



**HAL**  
open science

# Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour contribuer à la communication de patients atteints d'une sclérose latérale amyotrophique

Camille Thillier, Elena Parsy, Lorraine Charles, Pierre-Baptiste Mathieu De Carvalho, Laurent Bougrain, Lorraine Raquel Lindquist

## ► To cite this version:

Camille Thillier, Elena Parsy, Lorraine Charles, Pierre-Baptiste Mathieu De Carvalho, Laurent Bougrain, et al.. Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour contribuer à la communication de patients atteints d'une sclérose latérale amyotrophique. Loria; IDMC (Univeristé de Lorraine). 2024. hal-04521816

**HAL Id: hal-04521816**

**<https://hal.science/hal-04521816v1>**

Submitted on 26 Mar 2024

**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.



INSTITUT DES SCIENCES DU DIGITAL : MANAGEMENT ET COGNITION - NANCY

MASTER 1 SCIENCES COGNITIVES, 2023 - 2024

---

# Conception d'une interface cerveau-ordinateur pour contribuer à la communication de patients atteints d'une sclérose latérale amyotrophique

---

*Étudiants :*

Camille THILLIER

Elena PARSY

Lorraine CHARLES

Pierre-Baptiste MATHIEU DE CARVALHO

*Encadrants :*

Laurent BOUGRAIN, univ. de

Lorraine

Raquel LINDQUIST, univ. Fédérale

do Rio Grande do Norte

*Rapport réalisé dans le cadre du Projet Tutoré*

## **Décharge de responsabilités**

L'Université de Lorraine n'entend donner ni approbation, ni improbation aux opinions émises dans ce rapport, ces opinions devant être considérées comme propres à leurs auteurs.

# Sommaire

<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 La sclérose latérale amyotrophique</b>	<b>2</b>
1.1 Présentation . . . . .	2
1.2 Causes et symptomatologie . . . . .	2
1.3 Traitements . . . . .	3
1.4 Qualité de vie . . . . .	3
<b>2 Les interfaces cerveau-machine</b>	<b>3</b>
2.1 Présentation . . . . .	3
2.1.1 Définition . . . . .	3
2.1.2 Historique . . . . .	4
2.1.3 Évolution . . . . .	5
2.1.4 Éthique . . . . .	5
2.2 Taxonomie des ICM . . . . .	6
2.2.1 Les ICM invasives . . . . .	6
2.2.2 Les ICM non invasives . . . . .	7
2.3 ICM Via EEG . . . . .	8
2.3.1 Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP) . . . . .	8
2.3.2 P3000 . . . . .	9
2.3.3 Imagerie motrice (Motor imagery) . . . . .	10
2.3.4 Une solution hybride . . . . .	10
<b>3 Utilisation des ICM chez les patients SLA</b>	<b>11</b>
3.1 Les solutions ICM invasives . . . . .	12
3.2 Les solutions ICM non-invasives . . . . .	13
3.2.1 Exploitation des potentiels corticaux lents . . . . .	13
3.2.2 Paradigme de l'imagerie motrice . . . . .	14
Le rythme sensorimoteur : . . . . .	14
L'imagerie cinématique du corps . . . . .	14
3.2.3 Paradigmes visuels P300 . . . . .	15
3.2.4 Exploitation des potentiels évoqués à l'état stable (SSVEP) . . . . .	15

3.2.5	Utilisation de plusieurs approches : les systèmes ICM hybrides . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Solution envisageable pour notre dispositif</b>	<b>17</b>
4.1	Cahier des charges . . . . .	17
4.2	Suivi oculaire . . . . .	17
4.3	Combiner l'EEG et le suivi oculaire . . . . .	18
4.4	Évaluation . . . . .	19

## Introduction

Ce dossier a été rédigé par Camille Thillier, Lorraine Charles, Elena Parsy et Pierre-Baptiste Mathieu de Carvalho étudiants en première année du master en sciences cognitives à l'IDMC. Il s'inscrit dans une démarche de projet tutoré encadré par le docteur Laurent Bougrain et la doctoresse Raquel Lindquist. Laurent Bougrain est responsable de l'équipe de recherche NeuroRhythms au Loria et maître de conférences en informatique à l'université de Lorraine. Ses travaux portent sur l'intelligence artificielle, les interfaces cerveau-machine et l'apprentissage automatique. Raquel Lindquist est professeure au département de physiothérapie du laboratoire d'intervention et d'analyse du mouvement de l'Université Fédérale do Rio Grande do Norte au Brésil. Elle travaille actuellement avec des personnes atteintes de sclérose latérale amyotrophique (SLA). Leur collaboration vise au développement d'une interface cerveau-machine qui viendrait en aide aux malades atteints de SLA.

Ce projet tutoré se décompose en deux étapes : une première phase préliminaire de recherche bibliographique qui va servir à la conception d'un dispositif et sa mise en place dans un deuxième temps . Les étudiants sont accompagnés par les enseignants tout au long du projet. Ils ont eu la chance de pouvoir choisir l'orientation prise par le projet, et ont décidé de travailler à faciliter la communication des individus atteints de SLA.

La SLA est une maladie neurodégénératrice qui prive les personnes atteintes du contrôle de leurs muscles. A un certain stade d'avancement de la maladie, les individus ne peuvent plus parler ou faire des signes pour se faire comprendre. Les solutions les plus utilisées actuellement sont des systèmes d'écritures, dits *spellers*, qui reposent sur le mouvement des yeux du patient pour choisir une lettre. Ces dispositifs ont des limites, leur utilisation demande un effort certain et les malades les plus graves ne peuvent même plus bouger leurs yeux. L'incapacité de ces patients à communiquer entraîne une sévère détérioration de leur qualité de vie. En s'attachant à trouver un dispositif qui permettrait aux patients de conserver leur capacité à communiquer, les étudiants participent à l'amélioration de leur quotidien.

La partie recherche bibliographique du projet a pour objectif de permettre aux étudiants de se familiariser avec la maladie, les différentes technologies qu'utilisent les interfaces cerveau-machine existantes et leurs avantages et limites. Ce dossier en est l'aboutissement et concentre des connaissances qui serviront de base pour développer le projet.

# 1 La sclérose latérale amyotrophique

## 1.1 Présentation

La sclérose latérale amyotrophique (SLA), aussi appelée maladie de Charcot, du nom de l'homme qui l'a originellement décrit, ou encore maladie de Lou Gehrig un célèbre joueur de baseball atteint de la maladie, est une maladie neuro-dégénérative impliquant les neurones moteurs. La dégénérescence concerne à la fois le système nerveux central et périphérique, c'est-à-dire les motoneurons reliant le cortex au tronc cérébral ou à la moelle spinale (motoneurons supérieurs) ainsi que ceux projetant de la moelle spinale aux muscles (motoneurons inférieurs) [Hardiman et al., 2017]. Cette maladie est rare. En effet, elle a une incidence comprise entre 0.6 et 3.8 cas pour 100 000 personnes [Longinetti and Fang, 2019] ainsi qu'une prévalence située entre 3.84 et 12 cas pour 100 000 personnes [Berry et al., 2023, Longinetti and Fang, 2019, Masrori and Damme, 2020, Nicoletti et al., 2023].

## 1.2 Causes et symptomatologie

Concernant les symptômes, ils varient selon plusieurs critères. Tout d'abord, ils varient selon le type de SLA. Deux formes principales sont différenciées : bulbaire et spinale. La majorité des patients sont atteints de SLA spinale dont le premier symptôme est une faiblesse musculaire au niveau des membres. La SLA bulbaire est quant à elle caractérisée par la dysarthrie, difficulté à articuler, et la dysphagie, difficulté à déglutir [Hardiman et al., 2017, Longinetti and Fang, 2019, Masrori and Damme, 2020, Swinnen and Robberecht, 2014]. Les symptômes sont également fonction des neurones affectés. En effet, la détérioration des motoneurons supérieurs entraîne de l'hypertonie (augmentation du tonus musculaire), un ralentissement des mouvements et de l'hyperreflexie alors que la dégradation des motoneurons inférieurs entraîne une faiblesse musculaire, une diminution du tonus musculaire, de l'atrophie et des fasciculations (contractions musculaires) [Masrori and Damme, 2020, Swinnen and Robberecht, 2014]. Enfin, des symptômes affectant l'humeur, dit pseudo-bulbaires, comme des pleurs ou des rires incontrôlables peuvent être retrouvés chez ces patients [Swinnen and Robberecht, 2014, Hardiman et al., 2017].

Les causes de la SLA restent encore méconnues aujourd'hui. Néanmoins, deux catégories de SLA liées à leur cause ont été identifiées : la forme familiale (SLAf), dans laquelle plusieurs membres d'une même famille sont atteints, et la forme sporadique (SLAs). La génétique joue un rôle important dans le développement de cette maladie. En effet, dans le cas de la SLAs, représentant 90% des patients, l'héritabilité se situerait entre 30 et 60%, c'est-à-dire que la maladie serait due, à hauteur de 30 à 60%, à des causes génétiques [Masrori and Damme, 2020]. De plus, plusieurs dizaines de gènes ont été identifiés comme facteurs

de risque [Hardiman et al., 2017]. L'âge et le sexe sont également des facteurs de risques. Effectivement, le rapport hommes / femmes se situe entre 1 et 2 et une plus grande incidence et prévalence (1.5 fois celles des femmes) est observée chez les hommes [Longinetti and Fang, 2019, Berry et al., 2023]. De plus, l'âge moyen au début des symptômes est compris entre 51 et 66 ans [Longinetti and Fang, 2019].

### **1.3 Traitements**

La SLA est incurable et progresse rapidement. En effet, la survie des patients est estimée à 3 ans après les premiers symptômes [Masrori and Damme, 2020] et 23 mois après le diagnostic [Berry et al., 2023]. Seulement 10% des patients ont une forme longue de SLA de 10 ans ou plus selon [Longinetti and Fang, 2019]. Actuellement, seuls deux traitements, le rilozole et l'edaravone, sont prescrits mais leurs mécanismes d'action ne sont pas encore compris. Le rilozole ciblerait la neurotransmission alors que l'edaravone serait un agent anti-oxydant [Hardiman et al., 2017]. En dehors de ces deux médicaments visant la maladie elle-même, chaque symptôme est traité spécifiquement de manière pharmacologique ou non.

### **1.4 Qualité de vie**

Un des symptômes les plus handicapants est la difficulté de communication qu'ont les patients dû à la dysarthrie ainsi qu'à la perte progressive de mouvement. Pour pallier ce problème, différentes solutions sont envisagées, des techniques traditionnelles aux nouveautés technologiques. L'orthophonie permet d'améliorer la situation mais son impact sur la qualité de vie reste moindre comparé à celui des appareils de communication lorsque la dysarthrie est avancée [Tzeplaeff et al., 2023]. Il est donc important de continuer le développement de ces appareils, tels que les interfaces cerveau-ordinateur, afin de faciliter les patients dans leurs activités quotidiennes.

## **2 Les interfaces cerveau-machine**

### **2.1 Présentation**

#### **2.1.1 Définition**

Une interface cerveau-machine est un système liant un cerveau à un dispositif externe, un ordinateur ou une prothèse par exemple, par voie neuronale plutôt que par voie nerveuse. Le fonctionnement primaire de l'ICM est de traduire les signaux cérébraux en commandes compréhensibles par la machine.



Pour cela, la première étape est la mesure de l'activité cérébrale grâce à différentes sortes de capteurs. Ensuite l'interface comprend un système d'acquisition et de récupération de ces signaux. La deuxième étape consiste donc à prétraiter ces signaux, encore à l'état brut (élimination de bruits, amélioration de la qualité). Les caractéristiques importantes de ces signaux traités sont par la suite extraites afin d'identifier des modèles ou des marqueurs spécifiques associés aux intentions de l'utilisateur. Grâce à un modèle de classification, les caractéristiques obtenues sont traduites en commandes spécifiques (par exemple déplacer une prothèse, sélectionner une lettre) permettant de générer une action relative aux objectifs de l'ICM sur le dispositif externe. Enfin, la dernière étape est le retour à l'utilisateur. Sous une forme tactile, visuelle ou encore auditive, le retour permet d'informer l'utilisateur du résultat de l'exécution de sa commande. Cela permet d'évaluer la performance de l'ICM, et donc de l'ajuster si nécessaire.

Les domaines concernés par les ICM sont nombreux, allant des jeux vidéo à la communication. Nous traiterons ici d'applications médicales. D'après l'article de [Zhuang et al., 2020], l'ICM est devenu un traitement alternatif de rééducation motrice et cognitive, utile dans des cas de maladies avec des déficiences motrices, des lésions de la moelle épinière, mais également pour des troubles tels que le trouble déficitaire de l'attention avec ou sans hyperactivité (ADHD), ou encore la réhabilitation après un accident cardiovasculaire (AVC).

### **2.1.2 Historique**

La conception des ICM remonte à plusieurs décennies, avec des premières expérimentations dans les années 1970, sur des singes [Fetz, 1969]. Ces premiers essais ont été limités par des technologies encore trop peu développées, et une compréhension des mécanismes cérébraux moins fine qu'à l'heure actuelle. Ces expériences ont montré que la pensée seule pouvait modifier les réponses d'un équipement de biofeedback.

Les années 1990 ont été marquées par des avancées significatives [Vidal, 2003], avec Phillip Kennedy fabriquant la première interface cerveau-ordinateur intracorticale en implantant des électrodes dans le cerveau d'un singe. Miguel Nicolelis a joué un rôle crucial dans l'évolution des ICM, promouvant l'utilisation massive d'électrodes pour obtenir un signal complet. Ses expériences ont abouti à la création d'ICM capables de décoder et reproduire des mouvements chez le rat. Les années 2000 marquent le début des ICM basées sur le décodage de l'activité neuronale, ouvrant la voie à des applications telles que le suivi visuel sur un écran d'ordinateur et le contrôle de mouvements dans des mondes virtuels.

### 2.1.3 Évolution

Les ICM présentent des progrès significatifs au fil du temps, en s'adaptant aux divers défis de notre époque. De nos jours, l'intérêt pour des interfaces utilisateurs intuitives et autonomes est croissant. Par exemple, les casques de réalité augmentée (AR) représentent une avancée majeure appréciée. Sa portabilité combinée à son attractivité sont d'importants avantages, permettant d'étendre les applications des ICM au-delà des laboratoires de recherche [Angrisani et al., 2023].

Toujours dans le domaine de la forme du retour de l'interface à l'utilisateur, des premiers progrès ont été réalisés concernant les interfaces utilisateur graphiques. Leur pertinence dans le développement des ICM est cruciale, car elle permet de simplifier les interactions homme-machine de manière significative [Rezeika et al., 2018].

Parallèlement, les progrès révolutionnaires dans les neuro-capteurs, les cartes électroniques miniatures et les techniques d'apprentissage automatique ouvrent la voie à des ICM plus sophistiqués, moins invasives, et plus accessibles au public [Saha et al., 2021], avec des implications notables pour les personnes atteintes de troubles neuromusculaires graves [Wolpaw et al., 2002]

En ce qui concerne les troubles de la communication, les ICM comme le P300-Spellers [Donchin et al., 2000], émergent comme des solutions prometteuses. L'ajout de modèles de langage vise à accroître la précision et à réduire le temps de formation nécessaire pour les utilisateurs [Maslova et al., 2023].

L'avenir de la technologie BCI dépendra en grande partie de la prise en compte de l'étude des facteurs neurologiques (fatigue, stress, émotions particulières) et des causes psychophysiologiques (manque de motivation ou d'attention) qui influencent les performances, de la conception de capteurs moins invasifs, mais tout aussi fiable et à des prix abordables et enfin de la résolution des questions légitimes d'éthique [Saha et al., 2021].

### 2.1.4 Éthique

La recherche sur les ICM soulève d'importantes préoccupations éthiques, juridiques, et sociales, abordant des domaines tels que la personnalité, la stigmatisation, l'autonomie, la vie privée, l'éthique de la recherche, la sécurité, la responsabilité, et la justice. Bien que ces questions aient été largement répertoriées, peu de recommandations concrètes ont été formulées. En anticipant l'avenir, les chercheurs spécialisés dans l'éthique des ICM ont une opportunité encore inexploitée d'aborder de manière plus approfondie les défis de cette technologie, en parallèle à des enquêtes empiriques [Burwell et al., 2017].

## 2.2 Taxonomie des ICM

Une distinction peut être faite entre les ICM invasives et les ICM non invasives. Cette distinction s'effectue en fonction de la manière dont les signaux cérébraux sont collectés.

### 2.2.1 Les ICM invasives

Les ICM dites invasives impliquent une opération chirurgicale pour placer des électrodes sous la boîte crânienne, mais offrent une meilleure qualité de signaux et limitent les bruits [Saha et al., 2021]. Nous nous sommes interrogés sur l'applicabilité de tels dispositifs pour une ICM que les patients utiliseraient au quotidien. L'électrocorticographie (ECoG) est une méthode invasive de collection de signaux cérébraux à partir d'électrodes placées sur le cortex. Dans le cas les plus avancés de SLA, avec un état d'enfermement partiel ou complet (locked-in syndrome (LIS) ou complète locked-in syndrome (CLIS)), les patients ne sont plus en mesure d'utiliser les systèmes non invasifs d'eye-tracking. Si les muscles oculaires sont les muscles touchés en dernier par l'avancée de la SLA, les patients en CLIS ne peuvent plus mouvoir leurs yeux, voire les ouvrir pour les cas les plus graves. Pour prendre en charge ces patients, les ICM doivent s'appuyer sur des stimuli auditifs et proprioceptifs [Murguialday et al., 2011].

Une expérience a été effectuée sur un patient atteint de SLA en état d'enfermement complet [Chaudhary et al., 2022]. Deux réseaux de 64 microélectrodes intracorticales ont été implantés dans le cortex moteur supplémentaire et primaire du patient dans l'optique d'un neurofeedback par guidage auditif. Le neurofeedback est défini par Jennifer Soupiron qui est une psychologue clinicienne qui pratique le neurofeedback comme "une méthode d'entraînement de l'activité cérébrale qui vise à modifier le fonctionnement du cerveau grâce aux mécanismes de neuroplasticité. L'idée est de permettre à notre cerveau, grâce à des exercices ciblés, de pouvoir consciemment intervenir par un apprentissage sur des mécanismes qui sont en réalité inconscients". Le patient qui ne pouvait plus communiquer car ses yeux étaient fermés a pu, grâce à ce système, formuler des phrases. Dans l'article de [Vansteensel et al., 2016], les électrodes de l'ECoG ont aussi été positionnées au niveau du cortex moteur. Les électrodes subdurales utilisées dans ce système sont complétées par un transmetteur sous cutané placé à gauche du thorax. Les auteurs de ce papier insistent bien sur le fait que, pour un usage quotidien, une ICM se doit d'être fiable et d'offrir un maximum d'autonomie et de confort à son utilisateur. Le système testé lors de cette expérience a permis à la patiente d'être relativement autonome (une aide lui a seulement été fournie pour replacer correctement les éléments du dispositif) et de taper à une vitesse de deux caractères à la minute sans que cela ne représente un effort trop important, un progrès par rapport au système d'eye-tracking qu'elle utilisait en parallèle. La stabilité du signal obtenu

par des enregistrements ECoG donne bon espoir que les ICM de ce type soient utilisées quotidiennement par les patients SLA [Luo et al., 2023]. Le patient s'est vu équipé de capteurs ECoG haute densité à 64 canaux dans les zones corticales motrices et somatosensorielles du cerveau pour faire fonctionner une application avec six commandes verbales intuitives. Sur les 128 électrodes, seulement 4 ne permettaient pas d'obtenir des signaux de bonne qualité. Ils ont constaté la précision du modèle (précision médiane avec laquelle les commandes ont été détectées et décodées correctement est de 90,59 pourcents), et ce, sur plusieurs mois, trois au total, sans besoin de réentraînement ni recalibrage.

### 2.2.2 Les ICM non invasives

Les méthodes non invasives sont nombreuses. On retient : la Spectroscopie proche de l'infrarouge (SPIR) est une méthode d'imagerie cérébrale qui mesure l'absorbance de la lumière par l'oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine contenus dans les vaisseaux sanguins pour oxygéner les neurones, ce qui fournit une mesure indirecte de l'activité cérébrale, en particulier dans le cortex frontal [Lionakis et al., 2023]; La magnétoencéphalographie (MEG) est, d'après le dictionnaire médical de l'Académie de médecine, une technique de mesure des champs magnétiques induits par l'activité électrique des neurones du cerveau; L'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf) est, d'après le dictionnaire médical de l'Académie de médecine, l'application à l'imagerie du phénomène de résonance magnétique nucléaire des protons; L'électroencéphalographie (EEG) est, selon le dictionnaire médical de l'Académie de médecine, l'enregistrement graphique, à l'aide d'électrodes placées sur le cuir chevelu, des activités électriques du cerveau.

L'EEG est la méthode la plus utilisée dans le cadre des ICM car commode, non invasive et moins chère que d'autres méthodes peuvent l'être. Nous avons décidé d'orienter notre projet vers ce type d'ICM pour toutes ces raisons. Nous avons cependant conscience des inconvénients de cette technique que l'on retrouve listés dans [Lionakis et al., 2023], à savoir un faible rapport signal/bruit, une faible résolution spatiale et une variabilité de la qualité du signal due à des artefacts.

Il y a plusieurs critères qui permettent de distinguer des types d'ICM via EEG [Lionakis et al., 2023]. On parle d'ICM actives, réactives ou passives en fonction du degré d'activité fourni par l'utilisateur. Dans les ICM actives, le patient contrôle le dispositif par une activité cérébrale consciente. Le patient qui a subi un accident cardio-vasculaire fait l'action mentale de vouloir lever son bras, le système EEG détecte les signaux de cette tentative et le bras mécanique bouge en conséquence. L'action du bras mécanique est dans ce cas-là bien initiée par l'activité cérébrale du patient [Baniqued et al., 2021]. Dans les des ICM réactives basées par exemple sur des potentiels évoqués auditifs et visuels, le sujet réagit à un stimulus, et son choix conditionne la prochaine action de la machine. Exactement ce que décrit l'article [Chaudhary et al., 2022]

où le patient réagit à un PEA. Enfin, dans les ICM passives, l'état cognitif et émotionnel de l'utilisateur est contrôlé en continu et la machine s'y adapte. On peut aussi catégoriser les ICM en termes d'endogénéité et d'exogénéité. Les ICM exogènes impliquent une stimulation extérieure. L'activité neuronale relevée est variable en fonction des modalités des stimuli, leur intensité et la vitesse à laquelle ils se présentent. C'est le cas des potentiels évoqués auditifs et visuels. Au contraire, les ICM endogènes ne se basent pas sur des stimuli externes. Enfin, on distingue les ICM synchrones et asynchrones. Dans le cadre des ICM synchrones, le patient répond à un stimulus externe, tandis que pour les interfaces asynchrones, il peut effectuer la tâche quand il le souhaite. La détection se fait donc en continu pour les interfaces asynchrones, mais seulement à partir du stimulus pour les interfaces synchrones.

## **2.3 ICM Via EEG**

Nous avons centré nos recherches sur des ICM dites réactives, soient des potentiels évoqués auditifs (PEA), d'erreur, cognitifs (type P300) et visuels (PEV), ou bien actives comme l'imagerie motrice (IM). Les ICM à potentiels évoqués sont des interfaces synchrones puisque l'utilisateur répond à un stimulus sensoriel (auditif pour les PEA et visuel pour les PEV) ou psychologique. Un potentiel d'erreur correspond à une erreur du patient ou de la machine. Le cas de figure le plus courant est lorsque la volonté de l'utilisateur est contrariée par l'action de la machine. Ces potentiels permettent un retour sur la fiabilité de l'interface et jouent donc un rôle important dans le développement des ICM.

Les systèmes d'écritures, dits spellers, les plus utilisés aujourd'hui sont ceux qui reposent sur le P300, les Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP) et l'IM.

### **2.3.1 Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP)**

Les ICM basées sur les SSVEP mesurées à partir de l'EEG de surface est une approche (non-invasive) innovante dans le domaine des neurotechnologies. Cette méthode exploite les réponses électrophysiologiques du cerveau générées en réponse à des stimuli visuels scintillants à des fréquences spécifiques. Les SSVEP offrent une méthode pour décoder les intentions cognitives de l'utilisateur, permettant ainsi un contrôle précis du dispositif externe. En ce qui concerne son fonctionnement, l'ICM basée sur les SSVEP repose sur le principe que le cerveau génère des réponses électrophysiologiques spécifiques lorsqu'il est exposé à des stimuli visuels clignotants. Ces stimuli, généralement présentés sous la forme de lumières clignotantes à différentes fréquences, induisent des oscillations cérébrales synchronisées, appelées SSVEP. Ces fréquences de décharge de neurones sont capturées par l'EEG, permettant une détection précise de la sélection de l'utilisateur. Une première application serait la communication augmentée : les ICM basées sur les SSVEP

permettent à des individus, tels que ceux atteints de paralysie, de sélectionner des lettres ou des mots sur un écran, facilitant la communication. L'article de [Maslova et al., 2023] explique que les utilisateurs ont pu épeler des mots en sélectionnant des lettres sur un écran d'ordinateur en utilisant leur activité cérébrale grâce à une ICM. L'étude de [Lin et al., 2014] présente un système ICM basé sur les SSVEP qui permet aux patients atteints d'ALS d'envoyer des SMS. En utilisant un téléphone portable pour éviter l'usage de modules supplémentaires et avec un faible nombre d'électrodes. Cette solution se distingue par son coût abordable. Une deuxième approche serait le contrôle hybride : dans l'étude menée par [Chai et al., 2017], diverses tâches mentales, telles que l'arithmétique mentale, la rotation de figures mentales, la composition de lettres mentales, le comptage visuel mental, et la concentration sur des LED clignotantes à différentes fréquences (6, 13 et 16 Hz) pour le SSVEP, ont été examinées. Leur système, composé d'un capteur EEG sans fil monté sur la tête, fonctionnant sur batterie, et d'un système embarqué distinct pour le traitement des signaux, se distingue par sa portabilité et son coût économique.

### 2.3.2 P3000

Le P300 Speller repose sur la détection du potentiel évoqué P300, une onde cérébrale positive qui se manifeste environ 300 millisecondes après la présentation d'un stimulus inhabituel et attendu. Dans le contexte du P300 Speller, ce stimulus est souvent représenté par une matrice de lettres ou de symboles présentée à l'utilisateur sur un écran. L'utilisateur fixe son regard sur la lettre ou le symbole qu'il souhaite sélectionner, et le système détecte la réponse P300 correspondante générée par le cerveau lorsque le stimulus souhaité apparaît. Ce processus permet à l'utilisateur de former des mots ou des phrases en sélectionnant successivement les éléments de la matrice. Par exemple, dans l'étude de [Donchin et al., 2000], le but était d'évaluer la vitesse de communication d'une interface cerveau-ordinateur basée sur le P300, avec une attention particulière à la fiabilité et à la vitesse de saisie de caractères. Les sujets ont visualisé une matrice de caractères et ont compté le nombre de fois où la rangée ou la colonne contenant la lettre cible était intensifiée. Les intensifications se sont produites de manière aléatoire et chaque lettre a été présentée 15 fois pour, en moyennant les réponses cérébrales de chaque lettre, faciliter la détection de la lettre regardée. Les résultats ont montré que l'utilisation de la P300 est réalisable et pratique [Goljehani et al., 2014] ont exploré la possibilité de mettre en œuvre une ICM basée sur le P300 avec un seul canal. Leur étude, reposant sur une technique de prétraitement sophistiquée, suggère l'impact considérable que cela pourrait avoir dans les applications cliniques des ICM. En privilégiant un seul canal, cette approche offre des avantages pratiques tels qu'un plus faible encombrement, une facilité de mise en place accrue, et une réduction des coûts. Cependant, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour optimiser la position du canal unique. Les chercheurs de

l'article [Hoffmann et al., 2008] se sont penchés sur l'importance des différentes configurations d'électrodes et des algorithmes d'apprentissage machine pour obtenir une bonne précision de classification dans les ICM, mettant en évidence l'effet de la motivation. Bien que cette étude fournisse des informations utiles sur la configuration optimale pour obtenir un signal de qualité, il est à noter qu'elle est relativement ancienne. Enfin, l'étude de [Mussabayeva et al., 2021] aborde la conception d'un classificateur indépendant du sujet pour le P300 Speller. Leur objectif était de développer un système de classification pouvant être entraîné sur des sujets sains tout en fournissant des résultats efficaces pour des patients atteints de SLA. Les résultats de leur étude ont démontré l'efficacité d'un tel système, indiquant que le modèle formé sur des sujets sains peut être utilisé avec succès pour des patients SLA. Cette approche offre une perspective intéressante pour généraliser les ICM P300 Speller à travers une variété de populations.

### **2.3.3 Imagerie motrice (Motor imagery)**

L'étude de [Lionakis et al., 2023] propose une chaîne de traitement type pour une ICM basée sur une IM. L'EEG mesure l'activité cérébrale du patient qui imagine un mouvement. Ce sont les rythmes sensorimoteurs mu (cela correspond aux bandes de fréquences alpha+bêta+gamma) que capte l'EEG. Ils apparaissent dans la bande de fréquence [8-40] Hz. Ils sont moins puissants que les signaux des ERP mais selon [Rezeika et al., 2018], l'intention de mouvement des membres est reconnaissable, de même que la latéralisation du membre. Le signal est prétraité pour faciliter l'étape suivante qui est l'extraction des caractéristiques pertinentes. Ces caractéristiques subissent une sélection avant d'être classées par des algorithmes d'apprentissage automatique en catégories. Enfin, ces catégories deviennent des instructions automatiques. Les ICM EEG basées sur une IM apportent une vraie plus value dans la mesure où elles ne dépendent pas des mouvements des yeux et peuvent donc servir à des patients en état de CLIS. L'article de [Rezeika et al., 2018] liste cependant les inconvénients des systèmes IM : les longues périodes de formation, la fatigue encourue et la complexité accrue de l'analyse des données.

### **2.3.4 Une solution hybride**

Certaines ICM, appelées hybrides intègrent plusieurs modalités de mesure ou de contrôle pour améliorer la robustesse, la précision et la polyvalence des interactions entre le cerveau et les dispositifs externes. Ces ICM combinent généralement des technologies telles que l'électroencéphalographie (EEG), l'électromyographie (EMG), l'eye tracking, ou d'autres capteurs physiologiques pour fournir une interface plus riche et diversifiée. L'eye-tracking, c'est-à-dire le suivi oculaire pour faciliter la reconnaissance de la sélection. Plus concrètement, cette méthode suit les mouvements oculaires tels que les saccades (par exemple entre deux

points d'intérêts) ou les fixations (regard stable). L'objectif de ces ICM est d'interpréter les intentions de l'utilisateur, en admettant l'idée qu'elles sont liées aux mouvements des yeux. Ces ICM servent par exemple à améliorer l'accessibilité et l'assistance aux individus handicapés. Elles peuvent également permettre une communication, en sélectionnant visuellement des lettres, mots ou encore phrases [Wang et al., 2023].

Après cette présentation des ICM, nous nous intéresserons dans les prochains chapitres, aux ICM réactives, qu'elles soient synchrones ou asynchrones, basées sur les potentiels cognitifs et les Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP). Ces approches émergentes promettent des avancées significatives en termes de précision, de rapidité de communication, et d'adaptabilité.

### **3 Utilisation des ICM chez les patients SLA**

Dans le cadre de ce travail, notre attention se porte sur les individus affectés par la SLA. Il est donc pertinent d'étudier en détail l'usage des ICM dans cette population spécifique.

Les ICM offrent ainsi aux patients souffrant de SLA la possibilité d'interagir avec leur environnement. Cette interaction se fait en contrôlant des dispositifs externes par le biais de l'activité cérébrale, palliant ainsi les déficiences du système moteur. En pratique, ces systèmes permettent aux patients de communiquer, de procéder à du traitement de texte, d'accéder à internet, de manœuvrer un fauteuil roulant motorisé, et même de contrôler des membres robotiques ou des neuroprothèses [Daly and Wolpaw, 2008]. La perception d'une dépendance accrue vis-à-vis d'autrui, combinée à une capacité de communication limitée, figure parmi les éléments principaux qui contribuent à une détresse profonde et souvent insupportable chez les patients atteints de sclérose latérale amyotrophique [Maessen et al., 2010]. Pour les besoins de cette étude, notre attention se concentre principalement sur l'aspect de la communication. En effet, la diminution progressive de la capacité à communiquer constitue la raison majeure qui incite, à terme, les patients à rejeter l'option de la ventilation mécanique, même lorsqu'elle s'avère nécessaire [Hochberg and Cudkowicz, 2014]. L'assistance apportée par une ICM affecterait ainsi les patients quant à cette décision [Wolpaw et al., 2018]. Comme cela a probablement été décrit plus haut. Les ICM se classifient en deux catégories principales : non-invasives et invasives. Cette classification s'applique également aux dispositifs facilitant la communication. Par conséquent, nous entreprendrons un examen des réalisations et avancées au sein des solutions invasives, par souci d'exhaustivité, puis détaillerons davantage en ce qui concerne les solutions non-invasives.



### 3.1 Les solutions ICM invasives

En ce qui concerne les ICM invasives, leur première utilisation peut être retrouvée en 1998 chez une patiente en phase avancée de la SLA. Le dispositif initial ne comprenait alors qu'une seule électrode, implanté spécifiquement dans le cadre de cette étude, et se limitait à un contrôle neuronal basique de type on/off [Kennedy and Bakay, 1998]. D'autres expériences avec des dispositifs semblables ont été menées, où les patients devaient manœuvrer un curseur sur un écran. Bien que les performances initiales furent modestes, elles se sont rapidement améliorées, permettant ainsi à un patient d'écrire 115 mots en moins de 19 minutes [Gilja et al., 2015]. Toutefois, il est important de noter que les patients dans ces études n'étaient pas à un stade de syndrome d'enfermement complet. Les tentatives d'utilisation des ICM invasives pour communiquer avec des patients SLA en stade d'enfermement complet se sont révélées moins efficaces [Birbaumer et al., 2008, Murguialday et al., 2011]. Ces études n'ont en effet pas permis d'obtenir une communication significative de la part des patients. Pour ainsi dire, une revue de littérature portant sur les ICM pour les patients SLA ayant atteint le stade du syndrome d'enfermement complet a conclu qu'aucune communication significative n'a été réussie grâce aux ICM, qu'elles soient invasives ou non [Kübler and Birbaumer, 2008]. Cette conclusion est néanmoins à nuancer, bien qu'il n'y ait apparemment aucun système permettant d'épeler des mots lorsque le patient est à ce stade de la maladie, il est néanmoins possible de mettre en place des systèmes permettant d'obtenir une réponse « Oui-Non » [Gallegos-Ayala et al., 2014, Okahara et al., 2018]. Cette incapacité des patients à sélectionner des lettres et des mots pourrait s'expliquer à la fois par les limites physiologiques du patient et par les contraintes technologiques actuelles. Néanmoins, il est essentiel de souligner qu'une étude a démontré que les potentiels évoqués en réponse à des stimuli auditifs et proprioceptifs demeurent intacts chez ces patients [Murguialday et al., 2011]. Cela suggère qu'il pourrait être intéressant d'exploiter ces signatures EEG afin de mettre en place des ICM permettant la communication aux patients SLA ayant atteint le stade du syndrome d'enfermement complet. Cependant, à notre connaissance, cela n'a pas encore été cliniquement appliqué. Il est également pertinent, par soucis d'exhaustivité, de mentionner l'existence du paradigme de l'électrocorticographie (ECoG) dans le domaine des ICM. Ce travail se focalisant essentiellement sur l'EEG, il est recommandé au lecteur de s'intéresser à la revue rédigée par Miller et ses collaborateurs afin d'en apprendre davantage [Miller et al., 2020]. Cette revue explore en effet l'avancée des ICM basées sur l'ECoG, qui s'avèrent prometteuses pour la restauration de la communication et de la fonction motrice chez les patients atteints de SLA ou de tétraplégie. Les auteurs détaillent l'utilisation des électrodes d'ECoG pour décoder les mouvements, la vision et la parole, en se basant sur le signal précis de la surface du cerveau

humain.

Ainsi, bien que les ICM invasives puissent apparemment et théoriquement permettre une communication jusqu'aux derniers stades que peut atteindre le patient atteint de la SLA, leur mise en place nécessite une intervention chirurgicale, restreignant ainsi leur accessibilité. Il est donc préférable de s'orienter vers des méthodes non-invasives.

### **3.2 Les solutions ICM non-invasives**

Concernant les ICM non-invasives, un jalon significatif a été atteint avec la première application clinique d'un dispositif de ce type pour la communication auprès des patients atteints du syndrome d'enfermement consécutif à la SLA, rapportée en 1999 [Birbaumer et al., 1999]. Dans le cadre de cette étude pionnière, des électrodes ont été utilisées pour enregistrer les potentiels corticaux lents (PCL) émanant du cerveau des patients. Les patients, dans un état d'enfermement, ont été entraînés à moduler leurs PCL. Ils apprenaient à augmenter ou diminuer ces signaux, un processus permettant de contrôler le déplacement d'un curseur sur un écran d'ordinateur - montant pour une augmentation des PCL et descendant pour une diminution. Cette interaction innovante leur permettait de sélectionner des lettres ou des mots affichés sur l'écran, créant ainsi une voie de communication. Depuis cette première application clinique, une diversité de modèles d'ICM non-invasives a été développée, chacun avec l'objectif spécifique de faciliter la communication pour les patients souffrant du syndrome d'enfermement. Ces systèmes, basés principalement sur l'EEG, représentent une avancée majeure dans le domaine, offrant de nouvelles perspectives de communication pour les individus sévèrement affectés par des maladies neurodégénératives telles que la SLA.

#### **3.2.1 Exploitation des potentiels corticaux lents**

Comme évoqué précédemment, il existe des ICM conçues pour faciliter la communication qui exploitent les PCL. Ces dispositifs adoptent une approche semblable à celle décrite auparavant, où les patients sont formés à réguler leurs PCL. Cette régulation s'effectue à l'aide de retours visuels et auditifs, couplés à un renforcement positif. Ce processus d'apprentissage leur permet par la suite de manipuler un curseur pour sélectionner des lettres ou des mots sur un écran, créant ainsi un canal de communication. L'apprentissage et la maîtrise de la régulation des PCL constituent donc l'élément central de cette méthode [Birbaumer et al., 2003]. Néanmoins, il est à noter que cette approche, malgré son potentiel significatif, semble être relativement peu citée dans les publications scientifiques récentes. Une explication de ce constat pourrait résider dans la durée d'apprentissage nécessaire à la modulation des SCP qui est bien supérieure à celle d'autres paradigmes que nous allons décrire.

### 3.2.2 Paradigme de l'imagerie motrice

**Le rythme sensorimoteur :** Une approche prometteuse pour aider les patients atteints de SLA à communiquer via des ICM réside dans l'utilisation du paradigme des rythmes sensorimoteurs. Ce paradigme implique que les individus imaginent des mouvements kinesthésiques spécifiques de parties du corps, ce qui se traduit par des changements dans l'activité cérébrale au niveau des cortex somatosensoriel et moteur. Ces modifications sont observables en mesurant les rythmes mu (8-12 Hz) et bêta (18-26 Hz) [Yuan and He, 2014]. Par exemple, le contrôle d'un curseur unidimensionnel peut être réalisé en exploitant le rythme mu (8-12Hz) capté par des électrodes placées aux emplacements C3 et C4 du système international 10-20 [Wolpaw et al., 1991]. Des études ont montré que des patients SLA, après un entraînement de 3 à 7 mois avec 1 à 2 séances par semaine, ont réussi à contrôler un curseur sur un écran d'ordinateur en modifiant les amplitudes des rythmes mu et bêta enregistrés au-dessus du cortex sensorimoteur [Kübler et al., 2005]. Selon les chercheurs, ce type d'ICM basé sur les rythmes sensorimoteurs pourrait offrir une méthode de communication plus rapide que celle utilisant les PCL et représenter une alternative pour ceux qui ne parviennent pas à maîtriser le contrôle des PCL. Toutefois, comme mentionné précédemment pour les ICM invasives, cette approche ne serait pas réalisable chez les patients en phase d'enfermement complet. De plus, la durée d'entraînement nécessaire pour maîtriser ce système peut représenter un obstacle, nécessitant potentiellement plusieurs semaines [McFarland et al., 2010].

**L'imagerie cinématique du corps** Une autre méthode, proche du paradigme sensorimoteur, est celle de l'imagerie cinématique du corps (IBK), initialement associée aux ICM invasives [Kim et al., 2008]. L'IBK est classée comme un paradigme indépendant du SMR car les protocoles d'entraînement et les méthodes d'analyse sont fondamentalement différents des paradigmes SMR. Dans l'IBK, le sujet est invité à imaginer le mouvement continu d'une seule partie du corps dans l'espace multidimensionnel. Les signaux enregistrés sont ensuite décodés dans le domaine temporel. Bien que cela n'ait pas été fait dans un but de communication, ceci a été appliqué à des patients SLA où des signaux EEG ont été enregistrés pendant l'imagination d'extensions du poignet [Gu et al., 2009]. Bien que la durée de l'entraînement puisse être un frein, une version plus récente de l'ICM, permettant de contrôler un curseur avec peu ou pas d'entraînement, a été testée avec succès sur des sujets sains [Borhani et al., 2017]. Cette avancée pourrait être adaptée aux patients SLA, simplifiant et accélérant la mise en place d'un dispositif de communication, en commençant par des réponses binaires « Oui-Non ».

### **3.2.3 Paradigmes visuels P300**

L'une des méthodes les plus populaires dans le domaine des ICM basées sur l'EEG est l'utilisation du P300 visuel. Cette approche a été principalement développée pour créer des claviers prothétiques, offrant ainsi un moyen de communication pour les patients souffrant de handicaps. Typiquement, les dispositifs de dactylographie dans les ICM se présentent sous forme d'une grille composée de lettres, de chiffres et de symboles. Lors de l'utilisation, les rangées et les colonnes de cette matrice clignotent séquentiellement, et l'utilisateur doit se concentrer sur le caractère désiré. La sélection du caractère est ensuite déterminée par l'identification de la rangée et de la colonne correspondantes lors du clignotement. Ces dispositifs exploitent un modèle statistique basé sur le potentiel évoqué P300 pour identifier le symbole correct lors de son affichage. Le principal avantage des dactylographes P300 réside dans leur efficacité (prise en main, taux de reconnaissance, longévité) pour les personnes atteintes de SLA [Cipresso et al., 2012, Nijboer et al., 2008]. Une étude a même révélé qu'un patient atteint de SLA à un stade avancé a pu utiliser un dactylographe P300 de manière efficace après plus de deux ans d'utilisation [Sellers et al., 2010]. Il est important de noter cependant que le patient en question avait conservé certaines capacités de réponse musculaire et n'était pas dans un état d'enfermement complet. À ce jour, cette approche ne semble pas avoir été largement testée dans la littérature scientifique chez les patients en état d'enfermement complet.

### **3.2.4 Exploitation des potentiels évoqués à l'état stable (SSVEP)**

Les ICM destinées à faciliter la communication chez les patients souffrant de SLA peuvent également tirer parti des SSVEP, une approche qui s'avère prometteuse du fait de sa capacité à être utilisée après un apprentissage minimal. Dans ce contexte, les sujets sont amenés à concentrer leur regard et leur attention sur des stimuli lumineux clignotants, ce qui exige une maîtrise précise du contrôle oculaire. En pratique, un stimulus clignotant à une fréquence constante sur la rétine centrale induit une réponse dans l'EEG qui est en phase avec la fréquence de clignotement. On observe ainsi une corrélation marquée entre la fréquence de clignotement des stimuli et celle des ondes EEG. L'un des principaux avantages de ce paradigme, comme mentionné précédemment, réside dans son accessibilité immédiate, ne nécessitant pas de période d'entraînement préalable, ce qui le rend utilisable par un large éventail de personnes. Bien que ce paradigme puisse sembler difficile à implémenter chez les patients SLA en phase avancée de la maladie en raison de la perte progressive de la motricité oculaire, des études ont montré son applicabilité effective. Par exemple, une application de ce paradigme chez cette population a révélé une précision moyenne de classification de 76.99, avec une stabilité maintenue sur plusieurs jours [Hwang et al., 2017]. Ces résultats sont prometteurs

et indiquent clairement la faisabilité d'utiliser une ICM basée sur le paradigme SSVEP pour permettre une communication efficace aux patients atteints de SLA, même à des stades avancés de la maladie.

### **3.2.5 Utilisation de plusieurs approches : les systèmes ICM hybrides**

Cette méthode peut être succinctement redéfinie comme une « combinaison de différents signaux incluant au moins un canal ICM » [Allison et al., 2010]. Bien que les détails généraux de cette approche aient été abordés précédemment dans ce travail, il est pertinent de se concentrer sur les interfaces cerveau-machine hybrides dédiées à la communication. Une étude récente offre un aperçu exhaustif des différentes hybridations possibles pour les systèmes de dactylographie [Maslova et al., 2023]. Compte tenu des éléments précédemment évoqués, notre attention se portera sur une des méthodes examinées dans cette revue. Nous avons notamment relevé le potentiel prometteur des SSVEP dans la communication pour les patients atteints de SLA. Ainsi, la revue citée décrit une interface cerveau-ordinateur hybride qui combine des commandes séquentielles par suivi oculaire, permettant de sélectionner des zones du clavier et les SSVEP sur cette zone afin de sélectionner un caractère [Yao et al., 2018]. Il s'agit d'un système conçu pour une saisie rapide dans un environnement de réalité virtuelle utilisant un clavier virtuel avec 40 cibles. Ce système permet de saisir des caractères à une vitesse de 1,25 caractère par seconde lors de tâches de sélection ciblée. Les tests effectués sur trois sujets ont donné lieu à un taux de transfert d'information moyen de 360,7 bits par minute, un résultat particulièrement impressionnant. Cette combinaison du suivi oculaire et de l'EEG afin de mettre en place une ICM se retrouve également dans l'étude de Tan et al. (2022), où les auteurs soulignent le gain de performance, au niveau de la justesse et de rapidité de saisie, inhérent à l'hybridation du système [Tan et al., 2022]. Dans un leur article, Wang et collaborateurs (2023) un système hybride basé sur le suivi oculaire et l'ICM a été utilisé sur les patients atteints de SLA [Wang et al., 2023]. Le système utilise l'EEG à canal unique et des lunettes de suivi oculaire pour détecter les niveaux d'attention et l'EEG à canal unique pour détecter les points de regard de l'utilisateur. Cependant, ce dispositif n'a pas été conçu pour la communication, son objectif principal est de permettre aux patients de contrôler leur environnement, notamment les appareils électroménagers. Il semble cependant pertinent de mentionner cet article du fait de l'évidente faisabilité d'un système hybride avec les patients SLA. De plus, le système utilisé est un enregistreur EEG MindWave Mobile, qui est un dispositif à canal unique de la société NeuroSky et trouvable de manière relativement aisée sur le commerce. Ce qui pourrait être intéressant pour notre futur dispositif. Cette application hypothétique nous conduit à envisager, après avoir examiné les solutions disponibles pour les patients SLA, les options exploitables dans notre dispositif, en tenant compte de l'ensemble des contraintes (durée d'entraînement nécessaire, facilité de mise en place) et des possibilités offertes par ces technologies

avancées. Cette démarche vise à élargir le spectre des solutions disponibles, optimisant ainsi les chances d'améliorer significativement la communication et la qualité de vie des patients SLA.

## **4 Solution envisageable pour notre dispositif**

À la lumière des informations présentées précédemment dans cette étude, il est maintenant possible de concevoir des solutions adaptées aux patients atteints de scléroses latérales amyotrophiques.

### **4.1 Cahier des charges**

Pour ce faire, il convient d'abord d'identifier certaines contraintes clés. Le dispositif devra : être économique car, dans l'idéal, il pourra être amené au domicile d'un grand nombre de patients ; être plus efficace que le dispositif actuel ; minimiser les désagréments pour les patients, ne pas être désagréable à utiliser, permettre une utilisation prolongée ; être simple à installer et nécessiter peu d'entraînement c'est-à-dire de temps de calibration. Il est également essentiel de rappeler que nous ne pouvons pas tester directement le dispositif sur les patients. Par conséquent, nous devons d'abord développer et tester le dispositif sur nous-mêmes avant de transmettre la solution à l'équipe du département de physiothérapie du laboratoire d'intervention et d'analyse du mouvement de l'université Fédérale de Rio Grande do Norte au Brésil. Il est également important de noter que l'équipe brésilienne utilise actuellement un système basé sur le suivi oculaire via une webcam d'ordinateur. Dans un souci de réduction des coûts, il serait judicieux de réutiliser cette méthode dans notre dispositif. En tenant compte de la contrainte sur le faible temps de calibration, nous pouvons, en nous appuyant sur ce qui a été abordé antérieurement dans ce travail, envisager d'utiliser le paradigme SSVEP. En effet, les systèmes ICM basés sur ce paradigme sont assez populaires du fait peu d'entraînement requis ainsi que du faible nombre d'électrodes nécessaires [Vialatte et al., 2010]. Le peu d'électrodes requis pour faire fonctionner ce type de dispositif est également un argument du fait de notre volonté de limiter les coûts. Si notre intention est d'exploiter le paradigme SSVEP tout en réutilisant le dispositif de communication actuel basé sur une webcam, nous pourrions envisager des systèmes ICM hybrides qui combinent le suivi oculaire et l'EEG. Cette approche hybride permettrait une intégration efficace des deux technologies tout en restant économique.

### **4.2 Suivi oculaire**

Intéressons-nous d'abord à l'aspect du suivi oculaire par webcam. En effet, si nous devons utiliser cet appareil pour votre dispositif, il faudrait tout d'abord s'assurer que l'approche est viable pour un suivi

oculaire d'une précision acceptable. Des recherches ont montré qu'il est possible de mettre en œuvre un système de suivi oculaire basé sur webcam rivalisant avec les performances de dispositifs de suivi oculaire montés sur des lunettes en termes de robustesse aux mouvements de tête et d'ergonomie. Bien que moins précis que l'EyeLink 1000<sup>1</sup>, un dispositif coûteux de référence pour le suivi oculaire, l'approche par webcam offre une alternative prometteuse avec des performances satisfaisantes à un coût nettement inférieur [Kaduk et al., 2023]. Cette approche semble donc appropriée pour la composante de suivi oculaire de notre solution. De plus, il est important de noter la possibilité d'améliorer l'exactitude, c'est-à-dire la proximité des prédictions de regard à la position réelle de la cible et la précision, c'est-à-dire la cohérence des prédictions de regard en mesurant leur dispersion [Saxena et al., 2023]. Bien que cette approche n'ait pas encore été envisagée au moment de la rédaction de ce travail, elle mérite d'être mentionnée en tant que potentiel axe d'amélioration future.

### 4.3 Combiner l'EEG et le suivi oculaire

Concernant la combinaison de l'EEG et du suivi oculaire chez les patients SLA, nous avons précédemment évoqué une étude où les patients étaient capables de contrôler leur environnement à l'aide d'un système ICM hybride combinant l'EEG et le suivi oculaire [Wang et al., 2023]. Toutefois, cette étude ne se concentrait pas spécifiquement sur l'utilisation de cette technologie basée sur le suivi oculaire et les potentiels évoqués à l'état stable pour faciliter la communication chez les patients SLA, l'objectif était ici de permettre à ces patients de contrôler leur environnement. À notre connaissance, il n'existe pas encore de recherches qui s'attellent à développer un dispositif ICM de communication pour les patients SLA en combinant SSVEP et suivi oculaire par webcam. Néanmoins, cette approche a été testée avec succès chez des individus en bonne santé. Ainsi, dans leur étude, Lim et ses collègues ont développé une interface cerveau-machine permettant aux participants de développer leurs capacités de communication à travers un système hybride [Lim et al., 2015]. Ce système combine donc le suivi oculaire par webcam et l'exploitation du SSVEP. Son fonctionnement repose sur l'emploi de diodes électroluminescentes (LED) clignotant à différentes fréquences et intégrées dans un clavier QWERTY modifié, où chaque touche est associée à une LED spécifique. Les utilisateurs écrivent des caractères en fixant la LED correspondante, tandis que le système détecte la fréquence SSVEP dominante dans les réponses EEG pour identifier le caractère choisi. De plus, le système hybride inclut un eye-tracker à faible coût, basé sur une webcam, qui détecte la direction du regard de l'utilisateur sans nécessiter de calibration préalable. Cette méthode de vérification est essentielle pour minimiser les erreurs de frappe, en particulier celles induites par la vision périphérique. En effet, le suivi oculaire

---

1. <https://www.sr-research.com/eyelink-1000-plus/>

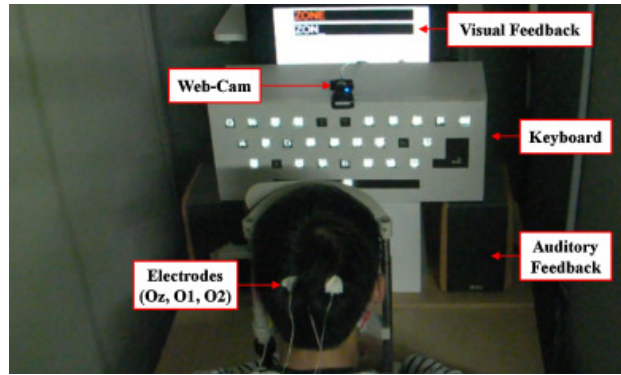


FIGURE 1 – Illustration du dispositif utilisé dans l'étude de Lin et al., 2015

permet de vérifier si la direction du regard détectée par l'eye-tracker correspond à la position du caractère identifié par le SSVEP. Si elles coïncident, le caractère est tapé ; sinon, aucun caractère n'est tapé, et un bip sonore est émis. Les avantages de cette hybridation sont notables. Elle permet une réduction significative des erreurs susmentionnées, améliorant ainsi la l'exactitude et la précision de la communication. De plus, l'absence de nécessité d'un processus de calibration pour le suivi oculaire rend le système plus accessible et facile à utiliser. Enfin, le confort et la convivialité pour l'utilisateur sont améliorés, car le système nécessite moins de corrections manuelles, réduisant ainsi l'utilisation fréquente de la touche 'BACKSPACE'.

Bien que l'étude de Lin et al. (2015) n'ait pas impliqué à des participants atteints de SLA, l'approche développée pourrait être adaptée à cette population. Nous envisageons donc de reproduire la configuration de ce système ICM pour des patients SLA, réutilisant la webcam du dispositif précédent tout en prenant en compte les améliorations possibles, en termes de précision et de justesse comme mentionné précédemment, du système de suivi oculaire grâce à l'apprentissage profond. De plus, ce dispositif ne requiert que trois électrodes, représentant ainsi un coût relativement faible. Une solution utilisant OpenBCI, une carte Cyton (pour la réception des signaux) et un ensemble d'électrodes reviendrait à environ 1044 dollars, un montant considérablement inférieur aux autres solutions disponibles sur le marché. Dans l'hypothèse où cette solution serait appliquée à notre dispositif, il serait crucial de contrôler son efficacité et d'évaluer plusieurs paramètres. Les retours des patients sur l'utilisabilité, le confort, l'agrément et la praticité du dispositif seraient essentiels. Des sessions de feedback, comme il l'a été fait dans une précédente étude [Liberati et al., 2015], pourraient également être intégrées lors du déploiement de notre dispositif.

#### 4.4 Évaluation

Concernant l'efficacité, nous pourrions évaluer celle de notre dispositif sur plusieurs points. Tout d'abord, la précision serait mesurée par le Taux de Reconnaissance Correcte (TRC), en calculant le pourcentage de



caractères correctement identifiés. La vitesse de frappe, quant à elle, serait évaluée par le nombre de caractères sélectionnés par minute et le temps total de réponse depuis la fixation initiale jusqu'à la confirmation de la sélection. Pour le confort et l'ergonomie, nous recueillerions des retours utilisateurs via des questionnaires, tout en observant les signes de fatigue ou de stress. L'adaptabilité du système serait testée auprès de différents utilisateurs pour assurer sa flexibilité. Ceci se ferait tout d'abord sur des individus sains avant le déploiement sur des patients SLA. De plus, un aspect crucial de l'évaluation serait le calcul de l'Indice de Transfert d'Information (en anglais *Information Transfer Rate* ou ITR), qui mesure l'efficacité globale de la communication. L'ITR combine la précision et la vitesse de sélection pour fournir une mesure en bits par seconde, offrant ainsi une évaluation quantitative de la performance globale du système. Ce calcul prend en compte le nombre de choix possibles et la probabilité de chaque choix, fournissant une mesure complète de l'efficacité du système ICM dactylographe. En combinant ces évaluations, reposant sur celles proposées dans deux études [Li et al., 2021, Wolpaw et al., 1998] nous obtiendrions une vue d'ensemble précise de l'efficacité de notre dispositif, nous permettant de l'optimiser pour répondre au mieux aux besoins des utilisateurs.

Nous avons désormais toutes les informations nous permettant de passer à la réalisation d'un prototype du dispositif de communication reposant sur une ICM hybride exploitant le SSVEP et le suivi oculaire.

## Références

- [Allison et al., 2010] Allison, B. Z., Brunner, C., Kaiser, V., Müller-Putz, G. R., Neuper, C., and Pfurtscheller, G. (2010). Toward a hybrid brain–computer interface based on imagined movement and visual attention. *Journal of Neural Engineering*, 7(2) :026007.
- [Angrisani et al., 2023] Angrisani, L., Arpaia, P., Benedetto, E. D., Duraccio, L., Regio, F. L., and Tedesco, A. (2023). Wearable Brain-Computer Interfaces Based on Steady-State Visually Evoked Potentials and Augmented Reality : A Review. *IEEE Sensors Journal*, 23(15) :16501–16514. Publisher : Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.
- [Baniqued et al., 2021] Baniqued, P. D. E., Stanyer, E. C., Awais, M., Alazmani, A., Jackson, A. E., Mon-Williams, M. A., Mushtaq, F., and Holt, R. J. (2021). Brain–computer interface robotics for hand rehabilitation after stroke : a systematic review. ISSN : 17430003 Issue : 1 Publication Title : Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation Volume : 18.
- [Berry et al., 2023] Berry, J. D., Blanchard, M., Bonar, K., Drane, E., Murton, M., Ploug, U., Ricchetti-Masterson, K., Savic, N., Worthington, E., and Heiman-Patterson, T. (2023). Epidemiology and economic burden of amyotrophic lateral sclerosis in the United States : a literature review. *Amyotrophic Lateral Sclerosis and Frontotemporal Degeneration*, 24(5-6) :436–448. Publisher : Taylor and Francis Ltd.
- [Birbaumer et al., 1999] Birbaumer, N., Ghanayim, N., Hinterberger, T., Iversen, I., Kotchoubey, B., Kübler, A., Perelmouter, J., Taub, E., and Flor, H. (1999). A spelling device for the paralysed. *Nature*, 398(6725) :297–298.
- [Birbaumer et al., 2003] Birbaumer, N., Hinterberger, T., Kubler, A., and Neumann, N. (2003). The thought-translation device (TTD) : neurobehavioral mechanisms and clinical outcome. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2) :120–123.
- [Birbaumer et al., 2008] Birbaumer, N., Murguialday, A. R., and Cohen, L. (2008). Brain–computer interface in paralysis. *Current Opinion in Neurology*, 21(6) :634–638.
- [Borhani et al., 2017] Borhani, S., Abiri, R., Zhao, X., and Jiang, Y. (2017). A Transfer Learning Approach towards Zero-training BCI for EEG-Based Two Dimensional Cursor Control. In *Society for Neuroscience 2017 Meeting (SfN2017)*, Washington DC, United States.
- [Burwell et al., 2017] Burwell, S., Sample, M., and Racine, E. (2017). Ethical aspects of brain computer interfaces : A scoping review. *BMC Medical Ethics*, 18(1) :1–11. Publisher : BioMed Central Ltd.

- [Chai et al., 2017] Chai, R., Naik, G. R., Ling, S. H., and Nguyen, H. T. (2017). Hybrid brain-computer interface for biomedical cyber-physical system application using wireless embedded EEG systems. *Bio-Medical Engineering Online*, 16(1) :1–23. Publisher : BioMed Central Ltd.
- [Chaudhary et al., 2022] Chaudhary, U., Vlachos, I., Zimmermann, J. B., Espinosa, A., Tonin, A., Jaramillo-Gonzalez, A., Khalili-Ardali, M., Topka, H., Lehmberg, J., Friehs, G. M., Woodtli, A., Donoghue, J. P., and Birbaumer, N. (2022). Spelling interface using intracortical signals in a completely locked-in patient enabled via auditory neurofeedback training. *Nature Communications* 2022 13 :1, 13(1) :1–9. Publisher : Nature Publishing Group.
- [Cipresso et al., 2012] Cipresso, P., Carelli, L., Solca, F., Meazzi, D., Meriggi, P., Poletti, B., Lulé, D., Ludolph, A. C., Silani, V., and Riva, G. (2012). The use of P300-based BCIs in amyotrophic lateral sclerosis : from augmentative and alternative communication to cognitive assessment. *Brain and Behavior*, 2(4) :479–498.
- [Daly and Wolpaw, 2008] Daly, J. J. and Wolpaw, J. R. (2008). Brain–computer interfaces in neurological rehabilitation. *The Lancet Neurology*, 7(11) :1032–1043.
- [Donchin et al., 2000] Donchin, E., Spencer, K., and Wijesinghe, R. (2000). The mental prosthesis : assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2) :174–179.
- [Fetz, 1969] Fetz, E. E. (1969). Operant Conditioning of Cortical Unit Activity. Issue : 3870 Pages : 955-958 Publication Title : New Series Volume : 28.
- [Gallegos-Ayala et al., 2014] Gallegos-Ayala, G., Furdea, A., Takano, K., Ruf, C. A., Flor, H., and Birbaumer, N. (2014). Brain communication in a completely locked-in patient using bedside near-infrared spectroscopy. *Neurology*, 82(21) :1930–1932.
- [Gilja et al., 2015] Gilja, V., Pandarinath, C., Blabe, C. H., Nuyujukian, P., Simeral, J. D., Sarma, A. A., Sorice, B. L., Perge, J. A., Jarosiewicz, B., Hochberg, L. R., Shenoy, K. V., and Henderson, J. M. (2015). Clinical translation of a high-performance neural prosthesis. *Nature Medicine*, 21(10) :1142–1145.
- [Goljahani et al., 2014] Goljahani, A., Avanzo, C. D. ., Silvoni, S., Tonin, P., Piccione, F., and Sparacino, G. (2014). Research Article.
- [Gu et al., 2009] Gu, Y., Farina, D., Murguialday, A. R., Dremstrup, K., Montoya, P., and Birbaumer, N. (2009). Offline Identification of Imagined Speed of Wrist Movements in Paralyzed ALS Patients from Single-Trial EEG. *Frontiers in Neuroscience*, 3 :62.

- [Hardiman et al., 2017] Hardiman, O., Al-Chalabi, A., Chio, A., Corr, E. M., Logroscino, G., Robberecht, W., Shaw, P. J., Simmons, Z., and Berg, L. H. V. D. (2017). Amyotrophic lateral sclerosis. ISSN : 2056676X Publication Title : Nature Reviews Disease Primers Volume : 3.
- [Hochberg and Cudkowicz, 2014] Hochberg, L. R. and Cudkowicz, M. E. (2014). Locked in, but not out? *Neurology*, 82(21) :1852–1853.
- [Hoffmann et al., 2008] Hoffmann, U., Vesin, J. M., Ebrahimi, T., and Diserens, K. (2008). An efficient P300-based brain–computer interface for disabled subjects. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1) :115–125. Publisher : Elsevier.
- [Hwang et al., 2017] Hwang, H., Han, C., Lim, J., Kim, Y., Choi, S., An, K., Lee, J., Cha, H., Hyun Kim, S., and Im, C. (2017). Clinical feasibility of brain-computer interface based on steady-state visual evoked potential in patients with locked-in syndrome : Case studies. *Psychophysiology*, 54(3) :444–451.
- [Kaduk et al., 2023] Kaduk, T., Goeke, C., Finger, H., and König, P. (2023). Webcam eye tracking close to laboratory standards : Comparing a new webcam-based system and the EyeLink 1000. *Behavior Research Methods*.
- [Kennedy and Bakay, 1998] Kennedy, P. R. and Bakay, R. A. E. (1998). Restoration of neural output from a paralyzed patient by a direct brain connection :. *NeuroReport*, 9(8) :1707–1711.
- [Kim et al., 2008] Kim, S.-P., Simeral, J. D., Hochberg, L. R., Donoghue, J. P., and Black, M. J. (2008). Neural control of computer cursor velocity by decoding motor cortical spiking activity in humans with tetraplegia. *Journal of neural engineering*, 5(4) :455–476.
- [Kübler and Birbaumer, 2008] Kübler, A. and Birbaumer, N. (2008). Brain–computer interfaces and communication in paralysis : Extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients? *Clinical Neurophysiology*, 119(11) :2658–2666.
- [Kübler et al., 2005] Kübler, A., Nijboer, F., Mellinger, J., Vaughan, T. M., Pawelzik, H., Schalk, G., McFarland, D. J., Birbaumer, N., and Wolpaw, J. R. (2005). Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface. *Neurology*, 64(10) :1775–1777.
- [Li et al., 2021] Li, M., He, D., Li, C., and Qi, S. (2021). Brain–Computer Interface Speller Based on Steady-State Visual Evoked Potential : A Review Focusing on the Stimulus Paradigm and Performance. *Brain Sciences*, 11(4) :450.
- [Liberati et al., 2015] Liberati, G., Pizzimenti, A., Simione, L., Riccio, A., Schettini, F., Inghilleri, M., Mattia, D., and Cincotti, F. (2015). Developing brain-computer interfaces from a user-centered perspective :

- Assessing the needs of persons with amyotrophic lateral sclerosis, caregivers, and professionals. *Applied Ergonomics*, 50 :139–146.
- [Lim et al., 2015] Lim, J.-H., Lee, J.-H., Hwang, H.-J., Kim, D. H., and Im, C.-H. (2015). Development of a hybrid mental spelling system combining SSVEP-based brain–computer interface and webcam-based eye tracking. *Biomedical Signal Processing and Control*, 21 :99–104.
- [Lin et al., 2014] Lin, J. S., Wang, M., Lia, P. Y., and Li, Z. J. (2014). An SSVEP-based BCI system for SMS in a mobile phone. In *Applied Mechanics and Materials*, volume 513-517, pages 412–415. ISSN : 16609336.
- [Lionakis et al., 2023] Lionakis, E., Karampidis, K., and Papadourakis, G. (2023). Current Trends, Challenges, and Future Research Directions of Hybrid and Deep Learning Techniques for Motor Imagery Brain–Computer Interface. *Multimodal Technologies and Interaction 2023, Vol. 7, Page 95*, 7(10) :95. Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [Longinetti and Fang, 2019] Longinetti, E. and Fang, F. (2019). Epidemiology of amyotrophic lateral sclerosis : An update of recent literature. ISSN : 14736551 Issue : 5 Pages : 771-776 Publication Title : Current Opinion in Neurology Volume : 32.
- [Luo et al., 2023] Luo, S., Angrick, M., Coogan, C., Candrea, D. N., Wyse-Sookoo, K., Shah, S., Rabbani, Q., Milsap, G. W., Weiss, A. R., Anderson, W. S., Tippet, D. C., Maragakis, N. J., Clawson, L. L., Vansteensel, M. J., Wester, B. A., Tenore, F. V., Hermansky, H., Fifer, M. S., Ramsey, N. F., and Crone, N. E. (2023). Stable Decoding from a Speech BCI Enables Control for an Individual with ALS without Recalibration for 3 Months. *Advanced Science*, page 2304853. Publisher : John Wiley & Sons, Ltd.
- [Maessen et al., 2010] Maessen, M., Veldink, J. H., Berg, L. H., Schouten, H. J., Wal, G., and Onwuteaka-Philipsen, B. D. (2010). Requests for euthanasia : origin of suffering in ALS, heart failure, and cancer patients. *Journal of Neurology*, 257(7) :1192–1198.
- [Maslova et al., 2023] Maslova, O., Komarova, Y., Shusharina, N., Kolsanov, A., Zakharov, A., Garina, E., and Pyatin, V. (2023). Non-invasive EEG-based BCI spellers from the beginning to today : a mini-review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17.
- [Masrori and Damme, 2020] Masrori, P. and Damme, P. V. (2020). Amyotrophic lateral sclerosis : a clinical review. ISSN : 14681331 Issue : 10 Pages : 1918-1929 Publication Title : European Journal of Neurology Volume : 27.

- [McFarland et al., 2010] McFarland, D. J., Sarnacki, W. A., and Wolpaw, J. R. (2010). ELECTROENCEPHALOGRAPHIC (EEG) CONTROL OF THREE-DIMENSIONAL MOVEMENT. *Journal of neural engineering*, 7(3) :036007.
- [Miller et al., 2020] Miller, K. J., Hermes, D., and Staff, N. P. (2020). The current state of electrocorticography-based brain–computer interfaces. *Neurosurgical Focus*, 49(1) :E2. Publisher : American Association of Neurological Surgeons Section : Neurosurgical Focus.
- [Murguialday et al., 2011] Murguialday, A. R., Hill, J., Bensch, M., Martens, S., Halder, S., Nijboer, F., Schoelkopf, B., Birbaumer, N., and Gharabaghi, A. (2011). Transition from the locked in to the completely locked-in state : A physiological analysis. *Clinical Neurophysiology*, 122(5) :925–933.
- [Mussabayeva et al., 2021] Mussabayeva, A., Jamwal, P. K., and Akhtar, M. T. (2021). Ensemble Voting-Based Multichannel EEG Classification in a Subject-Independent P300 Speller. *Applied Sciences 2021, Vol. 11, Page 11252*, 11(23) :11252. Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [Nicoletti et al., 2023] Nicoletti, A., Baschi, R., Cicero, C. E., Iacono, S., Re, V. L., Luca, A., Schirò, G., and Monastero, R. (2023). Sex and gender differences in Alzheimer’s disease, Parkinson’s disease, and Amyotrophic Lateral Sclerosis : A narrative review. *Mechanisms of Ageing and Development*, 212 :111821. Publisher : Elsevier.
- [Nijboer et al., 2008] Nijboer, F., Sellers, E., Mellinger, J., Jordan, M., Matuz, T., Furdea, A., Halder, S., Mochty, U., Krusienski, D., Vaughan, T., Wolpaw, J., Birbaumer, N., and Kübler, A. (2008). A P300-based brain–computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clinical Neurophysiology*, 119(8) :1909–1916.
- [Okahara et al., 2018] Okahara, Y., Takano, K., Nagao, M., Kondo, K., Iwadate, Y., Birbaumer, N., and Kansaku, K. (2018). Long-term use of a neural prosthesis in progressive paralysis. *Scientific Reports*, 8(1) :16787.
- [Rezeika et al., 2018] Rezeika, A., Benda, M., Stawicki, P., Gembler, F., Saboor, A., and Volosyak, I. (2018). Brain–Computer Interface Spellers : A Review. *Brain Sciences 2018, Vol. 8, Page 57*, 8(4) :57. Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [Saha et al., 2021] Saha, S., Mamun, K. A., Ahmed, K., Mostafa, R., Naik, G. R., Darvishi, S., Khandoker, A. H., and Baumert, M. (2021). Progress in Brain Computer Interface : Challenges and Opportunities. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 15 :578875. Publisher : Frontiers Media S.A.
- [Saxena et al., 2023] Saxena, S., Fink, L. K., and Lange, E. B. (2023). Deep learning models for webcam eye tracking in online experiments. *Behavior Research Methods*.

- [Sellers et al., 2010] Sellers, E. W., Vaughan, T. M., and Wolpaw, J. R. (2010). A brain-computer interface for long-term independent home use. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 11(5) :449–455.
- [Swinnen and Robberecht, 2014] Swinnen, B. and Robberecht, W. (2014). The phenotypic variability of amyotrophic lateral sclerosis. ISSN : 17594766 Issue : 11 Pages : 661-670 Publication Title : Nature Reviews Neurology Volume : 10.
- [Tan et al., 2022] Tan, Y., Lin, Y., Zang, B., Gao, X., Yong, Y., Yang, J., and Li, S. (2022). An autonomous hybrid brain-computer interface system combined with eye-tracking in virtual environment. *Journal of Neuroscience Methods*, 368 :109442.
- [Tzeplaeff et al., 2023] Tzeplaeff, L., Wilfling, S., Requardt, M. V., and Herdick, M. (2023). Current State and Future Directions in the Therapy of ALS. *Cells 2023, Vol. 12, Page 1523*, 12(11) :1523. Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [Vansteensel et al., 2016] Vansteensel, M. J., Pels, E. G. M., Bleichner, M. G., Branco, M. P., Denison, T., Freudenburg, Z. V., Gosselaar, P., Leinders, S., Ottens, T. H., Boom, M. A. V. D., Rijen, P. C. V., Aarnoutse, E. J., and Ramsey, N. F. (2016). Fully Implanted Brain–Computer Interface in a Locked-In Patient with ALS. *New England Journal of Medicine*, 375(21) :2060–2066. Publisher : New England Journal of Medicine (NEJM/MMS).
- [Vialatte et al., 2010] Vialatte, F.-B., Maurice, M., Dauwels, J., and Cichocki, A. (2010). Steady-state visually evoked potentials : Focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in Neurobiology*, 90(4) :418–438.
- [Vidal, 2003] Vidal, J. J. (2003). Toward Direct Brain-Computer Communication. <http://dx.doi.org/10.1146/annurev.bb.02.060173.001105>, 2 :157–180. Publisher : Annual Reviews 4139 El Camino Way, P.O. Box 10139, Palo Alto, CA 94303-0139, USA.
- [Wang et al., 2023] Wang, J., Xu, S., Dai, Y., and Gao, S. (2023). An Eye Tracking and Brain–Computer Interface-Based Human–Environment Interactive System for Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients. *IEEE Sensors Journal*, 23(20) :24095–24106. Conference Name : IEEE Sensors Journal.
- [Wolpaw et al., 1998] Wolpaw, J., Ramoser, H., McFarland, D., and Pfurtscheller, G. (1998). EEG-based communication : improved accuracy by response verification. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(3) :326–333.
- [Wolpaw et al., 2018] Wolpaw, J. R., Bedlack, R. S., Reda, D. J., Ringer, R. J., Banks, P. G., Vaughan, T. M., Heckman, S. M., McCane, L. M., Carmack, C. S., Winden, S., McFarland, D. J., Sellers, E. W., Shi, H., Paine, T., Higgins, D. S., Lo, A. C., Patwa, H. S., Hill, K. J., Huang, G. D., and Ruff, R. L.

- (2018). Independent home use of a brain-computer interface by people with amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*, 91(3).
- [Wolpaw et al., 2002] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., and Vaughan, T. M. (2002). Brain–computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6) :767–791.
- [Wolpaw et al., 1991] Wolpaw, J. R., McFarland, D. J., Neat, G. W., and Forneris, C. A. (1991). An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 78(3) :252–259.
- [Yao et al., 2018] Yao, Z., Ma, X., Wang, Y., Zhang, X., Liu, M., Pei, W., and Chen, H. (2018). High-Speed Spelling in Virtual Reality with Sequential Hybrid BCIs. *IEICE Transactions on Information and Systems*, E101.D(11) :2859–2862.
- [Yuan and He, 2014] Yuan, H. and He, B. (2014). Brain-Computer Interfaces Using Sensorimotor Rhythms : Current State and Future Perspectives. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 61(5) :1425–1435.
- [Zhuang et al., 2020] Zhuang, M., Wu, Q., Wan, F., and Hu, Y. (2020). State-of-the-art non-invasive brain–computer interface for neural rehabilitation : A review. *Journal of Neurorestoratology*, 8(1) :12–25. Publisher : Elsevier.