

# Dosimétrie numérique: principes, méthodes et contraintes

## Méthodologies numériques

Stéphane Lanteri<sup>1</sup>, Philippe Lévêque<sup>2</sup>, Joe Wiart<sup>3</sup>

<sup>1</sup>: Equipe-projet NACHOS, INRIA Sophia Antipolis - Méditerranée  
06902 Sophia Antipolis Cedex, France

<sup>2</sup>: Equipe Ondes et Systèmes Associés, XLIM, UMR CNRS 6172  
87060 Limoges Cedex

<sup>3</sup>: WHIST LAB, Institut Télécom/Orange Labs  
92794 Issy-les-Moulineaux Cedex



Dosimétrie des ondes RF  
9-10 Novembre 2009, Orange Labs

# Plan

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives

# Outline

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives

## Prise en compte des caractéristiques des tissus

- Hétérogénéité spatiale
- Dispersion physique

## Etudes paramétriques, modélisation des incertitudes

- Morphologie (inter-individus, inter-âges)
- Caractéristiques électromagnétiques des tissus
- Caractéristiques et positionnement de la source

## Prise en compte des caractéristiques des tissus

- Hétérogénéité spatiale
- Dispersion physique

## Etudes paramétriques, modélisation des incertitudes

- Morphologie (inter-individus, inter-âges)
- Caractéristiques électromagnétiques des tissus
- Caractéristiques et positionnement de la source

## Calcul du DAS (local, 1 g, 10 g)

$$\text{DAS}(\mathbf{x}) = \frac{\sigma(\mathbf{x})|\bar{\mathbf{E}}(\mathbf{x})|^2}{\rho(\mathbf{x})}$$

- $\bar{\mathbf{E}}(\mathbf{x})$ : champ électrique fréquentiel
- $\sigma(\mathbf{x})$ : conductivité électrique
- $\rho(\mathbf{x})$ : densité volumique

## Calcul des effets thermiques

- Energie électrique dissipée dans les tissus
- Echanges thermiques avec une source externe (e.g. téléphone)

## Calcul du DAS (local, 1 g, 10 g)

$$\text{DAS}(\mathbf{x}) = \frac{\sigma(\mathbf{x})|\bar{\mathbf{E}}(\mathbf{x})|^2}{\rho(\mathbf{x})}$$

- $\bar{\mathbf{E}}(\mathbf{x})$ : champ électrique fréquentiel
- $\sigma(\mathbf{x})$ : conductivité électrique
- $\rho(\mathbf{x})$ : densité volumique

## Calcul des effets thermiques

- Energie électrique dissipée dans les tissus
- Echanges thermiques avec une source externe (e.g. téléphone)

# Outline

- 1 Motivations
- 2 **Principes**
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives



## Modélisation géométrique

- A partir d'images médicales
- Mise en œuvre d'outils de traitement:
  - segmentation,
  - raffinement/déraffinement (résolution),
  - déformation (positionnement, morphologie).

## Modélisation numérique

- Mise en équations
  - Propagation EM: équations de Maxwell (instationnaires ou fréquentielles)
  - Thermique: équation de la biochaleur (différents modèles)
- Traitement numérique
  - Choix d'une méthode
  - Modélisation de la source EM
  - Construction des maillages de calcul (EM et thermique)

## Modélisation géométrique

- A partir d'images médicales
- Mise en œuvre d'outils de traitement:
  - segmentation,
  - raffinement/déraffinement (résolution),
  - déformation (positionnement, morphologie).

## Modélisation numérique

- Mise en équations
  - Propagation EM: équations de Maxwell (instationnaires ou fréquentielles)
  - Thermique: équation de la biochaleur (différents modèles)
- Traitement numérique
  - Choix d'une méthode
  - Modélisation de la source EM
  - Construction des maillages de calcul (EM et thermique)

# Outline

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique**
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives

### Equations de Maxwell

$$\begin{cases} \varepsilon(\mathbf{x}) \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} - \nabla \times \mathbf{H} = -\mathbf{J} \\ \mu(\mathbf{x}) \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} + \nabla \times \mathbf{E} = 0 \end{cases}$$

- $\mathbf{E} = \mathbf{E}(\mathbf{x}, t)$ : champ électrique
- $\mathbf{H} = \mathbf{H}(\mathbf{x}, t)$ : champ magnétique
- $\varepsilon(\mathbf{x})$ : permittivité électrique
- $\mu(\mathbf{x})$ : perméabilité magnétique
- $\mathbf{J} = \mathbf{J}(\mathbf{x}, t)$ : densité de courant électrique ( $\mathbf{J} = \mathbf{J}_c + \mathbf{J}_{ext}$ )
  - Milieux conducteurs:  $\mathbf{J}_c = \sigma \mathbf{E}$
  - $\sigma(\mathbf{x})$ : conductivité électrique

### Equation de la biochaleur

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa \nabla T) - \beta(T - T_a) + Q_m + Q_{ext}$$

- $T = T(\mathbf{x}, t)$  : température
- $\kappa(\mathbf{x})$  : conductivité thermique des tissus
- $T_a$  : température du sang dans les artères
- $\beta$  : coefficient de perfusion
- Terme sources
  - $Q_{ext}(\mathbf{x}) = \rho(\mathbf{x})\text{DAS}(\mathbf{x})$
  - $Q_m(\mathbf{x})$  : source volumique de chaleur due au métabolisme
- Echanges thermiques à l'interface air/peau :  $\nabla T \cdot \mathbf{n}_{ext} = -h(T - T_{ext})$ 
  - $h = h_{rad} + h_{conv} + h_{evap}$  : coefficient de transfert thermique

# Outline

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes**
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives

## Sur la modélisation géométrique

- Représentation fidèle des structures anatomiques des tissus
- Troncature artificielle du domaine de propagation

## Sur la méthodologie numérique

- Stabilité (pas de temps limite)
- Précision et convergence
- Coûts de calcul et de stockage mémoire
- Complexité de mise en œuvre

## Sur la modélisation géométrique

- Représentation fidèle des structures anatomiques des tissus
- Troncature artificielle du domaine de propagation

## Sur la méthodologie numérique

- Stabilité (pas de temps limite)
- Précision et convergence
- Coûts de calcul et de stockage mémoire
- Complexité de mise en œuvre

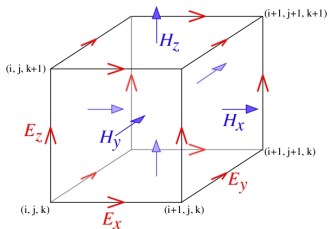


# Outline

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques**
- 6 Perspectives

### Méthode DFDT (Différences Finies en Domaine Temporel)

- K.S. Yee (IEEE Trans. Antennas and Propag., 1966)
- A. Taflove, S.C. Hagness (Artech House Publishers, 2005)
- Méthode prévalente en dosimétrie numérique
  - P. Bernardi *et al.* (U. La Sapienza, Rome, Italie)
  - O.P. Gandhi *et al.* (U. of Utah, USA)
  - J. Wiart *et al.* (Orange Labs, France)
  - etc.



### Méthode DFDT (Différences Finies en Domaine Temporel)

- Avantages

- Simplicité de mise en œuvre
- Performance computationnelle
- Maillage de calcul directement déduit des images (voxels)
- Prise en compte de modèles physiques et de sources complexes (matériaux dispersifs, fils minces, etc.)

- Inconvénients

- Précision en maillage non-uniforme
- Occupation mémoire dans le cas de modèles haute résolution en maillage uniforme
- Représentation approchée (en marches d'escalier) de surfaces

- Améliorations

- Stratégies de sous-maillage
- Méthode hybride EFDT/DFDT

### Méthode DFDT (Différences Finies en Domaine Temporel)

- Avantages

- Simplicité de mise en œuvre
- Performance computationnelle
- Maillage de calcul directement déduit des images (voxels)
- Prise en compte de modèles physiques et de sources complexes (matériaux dispersifs, fils minces, etc.)

- Inconvénients

- Précision en maillage non-uniforme
- Occupation mémoire dans le cas de modèles haute résolution en maillage uniforme
- Représentation approchée (en marches d'escalier) de surfaces

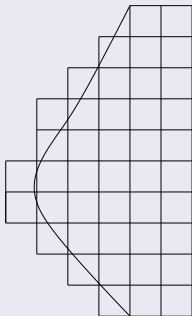
- Améliorations

- Stratégies de sous-maillage
- Méthode hybride EFDT/DFDT

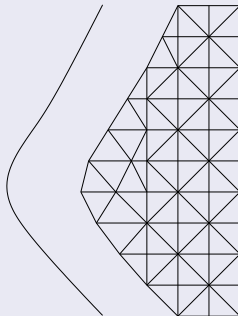
### Méthode DFDT (Différences Finies en Domaine Temporel)

- Avantages
  - Simplicité de mise en œuvre
  - Performance computationnelle
  - Maillage de calcul directement déduit des images (voxels)
  - Prise en compte de modèles physiques et de sources complexes (matériaux dispersifs, fils minces, etc.)
- Inconvénients
  - Précision en maillage non-uniforme
  - Occupation mémoire dans le cas de modèles haute résolution en maillage uniforme
  - Représentation approchée (en marches d'escalier) de surfaces
- Améliorations
  - Stratégies de sous-maillage
  - Méthode hybride EFDT/DFDT

### Méthode DFDT (Différences Finies en Domaine Temporel)



**FDM**



**FEM/FVM**

Caractéristiques de la propagation EM en milieu hétérogène:

- variabilité inter-tissus de  $\varepsilon$ ,  $\sigma$  et  $\rho$ ,
- discontinuités de  $\mathbf{E}$  et  $\mathbf{H}$  aux interfaces entre tissus.

- Formulations VF (Volumes Finis) et EF (Eléments Finis)
- Avantages
  - Discrétisation fidèle des interfaces inter-tissus
  - Adaptation (raffinement/déraffinement) de la discrétisation
  - Approximation colocalisée des composantes du champ EM
  - Flexibilité vis-à-vis de l'hétérogénéité des tissus
- Inconvénients
  - Complexité de mise en œuvre
  - Temps de calcul
  - Modélisation géométrique (génération de maillage)
  - Inversion d'un système linéaire (matrice de masse) dans le cas EF
- Peu de travaux en dosimétrie numérique
  - P. Wainwright et P. Dimbylow (Health Protection Agency, UK)
  - Logiciel FEKO, méthode hybride EF/MOM

- Formulations VF (Volumes Finis) et EF (Eléments Finis)
- Avantages
  - Discrétisation fidèle des interfaces inter-tissus
  - Adaptation (raffinement/déraffinement) de la discrétisation
  - Approximation colocalisée des composantes du champ EM
  - Flexibilité vis-à-vis de l'hétérogénéité des tissus
- Inconvénients
  - Complexité de mise en œuvre
  - Temps de calcul
  - Modélisation géométrique (génération de maillage)
  - Inversion d'un système linéaire (matrice de masse) dans le cas EF
- Peu de travaux en dosimétrie numérique
  - P. Wainwright et P. Dimbylow (Health Protection Agency, UK)
  - Logiciel FEKO, méthode hybride EF/MOM



- Formulations VF (Volumes Finis) et EF (Eléments Finis)
- Avantages
  - Discrétisation fidèle des interfaces inter-tissus
  - Adaptation (raffinement/déaffinement) de la discrétisation
  - Approximation colocalisée des composantes du champ EM
  - Flexibilité vis-à-vis de l'hétérogénéité des tissus
- Inconvénients
  - Complexité de mise en œuvre
  - Temps de calcul
  - Modélisation géométrique (génération de maillage)
  - Inversion d'un système linéaire (matrice de masse) dans le cas EF
- Peu de travaux en dosimétrie numérique
  - P. Wainwright et P. Dimbylow (Health Protection Agency, UK)
  - Logiciel FEKO, méthode hybride EF/MOM

- Formulations VF (Volumes Finis) et EF (Eléments Finis)
- Avantages
  - Discrétisation fidèle des interfaces inter-tissus
  - Adaptation (raffinement/déaffinement) de la discrétisation
  - Approximation colocalisée des composantes du champ EM
  - Flexibilité vis-à-vis de l'hétérogénéité des tissus
- Inconvénients
  - Complexité de mise en œuvre
  - Temps de calcul
  - Modélisation géométrique (génération de maillage)
  - Inversion d'un système linéaire (matrice de masse) dans le cas EF
- Peu de travaux en dosimétrie numérique
  - P. Wainwright et P. Dimbylow (Health Protection Agency, UK)
  - Logiciel FEKO, méthode hybride EF/MOM

### Méthode GDDT (Galerkin Discontinue en Domaine Temporel)

- Initialement introduite pour des problèmes de transport neutronique (Reed and Hill, 1973)
- Formulation intermédiaire entre EF et VF
- Propriétés principales
  - Parfaitement adaptées aux milieux hétérogènes et solutions discontinues
  - Approximation compacte d'ordre élevé
  - Formulations non-conformes (adaptations locales de la discrétisation et de l'ordre d'approximation)
  - Matrice de masse diagonale par blocs
  - Parallélisation

### Méthode GDDT (Galerkin Discontinue en Domaine Temporel)

- Formulation GDDT- $\mathbb{P}_p$ 
  - L. Fezoui *et al.* (INRIA Sophia Antipolis-Méditerranée)
  - Maillages tétraédriques
  - Approximation polynomiale  $\mathbb{P}_p$  des composantes du champ EM (d'ordre arbitrairement élevé)
  - Intégration en temps par un schéma saute-mouton (d'ordre 2 ou 4)
- Projet ANR (programme VERSO) KIDPOCKET (2009-2012)
  - Stratégies de calcul avec modèles réduits
  - Coordinateur: WHIST LAB
- Projet Fondation Santé RadioFréquence DONUT (2009-2012)
  - Prise en compte des incertitudes par une approche EF stochastiques
  - Coordinateur: laboratoire Ampère (UMR CNRS 5005)

### Méthode GDDT (Galerkin Discontinue en Domaine Temporel)

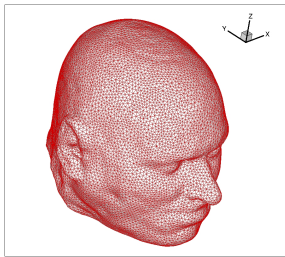
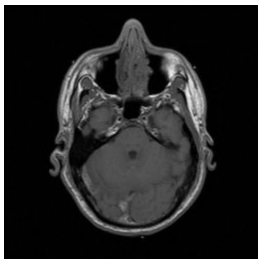
- Formulation GDDT- $\mathbb{P}_p$ 
  - L. Fezoui *et al.* (INRIA Sophia Antipolis-Méditerranée)
  - Maillages tétraédriques
  - Approximation polynomiale  $\mathbb{P}_p$  des composantes du champ EM (d'ordre arbitrairement élevé)
  - Intégration en temps par un schéma saute-mouton (d'ordre 2 ou 4)
- Projet ANR (programme VERSO) KIDPOCKET (2009-2012)
  - Stratégies de calcul avec modèles réduits
  - Coordinateur: WHIST LAB
- Projet Fondation Santé RadioFréquence DONUT (2009-2012)
  - Prise en compte des incertitudes par une approche EF stochastiques
  - Coordinateur: laboratoire Ampère (UMR CNRS 5005)

### Action de recherche collaborative INRIA HeadExp

- De Janvier 2003 à Décembre 2004
- Partenaires
  - INRIA (S. Lanteri)
  - ENST Paris (I. Bloch)
  - INERIS (R. De Seze)
  - FT R&D (Joe Wiart)
- Objectifs
  - Contribuer aux recherches en cours sur les effets sanitaires liés à l'utilisation des téléphones mobiles
  - Promouvoir l'utilisation d'outils de modélisation numérique basés sur des maillages non-structurés
- Activités scientifiques
  - Traitement d'images médicales
  - Modélisation géométrique
  - Modélisation numérique

# Méthodologies numériques

## Méthodes en maillages non-structurés

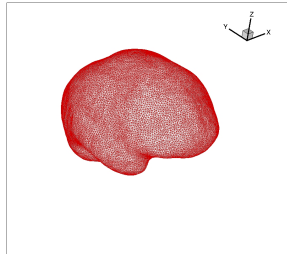
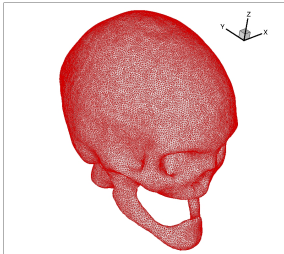
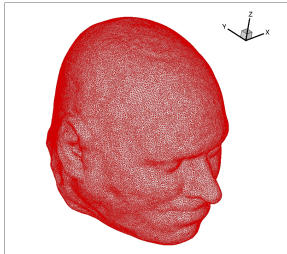
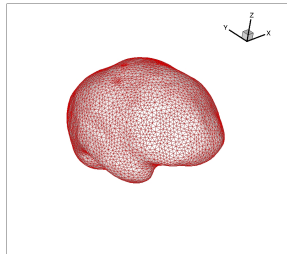
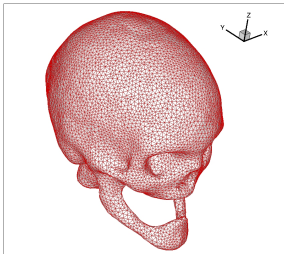
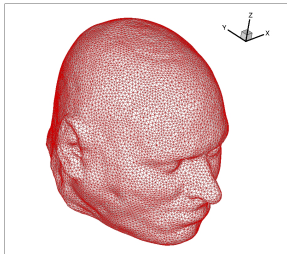


## Modélisation géométrique

- Extraction de maillages surfaciques des interfaces entre tissus
  - Marching cubes + triangulation adaptative
  - Raffinement de Delaunay
- Génération de maillages tétraédriques

# Méthodologies numériques

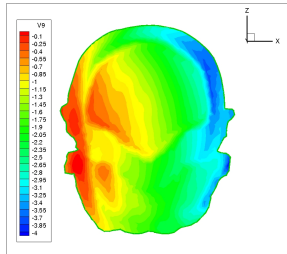
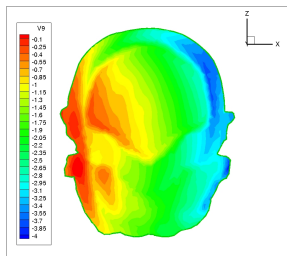
## Méthodes en maillages non-structurés



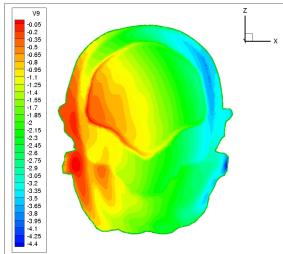
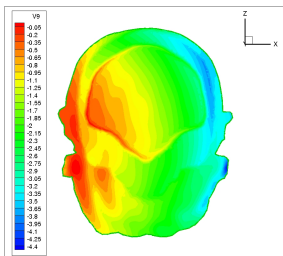


# Méthodologies numériques

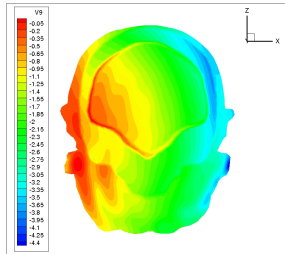
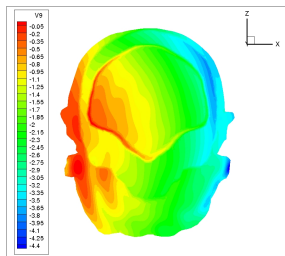
## Méthode Galerkin discontinue (GDDT- $\mathbb{P}_p$ )



Méthode GDDT- $\mathbb{P}_1$



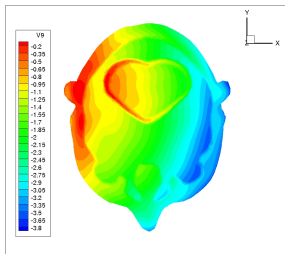
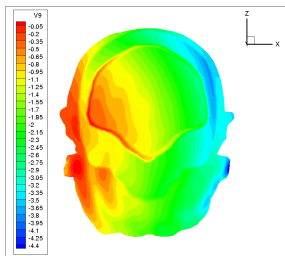
Méthode GDDT- $\mathbb{P}_2$



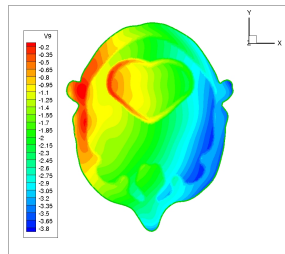
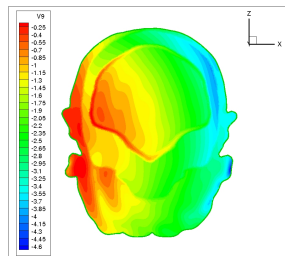
Méthode GDDT- $\mathbb{P}_3$

# Méthodologies numériques

## Méthode Galerkin discontinue (GDDT- $\mathbb{P}_p$ )



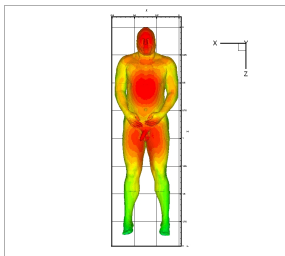
Maillage grossier, méthode GDDT- $\mathbb{P}_3$



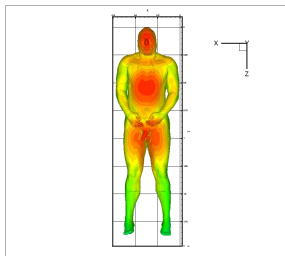
Maillage fin, méthode GDDT- $\mathbb{P}_1$

### Adaptation aux plateformes de calcul parallèles

- Partitionnement du maillage de calcul
- Programmation dans un modèle par échange de messages



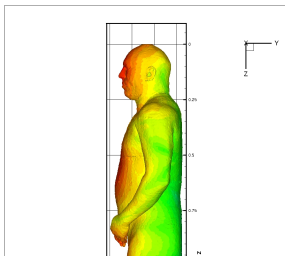
Méthode  $\text{GDDT-}\mathbb{P}_1$



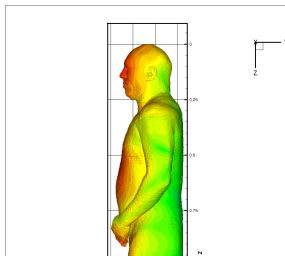
Méthode  $\text{GDDT-}\mathbb{P}_2$

# Méthodologies numériques

## Méthode Galerkin discontinue (GDDT- $\mathbb{P}_p$ )



Méthode GDDT- $\mathbb{P}_1$



Méthode GDDT- $\mathbb{P}_2$

| Méthode              | # d.d.l    | # CPUs | CPU (min/max)     | Temps total |
|----------------------|------------|--------|-------------------|-------------|
| GDDT- $\mathbb{P}_1$ | 21,342,084 | 512    | 1998 sec/2079 sec | 2080 sec    |
| GDDT- $\mathbb{P}_2$ | 53,355,210 | 512    | 7884 sec/7901 sec | 7903 sec    |

Système BULL Novascale 3045 (Intel Itanium 2/1.6 GHz, InfiniBand)

CCRT (Centre de Calcul Recherche et Technologie)

# Outline

- 1 Motivations
- 2 Principes
- 3 Modélisation mathématique
- 4 Contraintes
- 5 Méthodologies numériques
- 6 Perspectives**

## Méthode GDDT- $\mathbb{P}_p$ pour les équations de Maxwell

- Définition locale de l'ordre d'interpolation
- Raffinement local non-conforme (sous-maillage)
- Formulation en maillages hybrides hexaédriques/tétraédriques
- Stratégie d'intégration en temps hybride explicite-implicite
- *hp*-adaptivité