



**HAL**  
open science

## Système chipless de surveillance de la respiration basé sur une modulation par effet Doppler

Ashkan Azarfar, Nicolas Barbot, Etienne Perret

► **To cite this version:**

Ashkan Azarfar, Nicolas Barbot, Etienne Perret. Système chipless de surveillance de la respiration basé sur une modulation par effet Doppler. 23ème édition des Journées Nationales Microondes (JNM), Jun 2024, Juan-Les-Pins, France. hal-04776294

**HAL Id: hal-04776294**

**<https://hal.science/hal-04776294v1>**

Submitted on 11 Nov 2024

**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.

# Système chipless de surveillance de la respiration basé sur une modulation par effet Doppler

Ashkan Azarfar<sup>1</sup>, Nicolas Barbot<sup>1</sup>, Etienne Perret<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univ. Grenoble Alpes, Grenoble INP, LCIS, 26000 Valence  
ashkan.azarfar@lcis.grenoble-inp.fr

**Résumé** — Cet article démontre que les tag RFID sans puce peuvent être utilisés pour, à la fois, surveiller efficacement la fréquence respiratoire ainsi qu'identifier la personne qui porte le tag. Le champ rétrodiffusé par le tag en polarisation croisée peut être isolé de la contribution en copolarisation du corps humain et de l'environnement, ce qui facilite le processus de détection et d'identification. Le principe de mesure est également basé sur l'effet micro-Doppler : avec les mouvements d'inspiration et d'expiration, le tag sans puce module le signal rétrodiffusé qui est récupéré par le lecteur sur de grandes distances. L'idée est prouvée expérimentalement par des mesures effectuées sur une personne dans un environnement réel. La surveillance de la respiration et l'identification du sujet sont réalisées à une distance allant jusqu'à 1.8 m.

## 1. Introduction

Les radars Doppler ont été largement utilisés dans la surveillance de la santé humaine, notamment pour la détection sans contact des fréquences respiratoires et cardiaques [1]. Basé sur le principe micro-Doppler [2], ils permettent d'extraire ces informations induites par la vibration lente de la poitrine ou du cœur humain. Par exemple, l'interférométrie [3] est utilisée pour estimer le taux de vibration correspondant. Dans les radars Doppler biomédicaux récemment présentés, des fréquences porteuses allant des micro-ondes [4] aux ondes millimétriques [5], en utilisant différentes techniques de traitement du signal [6] ont été appliquées pour obtenir de meilleures performances de surveillance en termes de précision, de robustesse et de distance de détection. Cependant, dans la plupart des cas, l'approche proposée souffre de limitations causées par l'environnement et notamment la présence d'autres objets en mouvement qui viennent interférer. Pour réduire ces limitations et différencier le corps humain des autres objets, des transpondeurs RF peuvent être attachés au niveau du corps. Par exemple, les transpondeurs harmoniques dans [7] ont été utilisés pour détecter l'effet micro-Doppler généré autour de la deuxième harmonique de la fréquence porteuse tandis que la contribution totale de l'environnement stationnaire et des objets en mouvement qui ne sont pas muni de tag est rejetée par le radar harmonique. Bien qu'un processus de détection robuste pour la surveillance de la respiration ait

été réalisé dans [7] en utilisant un tag harmonique, la perte de conversion pour l'harmonique de l'étiquette a conduit à limiter la plage de lecture à moins de 1 mètre. De plus, ce type d'approche ne permet pas de fournir une fonction d'identification. D'autre part, il est montré dans [8] que les tags RFID sans puce en mouvement sont détectables à de plus grandes distances que lorsqu'ils sont stationnaires. En effet un tag immobile a une distance de lecture limitée par l'environnement résiduel [9]. Aussi, les tags sans puce attachés au corps humain peuvent constituer un moyen efficace de surveiller la fréquence respiratoire à de plus grandes distances et d'identifier la personne cible.

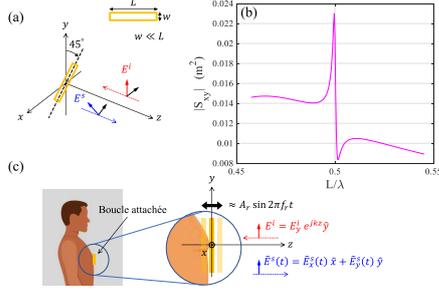
Dans cet article, nous démontrons que les tags RFID sans puce composés de résonateurs dépolarisants peuvent être utilisés efficacement pour la surveillance de la respiration, tandis que la dépolarisation de l'onde est exploitée pour isoler la contribution de l'étiquette de celle de l'environnement et des autres objets en mouvement. En d'autres termes, étant donné que le corps humain et la plupart des objets de l'environnement ont une polarisation croisée faible [10], l'onde provenant du tag sans puce dépolarisant peut être facilement détectée à l'aide d'antennes d'émission et de réception correctement orientées. De plus, la surface équivalente radar (SER) importante aux fréquences de résonance du tag améliore la distance de lecture et, bien sûr, est utilisée à des fins d'identification. Enfin et surtout, la mesure basée sur l'effet micro-Doppler permet d'obtenir des distances de lecture bien supérieures à celles classiquement rapportées dans la littérature pour les tags sans puce.

## 2. Description du modèle et principe utilisé

La Figure 1(a) montre une boucle rectangulaire d'une longueur  $L$  et d'une largeur  $w$  orientée de manière à rétrodiffuser le signal perpendiculairement à l'onde incidente. La boucle est comprise dans le plan  $xy$  tandis qu'elle est orientée avec un angle de  $45^\circ$  par rapport à l'axe  $y$ . La boucle est illuminée par une onde plane polarisée suivant  $y$  à la fréquence  $f_0$  exprimée par

$$\vec{E}_i = E_y^i e^{jkz} \hat{y} \quad (1)$$

où  $k = 2\pi f_0/c_0 = 2\pi/\lambda$  et  $c_0$  est la vitesse de la lumière en espace libre. Le champ rétrodiffusé a des composantes à la fois en co-polarisation ( $y$ ) et en polarisation croisée



**FIGURE 1. (a) Boucle rectangulaire orientée pour retrodiffuser perpendiculairement à l'onde incidente. (b) Paramètre S en polarisation croisée de la boucle dépolarisante autour du mode résonnant. (c) Schéma de principe de la boucle positionnée sur la poitrine.**

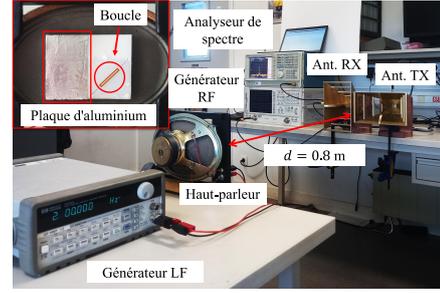
( $x$ ) qui peuvent être reliée à  $d$ 'onde incidente par la matrice de diffusion polarimétrique :

$$\begin{bmatrix} E_x^s \\ E_y^s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} \\ S_{yx} & S_{yy} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x^i \\ E_y^i \end{bmatrix} \quad (2)$$

Pour  $w \ll L$ , la résonance fondamentale de la boucle se produit lorsque  $L = \lambda/2$ . Dans cette configuration, la boucle admet deux modes différents : le mode de type boucle et le mode de type dipôle (où la fente a très peu d'effet sur la répartition du courant) [11]. Le champ retrodiffusé par la boucle, lié au paramètre  $S_{xy}$  a une résonance très marquée pour le mode de type boucle comme le montre la Figure 1(b), tandis que le mode de type dipôle ( $L/\lambda = 0,5$ ) a une contribution et un facteur de qualité plus faible. Cependant, par la suite, seule la résonance la plus marquée et donc celle liée au mode boucle est considérée. Supposons désormais que la boucle rectangulaire soit positionnée sur la poitrine d'un individu dans la configuration dépolarisante comme illustré sur la Figure 1(c). Le mouvement de la poitrine dû à la respiration peut être considéré comme une vibration sinusoidale  $A_r \sin 2\pi f_r t$  où  $A_r$  et  $f_r$  sont respectivement associés à l'amplitude et à la fréquence de la respiration. En utilisant la formulation micro-Doppler classique présentée dans [2], la composante en polarisation croisée du champ retrodiffusé par la boucle peut s'écrire comme suit :

$$\tilde{E}_x^s(t) = \frac{S_{xy}(f_0) E_y^i e^{-jkz}}{z} e^{j2kA_r \sin 2\pi f_r t} \quad (3)$$

On note que le champ diffusé en co-polarisation  $\tilde{E}_y^s(t)$  va lui comporter les contributions aussi bien de la boucle que du corps humain ou encore de l'environnement [Figure 1(c)]. En conséquence, en utilisant deux antennes (émetteur et récepteur) positionnées dans une configuration croisée, il est possible de capturer uniquement la composante  $\tilde{E}_x^s(t)$ . Ce principe peut être utilisé pour assurer un certain niveau d'isolation entre la contribution du tag dépolarisant et celle des autres objets, notamment ceux en mouvement. Aussi, il est possible d'atteindre de meilleures performances pour l'application de surveillance respiratoire par rapport à ce qui a été fait sans



**FIGURE 2. Banc de mesure utilisé où la vibration du tag est générée par un haut-parleur.**

utiliser de tag. La représentation fréquentielle de (3) peut être obtenue :

$$\tilde{E}_x^s(f) = \frac{S_{xy}(f_0) E_y^i e^{-jkz}}{z} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} J_n(\beta) \delta(f - n f_r) \quad (4)$$

où  $\beta = 4\pi A_r/\lambda$  et  $J_n$  sont les fonctions de Bessel de première espèce d'ordre  $n$ .

la SER différentielle  $\sigma_d$  de tags mobiles sans puce a été introduite dans [8]. En conséquence,  $\sigma_d$  associé à la composante croisée du champ retrodiffusé ( $\tilde{E}_x^s$ ) peut s'écrire sous la forme :

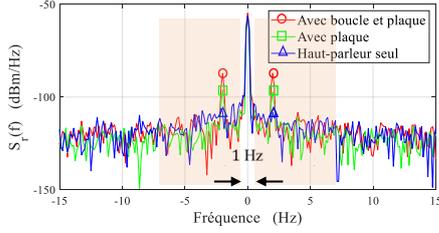
$$\sigma_d(f_0) = 4\pi |S_{xy}(f_0)|^2 (1 - [J_0(\beta)]^2) \quad (5)$$

qui est directement proportionnelle à  $|S_{xy}|^2$ , et permet d'identifier la fréquence de résonance de la boucle attachée où la SER différentielle est calculé en mesurant le signal retrodiffusé à différentes fréquences porteuses.

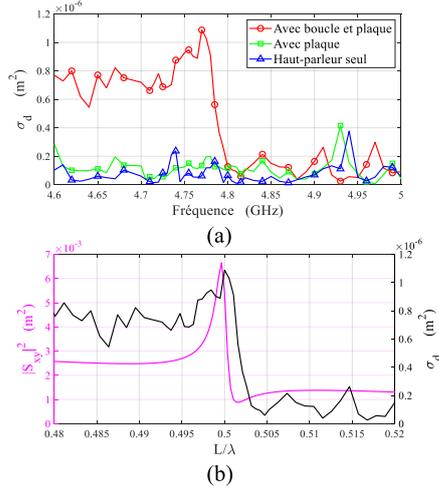
### 3. Résultats

#### 3.a. Vérification expérimentale avec un haut-parleur

Le banc de mesure utilisé pour vérifier l'idée proposée est présenté sur la Figure 2 où toutes les mesures ont été effectuées dans un environnement réel. Le banc est composé de deux antennes (émission et réception) à polarisation linéaire (A.H. Systems SAS-571) positionnées perpendiculairement et connectées respectivement au générateur de signal RF (HP 8720D en mode CW) et à l'analyseur de spectre (Tektronix RSA3408A). Le générateur RF et l'analyseur de spectre ont été synchronisés à l'aide d'un signal de référence commun de 10 MHz pour réaliser une réception cohérente, essentielle pour préserver la modulation de phase très faible induite par le mouvement. Une séquence de signaux CW allant de 4,6 à 5 GHz avec une puissance  $P_t = 0$  dBm est injectée côté antenne d'émission, et le signal retrodiffusé par le tag en mouvement est récupéré par l'analyseur de spectre sur un span de 30 Hz. Le haut-parleur est positionné en face des antennes à une distance  $d = 0,8$  m tandis qu'il est excité avec un générateur de signal LF à  $f_r = 2$  Hz pour simuler une respiration. L'amplitude approximative de la vibration produite par le haut-parleur à cette fréquence est inférieure à 1 mm. Un support en mousse à moitié recouvert d'une plaque d'aluminium et de la boucle résonante (en configuration



**FIGURE 3. Densité spectrale de puissance mesurée du signal rétrodiffusé par le haut-parleur avec la boucle dépolarisante et la plaque d'aluminium.**

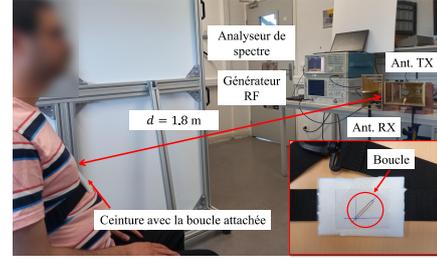


**FIGURE 4. (a) SER différentielle calculée à partir de la DSP mesurée en fonction de la fréquence porteuse pour le haut-parleur avec la boucle et la plaque d'aluminium. (b) SER différentielle de la boucle comparée au carré de l'amplitude du paramètre  $\tilde{E}_x^s(t)$  obtenu en simulation (5).**

dépolarisante) est fixé sur la membrane du haut-parleur comme le montre l'encadré de la Figure 2. La boucle est réalisée à partir d'un fil de cuivre de  $100 \mu\text{m}$  de diamètre avec  $L = 28,4 \text{ mm}$  et  $w = 3 \text{ mm}$ . Elle a une fréquence de résonance mesurée de  $4,81 \text{ GHz}$ .

La composante transversale du champ rétrodiffusé est mesurée à la fréquence de résonance de la boucle dans trois configurations : (I) seul le support en mousse est fixé sur le haut-parleur, (II) la plaque d'aluminium est fixée sur le support en mousse lui-même fixé au haut-parleur, et (III) on considère le haut-parleur avec la plaque métallique et la boucle fixées sur la mousse. La densité spectrale de puissance (DSP) mesurée du signal reçu  $S_r(f)$  pour ces trois configurations est présentée sur la Figure 3. Comme on peut l'observer clairement, les niveaux des signaux aux harmoniques micro-Doppler sont  $10 \text{ dB}$  supérieurs dans le cas de la boucle (avec plaque) par rapport à la présence de la plaque seule. Par conséquent, cette expérience prouve que la boucle dépolarisante peut être détectée efficacement à de grandes distances pour surveiller la respiration.

Pour démontrer la capacité d'identification, la mesure a été effectuée pour  $f_0 = [4600 : 10 : 5000] \text{ MHz}$ , et la puissance rétrodiffusée modulée  $P_{bs,d}$  est calculée en in-



**FIGURE 5. Surveillance de la respiration et identification en environnement réel à l'aide d'une boucle fixée sur l'individu.**

tégrant  $S_r(f)$  sur la bande fréquentielle mise en évidence sur la Figure 3 à chaque fréquence porteuse. La SER différentielle associée est obtenue par

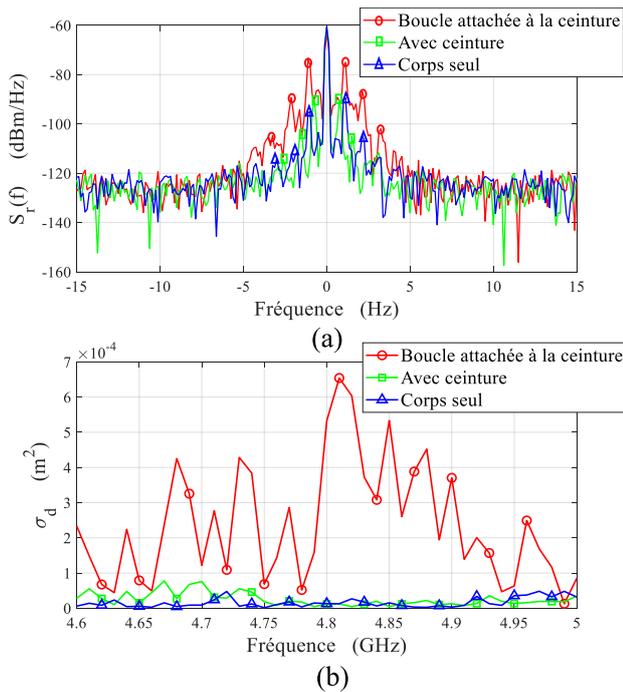
$$\sigma_d(f_0) = \frac{(4\pi)^3 d^4 P_{bs,d}}{\lambda^2 G_r G_t P_t} \quad (6)$$

où  $G_t$  et  $G_r$  sont respectivement le gain de l'antenne d'émission et de réception. Les SER différentielle calculés ( $\sigma_d$ ) en fonction de la fréquence porteuse ( $f_0$ ) pour les trois configurations (I), (II) et (III) sont présentés sur la Figure 4 (a). De toute évidence, la valeur de la SER différentielle lorsque la boucle est attachée est plus élevée et la forte résonance de la boucle peut être détectée sur la base du  $\sigma_d$  mesuré comme il a été décrit par (5). Pour montrer plus clairement la validité de (5), la SER différentielle mesurée est comparée au paramètre ( $S_{xy}$ ) obtenu par simulation sur la Figure 4 (b). Les données mesurées sont en accord avec les résultats de simulation, et en utilisant (5) la valeur de  $\beta$  correspondante et l'amplitude des vibrations sont estimées et égales respectivement à  $0,02$  et  $0,21 \text{ mm}$ . Ces résultats sont en parfait accord avec ce qui a été évoqué précédemment.

### 3.b. Surveillance respiratoire et identification

Les performances de la surveillance respiratoire basée sur l'utilisation du tag sans puce dépolarisant (boucle rectangulaire) ont été évaluées sur une personne dans un environnement réel tel qu'il est présenté par la Figure 5. En utilisant la même configuration que celle décrite précédemment, les mesures ont été effectuées alors que la personne était assise à  $d = 1,8 \text{ m}$  de l'antenne. La boucle dépolarisante est attachée à la poitrine à l'aide d'une ceinture, comme indiqué dans l'encadré de la Figure 5. En raison des performances limitées de l'équipement utilisé (générateur RF et analyseur de spectre) en termes de bruit de phase et de durée d'acquisition, pendant la mesure la personne respirait un peu plus vite et plus profondément que la respiration naturelle.

À la fréquence de résonance de la boucle, les signaux capturés sont illustrés sur la Figure 6(a) pour trois configurations, à savoir la personne seule, la personne portant la ceinture et la personne portant la ceinture avec la boucle dépolarisante attachée. Compte tenu des harmoniques micro-Doppler observées de la fréquence respiratoire et de leurs niveaux correspondants dans chaque



**FIGURE 6. (a) DSP mesurée du signal rétrodiffusé par le sujet humain pendant la respiration avec et sans boucle. (b) SER différentielle calculé sur la base de la DSP mesurée en fonction de la fréquence porteuse pour un sujet humain avec et sans boucle.**

cas, le processus de détection et les performances de surveillance de la fréquence respiratoire sont considérablement améliorés en termes de précision et de distance de lecture grâce à l'utilisation du tag sans puce dépolarisant. La fréquence respiratoire mesurée de la personne est de 1,2 Hz. De plus, la fréquence de résonance de la boucle est identifiée pendant la respiration sur la base du calcul de la SER différentielle. Les  $\sigma_d$  calculés pour les trois cas en fonction de la fréquence porteuse sont représentés sur la Figure 6 (b) tandis que la résonance de la boucle peut être détectée lorsque le tag est attaché au corps humain, et par conséquent, il est possible d'identifier la personne lorsqu'il porte l'étiquette. Il convient de mentionner que les fluctuations observées pour la SER différentielle sur la figure 6 (b) peuvent être supprimées si la mesure est effectuée en même temps pour toutes les fréquences porteuses (et non une après l'autre). Ainsi, les résultats ne seront pas affectés par la variation des mouvements corporels et de la situation respiratoire de la personne pendant la durée de la mesure.

#### 4. Conclusion

La surveillance de la respiration à l'aide d'un tag sans puce dépolarisant basé sur une mesure micro-Doppler a été démontrée et vérifiée expérimentalement. Un modèle a été proposé pour décrire l'avantage de l'utilisation d'un tag dépolarisant sans puce en termes de robustesse de détection, et de processus d'identification. Pour un sujet humain dans un environnement réel, la fréquence respiratoire

a été mesurée avec précision à une distance de 1,8 m tandis que la personne cible peut également être identifiée.

#### 5. Remerciements

Ce travail a été soutenu par le European Research Council (ERC), Horizon 2020, projet ScattererID N° 772539.

#### Références

- [1] C. Li *et al.*, "A review on recent advances in Doppler radar sensors for noncontact healthcare monitoring," *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 61, no. 5, pp. 2046–2060, 2013.
- [2] V. C. Chen *et al.*, "Micro-Doppler effect in radar : phenomenon, model, and simulation study," *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol. 42, no. 1, pp. 2–21, Jan. 2006.
- [3] S. Kim and C. Nguyen, "A displacement measurement technique using millimeter-wave interferometry," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 51, no. 6, pp. 1724–1728, 2003.
- [4] K.-M. Chen *et al.*, "Microwave life-detection systems for searching human subjects under earthquake rubble or behind barrier," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 47, no. 1, pp. 105–114, 2000.
- [5] D. T. Petkie *et al.*, "Millimeter wave radar for remote measurement of vital signs," in *2009 IEEE Radar Conference*. IEEE, 2009, pp. 1–3.
- [6] C. Li and J. Lin, "Random body movement cancellation in Doppler radar vital sign detection," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 12, pp. 3143–3152, 2008.
- [7] A. Singh and V. M. Lubecke, "Respiratory monitoring and clutter rejection using a CW Doppler radar with passive RF tags," *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, no. 3, pp. 558–565, 2011.
- [8] A. Azarfar *et al.*, "Chipless RFID based on micro-Doppler effect," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 70, no. 1, pp. 766–778, 2021.
- [9] N. Barbot *et al.*, "Classical RFID versus chipless RFID read range : Is linearity a friend or a foe?" *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 69, no. 9, pp. 4199–4208, 2021.
- [10] A. Vena *et al.*, "A depolarizing chipless RFID tag for robust detection and its FCC compliant UWB reading system," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 61, no. 8, pp. 2982–2994, 2013.
- [11] R. King, "The rectangular loop antenna as a dipole," *IRE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 7, no. 1, pp. 53–61, 1959.