

# VALIDATION DE NOTRE SYSTEME

Afin de démontrer la fiabilité de notre impédancemètre miniaturisé, nous avons effectué trois types de tests que nous exposons ci-dessous.

## I - Test de l'Ohmmètre

Pour ce premier test, nous avons cherché à quantifier l'impédance de diverses résistances. Les résistances possèdent une impédance strictement réelle. Ainsi, leur module est constant quelle que soit la fréquence, égal à leur valeur de résistance, et leur phase est nulle.



Fig 1.1 Résistance étudiée

Il est alors possible de comparer la valeur renvoyée par le système en la comparant au code couleur indiqué sur la résistance.

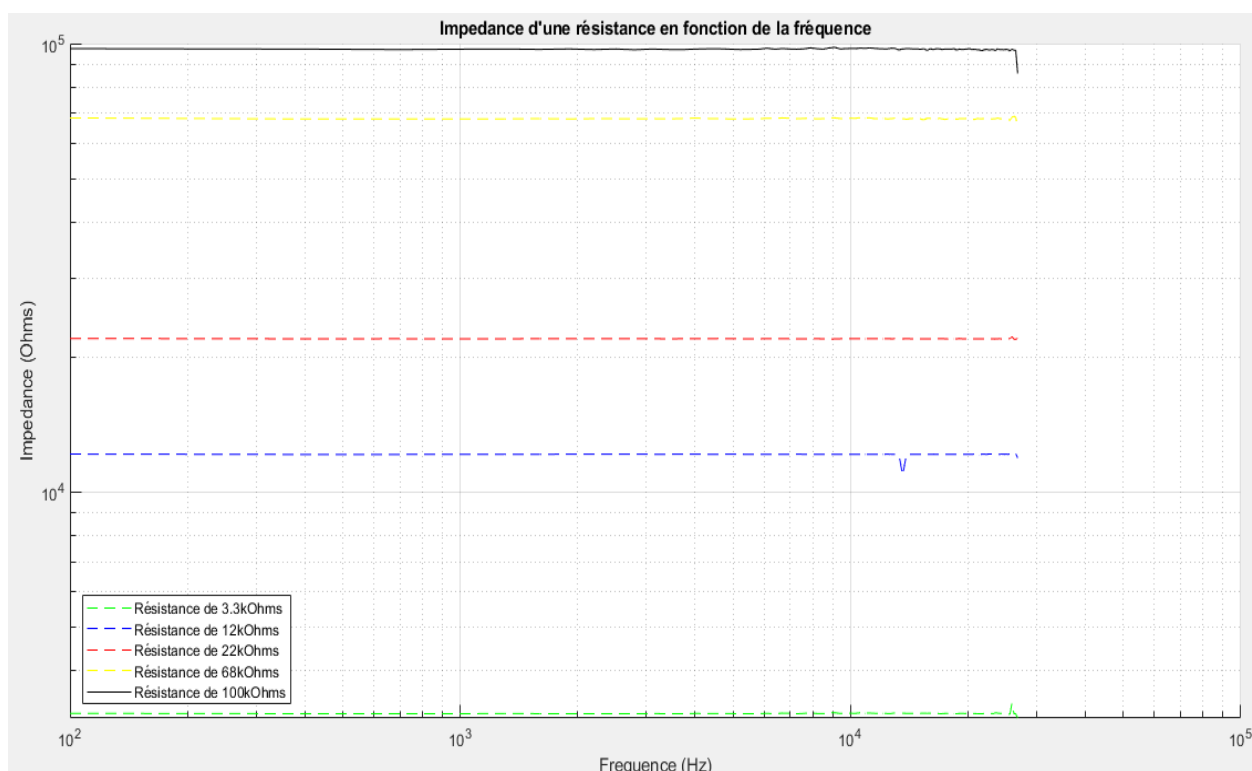


Fig 1.2 Module de la résistance

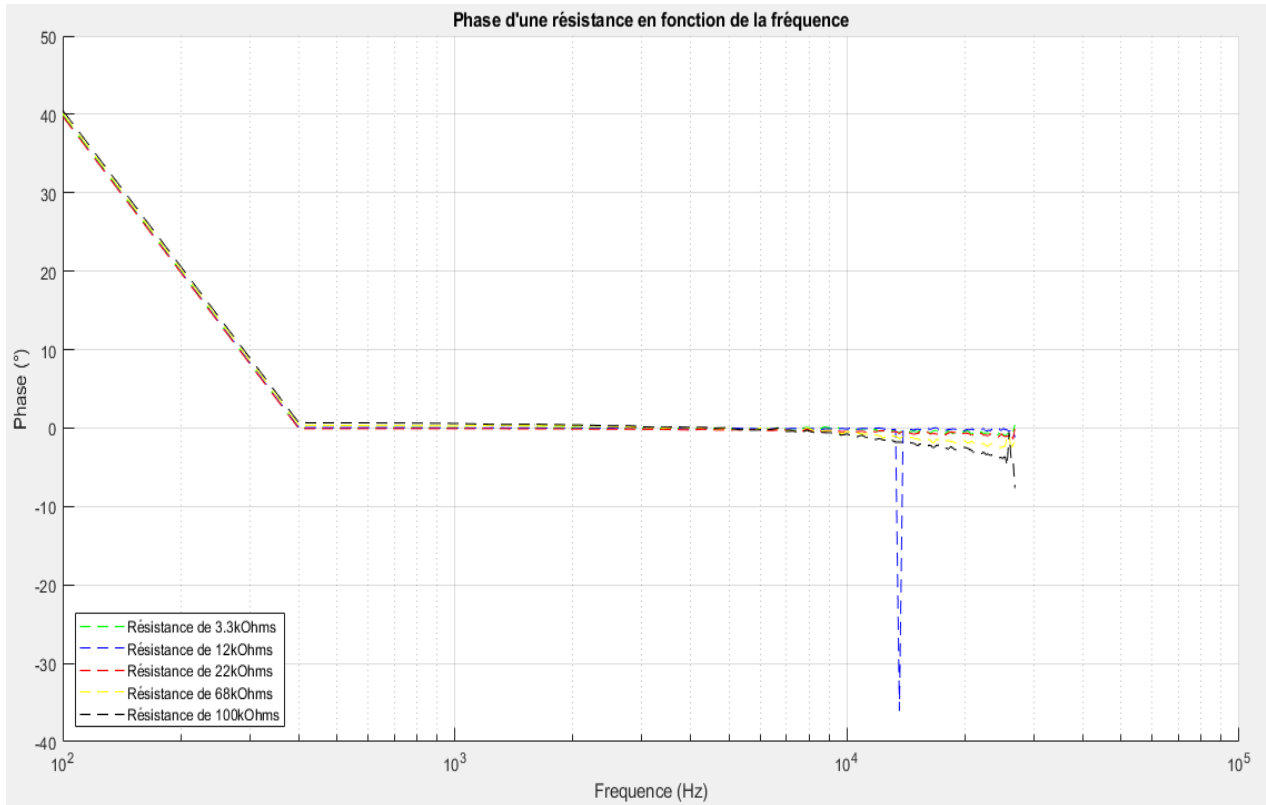


Fig 1.3 Phase de la résistance

Sur les courbes ci-dessus, nous pouvons observer que les résultats obtenus sont très proches des valeurs affichées par le code couleur des résistances. Les résistances utilisées sont en céramique avec une précision à 5%. L'erreur lors de la prise de mesure de la résistance de 12k $\Omega$  à 13.8 kHz s'explique par la présence de bruit.

## II - Test sur un circuit RRC

Lors de ce test, nous avons cherché à calculer l'impédance d'un circuit RRC en parallèle dont  $R_1$  est égale à  $100 \Omega$ ,  $R_2$  est égale à  $10 \text{ k}\Omega$  et  $C$  est égale à  $3.3 \text{ nF}$ . Nous soumettons ce circuit à un signal sinusoïdal variant de  $100 \text{ Hz}$  à  $25,6 \text{ kHz}$ , plage optimale de fonctionnement de notre système.

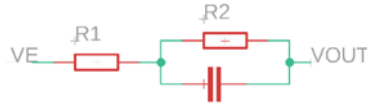


Fig 2.1 Modèle de Fricke – Circuit RRC

Ce circuit correspond au modèle de *Fricke*, qui modélise l'impédance théorique du tissu cellulaire. L'impédance de ce dernier est très faible. L'objectif est donc de savoir si notre système est capable de quantifier de petites impédances proches de celle d'une cellule.

La mise en équation du circuit RRC nous donne :

$$Z_{RRC} = R_1 + \frac{1}{\frac{1}{R_2} + Cp} = R_1 + \frac{R_2}{1 + R_2 Cp} = \frac{R_1 + R_2 + R_1 R_2 Cp}{1 + R_2 Cp} \Rightarrow Z_{RRC} = \frac{R_1 + R_2 + R_1 R_2 Cj\omega}{1 + R_2 Cj\omega}$$

Module et phase de l'impédance :

$$\left\{ \begin{array}{l} |Z_{RRC}| = \sqrt{\frac{(R_1 + R_2)^2 + (R_1 R_2 C\omega)^2}{1 + (R_2 C\omega)^2}} \\ Arg(Z_{RRC}) = \arctan\left(\frac{R_2 R_1 \omega}{R_1 + R_2}\right) - \arctan(R_2 C\omega) \end{array} \right.$$

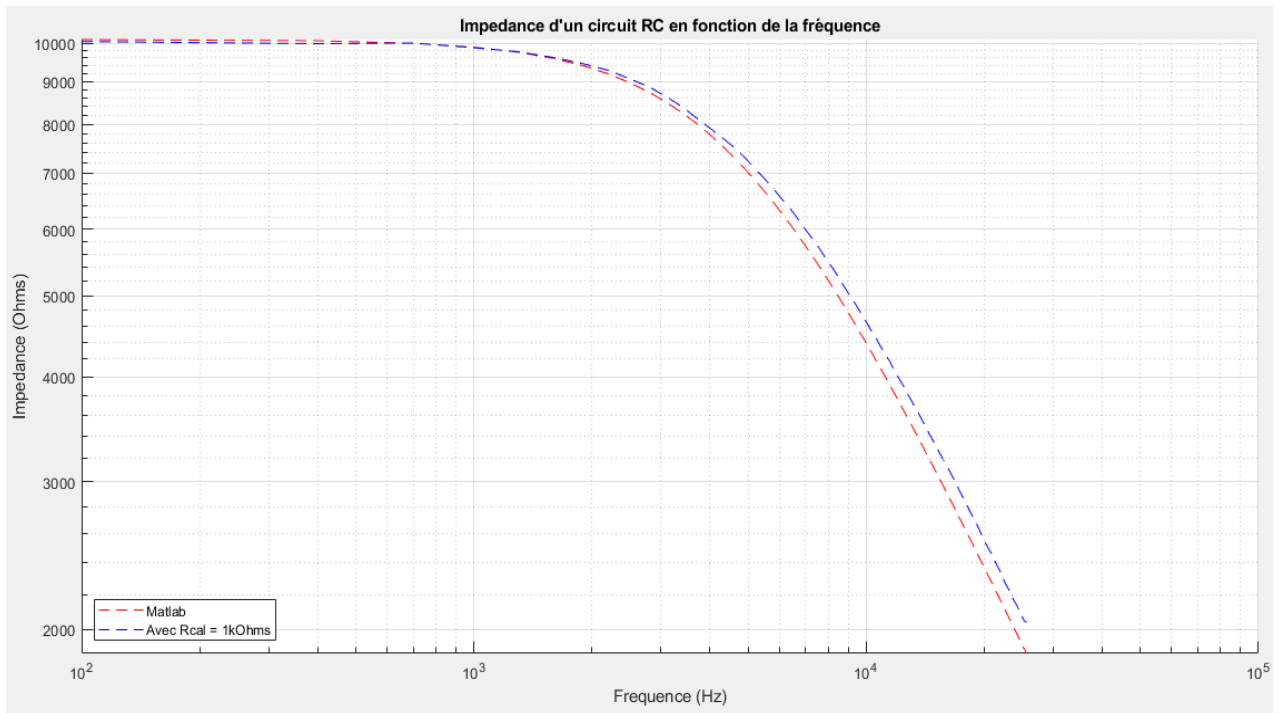


Fig 2.2 Module de l'impédance du circuit RRC

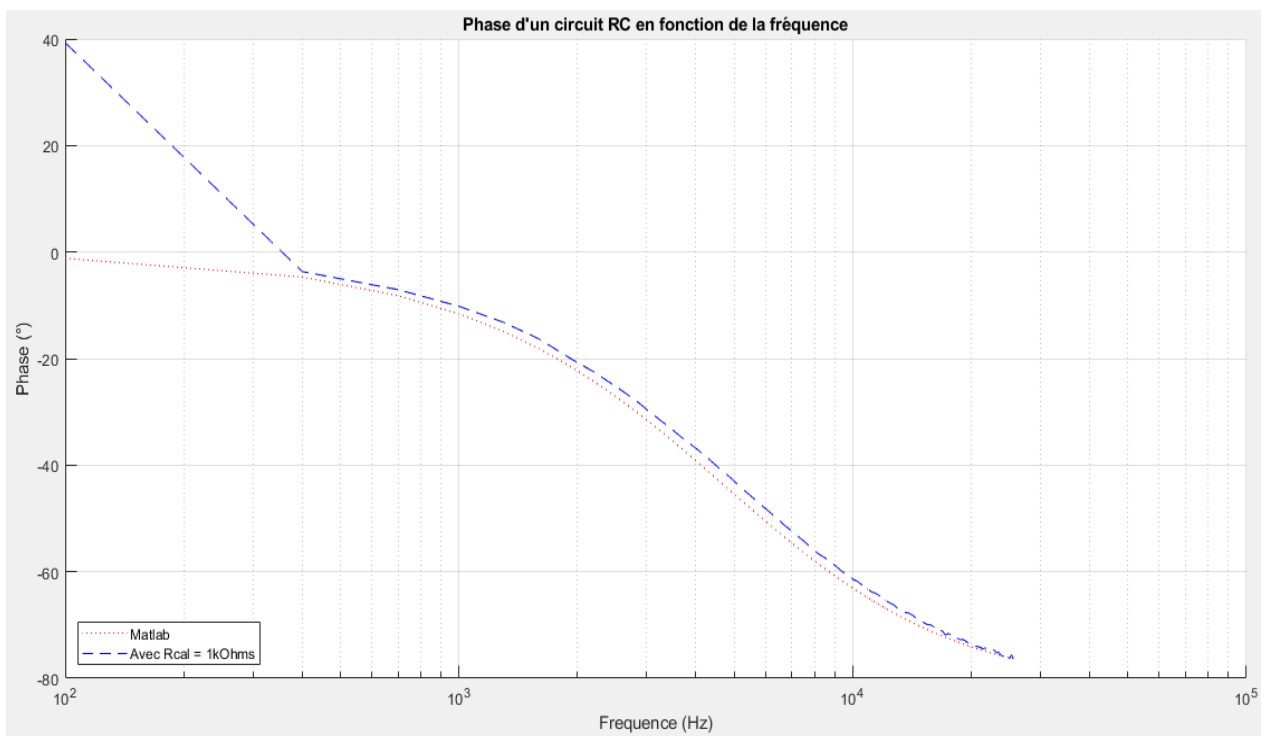


Fig 2.3 Phase de l'impédance du circuit RRC

Ainsi, nous pouvons observer que les résultats obtenus sont très proches des courbes théoriques calculées à l'aide de *Matlab*. Le résultat de ce test indique que notre système pourrait calculer l'impédance de tissus de biologiques.

### III - Test sur un véritable tissu cellulaire - Pomme

Nous avons mesuré l'impédance du tissu cellulaire d'une pomme. L'objectif était de démontrer que notre système est capable de quantifier la bio-impédance. Nous avons choisi d'analyser un tissu cellulaire de pomme car celui-ci réagit dans notre plage optimale de fréquence. Le tissu cellulaire de la pomme peut se modéliser par le modèle de *Fricke* lorsque le milieu cellulaire est viable.

Pour réaliser ce test, nous avons utilisé 3 demi-quartiers issus de la même pomme. Nous avons passé deux morceaux de pommes au micro-ondes afin de vieillir artificiellement le tissu cellulaire. En effet, en cuisant la pomme, les cellules la composant meurent.

Nous avons gardé un premier morceau de pomme dit « saine », c'est-à-dire qu'il n'a pas été cuit, un second morceau cuit 10 secondes au micro-ondes et un troisième morceau cuit 20 secondes au micro-ondes. Ainsi, nous nous attendons à observer une impédance diminuant en fonction de la fréquence pour les deux premiers morceaux, et une impédance très faible et ne variant quasiment pas pour le troisième morceau.

Le modèle de *Fricke* se comporte comme un filtre passe-bas. Sur le plan biologique, ce comportement s'explique par le comportement intrinsèque des cellules. En effet, lorsque le tissu cellulaire est traversé par un signal sinusoïdal à basse fréquence, les cellules le composant dévient le courant de sa trajectoire linéaire. La modification de cette circulation a pour conséquence d'induire une forte impédance. A contrario, lorsque ce même tissu cellulaire est soumis à un signal sinusoïdal à haute fréquence, les cellules ne dévient plus le courant et le laissent passer. L'impédance du tissu devient alors très faible.

D'autre part, lorsque le tissu cellulaire est inflammé ou meurt, ce comportement se modifie. Pour l'ensemble des fréquences, les cellules ne dévient plus le courant. Dans un tissu cellulaire mourant, l'impédance est très faible pour toutes les fréquences.

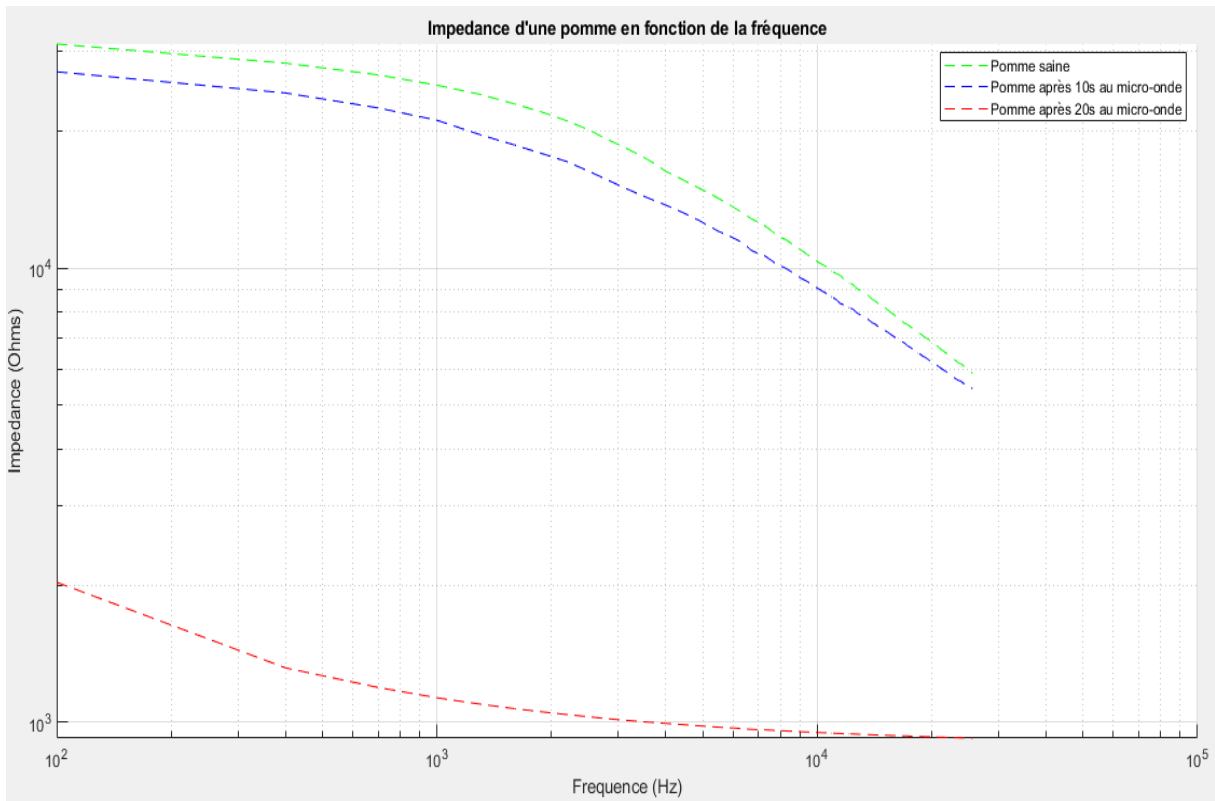


Fig 3.1 Module de l'impédance du tissu cellulaire de la pomme

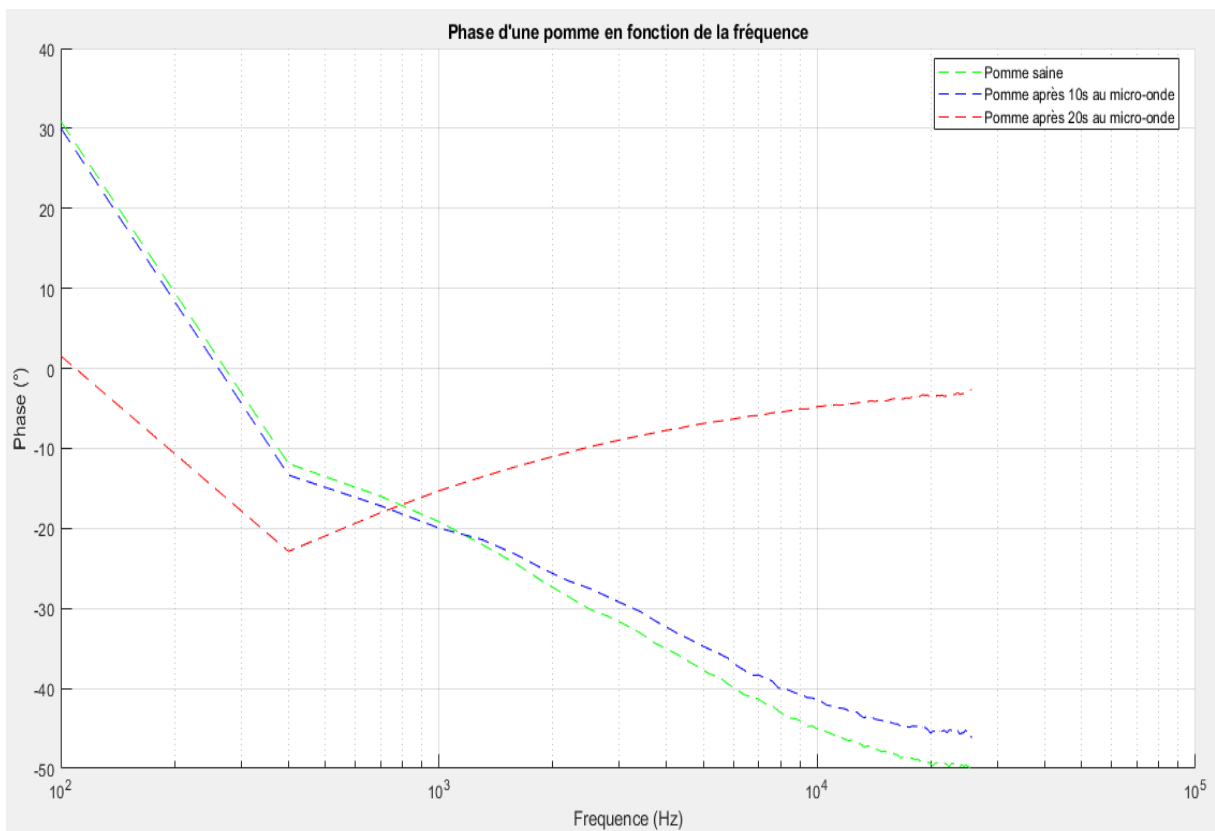


Fig 3.2 Phase de l'impédance du tissu cellulaire de la pomme

Nous constatons que les résultats obtenus concordent avec notre analyse théorique du tissu cellulaire.

- Le module de l'impédance du tissu cellulaire d'une pomme saine décroît bien en fonction la fréquence qui le traverse ;
- Le comportement de sa phase semble correspondre à celui d'un circuit RRC ;
- Pomme cuite 10 secondes au micro-ondes : le module de l'impédance est légèrement inférieur à celui de la pomme saine. Cela peut s'expliquer par la présence d'un grand nombre de cellules mortes comparé à la pomme saine, ce qui a pour conséquence d'abaisser l'impédance du tissu ;
- Pomme cuite 20 secondes au micro-ondes : le module de l'impédance est très faible comparé à celui de la pomme saine et sa phase est quasiment nulle.

Ces observations sont donc conformes à nos attentes, notre système semble être capable de quantifier l'impédance de tissus cellulaires.

