HAL
open science

Application et validation de la méthode de Saint Venant modifiée pour la résolution du problème direct en EEG dans un modèle de tête de géométrie réelle

Takfarinas Medani, David Lautru, Denis Schwartz, Zhuoxiang Ren, Gérard Sou

To cite this version:

Takfarinas Medani, David Lautru, Denis Schwartz, Zhuoxiang Ren, Gérard Sou. Application et validation de la méthode de Saint Venant modifiée pour la résolution du problème direct en EEG dans un modèle de tête de géométrie réelle. Conference C2i 2016, Jan 2016, Saint-Nazaire, France. hal-01266621

HAL Id: hal-01266621

https://hal.sorbonne-universite.fr/hal-01266621v1

Submitted on 3 Feb 2016

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.

Application et validation de la méthode de Saint Venant modifiée pour la résolution du problème direct en EEG dans un modèle de tête de géométrie réelle

Takfarinas Medani[1], David Lautru[2], Denis Schwart[3], Zhuoxiang Ren[1] et Gerard Sou[1]

[1] Université Pierre et Marie Curie Paris, Paris 06, UR2, L2E F-75005, Paris, France
[2] Laboratoire Energétique Mécanique Electromagnétisme (LEME) - EA 4416 Université Paris Ouest Nanterre La Défense, 50 rue de Sèvres, 92410 Ville d'Avray, France
[3] Institut du Cerveau et de la Moelle Epiniere (ICM), UMR 7225 / U 1127, Centre MEG-EEG – CENIR, GHU Pitié-Salpetriere, Paris, France

Takfarinas.medani@upmc.fr

Abstract*: *"Application and validation of the modified Saint Venant's method to the resolution of the EEG direct problem with a real geometry of head".
The forward problem in electroencephalography (EEG) is computing the scalp potential from a known source within the brain. The solution of the forward problem is important to find the active region in the brain during the clinical EEG exams. The process of the forward resolution needs the construction both of the source model and the head model. Previous studies show the high accuracy and advantages of the finite element method (FEM) in this field, however, this method has the problem of source singularity and the non-stable results for sources located in the brain cortex. For these issues we have proposed a modified Version of the Venant's source, this modification shows better and stable results in the spherical head model. In this paper we reported the good results found in the spherical head model and we applied the modified Venant source in the case of realistic head, we use the boundary element method (BEM) as a reference for the FEM results. The main purpose of this work is to find the best implementation to solve the forward problem in order to embed it on the useful tools and software for our community.

1. Introduction

La compréhension du cerveau et de ses fonctions est l'un des défis majeurs des neurosciences. Pour appréhender in vivo cet organe et d'une manière non invasive, de nombreux dispositifs sont développées, parmi eux l'électroencéphalographie (EEG) [1-3]. L'EEG mesure directement les signaux du cerveau avec une haute résolution temporelle. Son principal objectif est le suivi de l'activité cérébrale pendant une tâche spécifique et la localisation/reconstruction des sources dans le cerveau à partir des signaux enregistrés. Cette activité électrique neuronale est souvent modélisée par des dipôles de courants [1-3]. Le processus de localisation de source en EEG à partir des signaux enregistrés sur le scalp implique la résolution d'un problème inverse, cette dernière nécessite des modèles de la solution du problème direct. Le problème direct concerne la prédiction du potentiel sur le scalp à partir d'une source connue dans le cerveau [2] [3]. La précision de la localisation des

sources dépend largement des performances de la solution du problème direct, qui est liée à la précision du modèle de tête, du modèle de la source et de la méthode de résolution.

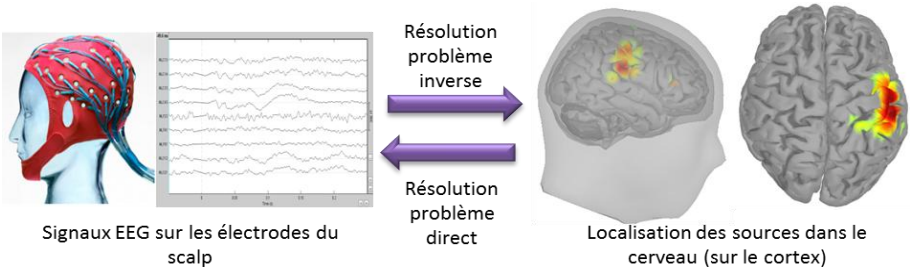


Figure 1 : Illustration d'un enregistrement des signaux EEG et la localisation des sources associées sur le cortex cérébrale après la résolution des problème direct et inverse.

Actuellement, dans la pratique, pour des raisons de simplicité de calcul et de rapidité, les logiciels de localisation de source utilisent principalement deux méthodes pour résoudre le problème direct: le modèle de tête sphérique multicouche [2-4] et la méthode des éléments de frontière (Boundary elements method en anglais) notée BEM [3-6]. La première méthode approxime la tête à une sphère et prend en considération 3 à 4 couches pour distinguer les différents tissus. Ces derniers représentent principalement : le cerveau, le liquide- céphalo-Rachidien (LCR), l'os (crâne) et la peau (scalp). Pour ce modèle il existe des formulations analytiques qui permettent de prendre en considération d'avantages de couches ainsi que l'anisotropie de certains tissus. La seconde méthode utilise la BEM, cette méthode permet de prendre des modèles de tête avec une morphologie réelle. La BEM prend en considération la surface des tissus et modélise un milieu homogène et isotrope entre deux surfaces successives. Cette méthode à l'avantage de représenter des géométries réelles mais elle ne permet pas de prendre en considération l'anisotropie et l'inhomogénéité des tissus. Avec la BEM, la résolution du problème direct se fait numériquement et à notre connaissance, les logicielles disponibles ne prennent pas plus de trois couches [4] [5].

L'amélioration de la précision de la localisation en EEG nécessite donc l'utilisation des modèles de têtes plus réalistes, qui prennent en compte d'avantages de couches et de paramètres (géométrie, anisotropie, inhomogénéités). La méthode des éléments finis (*Finite Elements Method en anglais*) notée FEM [7-11] peut répondre à ces exigences. Contrairement à la BEM, la FEM permet de considérer l'ensemble du volume de la tête avec beaucoup plus de couches, elle peut aussi modéliser les tissus anisotropes et hétérogènes. La résolution du problème direct avec la FEM est numérique, cependant, la source présente une singularité numérique, ceci impacte négativement la solution du problème direct. Afin de remédier à ce problème des approches telles que la méthode directe [7, 10, 11, 18], la méthode de soustraction [7, 8, 10, 11, 13, 18] et la méthode de Saint Venant [7, 9, 11, 18] sont utilisées, elles permettent de distribuer le terme source et d'éviter la singularité. Dans la littérature, plusieurs études et recherches ont examiné et comparé la précision de ces méthodes [7-14] dans des modèles de têtes de géométrie sphérique et réelle. Néanmoins, toutes ces méthodes montrent des instabilités numériques dans le cas de sources situées à proximité des interfaces du cerveau. Récemment une technique, basée sur une amélioration de la méthode de Saint Venant, a été proposée par les auteurs [16-18]. Cette technique est utilisée pour résoudre le problème direct dans le cas d'un modèle de tête sphérique

multicouche, avec des solutions analytiques comme référence, les résultats obtenus montrent une meilleure stabilité. L'étape suivante consiste à valider la méthode modifiée de Saint Venant dans un modèle de tête de géométrie réelle. Pour cette étude un même modèle de tête de géométrie est obtenu à partir des données IRM [4]. Pour les simulations numériques, on utilise un maillage surfacique pour la BEM et un maillage volumique pour la FEM. Dans ce cas la solution de référence est la solution numérique obtenue en utilisant la méthode des éléments de frontières BEM implémentée et validée dans *OpenMEEG* [5-6], et également disponible au niveau de la plate-forme de *Brainstorm* [4].

2. Le problème direct en EEG

2.1 Formulation mathématique

Le dipôle est considéré comme étant le moyen le plus simple pour modéliser l'activité synchrone d'une population de neurones [1]. Il est défini par deux monopoles de courant, (Figure 2a), de même grandeur I mais de signe opposé, séparées par une petite distance l . Le dipôle étant ponctuel, il est repéré au point x_0 milieu du segment l , le moment $\vec{M}$ du dipôle est définit par la relation suivant :

$$\vec{M} = I\vec{l} \tag{1}$$

Le courant modélisé par le dipôle est noté $\vec{j}$, ce courant peut être divisé en deux parties (Figure 2b). Le courant primaire $\vec{j}_p$ qui est un effet direct de l'activité des neurones, et un courant secondaire de conduction noté $\vec{j}_v$ qui est dû aux champs résultants dans le volume conducteur [1-3].

$$\vec{j} = \vec{j}_p + \vec{j}_v = \vec{j}_p + \sigma\vec{E} = \vec{M}\delta_{x_0} - \sigma\overrightarrow{grad}V \tag{2}$$

Avec σ [S/m] la conductivité macroscopique associée à chaque domaine du cerveau, qui peut être un scalaire dans le cas isotrope ou un tenseur de conductivité dans le cas anisotrope, δ_{x_0} la distribution de Dirac définit uniquement à la position du dipôle. Les fréquences maximales des signaux électriques du cerveau sont autours de 100Hz [1-3], d'où l'approximation quasi-statique qui consiste à négliger toutes les variations temporelles, on peut alors déduire que :

$$div\,\vec{j} = div\left[\vec{j}_p - \sigma\overrightarrow{grad}V\right] = 0 \tag{3}$$

D'où

$$div\left[\sigma\overrightarrow{grad}V\right] = div\,\vec{j}_p \tag{4}$$

La détermination du potentiel électrique V sur le scalp à partir d'une source donnée à l'intérieur du cerveau revient donc à résoudre l'équation de Poisson (4) avec la condition limite de Neumann (5), qui stipule que la composante du courant suivant la normale $\vec{n}$ de la surface extérieure de la tête est nulle.

$$\sigma\overrightarrow{grad}V.\vec{n} = 0 \tag{5}$$

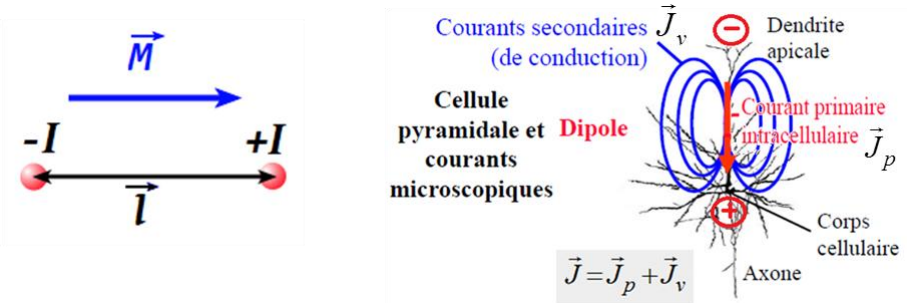


Figure 2: A gauche, configuration d'un dipôle et de son moment M. A droite : Représentation d'un neurone et des courants primaires et secondaires.

2.2 Formulation éléments finis

La méthode des éléments finis, FEM, est appliquée directement à l'équation Poison du problème direct (4) en considérant la condition (5). Contrairement à la BEM qui ne traite que les surfaces et tissus isotropes, la FEM s'adapte à des géométries complexes avec un maillage en volume et elle permet la modélisation de l'anisotropie des tissus [8-14]. Elle admet aussi certaine anatomie anormale, notamment dues aux interventions chirurgicales et les malformations. La première étape pour appliquer la méthode des éléments finis est la discrétisation du domaine en petites régions, appelées 'élément', souvent de forme tétraédrique. Ensuite un ensemble de fonction de base est choisi, souvent linéaire, sur lequel on projette le potentiel V afin d'obtenir une combinaison linéaire.

$$V = \sum_{i=1}^{N} v_i \varphi_i \tag{6}$$

N est le nombre de nœuds du maillage, φ_i les fonctions de bases, et v_i le potentiel au nœud i. En réinjectant l'expression (6) dans la relation (4), puis en projetant l'équation de Poisson sur les fonctions de base tout en appliquant le théorème de la divergence auquel on ajoute la condition aux limites (5) on arrive au système linéaire de type :

$$K_{ij} v_i = j_i \tag{7}$$

avec K_{ij} la matrice de rigidité dont les éléments s'écrivent suivant la relation suivante:

$$K_{ij} = \int_{\Omega} \sigma \overrightarrow{grad}\varphi_i \overrightarrow{grad}\varphi_j d\Omega \tag{8}$$

La matrice de rigidité K_{ij} obtenue avec la FEM est creuse et symétrique, inversement à la matrice obtenue avec la BEM qui est pleine et non symétrique. j_i est le vecteur source dont la i ème composante s'exprime :

$$j_i = \int_{\Omega} div \overrightarrow{j_p} \varphi_i d\Omega = \int_{\Omega} \mathbf{J_p} \varphi_i d\Omega \tag{9}$$

Le principal problème avec la MEF est la modélisation du terme source (9) qui introduit une singularité numérique dans les calculs.

2.3 Singularité du point source

La modélisation des problèmes physiques dans les milieux continus conduit à la construction et la résolution d'un problème mathématique. En l'absence de discrétisation, la solution est régulière et continue, ce qui signifie qu'elle est définit en tout point du domaine géométrique. Cependant, les relations mathématiques démontrent, dans certains cas, l'existence de certains points (certains nœuds du maillage) où la solution n'est pas entièrement définie. Ces points sont nommés singularités. La solution tend vers l'infini lorsque l'on s'approche de ces points singuliers. Ces valeurs infinies sortent du domaine de validité de la modélisation et, dans le cadre des simulations par éléments finis, les singularités peuvent mener à de graves erreurs d'analyse et d'interprétation. Dans le cadre de la résolution du problème direct en EEG avec la FEM, le point source $\vec{j}_p = \vec{M}\,\delta_{x_0}$ et un point singulier, un traitement de cette formulation est donc nécessaire.

2.4 Méthode de Saint Venant

La méthode de Saint Venant permet de traiter le problème de singularité, elle est basée sur le principe de Saint Venant [9], qui consiste à modifier la configuration locale de la source, sans que les résultats observés à une certaine distance soient influencés. Son principe autorise à remplacer le dipôle par une distribution de monopoles autours de la position réelle de la source x_0 (Figure 3), de telle sorte que le moment résultant $\vec{T}$, donné par l'expression (10), soit le même ou approxime au mieux le moment dipolaire $\vec{M}$. Dans cette méthode on doit trouver la valeur des sources monopolaires j_k, qui correspondent au terme source j_i de la formulation FEM.

$$\vec{T} = \int_{\Omega} (\vec{x}_k - \vec{x}_0)\, div\, \vec{j}_p\, d\Omega \tag{10}$$

La discrétisation de la relation (10) donne l'expression suivante :

$$\vec{T} = \sum_{k=1}^{C} (\vec{x}_k - \vec{x}_0)\, j_k = \sum_{k=1}^{C} \overrightarrow{\Delta x_{k0}}\, j_k \tag{11}$$

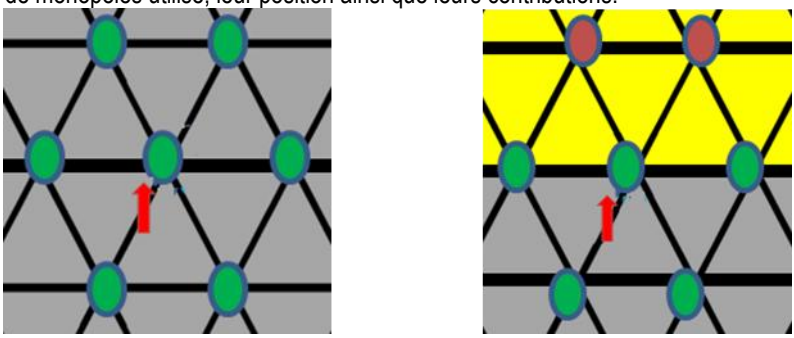
avec C représente le nombre de nœuds voisins et $\overrightarrow{\Delta x_{k0}}$ désigne le vecteur nœud-monopole et j_k représente le terme source, associé au nœud voisin *k* du dipôle. Pour trouver le potentiel des nœuds, il suffit de résoudre le système matricielle (7). Le terme source est non nul uniquement sur les nœuds voisins qui entourent la position du dipôle x_0.

Parmi les méthodes qui permettent le traitement de la singularité, à savoir la méthode directe et la méthode soustraction, il a été constaté que la méthode de Saint Venant donne de meilleurs résultats comparés aux autres [7-15,18].

En plus de la singularité L'autre problème avec la FEM est l'instabilité numérique pour les sources localisées près de l'interface, ce dernier a été amélioré dans nos précédentes études [16-18] avec la version modifiée de la méthode de Saint Venant. Cette modification s'applique sur la manière dont les monopoles sont distribués, que on va détailler dans la section suivante.

2.5 Distribution des monopoles

La méthode de Saint Venant permet de traiter la singularité du point source par une distribution de monopoles autours de la position réelle du dipôle. Nous venons de voir que la méthode standard consiste à distribuer les monopoles sur le nœud le plus proche de la source ainsi que sur l'ensemble de ses nœuds voisins (Figure 3 a). La version modifiée suit le même principe que la distribution standard mais supprimé les monopoles situés à l'extérieur de la couche du cerveau (Figure 3 b). La procédure pour calculer la valeurs de ces monopoles étant la même pour les deux versions [7-9, 18]. Le changement réside dans le nombre de monopoles utilisé, leur position ainsi que leurs contributions.

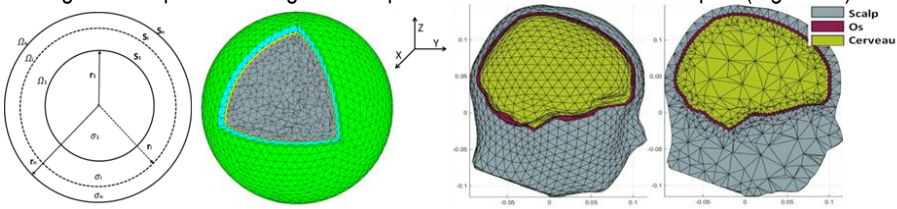


(a) (b)

Figure 3 : A gauche (a), distribution des monopoles avec la méthode de Saint Venant standard, la flèche représente le dipôle les cercle sont les monopoles. A droite (b), distribution des monopoles avec la méthode de Saint Venant modifié près des interfaces, en rouge les monopoles supprimé

2.6 Modèles de têtes et procédure de simulation

Dans cette étude on utilise un modèle de tête sphérique et un autre modèle de morphologie réelle (Figure 4). Le premier modèle est constitué de trois couches représentant le cerveau, le crâne et le scalp, avec les conductivités de [0.33, 0.0042, 0.33] en [S/m] et les rayons de [63, 71, 75] en [mm], respectivement pour chaque couche (Figure 4a-b). Ce modèle est maillé en volume pour les calculs FEM avec des éléments tétraédrique (Figure 4 b).Le second modèle a une morphologie réelle, issue de *Brainstrom* [4], formée aussi de trois couches représentant le cerveau, l'os et le scalp avec les mêmes valeurs de conductivité que le modèle sphérique. Ce modèle est maillé en surface avec des éléments triangulaires (Figure 4c), ce maillage est bien adapté pour les calculs BEM [4-6]. Pour les simulations MEF, on garde le même modèle de tête et on utilise l'outil *iso2mesh* [15] afin de passer du maillage surfacique au maillage volumique avec des éléments tétraédriques (Figure 4d).



(a) (b) (c) (d)

Figure 4 : (a) : Modèle de tête sphérique multicouche avec solution analytique, (a) : Modèle de tête sphérique multicouche maillé en volume pour la solution FEM, (c) : Aperçu du modèle de tête maillé en surface pour la méthode BEM, (d) : Aperçu du modèle de tête maillé en volume pour la méthode FEM

3. Résultats

Les simulations BEM et FEM sont faites pour des positions de dipôle allant du centre du cerveau vers l'interface, tout en se rapprochant de la couche de l'os (crâne). Pour le modèle sphérique, la solution analytique est utilisée comme référence. Dans le cas du modèle réelle la solution BEM sert de référence pour la solution FEM. On utilise la méthode standard de Saint Venant ainsi que sa version modifiée pour les sources à proximité de l'interface. On localise les monopoles pour chaque position de dipôle, puis on calcule l'erreur topographique notée RDM et l'erreur sur la magnitude notée MAG pour chaque modèle [7].

$$RDM\,(V^{ref}, V^{fem}) = \left\| \frac{V_i^{fem}}{\left\| V_i^{fem} \right\|} - \frac{V_i^{ref}}{\left\| V_i^{ref} \right\|} \right\| \tag{12}$$

$$MAG\,(V^{ref}, V^{fem}) = \frac{\left\| V_i^{fem} \right\|}{\left\| V_i^{ref} \right\|} \tag{13}$$

$\|.\|$ est la norme discrète de L2, V^{fem} est la solution FEM et V^{fem} est la solution de référence. Le dipôle se déplace du centre du cerveau dans la direction des *Z* positive. L'interface cerveau-os se trouve à 63mm pour le modèle sphérique et à 77mm du centre pour le modèle réel. Le dipôle prend une orientation radiale et tangentielle sur chaque position.

Les tableaux suivants montrent le RDM et le MAG obtenus pour le modèle de tête sphérique (Tableau 1) et pour le modèle réelle dans le (Tableau 2). La localisation des monopoles en fonction de la position du dipôle est donnée dans la représentation donnée dans le (Tableau 3) pour le modèle sphérique et le modèle réel.

Modèle : Tête Sphérique	Position du dipôle	**r=30 mm**		**r=60 mm**		**r=61 mm**		**r=62 mm**	
	Méthode Orientation	**std**	**mod**	**std**	**mod**	**std**	**mod**	**std**	**mod**
RDM (%)	Radiale	0.62	0.62	1.31	1.36	**4.78**	1.90	**3.00**	3.31
	Tangent	0.72	0.72	1.47	1.16	**77**	1.34	**52.8**	2.63
MAG	Radiale	1.00	1.00	1.00	1.00	**10.4**	1.00	**26.0**	1.00
	Tangent	1.00	1.00	1.00	1.00	**2.24**	0.99	**2.14**	0.99

Tableau 1 : RDM et MAG pour modèle de tête sphérique.

Modèle: Tête réelle	Position du dipôle	**r=0 mm**		**r=54 mm**		**r=62 mm**		**r=70mm**	
	Méthode Orientation	**std**	**mod**	**std**	**mod**	**std**	**mod**	**std**	**mod**
RDM (%)	Radiale	0.74	0.74	1.15	1.15	1.36	1.36	**18.1**	1.24
	Tangent	1.31	1.31	1.16	1.16	1.53	1.53	**58.3**	0.63
MAG	Radiale	0.99	0.99	1.00	1.00	1.00	1.00	**0.35**	1.00

	Tangent	0.99	0.99	0.99	0.99	0.98	0.98	0.22	0.99

Tableau 2 : RDM et MAG pour modèle de tête sphérique.

Modèle sphérique Position du dipôle / Localisation des monopoles	r = 30 mm	r = 60 mm	r = 61 mm
Dans la couche du cerveau	24	24	21
A l'extérieur de la couche du cerveau	0	3	12

Modèle réelle Positions du dipôle / Localisation des monopoles	r = 54 mm	r = 62 mm	r = 70 mm
Dans la couche du cerveau	45	34	24
A l'extérieur de la couche du cerveau	0	0	8

Tableaux 3: Localisations des monopoles versus positions du dipôle. A gauche résultats du modèle sphérique, à droite ceux du modèle réelle

3.1 Résultats dans le modèle de tête sphérique

La méthode standard de Saint Venant est notée *«std»*, et la méthode modifiée est notée *«mod»*. Dans le cas de sources profondes (*r<30mm*), le (Tabeau.1) montre des résultats similaires, pour les deux méthodes *«std»* et *«mod»*. Dans ces positions, tous les monopoles sont dans la couche du cerveau (Tableau 3). A proximité de l'interface, pour un dipôle allant de la position *r=60mm* à *r=61mm*, on observe d'importantes variations dans le MAG et le RDM, de ce fait, on s'intéresse à la localisation des monopoles à ces positions. Le (Tableau.3) montre la localisation de ces monopoles, on remarque que le déplacement du dipôle de la position *r=60mm* à *r=61mm* implique une hausse dans le nombre de monopoles dans la couche de l'os, celui-ci passe de 3 à 12 monopoles, cette variation est la cause de l'augmentation des erreurs. A titre d'exemple le RDM du dipôle tangentiel passe de 1.47% à 77% , en appliquant la version modifiée de la méthode de Saint Venant, on observe une nette amélioration des résultats (MAG et RDM), et pour ce même exemple le RDM qui était à 77% passe à 1.34%.

3.2 Résultats dans le modèle de tête réelle

La solution FEM est comparée à la solution BEM, choisit dans ce cas comme solution de référence vu les performances publié dans [5]. On rappelle que dans ce modèle l'interface Cerveau-Os est à une distance de 77mm. On peut observer dans le (Tableau 2) que les sources situées loin des interfaces, à r<62mm, le RDM et MAG des deux méthodes, *«std»* et *«mod»*, donnent les mêmes résultats. Le tableau (Tableau 3) nous donne la localisation des monopoles en fonction de la position du dipôle, on remarque bien que dans le cas ou r<62mm, tous les monopoles sont dans la couche du cerveau, les deux versions de la méthode de Saint Venant ont les même monopoles ce qui justifie la similitude dans les résultats. A la position r=70mm, le RDM et le MAG de la version standard donne des erreurs importantes, ceci est dû aux nombre de monopoles à l'extérieur de la couche du cerveau qu'on remarque dans le (Tableau 3). La suppression de la contribution de ces monopoles a permis d'améliorer les résultats d'une maniéré considérable, le RDM du dipôle tangentiel passe de 58.3% à 0.63%.

3.3 Discussion des résultats

D'après les tableaux (Tableau 1 et Tableau 2), les résultats des deux méthodes de Saint Venant (version standard et version modifiée) pour le cas de sources profondes dans le cerveau sont les mêmes, dans ces positions, tous les monopoles sont dans la couche du cerveau (Tableau 3). Mais dans le cas de sources à proximité de l'interface, les résultats de ces deux méthodes sont différents, tous les critères d'erreurs augmentent pour la méthode standard, tandis que la méthode modifiée garde une meilleure stabilité et donne de bon résultats. Si on observe la disposition des monopoles dans le (Tableau 3), on remarque qu'à proximité de l'interface, certains des monopoles se situent à l'extérieur de la couche du cerveau, cette situation explique l'augmentation de l'erreur, car l'écart entre la conductivité du cerveau et de l'os est très important. Par contre la version modifiée de la méthode de Saint Venant permet de stabiliser les critères d'erreur et améliore les résultats en supprimant la contribution de ces monopoles.

4. Conclusion

Dans cette étude la méthode des éléments finis (MEF) est utilisée pour résoudre le problème direct en électroencéphalographe (EEG). Afin de modéliser l'activité électrique du cerveau, la méthode de Saint Venant est choisie. Cette méthode permet à la fois de traiter la singularité du point source et donne de meilleurs résultats avec une bonne stabilité comparée aux autres approches existantes. Près des interfaces, les précédentes études montrent que le modèle de source cause des instabilités liées à la localisation des monopoles de Saint Venant. Dans cet article on a utilisé la version modifié de Saint Venant, qui consiste à prendre en considération uniquement les monopoles qui remplissent la condition dite de Saint Venant, à savoir uniquement les monopoles situés dans la couche du cerveau. Dans les études précédentes on a montré les avantages de cette modification mais uniquement dans le modèle de tête sphérique. Dans cette étude, on applique la version modifiée de la méthode de Saint Venant dans un modèle sphérique et dans un modèle de tête de géométrie réelle. La solution de référence dans le modèle sphérique est la solution analytique, pour le modèle réelle, la méthode des intégrales de frontières est utilisée comme référence.

Les résultats observés montrent que l'allure de la solution dans le modèle de tête réelle suit les mêmes comportements que dans le modèle de tête sphérique. Les monopoles situés à l'extérieur de la couche du cerveau engendrent des erreurs dans les deux modèles. Par ailleurs, supprimer l'influence de ces monopoles améliore les résultats dans les deux modèles de tête.

Ces résultats permettent de valider la version modifiée de la méthode de Saint Venant dans un modèle de tête de géométrie réelle, et montre aussi l'importance de la condition de Saint Venant qui peut se traduire par : «Tous les monopoles doivent être dans la couche du cerveau ». L'amélioration des résultats de la MEF permet sa mise en œuvre afin de modéliser des têtes et des sources plus précises pour la résolution du problème direct en EEG.

Bibliographie

[1] HÄMÄLÄINEN, Matti, HARI, Riitta, ILMONIEMI, Risto J., et al. Magnetoencephalography—theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. Reviews of modern Physics, 1993, vol. 65, no 2, p. 413.

[2] GRECH, Roberta, CASSAR, Tracey, MUSCAT, Joseph, et al. Review on solving the inverse problem in EEG source analysis. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2008, vol. 5, no 1, p. 25.

[3] HALLEZ, Hans, VANRUMSTE, Bart, GRECH, Roberta, et al. Review on solving the forward problem in EEG source analysis. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2007, vol. 4, no 1, p. 46.

[4] TADEL, François, BAILLET, Sylvain, MOSHER, John C., et al. Brainstorm: a user-friendly application for MEG/EEG analysis. Computational intelligence and neuroscience, 2011, vol. 2011, p. 8.

[5] GRAMFORT, Alexandre, PAPADOPOULO, Théodore, OLIVI, Emmanuel, et al. OpenMEEG: opensource software for quasistatic bioelectromagnetics. Biomed. Eng. Online, 2010, vol. 9, no 1, p. 45.53-5.

[6] Kybic J., Clerc M., Abboud T., Faugeras O., Keriven R., Papadopoulo T. A common formalism for the integral formulations of the forward EEG problem. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24:12-28, 2005.

[7] WOLTERS, Carsten H., KÖSTLER, Harald, MÖLLER, Christian, et al. Numerical mathematics of the subtraction method for the modeling of a current dipole in EEG source reconstruction using finite element head models. SIAM Journal on Scientific Computing, 2007, vol. 30, no 1, p. 24-45.

[8] WOLTERS, Carsten Hermann, ANWANDER, Alfred, TRICOCHE, X., et al. Influence of tissue conductivity anisotropy on EEG/MEG field and return current computation in a realistic head model: a simulation and visualization study using high-resolution finite element modeling. NeuroImage, 2006, vol. 30, no 3, p. 813-826..

[9] BUCHNER, Helmut, KNOLL, Gunter, FUCHS, Manfred, et al. Inverse localization of electric dipole current sources in finite element models of the human head. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1997, vol. 102, no 4, p. 267-278.

[10] ZHANG, Yujie, REN, Zhuoxiang, et LAUTRU, David. Finite element modeling of current dipoles using direct and subtraction methods for EEG forward problem. COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering, 2013, vol. 33, no 1/2, p. 210-223..

[11] MEDANI, Takfarinas, LAUTRU, David, et REN, Zhuoxiang. Study of Modeling of Current Dipoles in the Finite Element Method for EEG Forward Problem. In : NUMELEC 2012. 2012.

[12] LEW, S., WOLTERS, C. H., DIERKES, T., et al. Accuracy and run-time comparison for different potential approaches and iterative solvers in finite element method based EEG source analysis. Applied Numerical Mathematics, 2009, vol. 59, no 8, p. 1970-1988.

[13] DRECHSLER, Florian, WOLTERS, Carsten H., DIERKES, Thomas, et al. A full subtraction approach for finite element method based source analysis using constrained Delaunay tetrahedralisation. NeuroImage, 2009, vol. 46, no 4, p. 1055-1065.

[14] VORWERK, J., CLERC, M., BURGER, M., et al. Comparison of boundary element and finite element approaches to the EEG forward problem. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 2012, vol. 57, no SI-1 Track-O, p. 795-798.

[15] FANG, Qianqian, BOAS, David, et al. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and grayscale images. In : Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI'09. IEEE

International Symposium on. IEEE, 2009. p. 1142-1145.

[16] MEDANI, Takfarinas, LAUTRU, David, REN, Zhuoxiang, Denis, SCHWARTZ et Gerard, SOU :"Improving the FEM resolution of the EEG forward problem using the dipole model based on Saint Venant's approach", International Symposium on Biomaterial& Smart Systems,October 27-28, 2014,Cergy, France

[17] MEDANI, Takfarinas, LAUTRU, David, REN, Zhuoxiang, Denis, SCHWARTZ et Gerard, SOU. Modelling of Brain Sources Using the Modified Saint Venant's Method in FEM Resolution of EEG Forward Problem. In Conference IEEE EMBS Conference on Neural Engineering 2015.

[18] T. MEDANI, D. LAUTRU, D. SCHWARTZ, Z. REN, and G. SOU, "FEM method for the EEG forward problem and improvement based on modification of the saint venant's method," Progress In Electromagnetics Research, Vol. 153, 11-22, 2015. http://www.jpier.org/pier/pier.php?paper=15050102.