



7^{ème} CONGRÈS SCIENTIFIQUE

SFRMBM • 2025

Société Française de Résonance
Magnétique en Biologie et Médecine

SAINT-MALO
Palais des Congrès
Le Grand Large
24-25-26
MARS



Acquisition et débruitage de données électromyographiques en milieu IRM

Résumé étendu

Bruno Nazarian¹, Franck Vidal², Julien Sein¹, Marion Royer D'halluin²,
Laure Spieser², Jennifer T. Coull², Jean-Luc Anton¹

¹ Centre-IRM-INT@CERIMED, Institut de Neurosciences de la Timone (INT UMR 7289),
CNRS & Aix-Marseille Université, Marseille, France

² Centre de Recherche en Psychologie et Neurosciences (CRPN UMR 7077),
CNRS & Aix-Marseille Université, Marseille, France

Résumé : Nous présentons le développement d'une solution instrumentale et logicielle d'acquisition et de débruitage de signaux d'électromyographie (EMG) pendant l'enregistrement de données d'IRM fonctionnelle (IRMf). Cette solution est basée sur une chaîne d'acquisition optimisée en vue d'isoler l'important bruit inductif lié à la commutation des gradients de champ magnétique. Elle est complétée par un outil de débruitage permettant l'évaluation et la soustraction de cet artefact inductif.



Introduction

L'acquisition de **signaux EMG est riche d'informations**. Ces signaux permettent, par exemple, de déterminer avec précision l'amorce d'une réponse motrice, avant que celle-ci soit traduite par un mouvement [1] ou si cette réponse est inhibée ([2] et Fig. 1) et donc indécélable au moyen d'outils classiques (capteurs de force, boutons réponse, ...).

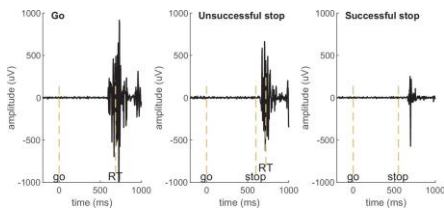


Fig. 1

Illustration de l'intérêt de l'EMG dans une tâche d'inhibition motrice (Go/NoGo) ([2] Raud et al 2022)

Cependant, comme d'autres signaux physiologiques (EEG, ECG), l'acquisition de signaux EMG pendant une session d'IRM est rendue difficile par la présence d'un **artéfact inductif considérable**, dû à la commutation des trains de gradients durant l'acquisition, en particulier, lors de séquences fonctionnelles en Echo-Planar Imaging (EPI) où ces commutations sont particulièrement rapides et d'amplitude importante. Le bruit inductif peut ainsi **noyer le signal utile** voire saturer le système d'acquisition (Fig. 2).

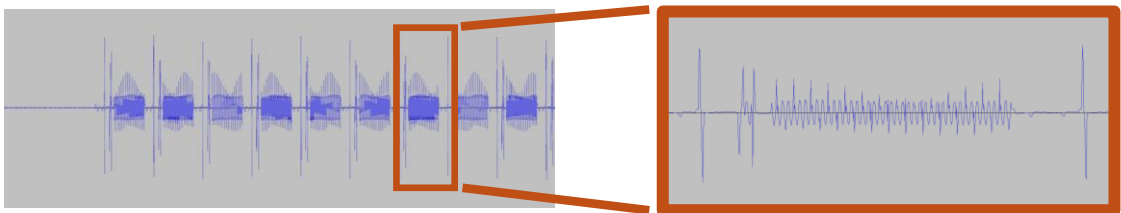


Fig. 2 : Mise en évidence du bruit inductif mesuré au niveau d'électrodes EMG pendant une séquence EPI. L'artéfact est une combinaison des courants induits par chacun des gradients en X, Y et Z

De par son aspect répétitif et parfaitement reproductible en EPI, **le bruit inductif est donc stationnaire, volume après volume**, avec cependant quelques modulations basse-fréquence, dues à la respiration du participant ou d'autres mouvements de câbles.

Des travaux ont permis de filtrer cet artefact par des outils de traitement du signal visant à suréchantillonner le signal analogique afin de détecter, modéliser puis soustraire le bruit inductif [3]. Ce type de solution purement logicielle vise à contourner de façon imparfaite le problème de l'asynchronie entre l'acquisition analogique et l'horloge de l'acquisition IRM, induisant un **déphasage instable** entre la source et la mesure de l'artefact (Fig. 3 Gauche).

Nous proposons **une solution basée sur une approche matérielle innovante** qui permet d'identifier le bruit inductif de façon optimale et de le soustraire

Matériel et méthode :

Notre solution vise à mettre en œuvre une **chaîne d'acquisition parfaitement synchronisée avec le système IRM**. Cette chaîne est composée d'électrodes et câbles BIOPAC compatibles IRM (SS1LA / LEAD108C / EL509), de deux amplificateurs d'instrumentation GRASS 511K et d'un boîtier National Instruments NI-CompactDAQ 9178 équipé des modules NI-9215 (acquisition analogique 16 bits) et NI-9401 (E/S numérique & synchronisation). Nous avons vérifié que la chaîne matérielle ne produit pas d'artefacts RF sur les images IRM.

L'acquisition est pilotée par un logiciel développé sous l'environnement LabVIEW® au moyen du pilote DAQmx. Ce logiciel assure une **resynchronisation matérielle à chaque TR** et la génération pour chacun de ces volumes (TR) d'une horloge d'acquisition propre permettant l'acquisition d'un train d'échantillons de la durée du TR. Chaque échantillon de signal est donc acquis exactement au même moment que l'échantillon correspondant lors du TR précédent. Le bruit moyen est ainsi calculé sur la base des trains parfaitement synchronisés (globalement sur tout le run ou sur une fenêtre temporelle glissante).

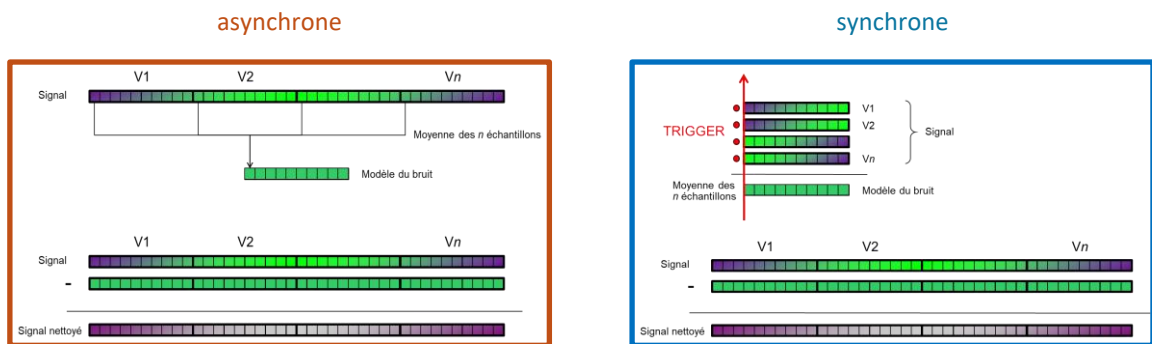


Fig. 3 : Illustration des deux modes d'acquisition (continu asynchrone à gauche et resynchronisé à droite) et des modalités de calcul et de soustraction du bruit inductif

Le bruit moyen est ensuite soustrait du signal initial et les trains résultants sont ensuite concaténés pour reconstruire le signal. (Fig 3.Droite).

La resynchronisation à chaque TR **garantit l'absence de bruit de déphasage** (difficilement filtrable) entre l'ensemble de ces TR et difficilement filtrable. La figure 4 illustre l'apport indiscutable de cette technique, en comparant la superposition asynchrone ou synchronisée des trains d'acquisitions.

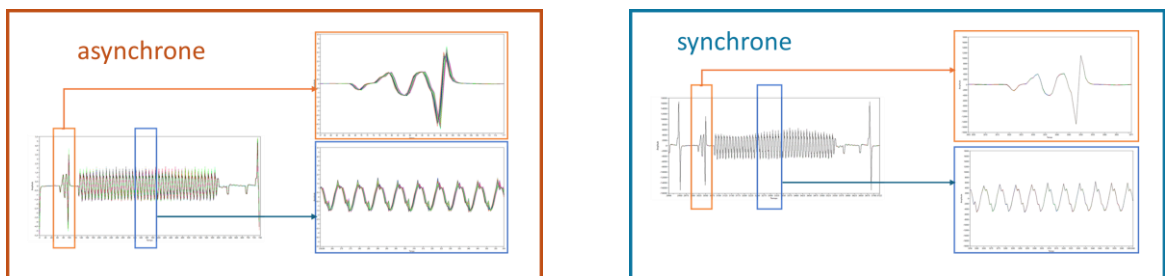


Fig. 4 : Comparaison de la superposition de 1800 trains d'acquisitions asynchrones et synchrones avec la machine IRM. Dans ce dernier cas, la superposition est parfaite, sans bruit de déphasage

Résultats

La qualité des signaux EMG et leur pertinence a été démontrée via la mise en œuvre d'une tâche de type Go/NoGo en utilisant des boutons réponse équipé de capteurs de pression isométriques de type FSR permettant de capter de très faibles pressions inférieures au seuil de déclenchement des boutons. La figure 5 illustre la **corrélation entre les signaux des capteurs FSR et le signal EMG**, même en l'absence de commutation du bouton.

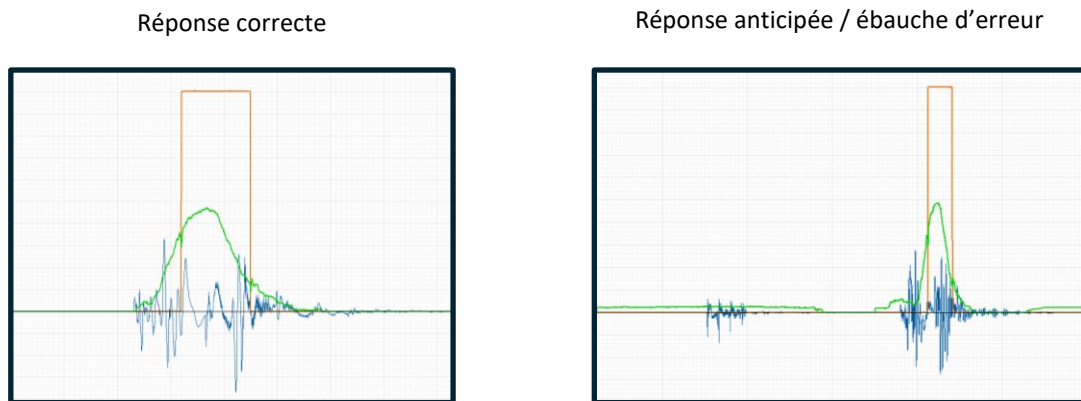


Fig. 5 : Signal EMG (Bleu) Capteur de force FSR (Vert) Commutation du bouton (Rouge)

Conclusion et perspectives :

Cette nouvelle technologie instrumentale permet une acquisition et un nettoyage optimal des signaux EMG en IRMF. Il s'agit d'un **outil qui permet d'intégrer de nouveaux indicateurs comportementaux** et de raffiner les modèles d'analyse.

Les perspectives qui s'ouvrent concernent à la fois le matériel, avec des amplificateurs optimisés ou des électrodes adaptées aux muscles concernés mais également les méthodes d'acquisition en elles-mêmes : **on peut envisager réaliser une acquisition/débruitage en temps-réel** au moyen par exemple d'un système embarqué qui réaliserait le nettoyage on-line, comme cela existe en audio, par exemple.

Références :

- [1] Allain, S., Carbonnell, L., Burle, B., Hasbroucq, T., & Vidal, F. (2004). On-line executive control: An electromyographic study. *Psychophysiology*, 41(1), 113–116.
- [2] Raud L, Thunberg C, Huster RJ. Elife. Partial response electromyography as a marker of action stopping. 2022 May 26;11:e70332
- [3] van Duinen H., Zijdwind I., Hoogduin H., Maurits N. Surface EMG measurements during fMRI at 3 T: accurate EMG recordings after artefact correction. *NeuroImage*. 2005;27:240–246.
- [4] J. Cai, Research on Embedded Software based on adaptive filtering algorithm. 2022 IEEE International Conference on Advances in Electrical Engineering and Computer Applications (AEECA), Dalian, China, 2022, pp. 973-979



Contact

Bruno.Nazarian@univ-amu.fr

<https://irmf.int.univ-amu.fr/>