**RADIOSCIENCES AU SERVICE DE L'HUMANITE**

# Antenne *in-body* pour capsules biotélémétriques miniatures : augmentation de la robustesse et de l'efficacité de rayonnement
# *In-Body Antenna for Miniature Biotelemetry Capsules: Increasing Robustness and Radiation Efficiency*

***Denys Nikolayev[1,2], Pavel Karban[1], Maxim Zhadobov[2], Ronan Sauleau[2]***

*[1]Université de Bohême de l'Ouest à Pilsen (République tchèque), RICE, {nikolaye, karban}@kte.zcu.cz*
*[2]Université de Rennes 1, IETR, {maxim.zhadobov, ronan.sauleau}@univ-rennes1.fr*

*Mots clés (en français et en anglais) : antennes conformes, antennes implants, télémétrie biomédicale.*
*conformal antennas, implantable antennas, biomedical telemetry.*

## Résumé
Nous proposons une antenne miniature, efficace et polyvalente adaptée aux applications *in-body*. La fréquence de fonctionnement est la bande ISM 434 MHz. L'antenne est synthétisée en utilisant une méthode analytique–numérique hybride et optimisée pour fonctionner dans une capsule céramique biocompatible de taille 17 mm × ⌀7 mm. L'antenne microruban, à bande étroite, est chargée par un superstrat de haute permittivité. De cette façon, le couplage antenne–corps est réduit de manière significative, ce qui permet d'améliorer la robustesse (en termes d'adaptation) et l'efficacité de rayonnement de l'antenne. L'antenne ainsi conçue reste bien adaptée ($S_{11}$ < –10 dB) pour une large gamme des tissus. La bande passante de 17 MHz (soit 4% en valeur relative) est suffisante pour un fonctionnement en tant qu'antenne capsule ou antenne implant. La performance du rayonnement est caractérisée par la technique d'illumination directe utilisant une alimentation par la fibre optique. Le gain réalisé mesuré (valeur maximale –19,6 dBi) dépasse les homologues d'au moins 3 dBi. L'antenne proposée contribue au développement ultérieur d'une nouvelle génération de dispositifs miniatures *in-body* qui impliquent une intégration complexe et dense des capteurs, de la logique et de la source d'alimentation.

## Abstract
We propose a miniature, efficient, and versatile antenna for in-body applications. The operating frequency is ISM 434 MHz. The antenna is synthesized using a hybrid analytical–numerical methodology to function within 17 mm × ⌀7 mm biocompatible ceramic encapsulation. The design uses dielectric charging via superstrate of a narrow-band microstrip antenna. In this way, an antenna–body coupling is significantly reduced resulting in improvement of robustness (in terms of matching) and increase in radiation efficiency. The developed antenna stays well-matched ($S_{11}$ < –10 dB) for a wide range of body tissues (from 42% of electromagnetic properties of muscle up to the maximum properties among body tissues). The 17 MHz bandwidth is sufficient to cover robust operation of the capsule antenna for implantable and ingestible applications. The radiation performance is characterized with the direct illumination technique using an analog fiber optic link. The measured realized gain (max. value –19.6 dBi) exceeds the counterparts by at least 3 dBi. The proposed antenna contributes to further development of a new generation of miniature in-body devices that involve complex and dense integration of sensors, logic, and power source.

## 1 Introduction

La biotélémétrie à base de capsules miniatures implants est une nouvelle technologie en émergence. Elle vise à répondre à de nombreux enjeux sociétaux en termes de santé (y compris les problématiques de réduction des coûts de santé publique) et de bien-être [1]. L'un des plus grands défis dans la conception de tels systèmes est la transmission des données, fiable, sécurisée, et surtout efficace en termes de consommation énergétique et de portée. Un verrou majeur concerne la miniaturisation des antennes en maintenant le rendement et la robustesse au niveau requis. Les effets cumulés des propriétés électromagnétiques des milieux biologiques (forte hétérogénéité, dispersion, pertes élevées) et les contraintes de miniaturisation et d'intégration dans des capsules *in-body* sont à l'origine de la très faible efficacité (inférieure à 0,1%) et des difficultés d'adaptation d'impédance de ces antennes [2].

Ici, nous proposons et caractérisons une antenne conforme à faible profil (68 µm) pour une large gamme d'applications *in-body*. En particulier, cette antenne peut être utilisée pour la biotélémétrie appliquée aux êtres humains et aux animaux (par ex. capsule BodyCAP e-Celsius® [3]). Le gain réalisé mésuré (–19,6 dBi) dépasse celui de la plupart des homologues (résumés dans [4]) alors que l'antenne proposée est plus miniature et robuste.

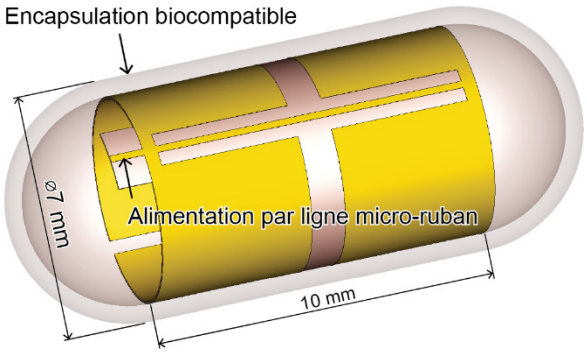


*Figure 1. Géométrie de l'antenne capsule*

## 2 Conception d'antenne

### 2.1 Considérations théoriques

Compte tenu des études sur la fréquence de fonctionnement optimal pour les appareils *in-body* [5], [6], nous avons choisi MedRadio (*medical device radiocommunications service*, 401–406 MHz) et ISM (*the industrial, scientific and medical*, 433–434,8 MHz) comme les bandes de fréquences les plus appropriées, sans licence, et disponibles dans le monde. Compte tenu des contraintes de taille de l'antenne *in-body* (cercle circonscrit de rayon $r$ = 5,8 mm pour une antenne 10 mm × ⌀6 mm, Figure 1) à ces fréquences, l'antenne proposée est sujette aux limitations fondamentales sur les antennes électriquement petites [7], comme $kr < 0.5$, où $k$ est le nombre d'onde. Ceci implique qu'une limite maximale théorique existe pour l'efficacité de rayonnement $\eta_{\max}$ pour une bande passante BP donné (à un rapport d'onde stationnaire ROS donné):

$$\eta_{\max} = \frac{\mathrm{ROS}-1}{\sqrt{\mathrm{ROS}}}\frac{f_0}{\mathrm{BP}}\frac{(kr)^3}{(kr)^2+1}, \tag{1}$$

où $f_0$ est la fréquence centrale de l'antenne pour une bande passante BP donnée.

Pour augmenter l'efficacité de rayonnement théoriquement réalisable $\eta_{\max}$, nous pouvons réduire la BP en concevant une antenne à bande étroite (par ex. microruban). De plus, une permittivité élevée du tissu environnant améliore l'efficacité de rayonnement théoriquement réalisable $\eta_{\max}$ en augmentant la taille électrique d'une antenne. Cependant, la conductivité importante des tissus induit des pertes qui détériorent l'efficacité. Nous pouvons réduire partiellement les pertes en utilisant une coque à faible pertes agissant comme un superstrat de l'antenne. Le fait de réduire les pertes dans le champ proche diminue de plus la BP.

En concevant une antenne *in-body* à une BP étroite, il faut assurer l'immunité à la désadaptation (ou la robustesse) vis à propriétés EM variables des tissus. Nous considérons l'antenne comme robuste lorsqu'elle reste adaptée dans toute la bande de fréquences dans la plage des propriétés EM données de l'environnement biologique. À 434 MHz, la plage estimée des propriétés EM est $\varepsilon_r \in [11{,}6\ ;\ 77{,}3]$ and $\sigma \in [0{,}08\ ;\ 2{,}26]$ S·m$^{-1}$ [8]. La permittivité relative $\varepsilon_r$ de la plupart des tissus corporels tend vers les limites supérieures de la plage spécifiée et la conductivité est à peu près au milieu. Comme la majorité des applications existantes dans le corps – en particulier les ingestibles – nécessitent un fonctionnement dans l'environnement avec des propriétés EM plus élevées ($\varepsilon_r \sim 50$–70 et $\sigma \sim 1$ S·m$^{-1}$), nous avons considéré une adaptation $S_{11} < -10$ dB pour les propriétés EM les plus élevées. Une adaptation acceptable ($S_{11} < -3$ dB) doit être maintenue pour les propriétés minimales.

### 2.2 Miniaturisation

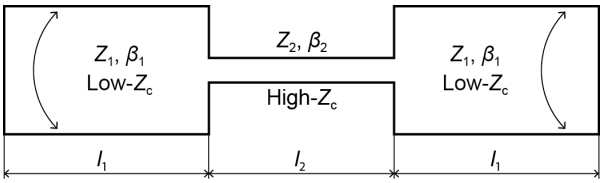


*Figure 2. Résonateur demi-onde à impédance étagée. Les flèches indiquent la direction de pliage*

Il est nécessaire de miniaturiser l'antenne microruban à 434 MHz ($\lambda/2 \approx 34$ cm) pour permettre son intégration dans une capsule biotélémétrique (Figure 1). La technique du résonateur à impédance étagée (*stepped impedance*

*resonator,* SiR) démontre une bonne performance pour les applications *in-body* en termes d'adaptation, de robustesse et d'efficacité de rayonnement [9]. Nous avons choisi le SiR demi-onde avec deux pas d'impédance (Figure 2). Le SiR se compose de trois éléments microrubans : un élément à haute impédance caractéristique (*high*-$Z_c$) qui se situe entre deux éléments identiques à basse impédance caractéristique (*low*-$Z_c$).

Une telle antenne microruban SiR pourrait être modélisée en utilisant l'équation d'impédance de la ligne de transmission [10, p. 59] en tant que ligne de transmission à trois sections avec des premier et troisième éléments identiques (Figure 2) :

$$Z_1\left[Z_1 \tan\left(\beta_2 l_2\right) + 2Z_2 \tan\left(\beta_1 l_1\right)\right] - Z_2^2 \tan^2\left(\beta_1 l_1\right)\tan\left(\beta_2 l_2\right) = 0, \tag{2}$$

où $Z_n$ sont les impédances de chaque section, $\beta_n$ désignent les constantes de phase et $l_n$ représentent les longueurs de chaque section.

L'Eq. (2) relie les longueurs $l_n$ et l'impédance $Z_n$ des éléments *high*-$Z_c$ et *low*-$Z_c$ à la fréquence de résonance $f_{res}$ (quand $\mathrm{Im}(Z_{in}) = 0$). Les constantes de phase $\beta_n$ sont définies comme suit

$$\beta = \frac{2\pi}{c} f_{res} \sqrt{\varepsilon_{r_n}^{eff}}, \tag{3}$$

où $c = 3 \times 10^8$ m·s$^{-1}$ est la vitesse de la lumière dans le vide et $\varepsilon_{r_n}^{\mathrm{eff}}$ est la permittivité relative effective de l'environnement de chaque section de l'antenne.

Une réduction supplémentaire de la taille de l'antenne a été réalisée en insérant la section *high*-$Z_c$ dans les deux sections *low*-$Z_c$ (Figure 1) et par l'introduction des fentes du plan de masse pour allonger le trajet de courant.

### 2.3 Matériaux

L'antenne proposée a été conçue sur un substrat Rogers ULTRALAM® 3850HT de 50 µm (polymère à cristaux liquides, $\varepsilon_r = 2{,}9$ ; tan $\delta = 0{,}002$) avec une métallisation de cuivre de 9 µm d'épaisseur. La coque de la capsule céramique est constituée d'$Al_2O_3$ (alumine, $\varepsilon_r = 9{,}9$ ; tan $\delta = 0{,}0001$) très faible perte, biocompatible et largement disponible dans le commerce sous diverses formes et tailles. Pour améliorer encore la charge diélectrique, la capsule est remplie d'eau pure ($\varepsilon_r = 78{,}4$ ; tan $\delta = 0{,}022$ à 434 MHz).

## 3 Résultats numériques

### 3.1 Modèle Numérique

L'antenne miniature a été optimisée numériquement pour obtenir un fonctionnement robuste à la fréquence de fonctionnement $f_0$ = 434 MHz. Nous avons utilisé pour cela le solveur de domaine fréquentiel de CST Microwave Studio® 2016 [11] (méthode des éléments finis) pour optimiser et analyser l'antenne. Le tissu corporel a été modélisé par un fantôme sphérique homogène avec un diamètre de ⌀100 mm. Les couches de métallisation (antenne et plan de masse) ont été modélisées en tant que cuivre de 9 µm d'épaisseur ($\sigma = 5{,}96 \times 10^7$ S·m$^{-1}$) et ont été prémaillées avec une largeur de pas maximale de 0,2 mm. Le substrat a été prémaillé avec un pas de 0,1 mm, la coque avec un pas de 0,5 mm, et le fantôme avec un pas de $\lambda/10$ (9 mm pour le muscle). Un raffinement adaptatif automatique du maillage a été utilisé avec une tolérance aux erreurs $S_{11} < 1\%$ à 434 MHz pour deux itérations consécutives comme critère de convergence.

L'ordre polynomial a été défini comme variable et jusqu'au troisième ordre avec attribution automatique de l'élément courbé (tolérance de courbure à 10°). Nous avons utilisé le solveur itératif (seuil de précision $10^{-9}$) car le maillage est bien défini pour une étape d'adaptation initiale (il en résulte une solution plus rapide que le solveur direct dans notre cas). Les limites extérieures ont été modélisées comme des couches parfaitement adaptées (*perfect matching layers*, PML), et la distance au modèle était au moins $\lambda/2$ (une distance égale à $\lambda$ a été utilisée pour une estimation précise du gain).

### 3.2 Fantômes

Nous avons utilisé un fantôme sphérique homogène de diamètre ⌀100 mm avec différentes propriétés EM selon le stade d'analyse. L'antenne est centrée à l'intérieur du fantôme. Cette approche est plus appropriée pour estimer la performance de rayonnement des antennes dans le corps avec une position indéfinie dans le corps (par ex. ingestible). Le fantôme sphérique conserve le diagramme de rayonnement intrinsèque de l'antenne alors que d'autres formes (par exemple cylindrique ou cubique) induisent une distorsion de performance de l'antenne en termes de directivité.

En raison de contraste élevée entre le fantôme et l'espace libre, tout fantôme géométrique simple (comme la sphère, le cuboïde, le cylindre, etc.) peut agir comme un résonateur diélectrique, affectant ainsi la performance du rayonnement. Une façon d'atténuer cet effet est de choisir une taille de fantôme non-résonnante. Toutefois, cette approche ne fonctionnera que dans une bande de fréquences étroite. Une approche plus générale – que nous proposons et utilisons ici – consiste à réduire le contraste sur le frontière de fantôme–air en faisant correspondre la permittivité $\varepsilon_r$ de l'espace libre (et donc du PML) avec le fantôme. Néanmoins, la conductivité de l'espace libre doit rester $\sigma = 0$ S·m$^{-1}$ pour permettre les évaluations de gain et d'efficacité.

Cette approche permet de comparer plus précisément non seulement les performances en rayonnement d'antenne dans une routine d'optimisation, mais aussi avec différentes homologues. Cependant, cette méthode ne donne pas une estimation précise de la performance du rayonnement de l'antenne pour des scénarios réalistes dans le corps. À ces fins, nous suggérons de travailler avec un fantôme anatomiquement réaliste. Ici, nous avons utilisé un modèle CST *Female Visible Human* « Nelly » (maille tétraédrique) afin d'évaluer les performances de la radiation dans différents scénarios d'application.

### 3.3 Performance de l'antenne dans les fantômes simplifiés

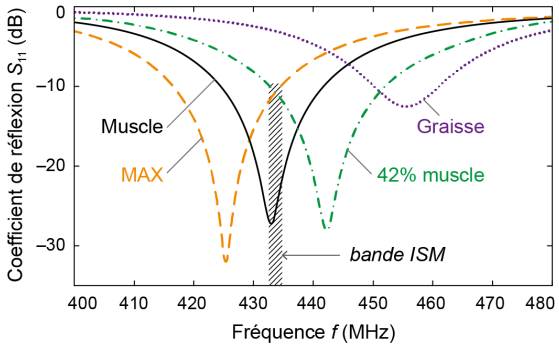


*Figure 3. Coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne simulée dans quatre fantômes*

L'antenne développée reste bien adaptée ($S_{11} < -10$ dB) dans la bande ISM 434 MHz pour une large gamme de tissus (Figure 3) allant de 42% des propriétés électromagnétiques de muscle ($\varepsilon_r = 23{,}9$ ; $\sigma = 0{,}34$ S·m$^{-1}$) jusqu'aux propriétés maximales de tissus [8] ($\varepsilon_r = 77{,}3$ ; $\sigma = 2{,}26$ S·m$^{-1}$). Dans la graisse (propriétés minimales parmi les tissus humains : $\varepsilon_r = 11{,}6$ ; $\sigma = 0{,}08$ S·m$^{-1}$), l'adaptation est de –3,2 dB. La bande passante obtenue (17 MHz) est suffisante pour permettre un fonctionnement en tant qu'antenne capsule ou antenne implant.

La Figure 5a représente le diagramme de rayonnement de l'antenne à 434 MHz dans le fantôme sphérique ⌀100 mm avec des propriétés EM de muscle. Le diagramme de rayonnement est dipolaire, ce qui est cohérent avec les limitations fondamentales sur la directivité pour les antennes électriquement petites. Le gain réalisé de l'antenne est –22,4 dBi et l'efficacité de rayonnement vaut 0,4%.

### 3.4 Robustesse de l'antenne

Pour analyser l'immunité de l'antenne à la variation des paramètres EM de l'environnement biologique, nous avons analysé le coefficient de réflexion de l'antenne à 434 MHz dans le fantôme sphérique ⌀100 mm pour 81 points de données avec le $\varepsilon_r \in [10, 80]$ and $\sigma \in [0, 2.3]$ S·m$^{-1}$.

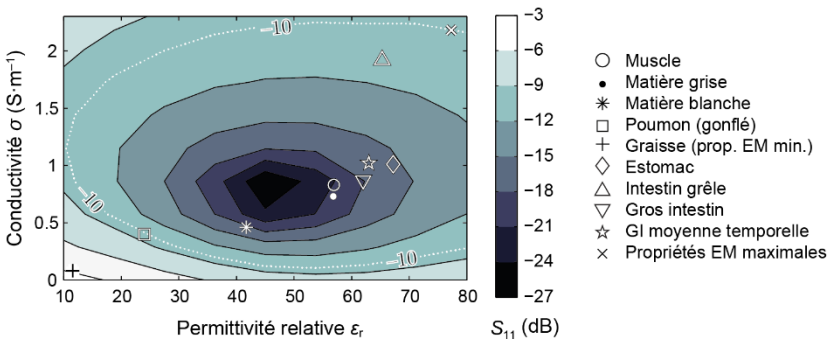


*Figure 4. Robustesse : niveau d'adaptation $S_{11}$ à 434 MHz dans le fantôme sphérique homogène ⌀100 mm avec $\varepsilon_r \in [10 ; 80]$ and $\sigma \in [0 ; 2{,}3]$ S·m$^{-1}$*

La Figure 4 représente la zone d'immunité liée à une désadaptation de l'antenne due à une variation des propriétés des tissus EM à 434 MHz. L'antenne développée reste bien adaptée ($S_{11} < -10$ dB) pour la plupart des

scénarios d'utilisation dans le corps et se détériore à –3 dB dans la graisse. Par conséquent, un superstrat d'alumine de 0,5 mm d'épaisseur fournit un découplage antenne–tissue suffisant.

Pour évaluer le couplage de l'antenne à l'électronique embarque de la capsule (et aux piles éventuelles), nous avons introduit une capsule de conducteur électrique parfait (CEP) dans le modèle et avons effectué un balayage paramétrique sur son rayon $R$. Le niveau d'adaptation reste invariant pour $R \leq 2$ mm. L'adaptation de l'antenne reste inférieure à $S_{11} < -10$ dB pour un rayon $R = 2{,}8$ mm qui représente 232 µm de distance entre le plan de masse et le CEP.

### 3.5 Performance dans fantôme anatomiquement réaliste

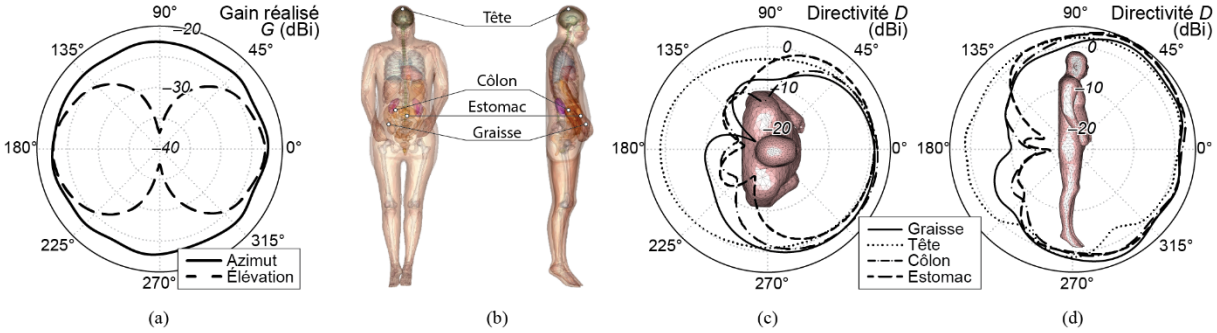


*Figure 5. (a) Diagramme de rayonnement simulé de l'antenne à 434 MHz dans un fantôme sphérique de ⌀100 mm avec des propriétés EM équivalent aux muscles ; (b) emplacements de la capsule pour l'évaluation de la performance de rayonnement dans le fantôme réaliste ; diagrammes de rayonnement du plan (c) azimut et (d) d'élévation de la capsule simulé dans le fantôme réaliste pour quatre scénarios d'application*

Afin d'évaluer les performances en rayonnement de l'antenne pour différents scénarios d'applications, nous avons simulé l'antenne avec un modèle anatomiquement réaliste CST *Female Visible Humain* « Nelly ». Quatre endroits d'implantation différents ont été étudiés (Figure 5b) : 1) la tête – correspondant à la permittivité la plus élevée et les pertes les plus élevées, et à une capsule près de la surface du corps ; 2) le côlon – correspondant à une antenne profondément implantée dans le corps ; 3) l'estomac – correspondant à une profondeur moyenne et proche de la couche musculaire ; et 4) la couche de graisse dans la région abdominale – correspondant à la permittivité la plus basse et proche de la surface du corps.

Les gains réalisés sont les suivants : –22,6 dBi (tête), –24,7 dBi (côlon), –26,3 dBi (estomac) et –30 dBi (graisse). Même si près de la surface du corps (moins d'atténuation dans les tissus), le plus faible gain de graisse est dû à la mauvaise adaptation (Figure 3). Les Figues 5c et 5d montrent les diagrammes de directivité de la capsule. Le diagramme de rayonnement dépend fortement de la position de la capsule dans le corps. Le plus proche est l'implantation à la surface, plus l'antenne est omnidirectionnelle.

## 4 Prototypage et mesures

À la suite de l'analyse et de l'optimisation, nous avons construit un prototype pour évaluer expérimentalement la performance de l'antenne pour la bande moyenne ISM de 434 MHz.

### 4.1 Fabrication de prototypes et fantômes

Nous avons réalisé le prototype d'antenne par ablation au laser (LPKF ProtoLaser S) sur un substrat Rogers ULTRALAM® 3850HT de 50 µm avec un revêtement en cuivre de 9 µm. Le PCB a été connecté à un câble coaxial 50 Ω semi-rigide de 100 mm terminé par un connecteur SMA. Ensuite, l'antenne a été pliée et insérée dans un cylindre d'alumine Degussit® AL23 de 20 mm × ⌀7 mm. L'ouverture du côté du câble a été scellée avec de le col époxy Araldite® 2011. Ensuite, la capsule a été remplie d'eau pure, dégazée et scellée à l'autre extrémité avec un bouchon en caoutchouc.

Pour valider expérimentalement les performances de l'antenne en termes d'impédance, de robustesse et de rayonnement, nous avons préparé trois fantômes liquides équivalents aux tissus : musculaires ($\varepsilon_r = 56{,}9$ ; $\sigma = 0{,}81$ S·m$^{-1}$), aux paramètres EM maximales ($\varepsilon_r = 77{,}3$ ; $\sigma = 2{,}3$ S·m$^{-1}$) et aux paramètres EM moyennés de tractus GI ($\varepsilon_r = 63$ ; $\sigma = 1{,}02$ S·m$^{-1}$) [4]. Nous avons utilisé de l'eau désionisée comme composant de base, du saccharose pour réduire la permittivité $\varepsilon_r$ et du NaCl pur pour augmenter la conductivité $\sigma$. Pour définir les concentrations de chaque ingrédient, nous avons utilisé une conception d'expérience factorielle complète avec la méthodologie d'optimisation de surface de réponse [12]. Les propriétés EM des fantômes ont été mesurées à l'aide du kit SPEAG DAK avec sonde DAK-12 [13]. Les concentrations finales sont : 1) muscle – 51,3% de

saccarose et 1,53% de NaCl ; 2) maximum – 40,7% de saccarose et 2,56% de NaCl ; 3) moyenné – 44,6% de saccarose et 1,44% de NaCl.

Afin d'évaluer la performance du rayonnement, nous avons utilisé un récipient en verre sphérique de ⌀100 mm rempli du liquide équivalent au tissu musculaire, scellé avec un bouchon en caoutchouc et fixé à l'aide d'une mousse Rohacell® IG ($\varepsilon_r$ = 1,05 ; tan $\delta$ = 0,0017) sur le positionneur dans la chambre anéchoïque (Figure 6b). Le connecteur SMA se trouve à l'extérieur du conteneur scellé, facilitant ainsi la connexion aux installations de mesure.

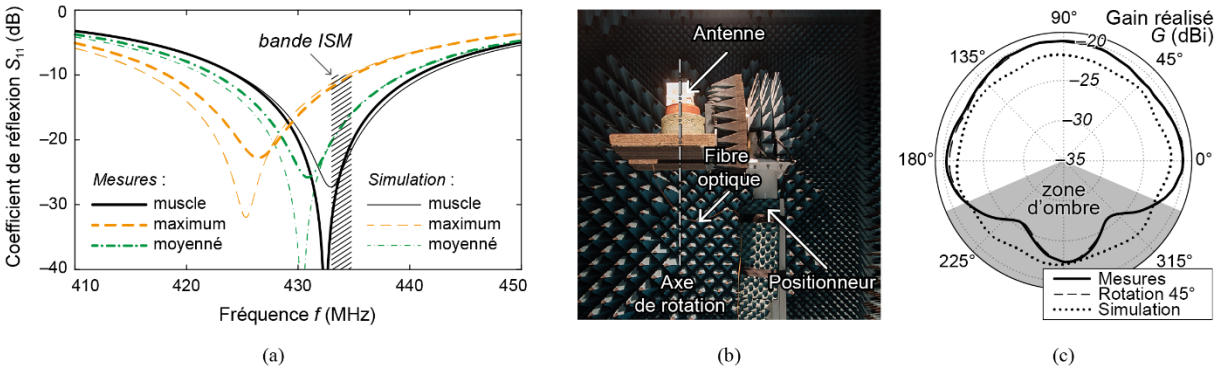


*Figure 6. (a) Coefficients de réflexion mesurés et simulés de l'antenne dans des fantômes liquides avec des propriétés EM équivalent au tissu musculaire, maximales et moyennés de tractus GI ; (b) Antenne sous test montée sur le positionneur et alimentée en utilisant une fibre optique pour la caractérisation de l'antenne en champ lointain ; (c) diagrammes de rayonnement mesurés dans le fantôme liquide équivalentes aux tissue musculaire*

### 4.2 Coefficient de réflexion de l'antenne

Nous avons utilisé l'analyseur de réseau vectoriel Agilent PNA-X (ARV) pour mesurer le coefficient de réflexion $S_{11}$ de l'antenne. Comme l'ARV a été étalonné dans le plan de référence du connecteur SMA, l'influence du câble sur l'impédance a été enlevée pendant le post-traitement en utilisant le CST Design Studio®.

La Figure 6a montre les coefficients de réflexion $S_{11}$ mesurés pour trois fantômes liquides. Les résultats expérimentaux correspondent assez bien avec des simulations. Comme l'ablation laser du substrat fournit une précision inférieure à celle de la photolithographie, un meilleur accord peut être obtenu en utilisant des procédés de fabrication plus précis.

### 4.3 Rayonnement

La caractérisation des antennes électriquement (et physiquement) petites et reste un défi majeur, car il est très difficile d'éviter la dégradation du signal mesuré en raison du couplage entre l'antenne testée (AuT) et le câble relié à un récepteur [14]. Le courant induit sur le câble peut affecter le diagramme de rayonnement et l'adaptation, ce qui rend difficile, sinon impossible, de séparer le rayonnement de l'antenne de celui du câble. Différentes approches permettent de minimiser cet effet en utilisant un balun [15], un convertisseur électro-optique [16], ou effectuer des mesures en utilisant une caractérisation de diffusion monostatique de l'antenne connectée à des terminaisons standard [17]. Pour les antennes *in-body*, le problème devient encore plus compliqué, car en plus de ces sources de corruption, l'antenne doit être mesurée dans un fantôme à pertes.

Nous avons caractérisé l'antenne en utilisant la technique d'illumination directe en champ lointain. La Figure 6b représente la configuration de mesure. L'AuT se trouve à l'intérieur d'un récipient en verre sphérique rempli d'un matériau de référence (liquide fantôme). L'AuT et son conteneur constituent l'appareil testé (DuT). Le DuT se localise à une distance du cornet de mesure en respectant les critères de champ lointain. Un convertisseur électro-optique (enprobe LFA-3 [18]) alimente le DuT. Ainsi, une fibre optique remplace le câble RF à l'intérieur de la chambre anéchoïque et minimise la principale source de dégradation du signal.

Nous avons mesuré le diagramme de rayonnement dans le plan azimutal, pour les composants de co-polarisation et de polarisation croisée. Le balayage de fréquence a été mis en place de 300 MHz à 600 MHz afin de s'assurer que le rayonnement maximum se produit à la fréquence de résonance de l'antenne $f_{res}$. L'estimation du gain réalisé par DuT a utilisé la technique de substitution de gain employant une antenne de référence de gain connu (ETS-Lindgren Model 3164-06[19]).

La Figure 6c démontre les résultats de caractérisation en champ lointain. Le gain réalisé est –19.6 dBi. Le diagramme de rayonnement est cohérent avec celui qui est simulé. Néanmoins, on peut remarquer que le

rayonnement arrière est incorrect, en mettant en évidence l'effet d'ombrage du positionneur pour une plage angulaire. De plus, l'amplitude est décroissante pour deux valeurs angulaires d'azimut spécifiques. Pour vérifier si cet effet est en effet dû à l'ombrage du positionneur ou au diagramme intrinsèque du DuT, nous avons pris en compte la symétrie axiale du DuT et mesuré le diagramme de rayonnement à la position azimutale initiale du DuT ainsi que tourné 45°. La même plage angulaire défectueuse apparaît pour les deux positions du DuT (Figure 6c), ce qui prouve que les effets de diffraction et d'ombrage du positionneur affectent le rayonnement vers l'arrière.

## 5 Conclusions

Dans cet article, nous avons conçu et caractérisé une antenne microruban conforme et à faible profil, adaptée à une large gamme d'applications in-body. Des dimensions ultra-miniatures, une robustesse et une efficacité accrues (par rapport aux homologues) permettent de l'utiliser à la fois pour des applications implantables et ingestibles. Cette antenne capsulaire peut également être considérée pour la biotélémétrie animale puisque les propriétés EM de certains tissus animaux peuvent différer de celles des humains, et la grande robustesse de l'antenne réduit partiellement la désadaptation d'impédance.

En outre, nous avons proposé et expérimentalement validé une nouvelle approche de conception d'une antenne microruban *in-body* intégrée dans une coque à haute permittivité. De cette façon, il n'est plus nécessaire d'augmenter la bande passante de l'antenne pour couvrir la plage de désaccord au détriment de l'efficacité du rayonnement. Nous avons choisi l'alumine ($Al_2O_3$) comme matériau de couche d'encapsulation car elle est largement disponible et biocompatible. Toutefois, en choisissant un matériau de permittivité plus élevée, on peut augmenter davantage l'efficacité du rayonnement, améliorer la robustesse ou diminuer l'épaisseur de la coque de la capsule. L'antenne, bien sûr, doit être re-optimisée pour fonctionner dans l'encapsulation modifiée.

Le gain réalisé de la capsule dépasse les homologues existants (résumés dans [4]) d'au moins 3 dBi alors qu'elle est plus petite et plus robuste. Il faut noter toutefois qu'une comparaison précise des performances de rayonnement exige que tous les homologues soient évalués dans le même environnement, en particulier en utilisant un fantôme présentant la même géométrie et les mêmes propriétés EM. Les formes sphériques sont de choix car elles n'influencent pas sur le diagramme de rayonnement intrinsèque de l'antenne. Le diamètre du fantôme doit être suffisamment grand pour ne pas perturber l'impédance de l'antenne. Cependant, un fantôme trop grand atténuera fortement le signal réduisant le rapport signal sur bruit et donc affectant la précision de la mesure. Par conséquent, dans cette étude, nous avons choisi de travailler avec un fantôme de ⌀100 mm.

La synthèse initiale de l'antenne utilise la méthodologie analytique–numérique hybride. Les études paramétriques et l'optimisation ont nécessité la modélisation numérique globale. Le maillage tétraédrique adaptatif a permis d'évaluer l'antenne dans des scénarios réalistes utilisant un fantôme anatomique hétérogène et en évitant *l'effet d'escalier* – l'un des principaux inconvénients des fantômes voxelisés. De cette manière, on peut évaluer de la manière précise le gain réalisé de l'antenne et donc le budget de liaison pour une application spécifique.

L'antenne proposée contribue au développement d'une nouvelle génération de dispositifs miniatures *in-body* qui impliquent une intégration complexe et dense de capteurs, de logique et de source d'énergie.

## Remerciements

Ces études auraient été impossibles sans le soutien de la société BodyCap, le ministère des Affaires étrangères et du Développement international (programme de bourses Eiffel), le Centre national de la recherche scientifique (CNRS), le ministère de l'Education, de la Jeunesse et des Sports (République tchèque) sous le RICE – nouvelles technologies et concepts pour les systèmes industriels intelligents, projet No. LO1607.

## Références bibliographiques

[1] A. Kiourti, K. A. Psathas, and K. S. Nikita, "Implantable and ingestible medical devices with wireless telemetry functionalities: A review of current status and challenges," *Bioelectromagnetics*, vol. 35, no. 1, pp. 1–15, Jan. 2014.

[2] E. Y. Chow, M. M. Morris, and P. P. Irazoqui, "Implantable RF medical devices: the benefits of high-speed communication and much greater communication distances in biomedical applications," *IEEE Microw. Mag.*, vol. 14, no. 4, pp. 64–73, Jun. 2013.

[3] BodyCap Medical, "e-Celsius." [Online]. Available: http://www.bodycap-medical.com/.

[4] D. Nikolayev, M. Zhadobov, R. Sauleau, and P. Karban, "Antennas for ingestible capsule telemetry," in *Advances in Body-Centric Wireless Communication: Applications and State-of-the-Art*, London, UK: IET, 2016, pp. 143–186.

[5] A. S. Y. Poon, S. O'Driscoll, and T. H. Meng, "Optimal frequency for wireless power transmission into dispersive tissue," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 58, pp. 1739–1750, 2010.

[6] L. C. Chirwa, P. A. Hammond, S. Roy, and D. R. S. Cumming, "Electromagnetic radiation from ingested sources in the human intestine between 150 MHz and 1.2 GHz," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 484–492, Apr. 2003.

[7] J. Volakis, C.-C. Chen, and K. Fujimoto, *Small Antennas: Miniaturization Techniques & Applications*. McGraw Hill Professional, 2010.

[8] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 2251–2269, Nov. 1996.

[9] Y. Mahe, A. Chousseaud, M. Brunet, and B. Froppier, "New flexible medical compact antenna: design and analysis," *Int. J. Antennas Propag.*, vol. 2012, May 2012.

[10] D. M. Pozar, *Microwave engineering*, 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2012.

[11] Computer Simulation Technology AG, "CST Microwave Studio." [Online]. Available: https://www.cst.com/Products/CSTMWS. [Accessed: 06-Aug-2016].

[12] G. E. P. Box, J. S. Hunter, and W. G. Hunter, *Statistics for Experimenters: Design, Innovation, and Discovery*, 2nd ed. Hoboken, N.J: Wiley-Interscience, 2005.

[13] Schmid & Partner Engineering AG, "Dielectric Assessment Kit." [Online]. Available: http://www.speag.com/products/dak/dielectric-measurements/. [Accessed: 06-Aug-2016].

[14] L. Huitema, C. Delaveaud, and R. D'Errico, "Impedance and radiation measurement methodology for ultra miniature antennas," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 62, no. 7, pp. 3463–3473, Jul. 2014.

[15] S. Pivnenko, J. Zhang, A. Khatun, T. Laitinen, and J. Carlsson, "Characterization of small antennas for hearing aids by several measurement techniques," in *Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation*, Barcelona, Spain, 2010, pp. 1–5.

[16] M. Alexander, T. H. Loh, and A. L. Betancort, "Measurement of electrically small antennas via optical fibre," in *Antennas Propagation Conference, 2009. LAPC 2009. Loughborough*, 2009, pp. 653–656.

[17] W. Wiesbeck and E. Heidrich, "Wide-band multiport antenna characterization by polarimetric RCS measurements," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 46, no. 3, pp. 341–350, Mar. 1998.

[18] enprobe GmbH, "LFA-3 analog fiber optic link." [Online]. Available: http://www.enprobe.de/products_FO-Links.htm. [Accessed: 02-Jul-2016].

[19] ETS-Lindgren, "3164-06 open boundary quad-ridged horn." [Online]. Available: http://www.ets-lindgren.com/3164-06. [Accessed: 14-Jul-2016].