



**HAL**  
open science

## Investigation des matériaux les plus appropriés pour réaliser les électrodes nécessaires à la mesure de l'électrocardiogramme à domicile

Yajian Gan, Rémy Vauche, Jean-François Pons, Wenceslas Rahajandraibe

### ► To cite this version:

Yajian Gan, Rémy Vauche, Jean-François Pons, Wenceslas Rahajandraibe. Investigation des matériaux les plus appropriés pour réaliser les électrodes nécessaires à la mesure de l'électrocardiogramme à domicile. Congrès National de la Recherche des IUT, Jun 2019, Toulon, France. hal-02470036

**HAL Id: hal-02470036**

**<https://hal.science/hal-02470036>**

Submitted on 6 Feb 2020

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Investigation des matériaux les plus appropriés pour réaliser les électrodes nécessaires à la mesure de l'électrocardiogramme à domicile

---

Yajian Gan<sup>1</sup>

yajian.gan@im2np.fr

Rémy Vauché<sup>2</sup>

remy.vauche@univ-amu.fr

Jean-François Pons<sup>3</sup>

jean-francois.pons@witmonki.com

Wenceslas Rahajandraibe<sup>4</sup>

wenceslas.rahajandraibe@univ-amu.fr

<sup>1</sup> WitMonki SAS

Institut Matériaux Microélectronique Nanosciences de Provence, UMR 7334

<sup>2,4</sup> IUT, Aix-Marseille Université

Institut Matériaux Microélectronique Nanosciences de Provence, UMR 7334

<sup>3</sup> WitMonki SAS

**Thèmes** – Santé - Électronique - Matériaux

**Résumé** – *Cet article traite d'une étude préliminaire ayant comme objectif de déterminer le matériau le plus approprié pour la réalisation des électrodes nécessaires à la mesure de l'électrocardiogramme à l'aide d'un dispositif utilisable à domicile par les patients et n'utilisant que deux électrodes. En effet, bien que la mesure de l'électrocardiogramme dans le milieu médical ne pose pas de problème particulier (environnement contrôlé, patient immobile, application d'un gel sur la peau favorisant la mesure, etc.), l'utilisation à domicile d'un tel système est plus problématique car cela nécessite tout d'abord sa miniaturisation tout en garantissant une mesure fiable même lorsque le patient est en mouvement et ce, sans qu'il n'y ait besoin d'appliquer au préalable un gel sur la peau favorisant la mesure. Pour cela, une modélisation électrique du circuit vue entre deux électrodes posées sur la peau est ici tout d'abord introduite. Puis, des critères permettant de juger de la qualité d'un électrocardiogramme et notamment de sa sensibilité au mouvement du patient sont proposés. Enfin, une série de mesures électriques et d'électrocardiogrammes sont présentées pour différents matériaux en vue d'en déduire le modèle électrique et la qualité de signal induits par chaque matériau. En plus de dessiner dès maintenant une tendance entre les différents matériaux testés, il est envisagé par la suite d'étudier la corrélation entre les paramètres du modèle et la qualité de l'électrocardiogramme et ainsi d'imaginer à terme l'intégration dans le dispositif de méthodes de compensation améliorant en temps réel la qualité de l'électrocardiogramme mesuré.*

**Mots-Clés** – Electrocardiogramme, matériaux pour électrodes sèches, modèle double couche électrique.

## 1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires impliquées en 2013 dans 31,5% des décès sont aujourd'hui la principale cause de mortalité dans le monde [1]. Pour les diagnostiquer, l'électrocardiogramme (ECG) permettant de visualiser l'activité électrique du cœur est généralement mesuré en milieu hospitalier à l'aide de 12 électrodes en chlorure d'argent Ag/AgCl. Ces électrodes sont dites humides car elles intègrent un gel électrolyte (conducteur) améliorant la qualité du signal mesuré une fois qu'il a pénétré dans les tissus sous la peau. Cependant, cette méthode impose que ces électrodes à usage unique soient placées à des endroits particuliers par du personnel qualifié et que le patient reste immobile, ce qui est difficilement envisageable à domicile. Ainsi, pour diagnostiquer les maladies cardiovasculaires à domicile, un système plus simple d'acquisition de l'ECG doit être développé comme celui envisagé par la société WitMonki.

Le système développé par la société WitMonki est un dispositif au format carte de crédit dans lequel sont intégrés deux électrodes sur lesquelles doivent être placés les pouces gauche et droit du patient. Pour simplifier son utilisation, des électrodes dites sèches ont été retenues, c'est-à-dire des électrodes sans gel électrolyte à appliquer au préalable permettant d'améliorer la qualité de l'ECG mesuré.

Dans ce contexte, la qualité du signal mesuré est alors sensible au mouvement du patient de même qu'au matériau utilisé dans les électrodes. Ainsi, cet article traite des recherches en cours concernant les matériaux à utiliser pour réaliser ces électrodes sèches. Il a pour objectifs : 1) de déterminer quel matériau permet d'être le moins sensible au mouvement du patient tout en conservant un ECG de bonne qualité, 2) de déterminer le modèle électrique induit par chaque matériau. En effet, ce dernier point permettra à terme d'étudier le lien entre les paramètres du modèle et la qualité de l'ECG puis d'envisager à terme des techniques de compensation.

Pour cela, une modélisation électrique du circuit vue entre deux électrodes posées sur la peau est introduite dans la section 2. Puis, des critères permettant de juger de la qualité d'un ECG sont proposés dans la section 3. Enfin, une série de mesures électriques et d'électrocardiogrammes sont présentées pour différents matériaux dans la section 4 en vue de déterminer le modèle électrique ainsi que la qualité de l'ECG associés à chaque matériau. Enfin, une conclusion présente les directions qui seront suivies pour les recherches à venir.

## 2 Modèle électrique du circuit vue entre deux électrodes posées sur la peau

Lorsqu'une électrode est en contact avec la peau, une zone particulière d'une épaisseur généralement de l'ordre

de l'angström ( $10^{-10}$  mètre) se forme à l'interface entre l'électrode et la peau et est appelée « double couche électrique » (Electrical Double Layer, EDL) [2]. Pour modéliser son comportement électrique, un « élément à phase constante » (Constant Phase Element, CPE) a été introduit [3] et a pour impédance (rapport tension sur courant à une fréquence donnée)  $Z_{CPE}$  :

$$Z_{CPE}(\omega) = Q^{-1} \cdot (j\omega)^{-n}, \quad (1)$$

où  $n$  est un coefficient compris entre 0 et 1,  $Q$  une constante,  $j$  le nombre imaginaire et  $\omega$  la pulsation égale à  $2\pi$  multiplié par la fréquence considérée. Grâce à cela, il est alors possible de modéliser le circuit électrique vu entre les deux électrodes posées sur la peau comme indiqué sur la figure 1 où  $R_p/2$  en parallèle du CPE [ $2Q; n$ ] modélise l'interface peau-électrode et  $R_s$  la résistance du corps humain. L'impédance  $Z_{EE}$  du circuit électrique vue entre les deux électrodes placés sur la peau s'écrit alors :

$$Z_{EE}(\omega) = R_s + \frac{R_p}{1 + R_p Q (j\omega)^n}. \quad (2)$$

Le diagramme de Nyquist (conjugué de la partie imaginaire de l'impédance considérée en fonction de la partie réelle de cette même impédance) de  $Z_{EE}$  est représenté sur la figure 2 et permet alors de déterminer les différents paramètres du modèle à partir de l'allure de l'impédance mesurée.

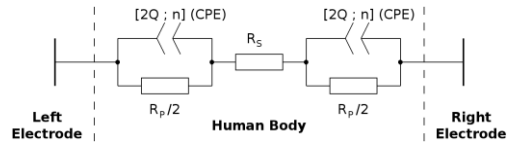


Figure 1 – Circuit électrique vue entre deux électrodes placées sur la peau.

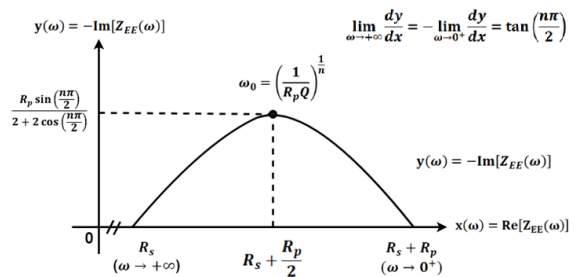


Figure 2 – Diagramme de Nyquist de l'impédance vue entre les deux électrodes placées sur la peau.

## 3 Paramètres permettant d'estimer la qualité d'un électrocardiogramme et notamment sa sensibilité au mouvement du patient

Pour estimer la qualité d'un signal ECG obtenue avec des électrodes sèches fabriquées dans un matériau donné, il est nécessaire de le comparer à l'ECG mesuré simultanément à l'aide d'électrodes humides utilisées

habituellement en milieu hospitalier. Deux exemples d'enregistrements simultanés sont donnés sur la figure 3, le premier pour des électrodes sèches en laiton avec une couche d'or, le second toujours pour des électrodes sèches en laiton mais avec une couche d'acier inoxydable. En notant  $x$  l'ECG obtenu avec les électrodes expérimentales et  $y$  l'ECG de référence, il est possible de formuler deux paramètres de comparaison à savoir l'inverse du coefficient de corrélation croisée défini par :

$$1/\text{cov}(x, y) = \frac{\sqrt{\sum_{n=1}^N [x(n) - \bar{x}]^2 \times \sum_{n=1}^N [y(n) - \bar{y}]^2}}{\sum_{n=1}^N [x(n) - \bar{x}] \times [y(n) - \bar{y}]} \quad (3)$$

et l'erreur des moindres carrés définie par :

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - y(n)]^2}{n}} \quad (4)$$

Par ailleurs, l'erreur des moindres carrés a ici été calculée pour deux bandes de fréquences distinctes à savoir la bande [5Hz ; 25Hz] et la bande [25Hz ; 40Hz].

Pour compléter ces trois paramètres, une autre famille de paramètre dépendant uniquement du signal mesuré à l'aide des électrodes sèches est utilisée. Il y a tout d'abord l'écart-type pour la bande de fréquences inférieure à 2Hz mais également la Densité Spectrale de Puissance (DSP) pour trois bandes de fréquences distinctes à savoir la bande [45Hz ; 55Hz], la bande [40Hz ; 150Hz] et la bande au-delà de 150Hz.

Enfin, il est à noter que l'écart-type, l'erreur des moindres carrés et l'inverse du coefficient de corrélation croisée permettent notamment d'estimer la sensibilité de l'ECG mesuré au mouvement du patient, sensibilité induite par l'utilisation d'un matériau donné pour les électrodes sèches.

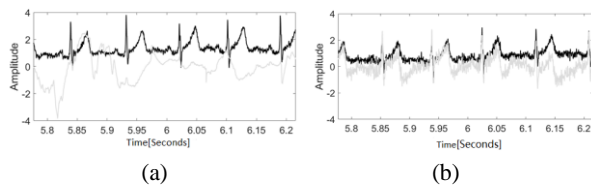


Figure 3 – Electrocardiogramme de référence (ligne noire) en concordance de temps avec l'électrocardiogramme mesuré à l'aide des électrodes sèches en laiton (ligne grise) avec soit un dépôt d'or (a) ou d'acier inoxydable (b).

#### 4 Résultats de mesure

Dans cette étude, différents matériaux ont été testés pour les électrodes à savoir le laiton (BS) et le laiton avec un dépôt fin d'or (Au), de platine (Pt), de chrome (Cr), de palladium (Pd) et d'acier inoxydable (SST). Les différents paramètres introduits dans la section précédente sont représentés sur la figure 4 pour chaque matériau sous la forme d'un diagramme en radar. Il est à noter que plus

l'aire formée par un matériau est petite, meilleure est la qualité de l'ECG et plus faible est sa sensibilité au mouvement du patient. Il semble donc en ressortir que les électrodes en laiton ayant une fine couche d'acier inoxydable sont les plus appropriées au contexte présenté.

Enfin, les différents paramètres du modèle électrique présentés dans la section 2 et indiqués dans la table 1 ont été extraits pour chaque matériau à l'aide d'une première campagne de mesure d'impédance entre 0,1Hz et 1kHz. Il en ressort que la valeur  $Q$  semble être corrélée à la qualité de l'ECG obtenu.

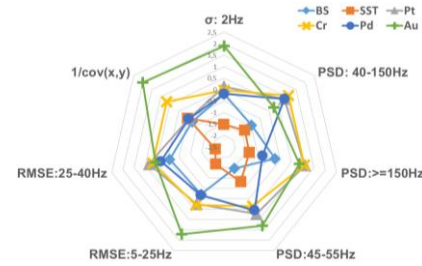


Figure 4 – Diagramme en radar des paramètres permettant d'estimer la qualité d'un signal ECG.

Table 1 – Paramètres du modèle selon le matériau

|                                    | BS   | SST  | Pt   | Cr   | Pd   | Au   |
|------------------------------------|------|------|------|------|------|------|
| $R_s$ (k $\Omega$ )                | 5,54 | 4,33 | 6,45 | 10,3 | 1,00 | 3,39 |
| $R_p$ (M $\Omega$ )                | 1.00 | 1.16 | 1.12 | 1.35 | 1.18 | 1.44 |
| n                                  | 0.62 | 0.58 | 0.66 | 0.55 | 0.68 | 0.62 |
| $Q$ ( $\mu\Omega^{-1} \cdot s^n$ ) | 0.20 | 0.25 | 0.16 | 0.24 | 0.12 | 0.09 |

#### 5 Conclusions

Dans cet article, les travaux en cours concernant le matériau à utiliser pour obtenir des ECG de bonnes qualités avec des électrodes sèches à domicile ont été présentés. Il en ressort que l'acier inoxydable semble être un bon candidat à cette application. Néanmoins cela doit être confirmé par une campagne de mesure plus poussée. Enfin, il reste également à étudier en profondeur le lien entre les paramètres du modèle présenté et la qualité de l'ECG afin d'envisager l'intégration dans le système de mesure de l'ECG, de méthodes de compensation améliorant la qualité de l'ECG dans le cas où la distorsion induite par les mouvements peut être prédite par le modèle.

#### Références

- [1] E. J. Benjamin et al., *Heart Disease and Stroke Statistics—2017 Update: A Report From the American Heart Association*, American Heart Association Journal, vol. 135, issue 10, 2017.
- [2] H. Wang and L. Pilon, *Accurate simulations of electric double layer capacitance of ultramicroelectrodes*, J. Phys. Chem. C, vol. 115, no. 33, pp. 16711–16719, 2011.
- [3] J. B. Jorcin, M. E. Orazem, N. Pébère, and B. Tribollet, *CPE analysis by local electrochemical impedance spectroscopy*, Electrochim. Acta, vol. 51, no. 8–9, pp. 1473–1479, 2006.