



HAL
open science

Evaluation par simulation et mesure de l'atténuation subie par le signal dans les communications utilisant le corps humain comme canal de propagation

S. Al Zaouk, R. Assila Belhadj Mefteh, R. Vauche, Redha Abdeddaim, N. Dehaese, M. Guerin

► To cite this version:

S. Al Zaouk, R. Assila Belhadj Mefteh, R. Vauche, Redha Abdeddaim, N. Dehaese, et al.. Evaluation par simulation et mesure de l'atténuation subie par le signal dans les communications utilisant le corps humain comme canal de propagation. Colloque sur les Objets et systèmes Connectés, Apr 2024, Fes, Maroc. hal-04892496

HAL Id: hal-04892496

<https://hal.science/hal-04892496v1>

Submitted on 16 Jan 2025

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.

Evaluation par simulation et mesure de l'atténuation subie par le signal dans les communications utilisant le corps humain comme canal de propagation

Salimar AL ZAOUK¹, Rym ASSILA BELHADJ MEFTEH¹, Remy VAUCHE¹, Redha ABDEDDAIM², Nicolas DEHAESE¹, Mathieu GUERIN¹

salimar.alzaouk@im2np.fr

(1) Aix Marseille Univ, CNRS, IM2NP, Marseille, France

(2) Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France

RESUME : Les communications à travers le corps humain (HBC), standardisées autour de 21 MHz par la norme IEEE 802.15.6 dédiée aux réseaux corporels, font partie des techniques émergentes exploitant le corps humain comme canal de propagation. Lorsqu'elles reposent sur un couplage capacitif, leur sensibilité à tout couplage parasite dans l'environnement proche rend difficile l'évaluation expérimentale de l'affaiblissement du signal. C'est pourquoi, afin de vérifier les résultats obtenus en mesure pour différentes configurations, une implémentation des dispositifs expérimentaux et l'utilisation d'un modèle de corps humain est ici proposé sous CST. D'une manière globale, les résultats obtenus en simulation sont relativement proches des résultats obtenus en mesure (écart inférieur à 2 dB quel que soit la distance émetteur-récepteur).

Mots clés : Communications à travers le corps humain (HBC), couplage capacitif, Affaiblissement du signal.

1 INTRODUCTION

En 2012, le groupe 802.15.6 de l'IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) a publié une norme de communication sans fil à faible consommation et à courte portée dédiée aux réseaux corporels (WBAN ; standard IEEE 802.15.6). Cette norme impose aux dispositifs compatibles de fonctionner avec une puissance d'émission extrêmement faible, permettant ainsi de réduire le débit d'absorption spécifique (DAS) dans le corps et de prolonger la durée de vie des batteries. L'une des couches physiques qu'il définit utilise le corps humain comme canal de propagation (Human body communication ; HBC) autour de 21 MHz. Les communications HBC peuvent reposer sur plusieurs types de couplage dont notamment le couplage capacitif (HBC-CC) où des électrodes font office d'antennes. Comme indiqué sur la figure 1, quatre électrodes sont dans ce cas utilisées, deux électrodes de signal fixées au corps et deux électrodes de masse flottantes séparées du corps. Le corps (chemin direct) et l'environnement proche (chemin de retour) font alors office de ligne de transmission [1].

Afin de pouvoir dimensionner l'émetteur (puissance d'émission) et le récepteur (sensibilité) tout en optimisant leur consommation d'énergie, il est indispensable d'estimer avec précision l'affaiblissement subi par le signal se propageant dans le corps. En outre, pour garantir une transmission robuste et fiable des signaux en HBC, il est également nécessaire de comprendre l'influence de divers facteurs (exemples : posture du corps et emplacement des électrodes) ainsi que les mécanismes de propagation en jeu.

Dans la littérature, des travaux examinant les différents facteurs affectant l'affaiblissement ont déjà été menés tant en simulation qu'en mesure [2] [3]. En ce qui concerne la simulation, l'étude [2] a proposé un modèle multicouche cylindrique pour modéliser un bras humain

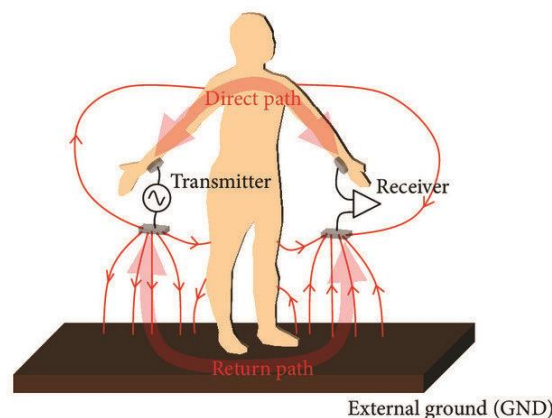


figure 1 : Principe des communications HBC à couplage capacitif [1].

(moelle osseuse, os, muscle, graisse, et peau) dans un simulateur électromagnétique. Néanmoins, il est important de souligner que dans ce travail, bien que les valeurs d'atténuation soient prometteuses et concordent avec les résultats expérimentaux, ils mettent en évidence les limitations associées à l'utilisation d'un analyseur de réseaux (VNA) pour caractériser l'atténuation subie par le signal et ce, du fait du biais important que le VNA introduit (couplage parasite améliorant involontairement le chemin de retour). En effet, comme démontré dans [3], cela se traduit par une importante surestimation de l'affaiblissement du fait de la création via la carcasse métallique du VNA et du blindage des câbles, d'un chemin de retour plus direct entre les électrodes de masse de l'émetteur et du récepteur HBC. Le modèle proposé dans [2] ne permet donc pas d'estimer l'atténuation de manière réaliste.

En revanche, un modèle FEM (Finite Element Method) 3D utilisant différents tissus biologiques comme matériaux et se basant sur un scan 3D d'un homme a été proposé dans [3]. Les résultats de simulation obtenus sont

encore une fois en concordance avec ceux obtenus en mesure (-42 dB pour une distance de 20 cm). Néanmoins, pour limiter un maximum les couplages parasites, les mesures ont été obtenues à l'aide de dispositifs émetteurs et récepteurs de petite taille alimentés par batterie. Toutefois, seule la distance émetteur-récepteur de 20 cm a été étudiée dans [3].

C'est pourquoi, il est proposé ici d'évaluer l'atténuation subie par le signal à l'aide de simulations électromagnétiques (logiciel CST avec modèle de corps humain Voxel Family) en faisant varier différents facteurs comme la distance émetteur-récepteur, la taille de l'électrode de masse et la fréquence utilisée. Pour cela, l'émetteur/récepteur alimenté sur pile et dédié à l'estimation de l'atténuation des signaux HBC décrit dans [4] sera modélisé dans le simulateur. Puis les résultats de simulation seront comparés avec ceux obtenus en mesure à l'aide de ce même dispositif.

Ainsi, la mise en œuvre des simulations est détaillée dans la section 2. Puis, après avoir présenté la métrique utilisée, l'affaiblissement obtenu en simulation sera comparé à celui en obtenu en mesure pour diverses configurations dans la section 3.

2 MISE EN ŒUVRE DE LA SIMULATION SOUS CST

2.1 Configuration de CST

Le logiciel CST utilisé ici est un logiciel de simulation électromagnétique. Il implémente des méthodes numériques telles que la technique d'intégration finie (FIT) et la méthode des éléments finis (FEM), de même que des modèles de corps humain réalistes telle que la "Voxel Family" représentée sur la figure 2. Pour mener l'étude proposée ici, le solveur temporel de CST a été employé ainsi que la méthode numérique FIT, de même qu'un corps humain tiré de la "Voxel Family". Enfin, des ports discrets ont été utilisés.

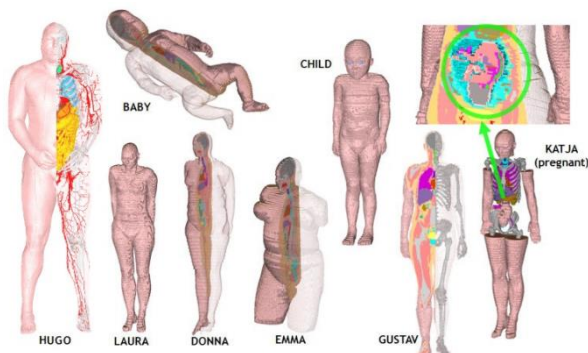


figure 2 : Modèle Voxel du corps humain [5].

2.2 Implémentation de l'émetteur-récepteur et du corps humain

L'émetteur-récepteur utilisé dans cette étude est similaire à celui décrit dans [4]. Il a été implémenté sur un circuit imprimé (PCB) double face mesurant 5,2 cm par

5,2 cm avec un substrat de type FR4 d'une épaisseur de 1,6 mm et comportant des couches de cuivre conductrices de 35 μm d'épaisseur chacune. Chaque PCB intègre une électrode médicale autoadhésive standard de 8 mm de diamètre (Ag/AgCl) sur le côté "bas" de la carte, servant d'électrode de signal appliquée sur la peau (voir figure 3.(a)). L'électrode de masse nécessaire la mise en œuvre d'un couplage capacitif est quant à elle formée par le plan de masse situé sur le côté "haut" de la carte (voir figure 3. (b)). Enfin, l'ensemble est alimenté par une pile au format CR2032.

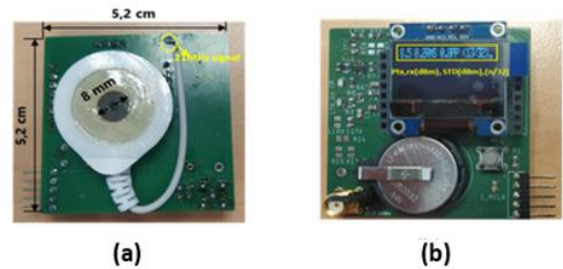


figure 3 : Modèle émetteur-récepteur dans [4].

En simulation, le modèle (identique pour l'émetteur et le récepteur) a été reproduit sous CST. A la différence du dispositif expérimental, l'électrode de signal, l'électrode de masse et la pile sont en PEC (Perfect Electric Conductor). L'ensemble visible sur la figure 4 comprend ainsi un plan de masse en PEC de 52 x 52 mm ainsi qu'une pile de forme cylindrique de dimensions 20 x 3,2 mm, modélisant la pile au format CR2032. Le port discret est quant à lui connecté au câble reliant l'électrode à la peau d'un côté et à la pile de l'autre côté (figure 4). Il est à noter que le plan de masse est connecté à la pile via un fil non représenté ici. Enfin, un modèle de corps humain de la famille Voxel représentant un homme de 38 ans mesurant 176 cm et de résolution 2.08 x 2.08 x 2.0 mm a été utilisé.

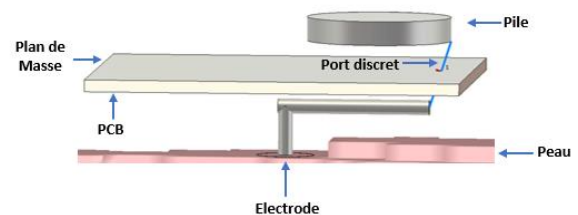


figure 4 : Modèle émetteur-récepteur sous CST.

2.3 Emplacement de l'émetteur-récepteur testés

Pour évaluer l'atténuation du signal entre l'émetteur et le récepteur dans diverses conditions et les comparer aux résultats obtenus en mesure, l'émetteur a été positionné au niveau du poignet droit. Ensuite, comme illustré sur la figure 5, le récepteur a été placé à quatre positions différentes notées de B à E afin de pouvoir évaluer l'influence de la distance émetteur-récepteur sur l'affaiblissement. Les distances correspondantes sont approximativement de 20 cm (A-B), 40 cm (A-C), 60 cm (A-D) et 120 cm (A-E).

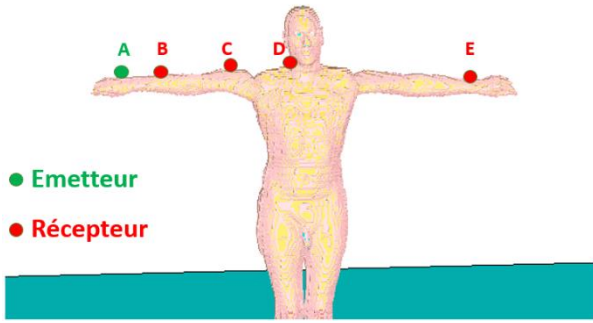


figure 5 : Emplacements de l'émetteur et du récepteur testés.

3 RESULTATS

L'évaluation de l'affaiblissement est réalisée en simulation sur la base des paramètres S obtenus. Cependant, dans [3] comme dans les expérimentations menées avec le circuit décrit dans [4], des circuits d'adaptation d'impédance ont été mis en œuvre au sein de l'émetteur et du récepteur afin d'optimiser l'affaiblissement en puissance. C'est pourquoi, la métrique relative à l'affaiblissement utilisée ici est le gain en puissance transducique maximal (noté G_{Tmax}) qui suppose une adaptation d'impédance parfaite coté émetteur et coté récepteur. Le G_{Tmax} peut être obtenu à partir des paramètres S comme suit [3] :

$$G_{Tmax} = \frac{|S_{11}|}{|S_{12}|} (K - \sqrt{K^2 - 1}) \quad (1)$$

$$\text{Avec : } K = \frac{1 + |\Delta|^2 - |S_{11}|^2 - |S_{22}|^2}{2|S_{12}||S_{21}|}$$

$$\text{Et : } \Delta = S_{11}S_{22} - S_{12}S_{21}$$

C'est cette métrique qui est donnée par le dispositif expérimental utilisé ici. Par ailleurs, il est à noter que les résultats expérimentaux donnés dans la suite sont la moyenne des résultats obtenus sur 3 personnes distinctes.

3.1 Affaiblissement selon la distance émetteur-récepteur

Comme détaillé précédemment, l'émetteur (Tx) est placé au poignet droit et le récepteur (Rx) est positionné à quatre emplacements. Les résultats de simulation comparés à ceux obtenus en mesure montrent une similitude marquée avec un écart maximal de seulement 2 dB (voir figure 6). Ainsi, les mêmes tendances sont retrouvées à savoir une dégradation marquée de l'affaiblissement en passant d'une distance inter-électrodes de 20cm à 60 cm : -15 dB en simulation et environ -12 dB en mesure. Au-delà de 60 cm, la valeur de l'affaiblissement ne se dégrade plus et connaît même une amélioration d'environ 7 dB en simulation et de 2.5 dB en mesure. Il est à noter

que pour 20 cm, l'affaiblissement est proche de celle obtenue dans [3] (-42 dB) et que pour 60 cm, l'affaiblissement le plus fort est observé mais que cela est peut-être dû à la présence d'os principalement.

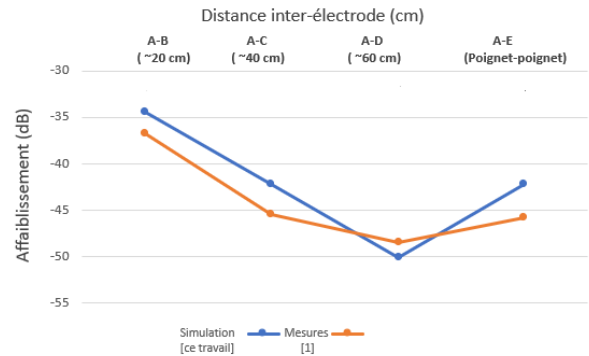


figure 6 : Résultats simulés et expérimentaux de l'affaiblissement obtenu pour différentes distances inter-électrodes.

3.2 Affaiblissement selon la fréquence

Afin d'évaluer l'impact d'un changement de fréquence porteuse (21 MHz) sur l'affaiblissement, la simulation a été réalisée en ajustant la fréquence à 42 MHz pour une distance émetteur-récepteur de 20 cm. Les résultats de simulation révèlent une dégradation d'environ 3 dB de l'affaiblissement lorsque la fréquence passe de 21 MHz à 42 MHz alors que les mesures effectuées indiquent une quasi stabilité de l'affaiblissement (voir tableau 1). En comparaison avec d'autres résultats, notamment ceux de [6] qui ont également montré une dégradation d'environ 3 dB à 42 MHz, les observations rapportées dans [3] et [7] présentent une tendance différente. En effet, dans ces deux études, une amélioration significative de l'affaiblissement, respectivement d'environ 5 dB et 6 dB, a été notée lors du passage de 21 MHz à 42 MHz. Cette variation dans les résultats suggère des différences potentielles dans les configurations expérimentales, les techniques de mesure, ou d'autres facteurs influençant le comportement du signal à des fréquences plus élevées pas encore identifiés. Ces divergences soulignent ainsi l'importance d'une analyse approfondie et de la prise en compte d'un maximum de facteurs lors de l'évaluation de l'affaiblissement dans le contexte des communications HBC.

Fréquence (Mhz)	Simulation (dB)	Mesure (dB)
21	-34.18	-36.8
42	-37.5	-37.5

Tableau 1 : Résultats simulés et expérimentaux de l'affaiblissement obtenu à une distance de 20 cm pour une fréquence de 21 MHz et de 42 MHz.

3.3 Affaiblissement selon la taille du plan de masse

Afin d'évaluer l'impact de la surface du plan de masse

(agissant comme électrode de masse) sur la valeur de l'affaiblissement, quatre prototypes ont été testés en mesure et en simulation. Ces prototypes présentent une réduction progressive de la surface du plan de masse, passant du GP Type I au GP Type IV, comme illustré dans la figure 7. Le GP Type I possède les dimensions originales du plan de masse, à savoir 52,5 par 52,5 mm, tandis que le GP Type II mesure 37,12 par 37,12 mm (surface de GP Type I divisée par deux). Le GP Type III a quant à lui des dimensions de 26,25 x 26,25 mm et le GP-Type IV est pour sa part dépourvu de plan de masse (il conserve néanmoins le plan de masse associé à la surface de la pile pour servir d'électrode de masse).

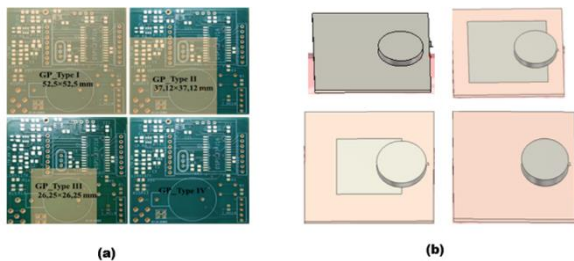


figure 7 : Géométrie des plans de masse testés en mesure (a) et en simulation (b).

Les résultats présentés dans le tableau 2 révèlent de manière générale que le prototype GP-Type IV, dépourvu de plan de masse sur la carte, offre les conditions les plus favorables en termes d'affaiblissement aussi bien en simulation qu'en mesure. Néanmoins, une dégradation de moins de 1 dB est observée en simulation lors du passage du GP type I au GP type IV alors qu'en mesure un écart de 4,5 dB est observé entre la configuration la plus favorable et la moins favorable. Ces résultats suggèrent que la configuration sans plan de masse peut offrir contre intuitivement des performances d'affaiblissement plus favorables dans certaines conditions et nécessite une investigation plus approfondie pour en comprendre la cause.

Plan de masse	Simulation (dB)	Mesure (dB)
GP type I	-34.18	-36.8
GP type II	-34.14	-38.4
GP type III	-33.9	-40.7
GP type IV	-33.4	-36.2

Tableau 2 : Résultats simulés et expérimentaux de l'affaiblissement obtenu à une distance de 20 cm pour différentes tailles de plan de masse.

4 CONCLUSION

Dans cet article a été détaillée la mise en œuvre de

simulations électromagnétiques pour estimer l'affaiblissement subie par le signal dans le contexte des communications HBC utilisant le corps humain comme canal de propagation et reposant sur un couplage capacitif. Les résultats obtenus ont été comparés avec ceux obtenus expérimentalement (résultats moyennés sur 3 personnes) et dans la mesure du possible avec ceux disponibles dans la littérature pour différentes configurations. Il en ressort que l'utilisation d'un modèle de corps humain complexe tel que celui utilisé dans [3], ou ici (Voxel Family), semble plus pertinent que le modèle multicouche cylindrique proposé dans [2]. En effet, cela permet d'obtenir en simulation des résultats proches de ceux obtenus expérimentalement à l'aide de dispositifs alimentés sur pile ne présentant a priori aucun biais [3] [4] comparativement aux résultats obtenus avec un analyseur de réseau [2]. Enfin, l'influence de la distance émetteur-récepteur a ici été évaluée (de -35 dB à 50 dB selon la distance), de même que la fréquence du signal (dégradation lors du passage de 21 MHz à 42 MHz) et la taille du plan de masse (la taille du plan masse semble avoir peu d'impact).

Bibliographie

- [1] D. Naranjo-Hernández, A. Callejón-Leblic, "Past results, present trends and future challenges in intrabody communication", *Wireless Communications and Mobile Computing*, Vol. (2018), p. 9026847, Mar 2018. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1155/2018/9026847>
- [2] R. Xu, H. Zhu, "Circuit-coupled fem analysis of the electric-field type intra-body communication channel", in *2009 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, 2009, pp. 221–224.
- [3] J. Park, H. Garudadri, "Channel modeling of miniaturized battery-powered capacitive human body communication systems", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 2, pp. 452–462, 2017.
- [4] R. A. B. Mefteh, R. Vauche, "Design of a battery-powered emitter dedicated to the characterization of human body communications", in *2020 15th Design Technology of Integrated Systems in Nanoscale Era (DTIS)*, 2020, pp. 1–5.
- [5] "CST Voxel Family". [Online]. Available: https://space.mit.edu/RADIO/CST_online/mergedProjects/3D/common_tools/common_tools_biomedels.htm#Voxel_Family
- [6] J. Ruiz, J. Xu, "Propagation characteristics of intrabody communications for body area networks", in *CCNC 2006. 2006 3rd IEEE Consumer Communications and Networking Conference*, 2006., vol. 1, 2006, pp. 509–513.
- [7] L. Vasić, I. Krois, "A capacitive intrabody communication channel from 100 khz to 100 mhz", in *2011 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*, 2011, pp. 1–4.