

# Effets des Paramètres Physiologiques sur le Signal SFAP de Surface Généré dans un Volume Conducteur Planaire Invariant dans L'espace

Rais Elhadi BEKKA, Nouredine MESSAOUDI, Mohamed BEHIIH  
 Lab. LIS, Département d'Electronique, Faculté des Sciences de l'Ingénieur,  
 Université Ferhat Abbas de Sétif, 19000 Sétif, Algérie  
[bekka\\_re@yahoo.fr](mailto:bekka_re@yahoo.fr), [nor\\_messaoudi@yahoo.fr](mailto:nor_messaoudi@yahoo.fr).

**Abstract**— Le signal ElectroMyoGraphique (EMG) représente les variations de l'activité électrique des muscles et peut être détecté à la surface de la peau, au dessus du muscle visé. Le potentiel d'action de la fibre musculaire (Single Fibre Action Potential) est une composante fondamentale contribuant à la détection du signal EMG de surface. Ce potentiel dépend des paramètres anatomiques, physiologiques et du système de détection. La modélisation du signal SFAP de surface est fondamentale pour mieux comprendre les relations entre les paramètres anatomiques et physiologiques internes et les caractéristiques externes extraites d'enregistrements du signal. Le signal SFAP de surface a été généré dans un volume conducteur planaire, non homogène et anisotrope constitué par les couches du muscle, de la graisse et de la peau. La modélisation du signal a été faite par une méthode analytique basée sur les propriétés de la transformée de Fourier 2-D. Le potentiel est détecté à la surface de la peau par un système constitué par des filtres spatiaux unidimensionnels et bidimensionnels avec une grille d'électrodes ponctuelles. L'objectif de cet article consiste à montrer que les paramètres physiologiques ont une grande influence sur la forme du signal et sur ses caractéristiques d'amplitude.

**Mots clefs:** Potentiel d'action, modélisation, conductivité, filtre spatial.

## I. INTRODUCTION

La modélisation du SFAP est importante pour l'estimation des paramètres physiologiques [1] et l'interprétation des enregistrements expérimentaux [2]. Plusieurs modèles de génération et de détection du signal SFAP de surface ont été proposés [3]-[6]. Ces modèles dépendent du volume conducteur et du système de détection. Le volume conducteur a été décrit comme un système invariant dans l'espace (la même forme du potentiel dans la direction de propagation de la source en chaque point) [4], [5] ou non invariant dans l'espace [2], [7]. Des approches analytique [8], [9] et numérique [6], [10] ont été utilisées pour décrire les propriétés électriques du volume conducteur qui sépare les fibres musculaires et les électrodes de détection. Des coordonnées cartésiennes [11] ou cylindriques [3], [12] ont été adoptées pour sa description.

Les étapes principales de la modélisation du signal SFAP de surface sont [1] : a) la description du phénomène de la génération, de la propagation et de l'extinction du potentiel d'action intracellulaire, b) la description mathématique du volume conducteur et c) la modélisation du système de

détection. Dans un volume conducteur homogène, le système de détection est la contribution du filtre spatial, de la forme électrodes et de leurs dimensions [5], [13].

Le signal détecté à la surface de la peau dépend des paramètres anatomiques, physiologiques et des paramètres du système de détection. Dans cet article, nous avons montré que les paramètres physiologiques (les différentes conductivités des couches du volume conducteur) ont une grande influence sur la forme du signal détecté à la surface de la peau et sur ses variables d'amplitude (par exemple : la RMS : Root Mean Square) [14].

## II. SIMULATION DU SFAP

Dans cet article, les propriétés électriques du volume conducteur ont été décrites analytiquement. Le potentiel d'action de surface d'une seule fibre musculaire a été simulé par la technique du filtrage spatial 2-D. Le volume conducteur et le système de détection sont considérés comme un filtre spatial 2-D dont l'entrée est la transformée de Fourier de la densité de courant de source et la sortie est le potentiel détecté à la surface de la peau (figure.2). Le volume conducteur, constitué par trois couches : le muscle, la graisse et la peau (figure 1), est un système invariant dans l'espace, non homogène (les couches ont des conductivités différentes) et anisotrope (les conductivités du muscle sont différentes dans les trois directions). Il est décrit dans un système de coordonnées cartésiennes dans le domaine fréquentiel spatial 2-D par la fonction de transfert décrite par l'équation (1).

où

$d$  : l'épaisseur de la couche de la peau,

$h_1$  : l'épaisseur de la couche de graisse,

$y_0$  : profondeur de la fibre,

$$R_c = \frac{\sigma_s}{\sigma_f}, R_m = \frac{\sigma_f}{\sigma_{mt}}, R_a = \frac{\sigma_{ml}}{\sigma_{mt}}, \alpha(K_y) = K_{ya} + R_m K_y \operatorname{tgh}(K_y)$$

Le système de détection est constitué par des filtres spatiaux 1-D et 2-D avec des électrodes ponctuelles. Les électrodes de détection sont arrangées longitudinalement ou transversalement par rapport à la direction des fibres musculaires selon différentes configurations :

- le mono polaire, le différentiel simple longitudinal (LSD) et transversal (TSD), le différentiel double longitudinal (LDD) et transversal (TDD) pour les filtres spatiaux 1-D,

$$H_{vc}(K_x, K_z, y_0) = \frac{2e^{-K_y|y_0|}}{\sigma_{mt}(1+R_c)\cosh[K_y(h_1+d)]\alpha(K_y(h_1+d)) + (1-R_c)\cosh[K_y(h_1-d)]\alpha(K_y(h_1-d))} \quad (1)$$

- le filtre différentiel double normal de Laplace (NDD), le binomial inverse d'ordre deux (IB<sup>2</sup>) et le rectangle inverse (IR) pour les filtres spatiaux 2-D. Mathématiquement, le filtre spatial est décrit par la fonction de transfert dans le domaine fréquentiel spatial 2-D [5] :

$$H_{sf}(K_x, K_z) = \sum_{i=-m}^{n-1} \sum_{r=-\omega}^{h-1} a_{ir} e^{-jK_x d_x} e^{-jK_z d_z} \quad (2)$$

$m$  et  $n$  sont respectivement le nombre de colonnes à droite et à gauche du centre de la matrice des électrodes de détection,  $\omega$  et  $h$  sont respectivement le nombre de lignes au dessus et au dessous du centre de la matrice des électrodes de détection,  $a_{ir}$  sont les poids données aux électrodes,  $d_x$  et  $d_z$  sont respectivement les distances inter électrodes dans les directions  $x$  et  $z$ . Le potentiel d'action intracellulaire est généré au niveau de la jonction neuromusculaire, se propage dans deux directions opposées le long de la fibre musculaire et s'éteint au niveau des tendons. La densité de courant de source est proportionnelle à la dérivée seconde du IAP [5].

$$I_m(z) = \frac{\sigma_i \pi (d_1)^2}{4} \frac{d^2 V_m(z)}{dz^2} \quad (3)$$

$\sigma_i$  est la conductivité intracellulaire de la fibre musculaire,  $d_1$  est le diamètre de la fibre et  $v_m(z)$  est le potentiel d'action intracellulaire donné par :

$$v_m(z) = Az^3 e^{-z} + B \quad \text{for } z > 0$$

avec  $A = 96 \text{ mV} \cdot \text{mm}^{-3}$  et  $B = -90 \text{ mV}$

Pour un système invariant dans l'espace, le potentiel détecté à la surface de la peau dans le domaine fréquentiel spatial 2-D est le produit de la fonction de transfert globale (le produit de la fonction de transfert du volume conducteur et du système de détection) par la transformée de Fourier de la source.

$$\phi(K_x, K_z) = I(K_z) H_{glo}(K_x, K_z) \quad (4)$$

avec

$$H_{glo}(K_x, K_z) = H_{vc}(K_x, K_z) H_{sf}(K_x, K_z)$$

$H_{vc}(K_x, K_z)$  est la fonction de transfert du volume conducteur,  $H_{sf}(K_x, K_z)$  est la fonction de transfert du filtre spatial (la fonction de transfert du système de détection dans le cas des électrodes ponctuelles) et  $I(K_z)$  est la transformée de Fourier de la densité de courant de source  $I_m(z)$ .

Dans le domaine spatial 2-D, le potentiel détecté à la surface de la peau est le produit de convolution de la réponse impulsionnelle correspondant à la fonction de transfert globale  $H_{glo}(K_x, K_z)$  et de la densité de courant de source  $I_m(z)$ .

$$\phi(x, z) = I_m(z) * \text{IFFT2}(H_{glo}(K_x, K_z)) \quad (5)$$

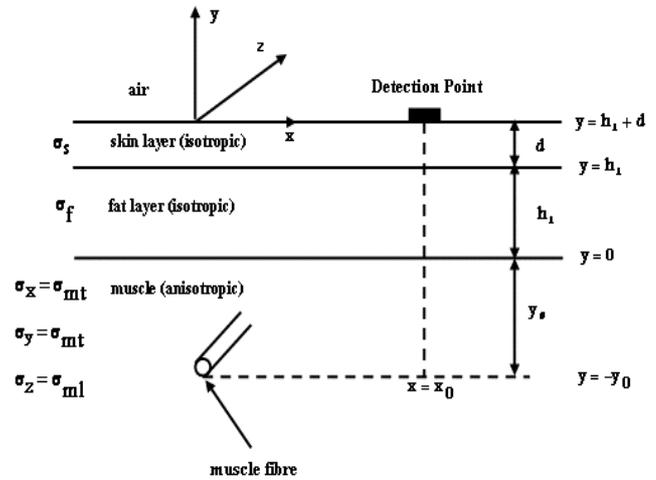


Fig. 1. Le modèle du volume conducteur planaire constitué par les couches du muscle (anisotrope), la graisse et la peau (isotropes). Les directions  $x$  et  $y$  sont transversales par rapport à la direction des fibres musculaires et  $z$  est la direction longitudinale [5].

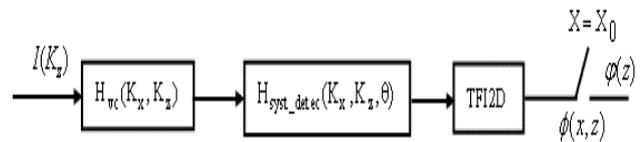


Fig. 2. Les opérations du calcul du potentiel d'action d'une seule fibre musculaire en utilisant la technique du filtrage spatial 2-D [5].

### III. RESULTAS

Pour examiner l'effet des paramètres physiologiques sur la forme du signal SFAP, plusieurs valeurs de conductivités des différentes couches ont été prises pour la modélisation du signal correspondant à chacune de ces valeurs. Les paramètres considérés sont ceux de la fonction de transfert du volume conducteur : les rapports de conductivités  $R_c$ ,  $R_m$ ,  $R_a$  et la conductivité du muscle dans la direction transversale  $\sigma_{mt}$  (définis dans l'équation (1)). Les résultats des figures 4-a, 4-b, 5-a et 5-b montrent qu'une augmentation du rapport de conductivité  $R_c$  entraîne une diminution de

l'amplitude des signaux filtrés par les filtres TSD et IB<sup>2</sup> et par conséquent une diminution de la valeur efficace (RMS) correspondante à ces signaux. Une augmentation du rapport de conductivité  $R_m$  implique à son tour une diminution de l'amplitude des signaux filtrés par les filtres spatiaux TSD et IB<sup>2</sup> (figures 4-c et 4-d) et ainsi la diminution des valeurs efficaces (RMS) de ces signaux (figure 5-c et 5-d). Les figures 4-e, 4-f, 5-e et 5-f montrent qu'une augmentation du rapport de conductivité  $R_a$  diminue l'amplitude des signaux filtrés par les deux filtres spatiaux TSD et IB<sup>2</sup> et les valeurs efficaces (RMS) correspondantes à ces signaux.

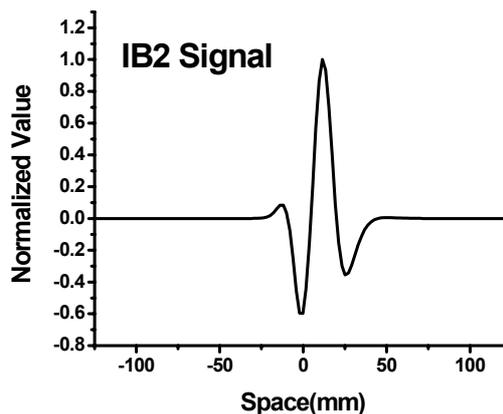
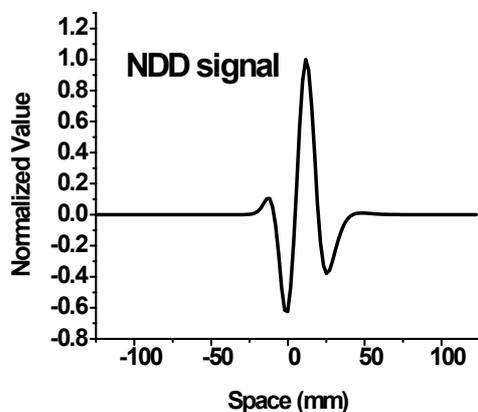
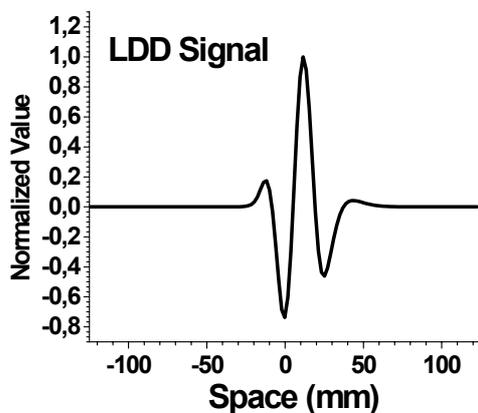
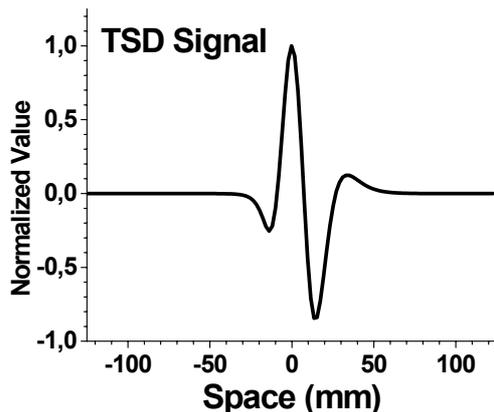


Fig. 3. La valeur absolue normalisée du potentiel d'action d'une fibre musculaire généré dans un volume conducteur planaire multicouche. Ces signaux ont été configurés par des filtres spatiaux unidimensionnels (TSD et LDD) et des filtres spatiaux bidimensionnels (NDD et IB2).

Les signaux de la figure 3 ont été simulés en utilisant les paramètres anatomiques, physiologiques et du système de détection suivants:

$$y_0 = 2\text{mm}, \quad h_1 = 3\text{mm}, \quad d = 1\text{mm}, \quad R_c = 20, \quad R_m = 0.5,$$

$$R_a = 5, \quad \sigma_{m2} = 0.1\text{S/m}.$$

$$X_0 = 0\text{mm}, \quad d_x = d_z = 20\text{mm}, \quad \theta = 0^\circ.$$

$$\sigma_i = 1.01\text{S/m}, \quad A = 96\text{mV}\cdot\text{mm}^{-3}, \quad B = -90\text{mV},$$

$$d_1 = 50\mu\text{m}.$$

Les signaux de la figure 4 ont été simulés en utilisant les paramètres anatomiques, physiologiques et du système de détection suivants :

$$y_0 = 2\text{mm}, \quad h_1 = 3\text{mm}, \quad d = 1\text{mm}, \quad X_0 = 0\text{mm},$$

$$d_x = d_z = 20\text{mm}, \quad \theta = 0^\circ,$$

$$\sigma_i = 1.01\text{S/m}, \quad A = 96\text{mV}\cdot\text{mm}^{-3}, \quad B = -90\text{mV},$$

$$d_1 = 50\mu\text{m}.$$

#### IV. CONCLUSION

Nous avons montré dans ce travail que la forme du potentiel d'action de surface d'une fibre musculaire est étroitement liée aux paramètres physiologiques du volume conducteur. L'augmentation des conductivités des couches isotropes (la graisse et la peau) et des conductivités de la couche anisotrope (le muscle) diminue l'amplitude du signal détecté à la surface de la peau et la valeur efficace (RMS) correspondante. L'augmentation de la conductivité du muscle dans la direction de propagation de la source (longitudinale) entraîne une augmentation de l'amplitude du signal détecté à la surface de la peau. La sélectivité des filtres spatiaux arrangés selon les différentes configurations (1-D et 2-D longitudinales et transversales) dépend de la variation des paramètres physiologiques du volume conducteur.

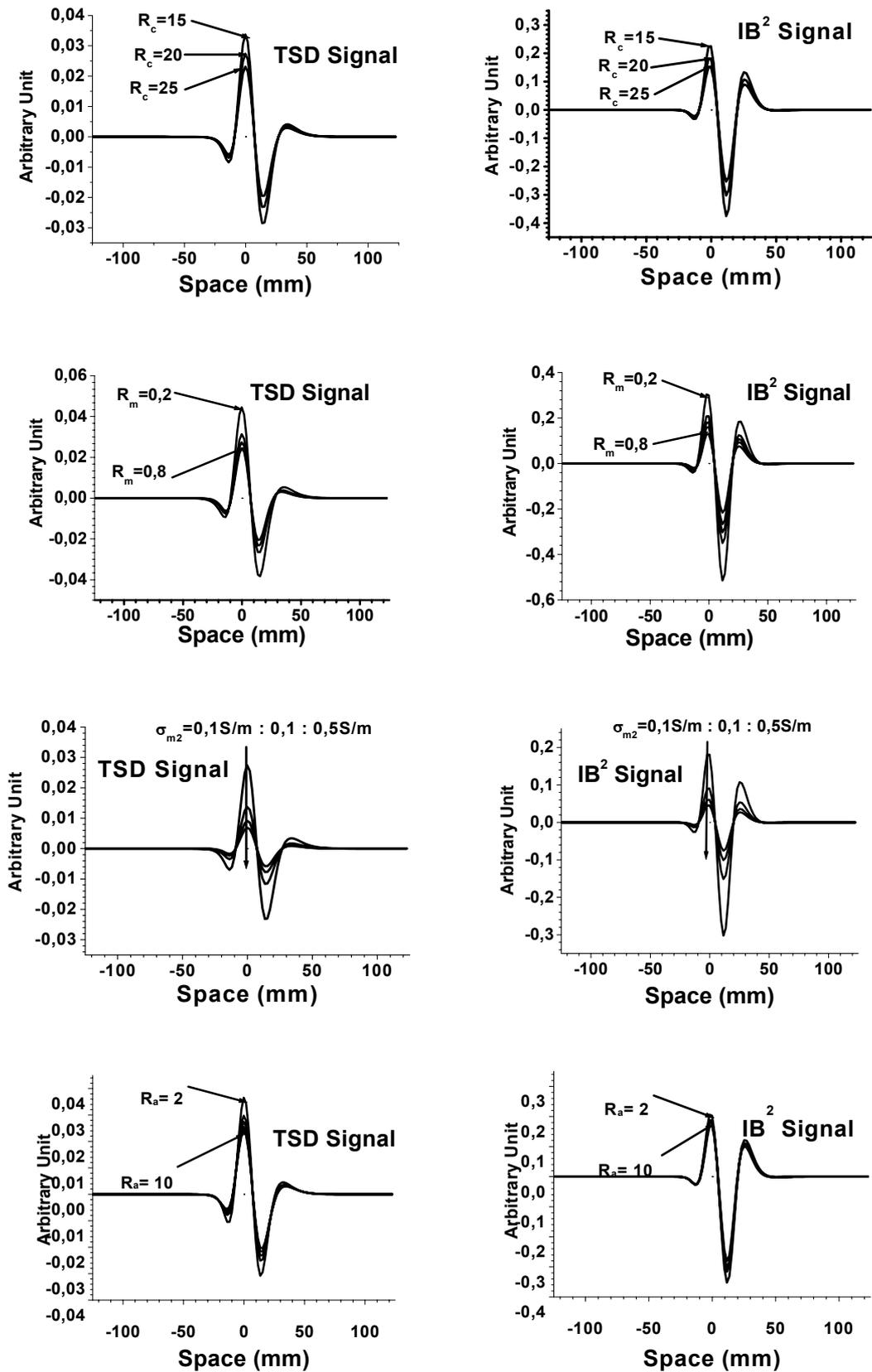


Fig. 4. Influence of the physiological parameters on the shape of the single fibre action potential generated in a multilayer planar volume conductor and configured by the TSD (Transversal Single Differential) and  $IB^2$  (Inverse Binomial of order two) spatial filters.

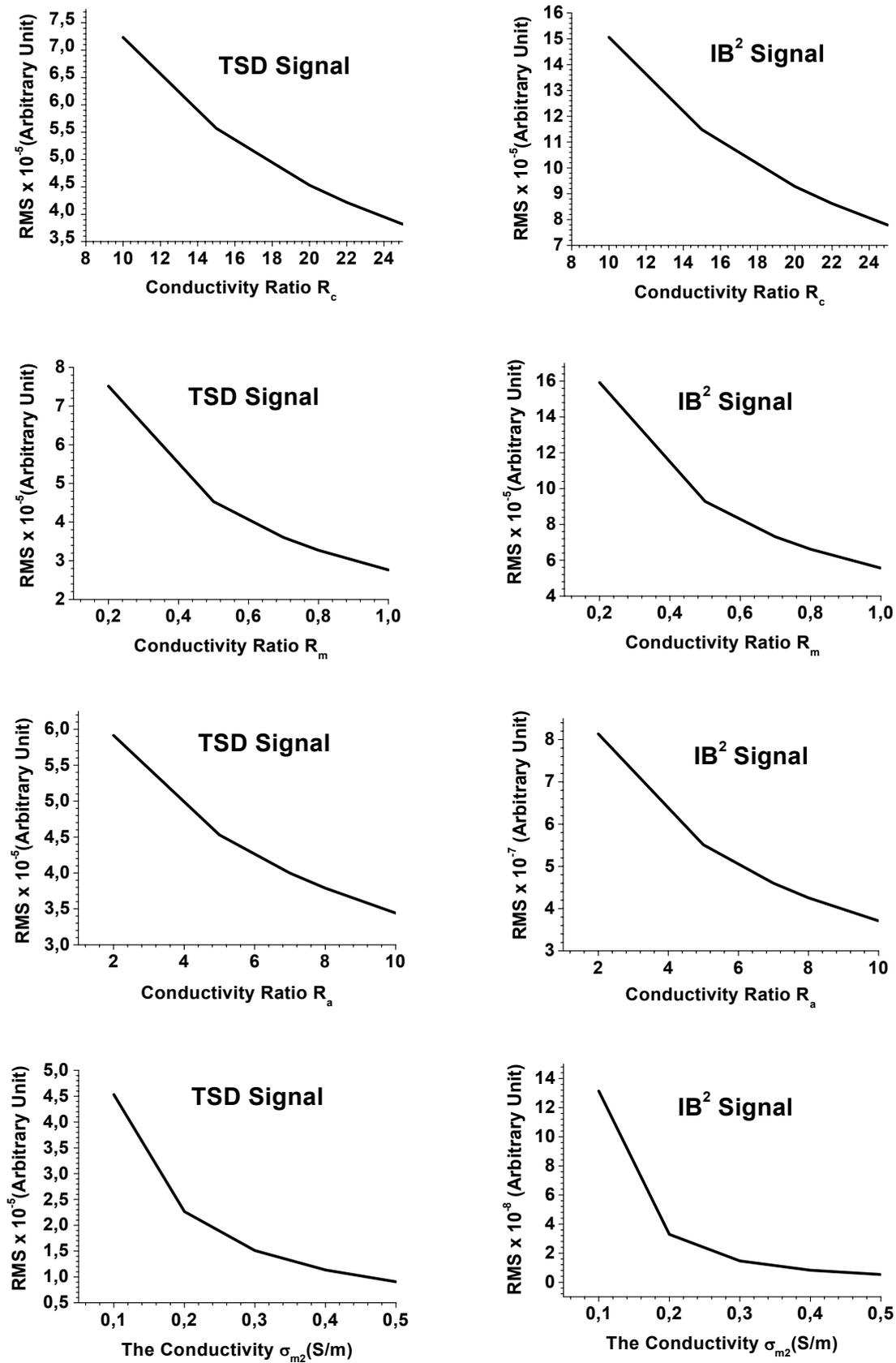


Fig. 5. Influence des paramètres physiques sur le paramètre d'amplitude RMS du signal du potentiel détecté sur la peau pour les configurations 1-D (TDD) et 2-D (NDD).

## V. REFERENCES

- [1] Farina. D, Mesin. L, and Martina. S, "Advances in surface EMG signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp. 467-476, 2004.
- [2] Mesin. L and Farina D, "Simulation of surface EMG signals generated by muscle tissues with inhomogeneity due to fiber pinnation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 1521-1529, 2004.
- [3] Blok. J. H, Stegeman. D.F, and Van Oosterom. A, "Three-layer volume conductor model and software package for applications in surface electromyography," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 30, pp. 566-577, 2002.
- [4] Merletti. R, Lo Conte. L, Avignone. E, and Guglielminotti. P, "Modelling of surface myoelectric signals – part I: model implementation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 810-820, 1999.
- [5] Farina. D, and Merletti R., "A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, pp. 637-646, 2001.
- [6] Mesin. L, Joubert. M, Hanekom. T, Merletti. R, and Farina. D, "A Finite Element Model for Describing the Effect of Muscle Shortening on Surface EMG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, pp. 593-719, 2005.
- [7] Mesin. L, "Simulation of surface EMG signals for a multi-layer volume conductor with triangular model of the muscle tissue," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 53, pp. 2177-2184, 2006.
- [8] Dimitrov. G.V, Disselhorst-Klug. C., Dimitrova. N.A, Schulte. E, and Rau G, "Simulation analysis of the ability of different types of multi-electrodes to increase selectivity of detection and to reduce cross-talk," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 13, pp. 125-138, 2003.
- [9] Roeleveld. K, Blok. J. H, Stegeman. D. F, and Van. Oosterom. A, "Volume conduction models for surface EMG: Confrontation with measurements," *J. Electromy. Kinesiol.*, vol. 7, pp. 221-232, 1997.
- [10] Lowery. M. M, Stoykov. N.S, Taflove. A, and Kuiken. T.A, "A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 446-454, 2002.
- [11] Farina. D and Alberto. R, "Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG : a simulation study," *Med. Eng. Physics.*, vol. 21, pp. 487-496, 1999.
- [12] Farina. D, Mesin. L, Martina. S, and Merletti. R, "A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 415-426, 2004.
- [13] D. Farina, C. Cescon, and R. Merletti, "Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG," *Biol. Cybern.*, vol. 86, pp. 445-456, 2002.
- [14] Farina. D and R. Merletti, "Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, pp. 337-349, 2000.