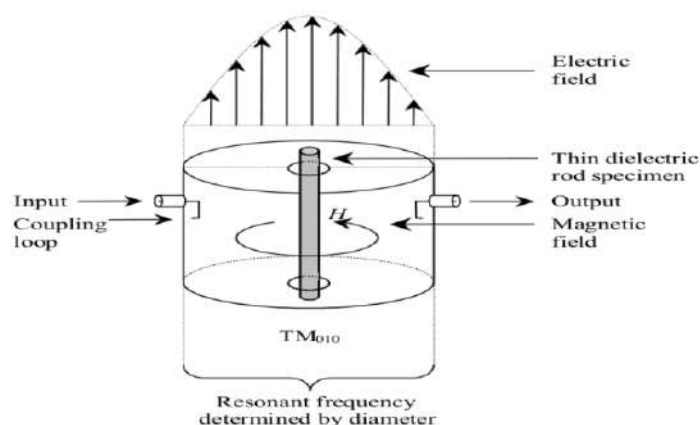


Figure I.12 : Cavité résonante dans laquelle se propage un mode transverse magnétique TM_{010} pour l'analyse hyperfréquence de liquides. L'échantillon de fluide sous test est placé dans un tube au centre de la cavité.

Les liquides à caractériser sont, en général, placés dans un logement au centre du cylindre. La méthode des perturbations demeure l'outil théorique le plus fréquemment utilisé avec ce type de structures pour la caractérisation diélectrique. La précision de mesure est alors relativement bonne.

Une cavité résonante dans laquelle est excité le mode TM_{010} , a été proposé par H. Kawabata et al. [27]. La permittivité complexe de mélanges eau/éthanol à différentes fractions volumiques en éthanol ainsi que la permittivité complexe d'échantillons de lait à différentes concentrations en lipide ont été mesurées sur le dispositif à partir de la méthode des

perturbations. La figure I.13 montre une représentation symbolique de la cavité résonante et le dispositif expérimental.

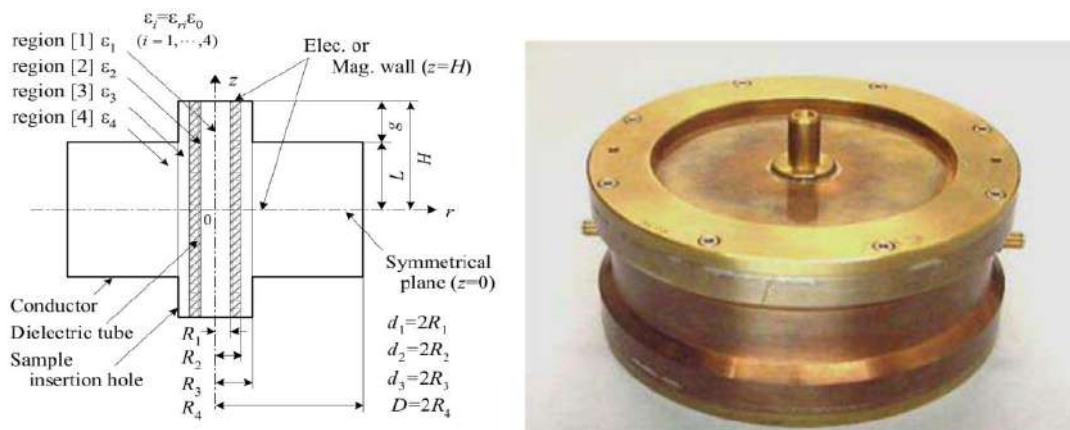


Figure I.13 : Exemple de cavité résonante développée par H. Kawabata et al. [28] pour la caractérisation diélectrique hyperfréquence de liquides. Les échantillons fluidiques sous test sont placés dans un tube au centre de la cavité résonante.

V.2. Résonateurs diélectriques :

Les résonateurs diélectriques constituent la deuxième grande famille de structures hyperfréquences résonantes utilisées pour la caractérisation diélectrique et l'analyse, en règle générale, de liquides. Tout comme les cavités résonantes présentées au paragraphe précédent, les résonateurs diélectriques sont caractérisés par des valeurs de facteur de qualité très élevées (de quelques centaines à quelques milliers), rendant la détermination de la fréquence de résonance bien plus précise que dans le cas de résonateurs implémentés dans des guides miniatures (dont les facteurs de qualité valent de quelques unités à quelques dizaines).

Les modes de galeries sont des modes de résonance d'ordre supérieur qui se propagent autour de l'axe de rotation principal du résonateur diélectrique. Le champ électromagnétique est confiné à l'intérieur du disque diélectrique et l'énergie électromagnétique est concentrée principalement dans une couronne dont le grand diamètre est égal au diamètre du résonateur diélectrique. La résonance intervient lorsque l'onde retombe en phase sur son « point de départ ». La figure I.14 montre un exemple de résonateur diélectrique pour lequel les modes de galeries sont excités par couplage magnétique à l'aide d'un guide diélectrique.

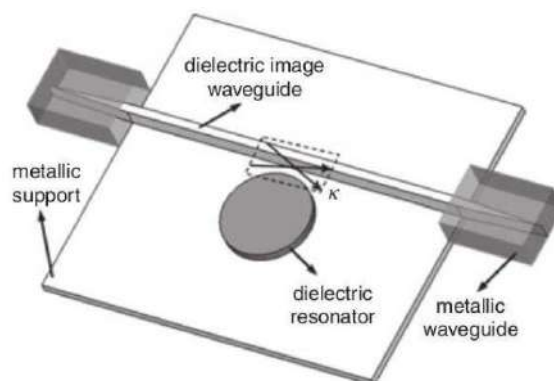


Figure I.14 : Résonateur diélectrique pour lequel les modes de galerie sont excités par couplage magnétique à l'aide d'un guide d'onde diélectrique. Les modes de galerie sont des modes d'ordre supérieur se propageant circulairement dans les résonateurs diélectriques et pouvant être exploités pour l'analyse hyperfréquence de liquides.

De nombreuses méthodes ont été explorées pour réaliser le couplage fluide/champ électromagnétique avec des résonateurs diélectriques.

Les résonateurs diélectriques sont à la base des méthodes les plus précises en termes de spectroscopie diélectrique hyperfréquence (incertitude de l'ordre de 0.5 % pour la mesure de ϵ'). Cependant, les résonateurs diélectriques sont des dispositifs volumiques et trop encombrants pour être implémentés dans des applications de type « laboratoire-sur-puce ».

V.3. Résonateurs miniatures (Coplanaire ou Microruban)

La dernière famille de dispositifs hyperfréquences utilisés pour la caractérisation diélectrique rassemble les résonateurs implémentés dans des guides d'onde miniatures (coplanaires ou microstrips).

V.3.1. Résonateur Patch :

La figure I.15 montre un exemple de résonateur « patch » mis au point par A.K. Verma et al.[28] pour déterminer la permittivité de matériaux sous forme de film mince, de pâte ou de liquide. La figure I.15 (a) montre quatre configurations possibles du résonateur « patch » implémentés à l'aide d'un seul ou deux matériaux différents. L'indice « sam » désigne le matériau sous test (c'est-à-dire celui dont on cherche à connaître la permittivité) ; l'indice « base » désigne un matériau aux propriétés diélectriques connues et servant de substrat. En fonction de l'état du matériau sous test (film, pâte ou liquide), une ou plusieurs des quatre configuration(s) sera(ont) plus appropriée(s). La caractérisation de liquides fera, par exemple,

plutôt appel à la configuration (b) pour laquelle le matériau sous test est placé sur la face supérieure d'une structure micro-ruban classique.

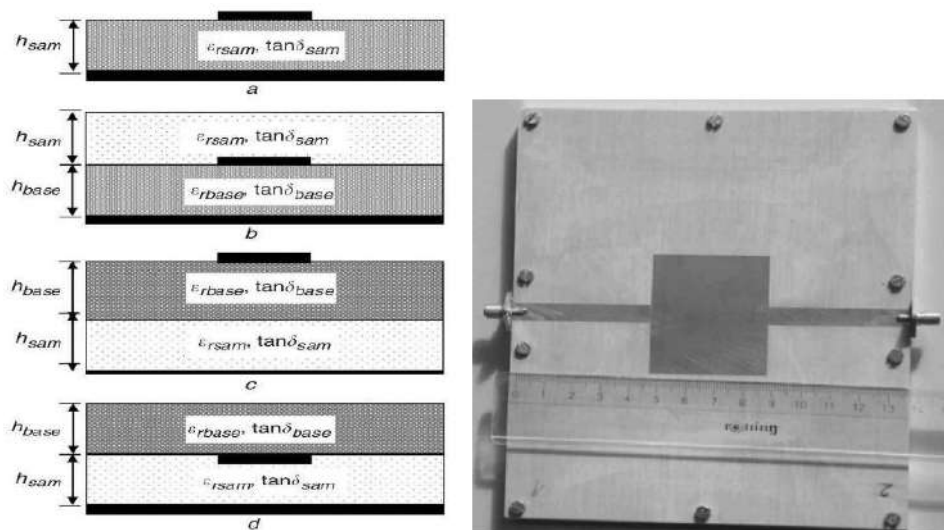


Figure I.15 : Exemples de résonateurs « patch » développés par A.K. Verma et al. [33] pour l'analyse diélectrique de matériaux sous forme de « feuillets », pâtes et liquides.

A.K. Verma et al. [28] ont réussi à mesurer les constantes diélectriques de liquides peu communs comme des carburants (essence, kérosène,...) à la fréquence $f=2$ GHz avec une incertitude de 2 % sur la partie réelle de la permittivité et de 1 millième sur la valeur de tangente d'angle de pertes.

V.3.2. Résonateur en anneau ouvert (Split Ring):

W. Withayachumnankul et al. [29] ont proposé un résonateur de type « split ring » implémenté en technologie microruban. A la fréquence de résonance, le champ électrique est maximal au niveau du gap capacitif de l'anneau. Les échantillons fluidiques sous test sont ainsi placés dans cette zone pour l'analyse. La figure I.16 (a) montre une vue schématique (de dessus) du résonateur (« split ring ») excité par couplage magnétique via une ligne micro-ruban. La figure I.16 (b) montre une photographie du dispositif expérimental avec les deux câbles coaxiaux connectés aux deux ports de l'analyseur de réseau, les connecteurs SMA, la ligne micro-ruban et le « split ring » équipé du canal micro-fluidique et du système de vidage/remplissage.

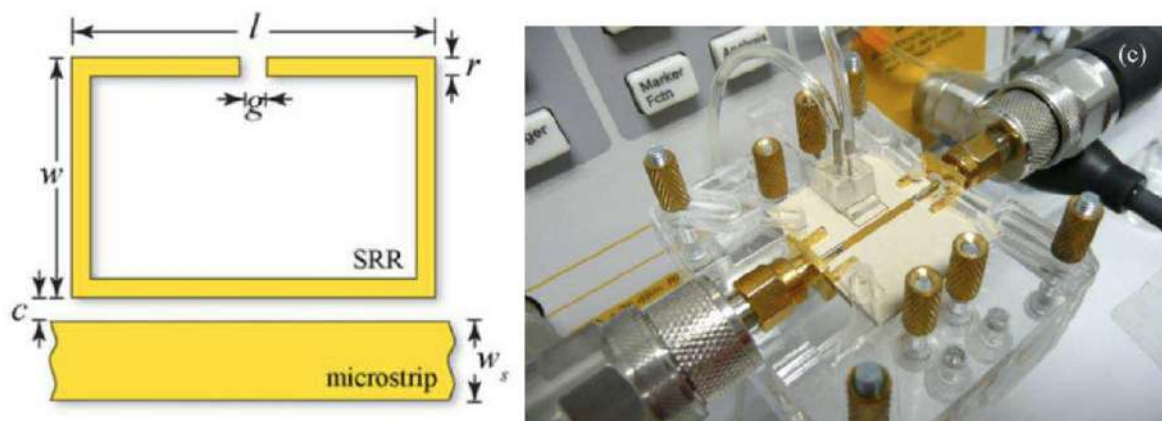


Figure I.16 : Résonateur de type « split ring » excité par couplage magnétique via une ligne micro-ruban et développé par W. Withayachumnankul et al. [29] pour l'analyse hyperfréquences de liquides.

W. Withayachumnankul et al. [29] ont ainsi montré la possibilité de discriminer différents mélanges eau/éthanol à différentes fractions volumiques en éthanol à partir d'une telle structure. Un modèle empirique a, en outre, été développé de façon à déterminer les écarts de permittivité complexe entre les différents fluides à partir de la mesure d'écarts de fréquence de résonance et de facteur de qualité en charge.

Ces quelques exemples montrent que les dispositifs résonants miniatures sont tout à fait compatibles pour faire de l'analyse sur des liquides. La précision de mesure reste satisfaisante, notamment pour les liquides à pertes. En outre, ils permettent de fabriquer des dispositifs intégrables sur puce.

V.3.3. Résonateur quart d'onde :

L'architecture de ce biocapteur consiste en un résonateur quart d'onde, en circuit ouvert d'un côté, et placé en parallèle de la ligne de transmission de l'autre. Ce biocapteur résonant hyperfréquence miniature capable de détecter de faible concentration de glucose en solution aqueuse [30].

La technologie coplanaire permet une réalisation simple et compacte et une mesure aisée sur tranche avec l'emploi de pointes coplanaires. La transmission (S21) de ce circuit est de type « stop-band » pour laquelle il est simple et précis de mesurer l'atténuation à la fréquence de résonance. Enfin, la partie micro-fluidique est constituée d'un micro-canal ouvert constitué de murs en résine (SU-8) et localisé perpendiculairement et en bout du stub. Le fluide à tester

change ainsi la conductance en bout de la structure quart d'onde altérant l'atténuation à la fréquence de résonance (figure I.17).

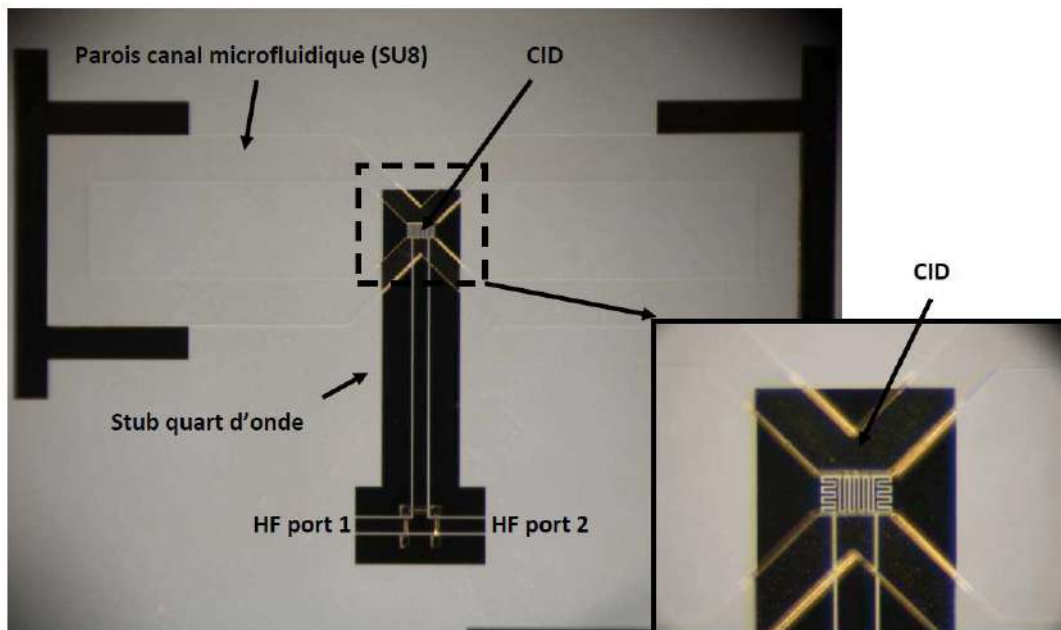


Figure I.17 : Vue d'ensemble d'un biocapteur basé sur un stub quart d'onde implémenté en technologie coplanaire et équipé d'un canal micro-fluidique en SU8. L'insert à droite montre une vue rapprochée sur la capacité inter-digitée [31].

V.4. Biocapteur micro-onde à cellule unique initial

Le biocapteur à cellule unique initial est composé de trois parties, comme montré sur la figure

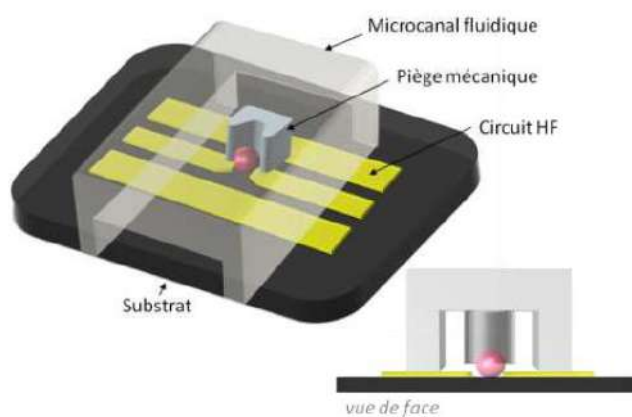


Figure I.18 : Schémas 3D du biocapteur micro-onde à cellule unique avec une particule piégée (représentée par la bille rouge)

- **le substrat quartz** : le quartz est avantageux pour ses propriétés optique et diélectrique. La transparence du substrat est importante pour une observation de la cellule piégée au microscope à statif inversé qui est largement utilisé dans les laboratoires des biologistes. Et le quartz est un matériau pur de silice fondu SiO_2 , qui a une valeur de permittivité relative constante et indépendante de la fréquence, à faible perte,

- **le circuit HF** : il est basé sur une ligne coplanaire **CPW** (CoplanaireWaveguide), qui est avantageuse par rapport à d'autres structures planaires tels que micro-ruban et strip-line. Le CPW est moins dispersif que la technologie micro-ruban et son impédance reste constante jusqu'à 40 GHz (notre gamme de fréquence de mesure).

La ligne CPW est constituée d'un ruban métallique central (Signal), et de deux plans de masses, qui se situent symétriquement aux deux côtés du ruban Signal. Dans notre cas, la métallisation CPW est composée de titane (500 Å d'épaisseur) et d'or (300 nm d'épaisseur). Cette fine épaisseur du CPW a pour but d'assurer une bonne adhésion du canal fluidique sur les circuits HF, en minimisant toute fuite au détriment de pertes conductrices plus importantes dans la gamme hyperfréquence du fait de l'effet de peau. Ceci n'est néanmoins pas gênant étant donné les pertes importantes du matériau à analyser à forte teneur en eau et donc à fortes pertes. Au centre de la structure CPW se situe une coupure capacitive (gap capacitif) qui présente une largeur de 10 μm . Le conducteur central est progressivement rétréci afin de réduire la zone de détection à la taille d'une cellule unique (10 -20 μm de diamètre pour la plupart des cellules cancéreuses),

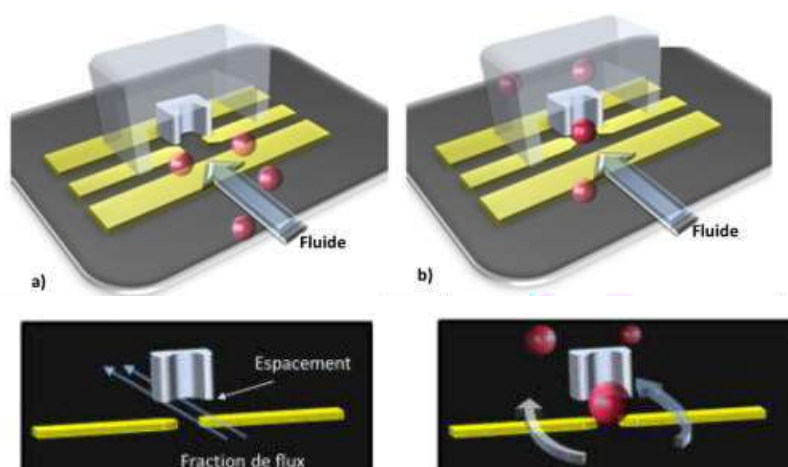


Figure I.19 : Le mécanisme de piégeage hydrodynamique : (a) piège mécanique vide et des cellules présentes dans le micro-canal, (b) une cellule piégée et déviation des autres cellules

- **le canal fluidique et le piège mécanique** : ils sont réalisés en polymère. Le canal micro-fluidique de 50 μm de hauteur est placé perpendiculairement au-dessus du circuit HF. En son

centre, un piège mécanique est utilisé pour immobiliser précisément une cellule juste au-dessus de la coupure capacitive, où les champs électromagnétiques sont focalisés.

La libération des cellules piégées s'effectue par l'inversion du sens de l'écoulement des flux dans le canal. Cette opération permet de mesurer plusieurs cellules uniques (jusqu'à une quarantaine) avec un seul composant.

VI. Conclusion :

Ce chapitre a été consacré à l'étude bibliographique des différents biocapteurs développés pour caractériser des matériaux diélectriques essentiellement des liquides (mesurer la concentration de glucose dans le sang, par exemple). Les différents modes de transduction utilisés dans le domaine des biocapteurs ont été également présentés. Le mode de transduction électromagnétique est le mode que nous allons utiliser dans notre étude, car nous allons essayer de concevoir un biocapteur à base d'un composant microonde, qui est le résonateur hyperfréquence demi longueur d'onde. C'est le sujet du chapitre suivant.

***Chapitre II :Etude du biocapteur
hyperfréquence***

I. Introduction :

Les précédentes études sur les biocapteurs ont été présentées dans le premier chapitre. Dans cette partie, nous verrons comment concevoir un biocapteur en utilisant un résonateur hyperfréquence. Nous commençons par la présentation des lignes de transmission planaires puis le principe de fonctionnement du biocapteur microonde.

II. Étude des résonateurs hyperfréquences :

II.1 Ligne de transmission :

Une ligne de transmission est un ensemble d'un (en réalité deux si l'on considère la masse), deux ou plusieurs conducteurs acheminant un signal électrique, d'une source (ou émetteur) vers une charge (ou récepteur). Mais elles peuvent être aussi utilisées pour réaliser des filtres, des transformateurs d'impédance, des coupleurs, des lignes à retard...etc.

Les lignes de transmission les plus courantes sont les câbles coaxiaux, les lignes bifilaires et les paires torsadées. Sur les circuits imprimés et les circuits intégrés, on trouve couramment des lignes microstrips et des lignes coplanaires.

Une ligne de transmission est caractérisée par son impédance caractéristique, sa constante d'affaiblissement (qui précise les pertes dans la ligne), et la vitesse de propagation des signaux, qui dépend du diélectrique utilisé[33].

II.1.1 Lignes micro ruban :

Une ligne micro-strip (micro ruban) est constituée d'un ruban conducteur placé sur une face d'un matériau diélectrique dont l'autre face constitue un plan de masse (figure II.1) [34].

De nombreuses études ont montré qu'une telle ligne de transmission est le siège d'une onde se propageant en mode quasi-TEM (Transverse Electromagnétique), c'est à dire que les champs électrique et magnétique sont perpendiculaires à l'axe de la ligne selon lequel s'effectue la propagation.

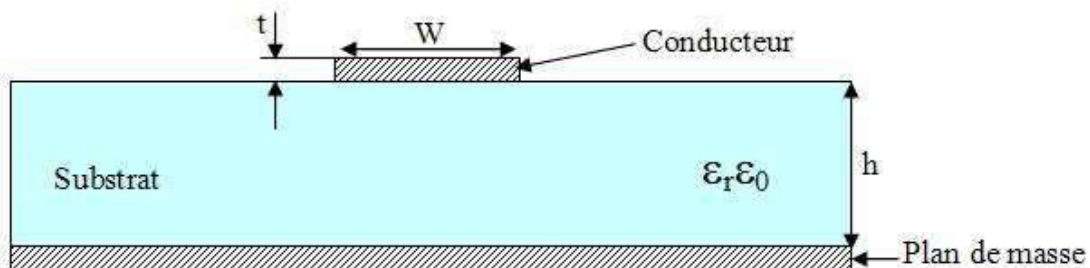
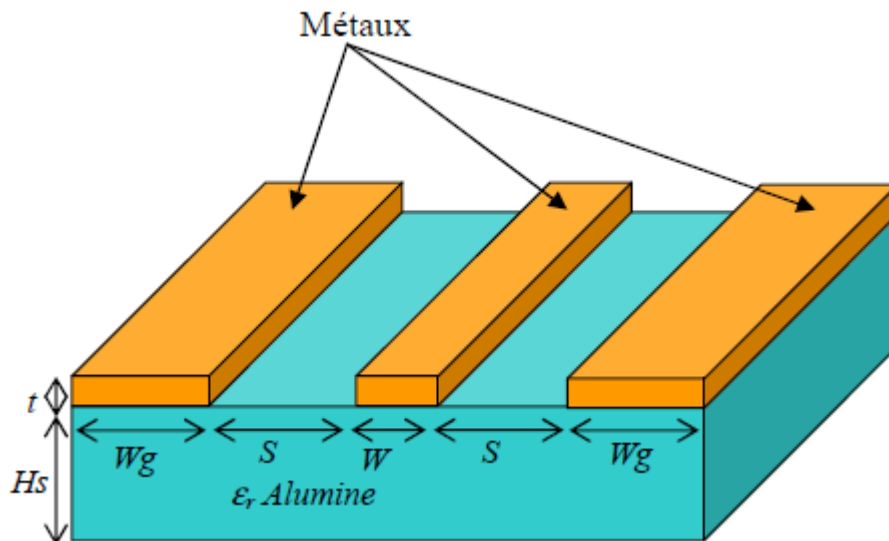


Figure (II.1) : Coupe transversale d'une ligne microstrip.

II.1.2 Ligne coplanaire :

La ligne de transmission coplanaire, dite aussi guide coplanaire et notée CPW (Coplanar Waveguide), est un élément incontournable dans la conception des circuits intégrés. Elle a été proposée pour la première fois comme une alternative à la ligne micro ruban par C.P. Wen en 1969[35].

Elle est constituée de trois rubans métalliques placés sur le même plan à une distance constante du substrat diélectrique. Le conducteur central véhicule le signal micro-onde. Les deux rubans latéraux servent de plans de masse et sont séparés du signal par des fentes coplanaires. La figure II.2 représente le schéma d'une ligne de transmission coplanaire sur un substrat diélectrique (alumine). 'W' représente la largeur du conducteur central, 'S' la largeur de la fente coplanaire, 'Wg' la largeur des deux plans de masse, 'Hs' l'épaisseur du substrat et 't' l'épaisseur des conducteurs métalliques.



FigureII.2: Schéma d'une ligne coplanaire sur substrat alumine

La ligne de transmission coplanaire présente plusieurs avantages par rapport à la ligne micro-strip. Elle permet de s'affranchir des procédés technologiques face arrière utilisés pour la réalisation des lignes micro-strip et donc de réduire le coût de fabrication. Elle présente aussi une souplesse de conception et de réalisation. Elle montre également une facilité d'intégration avec d'autres circuits sans avoir recours aux vias métalliques grâce à son caractère uniplanaire. De plus, elle facilite la réalisation des circuits complexes comme les filtres et les isolateurs.

Les dimensions de ligne centrale, le gap entre la ligne et les masses, l'épaisseur et la permittivité des substrats diélectriques déterminent le constant diélectrique effectif (ϵ_{eff}), l'impédance caractéristique (Z) et l'atténuation (α) de la ligne. La technique de cartographie conforme suppose que le mode de propagation de l'onde électromagnétique est quasi-TEM. Ce mode de propagation ne correspond pas à un mode TEM. Cependant, un choix judicieux des dimensions de la structure permet de diminuer considérablement les composantes longitudinales des champs électriques et magnétiques E_z et H_z .

II.1.1 Étude du guide d'onde coplanaire (CPW) :

Pour étudier la structure générale d'une ligne CPW (figure II.3), les conducteurs sont supposés avoir une conductivité élevée et les substrats diélectriques une permittivité relative à faible perte. En outre, les matériaux des substrats diélectriques sont considérés comme étant isotropes.

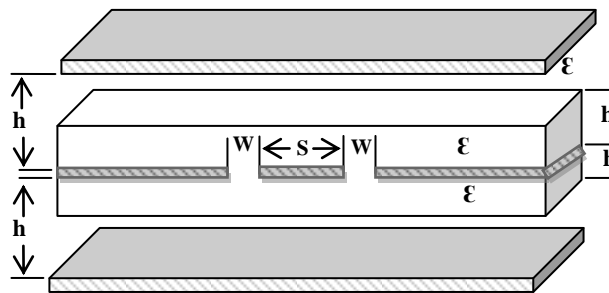


Figure II.3: Guide d'onde coplanaire CPW dans le cas générale

Les expressions de ϵ_{eff} et Z_0 sont déterminées à l'aide de la technique de la cartographie conforme en supposant une épaisseur nulle du conducteur $t = 0$ et des parois magnétiques présentes le long des bords du diélectrique. La structure CPW est alors divisée en plusieurs régions partielles, la capacité par unité de longueur de chaque région partielle est déterminée séparément, et la capacité totale est alors la somme des capacités partielles, on a :

$$C_{\text{cpw}} = C_1 + C_2 + C_{\text{air}} \quad (\text{éqII.1})$$

Dans cette équation, C_1 et C_2 sont les capacités partielles de la ligne CPW avec seulement, respectivement, la partie inférieure ou supérieure de la couche diélectrique (figure II.3(a) et II.3(b)). C_{air} est la capacité partielle du CPW en l'absence de toutes les couches diélectriques (figure II.3(c)) [36].

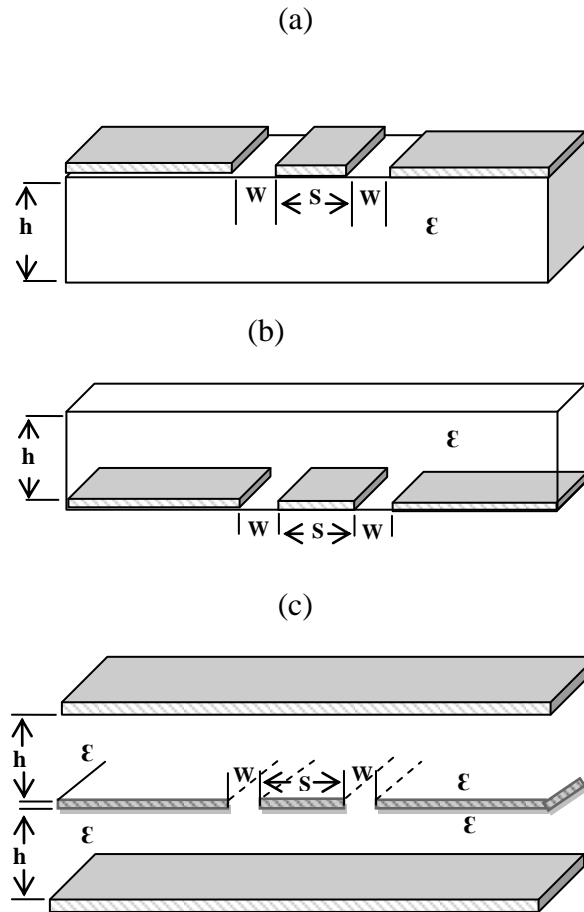


Figure II.3((a) (b) (c)): Configuration des capacités partielles pour une ligne CPW entre deux substrats diélectriques

II.1.1.1 Calcul de C_1 et C_2 : Les capacités C_1 et C_2 de la ligne CPW, avec seulement des régions diélectriques partielles inférieure et supérieure, sont données par [36] :

$$C_{1,2} = 2\epsilon_0(\epsilon_{r1,2} - 1) \frac{K(k_{1,2})}{K(k'_{1,2})} \quad (\text{éqII.2})$$

Où,

$$k_{1,2} = \frac{\sin h\left(\frac{\pi S}{4h_{1,2}}\right)}{\sin h\left(\frac{\pi(S+2W)}{4h_{1,2}}\right)} \quad (\text{éqII.3})$$

$$k'_{1,2} = \sqrt{1 - K_{1,2}^2} \quad (\text{éqII.4})$$

et K est l'intégrale elliptique complète de première espèce.

II.1.1.2 Calcul de C_{air} : La capacité C_{air} de la ligne CPW sans couches diélectriques est donnée par [36] :

$$C_{air} = 2\varepsilon_0 \frac{K(k_3)}{k(k'_3)} + 2\varepsilon_0 \frac{K(k_4)}{K(k'_4)} \quad (\text{éqII.5})$$

Où

$$K_{3,4} = \frac{\tanh\left(\frac{\pi S}{4h_{3,4}}\right)}{\tanh\left(\frac{\pi(S+2W)}{4h_{3,4}}\right)} \text{et } k'_{3,4} = \sqrt{1 - k_{3,4}^2} \quad (\text{éqII.6})$$

II.1.1.3 Détermination des paramètres de CPW, ε_{eff} , v_{PH} et Z_0 :

En remplaçant les équations de C_1 , C_2 et C_{air} dans l'équation de la ligne CPW, nous trouvons l'expression de la capacité totale générale de la ligne coplanaire CPW, soit :

$$C_{CPW} = 2\varepsilon_0(\varepsilon_{r1} - 1) \frac{K(k_1)}{K(k'_1)} + 2\varepsilon_0(\varepsilon_{r2} - 1) \frac{K(k_2)}{K(k'_2)} + \left[\frac{K(k_3)}{K(k'_3)} + \frac{K(k_4)}{K(k'_4)} \right] \quad (\text{éqII.7})$$

La constante diélectrique effective est égale à :

$$\varepsilon_{eff} = \frac{C_{CPW}}{C_{air}} \quad (\text{éqII.8})$$

En remplaçant l'équation II.7 et II.5 dans l'équation II.8, on trouve :

$$\varepsilon_{eff} = 1 + q_1(\varepsilon_{r1} - 1) + q_2(\varepsilon_{r2} - 1) \quad (\text{éqII.9})$$

Où,

$$q_{1,2} = \frac{K(k_{1,2})}{K(k'_{1,2})} \left[\frac{K(k_3)}{K(k'_3)} + \frac{K(k_4)}{K(k'_4)} \right]^{-1} \quad (\text{éqII.10})$$

La vitesse de phase est définie par :

$$V_{PH} = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \quad (\text{éqII.11})$$

Où c est la vitesse de la lumière dans l'espace libre.

L'impédance caractéristique de la ligne CPW est donnée par :

$$Z_0 = \frac{1}{c C_{air} \sqrt{\varepsilon_{eff}}} = \frac{60\pi}{\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \left[\frac{K(k_3)}{K(k'_3)} + \frac{K(k_4)}{K(k'_4)} \right]^{-1} \quad (\text{éqII.12})$$

II.2 Résonateur hyperfréquence :

Il existe plusieurs façons de réaliser des résonateurs en hyperfréquence en utilisant, soit un guide d'onde rectangulaire ou circulaire, une cavité diélectrique, ou une ligne de transmission

(micro ruban ou coplanaire). Cette dernière a fait l'objet de notre étude grâce à quelques avantages qu'elle présente[37].

En effet, un résonateur micro ruban est une ligne à transmission sectionnée. Le micro ruban doit être discontinu pour qu'il y ait réflexion et transmission des ondes à cette interface. Le résonateur proposé pour notre étude possède deux discontinuités. La région entre ces discontinuités est la cavité résonante où des ondes stationnaires s'y forment. La fréquence de résonance, la largeur de la bande passante et la puissance transmise par cette cavité dépendent de la géométrie du composant, mais aussi du type de matériaux utilisés pour fabriquer le composant [38].

II.2.1 Simplification de la structure coplanaire :

Pour la conception du biocapteur hyperfréquences, nous avons choisi la structure la plus simple à concevoir et étudier : il s'agit d'une ligne coplanaire CPW sur un substrat diélectrique connu (alumine) avec une couche métallique, pour la ligne et les masses parallèles, constituée du cuivre (figure II.4). La partie diélectrique supérieure et les plans de masse inférieur et supérieur sont supprimés, donc $\epsilon_{r2} = 1$ et les distances h_3 et h_4 sont infinies (figure II.5).

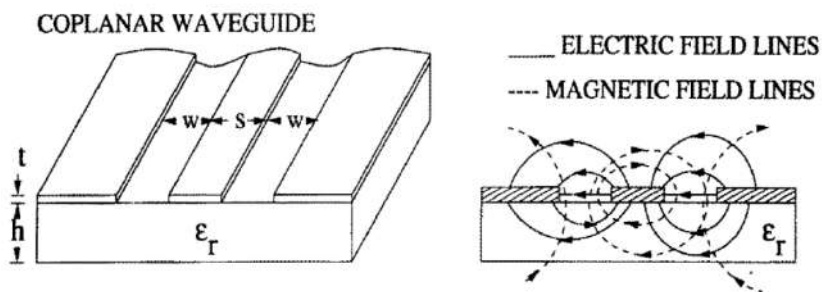


Figure II.4 : Simple ligne de transmission coplanaire CPW et lignes de champ électrique et magnétique se propageant dans la ligne CPW.

L'avantage de cette structure est la facilité de réalisation du circuit en une seule sérigraphie. L'atout majeur de ces lignes est leur comportement en fréquence qui peuvent fonctionner jusqu'à 100 GHz. Cependant, ces lignes présentent un encombrement relativement important et elles sont mal adaptées aux applications multicouches.

La capacité totale pour cette configuration C_{CPW} est alors donnée, en supprimant $C_2 = 0$

$$C_{CPW} = 2\epsilon_0(\epsilon_{r1} - 1) \frac{K(k_1)}{K(k'_1)} + 4\epsilon_0 \frac{K(k_0)}{K(k'_0)} \quad (\text{éqII.13})$$

Où, k_1 et k'_1 sont donnés par l'équation (éqII.3et éq II.4) et $k_0 = k_3 = k_4$ par l'équation(éqII.14) avec h_3 et $h_4 \rightarrow \infty$, soit :

$$k_0 = k_3 = k_4 = \frac{S}{S+2W} \quad (\text{éqII.14})$$

Le constant diélectrique effectif est dans ce cas :

$$\varepsilon_{eff} = 1 + \frac{(\varepsilon_{r1}-1)K(k_1)K(k_0)}{2 K(k'_1)K(k'_0)} \quad (\text{éqII.15})$$

L'impédance caractéristique Z_0 est donnée par :

$$Z_0 = \frac{1}{cC_{air} \sqrt{\varepsilon_{eff}}} = \frac{30\pi}{\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \frac{K(k_0)}{K(k'_0)} \quad (\text{éqII.16})$$

II.2.2 Résonateur demi-longueur d'onde ($\lambda/2$) :

Le circuit résonant à base d'une simple ligne coplanaire avec deux extrémités ouvertes (figure II.5). Le résonateur est sous forme d'un tronçon de ligne dont la longueur correspond à une demi-longueur d'onde guidée. Le résonateur est excité par deux lignes d'accès coplanaires à travers un couplage capacitif (figure II.6). La structure présente une résonance lorsque la fréquence correspond à la demi-longueur d'onde guidée($l = \lambda / 2$).

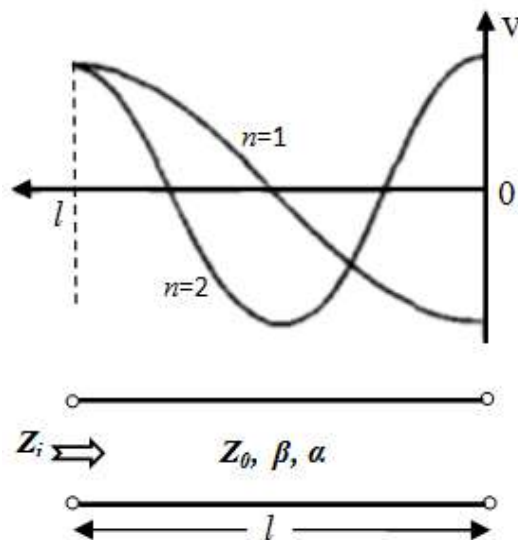


Figure II.5: Ligne de transmission à pertes ($l = \lambda / 2$) à circuit ouvert et répartition de la tension pour $n = 1; 2$.

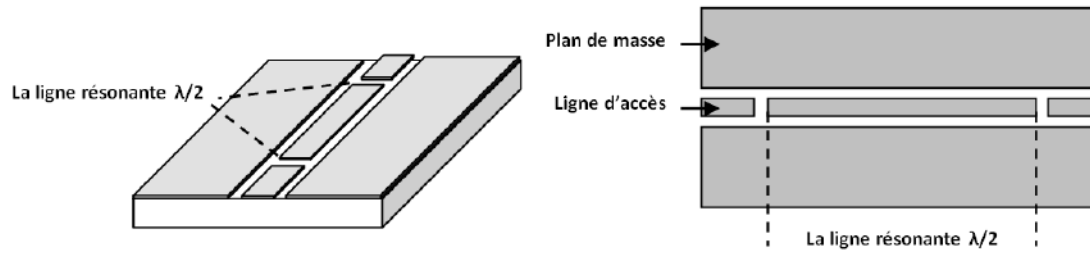


Figure II.6: Résonateur à ligne demi-longueur d'onde guidée.

Ce résonateur se comporte comme un circuit résonant parallèle lorsque sa longueur est égale ou multiple de $\lambda/2$. L'impédance d'entrée d'une ligne à circuit ouvert de la longueur l est donnée par [39]:

$$Z_{in} = Z_0 \coth(\alpha l + j\beta l) = Z_0 \frac{1 + j \tanh(\beta l) \tanh(\alpha l)}{\tanh(\alpha l) \tanh(\beta l)} \quad (\text{éq II.17})$$

Où β est la constante de phase et α est l'atténuation de la ligne.

Pour une longueur de ligne ' l ' fixée, on obtient une résonance si la longueur de la ligne

$$l = \frac{\lambda_g}{2} = \frac{2\pi}{2\beta} = \frac{\pi}{\beta} \text{ donc } \beta l = \pi \quad (\text{éq II.18})$$

Or
$$\beta = k_0 \sqrt{\epsilon_{eff}} = \frac{2\pi}{c} f_0 \sqrt{\epsilon_{eff}} \quad (\text{éq II.19})$$

Avec, c = célérité de la lumière dans le vide

Donc la fréquence de résonance f_0 du premier mode est déterminée par [40]:

$$f_0 = \frac{c}{2l \sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (\text{éq II.20})$$

II.2.3 Facteur de qualité Q_0 des résonateurs

La mesure des paramètres S des résonateurs, notamment des coefficients de transmission S_{12} et S_{21} , permet de déterminer le facteur de qualité du résonateur en charge (Q_L) à la résonance, à partir de la fréquence de résonance et des fréquences qui correspondent au maximum de puissance -3 dB, f_h et f_l , à l'aide de la formule suivante :

$$Q_l = \frac{f_0}{f_h - f_l} \quad (\text{éq II.21})$$

Le facteur Q_L est une combinaison du facteur de qualité du résonateur (Q_0) et les effets externes comme la charge (Q_{cc}) et les rayonnements externes (Q_{rad}):

$$\frac{1}{Q_l} = \frac{1}{Q_0} - \frac{2}{Q_{rad}} - \frac{2}{Q_{cc}} \quad (\text{éq II.22})$$

Les rayonnements externes sont un facteur de perte important dans les substrats épais et à des fréquences élevées. Selon la méthode d'analyse électromagnétique de lignes à micro-ruban de Jackson [41] et Denlinger [42], le facteur Q_{rad} dépasse cependant la valeur 2000 même pour les structures à faible impédance à toutes les fréquences. Cette valeur a un effet négligeable sur Q_0 pour les résonateurs à faible ou haute impédance [43].

Dans ce cas, pour Q_0 , l'expression précédente devient :

$$\frac{1}{Q_0} = \frac{1}{Q_l} - \frac{2}{Q_{cc}} \quad (\text{éq II.23})$$

L'expression des pertes d'insertion (L_A) à travers le résonateur est donnée par la théorie des filtres [44], et relie les deux types de facteur Q_{cc} et Q_l par :

$$L_A = 10 \log \frac{Q_{cc}^2}{4Q_l^2} \quad (\text{éq II.24})$$

Après un simple remplacement, Q_0 devient alors :

$$Q_0 = \frac{Q_l}{1 - 10^{L_A/20}} \quad (\text{éq II.25})$$

II.2.4 Atténuation de la ligne coplanaire (CPW)

En général, le facteur de qualité à vide Q_0 d'une structure résonante coplanaire à faible perte est lié aux trois types de pertes : diélectrique, conducteur et par radiation électromagnétique, et exprimé comme suit [44] :

$$\frac{1}{Q_0} = \frac{1}{Q_d} + \frac{1}{Q_c} + \frac{1}{Q_r} \quad (\text{éq II.26})$$

Où : Q_d est le terme dû aux pertes diélectriques, Q_c le terme dû aux pertes résistives et Q_r le terme dû aux pertes de radiations.

Les formules de ces pertes pour un guide d'onde coplanaire symétrique sont détaillées dans la suite.

II.2.4.1 Pertes résistives: Les pertes dans les conducteurs sont dues à la conductivité finie des métaux constituant les lignes de transmission. Ces pertes dépendent de l'épaisseur, de la

conductivité et des paramètres géométriques de la ligne. L'atténuation due aux pertes résistives α_c peut être calculée par deux techniques analytiques différentes [45].

- Technique de la transformation conforme
- Technique de raccordement asymptotique

II.2.4.2 Pertes par radiations: En plus des pertes résistives et diélectriques, les pertes dues à l'énergie rayonnée dans les lignes coplanaires contribuent sensiblement aux pertes totales.

Ces pertes dépendent fortement de la fréquence et de la géométrie de la structure. Pour les substrats épais, les pertes par rayonnement sont dominantes car la ligne rayonne beaucoup dans le diélectrique. Pour les substrats très minces, les pertes par rayonnement sont négligeables et les pertes résistives sont dominantes [45].

II.2.4.3 Pertes diélectriques : Il y a pertes de diélectrique lorsqu'une partie de l'énergie électrique transmise est absorbée par le substrat diélectrique. Elles dépendent principalement des caractéristiques du substrat telles que la tangente de pertes ($\tan\delta$) et sa permittivité relative (ϵ_r)

$$\alpha_d = \frac{\pi}{\lambda} \frac{\epsilon_r}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} q \tan\delta \text{ (Nepers/mètre)} \quad (\text{éq II.27})$$

$$\epsilon_{eff} = 1 + q(\epsilon_r - 1) \quad (\text{éq II.28})$$

Et q est le facteur de remplissage :

$$q = \frac{1}{2} \times \frac{K(k_1)}{K(k'_1)} \times \frac{K(k'_0)}{K(k_0)} \quad (\text{éq II.29})$$

Les termes $K(k_1)$ et $K(k_0)$ sont les intégrales elliptiques de premier espèce.

III. Biocapteur à base d'un résonateur $\lambda/2$:

Le principe de fonctionnement du biocapteur hyperfréquence que nous avons conçu, base sur la provocation d'une variation de la permittivité effective du milieu en plaçant un échantillon fluide sur la face supérieure de la ligne coplanaire (figure II.7). Par conséquent, la propagation du champ électromagnétique dans la structure est perturbée. La permittivité diélectrique de l'échantillon fluide à tester doit être différente de celle du substrat ou du vide.

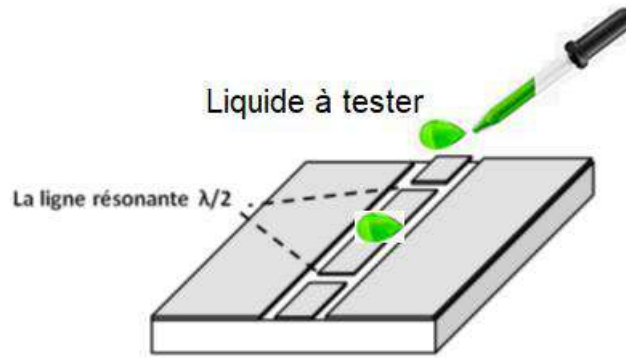


Figure II.7 : Principe du biocapteur hyperfréquence

Les paramètres électriques du résonateur coplanaire, à savoir la fréquence de résonance et le facteur de qualité vont changer certainement avec le dépôt d'un fluide sur le résonateur. Dans le chapitre suivant, nous allons présenter les simulations électromagnétiques, effectuées à l'aide du logiciel HFSS afin de comprendre le fonctionnement du notre biocapteur.

IV. Conclusion :

Le résonateur coplanaire à ligne demi-longueur d'onde ($\lambda/2$) a été choisi pour la conception d'un biocapteur hyperfréquence sensible aux liquides. Nous avons présenté une étude théorique de la ligne coplanaire et ses paramètres. Pour mettre en œuvre la simulation électromagnétique du biocapteur, nous allons travailler avec le logiciel de simulation électromagnétique HFSS. Dans le dernier chapitre, on va essayer de comprendre le mécanisme et le fonctionnement de ce biocapteur.

***Chapitre III. Conception et Simulation du
Biocapteur HF***

I. Introduction :

Dans cette partie, nous allons d'abord concevoir le résonateur à ligne demi-longueur d'onde à l'aide du logiciel HFSS. Les paramètres « S » de la structure résonante seule sont montrés dans un premier lieu. Ensuite, nous allons déposer le matériau sous test (liquide), avec une permittivité diélectrique variable, sur le résonateur.

II. Présentation du logiciel HFSS:

La simulation électromagnétique a été réalisée sous Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator). Il s'agit d'un outil simulation standard pour une simulation électromagnétique en trois dimensions. Il fournit les champs électriques E et magnétiques H, les courants et les paramètres S. C'est un outil de conception d'ingénierie où les utilisateurs n'ont qu'à préciser la géométrie, les propriétés des matériaux et les paramètres de sortie désirés (figure III.1). HFSS générera automatiquement une réponse appropriée, maillage efficace et précis pour résoudre le problème en utilisant la méthode des éléments finis. La précision, la capacité et la performance de HFSS assurent la conception des composants opérant à des hautes fréquences telles que les antennes, composants radiofréquences...etc[46].

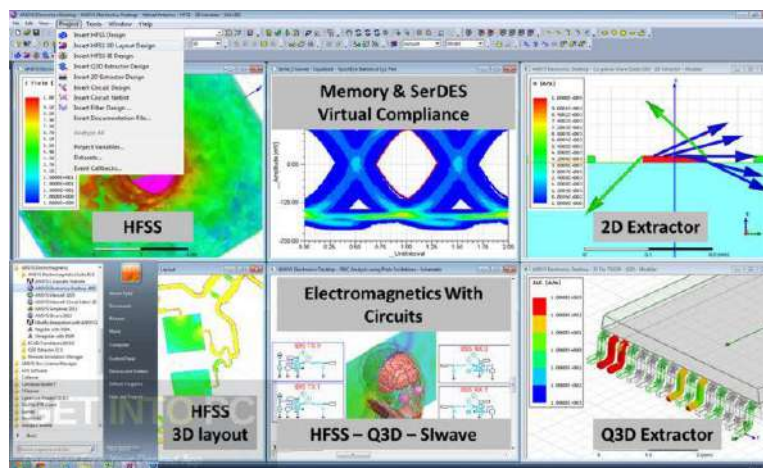


Figure III.1. Logiciel de simulation Ansoft HFSS

III. Conception 3D du biocapteur

Nous avons choisi la fréquence de résonance $f_0=06$ GHz qui dépend des dimensions de la structure résonante (longueur de la ligne). A cette fréquence, les dimensions des circuits

hyperfréquences sont de quelques millimètres. Puis, nous avons fait le choix de la nature des matériaux de réalisation du biocapteur hyperfréquence.

III.1 Choix des matériaux de réalisation :

Le capteur est constitué de quatre parties :

- **Le substrat diélectrique** : est en Alumine (Al_2O_3 céramique). Ce matériau présente de faibles pertes radio fréquence. Il possède une permittivité électrique de $\epsilon_r=9,8$. L'alumine est résistant aux chocs thermiques, résistant aux bains d'acide et peut être envisagé pour des applications sous hautes températures. De plus, le procédé de micro usinage de ce verre est bien maîtrisé. L'épaisseur du substrat en Alumine est fixée par les plaquettes qui sont fournies dans le commerce 635 μm . Ce matériau est le candidat idéal pour servir de support au circuit résonant hyperfréquences.
- **Le circuit résonant hyperfréquences** : est déposé sur le substrat diélectrique. Le matériau conducteur idéal pour la réalisation demeure l'or compte tenu de sa forte conductivité électrique qui tend à minimiser l'effet de l'épaisseur de peau. Ce conducteur est caractérisé aussi par son excellence tenue aux bains chimiques les plus violents dans les procédés de fabrication microélectronique. Dans ce projet, nous n'arrivons pas à l'étape de fabrication. Notre choix se pose donc sur le cuivre (Cu). Ce métal présente de plus haute conductivité électrique.
- **Le liquide sous test** : C'est le matériau, qu'on souhaite caractériser, de nature liquide. Il sera déposé (ou versé) directement sur circuit résonant hyperfréquence par un seringue ou un autre outil.

III.2 Dimensionnement du circuit résonant :

Nous devons définir les dimensions du résonateur coplanaire, en particulier la largeur (W), la longueur de la ligne résonante (L) et la distance entre la ligne et le plan du masse (la fente G). Il faut prendre en considération le fait que, pour des raisons technologiques, la distance minimale entre deux lignes doit être supérieure à 10 μm . Une autre contrainte réside dans le fait que la distance entre la ligne centrale et les deux plans de masse doit être suffisante pour correspondre à l'écartement des sondes de mesure radiofréquence (figure III.2), une distance maximale de 150 μm sépare les deux pointes externes.

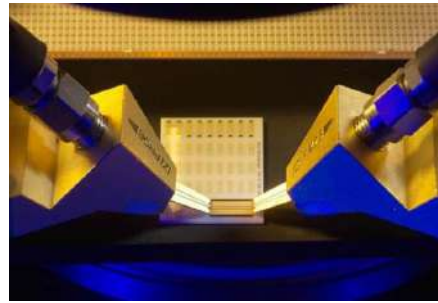


Figure III.2: Pointe/Sonde de mesure radiofréquences

Pour calculer les dimensions de ces lignes, la démarche consiste à déterminer dans un premier lieu l'impédance caractéristique relative à chaque ligne. Ensuite, ayant les propriétés électriques des matériaux qui composent la cellule de mesure, on détermine les propriétés géométriques des lignes.

Les dimensions des lignes doivent être accordées de manière à avoir 50Ω . Dans ce cas, on minimise les réflexions et on assure une bonne adaptation de la structure. Pour le calcul des dimensions des lignes coplanaires (figure III.3), on utilise le module *Linecalc* du logiciel *ADS*.

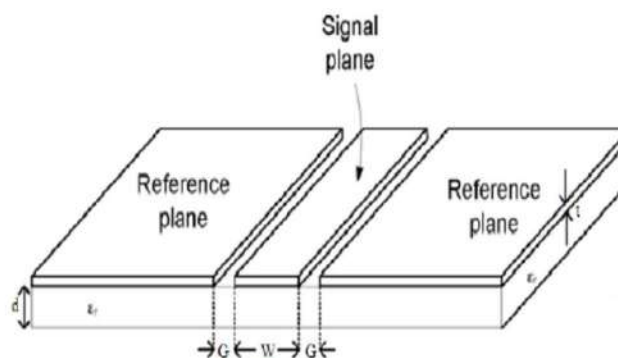


Figure III.3. Dimensions d'un guide d'onde coplaire

On introduit les paramètres qu'on a fixés auparavant (permittivité de substrat diélectrique, épaisseur, ... etc) et pour 50Ω , on trouve les valeurs sur le tableau suivant (Tab II. 3) :

Impédance caractéristique Z_0	50Ω
Largeur de la ligne résonante W	$330\mu\text{m}$
La fente G	$146\mu\text{m}$
Longueur de la ligne résonante l ($f_0=6\text{ GHz}$)	10.6 mm

Tableau II.2 : Dimensions de résonateur coplaire à ligne demi longueur d'onde ($\lambda/2$).

Dans la plateforme de conception 3D du logiciel HFSS, nous avons réalisé, dans un premier temps, le résonateur coplanaire à ligne demi longueur d'onde avec les dimensions calculés (figure III.4).

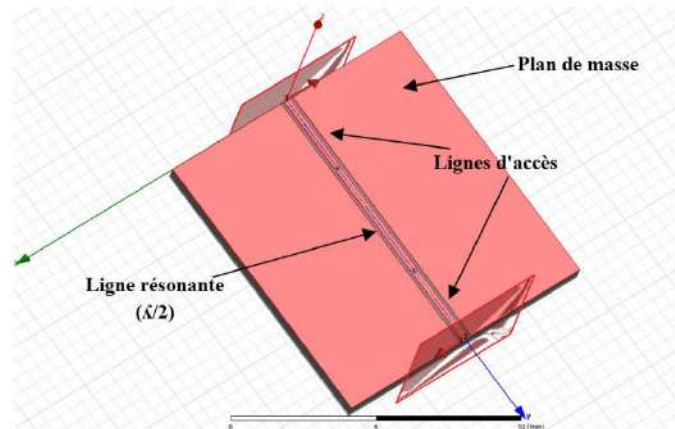


Figure III.4: Résonateur à ligne demi longueur d'onde à vide (sans dépôt de liquide)

IV. Résultats de simulation :

Dans un premier lieu, nous avons lancé une simulation pour vérifier le bon fonctionnement du résonateur. Les résultats de la simulation (figure III.5) montrent que la structure résonne à la fréquence $f_0=6.06$ GHz avec une perte d'insertion de -9 dB.

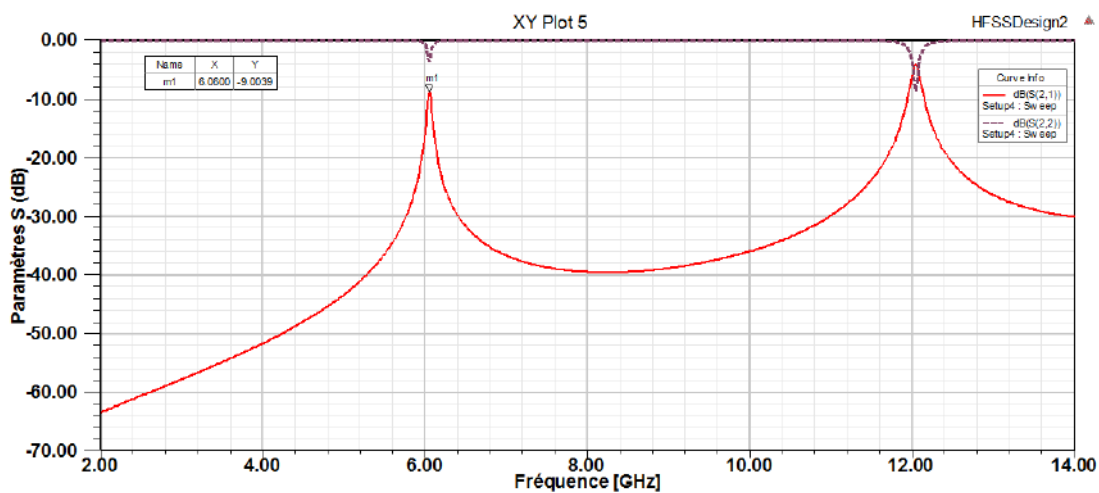


Figure III.5: Coefficient de transmission S_{21} et le coefficient de réflexion S_{22} de résonateur à ligne demi-longueur d'onde ($\lambda_g/2$), pour $f_0=6$ GHz.

Ensuite, nous avons rajouté le matériau à caractériser, qui censé être un liquide déposé directement sur la structure. Donc, le liquide va remplir les fentes entre la ligne et les plans de masse. La figure III.6 montre la forme géométrique du liquide conçu sous HFSS.

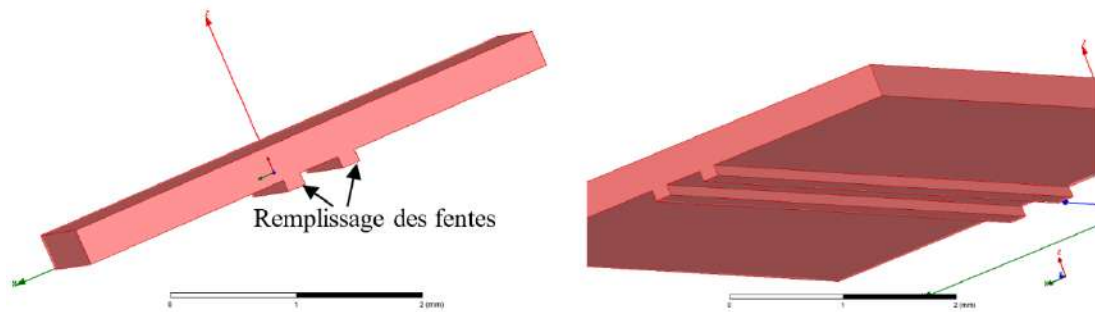


Figure III.6: Forme géométrique du matériau sous test (liquide)

La figure III.7 présente le premier prototype du biocapteur à transduction électromagnétique réalisésous le logiciel HFSS.

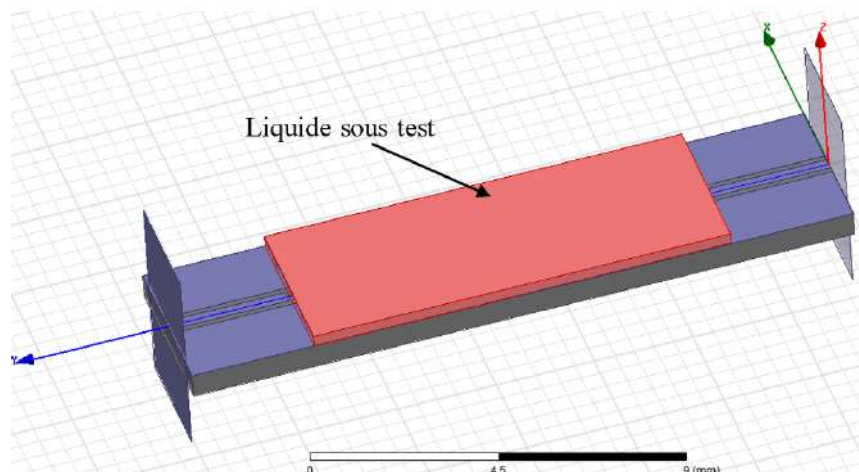


Figure III.7 : Biocapteur à transduction électromagnétique.

Le principe de fonctionnement de ce biocapteur est fondé sur la variation des paramètres électriques (coefficients de transmission, coefficients de réflexion de résonateur ou la fréquence de résonance) par le changement de propriétés diélectrique du liquide notamment la permittivité diélectrique (figure III.8).

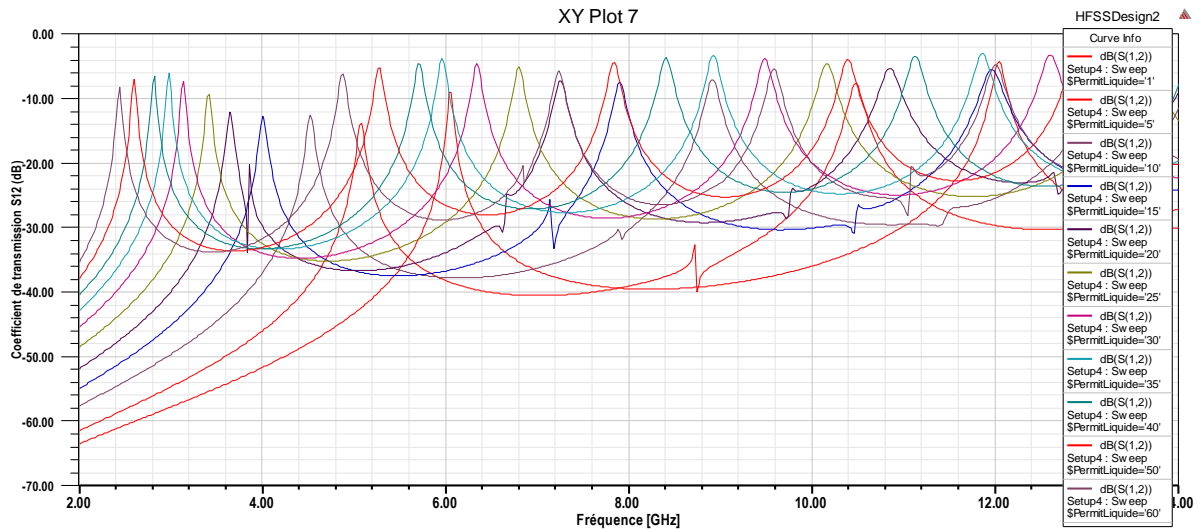


Figure III.8: Réponse (S_{12}) du biocapteur hyperfréquence en fonction de la permittivité diélectrique du liquide appliqué.

Nous avons remarqué une variation du pic de résonance lorsqu'on change la permittivité diélectrique du liquide appliqué pour les valeurs : $\epsilon_r = 1, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50$ et 60 . Ces valeurs de ϵ_r sont choisies au hasard, mais certaines valeurs correspondent ou sont proches de celles de certains produits comme : Air = 1, Huile = 2.2, Araldite = 4, Amoniaque = 15 - 25, Acétone = 20, Alcool = 24, Ethylène glycol = 38.

La figure III.8 obtenue avec HFSS ne permet pas de comprendre la réponse du biocapteur. Donc, nous devons tracer seulement le premier pic de résonance pour chaque cas (chaque valeur de ϵ_r) comme illustré dans la figure III.9.

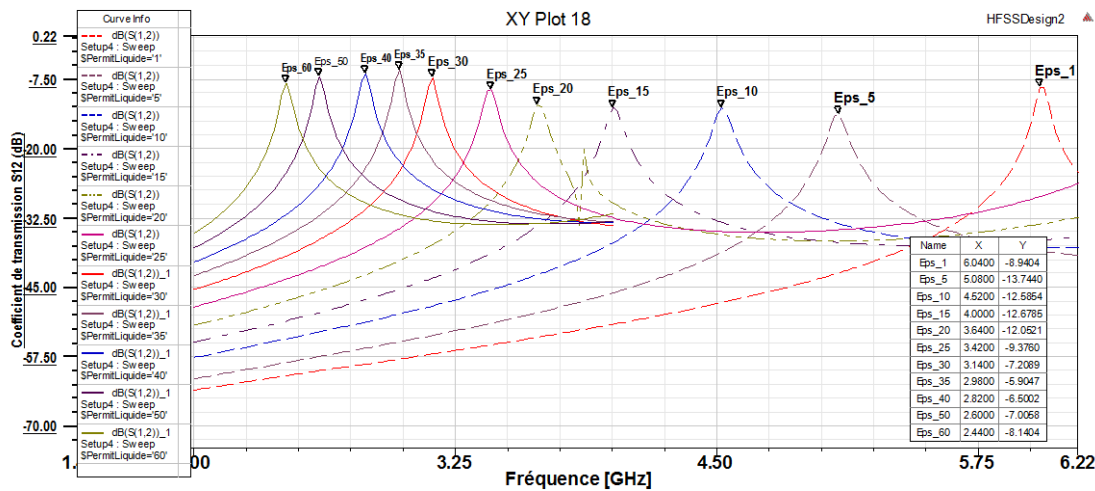


Figure III.9 : Réponse (1^{er} pic de résonance) du biocapteur hyperfréquence en fonction de la permittivité diélectrique ϵ_r du liquide appliqué.

Le décalage de la fréquence de résonance en fonction de la permittivité diélectrique du liquide sous test est clair. L'augmentation de la permittivité fait baisser la fréquence de résonance du

biocapteur à cause de l'augmentation de la permittivité effective de la structure globale, suivant la relation (mm) du chapitre II. La figure III.10 montre l'évolution de la fréquence de résonance du biocapteur en fonction de la permittivité diélectrique ϵ_r du liquide appliqué.

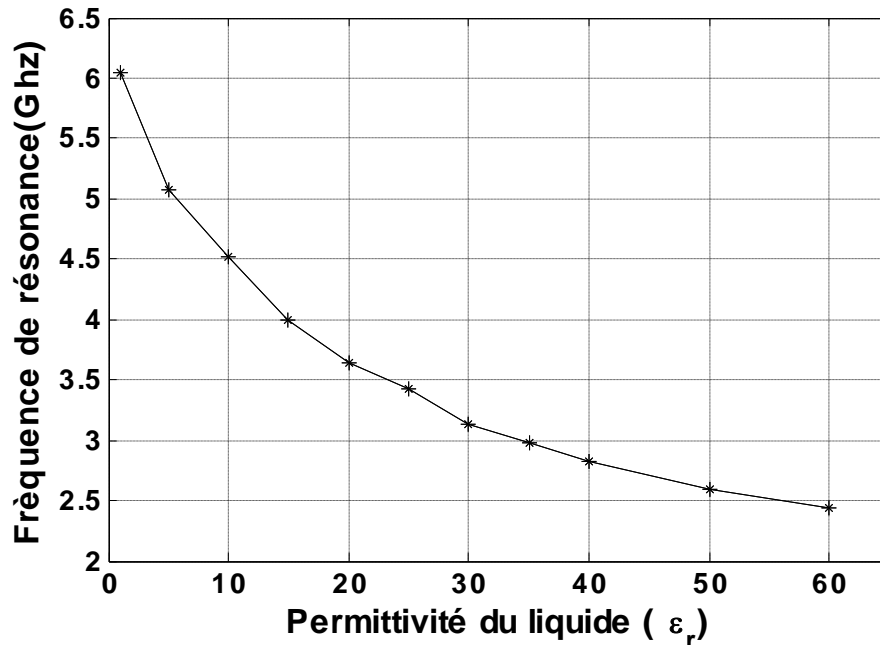


Figure III.10: Evolution de la fréquence de résonance du biocapteur en fonction de la permittivité diélectrique ϵ_r du liquide appliqué.

La perspective de ce travail est de pouvoir mesurer la concentration de certains liquides avec ce biocapteur. Par exemple, on essaye l'extraction du taux de glucose dans le plasma sanguin (la glycémie) de la fréquence de résonance du biocapteur. Cette étape nécessite une étude plus poussée.

V. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons vu les étapes de conception du résonateur à ligne demi-longueur d'onde à l'aide du logiciel HFSS. Ensuite, nous avons modélisé le liquide sous test par un matériau diélectrique avec un constant diélectrique variable.

La simulation a montré une variation du pic de résonance lorsqu'on change la permittivité diélectrique du liquide appliqué.

Une augmentation de la permittivité provoque une baisse de la fréquence de résonance du biocapteur à cause de l'augmentation de la permittivité effective de la structure globale.

La perspective de ce travail est de pouvoir mesurer la concentration de certains liquides avec ce biocapteur qui nécessite une étude plus détaillée.

Conclusion général

Conclusion générale

Le travail de recherche présenté concerne l'étude de faisabilité d'un micro biocapteur à base d'un circuit hyperfréquences. Ce biocapteur serait capable de mesurer la concentration de certains éléments biologiques ou chimiques dans une solution aqueuse, en passant par la mesure de la permittivité diélectrique de ce dernier. Pour ce faire, nous avons choisi le résonateur coplanaire à ligne demi-longueur d'onde comme candidat. Ce manuscrit est organisé en trois chapitres.

Ce chapitre a été consacré à la présentation de l'état de l'art des différents biocapteurs développés pour caractériser des matériaux diélectriques essentiellement des liquides. Les différents modes de transduction utilisés dans le domaine des biocapteurs ont été également présentés. Le mode de transduction électromagnétique est le mode que nous avons utilisé dans cette étude.

Dans le deuxième chapitre, nous avons conçu le biocapteur microonde sensible aux liquides avec un résonateur coplanaire à ligne demi-longueur d'onde ($\lambda/2$). D'abord, nous avons présenté une étude théorique de la ligne coplanaire et ses paramètres. Puis la mise en œuvre de la simulation électromagnétique du biocapteur à l'aide du logiciel de simulation électromagnétique HFSS. Le principe de fonctionnement du biocapteur hyperfréquence que nous avons conçu, base sur la provocation d'une variation de la permittivité effective du milieu en plaçant un échantillon fluide sur la face supérieure de la ligne coplanaire. Par conséquent, la propagation du champ électromagnétique dans la structure est perturbée. La permittivité diélectrique de l'échantillon fluide à tester doit être différente de celle du substrat ou du vide.

Dans le dernier chapitre, nous avons étudié le fonctionnement du biocapteur sous HFSS en ajoutant le liquide sous test sur le résonateur, qui a été modélisé par un matériau diélectrique avec un constant diélectrique variable. La simulation a montré une variation du pic de résonance lorsqu'on change la permittivité diélectrique du liquide appliqué.

Une augmentation de la permittivité provoque une baisse de la fréquence de résonance du biocapteur à cause de l'augmentation de la permittivité effective de la structure globale.

La perspective de ce travail est de pouvoir utiliser ce type de biocapteur pour mesurer la concentration de certains éléments biologique ou chimiques dans des solutions aqueuses.

Références

- [1] Helali, S., "Conception et réalisation de matériaux biofonctionnels pour des dispositifs capteurs impedimétriques". Thèse de doctorat de L'école Centrale de Lyon, 2005.
- [2] Georges Asch, "Les capteurs en instrumentation industrielle", Dunod; Édition : 7e édition, décembre 2010.
- [3] Valérie Duplan, " Conception d'un biocapteur basé sur la photoluminescence du GaAs pour la détection de micro-organismes" Mémoire de maîtrise, Spécialité : Nano-biotechnologies, Université Sherbrooke (Québec), Canada, Janvier 2011.
- [4]Nadia El Alami El Hassani. Conception et Réalisation de Capteurs et de Biocapteurs électrochimiques à Base de Nanomatériaux pour le Contrôle de la Qualité en Agroalimentaire et pour l'Analyse Biomédicale. Chimie analytique. Université de Lyon ; Université Moulay Ismaïl (Meknès, Maroc). Faculté des sciences, 2018.
- [5] J. Lu, D. Spasic, F. Delport, T. Van Stappen, I. Detrez, D. Daems, S. Vermeire, A. Gils, Lammertyn, Immunoassay for detection of infliximab in whole blood using a fiber-optic surface plasmon resonance biosensor, *Anal. Chem.* 89 (2017) 3664–3671.
- [6]M. Mutlu, *Biosensors in food processing, safety, and quality control*, CRC Press, 2016.
- [7] S. Casadio, J.W. et al., Development of a novel flexible polymerbased biosensor platform for the thermal detection of noradrenaline in aqueous solutions, *Chem. Eng. J.* 315 (2017) 459–468.
- [8] A. Shons, F. Dorman, J. Najarian, An immunospecific microbalance, *J. Biomed. Mater. Res.* 6 (1972) 565–570.
- [9] L. Su, C.-C. Fong, P.-Y. Cheung, M. Yang, Development of novel piezoelectric biosensor using PZT ceramic resonator for detection of cancer markers, *Biosens. Biodetection*, Humana Press, New York, NY, 2017: pp. 277–291.
- [10] A. Folch, *Introduction to bioMEMS*, CRC Press, 2016.
- [11] N.E.A.E. Hassani et al, Novel strategy for sulfapyridine detection using a fully integrated electrochemical Bio-MEMS: Application to honey analysis, *Biosens. Bioelectron.* 93 (2017) 282–288.
- [12] Mouna MARRAKCH I, « Développement et optimisation de biocapteurs à base de biomolécules et de micro-organismes sur microélectrodes interdigitées », These de doctorat, Ecole centrale de Lyon, Décembre 2006.

- [13] Thévenot D.R., Toth K., Durst R.A., Wilson G.S., Electrochemical biosensors: Recommended definitions and classification, *Biosensors and Bioelectronics*, 16:121-131. 2001.
- [14] Minh C.T., *Les biocapteurs : principes, construction et applications*, Masson. 1991.
- [15] Burgot, Jean-Louis. *Méthodes électrochimiques d'analyse*. Paris : Lavoisier, 2012.
- [16] Marc, Debliquy. *Capteurs chimiques*. Techniques de l'ingénieur, 2010, R420.
- [17] Claire Soum, *Conception, synthèse et évaluation de nouveaux édifices supramoléculaires : dosages et diagnostics pour l'angiogenèse tumorale*, Thèse de doctorat, Université de Bordeaux, Décembre 2014.
- [18] H. Imen, *Etudes physico-chimique de capteurs à base de nanomatériaux pour des applications biomédicales*, Thèse d'Université, Université Claude Bernard Lyon, 2009.
- [19]. D.K. Gosser, *Cyclic voltammetry: simulation and analysis of reaction mechanisms*, VCH, 1993.
- [20] M. Zhadobov et al. , "Complex permittivity of representative biological solutions in the 2 – 67 GHz range" *Bio-electromagnetics*, vol. 33, pp.346-355, 2012.
- [21] Thomas Chretiennot " Biocapteurs hyperfréquences résonants pour l'analyse non-invasive de liquides biologiques", doctorat de l'université de Toulouse, vendredi 20 septembre 2013.
- [22] R. Zajicek, T. Smejkal, L. Opplet J. Vrba "Waveguide probes for complex permittivity measurement" 14th Conference on Microwave Techniques, 2008.
- [23] National Physical Laboratory "A guide to characterisation of dielectric materials at RF and microwave frequencies", Londres, 2003.
- [24] A. Toropainen, P. Vainikainen et A. Drossos "Method for accurate measurement of complex permittivity of tissue equivalent liquids" *Electronic Letters*, vol. 36, n°1, pp.32-34, janvier 2000.
- [25] S.S. Stuchly et C.E. Bassey "Microwave coplanar sensors for dielectric measurements" *Measurement Science Technology*, vol. 9, pp.1324-1329, 1998.
- [26] T. Chen, D. Dubuc, M. Poupot, J.J. Fournié et K. Grenier "Accurate nanoliter liquid characterization up to 40 GHz for biomedical applications: toward noninvasive living cells monitoring" *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 60, n° 12, pp.4171-4177, décembre 2012.
- [27] H. Kawabata et Y. Kobayashi "Accurate measurements of complex permittivity of liquid based on a TM₀₁₀ mode cylindrical cavity method" *European Microwave Conference*, 2005.

- [28] A.K. Verma, N. Nasimuddin et A.S. Omar "Microstrip resonator sensors for determination of complex permittivity of materials in sheet, liquid and paste forms" IEEE Proceedings – Microwave Antennas and Propagation, vol. 152, n°1, février 2005
- [29] W. Withayachumnankul, K. Jaruwongrungrsee, A. Tuantranont, C. Fumeaux et D. Abbott "Metamaterial-based microfluidic sensor for dielectric characterization" Sensors And Actuators, vol. 189, pp.233-237, 2013
- [30] Thomas Chretiennot, David Dubuc, Katia Grenier, " Bio-capteur hyperfréquence miniature pour l'analyse non-invasive de solution aqueuse de glucose", 18èmes Journées Nationales Microondes, 15-16-17 Mai 2013 - Paris
- [31] Thomas Chretiennot " Biocapteurs hyperfréquences résonants pour l'analyse non-invasive de liquides biologiques", Thèse de doctorat de l'université de Toulouse, Septembre 2013.
- [32] T. Chen, Développement de biocapteurs hyperfréquences microfluidiques pour la spectroscopie diélectrique non-invasive de la cellule unique : applications en cancérologie, Manuscrit de thèse, Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2012.
- [33] Faris Boukchiche. Etude de structures coplanaires à métamatériaux et à couche magnétique. Autre. Université Jean Monnet - Saint-Etienne; Université Mentouri (Constantine, Algérie), 2010. Français. (NNT : 2010STET4004). (tel-00674402)
- [34] K.C. Gupta, R. Garg, I. Bahlet P. Bhartia "Microstrip lines and slotlines", second edition 1996 ARTECH HOUSE.
- [35] C. P. Wen, "Coplanar waveguide: a surface strip transmission line suitable for non reciprocal gyromagnetic device application". IEEE Trans. Microwave Theory Tech.17, pp 1087-1090, 1969.
- [36] A. BÉRIALA, N. BELLAHCEN, « Etude et conception d'un résonateur en anneau pour la réalisation d'un micro-capteur de pression » Mémoire de master, Université de Ouargla, Juin 2019.
- [37] Z. ARAR et M-K. SELAMI" Etude et conception d'un micro-capteur de pression à base d'un résonateur à ligne demi longueur d'onde ($\lambda/2$)", Mémoire master, Université de Ouargla, Juin 2019.
- [38] Stéphane Savard" Fabrication et étude de composants micro-ondes planaires supraconducteurs" Sherbrooke, Québec, Canada, janvier 2004.

- [39] B. Benarabi, F. Kahlouche, B. Bayard, A. Chavanne, J. Sautel, "Microwave characterization of electrical conductivity of composite conductors by half-wavelength coplanar resonator", *Progress In Electromagnetics Research Letters*, Vol. 60, 73–80, 2016.
- [40] M.M. JATLAOUI, "Capteurs Passifs à Transduction Electromagnétique Pour la Mesure Sans Fil de La Pression". Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Toulouse, Avril 2009.
- [41] R. W. Jackson. Full wave, finite element analysis of irregular microstrip discontinuities. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 37 :81–89, Jan 1989.
- [42] E. J. Denlinger. Losses of microstrip lines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 28(6) :513–521, June 1980.
- [43] H. Tanaka and F. Okada. Precise measurements of dissipation factor in microwave printed circuit boards. *Electromagnetic Measurements CPEM 88*, pages 266–267, June 1988.
- [44] Bilal Benarabi, Bernard Bayard, Faouzi Kahlouche, Anthony Chavanne, Jeremy Sautel, et al. Asymmetric Coplanar Ring Resonator (ACPW) for Microwave Characterization of Silver Composite Conductors. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2017, 65 (6), pp.2139-2144.
- [45] Bilal Benarabi. Modélisation et caractérisation de nouveaux conducteurs pour la connectique hyperfréquence. *Optique / photonique*. Université de Lyon, 2016. Français. (NNT : 2016LYSES001). (tel-01762150).
- [46] Taline Boyajian. Etude et réalisation d'un circulateur hyperfréquence à nano particules magnétiques orientées dans la bande 40-60GHz. *Electromagnétisme*. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2011. French. (tel-00670799v1).

Résumé :

Ce manuscrit présente l'étude de faisabilité d'un micro biocapteur à base d'un circuit hyperfréquences. Ce biocapteur serait capable de mesurer la concentration de certains éléments biologiques ou chimiques dans une solution aqueuse, en passant par la mesure de la permittivité diélectrique de ce dernier. Pour ce faire, nous avons choisi le résonateur coplanaire à ligne demi-longueur d'onde comme candidat. La simulation a montré une variation du pic de résonance lorsqu'on change la permittivité diélectrique du liquide appliqué. Une augmentation de la permittivité provoque une baisse de la fréquence de résonance du biocapteur à cause de l'augmentation de la permittivité effective de la structure globale.

Les mots clé : Micro Biocapteur hyperfréquence, Faisabilité, HFSS, Résonateur hyperfréquence

ملخص:

نقدم من خلال هذا العمل دراسة لجهاز استشعار دقيق يعتمد على دائرة ميكروويف. سيكون هذا المستشعر الحيوي قادرًا على قياس تركيز عناصر بيولوجية أو كيميائية معينة في محلول مائي، من خلال قياس سماحية العزل الكهربائي لهذا الأخير. للقيام بذلك، اخترنا مرنان متحد المستوى خطي طوله نصف الموجة. أظهرت المحاكاة تغييرًا في ذروة الرنين عند تغيير سماحية العزل الكهربائي للسائل المطبق. تؤدي الزيادة في السماحية إلى انخفاض في تردد الرنين لجهاز الاستشعار البيولوجي بسبب زيادة السماحية الفعالة للهيكل العام.

الكلمات الرئيسية: جهاز استشعار ميكروويف ميكروويف ، جدوى ، HFSS ، مرنان ميكروويف

Abstract:

This manuscript presents the feasibility study of a micro-biosensor based on a microwave circuit. This biosensor would be able of measuring the concentration of certain biological or chemical elements in an aqueous solution, through the measurement of the dielectric permittivity of the latter. To do this, we have chosen the half-wavelength line coplanar resonator. The resonance peak shift when changing the dielectric permittivity of the applied liquid was observed in the simulation. An increase in permittivity causes a decrease in the resonant frequency of the biosensor due to the increase in the effective permittivity of the overall structure.

The key words: Micro microwave biosensor, Feasibility, HFSS, Microwave resonator