



CHAMPS ÉLECTROMAGNÉTIQUES : DE LA DOSIMÉTRIE À LA SANTÉ HUMAINE

La dosimétrie numérique en gamme HF / VHF

Numerical dosimetry in HF / VHF band

Alexandre Laisné, Denis Favet**

** DGA Techniques aéronautiques, 47 rue Saint Jean, BP 93123, 31131 Balma Cedex
Alexandre.Laisne@dga.defense.gouv.fr*

Mots-clefs : DAS, densité de courant, dosimétrie.

Keywords : SAR, current density, dosimetry.

Résumé

Les paramètres influents pour la dosimétrie numérique en gamme HF / VHF sont passés en revue. Les incertitudes et biais sur les restrictions de base sont étudiés en fonction de la résolution du modèle anthropomorphique, de son maillage, de son homogénéisation, de la méthode numérique employée, des contacts avec un plan de masse, et de la nature du champ (proche/lointain).

1. Introduction

La tenue des niveaux de référence DREP (Danger des Rayonnements Electromagnétiques sur le Personnel) en champ électrique et magnétique spécifiés par l'instruction du Ministère de la Défense [1] peut ne pas être atteinte dans certaines configurations opérationnelles d'utilisation d'émetteurs HF et VHF de forte puissance. Afin de garantir la sécurité des personnels utilisant ce type de radio, il est nécessaire de vérifier la conformité de ces systèmes vis-à-vis des restrictions de base. En bandes HF et VHF doivent être considérés : la densité de courant induit J sur la tête et le tronc, moyennée sur 1 cm^2 , le Débit d'Absorption Spécifique (DAS) sur le corps entier, et le DAS localisé sur 10 g de tissus contigus évalué, respectivement pour l'œil, la tête et le tronc, et les membres. La conformité d'un émetteur par rapport à la réglementation peut être démontrée à l'aide de la simulation numérique.

La bande HF / VHF couvre plusieurs applications civiles pour lesquelles des évaluations en densité de courant ou en DAS ont été menées (Imagerie par Résonance Magnétique [2], radiodiffusion [3,4], RFID [5], ...). L'influence de la taille et de la morphologie sur la résonance du DAS corps entier en bande HF/VHF a notamment été étudiée par simulation numérique à l'aide de plusieurs modèles de corps humains hétérogènes [6]. Cependant peu d'études ont adressé simultanément l'ensemble des restrictions de base. L'objet de cet article est d'évaluer l'influence de certains paramètres numériques et opérationnels sur les restrictions de base.

2. Problématique

Le scénario opérationnel à modéliser est constitué d'un émetteur de forte puissance dans la bande HF ou VHF, éventuellement placé sur un véhicule. Un ou plusieurs fantassins sont en opération à l'intérieur ou à l'extérieur d'un véhicule, dans des zones où le champ électromagnétique est intense. La finalité du calcul est d'évaluer précisément les restrictions de base afin de réduire éventuellement les restrictions opérationnelles imposées par le zoning en champs. Cette description de la scène, d'apparence simple, est associée à une complexité implicite, qui tient à plusieurs facteurs :

- les difficultés de la modélisation numérique, qui doit être 3D, large bande, multi-échelle (le maillage doit permettre de traiter simultanément un véhicule, le DAS 10 g sur l'œil, et les densités de courants moyennées sur 1 cm^2), hétérogène et dispersive. L'influence des paramètres numériques suivants sur les résultats doit être évaluée : choix de la méthode numérique, maillage et convergence numérique, calcul large bande et prise en compte des propriétés des matériaux en fréquence, méthode d'homogénéisation du modèle hétérogène, ...

- la variabilité de la scène à modéliser : le calcul du couplage entre la source et le fantassin n'est pas unique. Un certain nombre de cas doit être traité de façon à borner la variabilité des scénarios opérationnels et à encadrer le « pire cas ». La variabilité de la source (l'évolution rapide du champ proche dans l'espace), ou encore la nature du champ (majoritairement électrique pour les fouets, majoritairement magnétique pour les boucles) doit être prise en compte. Parallèlement, le personnel présente lui aussi une dispersion importante en termes de taille, de morphologie, d'attitude (assis à l'intérieur du véhicule, debout à l'extérieur du véhicule, en contact avec une partie métallique, ...), ou d'équipement (fusil d'assaut, ...), l'ensemble de ces paramètres influant sur tout ou partie des restrictions de base,
- la difficulté de l'expérimentation : la problématique nécessite de caractériser la représentativité d'un mannequin homogène rempli de liquide par rapport à un fantassin réel, et de faire appel à des mesures et à des calculs multi-physiques (mesures et calculs électromagnétiques, mesures et calculs thermiques). Cette partie de l'étude est abordée dans l'article associé [7].

Les influences respectives de la résolution du modèle, du maillage, de l'homogénéisation, de la méthode numérique, des contacts et de la nature du champ (proche/lointain) sont abordées ci-dessous.

3. Résolution & maillage

L'étude numérique est menée avec la suite logicielle CST [8]. Ce choix est notamment dicté par la présence du modèle anthropomorphique « Visible Human / Hugo » disponible pour des résolutions allant de $(1 \text{ mm})^3$ à $(8 \text{ mm})^3$, et par la possibilité de comparer 2 schémas numériques temporels (Finite Integration Technique (FIT) et Transmission Line Matrix (TLM)) particulièrement adaptés au calcul large bande. La dispersion des propriétés électromagnétiques des tissus humains [9] sur la bande visée peut être prise en compte via un modèle de Debye du 2^{ème} ordre. Une attention particulière doit toutefois être portée sur la normalisation des résultats issus de ces 2 codes. On rappelle notamment que les environnements Radio-RADAR, ainsi que les niveaux de champs, de courant et de densités de courant sont exprimés en valeurs efficaces [1].

Dans un premier temps, le modèle Hugo debout sur un plan de masse infini est illuminé de face par une onde plane de 1 V/m. L'influence de la résolution du modèle voxel Hugo (finesse de description des tissus) est étudiée parallèlement à l'influence du maillage FIT. Les résolutions $(8 \text{ mm})^3$, $(6 \text{ mm})^3$, $(5 \text{ mm})^3$ et $(4 \text{ mm})^3$ du modèle sont successivement considérées pour un maillage cartésien compris entre $(4 \text{ mm})^3$ et $(16 \text{ mm})^3$. Le DAS corps entier est présenté en Figure 1, exprimé en dBW/kg selon l'équation (1), afin de présenter toute la dynamique de couplage entre 1 MHz et 100 MHz.

$$DAS CE_{dBW/kg} = 10 \cdot \log_{10}(DAS CE) \quad (1)$$

Une incertitude inférieure à 1 dB est notée pour les maillages conformes aux résolutions du modèle voxel. Une résonance en $\lambda/4$ autour de 50 MHz est observée, le modèle étant connecté au plan de masse par son pied droit. Le DAS corps entier étant égal à la puissance totale dissipée ramenée à la masse totale, il est par nature peu sensible à la résolution et au maillage.

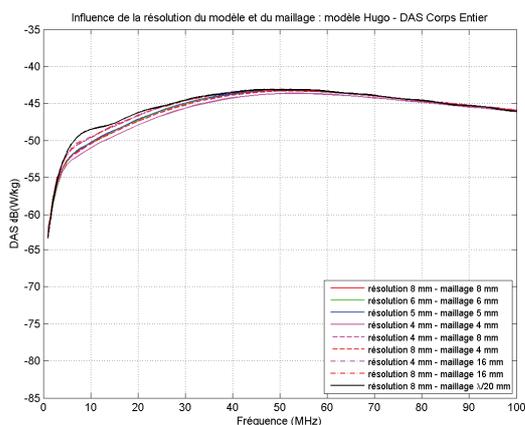


Figure 1: DAS Corps Entier - résolution & maillage

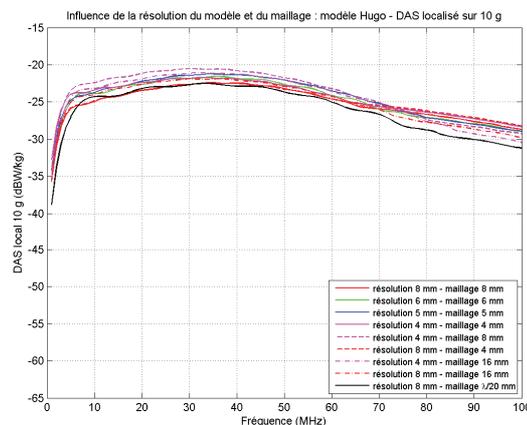


Figure 2: DAS localisé 10 g - résolution & maillage

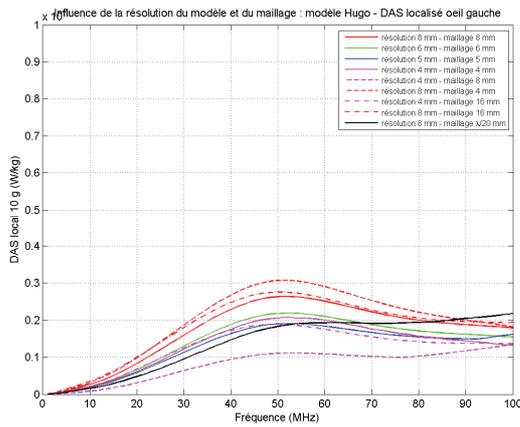


Figure 3: DAS 10 g œil gauche - résolution & maillage

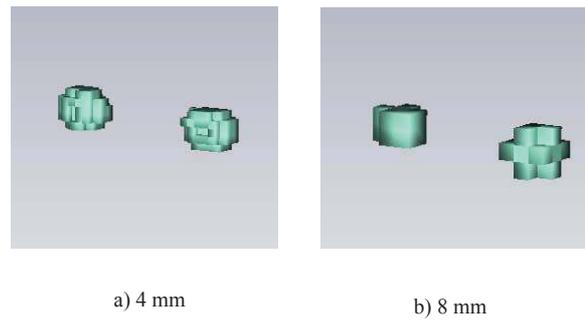


Figure 4: Résolutions 4 mm et 8 mm pour les yeux

Le maximum de DAS localisé 10 g sur le corps (membres + tête et tronc), ainsi que le DAS localisé 10 g sur l'œil gauche sont présentés respectivement en Figures 2 et 3. Une dispersion de l'ordre de 2,5 dB est obtenue entre la résolution 4 mm maillée 4 mm et la résolution 8 mm maillée 8 mm, pour le DAS localisé 10 g, avec un maximum localisé au niveau du contact pied / plan de masse jusqu'à 65 MHz, puis localisé au niveau du genou au-delà. Sachant qu'un œil présente une masse proche de 10 g, le DAS localisé 10 g au niveau de l'œil s'apparente à un scalaire. Il présente une dispersion non négligeable avec la résolution, d'une part, et le maillage d'autre part. Le calcul du DAS localisé 10 g œil sur l'œil droit présente par ailleurs des valeurs sensiblement différentes de celles obtenues avec l'œil gauche. Les résolutions 4 mm et 8 mm de l'œil droit et de l'œil gauche, présentées en Figure 4, permettent d'apprécier les différences de modèles à l'origine des différences de résultats.

L'analyse des propriétés électromagnétiques des tissus humains à partir des données tabulées par [9] permet de conclure que les courants de conduction représentent plus de 90 % du courant total dans la bande 1 MHz – 10 MHz pour tous les tissus (muscle, corps gras, os, cartilage, ...) à l'exception de la moëlle et de la peau. Les courants de déplacements sont ainsi négligeables au 1^{er} ordre devant les courants de conduction. La densité de courant moyennée sur 1 cm² $\langle J_z \rangle$ est présentée en Figure 5 à $f = 1$ MHz, en fonction de la hauteur du modèle. Le courant total parcourant le corps présente une évolution de type monopôle, du fait de la présence du plan de masse et de la connexion du modèle par le pied droit, mais la circulation du courant à l'intérieur du corps est très hétérogène, avec des maximums de densités de courant au niveau des genoux, des chevilles, ou encore du pied en cas de contact avec le plan de masse. Les cartographies de densité de courant $|J_z|$ à $f = 10$ MHz au niveau du genou et du mollet, présentées en Figure 6 à côté des tissus présents dans la section considérée, permettent de confirmer une circulation majoritaire des courants dans les tissus les plus conducteurs (au niveau des jambes, principalement les muscles et les vaisseaux sanguins).

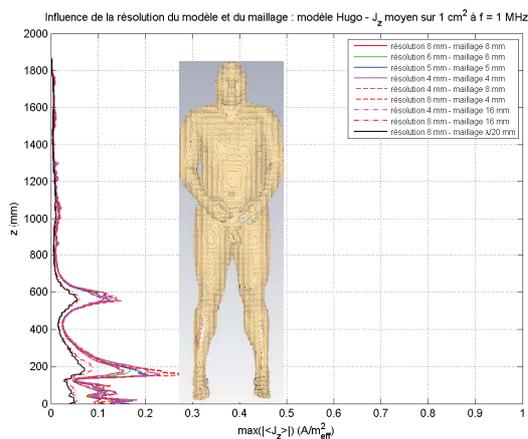


Figure 5 : Max($\langle J_z \rangle$) à $f = 1$ MHz - résolution & maillage

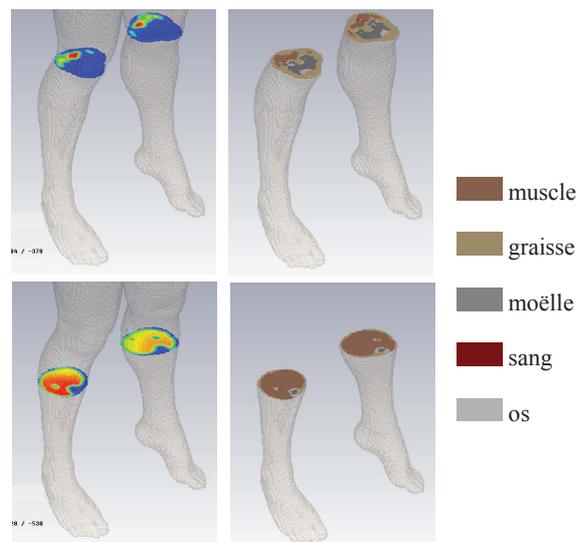


Figure 6 : $|J_z|$ à $f = 10$ MHz & tissus

Cette circulation très hétérogène des courants est sensible à la résolution et au maillage, malgré un post-traitement consistant à moyenniser les résultats sur une section de 1 cm² [1]. Cette concentration des courants sur une partie des tissus entraîne une sous-estimation des densités de courant sur un modèle homogénéisé.

4. Homogénéisation

L'évaluation expérimentale des restrictions de base repose généralement sur un fantôme rempli de liquide homogène [7] représentatif des propriétés électromagnétiques du corps humain au sens de la norme [10]. L'homogénéisation du modèle Hugo est ici considérée en prenant en compte, à chaque fréquence, les moyennes pondérées de la conductivité σ_{moyen} et de la permittivité $\epsilon_{r,moyen}$:

$$\sigma_{moyen}(f) = \sum_{i=1, \dots, 31} \frac{v_i}{v_{total}} \cdot \sigma_i(f) \quad (2)$$

$$\epsilon_{r,moyen}(f) = \sum_{i=1, \dots, 31} \frac{v_i}{v_{total}} \cdot \epsilon_{r_i}(f) \quad (3)$$

avec v_i le volume de tissu i dans la résolution de Hugo considérée, v_{total} le volume total de Hugo dans la résolution considérée, $\sigma_i(f)$ et $\epsilon_{r_i}(f)$ la conductivité et la permittivité définies par Gabriel [9] à la fréquence f pour le tissu considéré. Une comparaison avec les propriétés du liquide normatif [10] est également effectuée. Dans les 2 cas, les yeux conservent leurs propriétés électromagnétiques d'origine ; les caractéristiques du tissu homogénéisé sont affectées au reste du modèle Hugo. Les résultats obtenus avec le modèle hétérogène de résolution 8 mm maillé à 8 mm sont pris comme référence. Le DAS corps entier, le DAS localisé 10 g, le DAS localisé 10 g œil, et la densité de courant moyennée sur 1 cm² sont présentés de la Figure 7 à la Figure 10, pour un modèle illuminé par une onde plane de 1 V/m efficace et isolé du plan de masse (distance pied / plan de masse égale à 16 mm). Alors que le DAS corps entier est peu affecté par l'homogénéisation du modèle (écart avec le modèle hétérogène de l'ordre de 2 dB pour la moyenne pondérée des tissus, et de 4,5 dB pour le liquide EN 62209-2), le DAS localisé 10 g sur le corps, le DAS localisé 10 g œil gauche, et les densités de courants sont sous-évalués par les modèles homogénéisés.

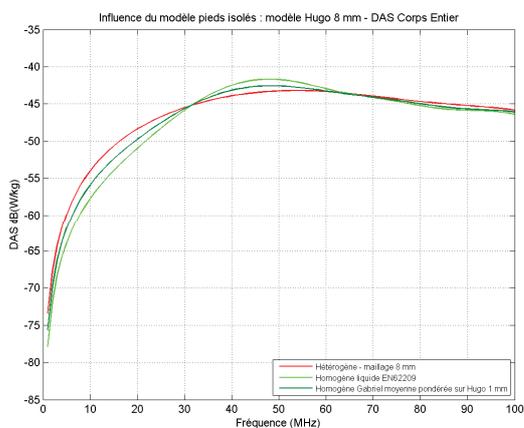


Figure 7: DAS Corps Entier – homogénéisation

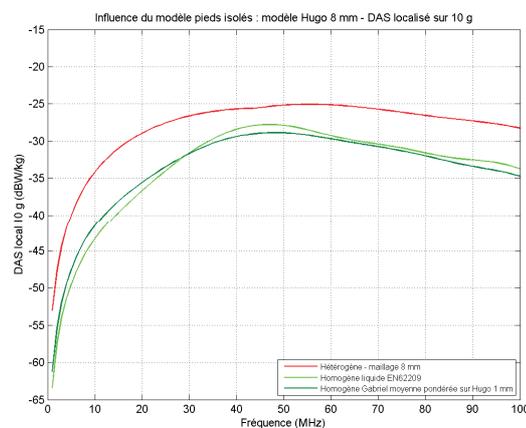


Figure 8: DAS localisé 10 g – homogénéisation

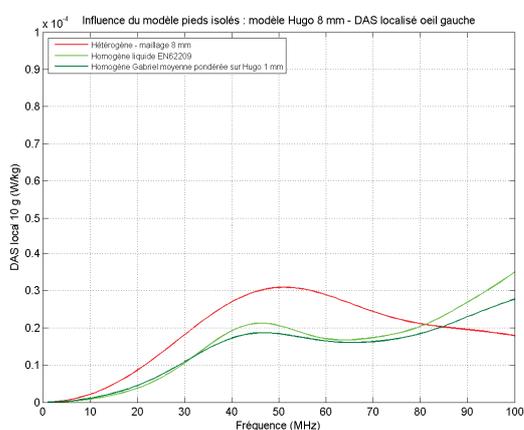


Figure 9: DAS 10 g œil gauche – homogénéisation

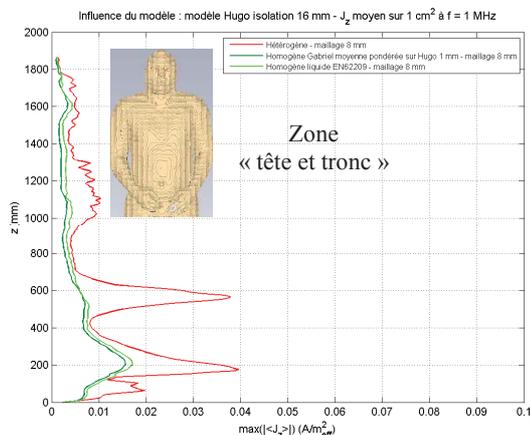


Figure 10: Max(|<J_z>|) à f = 1 MHz - homogénéisation

L'écart sur le DAS localisé 10 g peut atteindre 8 dB pour l'homogénéisation par moyenne pondérée des matériaux de Gabriel à 10 dB pour le liquide EN 62209 (respectivement 3 dB et 4 dB pour le DAS localisé 10 g œil). Pour les densités de courant « tête et tronc », le biais lié à l'homogénéisation est estimé sur la partie supérieure du modèle Hugo ($z > 1000$ mm), avec une valeur pouvant atteindre 12,3 dB (voir Figure 10).

5. Méthode numérique & contacts

Le modèle homogénéisé (équations (2) et (3)) est simulé avec les méthodes numériques FIT et TLM pour une illumination onde plane de 1 V/m efficace. Le modèle est successivement en espace libre, en contact avec un plan de masse, et isolé du plan de masse d'une distance de 16 mm (épaisseur d'une semelle de chaussure). Le DAS corps entier obtenu pour les 2 méthodes numériques et les 3 cas étudiés est présenté en Figure 11. Un écart inférieur à 0,3 dB entre les 2 méthodes numériques est obtenu pour le DAS Corps entier. Avec la proximité du plan de masse, la résonance du corps passe progressivement d'un mode dipôle (espace libre) à un mode monopôle.

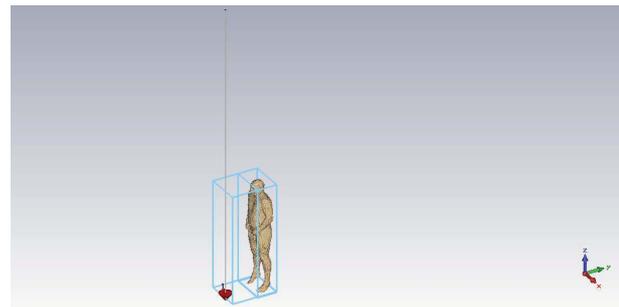
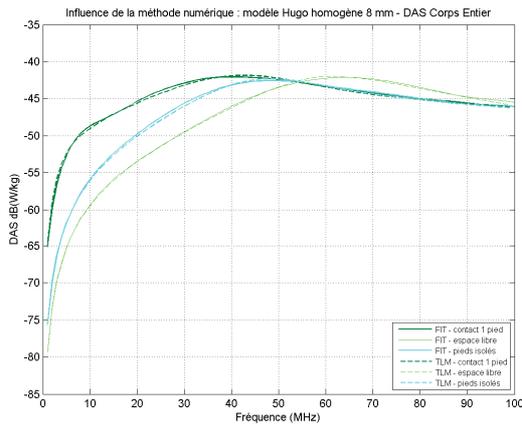
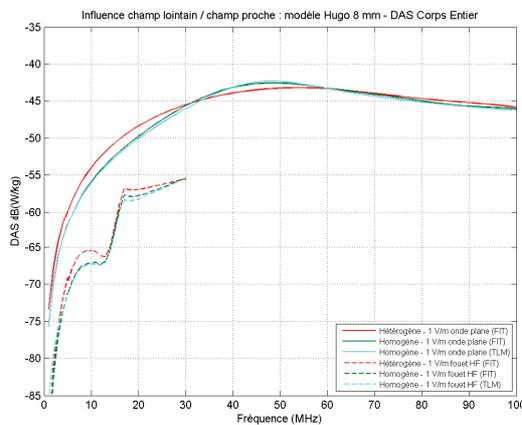
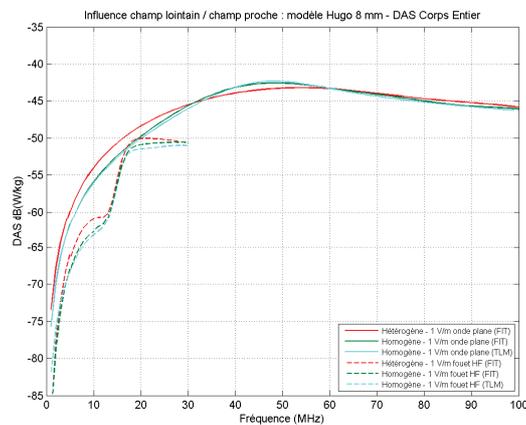


Figure 12: Modèle en champ proche d'un fouet HF

Figure 11: DAS Corps Entier - méthode numérique et contacts



a)



b)

Figure 13: DAS corps entier pour 1 V/m efficace en champ proche d'un fouet HF

6. Champ proche d'un fouet HF

Le modèle homogénéisé (équations (2) et (3)) placé à une distance de 40 cm d'un fouet HF de longueur 5 m est à nouveau simulé avec les méthodes numériques FIT et TLM (voir Figure 12). Le DAS corps entier est normalisé pour 1 V/m efficace selon 2 méthodes : en Figure 13a), 1 V/m correspond au champ électrique évalué, en l'absence du modèle, à la limite de celui-ci (le modèle affleure le contour 1 V/m autour du fouet). En Figure 13b), 1 V/m correspond à la moyenne quadratique du champ électrique traversant le modèle. Les DAS corps entier obtenus pour le modèle hétérogène de résolution 8 mm maillé à 8 mm et pour le modèle homogène illuminés par une onde plane de 1 V/m efficace, sont également rappelés en Figure 13. En champ proche du fouet HF, les 2 méthodes numériques donnent des résultats très proches en termes de DAS corps entier. Sur des comparaisons mesure/simulation en champ proche, non

représentées ici, la TLM a présenté une meilleure convergence avec la mesure que la FIT. Cette meilleure convergence a été attribuée à la colocalisation spatio-temporelle des composantes de champ du nœud TLM. Par ailleurs, il apparaît qu'évaluer 1 V/m en champ proche d'un fouet selon la méthode classique du zoning en champ (Figure 13a) permet de conserver une marge du point de vue des restrictions de base par rapport à une onde plane. Si le modèle est illuminé « en moyenne quadratique » par un champ électrique de 1 V/m (Figure 13b), les résultats sont très similaires au cas onde plane de 1 V/m. Dans les 2 cas, la modulation du DAS corps entier avec la fréquence suit les évolutions du champ proche autour du fouet.

7. Conclusion

Cet article a présenté les bases de la dosimétrie numérique en gamme HF / VHF. Les influences respectives de la résolution du modèle, du maillage, de l'homogénéisation, de la méthode numérique, des contacts et du champ proche ont été estimées sur le DAS et les densités de courant. Un biais important sur les densités de courants et le DAS localisé 10 g a notamment été obtenu entre un modèle homogène et un modèle hétérogène.

Cette étude paramétrique permet de proposer une démarche pour l'application de la dosimétrie numérique à des cas opérationnels, en vue de limiter les restrictions d'emploi. Dans un premier temps, des comparaisons mesure/simulation en champ électromagnétique doivent être dressées sur le système considéré afin de quantifier le caractère prédictif du modèle « en champ ». Puis le calcul des restrictions de base pour les positions opérationnelles les plus critiques peut être effectué. Une marge nette par rapport aux valeurs limites « personnel non habilité » et « personnel habilité » intégrant l'ensemble des incertitudes et biais estimés dans cet article doit finalement être démontrée pour pouvoir lever certaines restrictions opérationnelles.

Références bibliographiques

- 1- Instruction n°302 143/DEF/SGA/DFP/PER5 du 18 août 2003, *Ministère de la Défense*.
- 2- D. Formica, S. Silvestri, "Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging : an overview", *BioMedical Engineering* 2004, 3:11.
- 3- O.P. Gandhi, I. Chatterjee, "Radio-Frequency Hazards in the VLF to MF Band", *Proceedings IEEE*, vol. 70, n°12, Dec. 1982.
- 4- "Assessing the compliance of emissions from broadcast transmitters with exposure guidelines.", *EBU technical review* – April 2006 1 / 27 Contract report prepared by UK HPA for BBC World Service.
- 5- M. Kanda, D. O. McCoy, M. A. Schamberger, and Q. Balzano, "Measurement of Localized Specific Absorption Rate (SAR) for Contactless Smartcard readers Operating in the HF Band", *IEEE Trans. On EMC*, Vol. 40, n°4, Nov 1998.
- 6- E. Conil, A. Hadjem, F. Lacroux, M.F. Wong and J. Wiart, "Variability analysis of SAR from 20 MHz to 2.4 GHz for different adult and child models using finite-difference time-domain", *Phys. Med. Biol.* 53 (2008) 1511–1525.
- 7- D. Favet, J. Ribeiro, J-M. Sayous, Y. Conejero, S. Mandle, A. Laisné, "Evaluations expérimentales partielles des restrictions de base en gamme HF / VHF », *accepté pour publication aux URSI JS 2012*.
- 8- <http://www.cst.com>
- 9- C. Gabriel "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and Microwave Frequencies", *Brooks Airforce Base Technical Report AL/OE-TR_1996-0037*.
- 10- "Procédure pour la détermination du DAS produit par les dispositifs de communications sans fils utilisés très près du corps humain (30 MHz – 6 GHz)", NF EN 62209-2