EEG-IRMf simultanée : du signal brut au signal exploitable

Physique des artéfacts et méthodes de prétraitement de l'électroencéphalogramme enregistré pendant l'IRM fonctionnelle

BIONIC Academy

Rédigé sous la supervision de Mr Eugenio VALENTE – Directeur Scientifique & Technique de Bionic France Sarl et Responsable Editoriale du site www.bionic-academy.com

28 octobre 2026

Article pédagogique de synthèse, accompagnant la présentation « Prétraitement du Signal EEG-IRMf »

Résumé

L'enregistrement simultané de l'électroencéphalogramme (EEG) et de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) associe la résolution temporelle de l'une à la résolution spatiale de l'autre. Cette combinaison a un prix : à l'intérieur de l'aimant, le signal EEG est contaminé par des artéfacts dont l'amplitude peut dépasser de plusieurs centaines de fois celle de l'activité cérébrale. Cet article, destiné aux chercheurs, doctorants et ingénieurs qui préparent une étude EEG-IRMf, explique d'abord l'origine physique de ces artéfacts à partir des lois de l'électromagnétisme, puis décrit leurs trois grandes familles : l'artéfact de gradient, le ballistocardiogramme et les bruits d'environnement. Il retrace ensuite l'histoire des méthodes de correction, depuis la soustraction d'artéfact moyen proposée à la fin des années 1990, présente l'état actuel des pratiques et des recommandations (synchronisation des horloges, base optimale de composantes, analyse en composantes indépendantes, boucles de fil de carbone), et discute enfin des approches émergentes : filtrage spatial par *beamforming*, apprentissage profond et géométrie riemannienne. Il se conclut par un pipeline de prétraitement argumenté et par les points de vigilance qui conditionnent la qualité des données.

Mots-clés : EEG-IRMf simultanée ; artéfact de gradient ; ballistocardiogramme ; soustraction d'artéfact moyen ; optimal basis set ; boucles de fil de carbone ; *beamforming* ; prétraitement

Table des matières

Résumé 2
Table des matières 3
1. Introduction 4
2. Fondements physiques et biologiques 5
2.1 Ce que mesure l'EEG 5
2.2 Ce que mesure l'IRMf : le couplage neurovasculaire et l'effet BOLD 5
2.3 Les trois champs magnétiques de l'IRM 6
2.4 L'induction électromagnétique, mécanisme commun des artéfacts 7
2.5 Conséquences pratiques : règles d'installation et de sécurité 7
3. Typologie des artéfacts 8
3.1 L'artéfact de gradient 9
3.2 Le ballistocardiogramme 9
3.3 Les artéfacts de mouvement et d'environnement 10
4. Rappel historique : la naissance de la correction par soustraction 10
5. Situation actuelle : méthodes et bonnes pratiques 11
5.1 Correction de l'artéfact de gradient 11
5.2 Le problème de la détection des battements cardiaques 12
5.3 Les méthodes de séparation de sources : ICA et OBS 12
5.4 Les boucles de fil de carbone : mesurer l'artéfact plutôt que l'estimer 13
6. Évolutions futures : méthodes émergentes 14
6.1 Le filtrage spatial par *beamforming* 14
6.2 L'apprentissage profond 15
6.3 La géométrie riemannienne 16
7. Discussion : vers un pipeline de prétraitement argumenté 17
8. Conclusion 18
9. Bibliographie 19

1. Introduction

L'électroencéphalographie (EEG) et l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) observent le même cerveau à travers deux fenêtres très différentes. L'EEG enregistre directement, à la surface du crâne, l'activité électrique de grandes populations de neurones, avec une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde. En revanche, il localise mal l'origine de cette activité : retrouver les sources à partir des potentiels de surface est un problème inverse mal posé, puisqu'une infinité de configurations de sources peut produire la même carte de potentiels [1]. L'IRMf, à l'inverse, localise l'activité avec une précision millimétrique, mais elle la mesure de façon indirecte, à travers ses conséquences vasculaires, avec une réponse hémodynamique qui se déploie sur plusieurs secondes [2,3].

Enregistrer les deux signaux en même temps permet de relier, essai par essai ou état par état, les fluctuations de l'activité électrique aux variations du signal BOLD (*Blood Oxygen Level Dependent*). Cette approche a ouvert des applications en épilepsie (localisation des générateurs des pointes inter-critiques), dans l'étude des rythmes cérébraux spontanés, du sommeil, ou encore des potentiels évoqués cognitifs [4,5]. La figure 1 résume cette complémentarité.

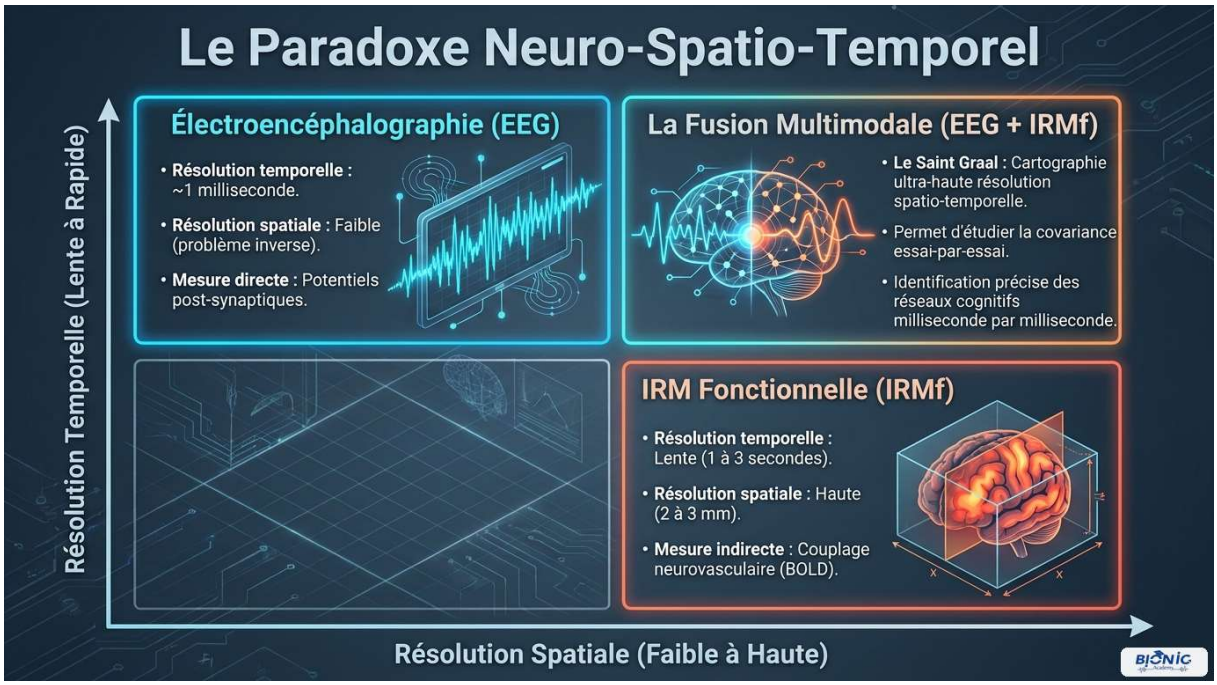


Figure 1 — Complémentarité des résolutions temporelle et spatiale de l'EEG et de l'IRMf, et principe de la fusion multimodale (diapositive 2 du support). [2]

Le principal obstacle est technique : l'IRM est un environnement électromagnétique extrêmement hostile pour un enregistrement de quelques microvolts. Sans prétraitement adapté, l'EEG recueilli pendant l'acquisition d'images est inexploitable [5]. L'objectif de cet article est de donner au lecteur les clés pour comprendre l'origine des artéfacts, choisir les méthodes de correction et en connaître les limites. Il accompagne une présentation dont il reprend les illustrations, en développant les mécanismes et en discutant les résultats publiés.

Méthode de rédaction. Le texte s'appuie sur un corpus d'articles scientifiques et de documents techniques constitué pour la formation EEG-IRM (ex : articles fondateurs, revue systématique de 2021, documentation du fabricant Brain Products), complété par une recherche bibliographique ciblée sur les méthodes les plus récentes (beamforming, apprentissage profond, géométrie

riemannienne). Les sources issues de cette recherche complémentaire sont identifiées comme telles dans la bibliographie.

2. Fondements physiques et biologiques

2.1 Ce que mesure l'EEG

Le signal EEG ne provient pas des potentiels d'action, trop brefs et trop peu synchrones pour s'additionner à distance, mais de la sommation des potentiels post-synaptiques, excitateurs et inhibiteurs, de très nombreux neurones pyramidaux corticaux orientés parallèlement à la surface du cortex [6]. Lorsque ces courants synaptiques sont synchrones, leurs champs électriques s'additionnent et se propagent quasi instantanément, par conduction volumique, jusqu'aux électrodes du scalp. Les potentiels recueillis sont faibles : de l'ordre de 10 à 150 µV pour la plupart des événements EEG [7]. Cette faible amplitude explique la vulnérabilité de l'EEG à toute tension parasite induite dans les électrodes et leurs câbles.

2.2 Ce que mesure l'IRMf : le couplage neurovasculaire et l'effet BOLD

L'IRMf ne mesure pas l'activité neuronale elle-même mais ses conséquences hémodynamiques. Une augmentation locale de l'activité entraîne une augmentation du débit sanguin cérébral qui dépasse largement l'augmentation de la consommation d'oxygène. Il en résulte, dans les capillaires et les veinules en aval, une diminution de la concentration en désoxyhémoglobine [2,3]. Or la désoxyhémoglobine est paramagnétique : elle crée autour des vaisseaux de petites hétérogénéités du champ magnétique qui accélèrent le déphasage des spins et réduisent le signal pondéré en T2*. L'oxyhémoglobine, diamagnétique, est au contraire presque indiscernable des tissus. Quand la désoxyhémoglobine diminue, le champ devient plus homogène et le signal augmente : c'est l'effet BOLD [3]. Cette réponse culmine quelques secondes après l'activité neuronale, ce qui fixe la limite temporelle de la méthode (figure 2).

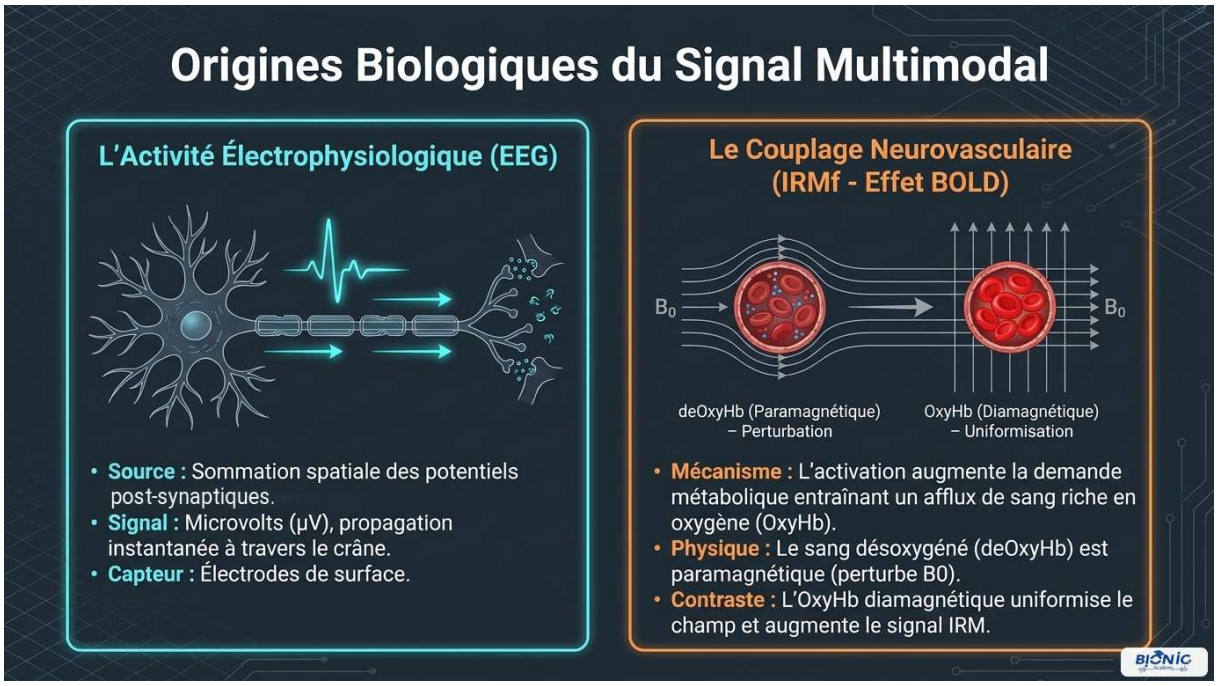


Figure 2 — Origines biologiques des deux signaux : sommation des potentiels post-synaptiques pour l'EEG, couplage neurovasculaire et effet BOLD pour l'IRMf (diapositive 3, corrigée). [3]

2.3 Les trois champs magnétiques de l'IRM

Un examen d'IRMf met en jeu trois champs magnétiques distincts, chacun à l'origine d'une famille d'artéfacts EEG (figure 3) [8,9].

- Le champ statique B_0 (1,5 T, 3 T, voire 7 T) est permanent. Il oriente les moments magnétiques des protons, qui précessent autour de sa direction à la fréquence de Larmor.
- Les gradients de champ, produits par trois bobines (x, y, z), sont commutés très rapidement pendant l'acquisition pour coder la position spatiale du signal. Leurs variations rapides sont la source de l'artéfact de gradient.
- Le champ radiofréquence B1, appliqué par impulsions à la fréquence de Larmor, bascule l'aimantation. Il ajoute un bruit de très haute fréquence et, surtout, peut échauffer les conducteurs (câbles, électrodes) placés dans l'antenne, par effet Joule.

La fréquence de précession est donnée par l'équation de Larmor :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

où :

- ω_0: pulsation de précession des protons (rad·s^{-1})
- γ: rapport gyromagnétique du proton; $\gamma / 2\pi \approx 42{,}58$ MHz·T^{-1}
- B_0 : intensité du champ magnétique statique (T)

À 3 T, la fréquence de résonance du proton est donc d'environ 128 MHz [10]. C'est à cette fréquence que l'antenne émet les impulsions radiofréquence ; les câbles EEG, de longueur comparable à une fraction de la longueur d'onde dans les tissus, peuvent alors se comporter comme des antennes et concentrer l'énergie.

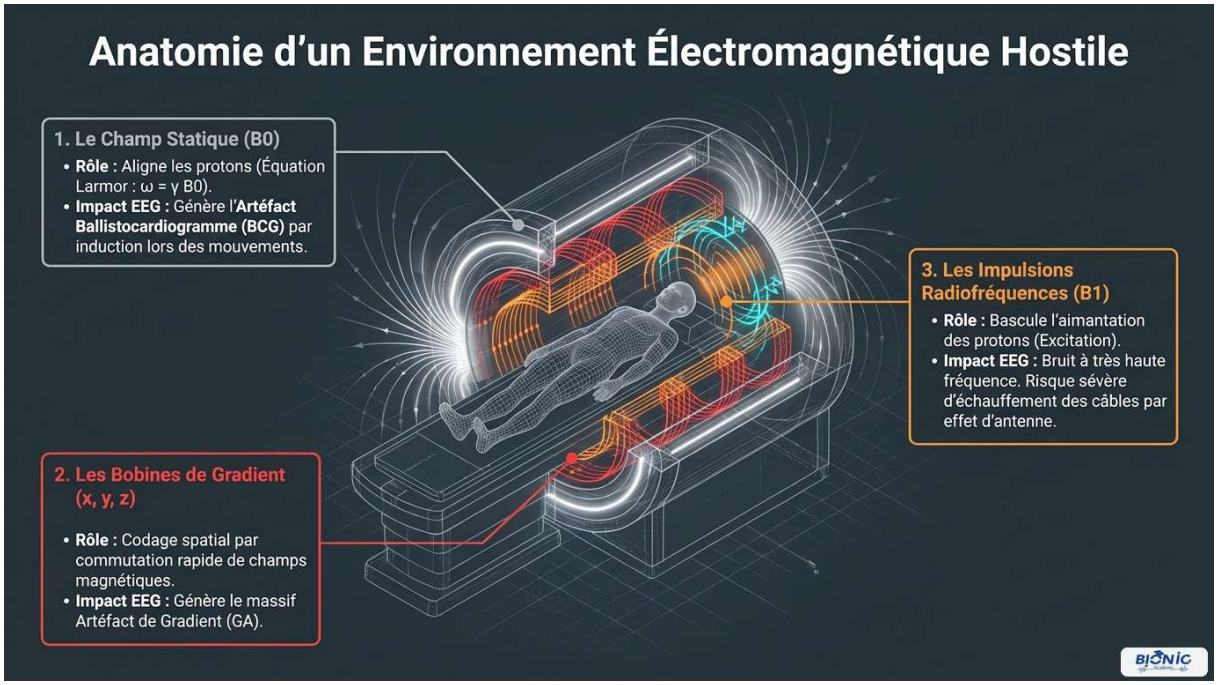


Figure 3 — Les trois champs de l'IRM et leur impact sur l'EEG : champ statique B0, bobines de gradient, impulsions radiofréquence B1 (diapositive 4). [8]

2.4 L'induction électromagnétique, mécanisme commun des artéfacts

Presque tous les artéfacts de l'EEG en IRM découlent d'une même loi : la loi de Faraday. Toute variation du flux magnétique à travers une boucle conductrice y induit une force électromotrice. Sous sa forme locale, elle s'écrit :

$$\nabla \times E = -\partial B / \partial t$$

où :

- **E** : champ électrique induit (V·m⁻¹)
- **B** : champ magnétique (T)
- **∂B / ∂t** : dérivée du champ magnétique par rapport au temps
- **∇ ×** : opérateur rotationnel

Pour un circuit formé par les fils d'électrodes, la forme intégrale est plus parlante :

$$e = -d\Phi / dt \quad \text{avec} \quad \Phi = B \cdot A \cdot \cos\theta$$

où :

- **e** : force électromotrice induite dans la boucle (V)
- **Φ** : flux magnétique à travers la boucle (Wb)
- **A** : surface de la boucle (m²)
- **θ** : angle entre le champ et la normale à la boucle

Deux situations produisent donc une tension parasite : un champ qui varie alors que la boucle est immobile (gradients, radiofréquence), et une boucle qui bouge dans un champ constant (mouvements de la tête ou des câbles dans B_0, y compris les micromouvements liés au pouls au niveau du temporel, « les méningés ») [5]. Dans les deux cas, l'amplitude de la tension est proportionnelle à la surface de la boucle et à la vitesse de la variation. Allen et al., ont ainsi estimé qu'avec une surface de boucle de 100 cm² et des vitesses de variation de gradient usuelles, l'artéfact de gradient pouvait théoriquement atteindre 250 mV, soit environ quinze fois la plage d'entrée de l'amplificateur EEG qu'ils utilisaient [8].

2.5 Conséquences pratiques : règles d'installation et de sécurité

La loi de Faraday dicte directement les règles d'installation recommandées par les fabricants et par la littérature (figure 4) [5,9] :

- Éviter toute boucle dans le trajet des câbles, à la fois pour réduire le bruit induit et pour supprimer le risque d'échauffement et de brûlure sous l'effet de la radiofréquence ;
- Torsader les fils lorsque c'est possible, afin de réduire la surface effective exposée au flux, réduire les mouvements dû aux vibrations mécaniques et créer une séquence de mini-boucles dont le courant induit s'annule l'une avec l'autre, car de signe inverse ;
- Faire sortir les câbles en ligne droite, au centre du tunnel et parallèlement à l'axe Z de l'aimant, en utilisant une antenne tête munie d'un passage de câbles adapté ;
- Limiter la longueur des câbles entre le bonnet et l'amplificateur ;
- Immobiliser câbles et amplificateur, par exemple avec des sacs de sable ou de riz, pour éviter que les vibrations du système ne se transforment en tensions induites ;

- N’utiliser que du matériel conçu et certifié pour l'environnement IRM (électrodes munies de résistances de limitation, amplificateurs adaptés) et respecter strictement les conditions d'emploi du fabricant (MR safe ou conditional).

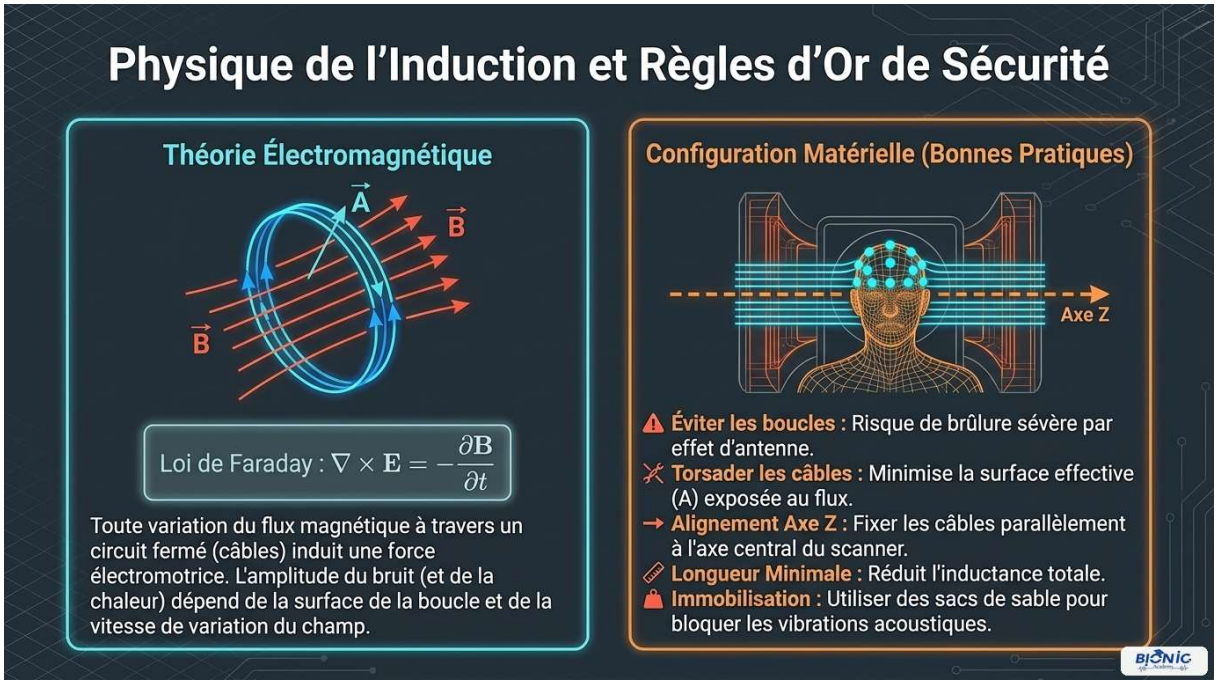


Figure 4 — Loi de Faraday et règles d'or de l'installation : éviter les boucles, torsader, aligner sur l'axe Z, minimiser la longueur, immobiliser (diapositive 5). [9]

3. Typologie des artéfacts

La revue systématique de Bullock et al., distingue quatre sources principales de bruit dans l'EEG enregistré pendant l'IRMf : l'artéfact de gradient, le ballistocardiogramme, l'artéfact de mouvement et les artéfacts d'environnement [5]. Leurs caractéristiques, résumées dans la figure 5, déterminent les stratégies de correction.

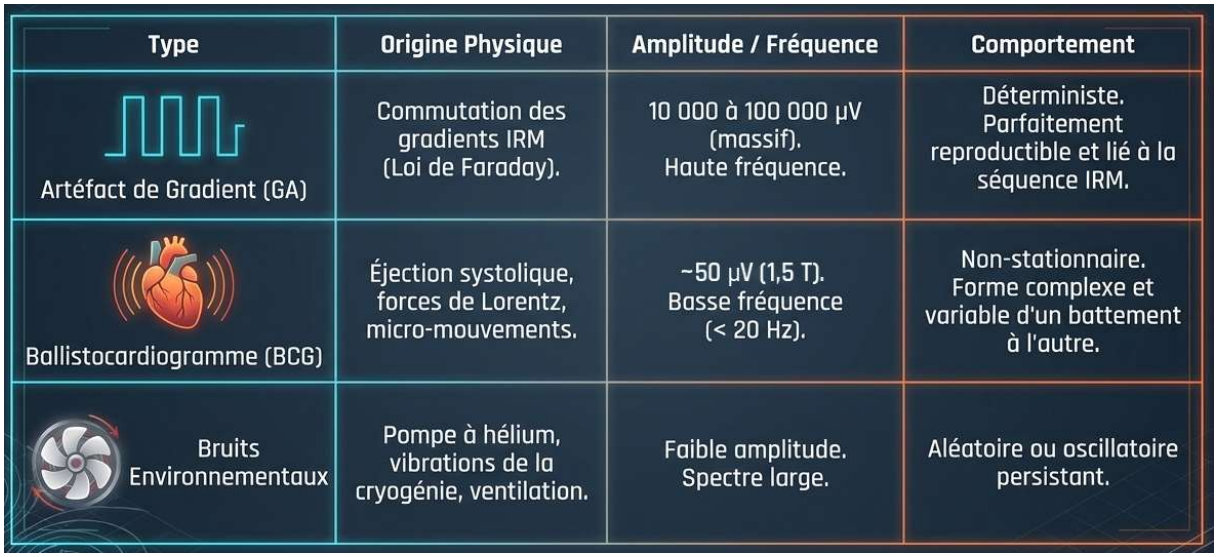


Figure 5 — Matrice diagnostique des artéfacts : origine physique, amplitude, fréquence et comportement (d'après la diapositive 6, corrigée). [5]

3.1 L'artéfact de gradient

L'artéfact de gradient (gradient artifact, GA) est de loin le plus volumineux : son amplitude peut dépasser de plus de 400 fois celle de l'EEG d'intérêt [5]. Il contient des composantes de haute fréquence, liées aux commutations rapides des gradients, qui se replient dans la bande de l'EEG si l'échantillonnage est insuffisant [11]. Sa propriété essentielle est d'être déterministe : il se reproduit presque à l'identique à chaque coupe ou à chaque volume de la séquence d'imagerie EPI (echo planar imaging), au rythme du temps de répétition TR. C'est cette régularité qui rend possible sa correction par soustraction d'un gabarit (figure 6), à condition d'en générer une à la fois (mode standard et pas en parallel).

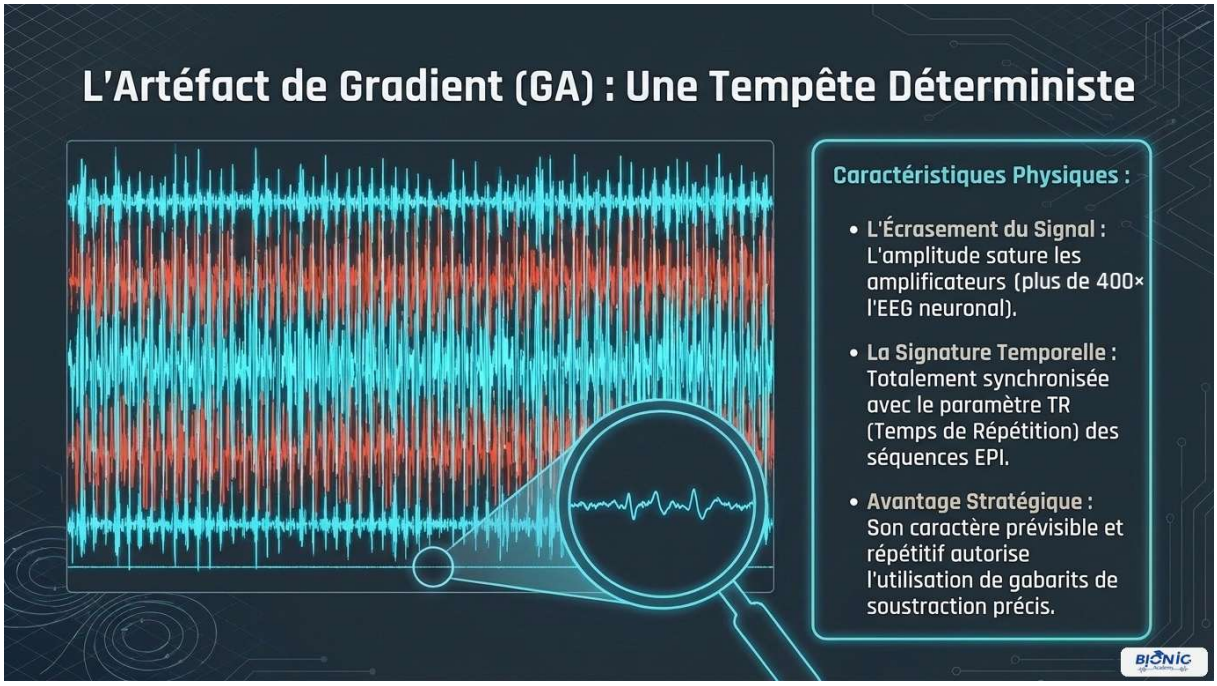


Figure 6 — L'artéfact de gradient : amplitude écrasante, mais signature temporelle parfaitement liée à la séquence (diapositive 7, corrigée). [8]

3.2 Le ballistocardiogramme

Le ballistocardiogramme (BCG), aussi appelé artéfact de pouls ou artéfact cardiobalistique, est lié à l'activité cardiaque. Son amplitude est bien plus faible que celle de l'artéfact de gradient : Allen et al l'ont mesurée autour de 50 µV à 1,5 T, avec des valeurs dépassant 50 µV sur au moins une voie dans cinq enregistrements sur six [7]. C'est précisément ce qui le rend dangereux : il a l'ordre de grandeur de l'EEG lui-même, avec lequel il se confond. Son amplitude augmente avec l'intensité du champ statique, et sa distribution spatiale devient plus complexe à 3 T et à 7 T [12].

Plusieurs mécanismes y contribuent : le mouvement du scalp et des électrodes provoquées par l'expansion pulsatile des artères (notamment au niveau du temporel), la rotation axiale de la tête à chaque éjection systolique, et la tension induite par le déplacement du sang, liquide conducteur, dans le champ B_0 (effet Hall, résultant des forces de Lorentz), à quoi s'ajoutent les mouvements respiratoires [5,12]. Contrairement à l'artéfact de gradient, le BCG varie d'un battement à l'autre, d'une électrode à l'autre et au cours de l'enregistrement. Son énergie se concentre aux basses fréquences mais s'étend jusque dans les bandes alpha (8 à 13 Hz) et bêta (13 à 30 Hz) : un filtrage fréquentiel simple supprimerait l'activité d'intérêt avec l'artéfact (figure 7).

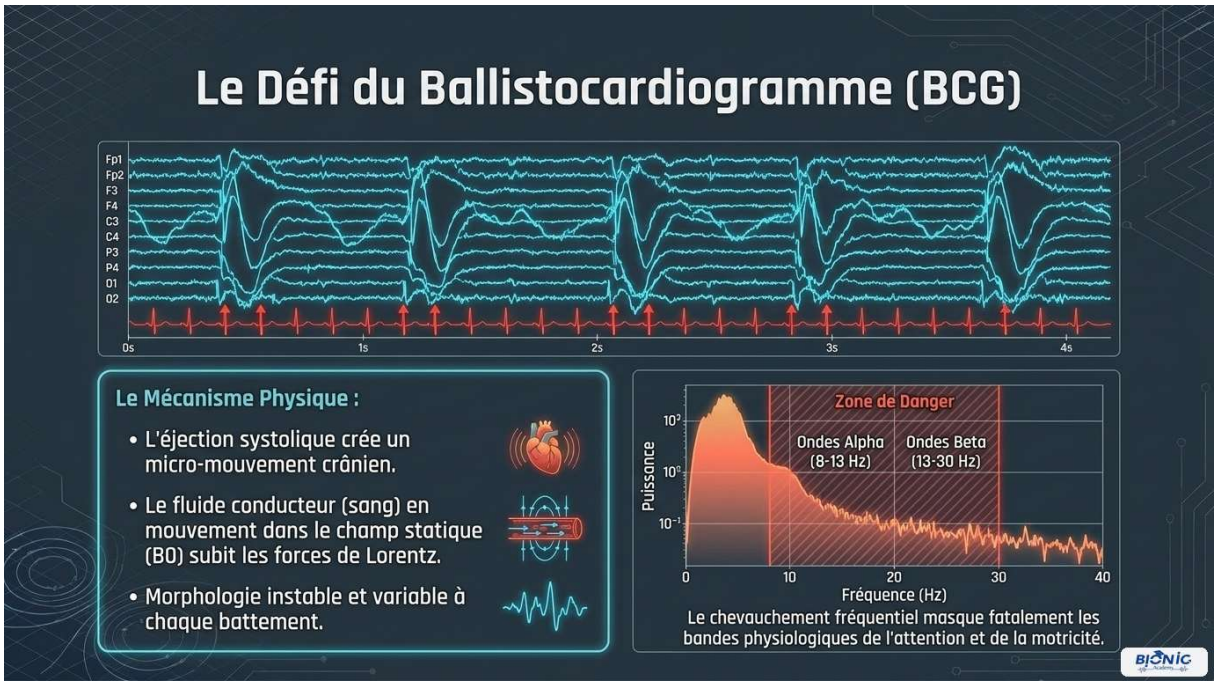


Figure 7 — Le ballistocardiogramme : artéfact périodique, calé sur le pouls, de forme variable, dont le spectre recouvre les bandes alpha et bêta (diapositive 8 ; spectre illustratif). [12]

3.3 Les artéfacts de mouvement et d'environnement

Les mouvements de la tête, même faibles, induisent des tensions selon le même mécanisme que le BCG, mais de façon irrégulière et parfois très ample [5]. Les artéfacts d'environnement proviennent du courant électrique du secteur, de l'éclairage, de la ventilation et surtout de la pompe à hélium du système de refroidissement de l'aimant, dont les vibrations mettent en mouvement électrodes et câbles. La ventilation et la pompe à hélium sont les sources environnementales les plus gênantes. Lorsque c'est possible sans risque, il est recommandé de les arrêter pendant l'acquisition ; à défaut, il faut immobiliser câbles et amplificateurs [5]. L'arrêt de la pompe n'est toutefois pas anodin pour l'exploitation de l'aimant, ce qui a motivé le développement de capteurs dédiés (voir la section consacrée aux boucles de fil de carbone) [13].

4. Rappel historique : la naissance de la correction par soustraction

Les premières études combinant EEG et IRMf contournaient l'artéfact de gradient en n'acquérant pas les deux signaux en même temps : l'acquisition d'images était déclenchée après un événement EEG, comme une pointe épileptique, ou les deux acquisitions étaient alternées. Une variante, l'échantillonnage dit en « pas japonais » (stepping stone sampling), modifiait la séquence pour échantillonner l'EEG pendant les instants où l'artéfact était négligeable. Ces stratégies ont été largement abandonnées au profit du post-traitement d'acquisitions continues [5].

En 1998, Allen et al proposent la première méthode de correction du ballistocardiogramme, la soustraction d'artéfact moyen (average artifact subtraction, AAS) : les complexes QRS de l'électrocardiogramme (ECG) servent de repères temporels, l'artéfact est moyenné sur les battements précédents, puis le gabarit obtenu est soustrait de l'EEG battement par battement [7]. En 2000, la même équipe adapte le principe à l'artéfact de gradient : l'EEG est échantillonné à 5 kHz pour décrire la forme de l'artéfact, un gabarit est calculé en moyennant les époques correspondant aux volumes IRM successifs, puis soustrait ; un filtrage adaptatif (adaptive noise cancellation) réduit

ensuite les résidus [8]. Cette double contribution a permis les premiers enregistrements réellement simultanés (figure 8).

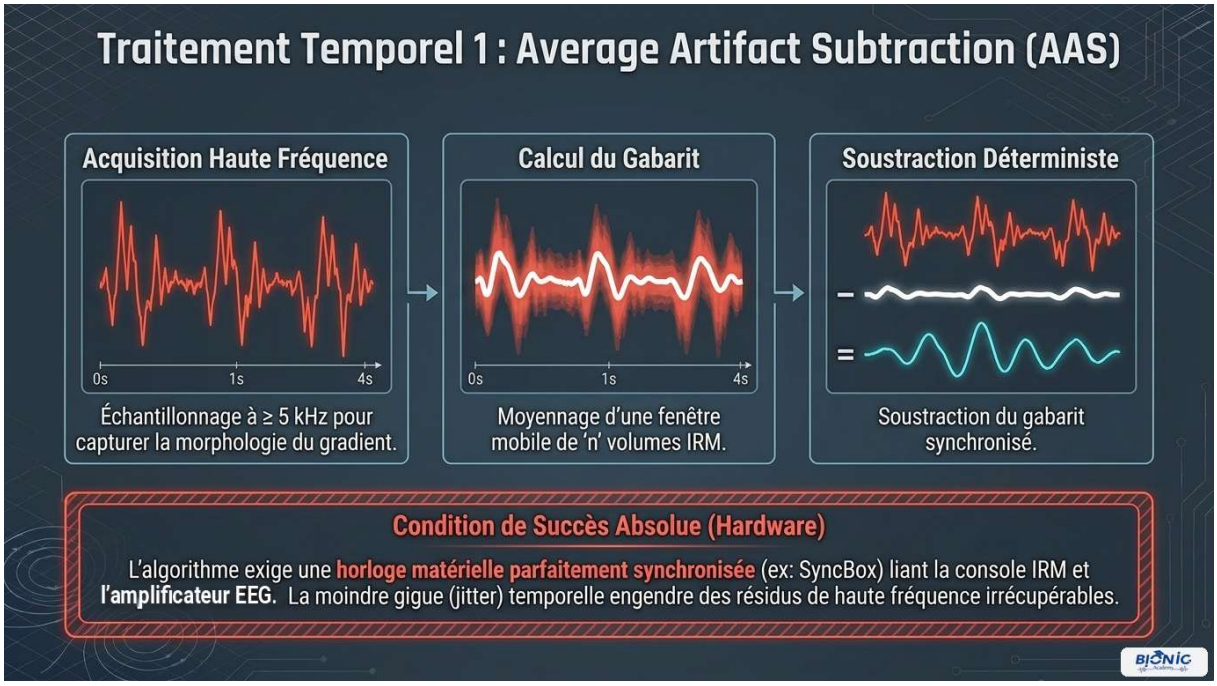


Figure 8 — Principe de la soustraction d'artéfact moyen : acquisition à haute fréquence, calcul du gabarit sur une fenêtre glissante, soustraction ; condition de synchronisation matérielle (diapositive 10, corrigée). [8]

Le point faible de l'AAS est sa dépendance à la stabilité de l'échantillonnage. Si les horloges de l'amplificateur EEG et de l'IRM ne sont pas liées, l'artéfact est échantillonné à des instants légèrement différents d'un volume à l'autre ; le gabarit moyen ne correspond alors plus exactement à chaque occurrence et des résidus persistent, surtout aux hautes fréquences [11]. Ritter et al soulignent qu'en synchronisant les deux horloges, et à condition que le TR soit un multiple entier de la période d'échantillonnage EEG, l'artéfact devient constant d'un volume à l'autre et peut être retiré par simple soustraction de gabarit [11]. Les solutions matérielles de synchronisation (par exemple la SyncBox de Brain Products) répondent à ce besoin [14,15]. En 2005, Niazy et al généralisent l'approche avec la méthode de la base optimale de composantes (optimal basis set, OBS), présentée plus loin [16].

5. Situation actuelle : méthodes et bonnes pratiques

5.1 Correction de l'artéfact de gradient

La revue de Bullock et al portant sur 244 études EEG-IRMf publiées entre 2016 et 2019, montre que l'AAS reste la méthode dominante pour l'artéfact de gradient (61 % des études), loin devant l'OBS (10 %) ; dans 17 % des articles, la méthode n'était pas clairement indiquée, voire absente [5]. Les deux méthodes donnent des résultats comparables lorsque les horloges sont synchronisées ; l'OBS nettoie plus agressivement mais peut retirer davantage de signal. Fait notable, moins de la moitié des études déclaraient utiliser un dispositif de synchronisation matérielle, alors que l'efficacité de l'AAS en dépend directement. Les auteurs recommandent donc la synchronisation dans toutes les études EEG-IRMf et sa mention systématique dans les publications [5].

En pratique, les logiciels calculent le gabarit sur une fenêtre glissante de volumes voisins plutôt que sur l'ensemble de l'enregistrement, pour suivre les lentes dérives de l'artéfact ; la fenêtre ne doit être ni trop courte (gabarit bruité) ni trop longue (dérives mal suivies) [15].

5.2 Le problème de la détection des battements cardiaques

La correction du ballistocardiogramme par AAS ou OBS suppose de repérer chaque battement, généralement par le pic R de l'ECG enregistré dans l'aimant. Cette étape est plus difficile qu'il n'y paraît. Le sang qui circule dans le champ B_0 induit une tension qui se superpose à l'ECG : c'est l'effet magnéto-hémodynamique. L'onde T peut alors dépasser le pic R en amplitude, et la distorsion augmente de 3 T à 7 T, ce qui met en échec les détecteurs automatiques [17]. La gigue des latences des pics R, mesurée par rapport au début du complexe QRS, augmente-t-elle aussi à l'intérieur de l'aimant [12]. Une détection erronée produit un gabarit faux et une correction dégradée ; d'où, en pratique, une vérification manuelle souvent longue (figure 9).

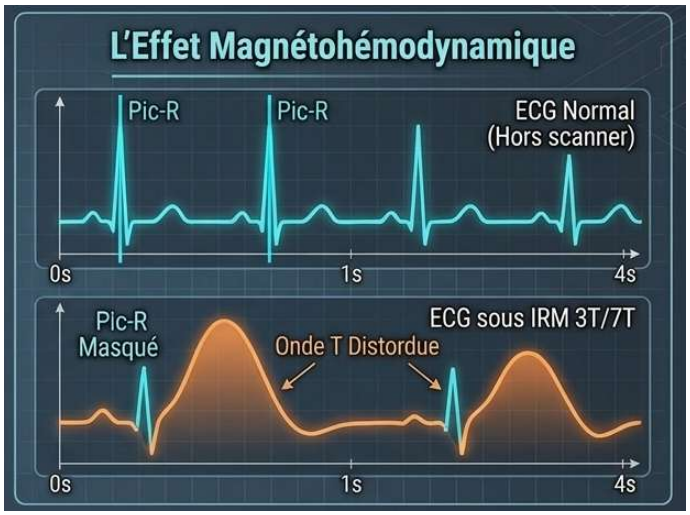


Figure 9 — Effet magnétohydrodynamique sur l'ECG : pic R masqué et onde T distordue dans l'aimant (d'après la diapositive 11). [17]

Par ailleurs, même parfaitement repéré, le BCG varie d'un battement à l'autre avec la respiration et la fréquence cardiaque : un gabarit unique ne le représente qu'imparfaitement. De nombreuses variantes ont été proposées pour y remédier (pondération exponentielle des battements récents, regroupement des battements par classes de formes, déformation temporelle dynamique) [5].

5.3 Les méthodes de séparation de sources : ICA et OBS

L'analyse en composantes indépendantes (*independent component analysis*, ICA) décompose l'ensemble des voies EEG en composantes statistiquement indépendantes, en maximisant leur non-gaussianité [18]. Les composantes reconnues comme artéfactuelles sont retirées, puis le signal est reconstruit. Son avantage est de ne pas dépendre de la détection des battements ; sa difficulté est le choix des composantes : en retirer trop supprime de l'activité neuronale, en retirer trop peu laisse des résidus [5]. Debener et al ont montré que les composantes typiques de l'EEG sont plus faciles à identifier lorsque l'ICA est appliquée après une première correction voie par voie du BCG [12].

La méthode OBS découpe le signal autour de chaque occurrence de l'artéfact, puis extrait, par analyse en composantes principales, les quelques formes qui expliquent l'essentiel de sa variance ; ces formes servent à ajuster et soustraire l'artéfact occurrence par occurrence [16]. L'AAS correspond

à un cas particulier de l'OBS avec une seule composante. Comme l'AAS, l'OBS appliquée au BCG dépend de la détection des pics R (figure 10).

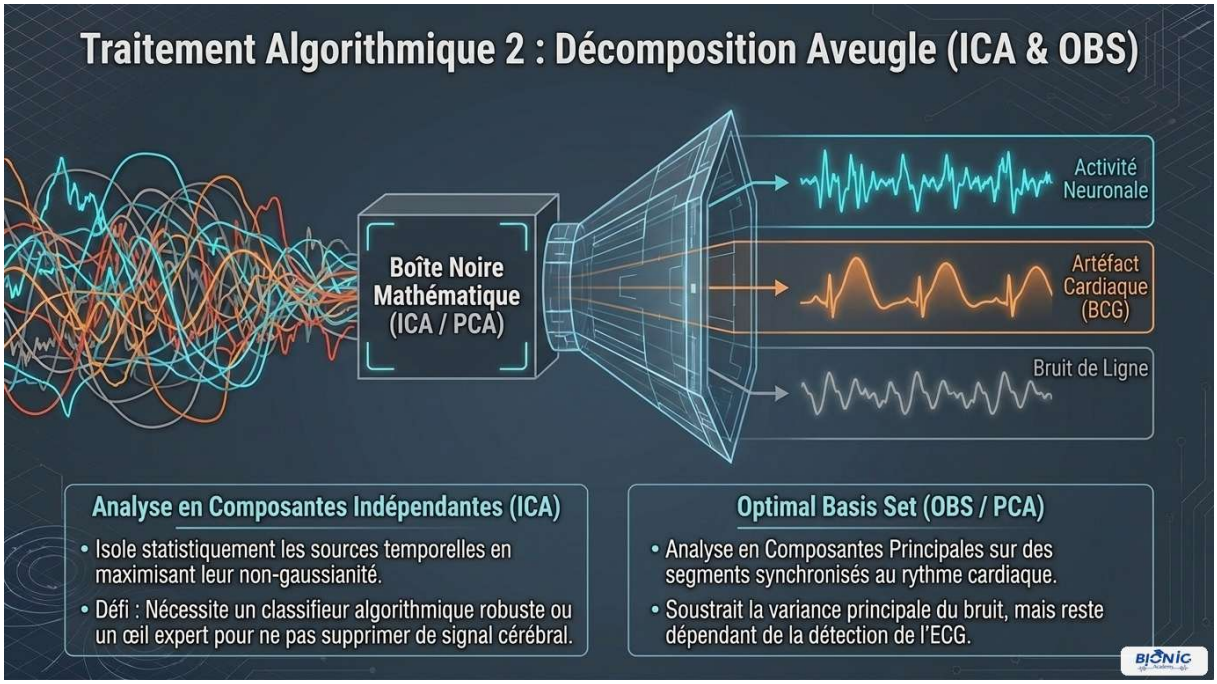


Figure 10 — Décomposition aveugle : ICA et OBS séparent activité neuronale, artéfact cardiaque et bruit (diapositive 12). [16]

Pour le BCG, les études de 2016 à 2019 utilisaient majoritairement l'AAS, puis l'OBS et l'ICA ; une petite fraction recourait à un matériel dédié [5]. La revue recommande d'appliquer l'AAS ou l'OBS (ou des méthodes de regroupement), avec un enregistrement et une détection soigneuse des complexes QRS, puis, éventuellement, une ICA en complément pour retirer les résidus, en contrôlant le choix des composantes [5].

5.4 Les boucles de fil de carbone : mesurer l'artéfact plutôt que l'estimer

Une autre stratégie consiste à mesurer directement l'artéfact. Les boucles de fil de carbone (*carbon wire loops*, CWL) sont des capteurs ajoutés au bonnet EEG mais isolés électriquement du cuir chevelu. Elles ne recueillent donc aucune activité cérébrale, uniquement les tensions induites par les mouvements dans le champ : pouls, mouvements de la tête, vibrations de la pompe à hélium (figure 11) [4,13]. Leur signal sert de « régresseur » : un modèle de régression linéaire, calculé sur des fenêtres glissantes et incluant de petits décalages temporels entre boucles et électrodes, estime la part de l'artéfact présente sur chaque voie EEG, qui est ensuite soustraite [19].

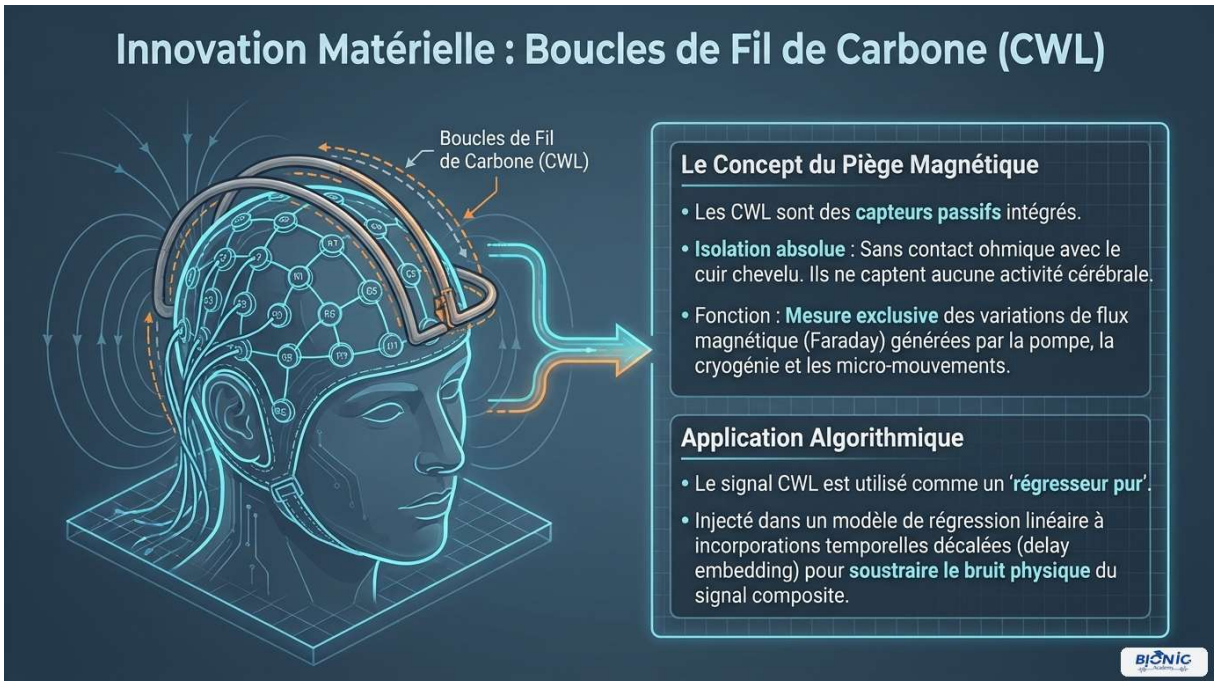


Figure 11 — Les boucles de fil de carbone : capteurs passifs de l'artéfact, utilisés comme régresseurs (diapositive 9). [13]

Van der Meer et al ont montré que cette correction élimine aussi l'artéfact de la pompe à hélium et fournit un EEG plus proche de celui enregistré hors de l'aimant que les corrections a posteriori classiques, y compris lorsque la pompe reste en marche ; elle fonctionne en outre en temps réel, ce qui ouvre la voie au neurofeedback [13]. D'autres solutions matérielles existent, comme les bonnets à couche de référence isolée du scalp, qui mesurent également l'artéfact sans activité neuronale ; une étude comparative suggère qu'elles sont au moins aussi efficaces que les boucles, sans que la supériorité de l'une ou l'autre soit établie [5].

6. Évolutions futures : méthodes émergentes

Les méthodes présentées dans cette section ont fait l'objet de publications, mais leur validation reste limitée. Elles sont présentées comme des pistes prometteuses, non comme des standards.

6.1 Le filtrage spatial par *beamforming*

Le *beamforming* est une méthode de reconstruction de sources : pour chaque point d'une grille couvrant le cerveau, il calcule une combinaison linéaire des électrodes, ou filtre spatial, qui laisse passer l'activité issue de ce point tout en minimisant la variance provenant des autres positions. Appliqué à l'EEG-IRMf, il atténue fortement le ballistocardiogramme, dont la distribution sur le scalp ne correspond pas à celle d'une source cérébrale localisée, sans avoir besoin de détecter les battements cardiaques (figure 12) [20].

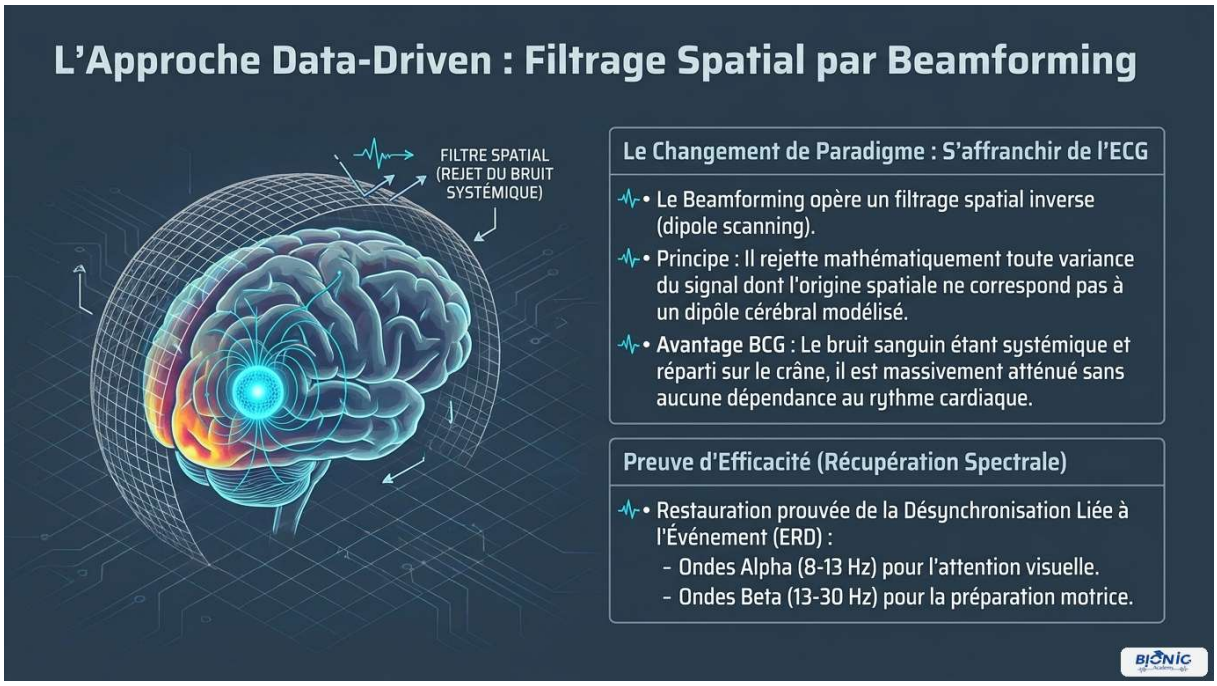


Figure 12 — Filtrage spatial par beamforming : rejet des signaux dont l'origine spatiale ne correspond pas à une source cérébrale modélisée (diapositive 13). [20]

Uji et al ont évalué un beamformer de type LCMV (linearly constrained minimum variance) chez 20 adultes sains à 3 T, pendant une tâche attentionnelle. Appliqué aux données non corrigées, il réduit l'artéfact au moins autant que l'AAS ; il retrouve la désynchronisation alpha visuelle à un niveau proche de celui obtenu après AAS et préserve mieux la désynchronisation bêta motrice [20]. Ces résultats restent à confirmer : une seule étude, une seule tâche, une population restreinte, et une comparaison limitée à l'AAS. La méthode exige en outre un modèle de tête individuel et fournit des signaux au niveau des sources, non des électrodes.

6.2 L'apprentissage profond

Les réseaux de neurones peuvent apprendre la relation, non linéaire et variable, entre un signal de référence et l'artéfact. BCGNet, proposé par McIntosh et al, est un réseau récurrent qui prend en entrée la seule voie ECG et prédit l'artéfact présent sur 63 voies EEG, qui est ensuite soustrait, sans détection des complexes QRS. Sur 19 sujets, il réduit davantage que l'OBS la puissance résiduelle dans les bandes alpha et thêta et améliore la classification des réponses évoquées ; en revanche, un modèle entraîné sur d'autres sujets se généralise mal et doit être réentraîné pour chaque nouveau participant [21]. Des auto-encodeurs débruteurs ont également été proposés pour l'artéfact de gradient. Le schéma d'auto-encodeur de la figure 13 illustre donc une famille d'architectures, non une méthode validée particulière.

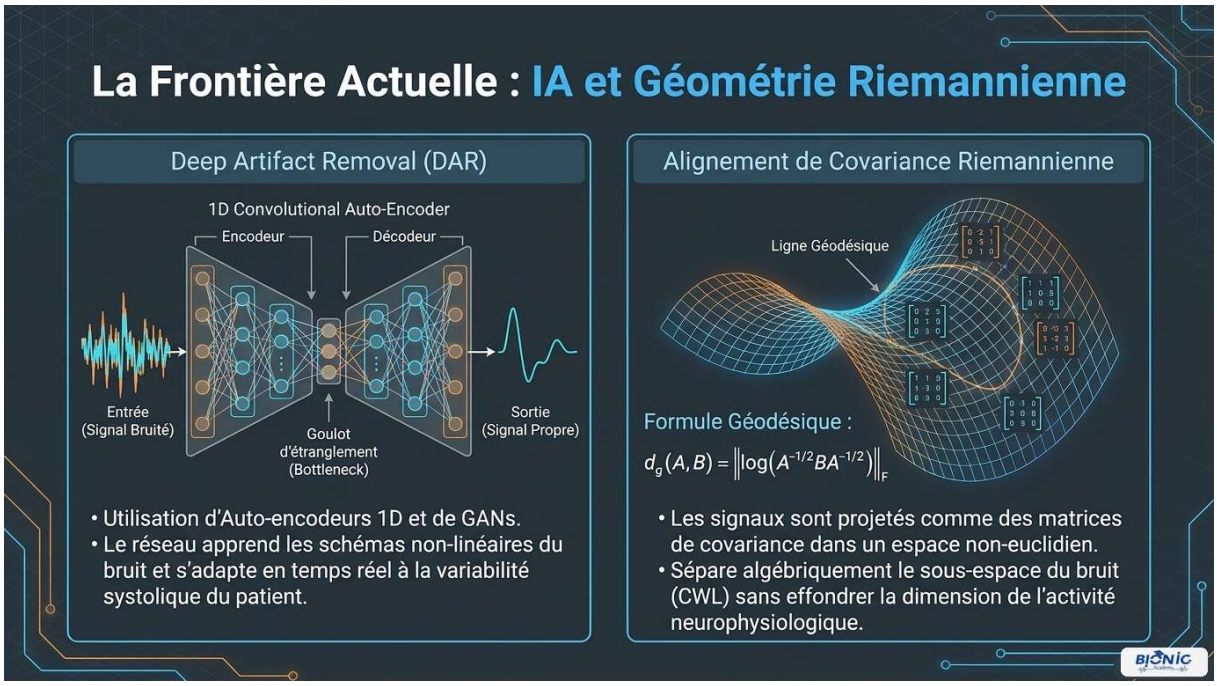


Figure 13 — Frontière actuelle : réseaux de neurones et géométrie riemannienne (diapositive 14). [21]

6.3 La géométrie riemannienne

Les matrices de covariance des signaux EEG ne forment pas un espace euclidien mais une variété riemannienne. Les y traiter avec la géométrie adaptée améliore la robustesse des moyennes et des comparaisons. La distance entre deux matrices de covariance A et B y est mesurée par la distance riemannienne affine-invariante [22] :

$$d(A,B) = \| log(A^{(-1/2)} \cdot B \cdot A^{(-1/2)}) \|_F$$

où :

- **A, B** : matrices de covariance (symétriques définies positives) de deux segments de signal
- $A^{(-1/2)}$: inverse de la racine carrée matricielle de A
- log : logarithme matriciel
- $\| \cdot \|_F$: norme de Frobenius (racine de la somme des carrés des éléments)

Blum et al en ont tiré une version riemannienne de la méthode ASR (artifact subspace reconstruction), qui détecte et reconstruit les segments contaminés ; elle a été validée sur de l'EEG mobile enregistré pendant la marche, pas en IRM [23]. L'idée de séparer, dans cet espace, un sous-espace de bruit mesuré par les boucles de carbone de l'activité neuronale est séduisant mais, à ma connaissance, n'a pas encore fait l'objet d'une validation publiée en EEG-IRMf. Elle relève à ce jour de la prospective.

7. Discussion : vers un pipeline de prétraitement argumenté

Les méthodes décrites ne s'opposent pas : elles s'enchaînent, de la plus déterministe à la plus adaptative. La figure 14 propose un pipeline cohérent avec les recommandations de la littérature.

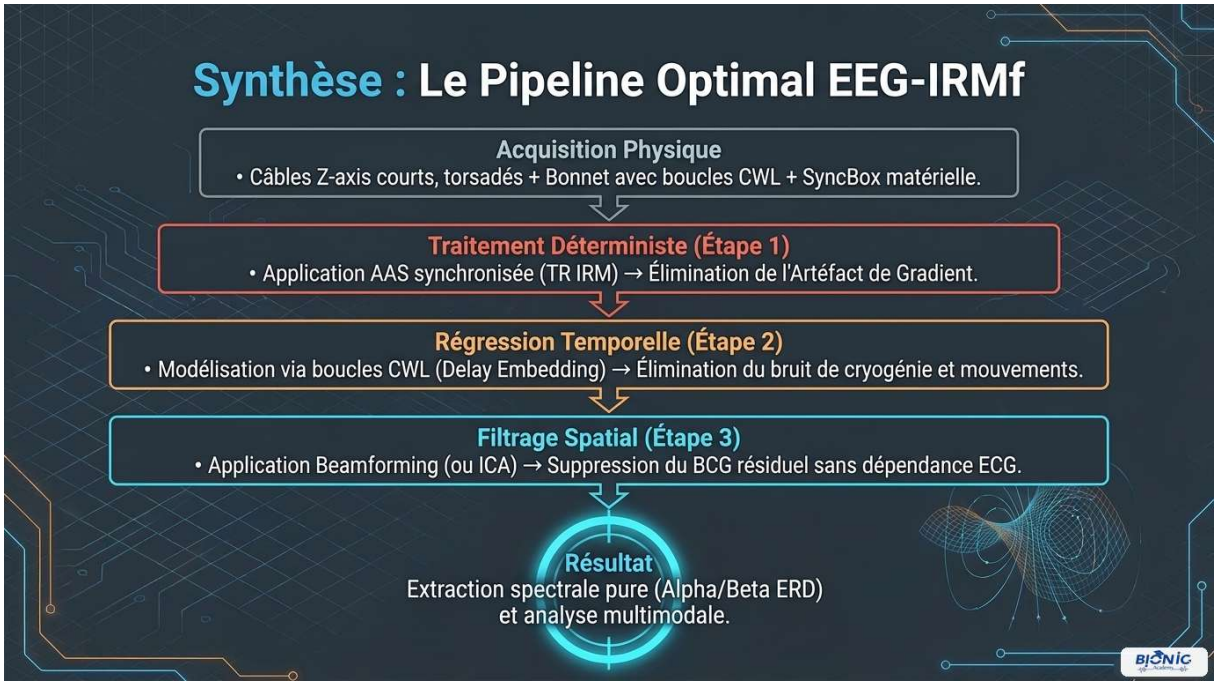


Figure 14 — Synthèse : un pipeline de prétraitement EEG-IRMf, de l'acquisition au signal exploitable (diapositive 15). [5]

1. Acquisition : matériel compatible IRM, câbles courts, sans boucle, alignés sur l'axe Z et immobilisés ; synchronisation des horloges EEG et IRM ; ECG de bonne qualité ; boucles de carbone ou couche de référence si disponibles.
2. Artéfact de gradient : AAS synchronisée sur les volumes, ou OBS, suivie d'un filtrage passe-bas et d'un sous-échantillonnage.
3. Ballistocardiogramme, mouvements et pompe : régression sur les boucles de carbone lorsqu'elles existent ; à défaut, AAS, OBS ou méthodes de regroupement guidées par l'ECG, avec vérification de la détection des pics R.
4. Résidus : ICA avec sélection contrôlée des composantes ; ou, si l'analyse porte sur des sources, filtrage spatial par *beamforming*.
5. Contrôle qualité : comparaison avec un enregistrement hors de l'aimant, vérification des rythmes attendus (par exemple la réactivité alpha à l'ouverture des yeux), documentation complète des paramètres.

Plusieurs limites doivent être gardées à l'esprit. Aucune méthode n'est universelle : le choix dépend du matériel disponible, de l'intensité du champ, de la séquence et de la question scientifique, les potentiels évoqués moyennés tolérant mieux les résidus que l'analyse de l'EEG spontané essai par essai [5,11]. Toute correction retire aussi une part de signal ; la qualité doit donc être évaluée, et pas seulement constatée visuellement. Enfin, la reproductibilité des études souffre d'un défaut de documentation : une part importante des publications ne précise ni la méthode de correction ni l'usage de la synchronisation [5]. Les méthodes émergentes, enfin, reposent sur un petit nombre d'études et doivent être comparées entre elles sur des jeux de données communs.

8. Conclusion

- L'EEG enregistré pendant l'IRMf est dominé par des artéfacts d'origine électromagnétique, tous explicables par la loi de Faraday : la qualité des données se joue d'abord à l'installation.
- L'artéfact de gradient, énorme mais déterministe, est bien corrigé par soustraction de gabarit (AAS ou OBS), à condition de synchroniser les horloges EEG et IRM.
- Le ballistocardiogramme, du même ordre de grandeur que l'EEG et variable d'un battement à l'autre, reste l'artéfact le plus difficile ; la détection des pics R dans l'aimant en est le point faible.
- Mesurer l'artéfact avec des capteurs dédiés (boucles de carbone, couche de référence) plutôt que l'estimer améliore la correction, y compris pour la pompe à hélium.
- *Beamforming*, apprentissage profond et géométrie riemannienne ouvrent des perspectives prometteuses, qui restent à valider à plus grande échelle.

9. Bibliographie

Style Vancouver, références numérotées dans l'ordre d'apparition. Les mentions [recherche complémentaire] signalent les sources trouvées par recherche web, hors du corpus de formation ; [référence générale] signale un ouvrage de référence de méthode.

1. Asadzadeh S, Yousefi Rezaii T, Beheshti S, Delpak A, Meshgini S. A systematic review of EEG source localization techniques and their applications on diagnosis of brain abnormalities. J Neurosci Methods. 2020;339:108740.

2. Gore JC. Principles and practice of functional MRI of the human brain. J Clin Invest. 2003;112(1):4-9. doi:10.1172/JCI200319010

3. Glover GH. Overview of functional magnetic resonance imaging. Neurosurg Clin N Am. 2011;22(2):133-9. doi:10.1016/j.nec.2010.11.001

4. Brain Products GmbH. EEG & fMRI [brochure]. Version 003. Gilching : Brain Products ; 2022.

5. Bullock M, Jackson GD, Abbott DF. Artifact reduction in simultaneous EEG-fMRI: a systematic review of methods and contemporary usage. Front Neurol. 2021;12:622719. doi:10.3389/fneur.2021.622719

6. Jackson AF, Bolger DJ. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: a review for the rest of us. Psychophysiology. 2014;51(11):1061-71. doi:10.1111/psyp.12283

7. Allen PJ, Polizzi G, Krakow K, Fish DR, Lemieux L. Identification of EEG events in the MR scanner: the problem of pulse artifact and a method for its subtraction. Neuroimage. 1998;8(3):229-39. doi:10.1006/nimg.1998.0361

8. Allen PJ, Josephs O, Turner R. A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI. Neuroimage. 2000;12(2):230-9. doi:10.1006/nimg.2000.0599

9. Brain Products GmbH. Performing simultaneous EEG-fMRI measurements: conditions for the safe use of BrainAmp MR amplifiers and accessories in the MR environment. Version 002. Gilching : Brain Products ; 2020.

10. Précession de Larmor. Chapitre I d'un cours de physique (mécanique quantique, moment cinétique et résonance magnétique) [document pédagogique non daté, corpus de formation EEG-IRM BIONIC].

11. Ritter P, Becker R, Graefe C, Villringer A. Evaluating gradient artifact correction of EEG data acquired simultaneously with fMRI. Magn Reson Imaging. 2007;25(6):923-32.

12. Debener S, Mullinger KJ, Niazy RK, Bowtell RW. Properties of the ballistocardiogram artefact as revealed by EEG recordings at 1.5, 3 and 7 T static magnetic field strength. Int J Psychophysiol. 2008;67(3):189-99. doi:10.1016/j.ijpsycho.2007.05.015

13. van der Meer JN, Pampel A, Van Someren EJW, Ramautar JR, van der Werf YD, Gomez-Herrero G, et al. Carbon-wire loop based artifact correction outperforms post-processing EEG/fMRI corrections: a validation of a real-time simultaneous EEG/fMRI correction method. Neuroimage. 2016;125:880-94. doi:10.1016/j.neuroimage.2015.10.064

14. Brain Products GmbH. SyncBox: set-up [notice d'installation]. Gilching : Brain Products ; s.d.

15. Brain Products GmbH, Scientific & Technical Support Teams. Simultaneous EEG-fMRI: handling scanner related artifacts in Analyzer [support de formation]. Gilching : Brain Products ; s.d.

16. Niazy RK, Beckmann CF, Iannetti GD, Brady JM, Smith SM. Removal of FMRI environment artifacts from EEG data using optimal basis sets. Neuroimage. 2005;28(3):720-37. doi:10.1016/j.neuroimage.2005.06.067

17. Chowdhury MH, Chowdhury MEH, Khan MS, Ullah MA, Mahmud S, Khandakar A, et al. Self-attention MHDNet: a novel deep learning model for the detection of R-peaks in the electrocardiogram signals

corrupted with magnetohydrodynamic effect. Bioengineering (Basel). 2023;10(5):542. doi:10.3390/bioengineering10050542 [recherche complémentaire]

18. Hyvärinen A, Oja E. Independent component analysis: algorithms and applications. Neural Netw. 2000;13(4-5):411-30. doi:10.1016/S0893-6080(00)00026-5 [référence générale]

19. Hausfeld L. First steps to using carbon wire loops to correct for artifacts in simultaneous EEG-fMRI. In : Brain Products GmbH. EEG & fMRI [brochure]. Version 003. Gilching : Brain Products ; 2022. p. 24-7.

20. Uji M, Cross N, Pomares FB, Perrault AA, Jegou A, Nguyen A, et al. Data-driven beamforming technique to attenuate ballistocardiogram artefacts in electroencephalography-functional magnetic resonance imaging without detecting cardiac pulses in electrocardiography recordings. Hum Brain Mapp. 2021;42(12):3993-4021. doi:10.1002/hbm.25535 [recherche complémentaire]

21. McIntosh JR, Yao J, Hong L, Faller J, Sajda P. Ballistocardiogram artifact reduction in simultaneous EEG-fMRI using deep learning [prépublication]. arXiv:1910.06659. 2019 [cité le 28 octobre 2026]. Disponible sur : https://arxiv.org/abs/1910.06659 [recherche complémentaire]

22. Barachant A, Bonnet S, Congedo M, Jutten C. Multiclass brain-computer interface classification by Riemannian geometry. IEEE Trans Biomed Eng. 2012;59(4):920-8. doi:10.1109/TBME.2011.2172210 [référence générale]

23. Blum S, Jacobsen NSJ, Bleichner MG, Debener S. A Riemannian modification of artifact subspace reconstruction for EEG artifact handling. Front Hum Neurosci. 2019;13:141. doi:10.3389/fnhum.2019.00141 [recherche complémentaire]