

15 minutes pour comprendre la spectroscopie du proche infrarouge (NIRS) en imagerie cérébrale fonctionnelle

N Erhart, E Bannier, I Corouge, I Abaakil, J-C Ferré

▶ **To cite this version:**

N Erhart, E Bannier, I Corouge, I Abaakil, J-C Ferré. 15 minutes pour comprendre la spectroscopie du proche infrarouge (NIRS) en imagerie cérébrale fonctionnelle. Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle, 2023, pp.1-12. 10.1016/j.jidi.2022.07.001 . inserm-03999845

HAL Id: inserm-03999845

https://inserm.hal.science/inserm-03999845

Submitted on 11 Apr 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

TITRE

15 minutes pour comprendre la spectroscopie du proche infrarouge (NIRS) en imagerie cérébrale fonctionnelle.

15 minutes to understand the near-infrared spectroscopy (NIRS) in cerebral functional imaging.

TITRE COURT

15 minutes pour comprendre la spectroscopie du proche infrarouge cérébrale.

15 minutes to understand the cerebral near-infrared spectroscopy.

RÉSUMÉ

Introduction

La spectroscopie du proche infrarouge ou *near-infrared spectroscopy* (NIRS) connaît un développement majeur en particulier dans le domaine de l'imagerie cérébrale fonctionnelle.

Messages principaux

Son principe de fonctionnement repose sur les propriétés d'absorption optique spécifiques de l'oxyhémoglobine et de la désoxyhémoglobine. Des sources émettent un signal lumineux à deux longueurs d'onde prédéfinies au contact du scalp, qui diffusent au sein des premiers millimètres corticaux. Des détecteurs placés à 3 cm des sources captent la lumière ayant traversé le tissu cérébral selon un trajet arciforme. La NIRS permet ainsi de mesurer de façon non invasive les variations de concentration d'oxyhémoglobine et désoxyhémoglobine au niveau cortical au cours du temps.

Le développement technologique des capteurs et détecteurs a permis à la NIRS d'obtenir une résolution temporelle de l'ordre de 10 kHz et une portabilité justifiant son intérêt dans un vaste champ d'applications, allant de la réanimation néonatale au monitoring per chirurgical. De plus, contrairement aux autres méthodes d'imagerie fonctionnelle cérébrale (IRM, EEG, échographie doppler), la NIRS fournit des informations distinctes sur l'oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine, ce qui représente un atout dans le cadre d'études multimodales.

Un traitement du signal est nécessaire pour convertir le signal recueilli en variations de concentration en oxyhémoglobine et désoxyhémoglobine, notamment en raison du fait de son atténuation par la voûte crânienne et de l'intégration des phénomènes hémodynamiques extra-cérébraux. Ce traitement n'est cependant pas consensuel et les résultats de différentes chaînes de traitement sont hétérogènes. Des travaux en cours visent à optimiser et uniformiser ces étapes de traitement pour ainsi permettre une meilleure généralisation de cette modalité.

Conclusion

La portabilité et la résolution temporelle de la NIRS en font une technique de choix en imagerie cérébrale fonctionnelle. L'uniformisation des méthodes de traitement et d'analyse du signal facilitera l'accès et l'utilisation de cette modalité en pratique clinique.

SUMMARY

Introduction

Near-infrared spectroscopy (NIRS) is undergoing major development, particularly in the field of functional brain imaging.

Main messages

Its operating principle is based on the specific optical absorption properties of oxyhaemoglobin and deoxyhaemoglobin. Sources emit a light signal at two predefined wavelengths on contact with the scalp, which diffuses into the first few millimeters of the cortex. Detectors placed 3 cm from the sources capture the light that has passed through and interacted with the brain tissue in an arciform path. NIRS thus makes it possible to measure non-invasively the variations in oxyhaemoglobin and deoxyhaemoglobin concentration at the cortical level over time.

The technological development of sensors and detectors has allowed NIRS to obtain a temporal resolution of the order of 10kHz and a portability justifying its interest in a vast field of applications, ranging from neonatal resuscitation to per-surgical monitoring. Furthermore, unlike other functional brain imaging methods (MRI, EEG, Doppler ultrasound), NIRS provides separate information on oxyhaemoglobin and deoxyhaemoglobin, which is an advantage in multimodal studies.

Signal processing is necessary to convert the signal collected into variations in oxyhaemoglobin and deoxyhaemoglobin concentration, in particular because of its attenuation by the cranial vault and the integration of extra-cerebral haemodynamic

phenomena. However, this treatment is not consensual and the results of different treatment chains are heterogeneous. The work in progress aims to standardize these treatment steps to allow a better generalization of this modality.

Conclusion

The portability and temporal resolution of NIRS make it a technique of choice in functional brain imaging. The standardization of signal processing and analysis methods will thus facilitate access to and use of this modality in clinical practice.

MOTS-CLÉS

Spectroscopie proche infrarouge ; Imagerie fonctionnelle cérébrale ; Multimodalité ; Neuro-imagerie ; Couplage neurovasculaire

KEYWORDS

Near-infrared spectroscopy ; Functional cerebral imaging ; Multimodality ; Neuroimaging ; Neurovascular coupling

Introduction

La spectroscopie du proche infrarouge ou *near-infrared spectroscopy* (NIRS) connaît un développement majeur en particulier dans le domaine de l'imagerie cérébrale fonctionnelle. C'est une méthode d'étude non invasive de l'activité cérébrale, fondée sur les propriétés d'absorption optique spécifiques de l'oxyhémoglobine (oxyHb) et la désoxyhémoglobine (désoxyHb). Cette méthode permet de mettre en évidence leurs variations de concentration au cours du temps [1].

Principe de fonctionnement

Un ensemble de sources et détecteurs (appelés optodes) est positionné directement au contact du scalp (Fig. 1), formant ainsi des canaux (couple source – détecteur) disposés selon les régions cérébrales d'intérêt. Les sources (LED ou laser) émettent un signal lumineux à deux longueurs d'onde prédéfinies entre 700 et 900 nm correspondant aux longueurs d'onde d'absorption spécifiques de la désoxyHb et de l'oxyHb, dans la fenêtre optique du proche infrarouge qui diffuse facilement dans les tissus biologiques (Fig. 2). La lumière traverse les premiers millimètres corticaux et est principalement absorbée par l'hémoglobine, seul chromophore cérébral présent en concentration significative à ces longueurs d'onde [1]. Les détecteurs placés à 3 cm des sources captent la lumière ayant traversé le tissu cérébral selon un trajet arciforme [2].

Le nombre de canaux, directement corrélé à la résolution spatiale, est à adapter en fonction de la question posée et de la région étudiée, pouvant aller de 2 canaux en région frontale pour le monitoring simple de la saturation en oxygène de l'hémoglobine à plus de 100 canaux couvrant l'ensemble du cortex pour l'étude de la connectivité cérébrale [3].

Il existe trois types d'appareil NIRS : à onde continue (*continuous wave*, fortement majoritaire), résolu en temps (*time domain*) ou résolu en fréquence (*frequency domain*) [1].

L’acquisition NIRS peut également être couplée à d’autres modalités ; il existe des bonnets adaptés pour une acquisition simultanée NIRS-EEG (électroencéphalogramme) et des appareils NIRS IRM-compatibles [2].

Le développement de technologies portables, voire sans fil, permet l’utilisation d’appareils portatifs pouvant s’intégrer à l’environnement du sujet (étude en mouvement, étude embarquée au sein de simulateur de vol, etc.).

Acquisition et traitement des données NIRS

Un traitement du signal est nécessaire pour convertir le signal recueilli en variations de concentration en oxyHb et désoxyHb. Pinti et al. ont défini les étapes indispensables dans la procédure de traitement [4] : le schéma expérimental, l’acquisition des données, le prétraitement des données et l’analyse statistique. Devant l’hétérogénéité des traitements décrits dans les études mettant en œuvre la NIRS, se pose la question de la standardisation des méthodes de traitement et d’analyse du signal.

Schéma expérimental

La NIRS peut explorer des activations cérébrales lors de tâches variées : motricité, parole, calcul, activation sensorielle, apnée, où la réponse à un stimulus est comparée au signal durant les phases de repos. Elle peut également s’intéresser uniquement à l’état de repos (*resting state*) : connectivité cérébrale, état de conscience.

Acquisition des données

En fonction de la problématique d’intérêt, il est nécessaire d’adapter les longueurs d’onde, les fréquences d’échantillonnage et le nombre de canaux ainsi que la configuration du placement des optodes à l’aide d’un bonnet de fixation, suivant classiquement le système international 10-20 établi pour l’EEG [3].

La distance entre source et détecteur optimale pour permettre l'étude corticale chez l'adulte est d'environ 3 cm (correspondant à une profondeur d'exploration d'environ 1,5 cm) [4].

Prétraitement des données

Vérification de la qualité des données brutes

Pour s'assurer que les données soient exploitables, on confirme dans un premier temps l'absence d'éventuels artefacts de mouvements et la présence d'oscillations d'origine physiologique, non liées à l'activation neuronale, confirmant un bon contact entre l'optode et le scalp. Pour ces dernières, on peut afficher les données brutes dans le domaine fréquentiel par transformée de Fourier. Dans le cas d'un bon couplage optique entre les optodes et le scalp, on identifie un pic de fréquences correspondant à la fréquence cardiaque (ca. 1 Hz), ainsi que ses harmoniques, la fréquence respiratoire (ca. 0,3 Hz) et les ondes de Mayer (ca. 0,1 Hz). Ces dernières correspondent à des variations cycliques de la pression artérielle dues à la boucle de rétrocontrôle du baroréflexe du système nerveux autonome pour ajuster en permanence les paramètres hémodynamiques [4].

Conversion en concentrations

Les données brutes, initialement recueillies en variations d'intensité, sont ensuite converties en densité optique (variations d'atténuation), puis en variations de concentration d'oxyHb et désoxyHb en utilisant la loi de Beer-Lambert modifiée ajoutant un paramètre de perte d'intensité lumineuse dépendant de la diffusion du fait du milieu non homogène que constituent les tissus biologiques [4].

Correction des artefacts moteur et débruitage par utilisation de filtres

Il est recommandé d'utiliser une méthode de détection et correction des artefacts cinétiques, adaptée à la problématique et à la qualité des données enregistrées.

Pinti et al. ont analysé les différentes techniques de débruitage par utilisation de filtre [4]. Il en ressort que l'utilisation d'un filtre passe-bande est plus performante et que le choix des seuils du filtre doit tenir compte du paradigme étudié. En effet, il faut éviter un chevauchement entre les fréquences que l'on cherche à étudier et des phénomènes physiologiques comme la fréquence cardiaque ou les ondes de Mayer. Le seuil inférieur conseillé est de 0,01 Hz et le seuil supérieur correspond aux ondes de Mayer, soit environ 0,09 Hz [4].

Analyse des données

Pour analyser les données NIRS et mettre en évidence la réponse étudiée, il n'existe pas de consensus :

- d'un côté, l'approche univariée, dont la méthode la plus fréquente, appelée *block averaging*, consiste à moyenner les différentes réponses obtenues à chaque stimulation [2] ;
- à l'opposé, les modèles multivariés permettant une prise en compte des facteurs confondants. Ils sont principalement représentés par le modèle linéaire généralisé (ou *general linear model* – GLM) qui analyse les séries temporelles entières (périodes de repos comprises) [4].

La représentation des résultats NIRS n'est pas uniformisée. Les données peuvent être exprimées sous forme de statistiques, de *block average* ou de cartes topographiques (Fig. 3) [2].

Exemples d'applications pratiques possibles

Du fait de son accessibilité, de son caractère non invasif et non irradiant, la NIRS cérébrale présente un intérêt dans un vaste champ d'applications. Initialement du domaine de la recherche fondamentale, la NIRS est au centre depuis quelques années de nombreux

projets de recherche clinique mais n’a pas encore d'application clinique validée. Elle pourrait intervenir dans le diagnostic, le pronostic et le suivi de certaines pathologies [5].

Dans la population pédiatrique, l’utilisation de la NIRS permettrait de mieux comprendre le neurodéveloppement dans un contexte de recherche fondamentale ou de pathologies, notamment dans le cadre de déficit de l’attention avec hyperactivité ou de l’autisme [5]. La NIRS apparaît également comme un outil possible de dépistage des lésions neurologiques en réanimation néonatale, notamment dans le cas des asphyxies néonatales, et permettrait d’adapter les thérapeutiques à visée neuroprotectrice [5].

La NIRS pourrait également permettre de monitorer et détecter l’ischémie cérébrale pendant les chirurgies sous anesthésie générale (par exemple en cours de chirurgie cardiaque ou carotidienne) de façon à adapter les thérapeutiques et à contrôler les facteurs de risque de lésions neurologiques [5].

En psychiatrie, les études chez les patients atteints de schizophrénie ont mis en évidence des modifications anormales de concentration de désoxyHb au niveau du cortex préfrontal gauche [5]. La NIRS permettrait aussi de distinguer les patients souffrant d’épisode dépressif caractérisé, de troubles bipolaires et de schizophrénie [5].

Conclusion

La NIRS apparaît comme une technique prometteuse permettant d’obtenir simultanément des informations sur les concentrations d’oxyHb et de désoxyHb, disposant d’une bonne portabilité, d’une bonne résolution temporelle et d’une compatibilité avec les autres appareils électromagnétiques faisant d’elle une technique adaptée à l’imagerie multimodale.

Parmi ses limites, on retient une analyse de l’activité cérébrale uniquement corticale, une résolution spatiale restreinte et une couverture spatiale dépendante du nombre de canaux. Un travail sur les étapes de traitement du signal NIRS et les différents outils existants est nécessaire pour assurer la reproductibilité des analyses.

Points essentiels

- La NIRS est une technique d'exploration fonctionnelle cérébrale non invasive.
- Elle est portative et bénéficie d'une bonne résolution temporelle.
- Le traitement du signal reste complexe avec un manque actuel de standardisation.
- Son intérêt clinique sera certainement grandissant dans les décennies à venir.

FINANCEMENT - LIENS D'INTÉRÊTS

Ce travail est issu d'un travail de recherche financé par la Bourse de Recherche Alain Rahmouni de la Société Française de Radiologie. Les auteurs déclarent ne pas avoir de lien d'intérêts.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[1] Pinti P, Tachtsidis I, Hamilton A, Hirsch J, Aichelburg C, Gilbert S, et al. The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. Ann N Y Acad Sci 2020;1464:5–29. https://doi.org/10.1111/nyas.13948.

[2] Scholkmann F, Kleiser S, Metz AJ, Zimmermann R, Mata Pavia J, Wolf U, et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. NeuroImage 2014;85:6–27. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004.

[3] Yücel MA, Selb JJ, Huppert TJ, Franceschini MA, Boas DA. Functional Near Infrared Spectroscopy: Enabling routine functional brain imaging. Curr Opin Biomed Eng 2017;4:78–86. https://doi.org/10.1016/j.cobme.2017.09.011.

[4] 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. https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00505.

[5] Boas DA, Elwell CE, Ferrari M, Taga G. Twenty years of functional near-infrared spectroscopy: introduction for the special issue. NeuroImage 2014;85:1–5.

https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.11.033.

LÉGENDES DES FIGURES

Figure 1 : Schéma de fonctionnement de la NIRS avec deux sources et deux détecteurs. Le signal lumineux diffuse de façon arciforme entre une source et un détecteur. Remerciements NIRX.

Figure 2 : Courbe d'absorption du signal lumineux en fonction de la longueur d'onde au sein de la fenêtre optique. H_2O : eau ; HHb : désoxyhémoglobine ; O_2Hb : oxyhémoglobine. Remerciements NIRX.

Figure 3 : Exemple de cartographie NIRS. a : illustration de la disposition des électrodes sur le scalp, vue supérieure, centrée sur le cortex sensitivomoteur bilatéral. b : cartes d'activation obtenues par stimulation motrice de la main droite. HHb : désoxyhémoglobine ; O_2Hb : oxyhémoglobine.