



# MÉTHODE POUR CONVERTIR LES VALEURS LIMITES D'EXPOSITION AUX CHAMPS ÉLECTRIQUE ET MAGNÉTIQUES 50 HZ EN VALEURS MESURABLES

Isabelle Magne (EDF R&D), François Deschamps (RTE)

SFRP 4 octobre 2016

# CONTEXTE

- **Directive Européenne 2013/35/UE**

- Objectif: prévenir les risques dus à l'exposition aux champs électromagnétiques pour les travailleurs
- Définit des Valeurs Limites d'Exposition basées sur ICNIRP 2010 à 50 Hz
- Définit des Valeurs déclenchant l'Action

- **Les VLE ne sont pas mesurables**

- Définies à l'intérieur du corps humain
- Vérifiables par des calculs complexes

- **Les VA sont mesurables**

- Peuvent être dépassées à condition que les VLE soient respectées

- **Comment définir un champ équivalent à la limite d'exposition?**

- Mesurable
- Conservatoire par rapport à la VLE

# INTRODUCTION

- **Publications de dosimétrie**
  - Équivalence entre VLE et champ mesurable
  - Conditions différentes (corps humain, exposition, méthode de calcul, etc..)
  - Comment conclure?
    - Pire cas? Pas forcément réaliste
    - Comparer les modèles et les résultats
  
- **Quelque articles ont déjà fait des comparaisons de résultat, mais aucun n'a évalué l'incertitude globale de ces calculs**
  
- **Méthode conservative pour dériver des valeurs mesurables à partir des VLE, en prenant en compte l'incertitude**

# MÉTHODES: LES MODÈLES DE CORPS HUMAIN

- Comparaison des caractéristiques par organe
  - MAXWEL est le plus proche du modèle ICRP de référence

Mass (g)	Adult male ICRP	UVIC (calculated from volume)	NORMAN	MAXWEL	DUKE
Adipose tissues	18200		17221	17737	11800
Blood	5600	1029		2039	
Bone, total	5500	10031		6118	7900
Brain	1450	1484	1532	1471	1370
Heart tissue only	330		355	340	
Heart with blood	840				750
Kidneys	310	377	332	348	360
Liver	1800		1877	1952	1240
Lung with blood	1200		1029	1044	4180
Marrow, bone	3650	1440			
Muscle, skeletal	29000	38055	30427	28602	34100
Skin	3300	6532	5106	5310	5500
Total height (in m)	1.76	1.77	1.76	1.76	1.74
Total mass (in kg)	73	76	73	73	70

# MÉTHODES: LES CODES DE CALCUL

- Méthode SPFD (scalar potential finite difference)
  - Approximation quasistatique
  - Maillage en voxel
  - Codes universitaires
- Méthode FDTD (finite difference time domain) quasistatique
  - Maillage en voxel
  - Codes universitaires, logiciel EMPIRE (IMST, Germany)
- Méthode SPFE (Scalar Potentiel Finite Element)
  - Assez proche de SPFD
  - Utilisée sur des maillages en voxels
  - Logiciel SEMCAD-X (Schmid&Partner Engineering AG, Switzerland)

# METHODES: LES INDICATEURS DE RÉSULTAT

- **Calcul du champ E induit en tout point du corps => besoin d'un indicateur pour exprimer le résultat**
- **Premières publications: moyenne et max par organe**
- **Comment enlever les erreurs numériques (staircase effect) pour garder les vrais maximum (problème plus important pour exposition au champ E)**
  - 99<sup>ème</sup> percentile introduit en 2001
  - 95<sup>ème</sup> percentile, médiane
  - 99<sup>ème</sup> percentile le plus utilisé, et adopté par ICNIRP 2010
  - Autres approches proposées depuis: moyennage spatial, smoothing des conductivités
- **99<sup>ème</sup> percentile utilisé ici car Directive basée sur ICNIRP 2010**

# RÉSULTATS: COMMENT COMPARER?

- Résultats mis à l'échelle pour 1 mT ou 1 kV/m à 50 Hz (suppose  $\sigma$  constant 50-60Hz)

- Pour n articles donnant un résultat dans un organe i, calcul de

- Différence relative

$$RD_i = \frac{\sum_{j=1}^n |X_{i,j} - \bar{X}_i|}{nX_i}$$

- Différence maximale

$$MD_i = \frac{\max_{j=1,n} |X_{i,j} - \bar{X}_i|}{X_i}$$

- Où  $\bar{X}_i = \frac{\sum_{j=1}^n X_{i,j}}{n}$  est la moyenne des résultats dans l'organe i

- Et  $X_{i,j}$  le résultat de l'article j dans l'organe i

- Organes pertinents

- VLE relative aux effets sensoriels (système nerveux central de la tête): cerveau (parfois décrit matière blanche et grise), rétine et nerf optique
- VLE relative aux effets sur la santé (système nerveux central et système nerveux périphérique): cerveau (parfois décrit matière blanche et grise), rétine et nerf optique, moelle épinière et la peau

# RÉSULTATS: COMPARAISON DU 99<sup>ÈME</sup> PERCENTILE

- 99<sup>ème</sup> percentile, 1mT, exposition latérale

Model	TARO (mV/m)	DUKE (mV/m)	NORMAN (mV/m)	MAXWEL (mV/m)	Mean (mV/m)	RD (%)	MD (%)
blood				17.2	17.2		
bone				63.0	63.0		
bone, trabecular				32.6	32.6		
brain	28.5		33.0		30.8	7.3	7.3
brain grey matter	27.7	35.0	33.0	34.5	32.6	7.5	14.9
brain white matter				33.9	33.9		
csf				17.5	17.5		
eye retina	19.0		14.6	17.7	17.1	9.7	14.6
fat				53.3	53.3		
heart muscle	34.5			33.9	34.2	0.9	0.9
muscle				27.9	27.9		
skin				42.2	42.2		
spinal cord	38.4		48.6	48.2	45.1	9.9	14.8

# COMPOSANTES D'INCERTITUDE (1)

## ▪ Le code de calcul

- Hirata A et al 2010 *Intercomparison of induced fields in Japanese male model for ELF magnetic field exposures: effect of different computational methods and codes* Radiat. Prot. Dosim.138 237–44
- Différences inférieures à celles dues à la morphologie ou à la conductivité
- influence négligeable

## ▪ La taille du maillage

- Hirata A et al 2011 *An electric field induced in the retina and brain at threshold magnetic flux density causing magnetophosphenes* Phys. Med. Biol. 56 4091–101
- Comparaison 1 et 2 mm => 4,7% de différence dans le cerveau
- Dimbylow P 2011 *Spherical polar co-ordinate calculations of induced fields in the retina and head for applied magnetic fields at 50 Hz* Phys. Med. Biol. 56 4597–611
- Modification du maillage de l'oeil => 3,7% de difference dans le cerveau
- Incertitude = 5%

# COMPOSANTES D'INCERTITUDE (2)

## ▪ La conductivité

- Des différences sur les valeurs malgré une même référence (Gabriel)
- Dimbylow P 2005 *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields* Phys. Med. Biol. 50 1047–70
- Hirata A, et al *An electric field induced in the retina and brain at threshold magnetic flux density causing magnetophosphenes* Phys. Med. Biol. 56 4091–101
- Variation de la conductivité du cerveau => variation maximale du champ électrique dans le cerveau: 30% pour l'exposition à B et 65% pour l'exposition à E

## ▪ La morphologie

- Différence maximale entre les différents modèles pour l'organe pertinent avec le plus de E induit
- E induit du même ordre de grandeur dans les modèles de femmes
- Etude d'étirement du corps humain (Findlay 2014)
- Incertitude = 25% pour le cerveau et 30% pour la peau pour l'exposition à B
- = 25% pour le cerveau et 50% pour la peau pour l'exposition à E

# COMPOSANTES D'INCERTITUDE (2)

- **Le post-processing**

- Chen X Let al 2013 *Analysis of human brain exposure to low-frequency magnetic fields: a numerical assessment of spatially averaged electric fields and exposure limits* Bioelectromagnetics 34 375–84
- Moyennage sur cube de 2 mm => 50 % de difference dans le cerveau

# CALCUL D'INCERTITUDE

- Exemple: exposition au champ magnétique, calcul de la VLE relative aux effets sensoriels

Uncertainty sources	Value of the uncertainty $u_{vi}$	Probability distribution	Division factor $k_i$	Sensitivity coefficient $C_i$	Standard uncertainty $u_i = u_{vi} / k_i$
Morphology (for the brain)	$\pm 2.5 \cdot 10^{-1}$	Rectangular	$\sqrt{3}$	1	$1.44 \cdot 10^{-1}$
Conductivity	$\pm 3.0 \cdot 10^{-1}$	Rectangular	$\sqrt{3}$	1	$1.73 \cdot 10^{-1}$
Calculation method	0	Rectangular	$\sqrt{3}$	1	0
Resolution size	$\pm 5.0 \cdot 10^{-2}$	Rectangular	$\sqrt{3}$	1	$2.88 \cdot 10^{-2}$
Post processing	$\pm 5.0 \cdot 10^{-1}$	Rectangular	$\sqrt{3}$	1	$2.88 \cdot 10^{-1}$
Combined standard uncertainty					$3.67 \cdot 10^{-1}$

$$u_c = \sqrt{\sum_1^m C_i^2 \cdot u_i^2}$$

# MÉTHODE POUR CONVERTIR LES VLE EN VALEURS MESURABLES

- Choisir un modèle de corps humain de référence (et la méthode de calcul associée dans l'article)
- Définir les organes pertinents (sur la base de ICNIRP 2010)
- Prendre le résultat du 99<sup>ème</sup> percentile maximum dans les organes définis
- Ajouter l'incertitude
- En déduire le champ électrique ou magnétique externe correspondant à la VLE

# APPLICATION DE LA MÉTHODE SUR LE MODELE MAXWEL

Exposure condition and organs	Maximum E <sub>ind</sub> (mV/m, 99 <sup>th</sup> percentile)	Combined standard uncertainty (%)	E <sub>ind</sub> (mV/m) for 1mT or 1 kV/m after adding uncertainty	External field corresponding to BR
B for CNS BR	34.5	36.7	47.2	2 mT
B for PNS BR	79	38	109	7 mT
E for CNS BR	1.9	49.6	2.85	35 kV/m
E for PNS BR	15	44.4	21.7	35 kV/m

# CONCLUSION

- Environ 15 articles donnent des résultats en champ électrique induit et 99ème percentile pour une exposition uniforme. Les points de comparaison sont généralement peu nombreux (résultats pas donnés pour tous les organes). Les résultats sont assez cohérents pour le système nerveux central, mais il y a peu de données pour le système nerveux périphérique, peu étudié avant ICNIRP 2010.
- Nous avons quantifié et additionné les incertitudes de calcul pour proposer une méthode générale pour dériver des valeurs conservatives de champ électrique et magnétique externe équivalents aux restrictions de bases de ICNIRP 2010 (VLE).
- A 50 Hz pour des conditions d'exposition uniforme et pour des travailleurs, nous avons calculé que la restriction de base pour le système nerveux central (VLE relative aux effets sensoriels) est équivalente à un champ magnétique de 2 mT ou à un champ électrique de 35 kV/m et que la restriction de base pour le système nerveux périphérique (VLE relative aux effets sur la santé) est équivalente à un champ magnétique de 7 mT ou un champ électrique de 35 kV/m
- Magne I. and Deschamps F. (2016) Electric field induced in the human body by uniform 50 Hz electric or magnetic fields: bibliography analysis and method for conservatively deriving measurable limits, *J Radiol Prot* 36(3), 419-436.

# BIBLIOGRAPHIE

1. ICNIRP, Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). *Health Phys*, 2010. 99(6): p. 818-36.
2. Dawson, T.W., K. Caputa, and M.A. Stuchly, Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-hz magnetic fields. *Bioelectromagnetics*, 1997. 18(7).
3. Dimbylow, P.J., Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body. *Phys Med Biol*, 1998. 43(2): p. 221-30.
4. Dimbylow, P., Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields. *Phys Med Biol*, 2005. 50(6): p. 1047-70.
5. Nagaoka, T., et al., Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry. *Phys Med Biol*, 2004. 49(1): p. 1-15.
6. Christ, A., et al., The Virtual Family--development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Phys Med Biol*, 2010. 55(2): p. N23-38.
7. Findlay, R.P., Induced electric fields in the MAXWEL surface-based human model from exposure to external low frequency electric fields. *Radiat Prot Dosimetry*, 2014. 162(3): p. 244-53.
8. ICRP, Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89. *Ann ICRP*, 2002. 32(3-4): p. 5-265.
9. De Moerloose, J., T.W. Dawson, and M.A. Stuchly, Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static field analysis. *Radio Science*, 1997. 32(2): p. 329-341.
10. Kavet, R., et al., Evaluation of biological effects, dosimetric models, and exposure assessment related to ELF electric- and magnetic-field guidelines. *Appl Occup Environ Hyg*, 2001. 16(12): p. 1118-38.
11. Caputa, K., et al., Modelling fields induced in humans by 50/60 Hz magnetic fields: reliability of the results and effects of model variations. *Phys Med Biol*, 2002. 47(8): p. 1391-8.
12. Hirata, A., et al., An electric field induced in the retina and brain at threshold magnetic flux density causing magnetophosphenes. *Phys Med Biol*, 2011. 56(13): p. 4091-101.
13. Findlay, R.P., Modelling of Induced Electric Fields & Current Densities in Models of a Human from Exposure to Magnetic and Electric Fields – Preliminary Study - Priority 1- SPFD Numerical Method & MAXWEL Phantom. 2013, EMFcomp.
14. Bakker, J.F., et al., Children and adults exposed to low-frequency magnetic fields at the ICNIRP reference levels: theoretical assessment of the induced electric fields. *Phys Med Biol*, 2012. 57(7): p. 1815-29.
15. Dawson, T.W. and M.A. Stuchly, Effects of skeletal muscle anisotropy on human organ dosimetry under 60 Hz uniform magnetic field exposure. *Phys Med Biol*, 1998. 43(5): p. 1059-74.
16. Hirata, A., et al., Effect of the averaging volume and algorithm on the in situ electric field for uniform electric- and magnetic-field exposures. *Phys Med Biol*, 2010. 55(9): p. N243-52.
17. Tarao, H., et al., Numerical evaluation of currents induced in a worker by ELF non-uniform electric fields in high voltage substations and comparison with experimental results. *Bioelectromagnetics*, 2013. 34(1): p. 61-73.
18. Hirata, A., et al., Intercomparison of induced fields in Japanese male model for ELF magnetic field exposures: effect of different computational methods and codes. *Radiat Prot Dosimetry*, 2010. 138(3): p. 237-44.
19. Dimbylow, P., Spherical polar co-ordinate calculations of induced fields in the retina and head for applied magnetic fields at 50 Hz. *Phys Med Biol*, 2011. 56(14): p. 4597-611.
20. Gabriel, S., R.W. Lau, and C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys Med Biol*, 1996. 41(11): p. 2271-93.
21. Findlay, R., The effects of body height and mass on the calculated induced electric fields at 50 Hz and comparisons with the EMF Directive - Further calculations for publication. 2014, EMFComp.
22. Chen, X.L., et al., Analysis of human brain exposure to low-frequency magnetic fields: a numerical assessment of spatially averaged electric fields and exposure limits. *Bioelectromagnetics*, 2013. 34(5): p. 375-84.