

DISTRIBUTION DU SIGNAL EMG CAPTÉ AUTOUR DU BRAS: ÉTUDE À L'AIDE D'UN MODELE DIPOLAIRE.

Filion, D., Mirescu, D., Mathieu, P.A.

Institut de génie biomédical (dépt. physiologie), Université de Montréal, Montréal, Qc.

RÉSUMÉ

Des signaux électromyographiques (EMG) ont été captés autour du bras à l'aide de trois rangées de huit électrodes. Les distributions de potentiel ont été analysées à l'aide d'un modèle inverse et de deux à trois dipôles ont été identifiés. Chez un même sujet, la position des dipôles est semblable lors de contractions répétées mais varie un peu selon le niveau de force produit. D'un sujet à l'autre, la position des dipôles est différente.

INTRODUCTION

Lors d'une contraction musculaire, l'activité des unités motrices (UMs) recrutées peut être captée à l'aide d'électrodes implantées dont la position permet d'estimer la localisation de certaines de ces UMs. Il est toutefois plus fréquent d'utiliser des électrodes de surface pour mesurer les signaux EMG, mais l'identification de leur site d'origine est alors plus difficile. Pour tenter de localiser de tels sites, un modèle inverse a été développé permettant d'associer des dipôles d'intensité et de position angulaire différentes à une distribution de potentiel mesurée expérimentalement autour du bras. L'approche développée par Frank pour une sphère [2] a été adaptée à un cylindre auquel la forme du bras est assimilée. Les dipôles sont trouvés en inversant des fonctions polynomiales qui approximent la solution du problème direct. Une méthode des moindres carrés permet de minimiser l'erreur entre le potentiel expérimental et celui obtenu par la solution du problème direct.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Dans le modèle, des fonctions polynomiales et exponentielles sont utilisées pour approximer une double somme dont l'une est infinie. Une seule troncature est donc nécessaire au lieu de deux avec les fonctions classiques de Bessel. Les polynômes associés de Legendre (PAL) sont utilisés dans le modèle direct pour modéliser la distribution de potentiels aux frontières vu que leur forme et leur périodicité sont similaires à celles du potentiel généré à la surface d'un cylindre par une source dipolaire interne. Dans le problème inverse, le positionnement des dipôles se fait par l'inversion des fonctions polynomiales. Une méthode itérative des moindres carrés permet de minimiser les différences entre la distribution expérimentale de potentiel et celle obtenue avec le modèle direct. La position angulaire initiale des dipôles est liée aux maxima du potentiel et leur rayon à la valeur du potentiel à cette position. Le rayon est

aussi limité à des valeurs physiologiquement réalistes et tient compte de la zone de captation des électrodes.

Les signaux EMG ont été acquis à l'aide de trois rangées de huit électrodes disposées uniformément sur un bracelet. Ce dernier a été fixé autour du bras droit de trois droitiers (deux femmes et un homme) avec la rangée centrale d'électrodes placée au milieu du biceps. À cause du système de fixation du brassard et du connecteur reliant les électrodes au système d'acquisition, la distribution des électrodes autour du bras n'est pas uniforme. Une spline a donc été utilisée pour obtenir des valeurs de potentiel régulièrement distribuées autour du bras. Trois contractions isotoniques et isométriques du coude ont été produites par chacun des sujets à des niveaux variant entre 50% et 75% de la contraction maximale volontaire (CMV). La force produite était mesurée par une jauge de contrainte et la valeur était présentée au sujet comme signal de feedback. Les signaux EMG ont été amplifiés (gain = 2500 V/V) et filtrés (passe-bande 10-500 Hz) avant d'être numérisés en temps réel à 2 kHz. La position radiale a été fixée à une valeur appropriée à chaque niveau de contraction car cette valeur ne peut être ajusté par la méthode des moindres carrés pour l'instant. Pour la présente analyse, seuls les signaux de la rangée du milieu ont été analysés sur une longueur d'environ 10 s.

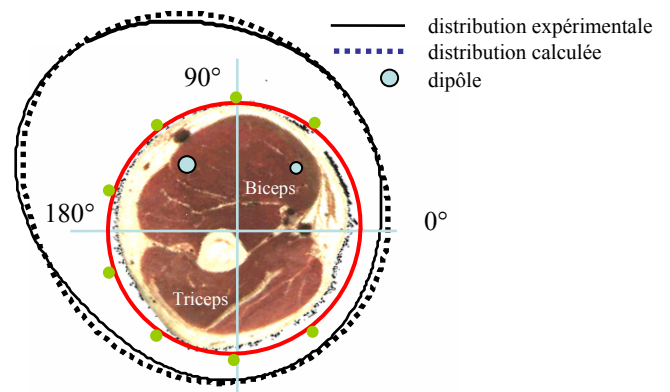


Figure 1. Distribution de potentiel (50% CMV) captée autour du bras à l'aide de 8 électrodes. Cette distribution est assimilable à celle obtenue par deux dipôles à l'intérieur du bras (ici un cercle) dont l'intensité relative est proportionnelle au diamètre affiché. Une image superposée au cercle permet d'illustrer la position relative des muscles par rapport aux électrodes.

RÉSULTATS

Pour reproduire les distributions expérimentales de potentiel, de 2 à 3 dipôles ont été suffisants (Fig.1). Pour un sujet qui répète les mêmes contractions, on a observé que la position des dipôles changeait peu. Par contre entre sujets, des différences assez importantes dans la position des dipôles ont été observées (Tableau 1A). Pour les sujets S2 et S3 qui ont effectués des contractions à 50% et 75% CMV, on note que la position radiale des dipôles augmente pour S2 mais diminue pour S3 (Tableau 1 A vs B).

		r = 80%			r = 70%		
		ϕ (°)			ϕ (°)		
		D1	D2	D3	D1	D2	D3
S1	E1	142	65		136	39	
	E2	144	63		140	40	
	E3	148	66		145	49	
S2	E1	194	10	111	204	-1	115
	E2	194	9	111	203	-3	114
	E3	194	9	111	205	-1	115
S3	E1	178	-36	94	190	-38	97
	E2	172	-36	98	195	-38	102

S2	E1	205	1	115	217	-4	119
	E2	215	4	119	222	-1	121
S3	E1	151	-34	98	182	-39	105
	E2	147	-33	97	166	-37	106

Tableau 1. Position angulaire des dipôles (ϕ) pour les sujets S1, S2 et S3 selon la valeur assignée au rayon. A: contractions à 50% CMV. B: contractions à 75% CMV.

Pour évaluer l'impact de la position radiale (r) sur la position angulaire (ϕ) des dipôles et sur leur intensité relative, des résultats ont été générés pour un r correspondant à 80% et 70% du rayon unitaire. Comme on peut le voir dans les colonnes à gauche et à droite du Tableau 1, ce changement correspond approximativement au passage de 50% à 75% CMV. Une diminution de la position radiale a un impact relativement important sur la force accordée à chaque dipôle tout comme une augmentation de niveau de contraction (résultats non illustrés).

DISCUSSION

À un niveau de contraction donné, la position angulaire des dipôles reste semblable d'un essai à un autre chez un même sujet. Il semblerait donc possible de recruter sensiblement les mêmes UMs lors de contractions répétées. Entre sujets toutefois, on observe une variation importante dans la position des dipôles. Pour générer une force donnée,

chaque individu semblerait donc avoir un patron individuel d'activation de ses UMs. Pour certains sujets, l'activation du biceps s'accompagnait d'une co-contraction (activité dans le triceps). Lorsque le niveau de contraction augmente, la position angulaire des dipôles les plus importants varie plus que celle des autres dipôles. Une augmentation de force pourrait donc s'accompagner d'un recrutement plus intense d'UMs au niveau du dipôle le plus important et d'un recrutement moins important aux alentours des autres.

L'approche utilisée présente des limitations. Mentionnons que les enregistrements se faisant en surface, l'activité des UMs en profondeur dans le membre ne peut être captée. vu que la zone de captation des électrodes est limitée. De plus, l'épaisseur du tissu adipeux n'est pas uniforme autour du bras [4] mais il n'est pas facile d'en tenir compte. Dans la version actuelle du modèle, il est nécessaire de restreindre le rayon où se trouvent les dipôles car certaines valeurs proposées dépassent la zone de captation des électrodes. Des travaux sont en cours pour régler ce problème. Les vérifications effectuées sur la position radiale des dipôles indiquent qu'une distribution expérimentale donnée peut être expliquée de différentes façons. Toutefois, puisque le dipôle le plus important est toujours situé dans le muscle le plus sollicité, une certaine confiance peut être accordée au modèle.

CONCLUSION

Un modèle dipolaire est utilisé pour l'étude de la distribution du signal EMG autour du membre supérieur. Les résultats préliminaires semblent indiquer que les dipôles obtenus puissent correspondre à la réalité. La précision de ces localisations reste à confirmer. Pour ce faire, des travaux portant sur l'utilisation d'un bassin circulaire contenant des dipôles dont la force et la position sont connues ont été entrepris.

RÉFÉRENCES

- [1] Chauvet, E., Fokapo, O., Gamet, D. The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. Proc 23th EMBS Conf., Istanbul, Turkey, 3 pages (on CD), 2001.
- [2] Frank, E. Electrical potential produced by two point current sources in a homogeneous conducting sphere. J. Appl. Phys. Vol 23 (11), pp. 1225-1228, 1952.
- [3] Roeleveld, K., Stegeman, D.F., Vingerhoets, H.M., Van Oosterom, A. Inverse problem in the surface EMG: a feasibility study. Acta Physiol. Scand. Vol. 161, pp. 465-472, 1997.
- [4] Zoabli, G., Mathieu, P.A, Mallouche, H., Bertrand, M. Épaisseur de la peau au niveau du membre supérieur. Proc. 26th CMBEC, Halifax, N.S., pp.28-29, 2000.

REMERCIEMENTS

Travail supporté par le CRSNG (156144-00) et par FCAR.