

Mesurer l'activité cérébrale de manière non invasive

EEG et fNIRS :
mécanismes physiologiques, chaînes instrumentales et convergence

Revue de littérature — format « revue complète »

Rédaction : Mr Eugenio VALENTE.

Directeur Scientifique de Bionic France et Directeur d'édition de Bionic Academy

Support de formation — niveau étudiant / apprenant

6 septembre 2026

Résumé

Cette revue examine les deux techniques non invasives qui donnent aujourd'hui accès à l'activité du cortex humain à partir de la surface de la tête : l'électroencéphalographie (EEG), qui mesure un signal électrique, et la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle (fNIRS, functional near-infrared spectroscopy), qui mesure un signal optique dépendant de l'oxygénation. Elle est construite en trois temps. Le rappel historique montre que les deux lignées naissent d'un même problème instrumental — détecter une grandeur physique infime à travers des tissus qui la déforment — résolu à un demi-siècle d'écart : premier électroencéphalogramme humain enregistré par Hans Berger le 6 juillet 1924 [1], ouverture de la fenêtre optique du proche infrarouge par Frans Jöbsis en 1977 [2]. La situation actuelle détaille, pour chaque modalité, l'origine physiologique du signal, les propriétés électriques ou optiques des tissus traversés, la chaîne de mesure complète et les limites reconnues, dont la plus sévère pour la fNIRS : une réponse hémodynamique mesurée n'est pas nécessairement d'origine neurale [3]. Les évolutions futures décrivent trois mouvements convergents : des électrodes sèches qui libèrent l'EEG de la préparation cutanée, une fNIRS haute densité et portable qui gagne en résolution spatiale, et une acquisition simultanée EEG-fNIRS dont la revue systématique la plus récente montre qu'elle reste, dans 79 études sur 92, une simple juxtaposition plutôt qu'une véritable fusion [4]. Le document s'adresse à un lecteur étudiant : chaque terme technique est défini à sa première occurrence et les ordres de grandeur sont systématiquement donnés.

Mots-clés : électroencéphalographie ; spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle ; couplage neurovasculaire ; instrumentation biomédicale ; propriétés optiques des tissus ; électrodes sèches ; tomographie optique diffuse ; neuroimagerie multimodale.

Table des matières

Table des matières

Résumé	1
Table des matières	2
1. Introduction.....	4
1.1 Un problème ancien : « voir » le cerveau travailler sans y toucher	4
1.2 Question de revue, objectifs et lecteur visé.....	4
1.3 Périmètre et exclusions	4
1.4 Méthode de sélection des sources.....	5
2. Rappel historique	6
2.1 Avant le cerveau : détecter et amplifier une grandeur infime.....	6
2.2 De Caton à Berger : la naissance de l'EEG	6
2.3 La normalisation : où poser les électrodes, quelle bande passante enregistrer.....	7
2.4 1977 : la fenêtre optique du proche infrarouge.....	8
2.5 Quantifier l'optique : la loi de Beer-Lambert modifiée et la longueur de trajet.....	8
2.6 De la spectroscopie ponctuelle à l'imagerie.....	9
2.7 Deux lignées, un même point d'arrivée	10
3. Situation actuelle.....	11
3.1 Ce que mesure l'EEG : origine physiologique du signal.....	11
3.1.1 Des dipôles corticaux à la surface du scalp	11
3.1.2 Conduction volumique et propriétés électriques des tissus.....	11
3.1.3 Les bandes de fréquences, et la bande passante réellement utile	13
3.2 La chaîne de mesure EEG	13
3.2.1 L'interface électrode-peau	13
3.2.2 Amplification différentielle et interférences du secteur	14
3.2.3 Échantillonnage spatial, numérisation, artefacts	15
3.3 Ce que mesure la fNIRS : origine physique et physiologique du signal.....	15
3.3.1 La fenêtre optique et les chromophores.....	15
3.3.2 Diffusion, absorption et transport des photons.....	16
3.3.3 Couplage neurovasculaire : ce que la fNIRS voit réellement	17

3.3.4 Faux positifs, faux négatifs et physiologie systémique	18
3.4 La chaîne de mesure fNIRS	19
3.4.1 Trois familles instrumentales : CW, FD et TD	19
3.4.2 Sensibilité en profondeur : le problème central	21
3.4.3 Du signal au résultat : prétraitement, artefacts, registration	22
3.4.4 Portabilité et environnements naturalistes	23
3.5 Face à face : ce que chaque modalité apporte.....	23
3.6 Pourquoi les combiner, et où en est-on réellement	24
4. Évolutions futures.....	26
4.1 EEG : sortir du gel	26
4.2 EEG : élargir la bande passante	27
4.3 fNIRS : haute densité, tomographie et portabilité	27
4.4 Standardisation : la condition de tout le reste.....	28
4.5 L'hybride EEG-fNIRS : le point de convergence.....	29
5. Discussion et synthèse critique	30
5.1 Ce que la mise en perspective des trois temps fait apparaître.....	30
5.2 Forces et faiblesses du corpus utilisé	30
5.3 Limites de la revue elle-même	30
5.4 Cinq messages à retenir	31
6. Conclusion	32
Annexe A — Glossaire des sigles	33
Bibliographie.....	34

1. Introduction

1.1 Un problème ancien : « voir » le cerveau travailler sans y toucher

Le cerveau humain est un organe électrochimique enfermé dans une boîte osseuse.

Toute tentative de mesurer son activité depuis l'extérieur se heurte à la même difficulté : le signal utile est minuscule, et le milieu qui le sépare du capteur — méninges, liquide céphalorachidien, os, cuir chevelu, cheveux — le déforme, l'atténue et le mêle à d'autres signaux.

L'EEG mesure des différences de potentiel de l'ordre de quelques dizaines de microvolts (μV) à la surface du scalp [5] ; la fNIRS mesure des variations d'atténuation lumineuse après que les photons ont parcouru, par diffusion, une distance pouvant atteindre le mètre à l'intérieur d'une tête de quelques centimètres [6]. Ces deux techniques ne mesurent pas la même chose.

L'EEG capte directement l'activité électrique des populations neuronales, avec une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde. La fNIRS capte une conséquence vasculaire et métabolique de cette activité, avec une résolution temporelle de l'ordre de la seconde mais une meilleure localisation spatiale du compartiment mesuré [4].

Cette complémentarité explique que la question centrale de ce document ne soit pas « laquelle est la meilleure », mais « que mesure exactement chacune, et pourquoi leur mesure simultanée devient-elle le point de convergence des deux lignées ? ».

1.2 Question de revue, objectifs et lecteur visé

La question de revue s'énonce en une phrase : comment l'EEG et la fNIRS accèdent-elles à l'activité cérébrale — quels signaux physiques, quels mécanismes physiologiques, quelle chaîne instrumentale — et pourquoi leur mesure simultanée devient-elle le point de convergence des deux modalités ?

Le document est conçu comme un support de formation. Le lecteur visé est un étudiant ou un apprenant qui possède les bases de la physique et de la physiologie générales mais pas nécessairement celles de l'électrophysiologie ou de l'optique tissulaire.

En conséquence, chaque notion technique est définie à sa première occurrence, les sigles anglais sont conservés entre parenthèses parce que la littérature les emploie exclusivement, et les ordres de grandeur sont systématiquement fournis : ce sont eux, plus que les formalismes, qui font comprendre pourquoi une chaîne de mesure est conçue comme elle l'est.

1.3 Périmètre et exclusions

Le périmètre retenu couvre deux niveaux d'analyse :

- Les mécanismes physiologiques qui engendrent les signaux,
- Les méthodes et l'instrumentation qui permettent de les capter.

Sont explicitement hors périmètre les domaines applicatifs — usages cliniques, populations particulières (nouveau-né, patient cérébrolésé), neurofeedback, interfaces cerveau-machine, réalité virtuelle, hyperscanning, mesures musculaires — qui feraient chacun l'objet d'une revue distincte. Ils ne sont évoqués que lorsqu'ils éclairent une contrainte instrumentale.

Le prétraitement et l'analyse statistique des signaux sont à la frontière du périmètre. Ils sont traités comme prolongement de la chaîne de mesure — parce qu'un choix de filtrage est un choix instrumental autant qu'un choix d'analyse [7,8] — mais sans entrer dans le détail des modèles statistiques.

1.4 Méthode de sélection des sources

Le corpus de départ est constitué des articles scientifiques rassemblés par l'auteur sur les deux modalités : 282 documents PDF inventoriés dans les répertoires EEG et NIRS.

Chaque fichier a été classé par famille (EEG, fNIRS, hybride) et par catégorie (historique, mécanismes, instrumentation, traitement du signal, revue générale), puis retenu ou écarté avec consignation du motif. Les 137 documents écartés le sont majoritairement pour cause d'appartenance à un domaine applicatif hors périmètre.

Ce corpus local a été complété par une recherche web, supportée par l'IA, ciblée sur deux manques prévisibles : les jalons historiques récents et les publications de moins de trente-six mois. Dix-neuf références web ont été identifiées (CLAUDE IA), dont deux ont ensuite été retirées — l'une parce qu'elle faisait doublon avec un article déjà présent dans le corpus local, l'autre parce que son texte intégral s'est révélé inaccessible. Cette dernière n'est pas citée : une source non lue n'entre pas dans une bibliographie.

Au total, 162 sources ont été retenues dans le périmètre, dont un noyau de 94 — revues, guides, ouvrages, articles fondateurs et références web — a fait l'objet d'une lecture approfondie. La figure 1 (section 2) situe les jalons historiques ; la figure 15 ci-dessous donne la composition du corpus.

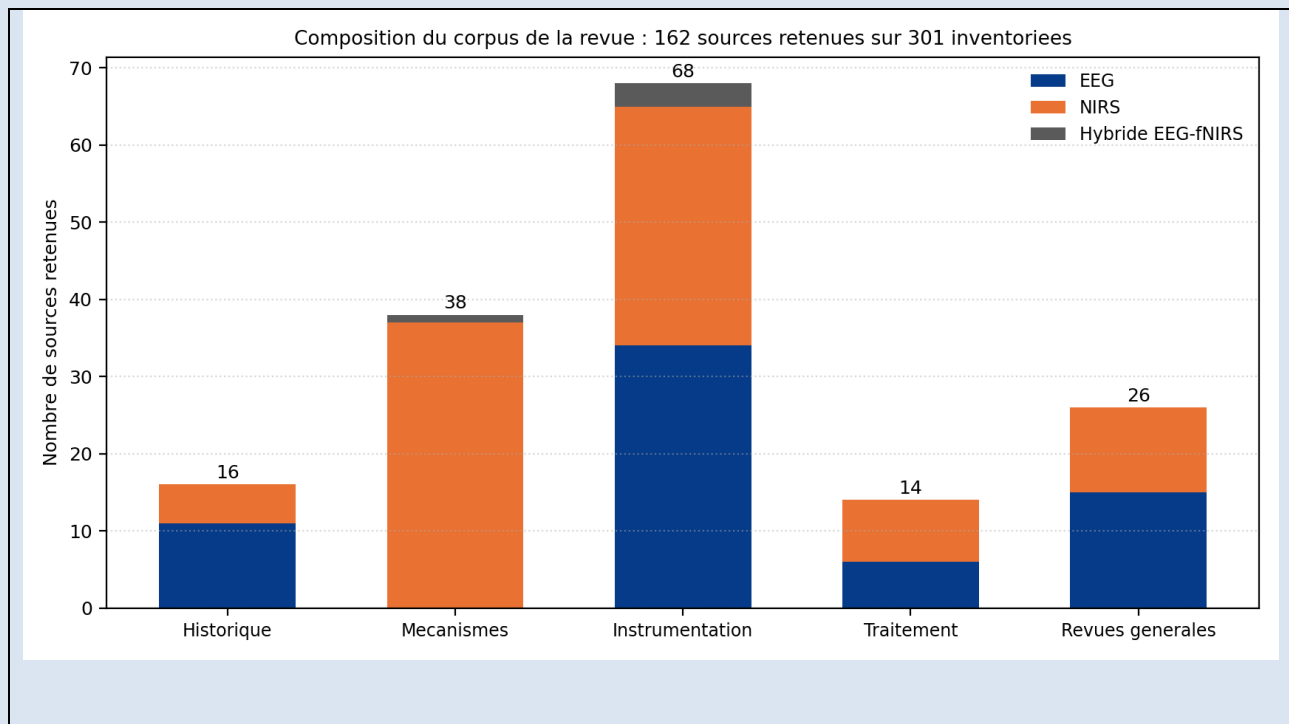


Figure 15 — Composition du corpus de la revue par famille et par catégorie.

2. Rappel historique

Les deux techniques ont une histoire commune, souvent passée sous silence : avant de mesurer le cerveau, il a fallu savoir mesurer. Cette section suit les deux lignées instrumentales jusqu'à leur maturité, en montrant que chacune franchit les mêmes étapes — **détecter, quantifier, normaliser** — mais à un demi-siècle d'écart.

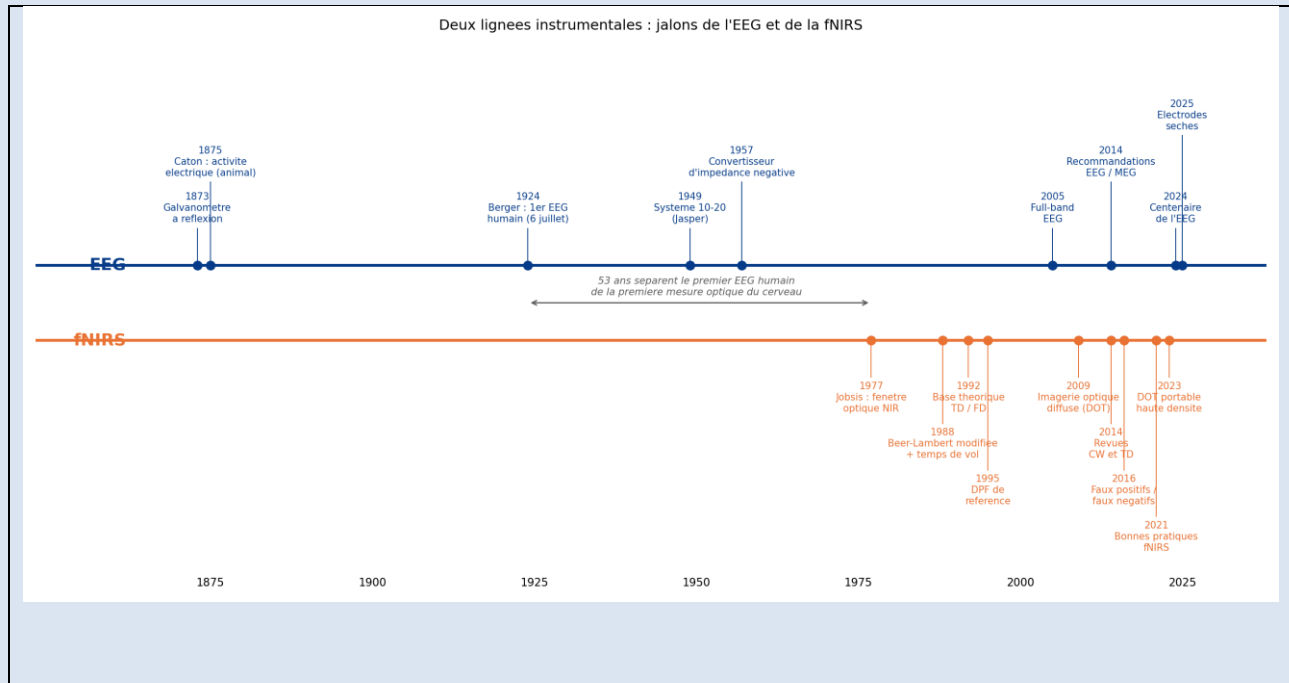


Figure 1 — Jalons instrumentaux de l'EEG et de la fNIRS, de 1873 à 2025.

2.1 Avant le cerveau : détecter et amplifier une grandeur infime

En 1873, un article du Journal de physique théorique et appliquée décrit l'état de l'art des galvanomètres à réflexion [9]. Le principe est déjà celui de toute mesure sensible : un miroir solidaire de l'aiguille renvoie un faisceau lumineux sur une échelle placée à 75 centimètres ou un mètre, ce qui équivaut à une aiguille indicatrice de 1,5 à 2 mètres tout en restant impondérable. Comme les déviations restent petites, l'intensité du courant peut être considérée comme proportionnelle à la déviation lue.

L'auteur distingue déjà les galvanomètres sensibles, destinés à révéler l'existence d'un faible courant, des galvanomètres étalons, destinés à mesurer une intensité — distinction qui structure encore aujourd'hui la **différence entre détecter une activité et la quantifier**.

La seconde brique est l'**amplification**.

2.2 De Caton à Berger : la naissance de l'EEG

L'histoire de la découverte de l'activité électrique du cerveau est indissociable de celle de la localisation des fonctions cérébrales : c'est même cet objectif qui l'a portée [12]. Au XIXe siècle, les méthodes disponibles étaient l'ablation et la stimulation ; l'enregistrement passif d'une activité spontanée constituait un changement de nature.

Les rythmes électriques spontanés du cerveau mammifère sont démontrés dans les années 1870 par le physiologiste Richard Caton, puis étudiés par Napoléon Cybulski, Adolf Beck et Fleischl von Marxow [13].

Le passage à l'humain revient à un seul homme : le psychiatre allemand Hans Berger (1873-1941), professeur à Iéna. Le premier enregistrement de signaux électriques du cerveau humain à travers un crâne intact est daté du 6 juillet 1924 [1].

Un détail mérite d'être souligné pour la suite de cette revue : l'EEG de Berger n'est pas un point de départ mais l'aboutissement d'un programme de recherche psychophysique de quarante ans, dans lequel la relation entre débit sanguin cérébral et activité neurale occupait déjà une place centrale [13].

La question qui fonde aujourd'hui la fNIRS était donc posée avant même que l'EEG n'existe.

2.3 La normalisation : où poser les électrodes, quelle bande passante enregistrer

Une technique ne devient un instrument partagé que lorsqu'elle est **normalisée**.

Lors du premier congrès international d'EEG (Londres, 1947), Herbert Jasper est chargé d'étudier la standardisation du placement des électrodes ; son rapport est présenté au deuxième congrès (Paris, 1949) [14].

Le système dit 10-20 en résulte. Il repose sur quatre repères osseux — le nasion, l'inion et les deux points péri-auriculaires — et sur des divisions proportionnelles de 10 % et 20 % des distances mesurées, ce qui le rend indépendant de la taille du crâne. Les positions sont désignées par les aires cérébrales qu'elles surplombent (Fp fronto-polaire, F frontal, C central, P pariétal, O occipital, T temporal) plutôt que par des numéros, afin que la communication reste compréhensible au-delà du cercle des spécialistes [14].

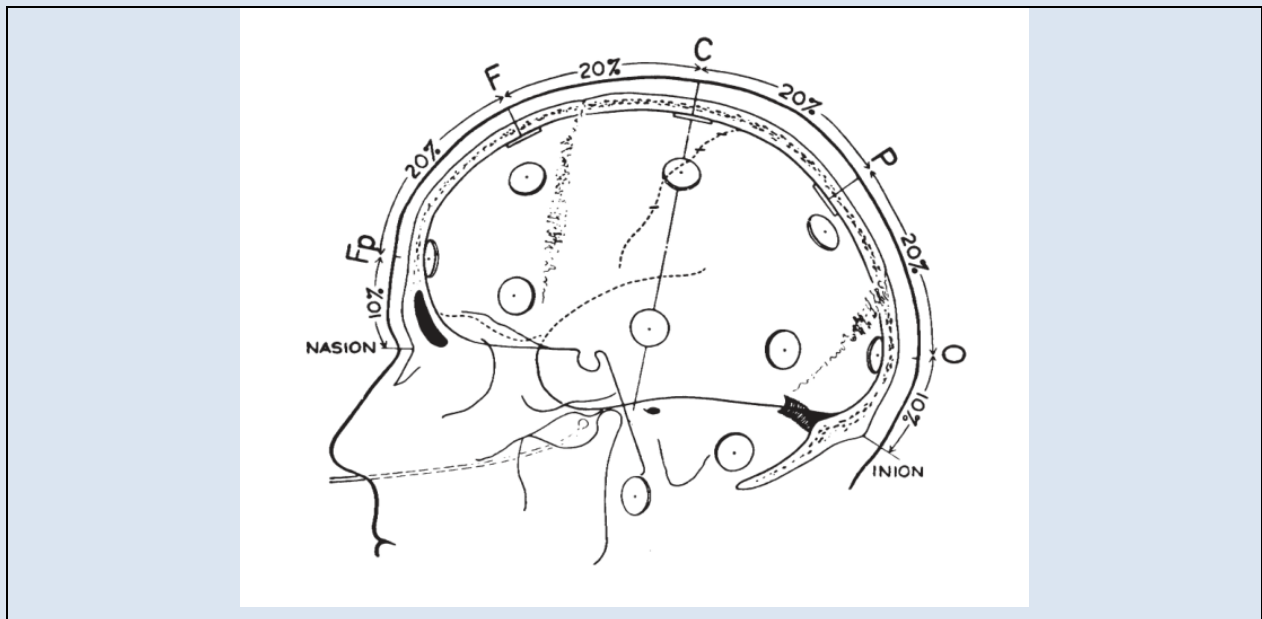


Figure 3 — Système 10-20 : mesure du nasion à l'inion et proportions de 10 % et 20 %. [14].

La seconde normalisation, moins visible, a entraîné des conséquences plus lourdes : celle de la bande passante.

Les spécifications de l'EEG clinique — typiquement 0,5 à 50 Hz — ont été fixées il y a plus d'un demi-siècle pour des raisons purement techniques : la dérive des électrodes et des amplificateurs saturait la dynamique et faisait sortir les plumes des enregistreurs, ce qu'on a corrigé par un filtre passe-haut intégré ; le bruit du secteur et les artefacts musculaires ont imposé un passe-bas vers 50 à 70 Hz [15].

Ces choix, contingents à l'époque, ont été transmis comme des normes.

2.4 1977 : la fenêtre optique du proche infrarouge

La lignée optique commence par une observation de physique des tissus.

En 1977, Frans Jöbsis montre que la relative transparence des matériaux biologiques dans le proche infrarouge autorise une transmission de photons suffisante pour suivre des événements cellulaires à travers un organe in situ, y compris le cerveau *in cephalo*, sans intervention chirurgicale [2].

Le raisonnement est entièrement gouverné par les ordres de grandeur : au-delà de 1000 nm, l'eau absorbe tous les photons sur un trajet de moins de quelques millimètres dans un tissu normalement hydraté ; en dessous de 700 nm, les bandes intenses d'absorption de l'hémoglobine et la diffusion croissante empêchent toute transmission sur de longues distances.

Entre les deux, s'ouvre une fenêtre — de 700 à 1000 nm — dans laquelle une part significative du rayonnement traverse effectivement les tissus.

Dans cette fenêtre (la fenêtre optique), Jöbsis identifie deux informations exploitables : l'équilibre hémoglobine/oxyhémoglobine, indicateur de l'oxygénation du sang, et l'état redox du cytochrome a, a_3 (cytochrome-c-oxydase), enzyme terminale de la chaîne respiratoire qui rend compte de plus de 90 % de l'utilisation cellulaire d'oxygène et dont la bande faible d'absorption, sous forme oxydée, s'étend de 780 à 870 nm avec un maximum large entre 820 et 840 nm [2].

Ce second signal, métabolique et non vasculaire, sera longtemps délaissé avant de revenir au premier plan [16].

2.5 Quantifier l'optique : la loi de Beer-Lambert modifiée et la longueur de trajet

Détecter ne suffit pas : encore faut-il convertir une variation d'atténuation en variation de concentration. C'est l'objet de la loi de Beer-Lambert modifiée.

Le premier système de mesure continue au lit du patient, développé pour le nouveau-né, en pose les bases [17]. Les ordres de grandeur y sont explicites : dans le tissu cérébral, entre 700 et 1300 nm, l'atténuation est d'environ une densité optique (DO) par centimètre, contre trois DO par centimètre à 514 nm dans le vert ; la tête d'un nouveau-né à terme mesurant environ 10 cm de diamètre, la transillumination représente donc une dizaine de DO [17].

L'article décrit aussi la double phase de la chute d'intensité : une chute rapide pendant que la diffusion transforme le faisceau initialement collimaté en faisceau diffus, puis une chute plus lente où l'absorption par les chromophores devient la part dominante de l'atténuation.

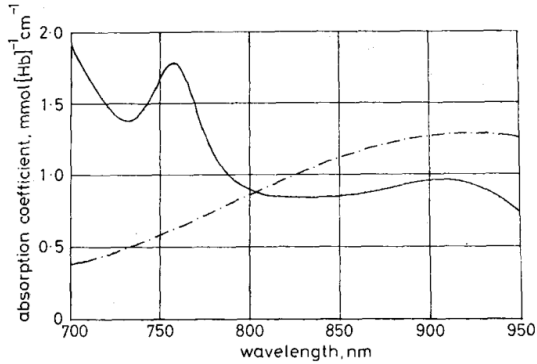


Fig. 1 Absorption spectrum of haemoglobin solution. Units for absorption coefficient are quoted per millimolar of haemoglobin solution (molecular weight 64 500) per cm path-length (WRAY et al., 1988)
—Hb —HbO₂

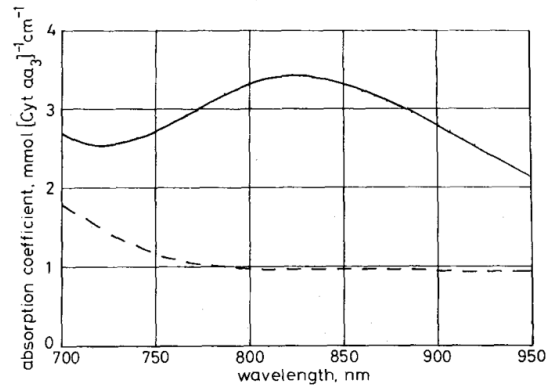


Fig. 2 Absorption spectrum of purified cytochrome aa₃ enzyme (BRUNORI et al., 1981). Units for absorption coefficient are quoted per millimolar of cytochrome aa₃ solution (two haemoglobin groups, molecular weight approximately 100 000)

Figure 2 — Spectres d'absorption de l'hémoglobine et du cytochrome aa₃ entre 700 et 950 nm. [17].

Le problème restant est celui du trajet réellement parcouru par la lumière. Comme le milieu diffuse fortement, ce trajet est bien plus long que la distance directe entre les optodes, et il est inconnu.

La solution proposée en 1988 consiste à le mesurer directement par le temps de vol d'impulsions lumineuses picosecondes : la modélisation Monte-Carlo montre que la valeur moyenne de l'impulsion dispersée en temps correspond à la longueur de trajet utilisée dans les calculs spectroscopiques quantitatifs, résultat vérifié sur fantôme puis sur tête de rat, où la longueur de trajet vaut $5,3 \pm 0,3$ fois le diamètre de la tête [18].

Un traitement théorique unifié suit en 1992 : à partir de la fonction de Green de l'approximation de diffusion de l'équation de transfert radiatif, il devient possible de calculer dans plusieurs géométries le temps moyen, la longueur de trajet différentielle, le déphasage, la profondeur de modulation et l'intensité intégrée, que la mesure soit faite avec des impulsions picosecondes ou avec une lumière modulée en radiofréquence [19].

Ce texte est le pont entre les deux familles instrumentales — domaine temporel et domaine fréquentiel — que la section 3 détaillera.

Restait à donner des valeurs de référence utilisables en pratique. Une étude de spectroscopie résolue en phase sur 100 adultes et 35 nouveau-nés, à 200 MHz et pour des distances source-détecteur supérieures à 4 cm, fournit les facteurs de trajet différentiel (DPF, differential pathlength factor) à 807 nm : $4,16 (\pm 18,8 \%)$ pour le bras adulte, $5,51 (\pm 18 \%)$ pour la jambe, $6,26 (\pm 14,1 \%)$ pour la tête adulte et $4,99 (\pm 9 \%)$ pour la tête du nouveau-né, avec une dépendance à la longueur d'onde [20].

Ces chiffres — et surtout leur dispersion — sont à garder en tête : ils bornent d'emblée la précision de toute quantification en onde continue.

2.6 De la spectroscopie ponctuelle à l'imagerie

L'idée d'utiliser la lumière pour regarder à l'intérieur du corps est bien antérieure à la NIRS : dès 1831, une transillumination est décrite sur la tête d'un enfant hydrocéphale, puis la technique est appliquée au testicule (1843) et au sein (1929) [21].

Ces tentatives échouent pour une raison désormais claire : la diffusion interdit la transillumination simple au-delà de faibles épaisseurs, et la résolution spatiale obtenue en diaphanographie reste de l'ordre de 6 à 10 mm.

C'est la fenêtre 700-1000 nm ouverte par Jöbsis qui débloque la situation, en permettant de traiter séparément absorption et diffusion [21].

À partir de là, l'évolution est continue : de la mesure en un point unique des premières années, l'instrumentation passe à l'imagerie en deux dimensions (topographie) puis en trois (tomographie), tandis que les méthodes d'analyse passent de la simple loi de Beer-Lambert modifiée à des méthodes de reconstruction d'image et d'analyse de données élaborées [22].

Parallèlement, la simulation du transport des photons dans des milieux hétérogènes tridimensionnels — jusqu'à la tête adulte — devient un outil standard, avec des codes Monte-Carlo validés contre les solutions analytiques de l'équation de diffusion [23].

La première synthèse de référence sur les principes, techniques et limites de la NIRS date de 2004 [24] ; elle rappelle que la lumière proche infrarouge traverse peau, graisse sous-cutanée et crâne avant d'être absorbée par les chromophores (HbO_2 , HHb, myoglobine) ou diffusée, et que la saturation tissulaire en oxygène traduit un équilibre dynamique entre apport et consommation dans les petits vaisseaux — capillaires, artérioles et veinules. La modalité est présentée comme émergente en 2006 encore [25].

2.7 Deux lignées, un même point d'arrivée

À la fin de cette histoire, les deux techniques ont franchi les mêmes étapes : détecter un signal infime, le quantifier au moyen d'un modèle physique, normaliser la pratique pour rendre les mesures comparables.

Elles arrivent avec des propriétés complémentaires, et la communauté le formule explicitement : les méthodes électriques, magnétiques, optiques et hémodynamiques sont conçues comme complémentaires plutôt que concurrentes, ce qui fait croître les tentatives d'intégration multimodale [26].

C'est le point de départ de la section suivante.

3. Situation actuelle

Cette section examine successivement, pour chaque modalité, ce qui est mesuré (le mécanisme physiologique et physique) puis comment cela est mesuré (la chaîne instrumentale).

Elle se termine par la comparaison des deux et par l'état de leur combinaison.

3.1 Ce que mesure l'EEG : origine physiologique du signal

3.1.1 Des dipôles corticaux à la surface du scalp

L'EEG mesure principalement les courants qui circulent lors des excitations synaptiques des dendrites des neurones pyramidaux du cortex cérébral [27].

Les différences de potentiel enregistrées résultent de la sommation des potentiels postsynaptiques gradués de ces cellules, qui créent des dipôles électriques entre le soma (corps cellulaire) et les dendrites apicales.

Le courant est porté par des ions Na^+ , K^+ , Ca^{2+} et Cl^- traversant les canaux membranaires. Quelques ordres de grandeur cadrent le problème : le cerveau adulte compte environ 10^{11} neurones, soit une densité moyenne de l'ordre de 10^4 neurones par millimètre cube, et environ 5×10^{14} synapses ; l'activité électrique cérébrale apparaît dès la 17e à 23e semaine de développement prénatal [27].

La conséquence essentielle est une contrainte de synchronie : seules de grandes populations de neurones actifs simultanément et spatialement alignés produisent une activité détectable à la surface de la tête [27,28].

Un neurone isolé, aussi actif soit-il, est invisible en EEG de surface. Cette contrainte explique à la fois la puissance de la technique — elle mesure des états de population — et sa cécité à l'activité désynchronisée.

3.1.2 Conduction volumique et propriétés électriques des tissus

Entre les générateurs corticaux et l'électrode, le signal traverse des milieux de conductivités très différentes.

Le cadre « neuro-physique » canonique distingue nettement deux choses souvent confondues : la dynamique cérébrale proprement dite, et la conduction volumique, qui mélange spatialement les sources avant même que la mesure n'ait lieu [29].

La conduction volumique agit comme un filtre passe-bas spatial : elle étale les distributions de potentiel, ce qui limite la résolution spatiale de l'EEG indépendamment du nombre d'électrodes employées.

La conductivité assignée à chaque couche de tissu n'est donc pas un détail de modélisation. Des calculs par éléments finis sur des modèles de tête sphériques à trois et quatre couches et sur des modèles réalistes montrent que le fait d'attribuer une conductivité locale, propre à la localisation du tissu, modifie sensiblement les potentiels de surface calculés [30].

D'où l'intérêt des techniques d'estimation non invasive de la conductivité des tissus de la tête in vivo, fondées sur des mesures bornées de tomographie d'impédance électrique couplées à un modèle géométrique réaliste haute résolution issue du scanner et de l'IRM du sujet [31].

Pour la calibration et les essais, des gels de fantôme cérébral dont la conductivité est ajustée par la concentration en NaCl offrent des modèles reproductibles à température physiologique [32].

Une façon élégante de contourner en partie le problème du référencement consiste à passer du potentiel à la densité de courant de scalp (SCD, scalp current density). Cette grandeur est proportionnelle à la composante radiale du vecteur densité de courant à faible profondeur sous la surface ; comme elle dérive de la dérivée seconde spatiale du potentiel, elle est indépendante de l'électrode de référence choisie, et elle ne dépend que de la conductivité du scalp, sans hypothèse sur la nature des générateurs ni sur les milieux plus profonds [33].

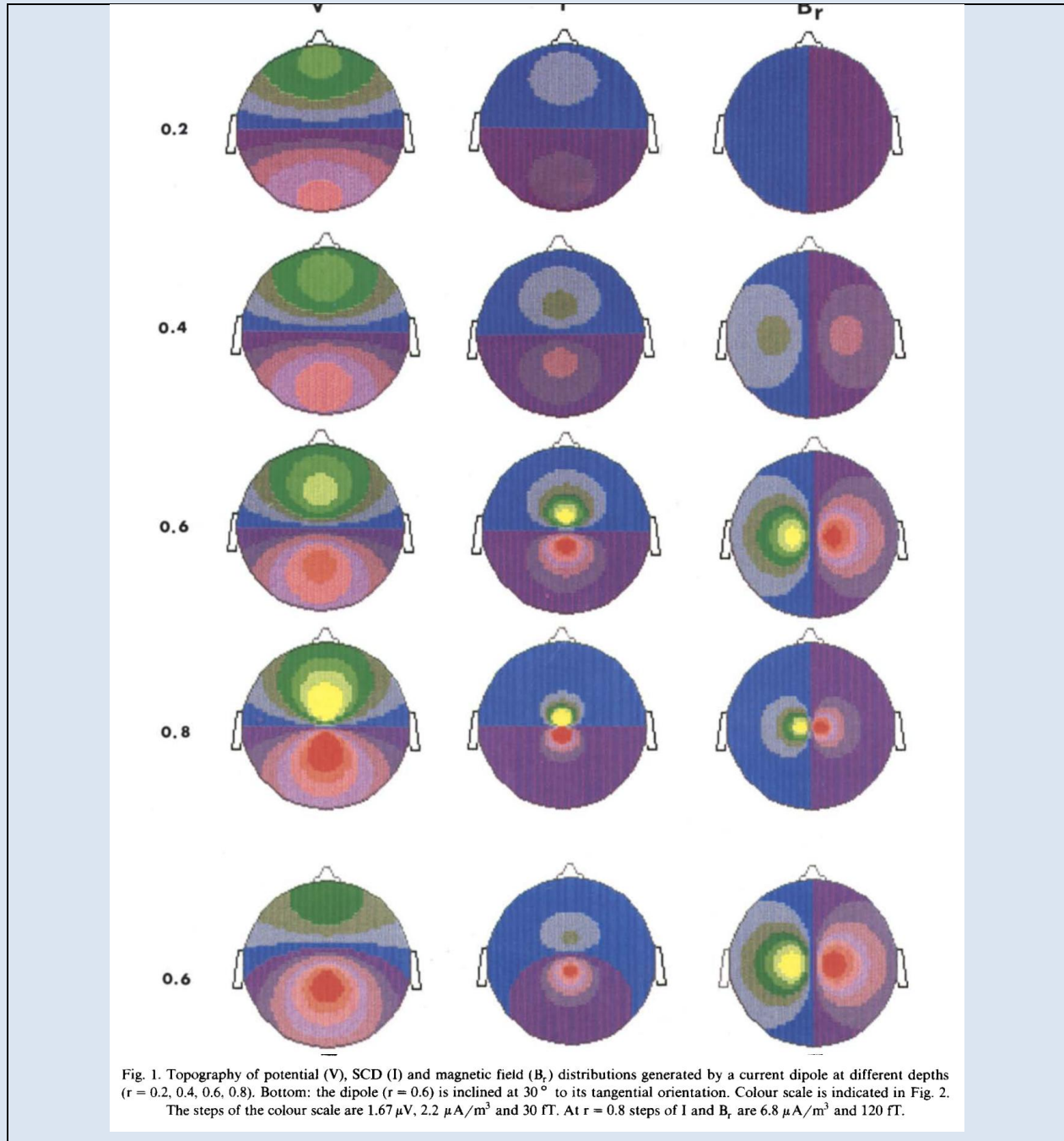


Figure 5 — Potentiel, densité de courant de scalp et champ magnétique d'un dipôle à différentes profondeurs. [33].

Le problème inverse — remonter des potentiels de surface aux sources corticales — reste l'objet d'une littérature abondante et non close ; les revues systématiques des techniques de localisation de source en recensent les grandes familles et leurs domaines de validité [34].

Les mesures de connectivité entre régions, elles, se déclinent dans les domaines espace-temps, espace-fréquence et espace-temps-fréquence, avec des méthodes linéaires et non linéaires dont l'interprétation dépend étroitement du référencement et de la conduction volumique [35].

3.1.3 Les bandes de fréquences, et la bande passante réellement utile

Les formes d'onde de l'EEG sont classiquement caractérisées par leur localisation, leur amplitude, leur fréquence, leur morphologie, leur continuité, leur synchronie, leur symétrie et leur réactivité ; la classification la plus employée reste celle par bandes de fréquences : delta (0,5 à 4 Hz), thêta (4 à 7 Hz), alpha (8 à 12 Hz), sigma (12 à 16 Hz) et bêta (13 à 30 Hz), auxquelles s'ajoutent les oscillations infra-lentes [28].

Les amplitudes utiles se comptent en microvolts et les fréquences d'intérêt principales vont jusqu'à une trentaine de hertz [5].

Ce cadre conventionnel est cependant trop étroit. Un faisceau d'arguments converge pour montrer que l'activité physiologique et pathologique s'étend au moins de 0,01 Hz à plusieurs centaines de hertz, et qu'éliminer les extrémités infra-lente et ultra-rapide du spectre revient à ignorer des phénomènes cérébraux significatifs [15].

Les fluctuations infra-lentes de l'EEG humain, découvertes il y a une soixantaine d'années dès que des amplificateurs adaptés ont existé, en sont l'exemple le plus net : leur enregistrement a longtemps exigé de percer la peau sous l'électrode pour s'affranchir des artefacts cutanés [36].

Cette dernière remarque introduit une précaution essentielle : tout ce qui est lent dans un EEG de surface n'est pas cérébral.

Des déplacements continus (DC) de l'ordre du millivolt peuvent être provoqués chez le sujet sain par l'hypocapnie ou l'hypercapnie, avec des vitesses atteignant 10 $\mu\text{V/s}$ au vertex et une dépendance très raide au CO_2 de fin d'expiration ; l'origine de ces glissements est non neuronale [37].

Autrement dit, la question « ce signal vient-il du cerveau ? » — qui sera centrale pour la fNIRS — se pose déjà pour l'EEG.

3.2 La chaîne de mesure EEG

3.2.1 L'interface électrode-peau

Le scalp, le crâne et les méninges constituent des barrières qui altèrent les formes d'onde corticales ; la qualité de l'enregistrement se joue donc d'abord au contact [38].

Historiquement, on abrasait la peau pour abaisser l'impédance de contact, au prix d'un risque infectieux lié à la rupture de la barrière cutanée.

Une étude devenue une référence pratique a montré qu'avec des amplificateurs différentiels modernes à haute impédance d'entrée et isolation du sujet, d'excellents signaux peuvent être recueillis à

Les paramètres critiques d'un amplificateur EEG sont donc, invariablement : faible bruit, faible courant de fuite, taux de réjection de mode commun (CMRR) élevé, haute impédance d'entrée, bonne réjection de l'alimentation et bonne isolation [42].

Ces mêmes critères structurent la conception des systèmes portables actuels, où l'électrode active — électrode intégrant son circuit de lecture — amplifie et met en tampon localement le signal de niveau microvolt avant tout câblage ; sa faible impédance de sortie atténue les artefacts de mouvement des câbles et rend utilisables des électrodes sèches à haute impédance [43].

Concilier qualité de niveau médical (bruit, tolérance à l'offset d'électrode, CMRR, impédance d'entrée) et consommation réduite reste un exercice difficile.

3.2.3 Échantillonnage spatial, numérisation, artefacts

La question du nombre et de la disposition des électrodes est celle de l'échantillonnage spatial d'un champ.

La mesure optimale échantillonnerait le potentiel sur toute la surface accessible avec une densité suffisante pour éviter le repliement spatial ; c'est le raisonnement qui a conduit aux réseaux géodésiques de capteurs, où une structure en tension élastique répartit uniformément 64, 128 ou 256 capteurs sur la surface de la tête [44].

La littérature montre que le repliement spatial et le filtrage opéré par la conduction volumique se combinent, de sorte qu'augmenter la densité sans traiter le filtrage spatial n'apporte pas mécaniquement de résolution [29].

En aval, la standardisation du « pipeline » d'exploitation du signal est devenue un enjeu en soi.

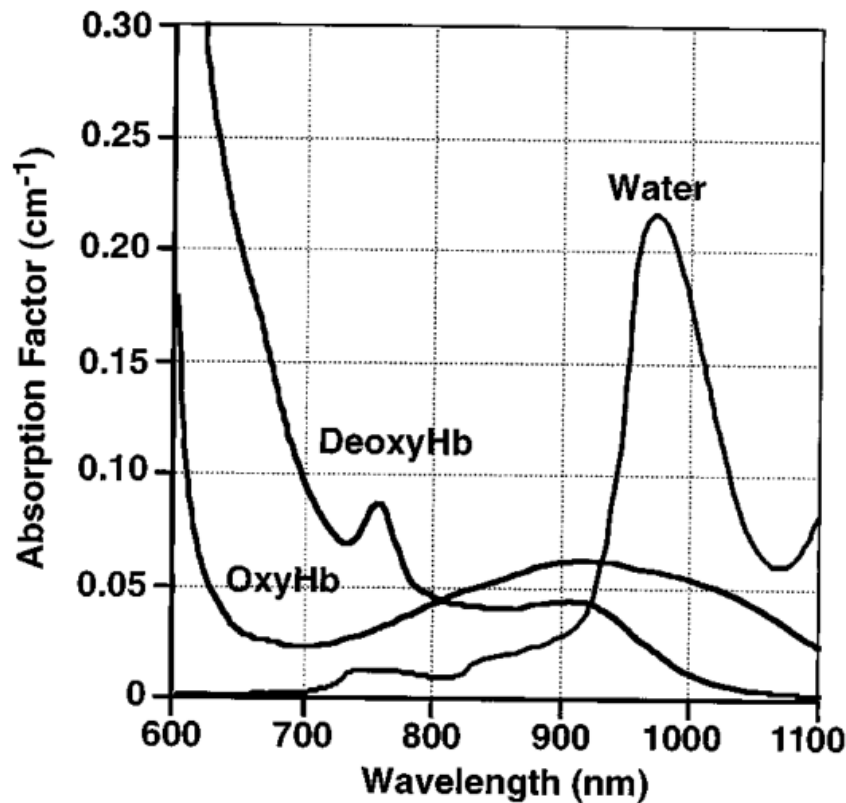
Les recommandations de publication pour les études EEG et MEG constatent que la diffusion de systèmes « clé en main » s'est accompagnée d'une baisse du niveau de détail rapporté sur les paramètres d'enregistrement et d'analyse, ce qui compromet l'évaluation et la réplication [26] ; des recommandations équivalentes existent de longue date pour les potentiels évoqués [45]. Une revue pédagogique récente comble utilement l'écart entre les exposés trop abstraits et les traités trop techniques sur l'origine et la propagation du signal EEG [46].

3.3 Ce que mesure la fNIRS : origine physique et physiologique du signal

3.3.1 La fenêtre optique et les chromophores

La fNIRS repose sur une propriété du spectre : entre environ 650 et 1000 nm, le tissu biologique est relativement transparent, l'absorption de l'eau restant faible et celle de l'hémoglobine ayant chuté par rapport au visible [24,47].

Dans cette fenêtre, les chromophores utiles sont l'oxyhémoglobine (HbO_2) et la désoxyhémoglobine (HHb), dont les spectres d'absorption diffèrent, ce qui permet de les séparer en mesurant à plusieurs longueurs d'onde, ainsi que le cytochrome-c-oxydase, marqueur du métabolisme [16].



KSR 99

FIG. 1. Near infrared attenuation [$\log_{10}$] for 1 cm depth deoxy hemoglobin (Hb), HbO₂, and water; hemoglobin concentration 210 μ M in water.

Figure 7 — Atténuation dans le proche infrarouge : Hb, HbO₂ et eau de 600 à 1100 nm. [6].

Le signal CCO mérite une mention particulière. Proposé dès l'article fondateur, il n'est ni vasculaire ni hémodynamique : il renseigne sur l'état redox de l'enzyme terminale de la chaîne respiratoire, donc sur le métabolisme cellulaire.

Sa résolution exige des développements instrumentaux et analytiques spécifiques, mais il constitue la seule voie optique non invasive vers l'information métabolique au lit du patient [16].

3.3.2 Diffusion, absorption et transport des photons

Dans la fenêtre proche infrarouge, la diffusion domine l'absorption de deux ordres de grandeur.

La distance moyenne entre deux événements de diffusion isotrope est de l'ordre du millimètre, et les trajets parcourus par les photons dans la tête humaine peuvent atteindre un mètre, ce qui leur fait échantillonner de grands volumes de tissu ; le sang, qui occupe 5 à 10 % du volume tissulaire, porte l'essentiel de l'absorption [6].

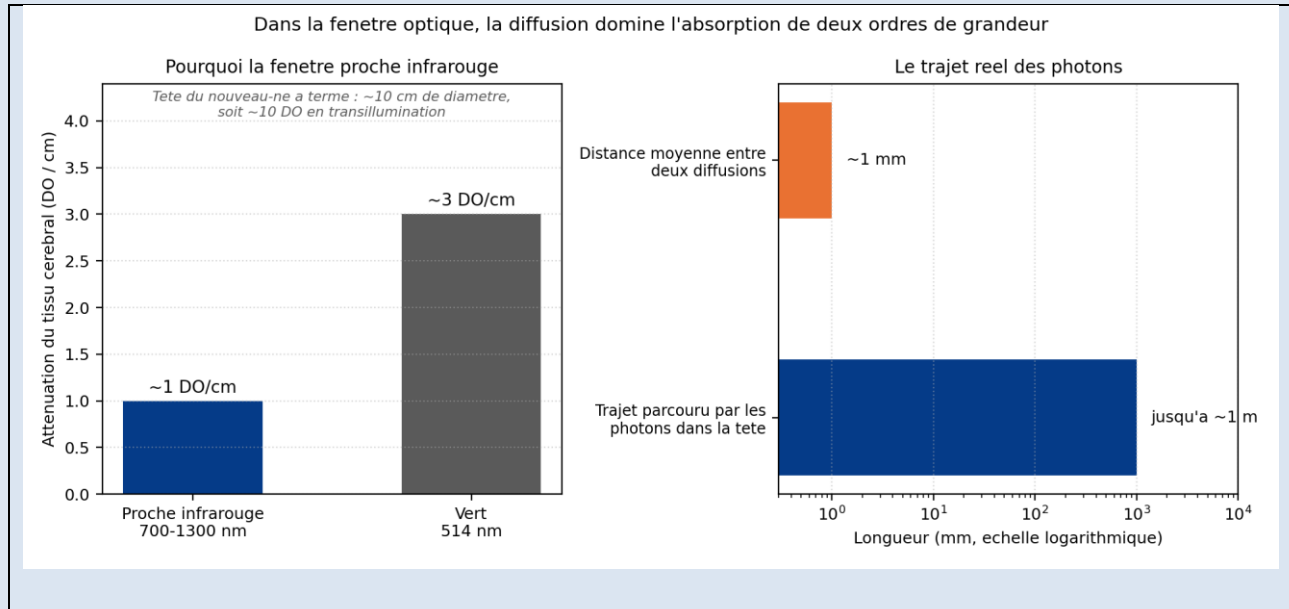


Figure 12 — Ordres de grandeur de la propagation optique dans la tête. [17] [6].

Les grandeurs qui décrivent ce transport sont le coefficient d'absorption μ_a et le coefficient de diffusion réduit μ_s' .

Les compilations de référence rassemblent leurs valeurs publiées pour de nombreux tissus et longueurs d'onde [48,49], mais elles s'accompagnent d'un avertissement qu'un étudiant doit retenir : la dispersion entre publications ne traduit pas seulement la variabilité biologique, elle provient aussi des hypothèses de modèle (diffusion isotrope ou anisotrope, conditions aux limites adaptées ou non), des techniques de mesure, des appareils et des procédures de calibration [48].

Une valeur tabulée de μ_a ou de μ_s' , n'est donc jamais une constante physique au sens strict.

La modélisation du transport se fait soit par l'approximation de diffusion de l'équation de transfert radiatif, qui donne des solutions analytiques dans des géométries simples [19], soit par simulation Monte-Carlo dans des géométries réalistes issues de l'imagerie anatomique du sujet [23].

3.3.3 Couplage neurovasculaire : ce que la fNIRS voit réellement

La chaîne causale que la fNIRS exploite est indirecte, et il est essentiel de l'énoncer complètement.

L'excitation neuronale provoque des changements du métabolisme oxydatif (couplage neuro-métabolique), liés au couplage neurovasculaire ; la dilatation des vaisseaux augmente le débit et le volume sanguins cérébraux au-delà de la demande métabolique.

Cette suroffre de sang oxygéné — l'hyperémie fonctionnelle — se traduit en fNIRS par une augmentation de $[HbO_2]$, une diminution de $[HHb]$ et une augmentation de l'hémoglobine totale $[tHb]$ [3].

La localisation spatiale et l'amplitude des changements de débit sont étroitement liées à l'activité neuronale, ce qui fonde la validité de la mesure.

Mais le lien n'est ni immédiat ni exclusif, et la littérature s'accorde sur un point : la cause exacte de l'hyperémie fonctionnelle demeure un objet de débat [3].

3.3.4 Faux positifs, faux négatifs et physiologie systémique

C'est la limite la plus sévère de la modalité, et elle doit être présentée comme telle.

Une réponse hémodynamique mesurée en fNIRS peut ne pas être due au couplage neurovasculaire : elle est alors interprétée à tort comme une activité cérébrale (faux positif).

Symétriquement, une réponse hémodynamique non observée peut masquer une activité cérébrale réelle (faux négatif) [3].

Le signal mesuré se décompose selon trois axes — source (cérébral ou extra-cérébral), relation au stimulus (évoqué ou non évoqué) et cause physiologique (neuronale ou systémique) — dont une seule combinaison correspond à ce que l'expérimentateur cherche à mesurer ; les autres composantes constituent un bruit physiologique confondant.

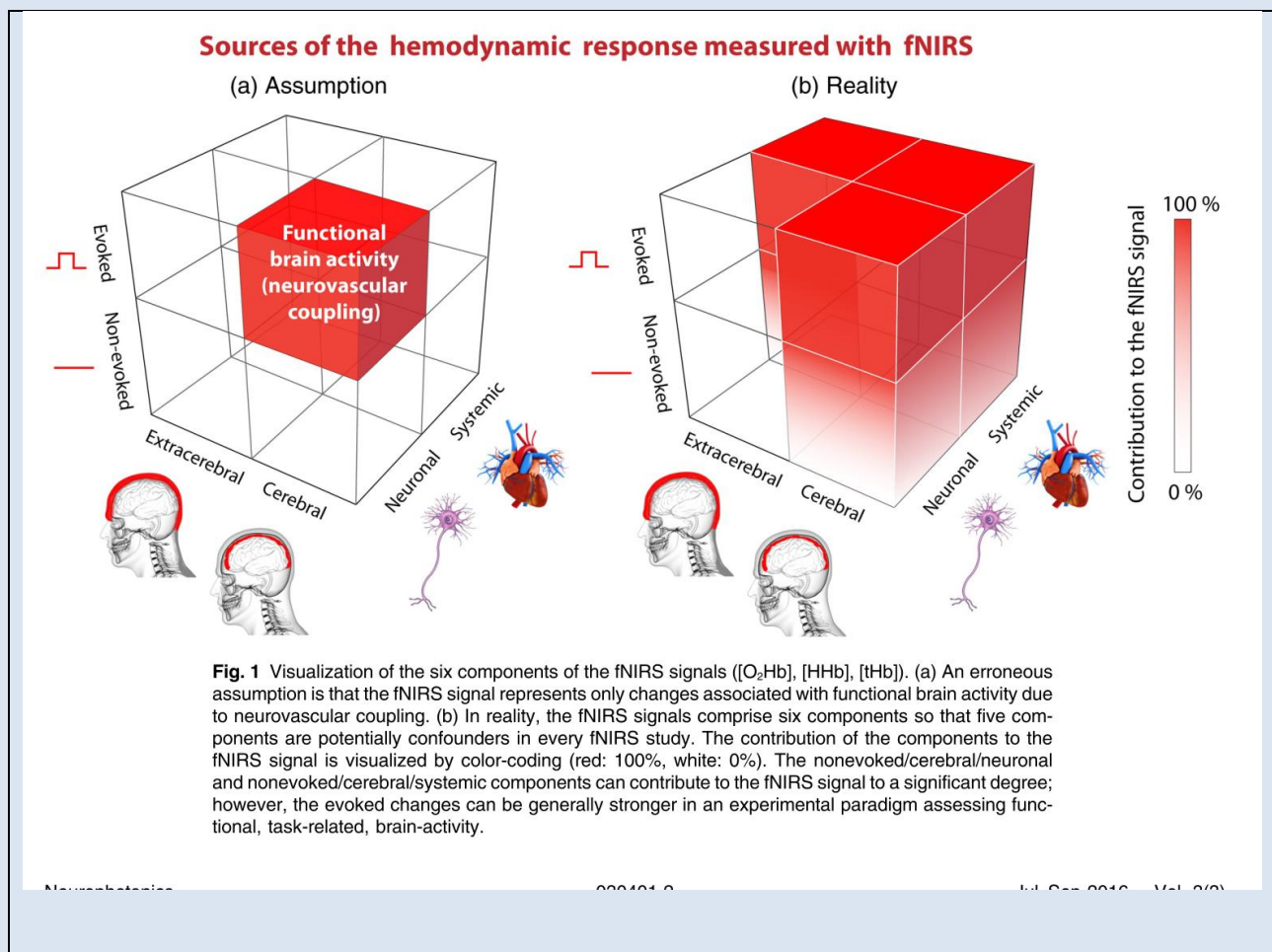


Figure 11 — Les six composantes du signal fNIRS : hypothèse courante et réalité. [3].

La sensibilité particulière de la fNIRS aux couches superficielles aggrave le problème : c'est une mesure en rétrodiffusion, donc très sensible à la peau et au crâne, là où se produit l'interférence systémique [50].

Les variations de fréquence cardiaque, de pression artérielle, de respiration, de concentration en CO_2 sanguin et l'activité du système nerveux autonome se retrouvent dans le signal [3].

Deux constats expérimentaux illustrent l'ampleur du phénomène.

D'une part, des oscillations spontanées lentes de l'oxygénation cérébrale, centrées autour de 0,1 Hz (LFO) et autour de 0,04 Hz (VLFO), sont détectables par NIRS ; leur puissance diffère selon le paramètre (HbO_2 , HHb, cytochrome-oxydase), elle est modifiée par la stimulation fonctionnelle, et l'hypercapnie atténue les LFO [51].

Ces oscillations sont d'ailleurs aujourd'hui étudiées comme un moyen d'évaluer l'autorégulation cérébrale [52].

D'autre part, une étude en approche SPA-fNIRS (systemic-physiology-augmented fNIRS), sur 14 sujets sains exposés à des lumières rouge, verte et bleue par blocs de 20 secondes, montre à la fois un effet couleur-dépendant sur l'activité cardiorespiratoire et une modification significative de la connectivité fonctionnelle neuro-systémique, y compris lors de tâches apparemment sans stress [53].

La conclusion méthodologique est directe : mesurer la physiologie systémique en parallèle n'est pas un raffinement, c'est une condition de l'interprétation.

3.4 La chaîne de mesure fNIRS

3.4.1 Trois familles instrumentales : CW, FD et TD

Les instruments fNIRS se répartissent en trois familles selon la manière dont la lumière est émise et détectée.

- Onde continue (CW, continuous wave) : la source émet une intensité constante, on mesure l'atténuation. C'est la famille la plus simple, la moins coûteuse et de loin la plus répandue commercialement ; elle ne donne accès qu'à des variations relatives de concentration, via la loi de Beer-Lambert modifiée [22,54].
- Domaine fréquentiel (FD, frequency domain) : la source est modulée en intensité à une fréquence radio et la détection est sensible à la phase. Le déphasage et la profondeur de modulation permettent de séparer absorption et diffusion, donc de mesurer les propriétés optiques absolues et, par conséquent, les concentrations absolues de HbO_2 et de HHb — ce que le CW ne permet pas [54].
- Domaine temporel (TD, time domain) : la source émet des impulsions de 10 à 100 ps et l'on mesure la distribution des temps de vol des photons (DTOF). C'est la mesure la plus riche en information sur les propriétés optiques du milieu, au prix d'instruments longtemps encombrants et coûteux [55,56].

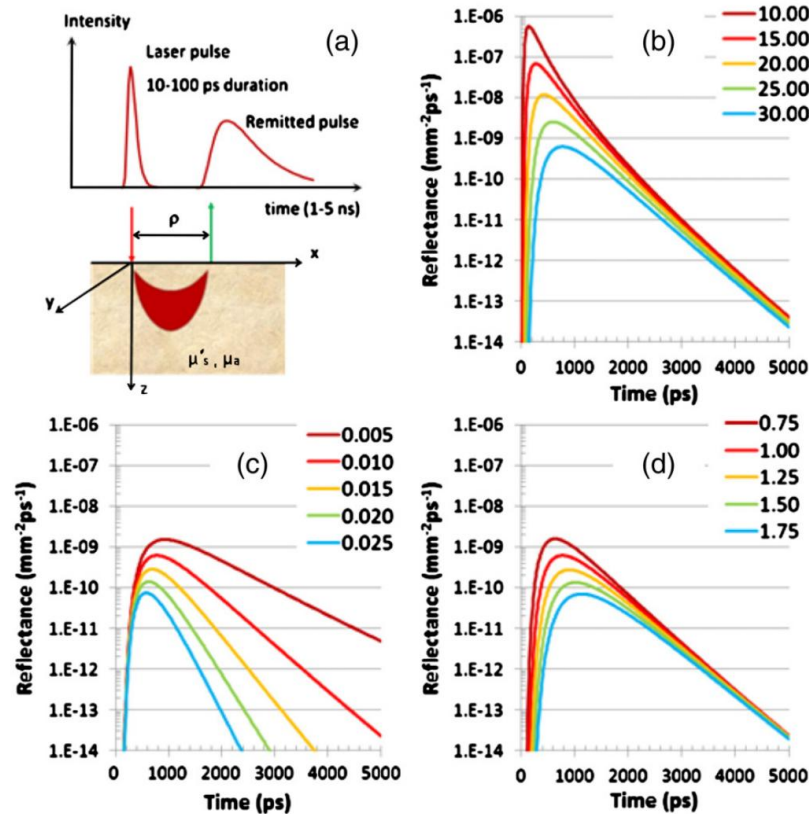


Fig. 1. Principles of TD NIRS. (a) The geometry of TD NIRS measurements in the reflectance mode. The region where photon paths are more likely to occur (the so called “banana shape”) is also schematically depicted; (b) TD NIRS signals at different values of the source detector distance ($\rho = 10\text{--}30$ mm, in steps of 5 mm) for fixed absorption coefficient ($\mu_a = 0.001\text{ mm}^{-1}$) and reduced scattering coefficient ($\mu_s' = 1.0\text{ mm}^{-1}$); (c) TD NIRS signals at fixed source detector distance ($\rho = 30$ mm) and fixed reduced scattering coefficient ($\mu_s' = 1.0\text{ mm}^{-1}$) for different values of the absorption coefficient ($\mu_a = 0.005\text{--}0.025\text{ mm}^{-1}$ in steps of 0.005 mm^{-1}); (d) TD NIRS signals at fixed source detector distance ($\rho = 30$ mm) and fixed absorption coefficient ($\mu_a = 0.001\text{ mm}^{-1}$) for different values of the reduced scattering coefficient ($\mu_s' = 0.75\text{--}1.75\text{ mm}^{-1}$ in steps of 0.5 mm^{-1}).

Figure 9 — Principes de la fNIRS résolue en temps : géométrie, DTOF, effets de μ_a et μ_s' . [55].

Le compromis entre ces familles porte sur la quantification de la réponse hémodynamique, la profondeur de pénétration, la sélectivité en profondeur, la résolution spatiale et le rapport contraste sur bruit [55].

Les revues d'instrumentation récentes les traitent désormais ensemble, en insistant sur le fait que la disponibilité de nouvelles sources et de nouveaux détecteurs rend possibles des systèmes très compacts et portables [57].

Une avancée technologique spécifique mérite d'être signalée du côté TD : la détection monophotonique à porte temporelle.

Quinze ans de travaux montrent qu'elle maximise le contraste produit par une perturbation localisée dans le milieu diffusant, le rapport signal/bruit, la dynamique, la profondeur de pénétration et la résolution spatiale, et qu'elle autorise l'approche à séparation source-détecteur nulle [58].

3.4.2 Sensibilité en profondeur : le problème central

Toute mesure optique de surface partage un défaut : les photons détectés ont traversé beaucoup de tissu superficiel et peu de tissu cérébral.

Les cartes de sensibilité montrent que l'intensité et la phase n'ont pas les mêmes régions de sensibilité, ce qui ouvre une voie pour maximiser la sensibilité au tissu cérébral relativement aux tissus extracérébraux [54].

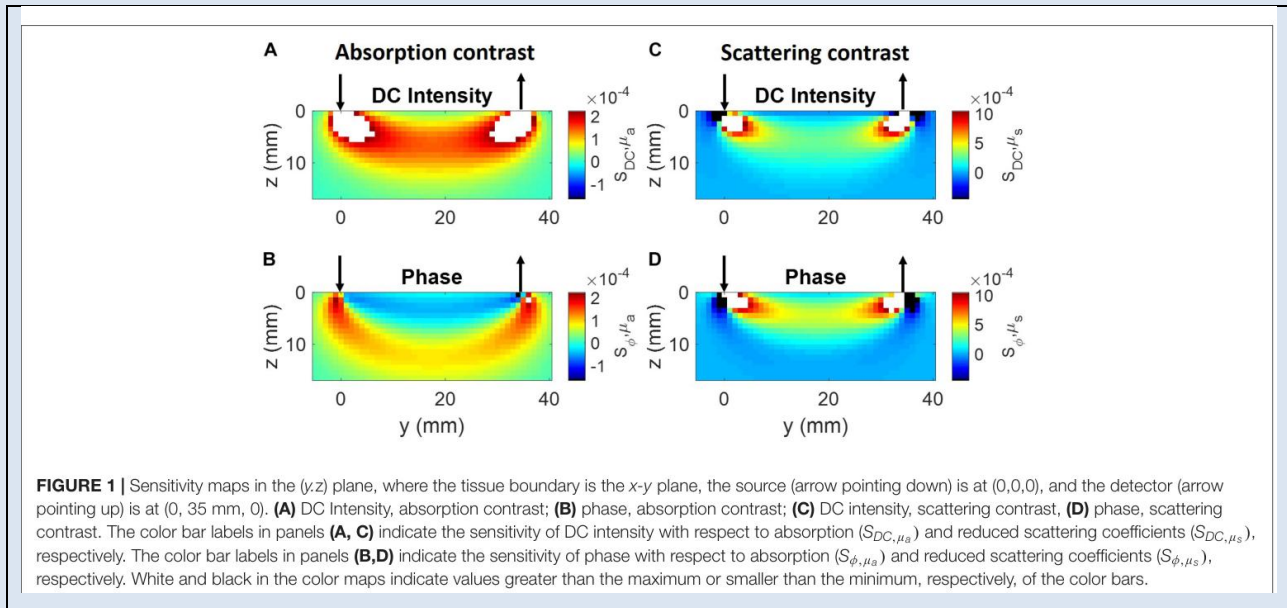


Figure 10 — Cartes de sensibilité en intensité et en phase : contrastes d'absorption et de diffusion. [54].

La réponse la plus employée est cependant plus simple : ajouter des canaux courts.

Une optode placée à faible distance de la source ne sonde que les couches superficielles ; son signal peut donc servir de « régresseur » pour retirer l'interférence systémique présente dans les canaux longs, ce qui améliore la récupération de la réponse hémodynamique corticale.

L'efficacité de cette régression dépend toutefois de la position du canal court, question spécifiquement étudiée dans la littérature [50].

La nécessité de canaux courts figure aujourd'hui parmi les recommandations de bonne pratique [59].

La quantification, elle, reste conditionnée par la longueur de trajet.

Le DPF n'est pas une constante universelle : il dépend du tissu, de la longueur d'onde, de l'âge, et sa dispersion interindividuelle atteint 9 à 19 % selon le site de mesure [20]. Toute concentration calculée en CW hérite de cette incertitude.

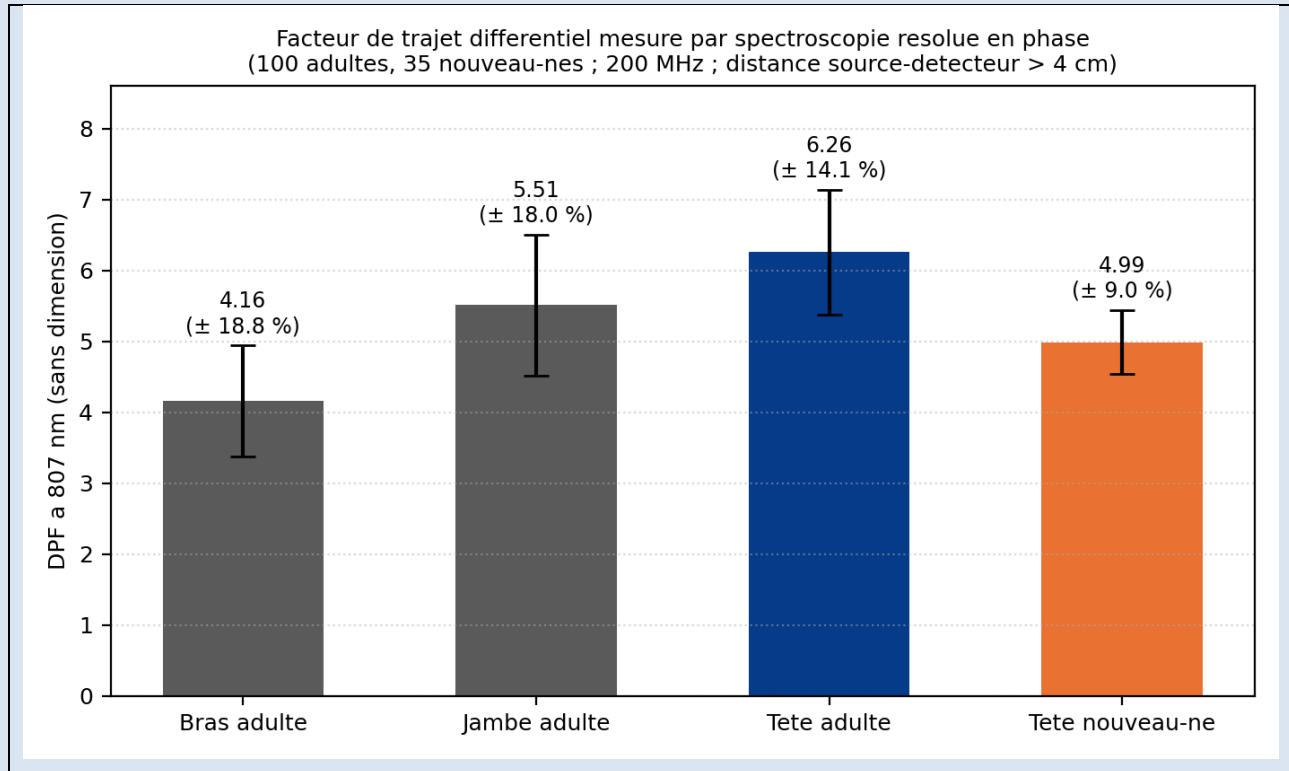


Figure 8 — Facteur de trajet différentiel mesuré à 807 nm sur quatre tissus. [20].

3.4.3 Du signal au résultat : prétraitement, artefacts, registration

La chaîne ne s'arrête pas au capteur.

Trois étapes de traitement conditionnent la validité du résultat et relèvent, pour un étudiant, de la même discipline que l'instrumentation.

D'abord les artefacts de mouvement, causés par un déplacement relatif entre les fibres optiques et le scalp, particulièrement dommageables dans les populations où le mouvement est inévitable ; plusieurs familles de techniques de correction existent et ont fait l'objet de comparaisons systématiques [60].

Ensuite le filtrage et la modélisation statistique : les analyses fNIRS reposent le plus souvent sur un modèle linéaire général, mais les propriétés statistiques du bruit en fNIRS diffèrent de celles de l'IRM fonctionnelle, ce qui a des conséquences directes sur la validité des tests [8,61] ; le choix des méthodes de filtrage a lui-même un effet mesurable sur les résultats obtenus dans ce cadre [7].

Des environnements d'analyse de référence se sont constitués autour de ces méthodes [62].

Enfin la registration spatiale : la fNIRS mesure à partir de la surface de la tête sans information anatomique sur le sujet.

Relier une position de canal sur le scalp à une localisation corticale, dans une analyse individuelle comme dans une analyse de groupe, suppose un ensemble de méthodes propres — espace stéréotaxique standard, étiquetage anatomique, description des repères du scalp [63].

Sans cette étape, une carte fNIRS n'est pas comparable d'une étude à l'autre.

3.4.4 Portabilité et environnements naturalistes

La portabilité est l'atout distinctif de la fNIRS.

Miniaturisation, transmission sans fil et conception portable ont rendu possibles des mesures en situation de vie quotidienne, impossibles avec les autres modalités de référence [64].

La technique est inoffensive, tolérante aux mouvements et applicable à toutes les populations, du nouveau-né à la personne âgée, en laboratoire comme hors du laboratoire [65,66].

Cette maturité a un revers, formulé sans détour dans la littérature : pour que la fNIRS devienne un outil clinique utilisable chez un patient individuel, deux conditions doivent encore être remplies — une instrumentation autorisant réellement le mouvement libre, et une standardisation des procédures, en particulier de la correction des fortes interférences extra-crâniennes [67].

Le nombre même de revues publiées ces dernières années, sur un spectre très large d'applications, est présenté comme le signe d'une maturité atteinte [67] — et, implicitement, comme le signe qu'il est temps de consolider plutôt que d'étendre.

3.5 Face à face : ce que chaque modalité apporte

Le tableau suivant résume les propriétés établies dans les sections précédentes. Il ne vise pas à départager les deux techniques mais à expliciter pourquoi elles ne se substituent pas l'une à l'autre.

Critère	EEG	fNIRS
Grandeur mesurée	Différence de potentiel électrique au scalp	Atténuation lumineuse dépendant de $[HbO_2]$, $[HHb]$ et du cytochrome-c-oxydase
Origine du signal	Sommation des potentiels postsynaptiques de populations de neurones pyramidaux alignés	Couplage neurovasculaire et neurométabolique : mesure indirecte de l'activité neurale
Immédiateté	Directe : mesure l'activité électrique elle-même	Indirecte : mesure une conséquence vasculaire et métabolique
Échelle temporelle	Milliseconde ; bande physiologique d'au moins 0,01 Hz à plusieurs centaines de Hz	Réponse hémodynamique de l'ordre de la seconde ; signaux optiques rapides discutés à l'échelle de 100 ms
Facteur limitant spatial	Conduction volumique : filtrage passe-bas spatial, problème inverse mal posé	Diffusion des photons et sensibilité dominante aux couches superficielles
Quantification absolue	Amplitudes en microvolts, mais sources non identifiables de façon unique	Absolue en domaine fréquentiel et temporel ; relative en onde continue
Principal confondant	Interférence du secteur, artefacts musculaires et oculaires, glissements DC non neuronaux	Physiologie systémique et compartiment extracérébral : faux positifs et faux négatifs
Préparation du sujet	Placement 10-20, gel ou électrodes sèches, contrôle des impédances	Montage d'optodes, gestion des cheveux, calibration
Mobilité	Bonne, en progrès avec les électrodes actives et sèches	Très bonne : mesures en environnement naturaliste

Tableau 1 — Comparaison synthétique des deux modalités, d'après les sections 3.1 à 3.4.

3.6 Pourquoi les combiner, et où en est-on réellement

La complémentarité est évidente sur le papier : l'EEG apporte la résolution temporelle et l'accès direct à l'activité électrique, la fNIRS apporte l'information hémodynamique et métabolique et une meilleure identification du compartiment mesuré [4].

L'intégration multimodale est d'ailleurs présentée depuis une décennie comme la suite logique du développement des méthodes [26].

La revue systématique la plus complète à ce jour a recensé, dans PubMed et Web of Science jusqu'en août 2021, 92 études ayant enregistré simultanément fNIRS et EEG.

La répartition est instructive : 5 études ont utilisé la fNIRS pour informer l'analyse EEG, 8 ont utilisé l'EEG pour informer l'analyse fNIRS, et 79 — soit 86 % — se sont contentées d'analyses parallèles [4].

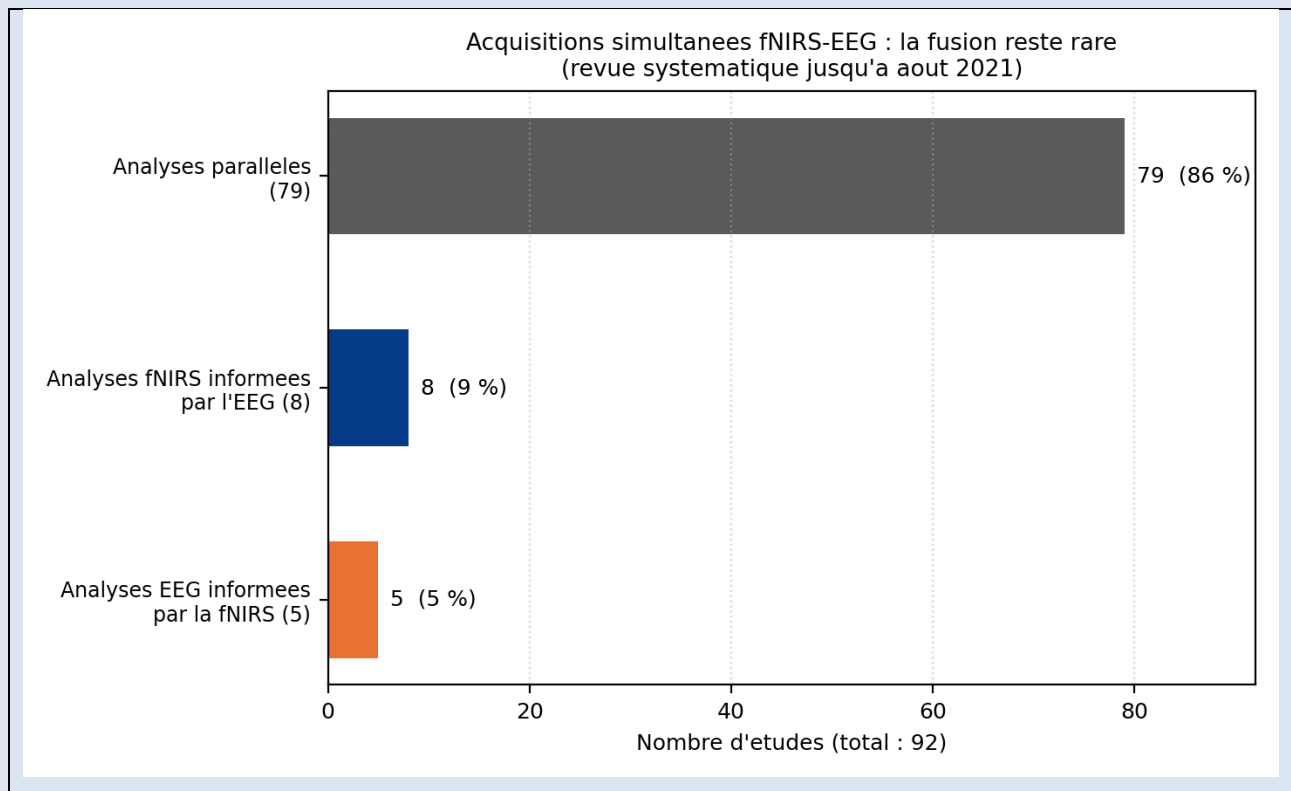


Figure 13 — Les 92 études fNIRS-EEG concurrentes recensées, par type d'analyse. [4].

Autrement dit, la mesure simultanée est acquise, mais la fusion ne l'est pas.

Les auteurs identifient deux obstacles. Le premier est méthodologique : la majorité des travaux pratiquent une fusion au niveau des traits (feature-based) plutôt qu'une intégration profonde, et il manque une modélisation du couplage neurovasculaire à haute résolution temporelle qui permettrait de relier réellement les deux signaux.

Le second est instrumental : l'acquisition concurrente exige des montages compatibles et la maîtrise des interférences électromagnétiques entre le système optique et le système électrique [4].

Les domaines d'application dominants sont les interfaces cerveau-machine, l'évaluation de la charge mentale, la caractérisation des processus cognitifs et la différenciation de troubles neurologiques.

4. Évolutions futures

Cette section distingue systématiquement ce qui est déjà publié et démontré de ce qui reste prospectif. Les trois mouvements décrits — libérer l'EEG de la préparation cutanée, densifier et rendre portable la mesure optique, fusionner réellement les deux — sont convergents : ils mènent au même objet, une mesure cérébrale multimodale utilisable hors du laboratoire.

4.1 EEG : sortir du gel

Le premier verrou pratique de l'EEG n'est pas électronique mais cutané : la préparation, le gel, la dégradation du contact dans le temps.

Trois familles d'électrodes sèches sont aujourd'hui documentées [68] :

- les microaiguilles obtenues par microfabrication (MEMS), en silicium, en polymère ou en métal, qui traversent la couche cornée ; le titane et l'acier inoxydable offrent la meilleure biocompatibilité mais une fabrication complexe ;
- les électrodes sans contact, à couplage capacitif au travers d'une couche diélectrique, confortables mais d'impédance de l'ordre du mégohm et vulnérables aux artefacts de mouvement ;
- les électrodes de contact — à griffes, à picots, textiles — qui touchent directement la peau sans gel conducteur.

Les ordres de grandeur d'impédance situent le progrès accompli et ce qui reste à faire : environ 1 k Ω pour une électrode humide conventionnelle, environ 100 k Ω pour les meilleurs contacts secs (polyuréthane thermoplastique argenté), mais environ 19,9 k Ω pour des conceptions à dioxyde d'iridium en zone chevelue [68]. La zone chevelue reste donc le point dur.

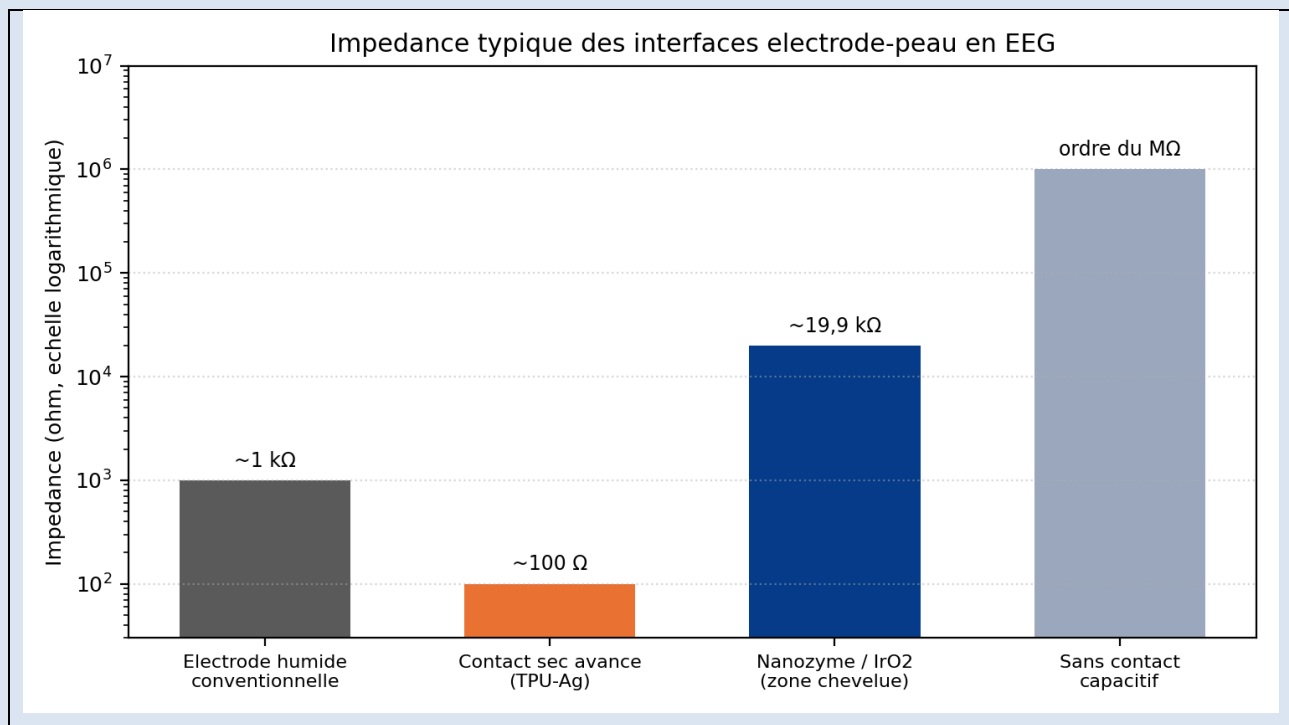


Figure 6 — Impédance typique des interfaces électrode-peau, de l'électrode humide au capacitif. [69] [68].

Le corollaire électronique est connu : une impédance de source élevée n'est acceptable que si l'étage d'entrée est conçu pour elle.

C'est le rôle des électrodes actives, dont la revue d'architecture montre qu'elles conditionnent l'usage des électrodes sèches à haute impédance dans les applications portables [43], et l'objet des comparaisons systématiques d'impédance et de bruit entre électrodes sèches passives et actives, confrontées aux normes IFCN et IEC 80601-2-26 [69].

Les performances rapportées en interface cerveau-machine — reconnaissance d'émotions, détection de fatigue, imagerie motrice, potentiels évoqués visuels stationnaires — sont élevées, mais les auteurs insistent sur le fait qu'elles résultent d'une optimisation conjointe du matériel et des algorithmes [68] : ce sont des performances de système, pas de capteur.

4.2 EEG : élargir la bande passante

Le second mouvement est plus discret mais potentiellement plus profond : enregistrer réellement toute la bande physiologique.

Les amplificateurs couplés en continu (DC) à large dynamique et à haute fréquence d'échantillonnage, associés à une interface électrode-peau stable en continu, rendent le full-band EEG accessible avec du matériel commercial ; ses promoteurs le présentent comme le futur standard pour un large éventail d'applications, en recherche comme en clinique [15].

Cette extension impose cependant une exigence nouvelle de rigueur, déjà rencontrée en section 3.1.3 : plus la bande passante s'élargit vers le bas, plus les générateurs non neuronaux — cutanés, vasculaires, respiratoires — deviennent susceptibles de contaminer le signal [36,37].

Le progrès instrumental déplace ici le problème de l'électronique vers l'interprétation.

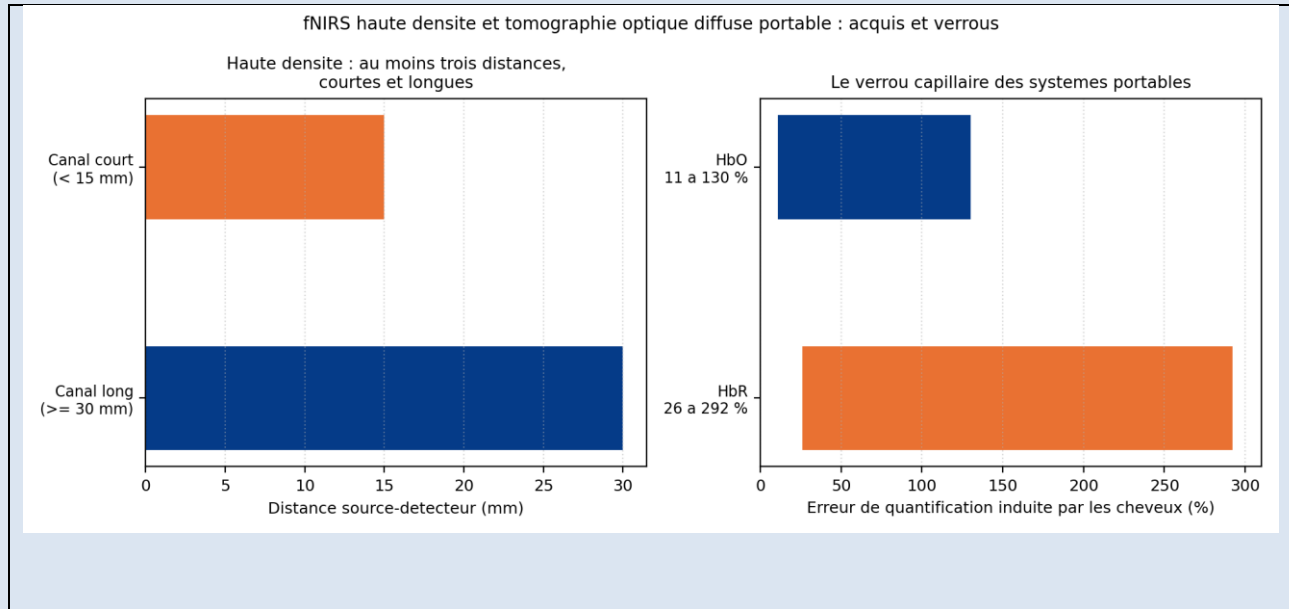
4.3 fNIRS : haute densité, tomographie et portabilité

Du côté optique, la trajectoire est celle de la densification.

La haute densité se définit aujourd'hui par des critères précis : au moins trois distances source-détecteur, comprenant des distances courtes (moins de 15 mm) et longues (au moins 30 mm), un échantillonnage spatialement continu et une densité d'optodes de l'ordre de 0,5 à 2 cm⁻² ou davantage [70].

Les systèmes les plus avancés offrent environ 200 positions de source et 200 positions de détecteur pour couvrir le scalp, et une résolution millimétrique a été démontrée en cartographie du cortex moteur et en rétinotopie.

Côté détection, les photomultiplicateurs silicium surpassent les photodiodes et les photodiodes à avalanche [70].



Les verrous sont, eux aussi, documentés avec précision — et c'est ce qui rend cette feuille de route crédible [70] :

- le champ de vue : un seul système commercial offre aujourd'hui une couverture de la tête entière, et de façon non uniforme ;
- l'alimentation : la consommation des systèmes haute densité limite le fonctionnement sans fil ;
- les cheveux : la densité folliculaire induit des erreurs de quantification de l'ordre de 11 à 130 % sur HbO et de 26 à 292 % sur HbR ;
- la bande passante des données, qui croît de façon superlinéaire avec le nombre d'optodes ;
- l'absence de consensus sur la disposition des casques et le positionnement des optodes entre fabricants.

La feuille de route associée comporte cinq priorités : améliorer l'optoélectronique et faire progresser la NIRS résolue en temps, démocratiser par l'ouverture du matériel et des logiciels, standardiser les formats de données (SNIRF, BIDS, NeuroJSON), s'appuyer sur le calcul en nuage pour le traitement, et développer le retrait d'artefacts par intelligence artificielle ainsi que l'intégration multimodale [70].

Le point sur la NIRS résolue en temps mérite d'être souligné parce qu'il boucle le raisonnement historique de la section 2.5 : le TD reste peu employé parce qu'il est encombrant, volumineux et beaucoup plus coûteux que le CW et le FD, mais il possède un avantage de principe — les données résolues en temps contiennent l'information la plus riche sur les propriétés optiques du milieu [56].

La miniaturisation de la détection mono-photonique à porte temporelle [58] est précisément ce qui pourrait faire basculer ce compromis.

4.4 Standardisation : la condition de tout le reste

Un thème traverse les deux modalités : sans normalisation du pipeline d'analyse et des formats, ni l'accumulation des données ni la comparaison entre études ne produisent de connaissance cumulaire.

Du côté EEG, les recommandations de publication et la liste de contrôle associée visent explicitement ce problème [26,45].

Du côté fNIRS, les bonnes pratiques publiées par la communauté constatent que quarante ans d'expansion et une forte diversification des paradigmes ont engendré des incohérences de restitution, et proposent un cadre couvrant le montage, les canaux courts, le traitement et la restitution [59].

Les formats standardisés figurent explicitement dans la feuille de route de la haute densité [70].

4.5 L'hybride EEG-fNIRS : le point de convergence

Les quatre mouvements précédents convergent vers le même objet.

Un système d'électrodes sèches actives et un montage optique haute densité portable partagent les mêmes contraintes — tenir sur la tête sans préparation, tolérer le mouvement, fonctionner sur batterie, produire des données dans un format standard — et occupent la même surface de scalp.

L'acquisition concurrente devient donc autant une question de conception mécanique et électromagnétique que de traitement du signal [4].

Sur le plan scientifique, l'enjeu est clairement identifié : passer d'une fusion au niveau des traits à une intégration fondée sur un modèle du couplage neurovasculaire doté d'une résolution temporelle suffisante [4].

C'est une question ouverte, et il faut la présenter comme telle à un étudiant : ce qui manque n'est pas d'abord un capteur, c'est un modèle.

Les éléments de ce modèle existent déjà de façon dispersée — description complète des composantes du signal fNIRS [3], mesure conjointe de la physiologie systémique [53], oscillations lentes et autorégulation [51,52], accès optique au métabolisme par le cytochrome-c-oxydase [16] — mais ils n'ont pas encore été assemblés en un cadre unique.

Deux précautions pour conclure cette section.

D'une part, les performances annoncées en classification par les travaux d'interface cerveau-machine ne constituent pas une validation physiologique : un classifieur peut exploiter une composante systémique parfaitement reproductible sans que rien de cérébral n'ait été mesuré — c'est exactement le mécanisme du faux positif décrit en section 3.3.4 [3].

D'autre part, les projections présentées ici comme prospectives (fusion fondée sur un modèle, tomographie optique diffuse portable à couverture complète, EEG sec de qualité clinique en zone chevelue) ne sont pas des résultats acquis : ce sont des objectifs que la littérature identifie comme atteignables, avec les verrous chiffrés rappelés plus haut.

5. Discussion et synthèse critique

5.1 Ce que la mise en perspective des trois temps fait apparaître

Trois constats se dégagent de la lecture chronologique.

Le premier est que les progrès décisifs des deux modalités sont venus de la métrologie, non de la neurophysiologie.

Le galvanomètre à réflexion, l'amplificateur à contre-réaction, la mesure du temps de vol des photons, la détection mono-photonique à porte temporelle : chaque saut de connaissance sur le cerveau a suivi un saut de capacité de mesure [9,10,18,58].

C'est un enseignement en soi pour un étudiant en neurosciences instrumentales.

Le deuxième est que les normalisations sont des décisions historiques, pas des lois de la nature. Le système 10-20 est le fruit d'un compromis de congrès [14] ; la bande passante 0,5-50 Hz est l'héritage de limitations techniques des années 1950 [15].

Les deux ont été extrêmement utiles ; les deux sont révisables, et le sont effectivement.

Le troisième est que chaque modalité a dû apprendre à douter de son propre signal.

L'EEG a découvert que ses glissements lents pouvaient être non neuronaux [37] ; la fNIRS a formalisé ses faux positifs et faux négatifs [3].

Cette maturité critique est peut-être le meilleur indicateur de la solidité d'une technique de mesure.

5.2 Forces et faiblesses du corpus utilisé

Le corpus de cette revue est fortement orienté vers la méthodologie et l'instrumentation, ce qui correspond au périmètre retenu mais constitue aussi un biais : il contient peu de travaux de neurophysiologie fondamentale sur les générateurs, et l'équilibre entre les deux modalités n'est pas parfait — le versant optique y est mieux couvert, en volume et en actualité, que le versant électrique (figure 15).

Cet écart a été partiellement compensé par la réserve d'articles primaires du corpus local et par le complément web, mais il reste perceptible dans la section 3.1, plus courte que la section 3.3.

Une seconde faiblesse tient aux métadonnées.

Plusieurs fichiers du corpus portaient des intitulés trompeurs : une année erronée de quarante ans [20], des articles d'électronique classés comme articles d'EEG [9,10,11], un article expérimental étiqueté comme revue [53].

Toutes ces références ont été rétablies après lecture, mais l'épisode illustre un point de méthode : la fiabilité d'une revue dépend de la lecture effective des sources, pas de leur classement.

5.3 Limites de la revue elle-même

Cette revue n'est pas systématique au sens PRISMA : la sélection procède d'un corpus constitué par un chercheur, complété par une recherche web ciblée, et non d'une stratégie de recherche exhaustive et reproductible.

Le nombre de sources citées se situe dans la fourchette du format « revue complète » retenu, mais leur répartition reflète le corpus de départ plus qu'un échantillonnage représentatif de la littérature.

Enfin, les valeurs chiffrées rapportées proviennent des sources citées et n'ont pas été recalculées. Les fourchettes larges — par exemple l'erreur induite par les cheveux, de 11 à 130 % sur HbO [70] — doivent être lues comme des ordres de grandeur publiés, dépendant du protocole et de la population.

5.4 Cinq messages à retenir

- L'EEG mesure directement l'activité électrique de populations neuronales synchrones ; la fNIRS mesure une conséquence vasculaire et métabolique de cette activité. Cette différence de nature, et non une différence de qualité, fonde leur complémentarité.
- Dans les deux cas, le milieu traversé est le problème principal : conduction volumique pour l'EEG, diffusion des photons et couches superficielles pour la fNIRS.
- Une réponse mesurée n'est pas nécessairement cérébrale. Faux positifs et faux négatifs en fNIRS, glissements DC non neuronaux en EEG : la mesure de la physiologie systémique fait partie du protocole, pas des options.
- Les trois familles d'instruments fNIRS ne sont pas équivalentes : seul le domaine fréquentiel et le domaine temporel donnent des grandeurs absolues, alors que l'onde continue, majoritaire, ne donne que des variations relatives, entachées de l'incertitude sur le DPF.
- La mesure simultanée EEG-fNIRS est acquise, sa fusion ne l'est pas : dans 86 % des études recensées, les deux signaux sont analysés en parallèle. Le verrou est un modèle du couplage neurovasculaire à haute résolution temporelle.

6. Conclusion

Deux techniques nées à un demi-siècle d'intervalle, l'une électrique et l'autre optique, résolvent le même problème : observer le travail du cortex à travers les tissus qui le séparent de nous.

L'EEG y parvient en captant la sommation des potentiels postsynaptiques de populations neuronales alignées, au prix d'une conduction volumique qui brouille la localisation.

La fNIRS y parvient en exploitant une fenêtre spectrale où la lumière traverse les tissus, au prix d'une chaîne causale indirecte qui passe par le couplage neurovasculaire et se laisse contaminer par la physiologie systémique.

La réponse à la question de revue tient en une phrase : ce qui rapproche aujourd'hui les deux modalités n'est pas une convergence technologique fortuite, mais le fait que chacune a atteint la limite de ce qu'elle peut établir seule. L'EEG ne peut pas dire où ; la fNIRS ne peut pas dire quand, ni garantir que ce qu'elle voit vient du cerveau. Les mesurer ensemble est la réponse évidente — et les 92 études recensées montrent que la communauté l'a compris.

Mais les mêmes travaux montrent que la réponse s'arrête là où commence la difficulté réelle : relier quantitativement un signal électrique de la milliseconde à un signal hémodynamique de la seconde suppose un modèle du couplage neurovasculaire dont nous ne disposons pas encore.

Pour l'étudiant, la leçon de méthode dépasse le cas particulier. Une technique de mesure n'est jamais un accès transparent au phénomène : elle est un dispositif physique dont les propriétés — bande passante, sensibilité en profondeur, chemin du signal, sources de bruit — déterminent ce qui sera visible et ce qui restera invisible. Savoir ce qu'un instrument ne mesure pas est aussi important que savoir ce qu'il mesure.

Annexe A — Glossaire des sigles

Sigle	Signification
CCO	Cytochrome-c-oxydase, enzyme terminale de la chaîne respiratoire
CMRR	Common-mode rejection ratio, taux de réjection du mode commun
CW	Continuous wave, onde continue
DC	Direct current, composante continue
DO	Densité optique
DOT	Diffuse optical tomography, tomographie optique diffuse
DPF	Differential pathlength factor, facteur de trajet différentiel
DTOF	Distribution of times of flight, distribution des temps de vol des photons
EEG	Électroencéphalographie
FbEEG	Full-band EEG, EEG à bande complète
FD	Frequency domain, domaine fréquentiel
fNIRS	Functional near-infrared spectroscopy, spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle
HbO ₂	Oxyhémoglobine
HHb / HbR	Désoxyhémoglobine
tHb	Hémoglobine totale
LFO / VLFO	Low / very low frequency oscillations, oscillations lentes et très lentes
MEMS	Micro-electro-mechanical systems, microsystèmes électromécaniques
SCD	Scalp current density, densité de courant de scalp
SNIRF / BIDS	Formats standardisés de données pour la fNIRS et la neuroimagerie
SPA-fNIRS	Systemic-physiology-augmented fNIRS
TD	Time domain, domaine temporel
μ_a / μ_s'	Coefficient d'absorption / coefficient de diffusion réduit

Tableau B1 — Sigles employés dans ce document.

Bibliographie

Références numérotées dans l'ordre d'apparition dans le texte, selon le style Vancouver. Chaque entrée correspond à une source effectivement consultée. Lorsque certains éléments bibliographiques (volume, pagination) n'ont pas pu être vérifiés sur le document consulté, l'entrée est donnée sous forme abrégée ; un titre placé entre crochets signale un intitulé restitué de façon descriptive et non vérifié mot à mot.

1. Rossini PM, Cole J, Paulus W, Ziemann U, Chen R. 1924-2024: First centennial of EEG. Clin Neurophysiol. 2025;170:132-5. doi:10.1016/j.clinph.2024.11.021
2. Jobsis FF. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. Science. 1977;198(4323):1264-7.
3. Tachtsidis I, Scholkmann F. False positives and false negatives in functional near-infrared spectroscopy: issues, challenges, and the way forward. Neurophotonics. 2016;3(3):031405. doi:10.1117/1.NPh.3.3.030401
4. Li R, Yang D, Fang F, Hong KS, Reiss AL, Zhang Y. Concurrent fNIRS and EEG for brain function investigation: a systematic, methodology-focused review. Sensors. 2022;22(15):5865. doi:10.3390/s22155865
5. Smith EJ. Introduction to EEG. EBME & Clinical Engineering Articles [Internet]. 2022.
6. Chance B, Cope M, Gratton E, Ramanujam N, Tromberg B. Phase measurement of light absorption and scatter in human tissue. Rev Sci Instrum. 1998;69(10):3457-81.
7. Pinti P, Scholkmann F, Hamilton A, Burgess P, Tachtsidis I. Current status and issues regarding pre-processing of fNIRS neuroimaging data: an investigation of diverse signal filtering methods within a general linear model framework. Front Hum Neurosci. 2019;12:505.
8. Huppert TJ. Commentary on the statistical properties of noise and its implication on general linear models in functional near-infrared spectroscopy. Neurophotonics. 2016;3(1):010401.
9. Raynaud M. Galvanometres a reflexion. J Phys Theor Appl. 1873;2(1):394-400. doi:10.1051/jphysap:018730020039401
10. Merrill JL Jr. Theory of the negative impedance converter. Bell Syst Tech J. 1951;30:88-109.
11. Larky AI. Negative-impedance converters. IRE Trans Circuit Theory. 1957;4(3):124-31.
12. Brazier MAB. The history of the electrical activity of the brain as a method for localizing sensory function. 1961.
13. Millett D. Hans Berger: from psychic energy to the EEG. Perspect Biol Med. 2001;44(4):522-42. doi:10.1353/pbm.2001.0070
14. Klem GH, Luders HO, Jasper HH, Elger C. The ten-twenty electrode system of the International Federation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl. 1999;52:3-6.
15. Vanhatalo S, Voipio J, Kaila K. Full-band EEG (FbEEG): an emerging standard in electroencephalography. Clin Neurophysiol. 2005;116(1):1-8. doi:10.1016/j.clinph.2004.09.015
16. Bale G, Elwell CE, Tachtsidis I. From Jobsis to the present day: a review of clinical near-infrared spectroscopy measurements of cerebral cytochrome-c-oxidase. J Biomed Opt. 2016;21(9):091307. doi:10.1117/1.JBO.21.9.091307
17. Cope M, Delpy DT. System for long-term measurement of cerebral blood and tissue oxygenation on newborn infants by near infra-red transillumination. Med Biol Eng Comput. 1988;26(3):289-94.
18. Delpy DT, Cope M, van der Zee P, Arridge S, Wray S, Wyatt J. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement. Phys Med Biol. 1988;33(12):1433-42.
19. Arridge SR, Cope M, Delpy DT. The theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis. Phys Med Biol. 1992;37(7):1531-60.

20. Duncan A, Meek JH, Clemence M, Elwell CE, Tyszczuk L, Cope M, Delpy DT. Optical pathlength measurements on adult head, calf and forearm and the head of the newborn infant using phase resolved optical spectroscopy. *Phys Med Biol*. 1995;40(2):295-304.
21. Gibson A, Dehghani H. Diffuse optical imaging. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*. 2009;367(1900):3055-72. doi:10.1098/rsta.2009.0080
22. Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, Zimmermann R, Mata Pavia J, Wolf U, Wolf M. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*. 2014;85:6-27.
23. Boas DA, Culver JP, Stott JJ, Dunn AK. Three dimensional Monte Carlo code for photon migration through complex heterogeneous media including the adult human head. *Opt Express*. 2002.
24. Ferrari M, Mottola L, Quaresima V. Principles, techniques, and limitations of near infrared spectroscopy. *Can J Appl Physiol*. 2004;29(4):463-87.
25. Bunce SC, Izzetoglu M, Izzetoglu K, Onaral B, Pourrezaei K. Functional near-infrared spectroscopy: an emerging neuroimaging modality. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2006. doi:10.1109/MEMB.2006.1657788
26. Keil A, Debener S, Gratton G, Junghofer M, Kappenman ES, Luck SJ, et al. Committee report: publication guidelines and recommendations for studies using electroencephalography and magnetoencephalography. *Psychophysiology*. 2014;51(1):1-21.
27. Teplan M. Fundamentals of EEG measurement. *Meas Sci Rev*. 2002;2(2):1-11.
28. Nayak CS, Anilkumar AC. EEG normal waveforms. Dans : StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL) : StatPearls Publishing ; 2021.
29. Nunez PL, Srinivasan R. Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG. 2e éd. New York : Oxford University Press ; 2006.
30. Bashar MR, Li Y, Wen P. Effects of local tissue conductivity on spherical and realistic head models. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2010.
31. Turovets SI, Poolman P, Salman A, Malony AD, Tucker DM. Conductivity analysis for high-resolution EEG. 2008.
32. Kandadai MA, Raymond JL, Shaw GJ. Comparison of electrical conductivities of various brain phantom gels: developing a 'brain gel model'. 2012.
33. Pernier J, Perrin F, Bertrand O. Scalp current density fields: concept and properties. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1988;69(4):385-9.
34. 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.
35. Greenblatt RE, Pflieger ME, Ossadtchi AE. Connectivity measures applied to human brain electrophysiological data. *J Neurosci Methods*. 2012;207(1):1-16.
36. Kropotov JD. The enigma of infra-slow fluctuations in the human EEG. *Front Hum Neurosci*. 2022;16:928410. doi:10.3389/fnhum.2022.928410
37. Voipio J, Tallgren P, Heinonen E, Vanhatalo S, Kaila K. Millivolt-scale DC shifts in the human scalp EEG: evidence for a nonneuronal generator. *J Neurophysiol*. 2003;89(4):2208-14. doi:10.1152/jn.00915.2002
38. Tatum WO, Feyissa AM, Davis V. Technical aspects of EEG. *MedLink Neurology* ; 2018.
39. Ferree TC, Luu P, Russell GS, Tucker DM. Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. *Clin Neurophysiol*. 2001;112(3):536-44.

40. Tallgren P, Vanhatalo S, Kaila K, Voipio J. Evaluation of commercially available electrodes and gels for recording of slow EEG potentials. *Clin Neurophysiol.* 2005.
41. Metting van Rijn AC, Peper A, Grimbergen CA. High-quality recording of bioelectric events. *Med Biol Eng Comput.* 1990;28:389-97.
42. Yoo SK, Kim JL. A high precision EEG amplifier for computerized EEG analysis. 1995.
43. Xu J, Mitra S, Van Hoof C, Yazicioglu RF, Makinwa KAA. Active electrodes for wearable EEG acquisition: review and electronics design methodology. *IEEE Rev Biomed Eng.* 2017. doi:10.1109/RBME.2017.2656388
44. Tucker DM. Spatial sampling of head electrical fields: the geodesic sensor net. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1993;87(3):154-63.
45. Picton TW, Bentin S, Berg P, Donchin E, Hillyard SA, Johnson R Jr, et al. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology.* 2000;37(2):127-52.
46. Jackson AF, Bolger DJ. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: a review for the rest of us. *Psychophysiology.* 2014.
47. Mansouri C, Kashou NH. New window on optical brain imaging: medical development, simulations and applications. Dans : *Selected topics on optical fiber technology.* Rijeka : InTech ; 2012.
48. Cheong WF, Prael SA, Welch AJ. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J Quantum Electron.* 1990;26(12):2166-85.
49. Bashkatov AN, Genina EA, Tuchin VV. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review. *J Innov Opt Health Sci.* 2011;4(1):9-38.
50. Gagnon L, Cooper RJ, Yucel MA, Perdue KL, Greve DN, Boas DA. Short separation channel location impacts the performance of short channel regression in NIRS. *NeuroImage.* 2012.
51. Obrig H, Neufang M, Wenzel R, Kohl M, Steinbrink J, Einhaupl K, Villringer A. Spontaneous low frequency oscillations of cerebral hemodynamics and metabolism in human adults. *NeuroImage.* 2000.
52. Andersen AV, Simonsen SA, Schytz HW, Iversen HK. Assessing low-frequency oscillations in cerebrovascular diseases and related conditions with near-infrared spectroscopy: a plausible method for evaluating cerebral autoregulation? *Neurophotonics.* 2018;5(3):030901. doi:10.1117/1.NPh.5.3.030901
53. Scholkmann F, Hafner T, Metz AJ, Wolf M, Wolf U. Effect of short-term colored-light exposure on cerebral hemodynamics and oxygenation, and systemic physiological activity. *Neurophotonics.* 2017;4(4):045005. doi:10.1117/1.NPh.4.4.045005
54. Fantini S, Sassaroli A. Frequency-domain techniques for cerebral and functional near-infrared spectroscopy. *Front Neurosci.* 2020;14:300. doi:10.3389/fnins.2020.00300
55. Torricelli A, Contini D, Pifferi A, Caffini M, Re R, Zucchelli L, Spinelli L. Time domain functional NIRS imaging for human brain mapping. *NeuroImage.* 2014;85:28-50.
56. Yamada Y, Suzuki H, Yamashita Y. [Revue de la spectroscopie proche infrarouge résolue en temps et de son imagerie]. *Appl Sci.* 2019.
57. Althobaiti M, Al-Naib I. [Revue de l'instrumentation des systèmes fNIRS : CW, FD et TD]. *Appl Sci.* 2020.
58. Dalla Mora A, Di Sieno L, Re R, Pifferi A, Contini D. Time-gated single-photon detection in time-domain diffuse optics: a review. *Appl Sci.* 2020;10(3):1101.
59. Yucel MA, von Luhmann A, Scholkmann F, Gervain J, Dan I, Ayaz H, et al. Best practices for fNIRS publications. *Neurophotonics.* 2021;8(1):012101.

60. Cooper RJ, Selb J, Gagnon L, Phillip D, Schytz HW, Iversen HK, Ashina M, Boas DA. A systematic comparison of motion artifact correction techniques for functional near-infrared spectroscopy. *Front Neurosci.* 2012;6:147.
61. Tak S, Ye JC. Statistical analysis of fNIRS data: a comprehensive review. *NeuroImage.* 2014;85.
62. Huppert TJ, Diamond SG, Franceschini MA, Boas DA. HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Appl Opt.* 2009;48(10).
63. Tsuzuki D, Dan I. Spatial registration for functional near-infrared spectroscopy: from channel position on the scalp to cortical location in individual and group analyses. *NeuroImage.* 2014;85:92-103.
64. Pinti P, Aichelburg C, Gilbert S, Hamilton A, Hirsch J, Burgess P, Tachtsidis I. A review on the use of wearable functional near-infrared spectroscopy in naturalistic environments. *Jpn Psychol Res.* 2018;60(4):347-73.
65. Pinti P, Tachtsidis I, Hamilton A, Hirsch J, Aichelburg C, Gilbert S, Burgess PW. The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. *Ann N Y Acad Sci.* 2020;1464(1):5-29.
66. Kim HY, Seo K, Jeon HJ, Lee U, Lee H. [Application de la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle à l'étude du cerveau humain et des modèles animaux]. *Mol Cells.* 2017.
67. Quaresima V, Ferrari M. A mini-review on functional near-infrared spectroscopy (fNIRS): where do we stand, and where should we go? *Photonics.* 2019;6(3):87.
68. Zhang et al. Recent advances in portable dry electrode EEG: architecture and applications in brain-computer interfaces. *Sensors.* 2025;25(16):5215. doi:10.3390/s25165215
69. Shad EHT, Molinas M, Ytterdal T. Impedance and noise of passive and active dry EEG electrodes: a review. *IEEE Sens J.* 2020. doi:10.1109/JSEN.2020.3012394
70. Vidal-Rosas EE, von Luhmann A, Pinti P, Cooper RJ. Wearable, high-density fNIRS and diffuse optical tomography technologies: a perspective. *Neurophotonics.* 2023;10(2):023513. doi:10.1117/1.NPh.10.2.023513