



**HAL**  
open science

## Quelle est la nature de l'électricité observée dans l'os in vivo ?

Thibault Lemaire, Joanna Kaiser, Vittorio Sansalone, Eduard Rohan, Salah Naïli

► **To cite this version:**

Thibault Lemaire, Joanna Kaiser, Vittorio Sansalone, Eduard Rohan, Salah Naïli. Quelle est la nature de l'électricité observée dans l'os in vivo?. CFM 2011 - 20ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2011, Besançon, France. hal-03421372

**HAL Id: hal-03421372**

**<https://hal.science/hal-03421372>**

Submitted on 9 Nov 2021

**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.

# Quelle est la nature de l'électricité observée dans l'os *in vivo* ?

T. Lemaire<sup>a</sup>, J. Kaiser<sup>a</sup>, V. Sansalone<sup>a</sup>, E. Rohan<sup>b</sup>, S. Naili<sup>a</sup>

a. Université Paris-Est

Laboratoire Modélisation et Simulation Multi Echelle (MSME, UMR 8208 CNRS)

61 Avenue du Général de Gaulle, 94010 Créteil

b. Department of Mechanics, Faculty of Applied Sciences & New Technologies Research Centre  
University of West Bohemia, Univerzitní 22, 306 14 Plzen, Czech Republic

## Résumé :

*Ce travail présente une investigation théorique des effets multiphysiques à l'œuvre dans l'os cortical. À partir d'une description microscopique intégrant les effets piézo-électriques de la matrice de collagène-apatite et les couplages électro-cinétiques gouvernant l'écoulement interstitiel, nous dérivons via une procédure d'homogénéisation une description macroscopique du comportement électro-mécanique de l'os, description nous permettant de comprendre l'origine des phénomènes électriques observés à l'échelle de l'organe.*

## Abstract :

*In this study, a theoretical investigation of the multiphysical effects governing cortical bone behaviour is proposed. The microscopic modelling including piezo-electricity of the collagen-apatite matrix and electrokinetics is upscaled to obtain a macroscopic description of the electric phenomena that can be measured in bone tissue.*

**Mots clefs :** Os ; Phénomènes électriques ; Modèle multi-échelle

## 1 Introduction

La question de la nature des phénomènes électriques observés *in vivo* dans l'os est un serpent de mer dans le champ de la biomécanique ostéo-articulaire. Même si l'on suspecte les phénomènes électro-chimiques d'avoir un rôle majeur dans la mécano-transduction du remodelage osseux [1], l'origine physiologique de l'électricité observée dans l'os vivant n'en demeure pas moins une question ouverte [2]. Depuis les années 60, les phénomènes piézo-électriques induits par les fibres de collagène sont invoqués comme un potentiel mécanisme permettant aux cellules mécano-sensibles de l'os, les ostéocytes, de détecter les zones du tissu osseux où les contraintes sont élevées. Ainsi, le chargement mécanique générerait localement des potentiels électriques le long des fibres de collagène, permettant aux cellules à l'œuvre dans le remodelage osseux de détecter les zones à fortes contraintes [3]. La prégnance de cette idée s'est estompée avec l'émergence de nouvelles théories s'appuyant sur la découverte d'autres mécanismes plus convaincants, tels que les potentiels d'écoulement [4], les effets de cisaillement générés par l'écoulement interstitiel sur les membranes cellulaires [5], les interactions entre l'écoulement interstitiel et les fibres péricellulaires [6], ou encore les microfissures [7].

Nous avons développé une procédure de modélisation multi-échelle s'appuyant sur nos travaux sur les milieux ostéo-articulaires [8] permettant de rendre compte des phénomènes couplés. Ainsi, nous représentons l'os comme un milieu poreux saturé par un électrolyte et dont la phase solide est piézo-électrique [9, 10]. S'appuyant sur la technique de l'homogénéisation asymptotique telle qu'introduite par [11, 12], cette méthode permet de comprendre aux différentes échelles la nature des phénomènes

électriques. Ainsi, dans une première partie, les ingrédients du modèle microscopique sont rappelés. Puis, après homogénéisation, le modèle à l'échelle du tissu osseux est décrit. En particulier, notre approche permet de décrire les potentiels électriques mesurés *in vivo* sur un chien qui marche [13].

## 2 Approche multi-échelle

### 2.1 Géométrie

L'os cortical est vu comme un milieu poreux saturé  $\Omega$ . Le niveau de porosité qui doit être pris en compte lorsque l'on étudie les phénomènes électro-chimiques correspond à celui du réseau lacuno-canaliculaire [14], tandis que l'origine des phénomènes piézo-électriques est sise dans la matrice solide  $\Omega_s$  de collagène-apatite. Ainsi, la cellule élémentaire représentative  $Y$  correspond à une portion périodique du système lacuno-canaliculaire, comme montré sur la figure 1. Dans cette cellule périodique, les domaines fluide, respectivement solide, sont notés  $Y_f$ , respectivement  $Y_s$ , tandis que l'interface fluide-solide est notée  $\partial Y_{fs}$ .

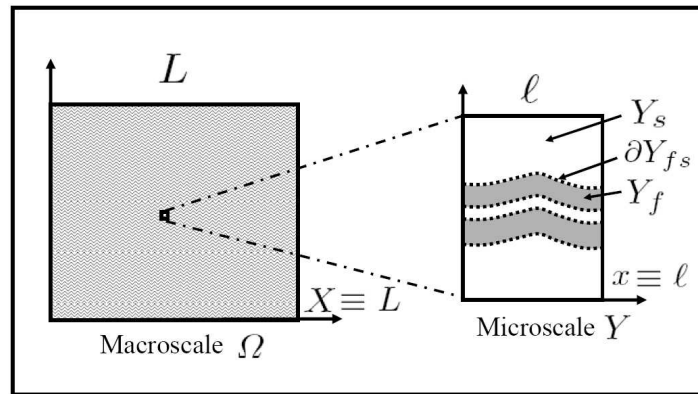


FIG. 1 – Milieu à l'échelle macroscopique (variable  $X$  et échelle  $L$ ) et volume élémentaire représentatif  $Y$  (variable  $x$  et échelle  $\ell$ ).

### 2.2 Modèle à l'échelle de la porosité lacuno-canaliculaire

Dans cette partie, le modèle multiphysique est présenté à la micro-échelle de la porosité lacuno-canaliculaire.

En ce qui concerne la phase solide, le vecteur déplacement  $\mathbf{u}$  et le potentiel électrique  $\phi_s$  qui la caractérisent sont reliés par les équations de la piézo-électricité [9] :

$$\nabla \cdot (\mathbb{C} : \varepsilon(\mathbf{u}) + \mathbf{\Pi}^T \cdot \nabla \phi_s) = \mathbf{0}, \quad (1)$$

$$\nabla \cdot (\mathbf{\Pi} : \nabla \mathbf{u} - \boldsymbol{\epsilon}_s \cdot \nabla \phi_s) = q_s, \quad (2)$$

où interviennent les tenseurs élastique  $\mathbb{C}$ , de permittivité  $\boldsymbol{\epsilon}_s$ , et piézo-électrique  $\mathbf{\Pi}$ , ainsi que la densité volumique de charge dans le solide  $q_s$ . Par ailleurs, l'opérateur  $\varepsilon$  donne la partie symétrique du gradient de la quantité considérée,  $\nabla \cdot$  désigne l'opérateur de divergence,  $\nabla$  l'opérateur gradient et l'opération  $\star : \star$  définit le produit doublement contracté entre les 2 quantités.

Le fluide interstitiel, considéré comme un électrolyte monovalent incompressible et newtonien se déplaçant en présence d'une force de Coulomb, est traité comme proposé dans [8] :

$$\nabla \cdot \nabla(\bar{\psi}_b + \bar{\varphi}) = \frac{1}{L_D^2} \sinh \bar{\varphi}, \quad (3)$$

$$\nabla \cdot (-(p_b + \pi)\mathbf{I} + 2\mu_f \varepsilon(\mathbf{v}) + \boldsymbol{\tau}_M) = \mathbf{0}, \quad (4)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0, \quad (5)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(n_b \exp(\mp \bar{\varphi})) + \nabla \cdot (n_b \exp(\mp \bar{\varphi})\mathbf{v}) + \nabla \cdot \mathbf{J}_{\pm} = 0. \quad (6)$$

La première équation, dite de Poisson-Boltzmann, permet de représenter l'évolution des potentiels électriques réduits ( $\bar{\star} = F \star / RT$ , où  $F$  est la constante de Faraday,  $R$  celle des gaz parfait et  $T$  la température), potentiels d'écoulement  $\bar{\psi}_b$  et de double-couche  $\bar{\varphi}$ , et fait intervenir une longueur caractéristique des phénomènes électriques à l'échelle du pore, la longueur de Debye  $L_D$ . La deuxième équation traduit l'équilibre de la phase fluide. Outre le terme visqueux où interviennent la viscosité du fluide  $\mu_f$  et la vitesse de l'écoulement  $\mathbf{v}$ , le terme de pression fait intervenir les pressions hydraulique  $p_b$  et osmotique de Donnan  $\pi$ , tandis que s'ajoute un terme électrique quantifié par le tenseur de Maxwell  $\boldsymbol{\tau}_M$ , tenseur dont la divergence donne la force de Coulomb. La troisième équation rend compte du caractère incompressible du fluide. Enfin, en notant  $n_b$  la force ionique et  $\mathbf{D}_{\pm}$  les tenseurs de diffusion pour les cations et les anions, la dernière équation, dite de Nernst-Planck, permet de quantifier l'évolution des flux de cations et d'anions  $\mathbf{J}_{\pm} = -\mathbf{D}_{\pm} \cdot (\exp(\mp \bar{\varphi})(\nabla n_b \pm n_b \nabla \bar{\psi}_b))$  sous les effets conjugués de la diffusion, de la convection et de l'électro-migration.

À ces équations s'ajoutent les conditions sur l'interface  $\partial Y_{fs}$  caractérisée par sa normale unitaire  $\mathbf{n}$  :

$$\psi_b + \varphi = \phi_s, \quad (7)$$

$$(-\boldsymbol{\epsilon}_f \cdot \nabla(\psi_b + \varphi)) \cdot \mathbf{n} = \sigma_f, \quad (8)$$

$$-(\boldsymbol{\Pi} : \nabla \mathbf{u} - \boldsymbol{\epsilon}_s \cdot \nabla \phi_s) \cdot \mathbf{n} = \sigma_s, \quad (9)$$

$$\mathbf{v} = \frac{d\mathbf{u}}{dt}, \quad (10)$$

$$-\mathbf{J}_{\pm} \cdot \mathbf{n} = 0, \quad (11)$$

$$\mathbf{S}_s \cdot \mathbf{n} = \mathbf{S}_f \cdot \mathbf{n}. \quad (12)$$

Du point de vue des phénomènes électriques, s'il y a continuité des potentiels électriques au niveau de  $\partial Y_{fs}$ , les densités surfaciques de charge vues du côté du fluide  $\sigma_f$  ou du solide  $\sigma_s$  pouvant être différentes, un saut du champ électrique est possible. Notons que  $\boldsymbol{\epsilon}_f$  représente le tenseur de permittivité du fluide. Les autres conditions aux interfaces correspondent à la propriété non-glissement, au caractère imperméable des parois du pore, et à la continuité des contraintes normales.

## 2.3 Homogénéisation

Ces équations à l'échelle microscopique sont "propagées" à l'échelle supérieure du tissu cortical en utilisant la technique de l'homogénéisation asymptotique. Nous renvoyons le lecteur intéressé vers les références [11, 12] pour plus de détails sur cette technique. Cette procédure repose sur l'indépendance des échelles et permet de dégager les phénomènes purement microscopiques ou purement macroscopiques de ceux où les effets des échelles interagissent. Ainsi, dans notre cas, le vecteur déplacement, le potentiel d'écoulement, la pression du fluide et la force ionique se révèlent être des variables purement macroscopiques [9]. Enfin, cette procédure permet de dégager des propriétés effectives du matériau hétérogène considéré, permettant ainsi d'obtenir un modèle macroscopique décrivant la physique à l'échelle supérieure.

## 3 Résultats et discussion

### 3.1 Modèle à l'échelle du tissu osseux

Au travers de la procédure d'homogénéisation, il apparaît que les phénomènes piézo-électriques et de double-couche ne sont plus visibles à l'échelle macroscopique. Ce résultat est dû aux lois d'échelles

construites à partir des caractéristiques mesurées pour l'os [9]. Ainsi, le modèle à l'échelle macroscopique consiste à trouver les variables macroscopiques que sont la vitesse darcéenne  $\mathbf{V}$ , le vecteur déplacement  $\mathbf{u}$ , le tenseur des contraintes totales  $\mathbf{S}_{tot}$ , la force ionique  $n_b$ , la pression hydraulique  $p_b$ , le potentiel d'écoulement  $\bar{\psi}_b$  et la porosité  $\eta_f$ , qui satisfont aux équations suivantes sur le domaine  $\Omega$  :

$$\begin{cases} \nabla_X \cdot \mathbf{S}_{tot} = \mathbf{0}, & (13) \\ \mathbf{S}_{tot} = \mathbb{C}^* : \varepsilon_X(\mathbf{u}) - \boldsymbol{\alpha}^* p_b + \boldsymbol{\tau}^*, & (14) \\ \mathbf{V} = -\mathbf{K}_P \nabla_X p_b - \mathbf{K}_C \nabla_X n_b - \mathbf{K}_E \nabla_X \bar{\psi}_b, & (15) \\ \frac{\partial}{\partial t} [n_b \eta_f \gamma^\pm] = \nabla_X \cdot [\mathbf{D}_\pm^* (\nabla_X n_b \pm n_b \nabla_X \bar{\psi}_b)], & (16) \\ \nabla_X \cdot \mathbf{V} = -\boldsymbol{\alpha}^* : \frac{\partial}{\partial t} \varepsilon_X(\mathbf{u}) + \vartheta \frac{\partial}{\partial t} p_b + f_e, & (17) \\ \frac{\partial \eta_f}{\partial t} + \nabla_X \cdot \mathbf{V} + \eta_f \nabla_X \cdot \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{u} = 0. & (18) \end{cases}$$

Dans ces équations, les opérateurs de dérivation spatiale se rapportent à l'échelle macroscopique et sont indicés par  $X$ . Ce modèle à l'échelle macroscopique se compose donc de l'équation traduisant l'équilibre global (13) où intervient le tenseur des contraintes  $\mathbf{S}_{tot}$  défini à l'aide d'une loi de Biot modifiée (14). Dans cette dernière expression, les tenseurs homogénéisés d'élasticité  $\mathbb{C}^*$ , de Biot  $\boldsymbol{\alpha}^*$  et de Maxwell  $\boldsymbol{\tau}^*$  sont explicitement établis dans [9]. Par ailleurs, nous avons montré que, dans l'os, seuls restent les effets poroélastiques, les effets électriques demeurant négligeables [10].

Le transport de fluide s'appuie quant à lui sur une loi de Darcy généralisée [8] intégrant, outre le flux hydraulique en réponse au gradient de pression du fluide et caractérisé par la perméabilité de Poiseuille  $\mathbf{K}_P$ , des flux osmotique et électro-osmotique en réponse aux gradients chimique et électrique, et caractérisés par les perméabilités électro-chimiques  $\mathbf{K}_C$  et  $\mathbf{K}_E$  respectivement.

Le transport ionique est décrit à l'aide d'une équation de diffusion (16) où interviennent un tenseur de diffusion effectif  $\mathbf{D}_\pm^*$  dépendant d'une tortuosité électro-morphologique et un facteur de pondération des concentrations  $\gamma^\pm$  dû aux double-couches [15].

Enfin, les deux dernières équations (17) et (18) représentent les conservations de la masse totale et fluide respectivement. Les coefficients de couplage  $\vartheta$  et  $f_e$  sont explicitement donnés dans [9].

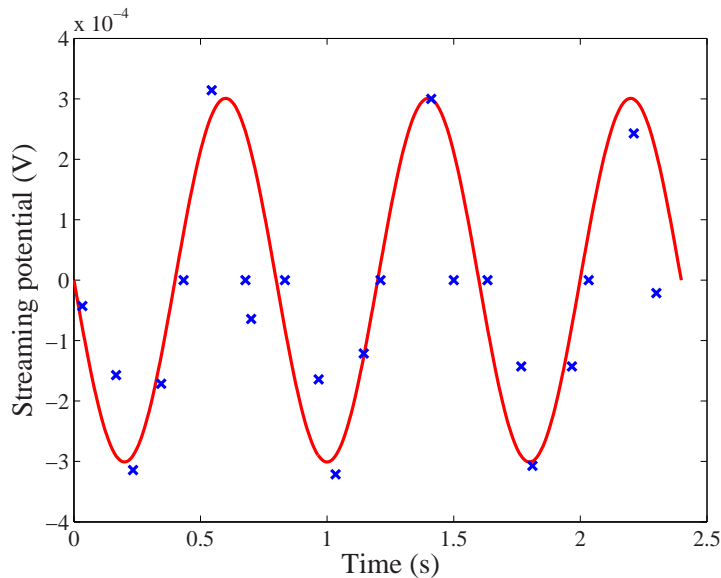


FIG. 2 – Comparaison entre les potentiels électriques mesurés *in vivo* par [13] (croix) et les potentiels d'écoulement calculés via le présent modèle.

### 3.2 Validation à l'aide des potentiels d'écoulement

A la lumière de ce travail, il semble que l'origine des phénomènes électriques observables *in vivo* ne soit imputable ni à la piézo-électricité, ni aux phénomènes de double-couche, mais aux potentiels d'écoulement. Afin d'illustrer cette proposition, nous avons cherché à retrouver à l'aide du présent modèle les mesures électriques obtenues par [13] sur un chien qui marche. En nous inspirant de la procédure proposée par [4], il est possible d'estimer les potentiels d'écoulement à l'aide des écoulements interstitiels. En effet, en invoquant le principe de réciprocité d'Onsager, on peut montrer que le champ de potentiel d'écoulement est proportionnel au champ de pression macroscopique [9]. Ainsi, du point de vue d'un fémur, nous représentons la marche par une sollicitation harmonique axiale de type traction-compression. Cette sollicitation est construite à partir des données de déformation fournies par [13], tandis que le champ de pression est évalué à la manière de [16]. Dans ce calcul, les paramètres électriques de la microstructure corticale correspondent à ceux donnés dans [14] tandis que les caractéristiques poroélastiques sont prises dans [17]. En outre, la conductivité électrique considérée est celle d'une solution de chlorure de potassium à 0.01 M et à 37°C ( $0.1735 \text{ S.m}^{-1}$ ).

Nous présentons sur la figure 2 la confrontation entre les mesures de [13] et le résultat obtenu avec le présent modèle du potentiel d'écoulement. Cette figure va dans le sens de ce que notre modèle multi-échelle suggérait : les phénomènes électriques physiologiques peuvent être attribués essentiellement à l'effet des potentiels d'écoulement.

## 4 Conclusion

Cette étude a proposé un traitement électro-chemo-mécanique des phénomènes à l'œuvre dans l'os cortical. Ces résultats confirment que l'électricité mesurée *in vivo* a pour origine les phénomènes de potentiels d'écoulement, la piézo-électricité n'étant plus visible à l'échelle macroscopique.

Les résultats de ce modèle peuvent en outre apporter un nouvel éclairage sur la mécano-transduction du remodelage osseux. En effet, si la tendance actuelle est de ne prendre en compte que les phénomènes hydro-mécaniques pour représenter l'interaction entre les cellules osseuses et les sollicitations mécaniques à l'échelle du tissu, le présent modèle permet de vérifier jusqu'à quel point les couplages électro-chimiques contribuent à cette mécano-transduction osseuse.

## Références

- [1] Lemaire, T., Naili, S., Rémond, A. 2008 Study of the influence of fibrous pericellular matrix in the cortical interstitial fluid movement. *Journal of Biomechanical Engineering* **130** 11001-11011
- [2] Ahn, A.C., Grodzinsky, A.J. 2009 Relevance of collagen piezoelectricity to Wolff's Law : A critical review. *Medical Engineering and Physics* **31** 733-741
- [3] Bassett, C.A., Pawluk, R.J., Becker, R.O. 1964 Effects of electric currents on bone *in vivo*. *Nature* **204** 652-654
- [4] Salzstein, R.A., Pollack, S.R. 1987 Electromechanical potentials in cortical bone-II. Experimental analysis. *Journal of Biomechanics* **20** 271-280
- [5] Weinbaum, S., Cowin, S.C., Zeng, Y. 1994 A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. *Journal of Biomechanics* **27** 339-360
- [6] Han, Y., Cowin, S.C., Schaffler, M.B., Weinbaum, S. 2004 Mechanotransduction and strain amplification in osteocyte cell processes. *PNAS* **101** 16689-16694
- [7] Martin, R.B. 1950 Is all cortical bone remodelling initiated by microdamage? *Bone* **30** 8-13
- [8] Lemaire, T., Sansalone, V., Naili, S. 2010 Multiphysical modelling of fluid transport through osteo-articular media. *Annals of the Brazilian Academy of Sciences* **82** 127-144
- [9] Lemaire, T., Capiiez-Lernout, E., Kaiser, J., Naili, S., Rohan, E., Sansalone, V. 2011 A multiscale theoretical investigation of electric measurements in living bone. piezoelectricity and electrokinetics. *Bulletin of Mathematical Biology*. *In press*.

- [10] Lemaire, T., Capiez-Lernout, E., Kaiser, J., Naili, S., Sansalone, V. 2011 What is the importance of multiphysical phenomena in bone remodelling signals expression ? A multiscale perspective. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. In press.
- [11] Auriault, J.-L. 1991 Heterogeneous medium. Is an equivalent macroscopic description possible ? *International Journal of Engineering Science* **29** 785-795
- [12] Moyne, C., Murad, M. A. 2002 Electro-chemo-mechanical couplings in swelling clays derived from a micro/macro-homogenization procedure. *International Journal of Solids and Structures* **39** 6159-6190
- [13] Cochran, G.V.B., Dell, D.G., Palmieri, V.R., Johnson, M.W., Otter, M.W., Kadaba, M.P. 1989 An improved design of electrodes for measurement of streaming potentials on wet bone in vitro and in vivo. *Journal of Biomechanics* **22** 745-750
- [14] Lemaire, T., Naili, S., Rémond, A. 2006 Multi-scale analysis of the coupled effects governing the movement of interstitial fluid in cortical bone. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* **5** 39-52
- [15] Lemaire, T., Kaiser, J., Naili, S., Sansalone, V. 2010 Modelling of the transport in electrically charged porous media including ionic exchanges. *Mechanics Research Communications* **37** 495-499
- [16] Nguyen, V.-H., Lemaire, T., Naili, S. 2010 Poroelastic behaviour of cortical bone under harmonic axial loading : theoretical study at the osteonal tissue scale. *Medical Engineering and Physics* **32** 384-390
- [17] Rémond, A., Lemaire, T., Naili, S. 2008 Interstitial fluid flow in the osteon with spatial gradients of mechanical properties : a finite element study. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* **72** 487-495