



HAL
open science

Création d'un prototype d'objet connecté à retour haptique dans le cadre d'un dispositif de rééducation post-accident vasculaire cérébral

Romain Orhand

► **To cite this version:**

Romain Orhand. Création d'un prototype d'objet connecté à retour haptique dans le cadre d'un dispositif de rééducation post-accident vasculaire cérébral . Interface homme-machine [cs.HC]. 2017. hal-01653697

HAL Id: hal-01653697

<https://inria.hal.science/hal-01653697v1>

Submitted on 1 Dec 2017

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.

Mémoire d'ingénieur

Création d'un prototype d'objet connecté à retour haptique dans le cadre d'un dispositif de rééducation post-accident vasculaire cérébral

Orhand Romain

Année 2016–2017

Stage de fin d'études réalisé dans le laboratoire de recherche Inria Nancy - Grand Est en vue de l'obtention du diplôme d'ingénieur de TELECOM Nancy



Maîtres de stage : Laurent BOUGRAIN, Sébastien RIMBERT

Encadrant universitaire : Vincent BOMBARDIER

Déclaration sur l'honneur de non-plagiat

Je soussigné(e),

Nom, prénom : Orhand, Romain

Élève-ingénieur(e) régulièrement inscrit(e) en 3^e année à TELECOM Nancy

Numéro de carte de l'étudiant(e) : 31415492

Année universitaire : 2016–2017

Auteur(e) du document, mémoire, rapport ou code informatique intitulé :

**Création d'un prototype d'objet connecté à retour haptique dans le
cadre d'un dispositif de rééducation post-accident vasculaire
cérébral**

Par la présente, je déclare m'être informé(e) sur les différentes formes de plagiat existantes et sur les techniques et normes de citation et référence.

Je déclare en outre que le travail rendu est un travail original, issu de ma réflexion personnelle, et qu'il a été rédigé entièrement par mes soins. J'affirme n'avoir ni contrefait, ni falsifié, ni copié tout ou partie de l'œuvre d'autrui, en particulier texte ou code informatique, dans le but de me l'accaparer.

Je certifie donc que toutes formulations, idées, recherches, raisonnements, analyses, programmes, schémas ou autre créations, figurant dans le document et empruntés à un tiers, sont clairement signalés comme tels, selon les usages en vigueur.

Je suis conscient(e) que le fait de ne pas citer une source ou de ne pas la citer clairement et complètement est constitutif de plagiat, que le plagiat est considéré comme une faute grave au sein de l'Université, et qu'en cas de manquement aux règles en la matière, j'encourrais des poursuites non seulement devant la commission de discipline de l'établissement mais également devant les tribunaux de la République Française.

Fait à VILLERS-LÈS-NANCY, le 17 octobre 2017

Signature :

Mémoire d'ingénieur

Création d'un prototype d'objet connecté à retour haptique dans le cadre d'un dispositif de rééducation post-accident vasculaire cérébral

Orhand Romain

Année 2016–2017

Stage de fin d'études réalisé dans le laboratoire de recherche Inria Nancy - Grand Est en vue de l'obtention du diplôme d'ingénieur de TELECOM Nancy

Orhand Romain
28, Rue du docteur Louis Brocq
47 550, BOË
06 13 47 94 64
romain.orhand@telecomnancy.eu

TELECOM Nancy
193 avenue Paul Muller,
CS 90172, VILLERS-LÈS-NANCY
+33 (0)3 83 68 26 00
contact@telecomnancy.eu

Inria Nancy - Grand Est
615, Rue du Jardin botanique
54 600, VILLERS-LÈS-NANCY
03 83 59 30 00



Maîtres de stage : Laurent BOUGRAIN, Sébastien RIMBERT

Encadrant universitaire : Vincent BOMBARDIER

Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué au succès de mon stage et qui m'ont suivi durant toute la durée de celui-ci.

Tout d'abord, j'adresse mes remerciements à mes maîtres de stage, Laurent Bougrain, responsable de l'équipe Neurosys, et Sébastien Rimbert, doctorant de cette même équipe, pour l'aide et les conseils apportés tout le long du stage. Ils m'ont accordé toute leur confiance ce qui m'a permis de me dépasser pour chacune des tâches qu'ils ont pu me confier.

Je tiens à remercier vivement toute l'équipe Neurosys pour leur accueil chaleureux et pour m'avoir permis de vivre une expérience enrichissante et pleine d'intérêt durant ces six mois. Les différents échanges que nous avons pu avoir m'ont permis de m'intégrer rapidement au sein de cette équipe. Je tiens à adresser mes remerciements tout particulièrement à Francesco Giovannini et Tamara Tomic pour leur humour et l'oreille attentive qu'ils ont su m'accorder.

Je remercie également Stéphanie Fleck, maître de conférences de l'Université de Lorraine et collaboratrice au projet GRASP'IT, pour les échanges que nous avons pu avoir et l'intérêt tout particulier qu'elle a pu porter à mes travaux durant ces six mois.

J'adresse également mes remerciements à l'ensemble des personnes du projet BCI-Lift, un Inria Project Lab, pour m'avoir permis de réaliser ce stage qui s'inscrit directement dans les travaux associés au projet.

Enfin, je tiens à remercier toutes les personnes avec lesquelles j'ai pu travailler durant ce stage, qui ont pu me conseiller, me soutenir et également m'aider dans la rédaction de ce rapport : plus particulièrement Amélie, Julien, Loïc et ma tendre Justine.

Table des matières

Remerciements	v
Table des matières	vi
1 Introduction	1
2 De la rééducation motrice aux interfaces cerveau-ordinateur	3
2.1 Différentes approches pour la rééducation	3
2.1.1 De nombreux outils pour évaluer les conséquences d'une attaque	3
2.1.2 Vers la récupération ou l'assistance?	4
2.2 Quelques notions autour du cerveau	5
2.2.1 Le fonctionnement de la boucle sensorimotrice	5
2.2.2 Des phénomènes neurophysiologiques bien utiles à la rééducation	7
2.3 Les interfaces cerveau-ordinateur (ICO)	8
2.3.1 Composition d'une interface cerveau-ordinateur	9
2.3.2 Des ICO variées permettant différentes mesures de l'activité cérébrale	10
3 De nombreuses modalités pour établir une ICO rééducative fondée sur les imaginations motrices kinesthésiques	12
3.1 Autour du <i>neurofeedback</i>	12
3.1.1 Unimodal ou Multimodal	12
3.1.2 Comparaison des différents <i>neurofeedbacks</i>	13
3.2 Influences et effets des états mentaux sur une ICO et sur l'apprentissage moteur	15
3.3 Analyse et traitement des rythmes sensorimoteurs	16
3.3.1 Les rythmes sensorimoteurs au sein des régions motrices	16
3.3.2 L'électroencéphalographie pour mesurer ces rythmes sensorimoteurs	17
3.3.3 La calibration et la détection des imaginations motrices kinesthésiques	19
3.4 Des problématiques liées à l'utilisation des interfaces cerveau-ordinateur	20
3.4.1 L'évaluation objective de tâches mentales subjectives	20

3.4.2	L'implication du cerveau dans l'apprentissage moteur	21
3.5	Les jeux sérieux pour apprendre	23
3.5.1	Stratégies d'apprentissage et styles cognitifs	23
3.5.2	Quelques notions autour des <i>Serious Games</i>	24
3.5.3	Des interfaces ludifiées pour apprendre à contrôler une ICO	25
4	GRASP'IT : une solution pour apprendre à réaliser des imaginations motrices kinesthésiques	27
4.1	GRASP'IT et son protocole d'apprentissage	27
4.1.1	Une interface cerveau-ordinateur pour apprendre à mobiliser ses rythmes sensorimoteurs	27
4.1.2	Un protocole d'apprentissage plus humain	29
4.2	Des défauts à corriger	31
4.2.1	Une maîtrise insuffisante de l'interface cerveau-ordinateur existante . . .	31
4.2.2	Un lourd protocole d'apprentissage à alléger	32
4.3	Une refonte importante de l'ensemble de GRASP'IT	33
4.3.1	Les moyens et méthodes utilisés	33
4.3.2	Présentation des principales transformations opérées sur l'interface cerveau-ordinateur	34
4.3.3	Des protocoles d'apprentissage remis au goût du jour	36
4.4	Des premières tendances se dessinent	38
4.4.1	Présentation des patrons ERD-ERS mesurés chez les sujets	38
4.4.2	Quelques remarques résultant des profils utilisateurs	39
4.5	Discussion générale	41
5	Conception d'une gourde connectée à retour haptique visant à développer le système GRASP'IT	43
5.1	Une gourde à concevoir puis à intégrer dans le système GRASP'IT	43
5.1.1	Une gourde à compresser	43
5.1.2	Une gourde à embarquer	44
5.2	Le choix d'une gourde dépressurisée	45
5.2.1	La préhension avec un vérin pneumatique	46
5.2.2	La préhension avec une pince robotique	46
5.2.3	La préhension avec une pompe à air	47
5.2.4	Une carte <i>Arduino</i> à faire communiquer avec GRASP'IT	48
5.3	Un prototypage ralenti par de longues attentes	49

5.3.1	Un prototypage pas à pas	49
5.3.2	Des commandes de matériel toujours en cours	50
5.4	Une réalisation théorique approuvée	51
5.5	Discussion générale	52
6	Conclusion	54
	Bibliographie / Webographie	56
	Liste des illustrations	63
	Abbréviation	66
	Glossaire	67
	Annexes	70
A	Annexe : Positionnement des électrodes sur le casque EEG utilisé avec GRASP'IT	70
B	Annexe : un scénario sous OpenViBE	71
C	Annexe : Illustrations de l'environnement virtuel de GRASP'IT et du dispositif complet	72
D	Annexe : Procédure d'installation du moteur <i>Unreal Engine 4.10</i>	77
E	Annexe : Diagrammes de Gantt des travaux réalisés autour de GRASP'IT et de ses protocoles d'apprentissage	79
F	Annexe : Questionnaires utilisateurs des protocoles d'apprentissage	81
G	Annexe : Compte-Rendu des Prétests réalisés sur quatre individus	94
H	Annexe : Protocole d'apprentissage personnalisé de l'équipe	112
I	Annexe : Protocole d'apprentissage témoin de l'équipe	114
J	Annexe : Ancien protocole d'apprentissage personnalisé	116
K	Annexe : Ancien protocole d'apprentissage témoin	117
L	Annexe : Démonstration de GRASP'IT pour IHM 2017	118

M	Annexe : Réponses aux questionnaires de sujets ayant réalisé les protocoles	122
N	Annexe : ERD-ERS de chacun de sujets ayant réalisé les protocoles	131
	Résumé	132
	Abstract	132

1 Introduction

« Un accident vasculaire cérébral (AVC) ou attaque cérébrale, est une défaillance de la circulation du sang qui affecte une région plus ou moins importante du cerveau. Il survient à la suite de l'obstruction ou de la rupture d'un vaisseau sanguin et provoque la mort des cellules nerveuses, qui sont privées d'oxygène et des éléments nutritifs essentiels à leurs fonctions.» [passeportsante.net, 2017]

Plus de 130 000 accidents vasculaires cérébraux se produisent chaque année en France, soit un toutes les quatre minutes [spasadaire.fr, 2014]. L'AVC représente ainsi « la première cause de handicap acquis de l'adulte, la deuxième cause de démence (après la maladie d'Alzheimer) et la deuxième cause de mortalité, environ 10 % des décès » [WorldStrokeCampaign.org, 2011]. À l'échelle mondiale, les chiffres sont d'autant plus alarmants avec près d'un AVC toutes les deux secondes avec une tendance à la hausse ces dernières décennies [WorldStrokeCampaign.org, 2011, LeMonde.fr, 2013]. Ainsi, de plus en plus d'importance est accordée à ces attaques puisque parmi les survivants, 30 % à 65 % d'entre eux gardent des séquelles importantes remettant en cause leur autonomie dans leur vie quotidienne [Inserm.fr, 2013] impliquant donc une lourde charge financière pour les états et les familles.

Des recherches sont ainsi effectuées par différentes équipes du monde entier, qui tentent de répondre à ces problématiques en mettant au point de nouveaux traitements. Ceux-ci peuvent aussi bien être médicamenteux tels que la thrombolyse* ou le développement d'agents neuroprotecteurs, chirurgicaux tels que la thrombectomie*, que rééducatifs avec l'émergence de nouvelles thérapies. Une illustration de ces dernières est les adaptations de la thérapie du miroir pour l'AVC où le principe est de duper le cerveau pour soulager. Ces traitements ont pour but d'empêcher un AVC de se produire à nouveau ou bien de réduire les conséquences issues de celui-ci.

Une de ces équipes est l'équipe de recherche Neurosys, affiliée à l'Inria, au CNRS et à l'Université de Lorraine. Elle travaille autour d'un nouveau traitement pour les personnes ayant subi une attaque cérébrale et tente de dégager de nouvelles pistes de rééducation motrice à l'aide des nouvelles technologies. Pour ce faire, elle développe son propre dispositif utilisant l'activité motrice de l'utilisateur, dans le but que celui-ci puisse par la suite être intégré au sein d'un protocole de rééducation pour les personnes souffrant de déficiences motrices dues à une attaque cérébrale.

Nous nous intéresserons donc dans ce mémoire à la manière de renforcer le dispositif de l'équipe dans le but explicité ci-dessus.

Pour ce faire, nous introduirons dans un premier temps la problématique afin de se focaliser autour d'une technologie utilisée par l'équipe de recherche, les interfaces cerveau-ordinateur. Dans un second temps, nous exposerons une synthèse bibliographique et l'état de l'art autour de ces interfaces et présenterons les différentes modalités pour les mettre en place. Nous présenterons ensuite le protocole d'apprentissage des tâches motrices demandées et la conception d'une gourde connectée à retour haptique qui tentent de répondre à cette problématique. Nous terminerons ce

mémoire par une discussion générale proposant une synthèse recentrée autour de la problématique et une ouverture sur des perspectives envisageables.

2 De la rééducation motrice aux interfaces cerveau-ordinateur

Les accidents vasculaires cérébraux peuvent avoir de nombreuses conséquences dans la mesure où ces attaques peuvent se produire dans n'importe quelle région du cerveau. Nous nous centrerons plus particulièrement autour de l'activité motrice et de la rééducation associée. Nous nous intéresserons alors dans une première section 2.1 aux différentes approches qui peuvent être adoptées pour mettre en place cette rééducation. Nous constaterons alors que celles-ci se dessinent au travers d'une petite introduction aux outils permettant d'évaluer les conséquences d'un AVC, et en analysant de plus près ce que peut être une rééducation. Nous nous recentrerons également sur Neurosys et sur la direction qu'elle souhaite prendre. Nous pourrions alors constater que l'équipe cherche à s'appuyer sur le cerveau pour mettre en place son protocole de rééducation. Quelques notions seront par conséquent détaillées dans une seconde section 2.2. Nous verrons enfin dans une dernière section 2.3, quels outils elle souhaite utiliser afin d'établir son protocole et utiliser au mieux le fonctionnement et les capacités de notre cerveau.

2.1 Différentes approches pour la rééducation

Face à cette diversité d'attaques, il est nécessaire de disposer d'outils permettant d'évaluer la sévérité d'un AVC et les impacts sur les capacités des individus, qu'elles soient motrices, cognitives, sociales ou encore psychologiques [StrokeEngine.ca, 2017]. Par exemple, pour déterminer les répercussions sur la cognition, il sera possible d'utiliser le Cambridge Cognition Examination (CAMCOG*).

2.1.1 De nombreux outils pour évaluer les conséquences d'une attaque

De fait, de nombreux outils existent permettant de déterminer les effets d'une attaque tant sur les activités de la vie quotidienne, que sur les capacités motrices d'un individu. Pour ne citer que les plus connus, il est possible d'utiliser l'évaluation de Fugl-Meyer (FMA), l'Action Research Arm Test (ARAT) ou encore le Stroke Impact Scale (SIS).

Respectivement, le FMA est un index d'incapacité basé sur la performance. Il est conçu pour évaluer le fonctionnement moteur, l'équilibre, la sensibilité et les fonctions articulaires pour les patients ayant une hémiplegie* post-AVC [Fugl-Meyer et al., 1975].

L'ARAT est une mesure pour évaluer les changements spécifiques dans la fonction d'un membre chez des individus ayant subi une lésion cérébrale résultant en une hémiplegie [Lyle, 1981]. Il évalue la capacité du patient à manipuler des objets variés en termes de dimension, de poids et de forme et peut ainsi être considéré comme une mesure des limitations des activités spécifiques

aux membres supérieurs [Platz et al., 2005].

Le SIS est une mesure de l'état de santé spécifique à un accident vasculaire cérébral réalisée par les patients. Il permet d'estimer les suites d'une attaque sur différentes échelles en quantifiant et qualifiant la force, le fonctionnement de la main, les activités de la vie quotidienne / les activités instrumentales de la vie quotidienne, la mobilité, la communication, l'émotion, la mémoire et la réflexion ainsi que la participation [Duncan et al., 1999].

Ces trois outils permettent déjà de mettre en évidence de nombreux éléments qui sont à prendre en considération quand une personne est victime d'une attaque, bien que nous ne soyons focalisés que sur l'activité motrice de l'individu. En cherchant encore à réduire le spectre, certains de ces examens permettent de mesurer un ensemble d'éléments précis tels que la motricité résiduelle du membre, ou encore la force résiduelle dans une main. Ainsi, si nous devons comparer les trois outils explicités, le SIS est utilisé dans un contexte très général englobant une rééducation physique, cognitive et sociale, tandis que le FMA est utilisé dans le cadre d'une rééducation physique générale donc plus restreinte. Quant au ARAT, il est encore plus restreint que le FMA puisqu'il est destiné à être utilisé dans le cadre d'une rééducation physique des membres supérieurs.

La sélection de ces outils occupe donc une place importante dans l'élaboration ou le choix de telles thérapies, puisqu'ils assureront soit un suivi très spécifique de séquelles particulières, soit un suivi plutôt général de l'ensemble des séquelles au détriment de la précision. Deux premières approches se dessinent ainsi.

L'équipe Neurosys souhaite se diriger vers la conception d'un protocole de rééducation exclusivement centré sur la motricité du membre supérieur droit. Les affinités de l'équipe et leur expertise les prédisposent à de tels travaux. Par ailleurs, cette motricité peut se décomposer en quatre types de mouvements : la pronosupination*, les extensions et flexions, les abductions* (déviation radiale) et adductions* (déviation ulnaire) et enfin, la préhension*. La figure 2.1 présente un exemple appliqué à une partie du membre supérieur droit, la main. À terme, l'équipe souhaiterait travailler autour de l'ensemble de ces mouvements. Pour ce faire, elle se concentre dans un premier temps autour de la préhension de la main, puisque les manipulations associées sont considérées comme étant les habiletés les plus complexes relatives à la motricité fine [Johnson et al., 2005].



FIGURE 2.1 – Schéma récapitulant les quatre types de mouvement de la main <http://urlz.fr/5FSz>.

2.1.2 Vers la récupération ou l'assistance ?

De nombreuses thérapies existent déjà et peuvent donc être d'une part caractérisées par leur attribut global ou particulier du suivi. Mais en considérant de plus près la définition d'une rééducation, elle consiste à mettre en œuvre un ensemble de moyens et de soins non chirurgicaux pour

rétablir plus ou moins l'usage d'un membre ou d'une fonction. Au regard de cette définition, il convient donc d'exclure l'ensemble des protocoles nécessitant une intervention bien que leur but soit le même. Cependant, le terme *rétablir* peut être entendu de deux manières différentes.

Dans le premier cas, il est possible d'interpréter ce terme dans le sens d'un ensemble de dispositifs qui a pour but d'assister les personnes disposant de déficiences motrices. Par conséquent, cet ensemble n'agit pas directement à l'origine des troubles, mais va plutôt accompagner ces individus dans le cadre d'une thérapie ou tenter de pallier directement ces défaillances. Ainsi la démarche adoptée sera de fournir, tant au corps médical qu'aux patients, une collection d'outils les aidant à mettre en place cette rééducation et de l'orienter au mieux. De tels travaux ont été menés par différentes équipes dans le monde et ont abouti à la conception de nouveaux protocoles pouvant utiliser par exemple la Wii [Deutsch et al., 2009], des interfaces robotiques en tant que substituts [Buch et al., 2008, Chang and Kim, 2013, Bauer et al., 2015], de la percussion corporelle [Tripovic et al., 2014], des interfaces de réalité virtuelle [Shin et al., 2016] ou encore de la stimulation électrique fonctionnelle [Quandt and Hummel, 2014, Jure et al., 2016, Mattia et al., 2013].

Dans le second cas, il est possible d'interpréter ce terme dans le sens d'un ensemble de dispositifs qui a pour but de renforcer les phénomènes physiologiques permettant la récupération des fonctionnalités motrices perdues. Ainsi, cet ensemble tente d'agir directement à l'origine des troubles moteurs, c'est-à-dire sur le cerveau dans le cadre des AVC. Encore une fois, de nombreuses équipes se sont penchées sur la conception de telles thérapies, où l'originalité de ces dernières se trouve souvent dans la combinaison d'éléments innovants. Ainsi ces protocoles peuvent employer des interfaces de réalité virtuelle [Badia et al., 2013][Vourvopoulos and Bermúdez i Badia, 2016] ou augmentée [Pichiorri et al., 2015] souvent basées sur la théorie du miroir, des interfaces robotiques [Ang et al., 2015], des orthèses intelligentes [Ono et al., 2014], ou encore de la stimulation électrique [Kasashima-Shindo et al., 2015] ou vibratoire [Rinderknecht et al., 2013].

Quant à l'équipe Neurosys, elle a choisi de développer un protocole faisant suite à cette seconde interprétation. Cependant, il convient d'avoir une certaine connaissance des phénomènes physiologiques se déroulant au sein du cerveau afin de pouvoir concevoir une thérapie exploitant au mieux ces derniers.

2.2 Quelques notions autour du cerveau

Le cerveau est un des organes les plus importants chez un être humain, puisqu'il s'agit du centre de commandement et de traitement de toutes les informations qui existent au sein du corps humain. Il va ainsi gérer l'ensemble des fonctions motrices du corps au travers de la boucle sensorimotrice.

2.2.1 Le fonctionnement de la boucle sensorimotrice

La boucle sensorimotrice désigne à la fois les phénomènes sensoriels, les activités motrices et leurs interactions. Elle prend ainsi en compte l'ensemble des phases qui compose un mouvement : la planification, la programmation, l'exécution et enfin l'évaluation.

La planification est le processus prédictif où un individu prévoit ce qu'il va faire et prépare des stratégies en rapport avec ses expériences personnelles passées. La programmation suit ensuite cette planification du mouvement. Elle spécifie les paramètres d'exécution d'un geste tels que la

force, l'amplitude, la direction, *etc.*, et corrige ces paramètres en fonction d'informations extéroceptives*. L'exécution consiste en une actualisation des opérations précédentes durant la réalisation du mouvement et est modulée par l'état motivationnel et émotionnel de l'individu. Enfin, la dernière étape consiste en l'évaluation du mouvement qui compare le résultat obtenu par rapport au projet initial [ENS.Evry, 2015].

Ces différentes étapes vont s'opérer et interagir avec différentes zones du cerveau. La commande des mouvements volontaires met en jeu des territoires bien déterminés du cortex cérébral, appelés pour cette raison aires corticales motrices. Alors que l'aire motrice primaire commande directement les mouvements, l'aire qualifiée de prémotrice est impliquée quant à elle dans la planification et le contrôle de l'exécution de ceux-ci.

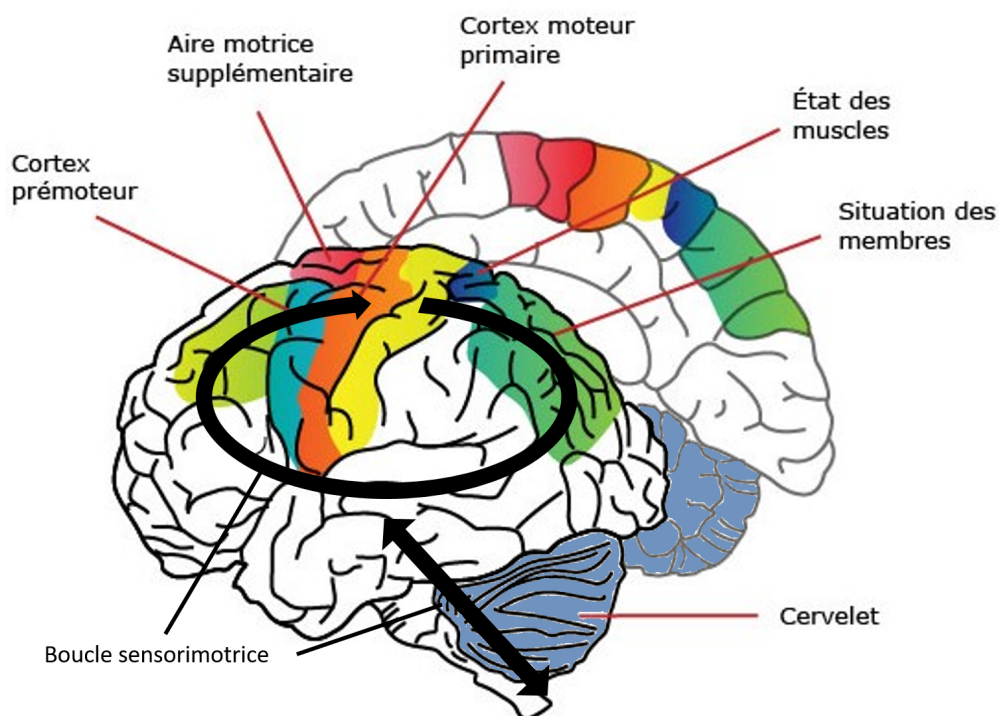


FIGURE 2.2 – Schéma simplifié de la boucle sensorimotrice localisée au niveau du cerveau. Adapté de <http://urlz.fr/5FQ1>

La figure 2.2 présente un schéma simplifié du flux d'informations dans la boucle sensorimotrice. Par ailleurs, des zones supplémentaires entrent en compte dans ce flux : les aires somatosensorielles et le cervelet. Les aires somatosensorielles reçoivent des informations provenant de la surface du corps qui sont ensuite prises en compte dans l'élaboration d'un mouvement. Quant au cervelet, il contribue à la coordination et la synchronisation des gestes, et à la précision des mouvements. Il reçoit des signaux en provenance des différents systèmes sensoriels, ainsi que d'autres parties du cerveau et de la moelle épinière. Il intègre ces signaux pour ajuster au mieux l'activité motrice [Fine et al., 2002].

La figure 2.3 présente ainsi le schéma simplifié complet de la boucle sensorimotrice. Les différentes commandes du cerveau vont alors transiter par la moelle épinière et être reçues par les neurones moteurs, appelés aussi motoneurones. Ceux-ci sont directement connectés aux muscles du corps humain par le biais d'axones et peuvent donc opérer sur ces derniers en déclenchant leur contraction. Ces axones permettent donc de transmettre la commande, mais également de remonter les différentes informations sensibles, ce qui permet de fermer la boucle en fournissant au cerveau un retour quant à la tâche exécutée.

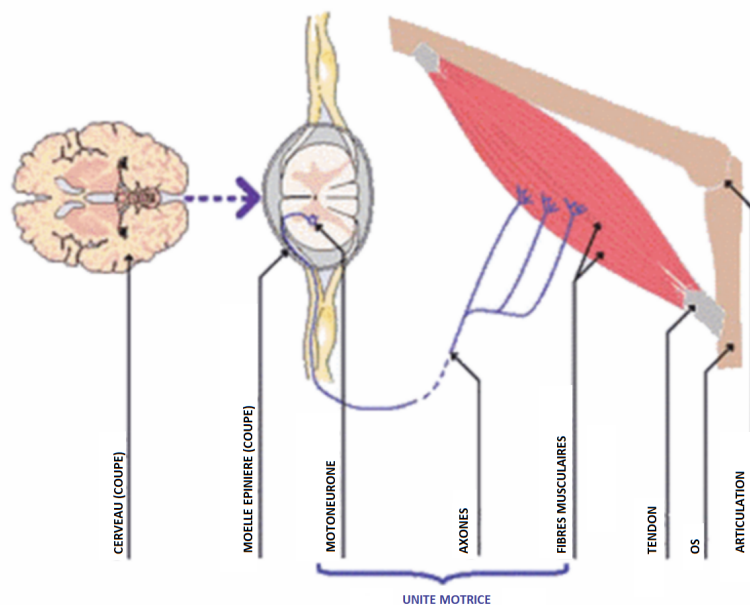


FIGURE 2.3 – Schéma simplifié de la boucle sensorimotrice complète. <http://urlz.fr/5GU8>

Il est ainsi aisé de comprendre que lors d'une attaque cérébrale, il peut facilement survenir des déficiences motrices, tant la réalisation d'un mouvement fait intervenir de nombreuses zones du cerveau. D'autant plus qu'une fois qu'une zone est détériorée, elle ne peut pas revenir à son état d'origine. Dès lors, des processus neurophysiologiques s'opèrent dans le but de pallier les fonctions cérébrales perdues.

2.2.2 Des phénomènes neurophysiologiques bien utiles à la rééducation

Suite à une détérioration d'une fonction cérébrale, le cerveau est capable de se modifier : il peut créer, défaire ou réorganiser les réseaux de neurones et les connexions de ces neurones. Cette manifestation est appelée plasticité cérébrale ou neuroplasticité [Raisman, 1969]. Ainsi les différentes approches utilisées dans le cadre de la rééducation motrice tenteront de renforcer ce phénomène naturel.

En complément, un second principe est utilisé en tant que postulat pour ces thérapies : il s'agit de la règle de Hebb. Cette dernière stipule que « des neurones qui stimulent en même temps sont des neurones qui se lient ensemble » [Hebb, 1949]. Elle décrit les changements d'adaptation neuronale dans le cerveau ou dans un réseau de neurones pendant un processus d'apprentissage.

Ces deux hypothèses mènent ainsi à l'étude de la motricité dans le cadre de ces thérapies, qu'il est possible de diviser en trois catégories dans la mesure où celles-ci possèdent des substrats neuro-naux communs : les mouvements réels, passifs et enfin imaginés [Pfurtscheller and Berghold, 1989]. En considérant un individu, les mouvements passifs comprennent tous ceux qui sont volontairement effectués par une tierce personne sur celui-ci, passif. Par ailleurs, ceux qui sont qualifiés comme étant imaginés sont liés aux imaginations motrices.

Une imagination motrice désigne le fait d'imaginer un mouvement sans réellement l'exécuter. Il existe deux grands types d'imagerie motrice permettant ceci : celles qualifiées de visuelles et les kinesthésiques [Jeannerod, 1995]. Une imagination motrice visuelle (IMV) se focalise ainsi

sur une représentation imagée externe à l'individu, tandis qu'une imagination motrice kinesthésique (IMK) se concentre sur une représentation basée sur les sensations propres à l'individu [Mahoney and Avenier, 1977]. Ces sensations peuvent être des effets de pression, de chaleur ou bien encore de tension.

Ainsi, les rééducations motrices peuvent tenter de renforcer ces phénomènes neurophysiologiques en particulier et prendre en compte les différentes formes de mouvements. L'approche adoptée par Neurosys s'appuie sur les IMK. Ce choix est justifié par les zones cérébrales activées.

En effet, les sensations kinesthésiques associées à l'imagerie motrice activent plus fortement les régions sensorimotrices du cerveau tandis que l'imagerie motrice visuelle stimule plus fortement les lobes occipitaux et pariéto-occipitaux et dans une moindre mesure les aires sensorimotrices [Bouchra and Ahmad, 2016]. Il est alors possible de représenter la localisation de ces imaginations comme proposée sur la figure 2.4.

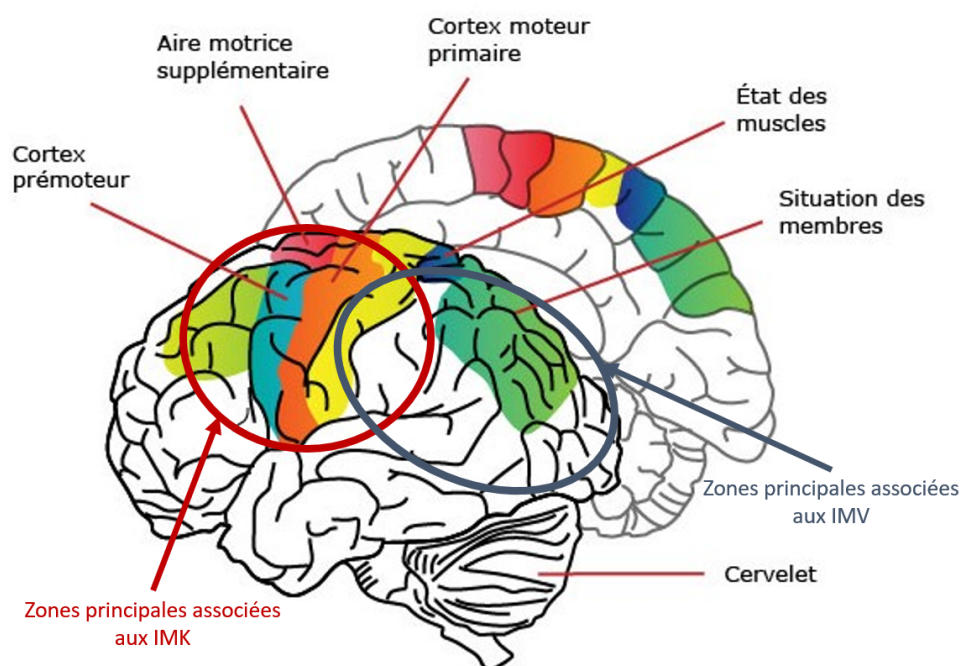


FIGURE 2.4 – Schéma simplifié représentant la localisation des imageries motrices dans le cerveau. Adapté de <http://urlz.fr/5FQ1>

Cependant, de telles thérapies sont délicates à mettre en place sans outils permettant d'avoir un retour quant à l'activité cérébrale motrice de l'individu lésé. L'outil principalement utilisé dans le cadre de tels protocoles est les interfaces cerveau-ordinateur.

2.3 Les interfaces cerveau-ordinateur (ICO)

Une interface cerveau-ordinateur peut être définie comme étant une technologie utilisant uniquement l'activité cérébrale pour contrôler des ordinateurs ou d'autres appareils électroniques [Chaudhary et al., 2016]. Elles permettent ainsi à un individu de communiquer avec son environnement sans que l'activation des muscles soit à l'origine de ces communications. La figure 2.5 adaptée de la figure 2.3 représente donc les deux chemins induits d'exécution d'une action et permet de les situer au sein de la boucle sensorimotrice.

Elles peuvent donc permettre à des personnes souffrant de lourds handicaps de recouvrer une certaine autonomie. Le syndrome de verrouillage fournit un bon exemple d'application de ces ICO. Également appelé syndrome d'enfermement, il consiste en un état neurologique rare où l'individu ne peut ni bouger ni parler, mais reste en pleine possession de ses capacités cognitives. De telles interfaces ont été développées en réponse à cet état pouvant être dû à une attaque cérébrale [Smith, 2005]. Elles ont ainsi permis à ces patients de rédiger à nouveau de courts textes à titre d'exemple.

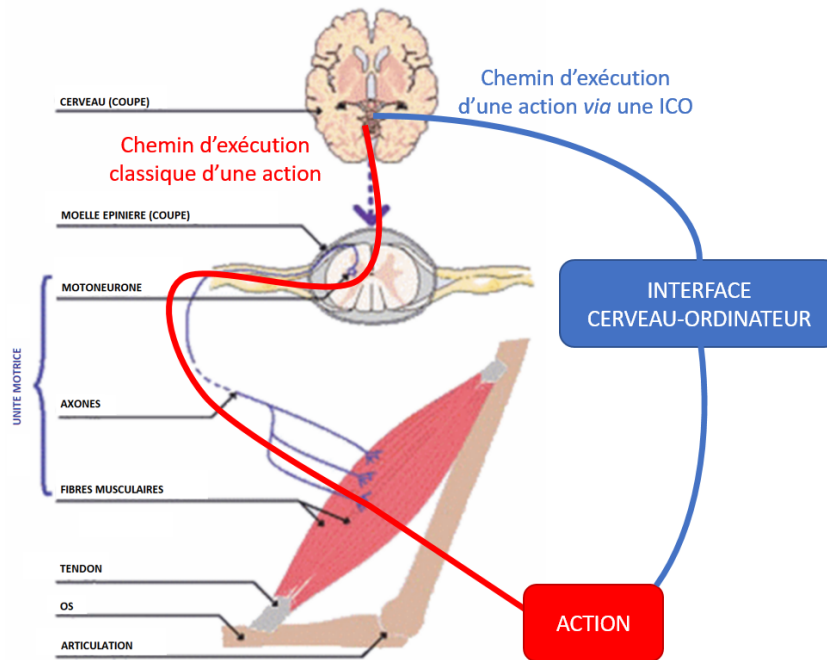


FIGURE 2.5 – Chemins d'exécution de mouvements au sein de la boucle sensorimotrice avec et sans ICO. Adapté de <http://urlz.fr/5GU8>

2.3.1 Composition d'une interface cerveau-ordinateur

Il est possible de décomposer ces ICO en un cycle constitué de six étapes, représenté figure 2.6. Nous reviendrons dans la section 2.3.2 sur les différentes mesures de l'activité cérébrale et les natures des interfaces utilisées.

Le prétraitement des signaux mesurés a pour but de mettre en lumière l'information désirée puisque cette dernière peut être noyée par l'activité cérébrale globale [Bashashati et al., 2007]. Ensuite, l'extraction de caractéristiques cherche à qualifier les attributs de l'information mise en avant, afin que la classification puisse évaluer cet ensemble d'attributs et déterminer l'état mental de l'individu. La conséquence logique de ces étapes est la traduction en une commande opérée dans l'environnement de la personne, dont l'action entraîne un retour exprimant la différence entre celle qui est souhaitée et celle qui s'est réellement déroulée. Ce retour permet alors à l'utilisateur d'apprendre à contrôler l'interface proposée et par extension, son activité cérébrale [Wolpaw et al., 2002].

Plusieurs équipes de recherche utilisent ces interfaces cerveau-ordinateur dans le cadre de protocole de rééducation ou bien tentent de les développer afin de les rendre plus performantes et accessibles. Neurosys se situe dans la première moitié de ces équipes, puisque l'équipe croit en

l'utilisation des imaginations motrices kinesthésiques comme une porte dérobée pour la rééducation quand les thérapies conventionnelles sont inefficaces, tout comme de nombreuses autres équipes [Ietswaart et al., 2006, Sharma et al., 2006, Prasad et al., 2010]. L'utilisation d'une ICO est alors naturelle puisqu'elle offre la possibilité à l'équipe de les exploiter. Reste encore à déterminer quelle variété d'interfaces exploiter et quelle mesure effectuer.

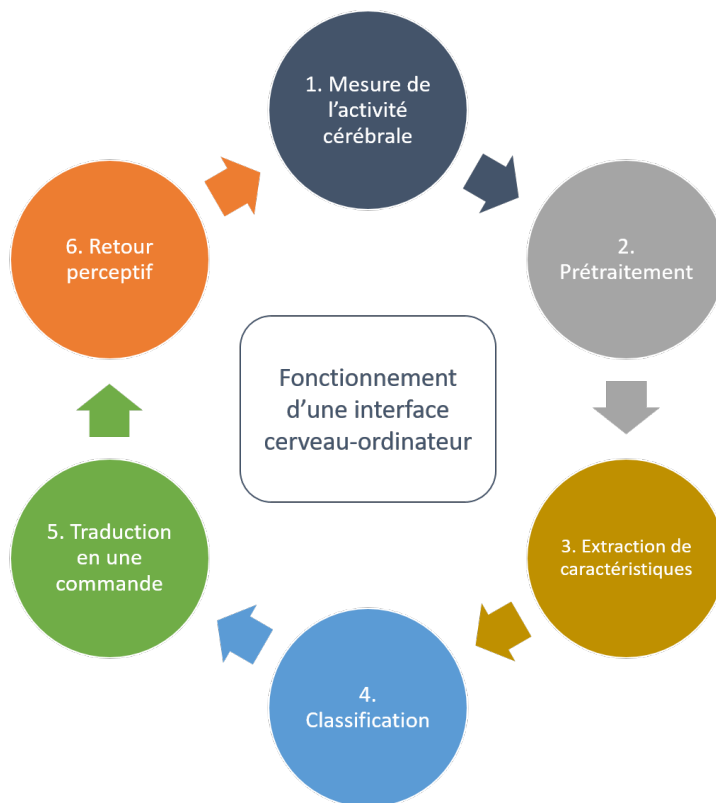


FIGURE 2.6 – Fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur. Inspiré de [Lotte, 2012]

2.3.2 Des ICO variées permettant différentes mesures de l'activité cérébrale

Les interfaces cerveau-ordinateur peuvent être séparées en trois grandes catégories : les invasives, les semi-invasives et les non invasives. Elles sont classifiées selon la méthode de captation de l'activité cérébrale et par conséquent, la localisation des capteurs employés.

La figure 2.7 représente ces différentes localisations. Ainsi les ICO dites invasives mesurent l'activité cérébrale au sein même du cortex. Celles dites semi-invasives effectuent leur captation entre le cortex et une membrane entourant le cerveau située juste en dessous de la boîte crânienne, appelée la dure-mère. Enfin, l'acquisition des interfaces non invasives est réalisée grâce à la pose d'un casque sur le crâne comportant un ensemble de capteurs. Comme nous l'avons indiqué dans la section 2.1.2, nous ne nous intéressons qu'aux ICO non invasives dans la mesure où nous excluons tout élément nécessitant une intervention chirurgicale. De ce fait, nous ne développerons pas plus dans cet écrit les autres types d'interfaces, qui ne sont par ailleurs pas envisagées par l'équipe Neurosys.

Les ICO non invasives peuvent se diviser ainsi en six sous-catégories selon les mesures cérébrales qu'elles permettent. Parmi ces mesures réalisables, nous pouvons citer par exemple les

SSAEP/SSVEP (Steady-State Auditory- or Visual-Evoked Potentials) qui sont des signaux cérébraux répondant à des stimulations auditives ou visuelles à des fréquences bien définies, ou encore les rythmes sensorimoteurs (SMR), qui consistent en des rythmes fréquents liés à l'activité du cortex sensorimoteur. Ce sont ces derniers qui intéressent l'équipe de recherche de par leur nature.

Bien que des recherches soient encore effectuées au sujet de ces signaux, l'amplitude de ces SMR est corrélée à l'activité sensorimotrice. Ainsi, plus l'individu est au repos plus cette amplitude croît. Inversement, plus le cortex est sollicité plus l'amplitude décroît. Ces rythmes intéressent d'autant plus Neurosys dans la mesure où les tâches d'imagination motrice vont pouvoir influencer ceux-ci [Niedermeyer and da Silva, 1993].

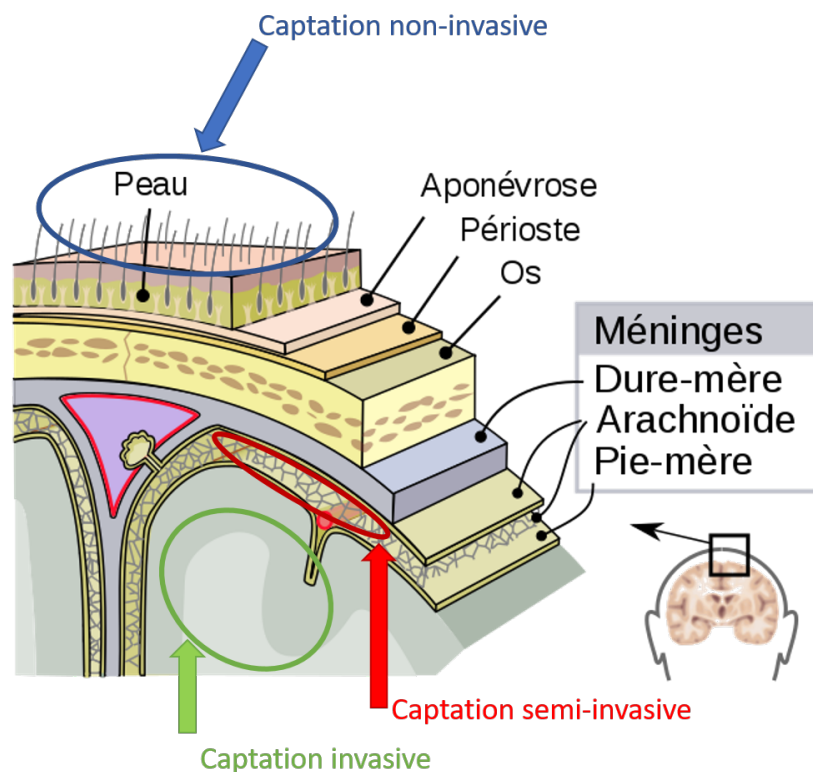


FIGURE 2.7 – Schéma résumant les possibles emplacements des capteurs cérébraux. Adapté de <http://urlz.fr/5H0L>

De nombreuses preuves existent et induisent qu'il est possible d'utiliser les imaginations motrices kinesthésiques dans le cadre d'un protocole de rééducation pour des patients faisant face à des déficiences motrices dues à un accident vasculaire cérébral. L'équipe de recherche Neurosys a développé sa propre interface cerveau-ordinateur basée sur ces IMK et les SMR induits. L'objet de ce mémoire est ainsi de comprendre sous quelles modalités cette interface a été mise en place, et comment il est possible de la renforcer afin d'effectuer quelques pas en avant vers une nouvelle approche de thérapie rééducative.

3 De nombreuses modalités pour établir une ICO rééducative fondée sur les imaginations motrices kinesthésiques

Une interface cerveau-ordinateur est composée de six éléments, comme explicitée sur la figure 2.6. Nous détaillerons dans une première section 3.1 les différentes formes de retours perceptifs existantes. Par ailleurs, nous développerons l'influence de certains états mentaux sur l'apprentissage et sur ces ICO dans la section 3.2, puisque les retours perceptifs influencent ces états. Nous discuterons ensuite du prétraitement, de l'extraction de caractéristiques et de la classification qui sont associés aux rythmes sensorimoteurs dans une ICO dans la section 3.3. Nous mettrons alors en lumière quelques problématiques issues de l'utilisation de ces interfaces dans la section 3.4. Enfin, nous verrons dans une dernière section 3.5 en quoi les jeux sérieux, plus communément appelés *Serious Games*, peuvent à la fois atténuer les effets négatifs de ces états mentaux, participer pleinement à la rééducation des individus lésés et dans le même temps répondre à certaines de ces problématiques explicitées.

3.1 Autour du *neurofeedback*

Les retours perceptifs, appelés également *neurofeedbacks*, ont pour but de fournir des retours quant à une tâche mentale effectuée et permettent à l'utilisateur de l'ICO d'apprendre à contrôler son activité cérébrale. Ces derniers peuvent être unimodaux ou multimodaux.

3.1.1 Unimodal ou Multimodal

Dans le cadre des imaginations motrices, trois de nos sens peuvent être utilisés afin de fournir ce *neurofeedback*. Il s'agit de la vue, du toucher et enfin de l'ouïe. Nous parlerons respectivement de retours visuels, haptiques et enfin auditifs. Il est en effet difficilement concevable d'imaginer un dispositif utilisant le goût ou l'odorat pour fournir ce retour perceptif et la littérature étudiée à ce jour n'en fait pas mention.

Selon les domaines scientifiques, le terme *haptique* peut avoir diverses définitions. Dans ce mémoire, par haptique nous entendons tout ce qui se rapporte au toucher et aux sensations kinesthésiques. Cette définition englobe ainsi deux types de perception manuelle : la perception cutanée et la perception tactilo-kinesthésique [Hatwell et al., 2000]. La perception cutanée résulte d'une stimulation passive de la peau : par exemple quand notre pied est simplement posé sur le sol. Cette perception est ainsi totalement différente de celle dite tactilo-kinesthésique qui résulte donc d'une stimulation active de la peau due à des mouvements exploratoires : nous pouvons alors donner

l'exemple des sensations ressenties quand notre pied est en mouvement dans l'eau.

Un *neurofeedback* unimodal use d'un des trois sens explicités. Inversement, un retour perceptif multimodal utilise une combinaison de ces trois sens. La figure 3.1 présente l'ensemble des combinaisons possibles.

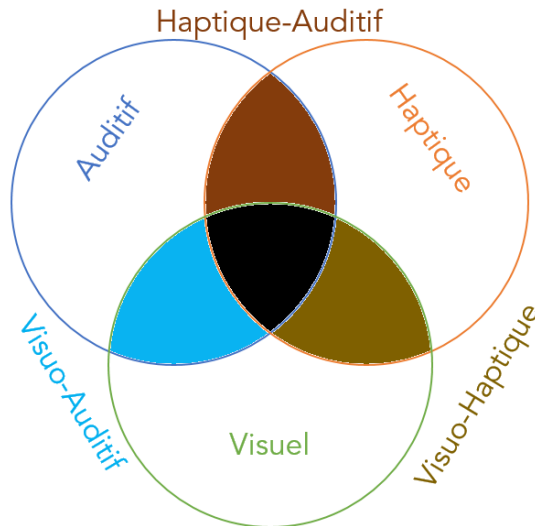


FIGURE 3.1 – Schéma-résumé des variétés de retours perceptifs

Les interfaces cerveau-ordinateur fournissant un retour visuel utilisent souvent une interface comprenant différents curseurs ou symboles [Ang et al., 2010] et les plus abouties sont ludifiées par l'apport d'éléments issus des jeux vidéo [i Badia et al., 2013], ou recourent à la réalité virtuelle [Vourvopoulos and Bermúdez i Badia, 2016] ou augmentée [Pichiorri et al., 2015]. Les plus abouties sont d'ailleurs les plus enclines à des retours multimodaux de par leur nature vidéoludique : il est plus aisé d'implémenter un retour sonore cohérent à un environnement dans le cadre d'un jeu.

Peu d'informations existent quant aux ICO unimodales auditives : un tel dispositif a néanmoins déjà été réalisé par une équipe de recherche [Nijboer et al., 2008]. Quant aux ICO unimodales haptiques, la littérature étudiée ne permet pas de fournir d'exemples de tels systèmes qui ne soient pas combinés à d'autres retours.

Les systèmes à *neurofeedbacks* visuo haptiques sont ainsi les plus nombreux au sein de la littérature. Qu'ils utilisent des orthèses [Ono et al., 2014], des robots [Ramos-Murguialday et al., 2013], de la stimulation électrique fonctionnelle [Jure et al., 2016, McCrimmon et al., 2015], des exosquelettes [Frolov et al., 2017], les dispositifs ne manquent pas avec chacun leurs avantages et inconvénients. *A contrario*, des exemples de systèmes multimodaux visuo auditifs, audio haptiques ou combinant les trois sens existent, mais n'ont pas été approfondis dans le cadre de cette étude. Il est ainsi légitime de se demander pourquoi la répartition est telle à propos des interfaces cerveau-ordinateur. Des éléments de réponse peuvent être fournis grâce à une comparaison des différents *neurofeedbacks*.

3.1.2 Comparaison des différents *neurofeedbacks*

Le *neurofeedback* visuel a été celui qui fut le plus utilisé dans le cadre de l'apprentissage moteur. Par conséquent, ce dernier est le mieux connu de tous les types de retours perceptifs possibles. Ce

retour est ainsi adapté dans l'apprentissage de tâches motrices complexes s'il est coïncident à la tâche et si la conception de sa visualisation est appropriée [Sigrist et al., 2012]. Il est entendu par coïncident, le fait que celui-ci soit fourni en même temps que l'action. Si ces deux critères ne sont pas respectés, le retour se révèle être bloquant dans l'apprentissage et résulte en une décroissance des performances des individus durant la phase de rétention* [Blandin et al., 2008] et donc en une perte d'efficacité du protocole. Inversement, nous savons qu'un tel feedback inhibe l'acquisition de l'action si la tâche est trop simple : un retour dit terminal, dans le sens où celui-ci est fourni après l'exécution de la tâche, est alors préféré [Sigrist et al., 2012].

Le *neurofeedback* auditif, quant à lui, se décline sous trois formes : les alarmes, la sonification* des erreurs et la sonification du mouvement. Les alarmes consistent en un son non modulé qui est joué dès qu'une valeur seuil est dépassée. La sonification désigne la représentation et l'émission de données sous forme de sons modulés non verbaux. Ainsi celle associée à l'erreur représente la déviation entre le mouvement réalisé et celui attendu par le biais de sons, tandis que celle associée au mouvement représente divers paramètres associés à la réalisation de ce dernier. Ce retour perceptif serait adapté à l'apprentissage de tâches motrices simples, mais des études comparatives manquent dans le cas d'actions plus complexes [Sigrist et al., 2012].

Le *neurofeedback* haptique, quant à lui, se décline également sous trois formes : le contrôle de la position, le guidage haptique et l'accroissement de l'erreur. Cette première forme est la plus contraignante puisqu'elle impose un mouvement et ne laisse pas de liberté à l'utilisateur. Le guidage haptique consiste à accompagner l'utilisateur dans son mouvement. Enfin, l'accroissement de l'erreur amplifie l'erreur entre le mouvement réalisé et le but de celui-ci en appliquant à l'individu des forces antagonistes. Encore une fois, des études comparatives manquent, surtout dans le cas de tâches fonctionnelles complexes. Néanmoins, selon les caractéristiques des individus et dans le cas d'actions simples, l'amplification de l'erreur a pu être efficace contrairement au contrôle de la position [Sigrist et al., 2012].

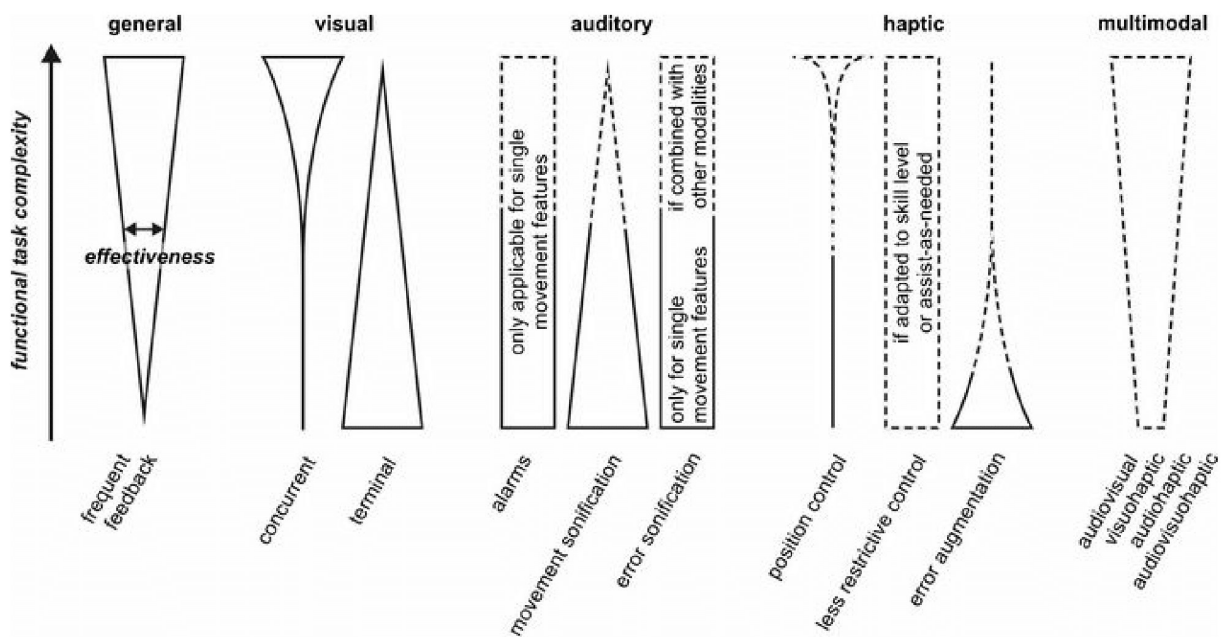


FIGURE 3.2 – Schéma résumé de l'efficacité des retours perceptifs selon la complexité de la tâche à apprendre. Plus la bande est large, plus la stratégie d'apprentissage est efficace. [Sigrist et al., 2012]

Enfin, les retours perceptifs multimodaux sont les plus prometteurs, car plus proches de la réalité, même si ceux dits unimodaux permettent d'accélérer l'apprentissage moteur. L'hypothèse faite est donc que ces feedbacks multimodaux sont plus efficaces qu'un simple feedback haptique, visuel, ou auditif. Selon les modalités de conception de tels retours, différentes études appuient cette hypothèse [Suminski et al., 2010] et permettent de clarifier la nature des améliorations disposées. Ainsi un feedback audiovisuel tend à améliorer la perception des mouvements tandis qu'un feedback visuo haptique serait plus efficace dans le cadre d'apprentissage moteur considérant les notions spatio-temporelles associées [Sigrist et al., 2012].

En considérant ainsi l'efficacité de l'apprentissage selon les différents retours perceptifs et la complexité de la tâche fonctionnelle étudiée, il est possible de synthétiser ces relations sous forme de schéma. Ce dernier est représenté par la figure 3.2. Les zones en pointillés sont issues d'hypothèses effectuées par l'équipe de Sigrist tandis que les zones en trait plein sont consolidées par des études menées par différentes équipes de recherche.

En se rapportant aux études de l'équipe Neurosys, elle travaille autour du mouvement de préhension de la main qui se rapporte aux habiletés motrices les plus fines et les plus complexes à appréhender. Par conséquent, il est cohérent que l'équipe cherche à mettre en place un feedback multimodal dans le cadre de son protocole de rééducation en s'appuyant sur la littérature.

Cependant, les modalités de conception de ce feedback vont grandement dépendre des caractéristiques des individus : âge, habileté manuelle, sports pratiqués, instruments de musique joués, *etc.* Il est donc logique de les prendre en considération dans l'élaboration du retour perceptif et pour un protocole de rééducation à plus grande échelle. Nous nous intéresserons plus particulièrement aux états mentaux, ces derniers étant directement corrélés aux tâches mentales et influés par les *neurofeedbacks* décrits.

3.2 Influences et effets des états mentaux sur une ICO et sur l'apprentissage moteur

La charge cognitive est définie comme la capacité de stockage d'informations en mémoire et l'intégration de nouvelles informations. Ainsi, la motivation, l'attention, la fatigue, le sommeil, le stress, la frustration sont autant d'éléments impactant la charge cognitive des apprenants et les résultats de l'apprentissage.

Un étudiant n'ayant pas la motivation d'écrire son mémoire obtiendra nécessairement des résultats de moindre qualité comparativement à un étudiant motivé. Il en est de même avec les imaginations motrices puisque la motivation résulte d'un ensemble de facteurs déterminant l'action et le comportement d'un individu en vue d'un objectif. Ainsi, il convient de susciter son intérêt et mobiliser son attention sur la tâche par l'apport d'une récompense [Keller, 2008]. L'apport de défis accessibles et la stimulation des capacités des apprenants sont également d'autres éléments motivationnels qui vont accroître les performances [Nijboer, 2010].

La même analogie avec notre étudiant peut être reprise en considérant non plus sa motivation, mais sa fatigue. La fatigue existe sous différentes formes : chronique, passagère, physique ou encore mentale [Åkerstedt et al., 2004]. Les performances globales des apprenants sont ainsi corrélées à ces états et doivent donc être prises en compte lors de l'élaboration de ces protocoles rééducatifs. Il est délicat d'agir directement sur la fatigue chronique, néanmoins l'aménagement de nombreuses pauses et une durée relativement courte de tâches mentales à effectuer permet-

tront de lutter contre certaines formes telles la somnolence [Okogbaa et al., 1994]. Par ailleurs, les effets de la fatigue sont mesurables à travers les rythmes cérébraux fournis par les interfaces cerveau-ordinateur [Cao et al., 2014]. La prise en compte de ces mesures reste néanmoins peu répandue dans la littérature. Mais d'une part, elle pourrait fournir un indice objectif permettant d'interpréter les résultats obtenus de l'ICO utilisée; d'autre part, elle met bien en évidence les effets de la fatigue tant sur l'apprentissage que sur ces interfaces.

En opposition avec la fatigue, le sommeil a donc également un rôle important à jouer dans l'apprentissage moteur. Il est prouvé que le sommeil aide à l'apprentissage auprès des personnes saines. Même si plus de 50 % des personnes ayant subi une attaque cérébrale sont sujets à des troubles du sommeil [Bassetti, 2005], des études similaires ont été menées et ont abouti aux mêmes conclusions [Siengsukon and Boyd, 2008].

Enfin, la frustration est également un état mental pouvant induire des changements notables tant au niveau de l'acquisition de signaux cérébraux que sur l'apprentissage. Elle peut être due à une difficulté trop élevée de la tâche mentale et amener à des modifications du comportement de l'individu : crispation, mouvement de mâchoire, mouvement de faciès, *etc.* Or ces modifications sont nettement perceptibles lors de l'acquisition de signaux et donc influent grandement sur l'interface cerveau-ordinateur. Logiquement, elles agissent aussi sur l'apprentissage en provoquant une perte de motivation ou au pire, l'abandon de l'utilisateur. De même si la tâche se révèle être trop aisée pour l'utilisateur : cela provoquera son ennui et aura des conséquences similaires à la frustration.

Ainsi, l'établissement d'une interface cerveau-ordinateur doit prendre en compte ces modalités afin de stimuler l'utilisateur et le motiver sur la durée. Il devient donc clair qu'il est difficilement possible de concevoir une telle interface sans se recentrer sur celui-ci tant les effets néfastes sur les signaux et l'apprentissage peuvent vite survenir. Une analyse robuste des signaux cérébraux peut limiter leurs effets.

3.3 Analyse et traitement des rythmes sensorimoteurs

L'équipe de recherche Neurosys s'intéresse pour rappel aux rythmes sensorimoteurs. Ceux-ci seront ainsi décrits dans cette section et nous verrons par conséquent pourquoi Neurosys a choisi l'électroencéphalographie comme technique de mesure pour les analyser. Nous développerons autour de l'utilisation de cette dernière afin de mettre en évidence les possibilités de calibration et de détection des imaginations motrices kinesthésiques. Enfin, nous discuterons des difficultés associées à l'analyse et à la captation de ces signaux cérébraux en décrivant leurs caractéristiques.

3.3.1 Les rythmes sensorimoteurs au sein des régions motrices

Les définitions des rythmes sensorimoteurs sont nombreuses et varient entre les pays et les auteurs. Dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur, ceux-ci sont définis comme une oscillation électromagnétique dans un domaine fréquentiel de 8 à 12 Hz (rythme alpha ou mu) et de 18 à 30 Hz (rythme bêta) induit par l'activité cérébrale électrique des régions motrices du cerveau [definitions-de psychologie.psyblogs.net, 2017].

Dans la section 2.2.2, nous avons indiqué que les mouvements réels, passifs et enfin imaginés présentent des circuits neuronaux communs [Pfurtscheller and Berghold, 1989]. Il s'avère que ces

mouvements modulent ces rythmes mu et bêta par l'apparition de patrons appelés *Event-Related Desynchronisation* (ERD) et *Event-Related synchronisation* (ERS) [Blankertz et al., 2008], présenté figure 3.3.

Un patron ERD est déclenché par l'intention d'un mouvement ou par l'imagination de celui-ci et résulte en une chute de la puissance spectrale dans les bandes de fréquences explicitées due à une désynchronisation des neurones concernés. *A contrario*, un patron ERS apparaît après la fin de l'exécution d'un mouvement ou à la fin de l'imagination de celui-ci et induit une hausse de la puissance spectrale dans ces mêmes bandes de fréquences. Cette hausse est quant à elle due à une synchronisation des neurones impliqués dans le mouvement [Neuper et al., 2006, Nam et al., 2011].

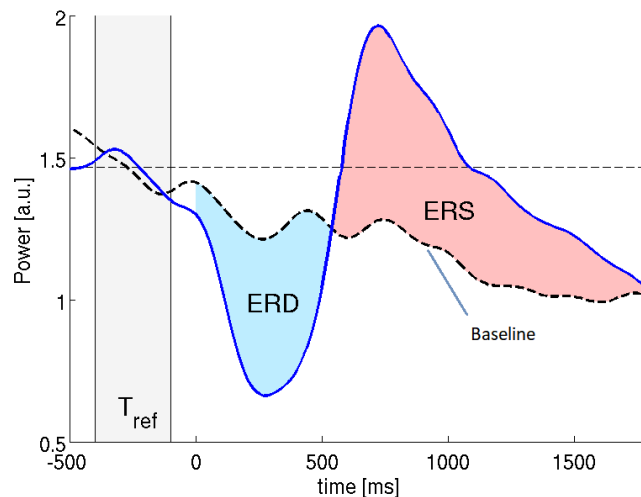


FIGURE 3.3 – Représentation d'un ERD-ERS. Adapté de <http://urlz.fr/5HHk>

Les ERD-ERS vont ainsi refléter l'activation ou la désactivation des régions sensorimotrices en se focalisant sur les variations de puissance spectrale de l'activité électrique neuronale associées temporellement à un stimulus [Neuper et al., 2006]. Des études ont permis de les localiser au sein de ces régions et de montrer qu'ils sont influencés par divers paramètres comme la durée du mouvement [Lotze et al., 1999, Nam et al., 2011].

Connaissant ces phénomènes neurophysiologiques, Neurosys devait alors choisir une technique de mesure en adéquation avec ses besoins et permettant de mesurer les rythmes sensorimoteurs pour rechercher ces patrons : son choix s'est porté sur l'électroencéphalographie.

3.3.2 L'électroencéphalographie pour mesurer ces rythmes sensorimoteurs

Nous avons vu dans la section 2.3.2 qu'il existe différentes interfaces cerveau-ordinateur non invasives classifiables selon les mesures qu'elles effectuent. Dans le cadre des rythmes sensorimoteurs, trois technologies permettent l'étude de ces signaux :

- L'électroencéphalographie (EEG).
- L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf).
- La magnétoencéphalographie (MEG).

La MEG est une technique de mesure des champs magnétiques induits par l'activité électrique des neurones du cerveau. Respectivement, l'EEG mesure les champs électriques. Quant à l'IRMf,

elle consiste à enregistrer des variations du flux sanguin cérébral lors de stimulations locales. La localisation des zones cérébrales activées est basée sur l'effet Blood Oxygen Level Dependant (BOLD), lié à l'aimantation de l'hémoglobine contenue dans les globules rouges du sang.

Le choix de l'équipe s'est naturellement porté sur cette première technologie pour sa portabilité, son faible coût, sa facilité d'utilisation et les possibilités d'applications. Ces quatre caractéristiques en font le système d'enregistrement cérébral le plus répandu à travers le monde.

Les systèmes d'acquisitions par EEG se composent traditionnellement d'un casque sur lequel sont posées des électrodes faisant office de capteurs, voir figure 3.4. Ils peuvent varier selon le nombre de capteurs mis en place, allant de quelques canaux à plusieurs centaines de canaux.

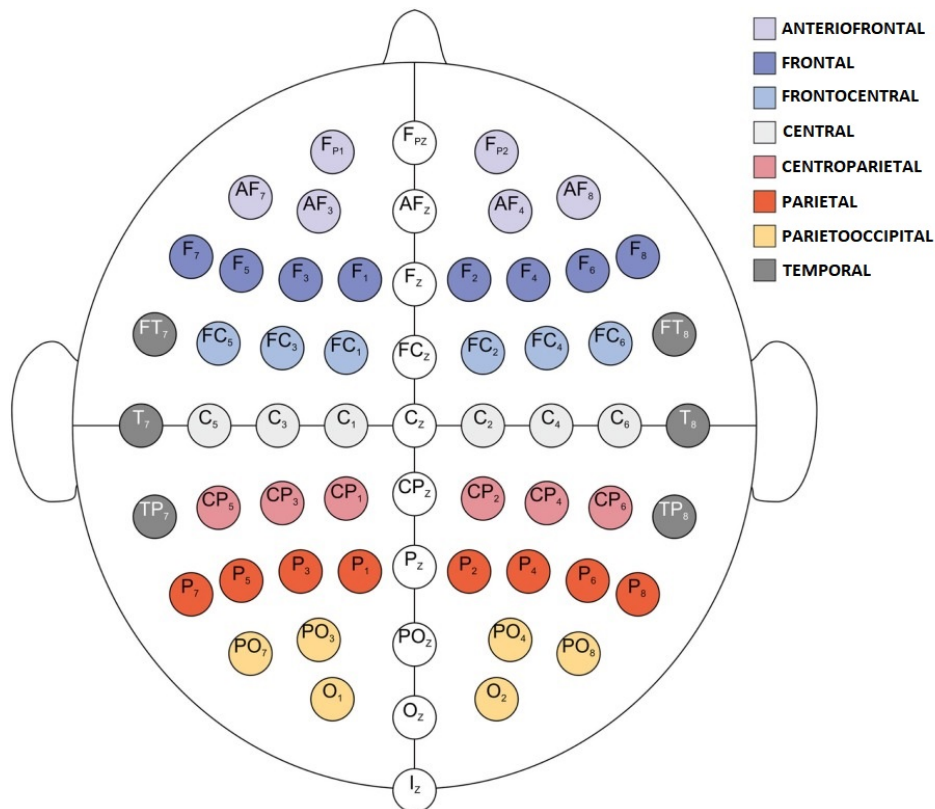


FIGURE 3.4 – Positionnement des électrodes sur un casque EEG à 64 canaux. Adapté de <http://urlz.fr/5HJ0>

Le placement des électrodes sur ces canaux revêt ainsi une importance toute particulière puisque leur localisation est corrélée avec la région cérébrale observée. En prenant pour exemple le casque à 64 canaux de la figure 3.4, l'activité électrique des régions sensorimotrices est principalement accessible *via* les canaux frontocentaux, centroparietaux et surtout, centraux. Les électrodes C3 et C4 sont les plus importantes afin de discriminer les imaginations motrices [Neuper et al., 2009] et suffisent à détecter des changements significatifs de rythmes mu et bêta durant ces tâches mentales [Nam et al., 2011].

De même, le nombre d'électrodes utilisées sur le casque EEG est un paramètre à prendre en compte puisque celui-ci induit des coûts de deux natures. D'une part, il implique des coûts financiers puisqu'un système EEG offrant plus de canaux permet un plus grand nombre d'applications et est donc plus cher. D'autre part, il entraîne une complexité supplémentaire dans le traitement et l'analyse des données récoltées, celles-ci étant plus nombreuses et résultant souvent en des calculs plus chronophages.

C'est pourquoi des équipes ont cherché à mettre en place des solutions permettant de discriminer les tâches mentales avec un nombre réduit de capteurs. Elles sont ainsi parvenues à détecter au moins quatre actions différentes en travaillant autour de la calibration de l'interface cerveau-ordinateur et de la détection de ces imaginations motrices kinesthésiques [Ang and Guan, 2013].

3.3.3 La calibration et la détection des imaginations motrices kinesthésiques

Quatre imaginations motrices kinesthésiques ont pu être décelables en étudiant les ERD-ERS des tâches mentales : celles associées à la main droite, à la main gauche, les pieds et la langue [Morash et al., 2008]. Mais pour y parvenir, il a d'abord fallu faire face à de nombreuses difficultés inhérentes aux signaux.

Parmi les principales, nous pouvons relever le fait que ces signaux sont très bruités, car de fréquences très proches ou inférieures à de nombreux appareils électroniques du quotidien : rien que pour notre réseau électrique, la fréquence de courant industriel est de 50 Hz. Le rapport signal sur bruit est donc faible par nature et induit de nombreuses aberrations au sein du signal. De plus, comme cela a déjà pu être souligné, ces signaux sont collectés via de nombreux canaux afin d'être concaténés en un signal complexe à étudier. À cette masse d'informations doivent s'ajouter par ailleurs des informations temporelles puisque l'activité cérébrale est généralement modulée par des stimulations spécifiques. Par conséquent, ces signaux sont non-stationnaires. Ce terme issu du domaine physique permet de désigner leur dépendance avec le temps puisqu'ils varient avec ce dernier [Lotte et al., 2007].

De ces difficultés découlent deux approches pour effectuer une mesure qui soit la plus efficace. Au choix, les utilisateurs sont entraînés à produire une activité cérébrale plus forte, souvent en appliquant le vieil adage «*C'est en forgeant que l'on devient forgeron*». Sinon, l'ICO est entraînée sur les caractéristiques de ses utilisateurs [Blankertz et al., 2008]. Dans ce cas-là, il est possible d'effectuer la calibration du système sur la détection des imaginations motrices ou bien sur des mouvements passifs. Cette dernière calibration a l'avantage de réduire la fatigue des utilisateurs de l'interface. Elle a ainsi déjà été réalisée, mais dépend de l'analyse électroencéphalographique [Ang et al., 2011] puisque les mouvements passifs seraient utilisés afin de déceler les ERD-ERS des individus.

Une taxonomie non exhaustive des méthodes de classification et de leurs propriétés a donc été réalisée par l'équipe de Fabien Lotte [Lotte et al., 2007] et permet d'aiguiller au mieux le choix d'élaboration de l'interface cerveau-ordinateur quant à l'extraction de caractéristiques et la classification du système.

Ces algorithmes sont considérés comme des méthodes *online* puisqu'ils sont exécutés au moment de l'utilisation de l'interface cerveau-ordinateur. Ils répondent alors également à des contraintes spécifiques dans leur conception : de temps et de mémoire le plus souvent. Ils diffèrent ainsi légèrement de ceux qualifiés d'*offline* qui sont utilisés en dehors des ICO sur les données brutes, collectées grâce à ces interfaces et ne répondant pas à ces contraintes. Des différences de performances existent donc entre ces algorithmes *online* et *offline* selon leur utilisation : il est par exemple possible d'avoir des écarts de précisions quant à la détection des ERD-ERS [Ang et al., 2012].

Enfin, le prétraitement des données qui intervient après l'acquisition de l'activité cérébrale (rappelez-vous figure 2.6) est une étape à ne pas négliger. Elle consiste souvent en la mise en place de différents filtres afin d'incrémenter le ratio signal sur bruit des signaux acquis ou en l'agrégation

des signaux issus des différents canaux. Pour ce faire, un filtre passe-bande entre 8 Hz et 30 Hz est souvent appliqué puisque les rythmes sensorimoteurs étudiés sont compris dans cette bande de fréquence. Par ailleurs, des outils permettant de réduire la présence des artefacts* lors de l'acquisition ont été développés, rendant ainsi l'extraction de caractéristiques et la classification plus fiables [Lemm et al., 2005].

L'utilisation des interfaces cerveau-ordinateur pose donc quelques difficultés quant à leur élaboration. Dans cette section, nous avons détaillé certaines de ces dernières qui sont liées aux rythmes sensorimoteurs étudiés par l'équipe de recherche Neurosys. Cependant, ce ne sont pas les seules auxquelles l'équipe se confronte, et pour lesquelles des réponses sont toujours recherchées.

3.4 Des problématiques liées à l'utilisation des interfaces cerveau-ordinateur

De nombreuses questions restent ouvertes dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur. Nous ne traiterons dans cette section que certaines d'entre elles, à savoir l'évaluation des tâches d'imaginaires motrices kinesthésiques et l'implication du cerveau dans l'apprentissage moteur.

3.4.1 L'évaluation objective de tâches mentales subjectives

Les tâches mentales étudiées sont souvent des imaginaires motrices. Celles-ci sont par nature très personnelles : la manière de se représenter un mouvement est propre à chaque individu, d'autant plus si la tâche doit être réalisée de manière kinesthésique. Or, les interfaces cerveau-ordinateur ne fournissent que des outils pour voir les changements opérés au sein de l'activité cérébrale et il est bien souvent difficile de pouvoir évaluer la réalisation des imaginaires et les capacités des individus à les produire. La problématique à laquelle se confronte le monde scientifique est d'obtenir des indices objectifs à partir de tâches subjectives.

Pour déterminer si les changements aperçus grâce aux ICO sont bien issus des exercices demandés et non d'une activité autre, des outils ont été mis en place dans le but d'obtenir quelques mesures des imaginaires motrices. Pour les plus répandus, il est possible de citer le *Chaotic Motor Imagery Assessment* (CMIA) [Sharma et al., 2006], le *Movement Imagery Questionnaire - Revised Second version* (MIQ-RS) [Gregg et al., 2010] et le *Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire* (KVIQ) [Malouin et al., 2008].

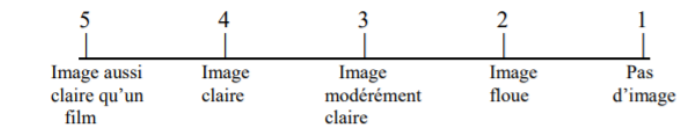
Le MIQ-RS est un questionnaire où l'individu auto évalue ses capacités d'imaginaires motrices tant visuelles que kinesthésiques. Ce questionnaire est par conséquent totalement subjectif puisqu'il s'agit d'une auto-évaluation. Il part du principe où les réponses ont été données par des personnes impliquées et se base donc sur la confiance et la connaissance qu'ont ces individus sur eux. Il fournit alors des indices permettant à terme d'interpréter les résultats obtenus par les ICO.

Cependant, ce questionnaire n'est pas adapté pour des personnes souffrant de handicaps moteurs comme peuvent l'être les victimes des attaques cérébrales. C'est ainsi que fut développé le KVIQ par une équipe de recherche française. Il repose sur le même principe que le MIQ-RS, sauf que les mouvements à réaliser et à imaginer sont tous accessibles aux personnes à mobilité réduite, contrairement au MIQ-RS. Un exemple d'item proposé par le KVIQ est illustré figure 3.5.

Pour ces deux questionnaires, un item se décompose comme suivant :

- Une position de départ est adoptée.
- Un mouvement est réalisé selon des consignes précises.
- Une imagination motrice ou visuelle correspondant à ce mouvement est ensuite exigée.
- L'individu évalue alors avec quelle aisance il a réalisé la tâche mentale.

Échelle d'imagerie visuelle



Item IV. Flexion/extension de la tête

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Inclinez votre tête le plus loin possible, d'abord vers l'avant, puis vers l'arrière.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux le mouvement que vous venez de vous imaginer.

FIGURE 3.5 – Exemple d'item proposé par le KVIQ. Extrait de [Malouin et al., 2007].

La limite principale de ces outils est bien évidemment leur caractère subjectif bien qu'ils aident à la compréhension des résultats obtenus par les ICO. Fort de ce constat, le CMIA a été développé afin d'apporter plus d'objectivité et donc un meilleur recul sur les capacités d'imagination des individus. Ce questionnaire est divisé en différentes parties et s'appuie sur des phénomènes neurophysiologiques pour fournir les indices recherchés. Par exemple, il a été démontré qu'il existait un couplage temporel proche entre l'exécution d'un mouvement et son imagination même chez les personnes victimes d'un AVC [Malouin et al., 2004].

C'est également avec ce questionnaire qu'apparaît une nouvelle notion, l'inaptitude à réaliser les tâches mentales demandées sous les contraintes nécessaires, désignée par le terme *chaotic motor imagery*. La littérature désignera ensuite ces difficultés à utiliser les ICO via le terme *BCI-illiteracy* sachant que 15% à 30 % des utilisateurs sont touchés [Vidaurre and Blankertz, 2009]. Des efforts sont ainsi déployés dans l'élaboration d'ICO s'adaptant au plus grand nombre afin de contrer cet effet. L'approche de conception évolue par conséquent en remplaçant l'utilisateur au centre du système [Lotte and Jeunet, 2015].

Aujourd'hui, cette problématique est toujours d'actualité puisqu'il n'existe pas d'outils infallibles attestant des capacités des individus : la confiance reste ainsi au cœur de ces systèmes. Néanmoins, des recherches sont effectuées dans une autre problématique qui permettrait de développer des outils de plus en plus fiables : l'implication du cerveau dans l'apprentissage moteur.

3.4.2 L'implication du cerveau dans l'apprentissage moteur

L'implication du cerveau dans l'apprentissage moteur est encore bien mal connue. Les interfaces cerveau-ordinateur fournissent des outils permettant de l'étudier sous différents angles, mais possèdent leurs propres limites.

Par exemple, ces ICO fournissent divers indicateurs de performance qui sont souvent corrélés à la détection des tâches mentales utilisées et à l'amplitude des signaux cérébraux étudiés. Elles ne sont donc pas directement associées aux phénomènes neurophysiologiques révélateurs des

changements cérébraux escomptés permettant cet apprentissage moteur. Un exemple de la mise en œuvre de ces phénomènes est la variation de myéline au sein des régions sensorimotrices : une augmentation de cette substance protégeant les fibres nerveuses induit une acquisition motrice [Lakhani et al., 2016]. Cependant, cette mesure n'est pas réalisable avec de telles interfaces. De bons indicateurs de performances ne sont ainsi pas nécessairement liés à ces phénomènes et malheureusement, les propriétés des ICO induisant par exemple la neuroplasticité désirée sont mal connues [Grosse-Wentrup et al., 2011].

Par ailleurs, les réseaux neuronaux sous-jacents aux performances motrices sont différemment engagés selon la nature de la tâche mentale et les performances associées [Boyd et al., 2010]. Il suffit alors de légères variations de modalités de conception de ces interfaces pour faire varier les résultats d'une rééducation motrice, pouvant parfois aboutir à des déconvenues, d'autant plus que l'apprentissage de tâches motrices est influencé par toutes les entrées sensorielles, indépendamment de la justesse de l'information récupérée [Vidoni et al., 2010].

Il est ainsi difficile de prévoir si l'apprentissage serait efficace et s'il entraînerait les changements escomptés, d'autant plus que les régions cérébrales impliquées lors des imaginations motrices kinesthésiques et leurs interactions sont encore mal connues.

Bien que les relations et les zones du cerveau impliquées dans un mouvement de préhension de la main soient connues [Buch et al., 2012], ces relations sont à même de changer à cause d'une lésion cérébrale. Quand celle-ci survient, le cerveau étant constitué de deux hémisphères, la moitié où est localisée la lésion est qualifiée d'ipsilésionnelle* et l'autre de contralésionnelle*.

Toutes ces corrélations sont encore une fois peu comprises et sujettes à controverse : à titre d'exemple, il n'est pas encore clair si le cortex moteur primaire (M1) est activé dans le cadre d'IMK [de Vries and Mulder, 2007] bien qu'il puisse aider à mettre en avant les désorganisations des réseaux neuronaux moteurs [Sharma et al., 2009b]. Néanmoins, il est reconnu pour ce dernier que l'apprentissage moteur induit des changements d'activités au niveau du cortex moteur primaire contralésionnel chez les personnes victimes d'attaques cérébrales [Boyd et al., 2010]. Les aires sensorimotrices ipsilésionnelles de ces personnes sont utilisées pour compenser les déficits moteurs [Meyer et al., 2012]. Et le cortex sensoriel agirait comme un enseignant vis-à-vis de M1, ce qui une nouvelle fois démontre l'importance des retours sensoriels dans l'apprentissage [Vidoni et al., 2010].

Lors d'une rééducation motrice, cinq sources d'informations entrent en compte : les sensations proprioceptives, tactiles, vestibulaires*, visuelles et auditives, auxquelles sont ajoutées les capacités d'imagination et d'observation [de Vries and Mulder, 2007]. Ces sources sont pour la plupart situées au niveau du cortex prémoteur et préfrontal, ce qui renforce leur rôle dans la rééducation motrice [Sharma et al., 2009a]. La figure 3.6 illustre la localisation de ces aires cérébrales et rappelle la localisation de M1.

L'équation permettant d'utiliser aux mieux les ICO est par conséquent très complexe face à tant d'incertitudes quant au fonctionnement du cerveau et tant de variables, que ce soit les effets des retours perceptifs (*cf.* section 3.1 et section courante), les états mentaux (*cf.* section 3.2) ou le traitement des signaux enregistrés (*cf.* section 3.3). Ces interfaces ont également leurs propres limites, mais il est possible de les repousser en les combinant aux jeux sérieux et en replaçant l'utilisateur au centre de ces dispositifs.

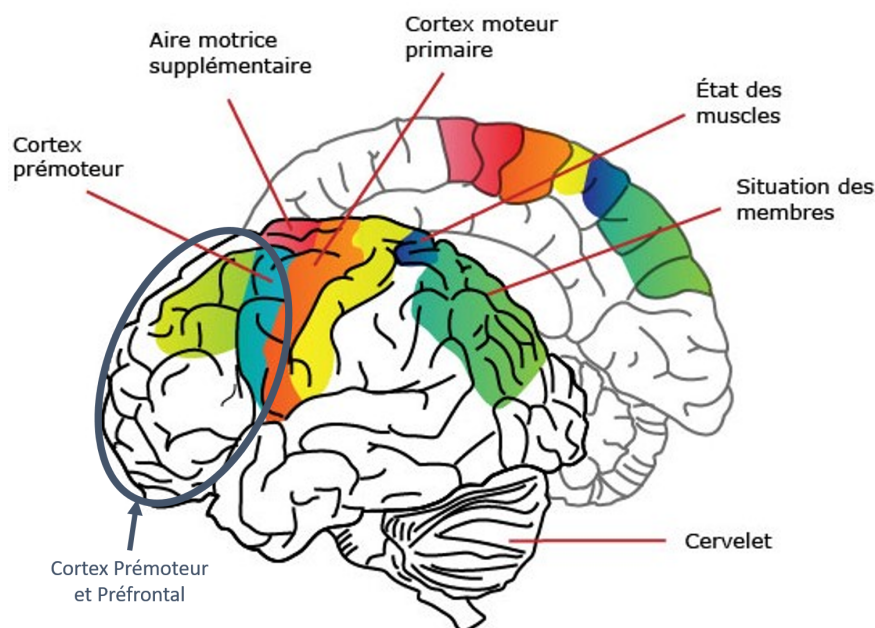


FIGURE 3.6 – Schéma simplifié représentant la localisation des cortex prémoteur et préfrontal. Adapté de <http://urlz.fr/5FQ1>

3.5 Les jeux sérieux pour apprendre

Différentes stratégies d'apprentissage sont présentées dans un premier temps ainsi qu'une représentation des styles cognitifs associés. Dans un second temps, quelques notions autour des jeux sérieux sont données en lien avec les stratégies d'apprentissage. Ces dernières permettront enfin de mettre en lumière les apports des éléments de ludification dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur.

3.5.1 Stratégies d'apprentissage et styles cognitifs

Les stratégies d'apprentissages sont définies comme un « savoir comment apprendre ». Elles peuvent donc être utilisées pour apprendre et permettre dans le même temps une observation ou une verbalisation des tâches enseignées [Kermarrec, 2004].

Lors d'un apprentissage moteur, des activités d'autorégulation soutiennent ces stratégies. Celles-ci désignent un ensemble de processus qui permettent aux apprenants de planifier, surveiller et évaluer leurs apprentissages [Matheson and Hutchinson, 2017]. Elles peuvent être décomposées en trois types [Kermarrec, 2004] :

- « Dire et comprendre ». Elles mettent donc en jeu des informations verbales.
- « Imager et associer ». Elles mettent ainsi en jeu des informations visuelles.
- « Répéter et s'adapter ». Elles mettent alors en jeu des informations kinesthésiques.

Cette autorégulation comprend quatre étapes nécessaires à la réussite de ces démarches : la définition de la tâche, l'établissement d'objectifs et la planification, la mise en œuvre de stratégies et enfin, l'adaptation selon l'évaluation des progrès [Winne and Hadwin, 1998].

Le choix de ces stratégies autorégulées va être par ailleurs influencé par le style cognitif des apprenants durant le processus d'apprentissage [Matheson and Hutchinson, 2017]. Les styles cognitifs

peuvent être définis comme des approches pour organiser et traiter les informations issues d'un apprentissage [Messick, 1984].

Il est possible de représenter ces différentes approches selon deux dimensions, illustrées par la figure 3.7 [Riding and Sadler-Smith, 1997]. Elle illustre les représentations et structures des informations les plus adéquates selon les forces des styles cognitifs associés.

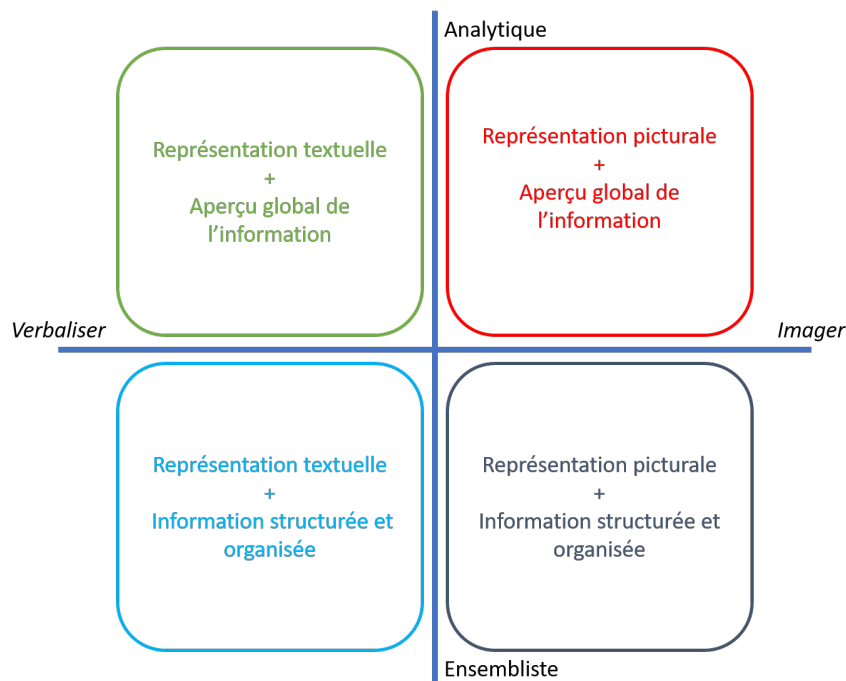


FIGURE 3.7 – Représentation des styles cognitifs selon deux dimensions. Adapté de l'article [Riding and Sadler-Smith, 1997]

La prise en compte de ces quelques notions est utile dans l'élaboration de protocoles visant à apprendre à utiliser les interfaces cerveau-ordinateur pour de la rééducation motrice puisque chaque individu possède ses propres stratégies. Il convient alors de trouver la manière la plus pertinente de lui dispenser l'information afin d'encourager l'engagement de l'apprenant. Les jeux sérieux peuvent fournir ces moyens et les adapter au plus grand nombre.

3.5.2 Quelques notions autour des *Serious Games*

Une définition simple des jeux sérieux est une « Application informatique, dont l'intention initiale est de combiner, avec cohérence, à la fois des aspects sérieux tels, de manière non exhaustive et non exclusive, l'enseignement, l'apprentissage, la communication, ou encore l'information, avec des ressorts ludiques issus du jeu vidéo » [Alvarez, 2007]. Cette association serait mise en place par la constitution d'un scénario vidéoludique suscitant l'envie d'apprendre.

Nous avons vu dans la section 3.5.1 que différents profils existent selon les stratégies d'apprentissages employées. Ce scénario, et tout particulièrement l'habillage du jeu, doit ainsi prendre en compte ces profils afin de transmettre au mieux l'information. Similairement, différents profils de joueurs existent et ont été classifiés [Bartle, 1996]. Une combinaison de ces deux approches permettrait alors d'adapter le jeu à une catégorie spécifique ou à un public le plus large qui soit.

Cependant, le jeu doit également procurer du plaisir au joueur sous peine qu'il ne soit pas utilisé et

par conséquent, que le but pédagogique ne soit pas atteint. Une taxonomie des plaisirs de jeu a été réalisée, fournissant à nouveau divers outils pour guider leur conception [Hunicke et al., 2004].

La conception et le développement de *Serious Games* sont généralement très chronophages. Dans le cadre des protocoles de rééducation motrice utilisant des interfaces cerveau-ordinateur, la littérature étudiée ne permet pas de fournir d'exemples d'utilisation de tels jeux. Néanmoins, une partie des concepts et outils issus de ces jeux sérieux et des stratégies d'apprentissage a déjà été reprise dans le domaine des ICO : on parle alors d'interfaces ludifiées.

3.5.3 Des interfaces ludifiées pour apprendre à contrôler une ICO

La ludification, ou *gamification*, est un procédé qui consiste à utiliser des mécanismes issus des jeux dans d'autres domaines ou situations. Un exemple classique de cette ludification est l'incorporation de scores, trophées et classements comparatifs au sein d'applications.

Cette *gamification* intéresse de plus en plus les personnes du domaine des interfaces cerveau-ordinateur puisqu'elle apporte de nombreuses solutions à des préconisations données par la communauté scientifique. Par exemple, dans le cadre des attaques cérébrales, elle préconise la création de systèmes s'adaptant à chaque individu lésé ce qui est facilité par ces interfaces ludifiées [Sharma et al., 2006].

En effet, ces interfaces ludifiées sont autant utiles aux apprenants qu'aux équipes de recherche et médicales, puisqu'elles vont recueillir une multitude d'informations verbales et comportementales. Les protocoles utilisant les ICO peuvent alors s'adapter au plus grand nombre et réduire les effets du *BCI-illiteracy*.

Enfin, elles permettent une mise en place cohérente de retours perceptifs multimodaux et fournissent dans le même temps des outils pour que l'utilisateur puisse effectuer son auto-évaluation en conséquence. Plus d'importance est accordée aux stratégies employées durant l'apprentissage, augmentant ainsi la motivation de ses utilisateurs et diminuant les effets néfastes de certains états mentaux présentés section 3.2 [Kermarrec, 2004, Prasad et al., 2009].

L'équipe de recherche Neurosys développe sa propre interface cerveau-ordinateur en utilisant les rythmes sensorimoteurs induits par les imaginations motrices kinesthésiques. Elle souhaite qu'à terme, celle-ci soit intégrée au sein d'un protocole de rééducation pour les personnes souffrant de déficiences motrices dues à un AVC.

Cependant, l'établissement de son ICO doit répondre à de nombreuses modalités spécifiées par la littérature. Le renforcement de son dispositif, objet d'étude de ce mémoire, se doit d'être cohérent avec l'étude bibliographique réalisée et présentée dans cette section.

Ainsi, Neurosys travaille à améliorer l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques par le biais d'une interface ludifiée : GRASP'IT. Pour ce faire, elle a conçu un protocole d'apprentissage centré sur l'utilisateur qui tente de répondre aux difficultés inhérentes à l'utilisation des ICO. La partie 4 présente ce protocole, les travaux effectués et les premières tendances des résultats obtenus.

Par ailleurs, elle souhaite développer son interface cerveau-ordinateur en incorporant un retour haptique au retour perceptif existant. L'élaboration d'un tel *neurofeedback* multimodal pourrait

accroître les performances des utilisateurs du système GRASP'IT et faire un pas de plus vers le protocole de rééducation qu'elle souhaite. La partie 5 présente ainsi la conception de ce *neuro-feedback* multimodal résultant en une gourde intelligente.

4 GRASP'IT : une solution pour apprendre à réaliser des imaginations motrices kinesthésiques

GRASP'IT est un système dont le rôle est de permettre à ses utilisateurs d'apprendre à réaliser des imaginations motrices kinesthésiques. Pour ce faire, il combine une interface cerveau-ordinateur et des protocoles d'apprentissage, qui seront présentés dans une première section 4.1, tels qu'ils étaient à mon arrivée au sein de Neurosys. Ces derniers avaient des lacunes sur lesquelles l'équipe de recherche travaillait et qui seront détaillées dans une seconde section 4.2, afin de mettre en évidence les besoins de l'équipe et les possibles solutions. Une justification des choix d'améliorations retenues est fournie à la lumière de ces éléments. Puis, les moyens techniques et méthodes de conception que j'ai utilisés afin de répondre à ces besoins seront explicités dans une troisième section 4.3. Une présentation des principales transformations opérées sur GRASP'IT sera donnée dans le même temps. Dans une quatrième section 4.4, nous étudierons les premiers résultats expérimentaux obtenus suite à ces modifications. Enfin, une discussion générale est proposée pour clore cette partie dans la section 4.5. Elle permettra de mettre en avant les forces et les limites du dispositif, suite aux travaux que j'ai réalisés, ainsi que les opportunités qui s'offrent à l'équipe.

Le projet GRASP'IT est le fruit des travaux de Laurent Bougrain (coordination du projet) et Sébastien Rimbert (protocole d'apprentissage), appartenant à l'équipe de recherche Neurosys, de Stéphanie Fleck (ingénierie pédagogique), collaboratrice et membre de l'équipe de recherche PERSEUS, de Jimmy Nex (développement) et Sylvain Gaborit (ludification), anciens collaborateurs et enfin, des miens (améliorations techniques et retour haptique).

4.1 GRASP'IT et son protocole d'apprentissage

Le système GRASP'IT consiste en la combinaison d'une interface cerveau-ordinateur et de protocoles d'apprentissage des IMK. L'interface cerveau-ordinateur utilisée sera d'abord présentée, et les protocoles d'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques le seront par la suite.

4.1.1 Une interface cerveau-ordinateur pour apprendre à mobiliser ses rythmes sensorimoteurs

La figure 4.1 résume de manière simplifiée le fonctionnement de l'ICO de GRASP'IT et se base sur celui des interfaces cerveau-ordinateur présenté dans la section 2.3. Il est alors possible de décomposer l'ensemble en quatre parties :

- L'acquisition des signaux avec un casque EEG, réalisée par le biais d'*OpenViBE Acquisition*;

- Les traitements de l’activité cérébrale enregistrée par le biais d’*OpenViBE Designer* et complétée par des scripts *Lua*;
- La traduction réalisée par des scripts *MATLAB* qui s’intègrent au sein d’*OpenViBE Designer*;
- Une interface ludifiée et réalisée avec le moteur de jeu *Unreal Engine 4.10* dont les sources ont été modifiées.

Pour réaliser cette acquisition, l’équipe utilise un casque EEG à 64 canaux tel que celui qui a été schématisé sur la figure 3.4. Sur ce casque sont ainsi positionnées 32 électrodes couvrant les cortex moteur et somatosensoriel, et une partie du lobe occipital pour vérifier si l’utilisateur produit des IMV. La figure présentée en annexe A.1 montre la localisation de ces capteurs. Ces électrodes sont alors reliées à un amplificateur EEG, dont le rôle est d’amplifier les signaux afin de rendre plus visible l’activité cérébrale. Un logiciel, *OpenViBE Acquisition* est enfin utilisé pour enregistrer et traiter ces signaux.

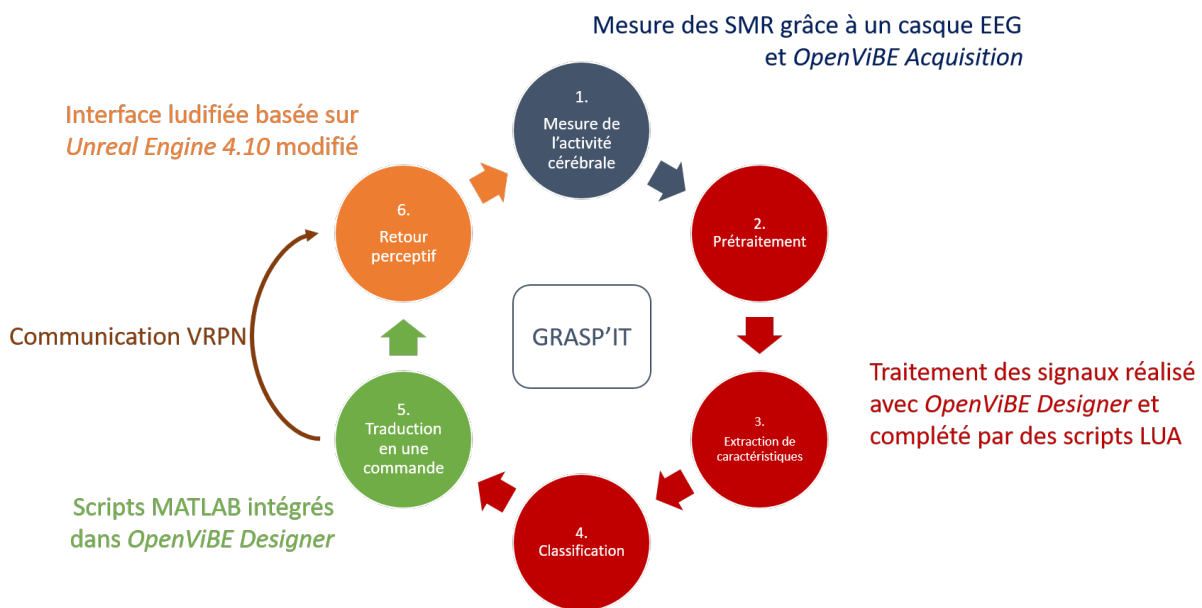


FIGURE 4.1 – Schéma résumé du fonctionnement de l’ICO de GRASP’IT

Le traitement correspondant à l’acquisition est réalisé avec *OpenViBE Designer*. *OpenViBE* est un logiciel libre et *open source*. Il peut filtrer, extraire des caractéristiques des signaux, visualiser ces derniers et enfin les classer. Il est dédié à la conception et au développement des interfaces cerveau-ordinateur en temps réel [openvibe.inria.fr, 2017]. Il fonctionne avec un système de scénarios correspondant à un agencement de boîtes, chacune ayant leur propre rôle. Un exemple de scénario est fourni en annexe B.1 pour illustrer le principe. Il offre également la possibilité d’utiliser des scripts en langage *Lua* qui ont pour but d’étendre les fonctionnalités de l’application au sein desquels ils sont embarqués. En l’occurrence, de tels scripts ont été développés afin de lier l’activité cérébrale acquise à des événements temporels, en réponse au caractère non stationnaire de ces signaux (voir section 3.3.3).

OpenViBE Designer permet également d’utiliser des scripts *MATLAB*. Ces codes sont utilisés pour transformer les résultats du classifieur en une valeur numérique. Cette valeur est ensuite utilisée dans l’élaboration du retour perceptif. Cependant, elle doit être transmise à l’interface ludifiée qui est externe à *OpenViBE* : une communication *Virtual Reality Peripheral Network* (VRPN) est alors usitée.

Une telle communication implémente un réseau transparent entre des applications et un ensemble de dispositifs physiques dans un environnement de réalité virtuelle. *OpenViBE* possède nativement un tel serveur. Il convenait donc d'inclure un client VRPN à l'interface ludifiée, afin qu'elle puisse recevoir les commandes et les interpréter en un retour perceptif visuel pour l'utilisateur.

Cette interface a été développée avec un moteur de jeux vidéo : l'*Unreal Engine 4*. Les sources de ce moteur ont été recompilées afin d'y ajouter un client VRPN [Svetachov, 2016], permettant alors cette communication.

Pour rappel, GRASP'IT est destiné à l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques. Pour ce faire, il utilise une interface ludifiée qui intègre dans ses principes de conception centrée utilisateur deux notions importantes [Rimbert et al., 2017] :

- L'affordance, ou la capacité d'un objet à suggérer sa propre utilisation. L'équipe espère ainsi qu'en utilisant de tels objets, les zones motrices soient plus stimulées et résulte donc en une amélioration de la qualité du signal cérébral produit. Aussi l'objet utilisé est une gourde où l'utilisateur est invité par l'environnement virtuel à imaginer le mouvement de préhension.
- L'apport de *challenges* et de récompenses dans un contexte permettant à l'utilisateur de s'autoévaluer. L'équipe espère ainsi maintenir la motivation des utilisateurs du dispositif grâce à l'environnement virtuel développé en ce sens. Il fournit les stimulations et les retours perceptifs visuels à la première personne pour aider à la personnification et lui transmettre les consignes : un bras est ainsi proposé, répliquant le geste à imaginer et présentant différents paliers selon la performance d'IMK réalisée *via* la hauteur d'un jet d'eau sortant de la gourde. Ce bras est accompagné d'un feu tricolore dont le but est de fournir les différentes consignes. Ces éléments devraient alors permettre à l'utilisateur d'orienter au mieux les stratégies d'apprentissage qu'il utilise afin de stimuler son cortex moteur.

Des images de cet environnement virtuel sont présentes en annexe C de ce mémoire, accompagnées de quelques photos du dispositif complet.

L'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques du mouvement de préhension de la main ne résulte pas que de l'utilisation du système présenté, mais elle résulte du couplage de l'ICO et d'un protocole d'apprentissage personnalisé.

4.1.2 Un protocole d'apprentissage plus humain

Classiquement, l'apprentissage automatique des tâches mentales s'effectue grâce à la répétition de ces dernières. Il en découle de nombreuses difficultés qui ont été présentées dans la section 3.3.3. En réponse à celles-ci, l'équipe a développé son propre protocole qui peut se décomposer en trois étapes.

La première étape est une étape de référence qui, combinée à la troisième, permet d'évaluer la progression et les résultats de l'apprentissage des utilisateurs du système. Par conséquent, la deuxième étape consiste en cette initiation aux imaginations motrices kinesthésiques.

Les première et troisième étapes sont alors identiques en tout point puisqu'elles consistent en une collecte de données cérébrales, une calibration du système GRASP'IT par rapport aux caractéristiques des individus collectées précédemment et enfin, en une session de test. Cette session a pour but d'évaluer les performances des utilisateurs par rapport à la tâche mentale demandée.

L'étape d'apprentissage peut à nouveau être divisée en trois phases correspondant chacune à un exercice bien particulier. Ainsi, il était d'abord appris aux utilisateurs à ressentir le plus grand nombre de sensations associées au mouvement de préhension de la main, à travers une série de mouvements réels. Ensuite, ces apprenants devaient réduire leurs mouvements jusqu'à arriver à un quasi-mouvement*, tout en se concentrant sur leurs sensations. Pour ce faire, une courbe électromyographique représentant leur activité musculaire leur était présentée en temps réel. Enfin, une session d'entraînement aux imaginations motrices kinesthésiques était proposée, afin que les utilisateurs puissent appliquer leurs nouvelles connaissances. Durant cette session, le *neurofeedback* était décalé et cumulé sur cinq essais d'IMK afin de laisser les individus se concentrer au plus sur les jets d'eau virtuels de gourde à produire sans être perturbé par des retours inattendus.

Cet entraînement se démarque d'autant plus que des expérimentateurs accompagnent les personnes tout au long du protocole. Ils interviennent lors des deux premiers exercices afin d'aiguiller au mieux les apprenants en s'adaptant à leurs sensations et dire.

Pour comparer l'efficacité d'un tel protocole d'apprentissage, l'équipe a également mis en place un protocole témoin fonctionnant sur la répétition. Il se différencie du protocole apprenant par les exercices proposés lors de la seconde étape : il s'agit de trois exercices consistant à effectuer des imaginations motrices kinesthésiques de façon répétée, où l'utilisateur est laissé en autonomie.

Enfin, des questionnaires sont utilisés en amont et en aval de ces protocoles. Ils ont pour but de mieux cerner les profils des utilisateurs de GRASP'IT et leurs capacités d'imageries motrices à l'aide du questionnaire normalisé MIQ-RS présenté section 3.4.1 et de questionnaires conçus par l'équipe principalement centrés sur l'expérience utilisateur. Ils permettent également de découvrir de nouvelles pistes d'amélioration du dispositif.

La figure 4.2 résume schématiquement les deux protocoles présentés dans cette section.

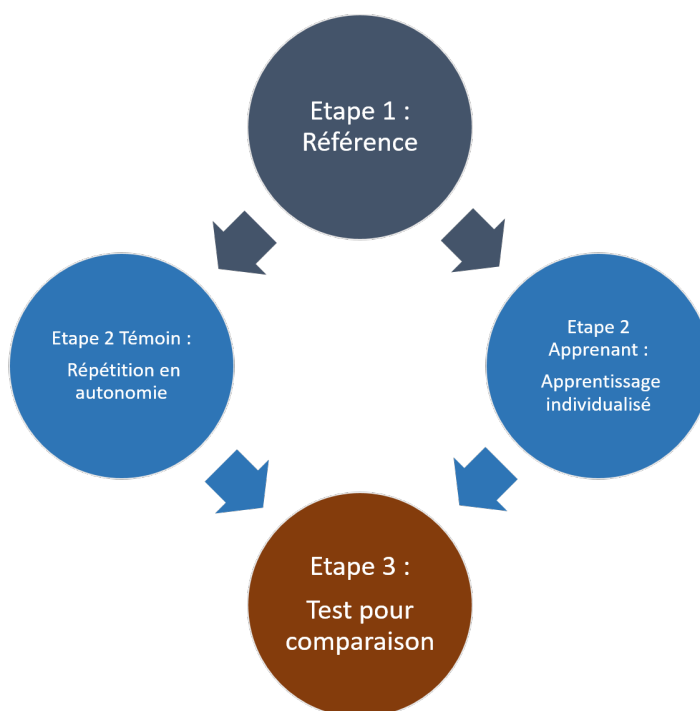


FIGURE 4.2 – Illustration des protocoles témoin et apprenant à mon arrivée au sein de l'équipe

Cependant, ces protocoles et l'ICO présentaient des défauts sur lesquels j'ai été amené à travailler afin de les corriger.

4.2 Des défauts à corriger

À mon arrivée au sein du projet GRASP'IT, le système mis en place était relativement instable et présentait des bogues parfois handicapants. Cette section présente ainsi les besoins de l'équipe, les solutions pour répondre à ces derniers et celles qui ont été retenues, afin d'assurer une maîtrise technologique complète de l'ICO de GRASP'IT à l'équipe. Par ailleurs, le protocole s'est révélé être cognitivement lourd : il impliquait une fatigue et une charge cognitive trop importantes, qui induisaient par conséquent une baisse de performance dans l'apprentissage et de motivation. Il devenait alors nécessaire de simplifier ces protocoles afin de réduire cette charge tout en permettant l'apprentissage. Encore une fois, cette section présentera les besoins et les contraintes induites par la mise en place de ces apprentissages, les solutions répondant à ceux-ci et celles qui ont été retenues.

4.2.1 Une maîtrise insuffisante de l'interface cerveau-ordinateur existante

Un premier besoin de l'équipe résultait de la multitude de versions du système. Différentes versions coexistaient sur différentes machines et seulement peu d'entre elles étaient totalement fonctionnelles. Malheureusement, le développement de l'ICO de GRASP'IT incluait des mises à jour boguées qui par conséquent se multipliaient et ne permettaient plus à l'équipe de s'y retrouver. Elle perdait alors en temps et en efficacité à redévelopper des éléments normalement déjà existants. Par ailleurs, le code développé était très peu documenté ce qui compliquait la prise en main du système et résultait aussi en de nombreuses zones de code mort. Ainsi, une mise à plat du système était nécessaire afin de centraliser l'ensemble des ajouts en une version totalement fonctionnelle, débarrassée de ces zones mortes, et documentée.

Pour ce faire, le choix qui s'est rapidement imposé consistait à mettre en place d'un système de versionnage. Ce système permettait alors de partir d'une version fonctionnelle et d'ajouter, au fur et à mesure, l'ensemble des fonctionnalités nécessaires en limitant les bogues. La documentation pouvait être écrite dans le même temps.

Cette remise à niveau du système incluait par ailleurs, une refonte du système de consignes de GRASP'IT. Ces consignes étaient fournies à l'aide de stimulations générées par des scripts *Lua*. Cette multiplicité de versions et l'allègement du protocole, dont il sera question dans la section 4.2.2, ont eu un impact conséquent, puisque ces stimulations sont interprétées comme des commandes par le moteur de jeu *Unreal Engine*. Cette cohérence devait donc être maintenue, tout en limitant le couplage induit.

Par ailleurs, ces stimulations servaient de marqueurs temporels quant à l'activité cérébrale des utilisateurs. Ils définissaient les différents échantillons qui étaient utilisés par le classifieur, conçu sous *OpenViBE*. Celui-ci a pour rôle de déterminer si une tâche d'IMK doit être réalisée ou non. Il pouvait être alors intéressant de calculer la matrice de confusion de celui-ci : elle fournit des indices quant à la qualité de la classification opérée. Cependant, des marqueurs manquaient pour réaliser cette matrice. Il était alors nécessaire de les ajouter lors de cette refonte.

Comme cela a été indiqué en introduction de section, le logiciel de traitement des signaux cérébraux pouvait s'arrêter de fonctionner à cause d'une surcharge de la mémoire gérée par celui-ci. Cette surcharge était due à l'utilisation de *MATLAB*, très gourmand en ressource et en temps. De plus, son utilisation nécessitait une connexion à internet, sous peine que la licence associée ne soit pas vérifiée et bloque l'utilisation du logiciel. Une optimisation du système s'est donc révélée

nécessaire pour l'équipe, afin de réduire ses contraintes d'utilisation et d'accroître ses performances globales en réduisant cette charge mémoire.

La seule solution réalisable était de remplacer les scripts *MATLAB* utilisés, par des scripts *Lua* ou *Python*, pouvant être naturellement intégrés dans *OpenViBE Designer*. Des calculs scientifiques pouvant être de mise et l'équipe possédant quelques notions en *Python*, son choix s'est orienté sur ceux-ci. Une réécriture de ces scripts devait ainsi être réalisée. La mise en place du système de versionnage facilitait naturellement cette optimisation.

Des travaux conséquents étaient nécessaires sur GRASP'IT pour répondre aux besoins de l'équipe dans son projet. Ils seront présentés par la suite dans la section 4.3. Par ailleurs, dans la mesure où ce système s'appuie sur les protocoles d'apprentissage, il convenait de s'assurer de leur cohésion puisque des modifications allaient être opérées sur les protocoles.

4.2.2 Un lourd protocole d'apprentissage à alléger

La charge cognitive des protocoles était trop importante : ceux-ci posaient alors des problèmes comme ceux qui ont été explicités dans la section 3.2. Entre autres, un nombre important de tâches mentales était demandé, près de 400 IMK. Ainsi, au moins quatre heures étaient nécessaires aux utilisateurs pour réaliser le protocole sous sa forme complète, c'est-à-dire comprenant l'accueil et l'installation, les réponses aux différents questionnaires et les trois étapes décrites dans la section 4.1.2.

Il était alors évident pour l'équipe du besoin de réduire cette durée et la fatigue engendrée par ce total d'IMK à produire. Cependant, nous devions en garder un nombre suffisant, afin de pouvoir réaliser les traitements nécessaires à la détection des ERD-ERS souhaitée en analyse *offline*. Cette détection est tout aussi importante que celle effectuée par le système en temps réel : elle permet d'apprendre les paramètres du classifieur et fournit des preuves tangibles d'activation du cortex sensorimoteur alors que le système pourrait apprendre à détecter autre chose que les IMK désirées. Un compromis devait ainsi être trouvé.

Dans le même temps, la possibilité m'était donnée d'intervenir dans la conception de ce protocole d'apprentissage. Je pouvais alors proposer des modifications à condition qu'elles répondent aux besoins quantitatifs explicités et aux contraintes temporelles. La littérature étudiée quant aux stratégies d'apprentissage et styles cognitifs (dont la synthèse est présentée en section 3.5.1) revêt ainsi toute son importance, puisqu'elle fournissait des pistes intéressantes de réflexion quant à de possibles changements. Outre la réduction pure et simple du nombre de tâches mentales, j'ai alors proposé de remplacer le troisième exercice du protocole d'apprentissage par une session libre pour l'utilisateur.

Cette session consiste en une phase bornée dans le temps, où l'utilisateur peut utiliser le système GRASP'IT comme bon lui semble : cette liberté a pour but de lui permettre d'intégrer les connaissances acquises dans les exercices précédents, tout en appréhendant un système lui imposant un certain nombre de contraintes. Il a ainsi la possibilité de verbaliser les tâches qu'il effectue, ou de manipuler une gourde réelle afin de continuer à cerner au mieux les sensations qu'il éprouve, tout en les synchronisant avec les contraintes temporelles de l'ICO. Cet exercice libre est d'autant plus intéressant que l'utilisation de l'ICO est physiquement contraignante : durant les phases de réalisation des IMK, il ne doit effectuer aucun mouvement et ne peut fermer les yeux, les consignes étant fournies visuellement.

Cette première proposition a été discutée et acceptée par l'équipe, et l'idée de verbalisation a été également reprise afin d'obtenir des informations supplémentaires quant aux stratégies employées par les utilisateurs du dispositif. Cette verbalisation, appliquée à la fin des protocoles

apprenant et témoin, répond également à un autre problème provenant cette fois de l'utilisation de questionnaires. Dans la pratique, ceux-ci ne fournissent souvent que des réponses partielles, les répondants ayant peu de motivation à développer leurs propos par écrit. Ce complément d'information est alors récupéré plus facilement par voie orale et fournit de nombreuses clés d'interprétation. Il permet de limiter dans le même temps les biais induits par l'effet Hawthorne*.

De nombreux travaux ont par conséquent été réalisés, afin de répondre aux besoins et aux difficultés rencontrés par l'équipe travaillant sur GRASP'IT. La section suivante présentera la réalisation de cette importante refonte de l'interface cerveau-ordinateur et des protocoles associés.

4.3 Une refonte importante de l'ensemble de GRASP'IT

Cette refonte a été rendue possible grâce à des moyens techniques et méthodes de conception dont il sera question dans un premier temps. Un diagramme de Gantt représentatif des travaux réalisés et de la méthodologie appliquée sera également présenté. Dans un second temps, les transformations issues de ce remaniement seront présentées pour l'ICO, et enfin pour les protocoles d'apprentissage.

4.3.1 Les moyens et méthodes utilisés

Pour opérer ces changements, de nombreux outils étaient nécessaires : *MATLAB*, *OpenViBE Designer*, une installation de *Python 2.7 - 32 bits*, une installation personnalisée de l'*Unreal Engine 4.10* comprenant un client VRPN, *Microsoft Visual Studio 2013* et enfin un gestionnaire de versions, *Git* en l'occurrence. Le système d'exploitation utilisé par l'équipe pour développer GRASP'IT étant *Windows*, celui-ci a été repris. Cependant, une attention particulière a été portée à la portabilité du système sous *Linux*.

Ces outils sont facilement installables sous *Windows* à l'exception du moteur de jeu vidéo dont les sources devaient être modifiées : un *plug-in* devait être compilé séparément puis ajouté à celles-ci. Cependant, le projet est à l'abandon depuis plus d'un an et la documentation associée à son installation, imprécise face aux différentes mises à jour du moteur. Une procédure d'installation a ainsi été rédigée afin de permettre à l'équipe d'utiliser la version du moteur la plus à jour et précisant par la même, lesquelles ne pouvaient être utilisées pour le moment. Cette procédure est présentée en annexe D. Dernier détail technique quant au moteur, il ne permet de compiler le jeu que sous une version *64 bits* puisque le *plug-in* ajouté n'existe que dans cette version.

Les modifications opérées sur GRASP'IT se sont déroulées en six étapes, représentées sur la figure 4.3 et reprenant les besoins et difficultés auxquels l'équipe a fait face.

Lors de mon arrivée au sein de Neurosys, j'ai par conséquent examiné l'ensemble de la documentation disponible et étudié l'ensemble des éléments qui composent le dispositif. Ensuite, j'ai centralisé toutes les versions existantes. Cette étape m'a permis de les faire converger en un unique point à partir duquel il était possible de travailler. J'ai alors procédé à son débogage. Pour ce faire, j'ai retravaillé le système de stimulations en me basant sur le protocole d'apprentissage. Celui-ci me donnait alors toutes les consignes nécessaires et l'ordre d'utilisation de tous les éléments du dispositif. En suivant cet ordre, il était possible de parcourir de bout en bout l'ensemble des codes sources constituant GRASP'IT : je pouvais ainsi limiter au maximum la présence et l'apparition de bogues. La fin de cette refonte marquait la mise en place d'une version déboguée

et de son gestionnaire de versions : l'équipe disposait alors d'une variante de GRASP'IT intégrant les derniers ajouts, mais non optimisée.

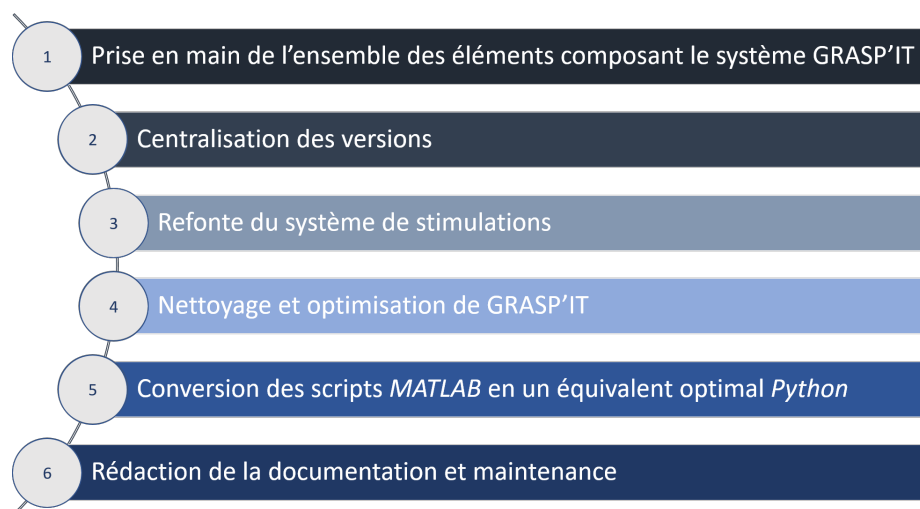


FIGURE 4.3 – Illustration de la méthodologie mise en place pour GRASP'IT

Les travaux ont à partir de ce point continué avec l'aide de *Git*. Ce dernier a facilité le nettoyage et l'optimisation des codes sources. Cette étape m'a permis dans le même temps d'acquérir une forte maîtrise du dispositif. J'ai alors pu retranscrire les scripts *MATLAB* en leurs équivalents *Python*. Une fois cette étape réalisée, il ne me restait alors plus qu'à produire la documentation technique nécessaire et à maintenir GRASP'IT selon l'évolution du protocole d'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques.

Quant à ces protocoles, leurs évolutions résultaient des réflexions de chacune des personnes impliquées dans le projet. Elles étaient alors discutées en réunion qui se produisait en moyenne une fois par mois. Aucune méthodologie particulière n'a été mise en place en dehors de ces réunions, issues de la volonté de développer ces protocoles avec l'adhésion de l'ensemble des intéressés.

Il est fourni en annexe E.1 le diagramme de Gantt du déroulement de mes travaux sur GRASP'IT et les protocoles. Il n'est pas fourni de diagramme prévisionnel quant à ceux-ci puisque l'objet de mon projet de fin d'études ne portait pas initialement sur eux.

Mes travaux ont changé en profondeur l'ensemble de cette interface cerveau-ordinateur. Pour étayer mes propos, la section suivante présente quelques une des plus importantes modifications réalisées.

4.3.2 Présentation des principales transformations opérées sur l'interface cerveau-ordinateur

Les principales transformations ont été faites sur les phases de calibration des IMK et de test de détection de ces dernières. Ces phases étaient décomposables en un nombre de cycles correspondant au nombre de tâches mentales à réaliser. Les figures 4.4 et 4.5 illustrent respectivement un cycle de ces phases et détaillent les protocoles utilisés avant la refonte (cf. section 4.1.2).

La phase de calibration consistait à répéter aléatoirement plusieurs imaginations motrices et étapes de repos. Les consignes étaient alors envoyées par un script *Lua* qui générait différentes stimulations. Ce script permettait ensuite de synchroniser tout le dispositif en transmettant ces

informations. Par exemple, à la réception des stimulations associées aux tâches mentales ou aux étapes de repos, le feu tricolore de l'interface ludifiée avec l'*Unreal Engine* s'actualisait, et un marqueur temporel de début de tâche était mis en place dans *OpenViBE*. Un raisonnement similaire peut s'appliquer sur le reste des informations transmises par *Lua*.

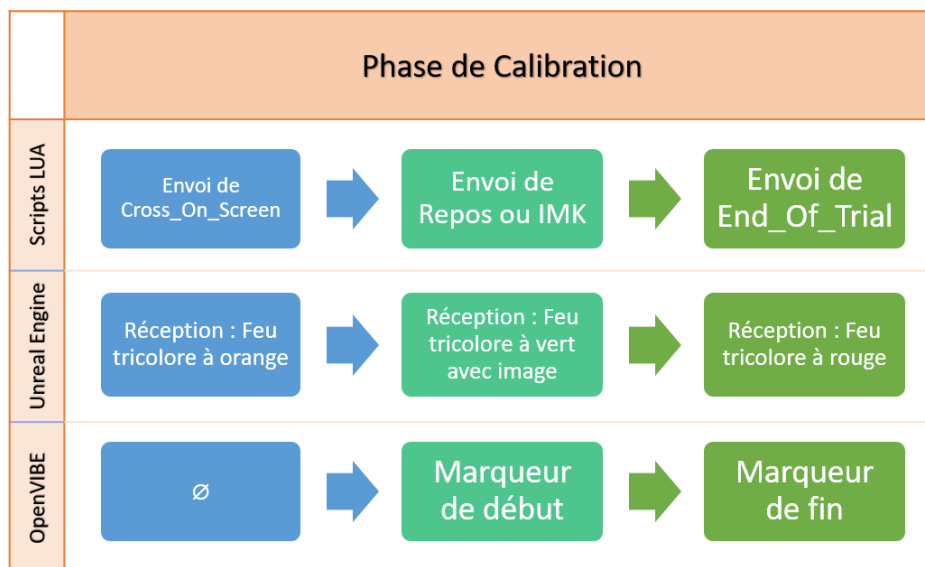


FIGURE 4.4 – Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour la phase de calibration, lors de mon arrivée sur le projet GRASP'IT

Quant à la phase de test de détection de ces IMK, différents scripts étaient utilisés afin de transmettre les consignes associées aux tâches mentales de préhension. La stimulation associée au repos était alors supprimée, et une autre était instaurée permettant à *MATLAB* de démarrer les calculs de score liés au *neurofeedback* (stimulation nommée CSB). Autrement, leur fonctionnement était tout à fait semblable aux scripts *Lua* de la calibration.

Comparativement, la figure 4.6 illustre le système de stimulations que j'ai mis en place et qui est actuellement utilisé par l'équipe. Quelques changements notables sont à détailler.

Premièrement, les scripts *MATLAB* employés ont laissé place à des scripts *Python*. Cette substitution permet au système de ne plus dépendre d'une connexion à internet, mais aussi de considérablement réduire sa charge mémoire. Avec l'utilisation de *MATLAB*, la charge minimale de GRASP'IT était de l'ordre de 70 % et montait régulièrement à son maximum, si tant est que celui-ci n'ait pas stoppé son fonctionnement. À l'heure actuelle, la charge moyenne est de l'ordre de 5 à 10 % grâce à l'emploi de *Python*, avec des pics à 20 %.

De plus, il n'existe plus qu'un script *Lua*. Celui-ci est utilisé pour les deux phases qui nous intéressent. La maintenance du code est ainsi plus aisée. Il suffit alors d'adapter les scripts *Python* pour ne leur faire prendre en compte que les informations désirées.

Ensuite, la tâche de repos n'est plus associée au passage d'un feu rouge au vert, suite à un changement de paradigme qui est détaillé en section 4.3.3. Elle impliquait auparavant un paradoxe pouvant déranger les utilisateurs puisqu'ils étaient amenés à se préparer à ne rien faire. Cette action a été dissimulée au sein d'un feu rouge dont la signification est identique à celle-ci. Ce changement a induit la création de nouvelles stimulations permettant de classer discrètement le repos, afin de vérifier la qualité du classifieur utilisé. L'indice résultant de cette classification n'est pas divulgué aux utilisateurs puisque d'une part, il serait incohérent de faire apparaître un jet d'eau pour une tâche de repos, et d'autre part, il n'est utilisé que par l'équipe pour s'assu-

rer du bon fonctionnement du classifieur lors d'analyses *offlines*. Ce changement a ainsi eu des conséquences sur le cycle du feu tricolore, illustré en annexe C.1.

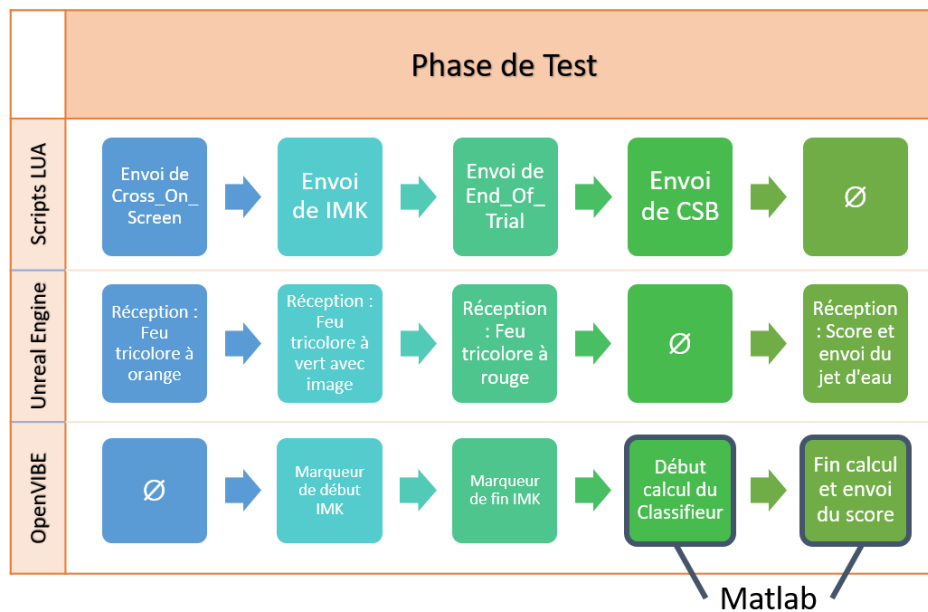


FIGURE 4.5 – Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour la phase de test, lors de mon arrivée sur le projet GRASP'IT

Enfin, le calcul du score des imaginations motrices a été corrigé. Nous avons vu en section 3.3 que la réalisation de cette tâche mentale provoquait un ERD et sa fin, un ERS. Or, avant cette refonte, le système se calibrait sur l'exécution des IMK (un ERD) et opérait la classification après coup (un ERS donc). Le dispositif était alors contradictoire, ce qui provoquait des irrégularités et un délai supplémentaire avant l'apport du retour perceptif. J'ai ainsi corrigé cette incohérence.

Plusieurs travaux ont alors suivi. Certains de ceux-ci, très techniques, s'inscrivent dans la poursuite de cette refonte, telle l'animation du jet d'eau au sein de l'interface ludifiée, qui a été actualisée sur une nouvelle échelle de scores. Une validation de ces modifications a été réalisée par la mise en place de prétests dont j'ai eu la charge : la version nouvellement développée de GRASP'IT était alors employée en condition réelle d'expérimentation. Le but de ces prétests était de garantir la stabilité et le bon fonctionnement du dispositif, en vue d'expérimentations réelles. Ainsi, plusieurs personnes ont pu éprouver GRASP'IT. Un compte-rendu d'expérimentations pour ces sujets est proposé en annexe G, précédé des questionnaires employés dans les protocoles en annexe F. Ce compte-rendu synthétise dans le même temps les réponses obtenues à ces questionnaires de la part de ces sujets : ces réponses avaient alors pour but de vérifier l'acceptabilité de GRASP'IT et des protocoles.

Des modifications des protocoles d'apprentissage ont logiquement amené à ces transformations dans les scénarios développés avec *OpenViBE Designer* et dans le moteur du jeu. La section suivante présente ces réalisations qui ont été opérées sur les protocoles.

4.3.3 Des protocoles d'apprentissage remis au goût du jour

Outre mes travaux autour de cette nouvelle interface cerveau-ordinateur, d'autres concernaient de près la conception des protocoles d'apprentissage. Les annexes H et I illustrent avec détails ces protocoles d'apprentissage actualisés. Pour bien mettre en avant les modifications qui ont été

réalisées et détaillées ci-dessous, les anciens protocoles sont fournis en annexes J.1 et K.1. Pour rappel, la section 4.2.2 présentait la principale difficulté de leurs mises en place : un équilibre devait être trouvé entre des besoins quantitatifs et des contraintes temporelles.

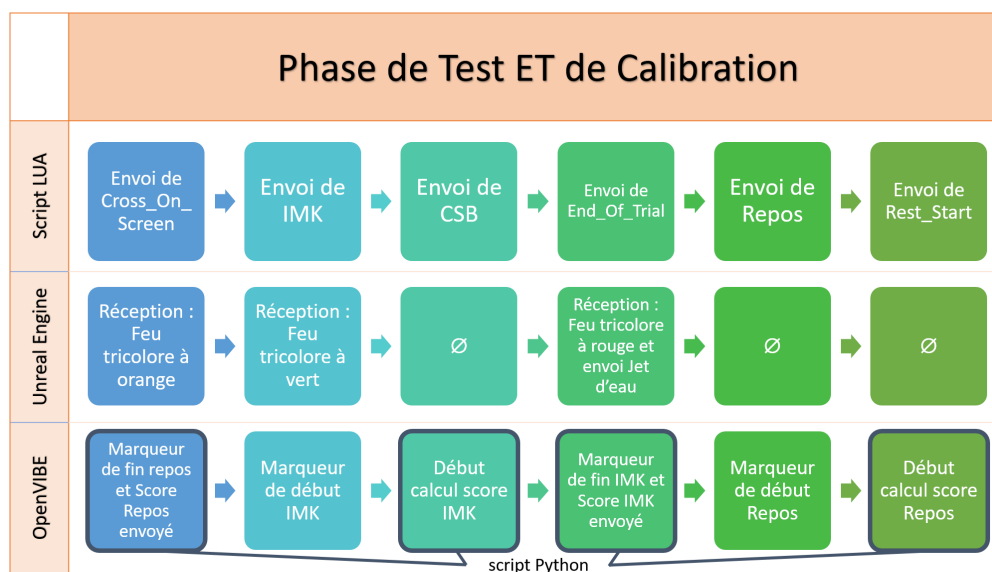


FIGURE 4.6 – Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour les phases de calibration et de test, après mes travaux sur GRASP'IT

Une solution que j'ai alors proposée, cette phase libre pour les apprenants du protocole personnalisé, a impliqué la création d'un nouveau scénario sous *OpenViBE Designer* et la mise en place d'un script *Python* en adéquation avec celui-ci. Aucune modification n'a été nécessaire au sein de l'interface ludifiée. Un premier gain de temps a alors été obtenu d'une dizaine de minutes.

Par ailleurs, toutes les tâches de repos ont été incluses au sein des périodes de feu rouge. Ce changement de paradigme a induit certaines des principales transformations dont il était question dans la section 4.3.2, et a permis de réduire d'au moins quinze minutes la durée d'apprentissage en ne perdant aucune information. Nous avons alors également retiré une étape de l'ancien protocole, qui consistait en une phase de mouvements réels, puisque nous considérons que nous disposions de tous les éléments nécessaires à la vérification du bon fonctionnement de notre interface cerveau-ordinateur.

D'ailleurs, l'équipe estime qu'il est nécessaire d'obtenir une quarantaine d'échantillons d'imaginaires motrices kinesthésiques afin de pouvoir confortablement détecter les changements de rythmes sensorimoteurs. Le nombre de tâches effectuées dans les phases de calibration est ainsi passé de 60 à 40, permettant à nouveau de réduire cette durée d'apprentissage d'une quinzaine de minutes.

Enfin, j'ai pleinement pu participer à l'élaboration des exercices propres aux apprenants du protocole personnalisé. Avec l'équipe, nous avons alors réussi à réduire le temps nécessaire à leur réalisation tout en apportant l'ensemble des connaissances nécessaires, soit un gain supplémentaire d'une quinzaine de minutes. Les principes de ces exercices n'ont cependant pas été modifiés et restent donc identiques aux précédents.

Au total, ce n'est pas moins d'une heure qui a été gagnée tout en répondant aux besoins associés à la collecte des données. Il convenait alors de modifier le protocole témoin afin de pouvoir

comparer à terme les effets des apprentissages proposés. Les mêmes changements ont ainsi été effectués sur les phases de calibration et de test d'imageries. Enfin, l'apprentissage étant borné dans le temps, la durée des sessions de répétitions a été ajustée sur celle des sessions personnalisées.

Ces prétests, dont il était question dans la section 4.3.2 précédente, ont eu un double rôle. Ils ont également fourni des indicateurs permettant d'aiguiller au mieux les choix opérés et de vérifier la faisabilité des protocoles. Cependant, la validation des travaux réalisés sur ces protocoles d'apprentissage, et par extension sur GRASP'IT ne peut pas être totale si elle ne passe pas par des phases d'expérimentations réelles.

4.4 Des premières tendances se dessinent

Techniquement, les prétests dont il était question dans la section 4.3.2 ont permis de fournir une première validation du dispositif. Une seconde validation technique a été obtenue des pairs par la soumission et l'acceptation d'une démonstration à la 29^{ème} conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine (IHM). Cet article est présenté en annexe L et les retours obtenus durant la conférence ont été globalement positifs.

Des expérimentations ont alors été organisées afin de collecter des données cérébrales et de vérifier l'efficacité du protocole d'apprentissage personnalisé des imaginations motrices kinesthésiques. J'ai ainsi été expérimentateur et fait passer plusieurs personnes sur les deux protocoles. Il ne sera présenté qu'une ébauche des résultats sur six sujets, les expérimentations étant encore en cours. Les profils des sujets sont donnés en annexe M et sont accompagnés de leurs réponses aux différents questionnaires.

Nous traiterons dans un premier temps les résultats de cet apprentissage en effectuant une analyse des rythmes sensorimoteurs mesurés chez ces individus. Dans un second temps, nous mettrons en lumière quelques éléments issus de ces profils permettant de compléter l'analyse des ERD-ERS des sujets.

4.4.1 Présentation des patrons ERD-ERS mesurés chez les sujets

Avant de présenter les premiers résultats, la figure 4.7 fournit quelques éléments permettant de lire les prochaines illustrations temps-fréquences. Cette grille de lecture est divisée en quatre zones selon que les bandes de fréquences considérées soient alpha ou bêta (voir section 3.3.1) et que la tâche réalisée soit une IMK ou un repos. Les couleurs représentent les variations d'amplitudes des rythmes sensorimoteurs : une variation négative, possible ERD, par rapport à la référence sera de couleur froide quand une variation positive, possible ERS, sera de couleur chaude.

Il est ainsi principalement attendu un ERD dans les fréquences alpha et bêta durant la tâche d'imagination motrice de préhension de la main, ainsi qu'un ERS dans les fréquences bêta uniquement durant le repos [Nam et al., 2011].

La figure 4.8 illustre ainsi les mesures moyennées des rythmes sensorimoteurs pour chaque protocole. Les résultats individuels des sujets apprenants et témoins sont respectivement illustrés en annexe N.1 et en annexe N.2. Ces mesures ont été effectuées sur l'électrode C3, car elle permet de discriminer les imaginations motrices comme cela a été indiqué dans la section 3.3.2.

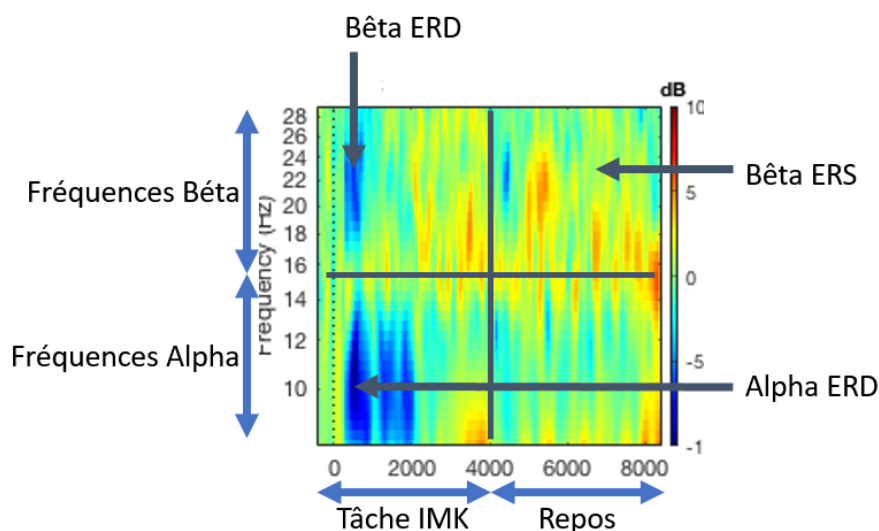


FIGURE 4.7 – Grille de lecture des figures illustrant les patrons ERD-ERS recherchés d’une imagination motrice kinesthésique de la main

Il est alors possible de constater un changement de structure des rythmes sensorimoteurs, chez les sujets ayant suivi le protocole d’apprentissage personnalisé, correspondant aux imaginations motrices kinesthésiques. Il est possible de distinguer les deux patrons ERD recherchés, ce qui, à différentes échelles, se retrouve sur les figures de chacun des sujets concernés. Il est possible d’en déduire que ce protocole a eu des effets *a priori* positifs et les a aidés à mieux contrôler leur activité cérébrale. Inversement, de tels patrons n’apparaissent pas dans le cadre du protocole d’apprentissage témoin.

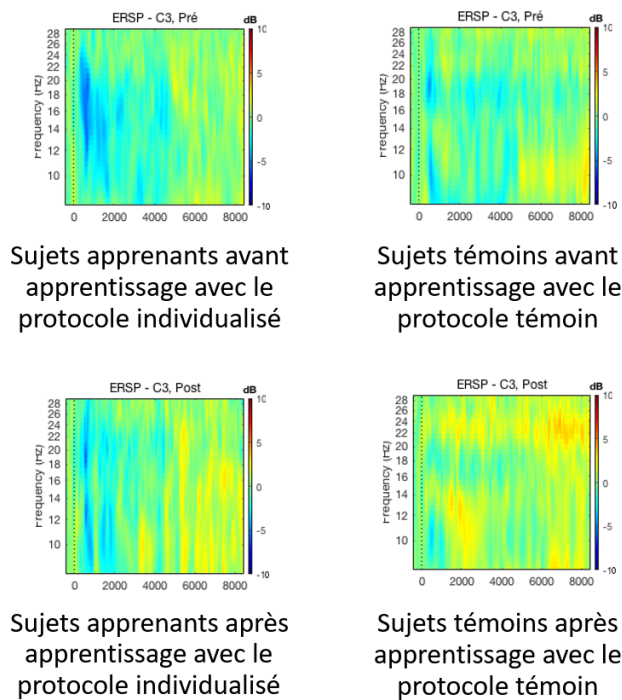
En regardant au cas par cas, il semblerait que les sujets témoins aient plus de difficultés à produire ces IMK nativement, et que la répétition de ces tâches mentales n’ait pas engendré les patrons recherchés. Au contraire, les sujets qui ont suivi le protocole personnalisé auraient plus de disposition à réaliser ces tâches. Il aurait été possible que ces résultats proviennent de leurs capacités naturelles. Cependant, leur protocole leur a permis de consolider cette maîtrise de leur activité cérébrale et donc de ne pas désapprendre, ce qui n’est pas le cas des témoins, et plus particulièrement du sujet 06.

Des premières tendances positives sont donc à dégager quant à l’influence et l’efficacité du protocole d’apprentissage conçu par l’équipe. Cependant, il est nécessaire de confirmer ces tendances en effectuant ces mesures sur un plus grand nombre de sujets.

4.4.2 Quelques remarques résultant des profils utilisateurs

Malgré le peu de sujets, quelques remarques se profilent nettement au sein des réponses aux questionnaires.

Tout d’abord, les ressentis et considérations autour de GRASP’IT sont globalement bons, bien que des *a priori* subsistent après l’expérience et que l’ensemble peut se révéler être fatigant après coup. Une baisse de motivation suite à l’expérience est également à noter : elle peut être expliquée par les nombreuses répétitions de tâches mentales bien que leur nombre ait été réduit.



Ces figures présentent la moyenne des ERD-ERS obtenue pour chaque protocole, avant et après l'apprentissage, afin d'en mesurer les effets.

L'échelle temporelle, en millisecondes, est située en abscisse.

L'échelle fréquentielle, en Herz, est située en ordonnée.

Les variations de couleur, en décibels, illustrent les variations d'amplitude des rythmes sensorimoteurs.

FIGURE 4.8 – Moyenne des ERD-ERS mesurés sur C3 des sujets des deux protocoles d'apprentissage

Les profils des sujets, malgré les différences d'âge, sont relativement proches et ne permettent pas de relever d'éléments permettant une meilleure compréhension des résultats, à l'exception d'un : l'auto-évaluation des sujets quant à leurs capacités de réaliser des imaginations motrices kinesthésiques. En comparant les résultats du questionnaire et l'activité cérébrale produite, il semblerait que tous éprouvent des difficultés à s'autoévaluer. Il est alors possible de s'interroger sur les origines de ces difficultés : proviennent-elles par exemple du questionnaire, d'une mauvaise compréhension de la tâche mentale ou d'une implication partielle du sujet dans le questionnaire ? Ces réponses peuvent être obtenues grâce aux enregistrements vidéos qui ont été réalisés durant l'expérience, mais qui n'ont pas encore été étudiés.

Par ailleurs, les sujets sont tous d'accord pour affirmer que l'interface cerveau-ordinateur a correctement fonctionné malgré la complexité avérée du système. Ils ont également signalé que GRASP'IT est relativement facile à utiliser. Ces affirmations sont intéressantes à la lumière des activités cérébrales enregistrées, puisqu'ils n'ont pas tous réussi à les maîtriser.

Enfin, l'interface ludifiée intégrée dans GRASP'IT a été globalement bien accueillie et aiderait à la réalisation de la tâche mentale. Cependant, les sujets se sont peu identifiés au bras de l'environnement virtuel et ont pu constater des différences entre leurs tâches mentales et leurs conséquences à l'écran. L'interface GRASP'IT est alors perfectible sur ces deux éléments : des pistes d'améliorations peuvent donc être dégagées.

Cet ensemble de remarques n'est pas exhaustif, mais dresse à nouveau quelques tendances qui seront à confirmer avec des expérimentations supplémentaires. Elles mettent ainsi en avant quelques-unes des forces de GRASP'IT comme son interface ludifiée ou l'accompagnement des expérimentateurs dans le cadre du protocole d'apprentissage personnalisé. Ce dernier point est issu de mes propres expériences et retours reçus en tant qu'expérimentateur. À la lumière de ces résultats et des sections précédentes, une discussion générale est maintenant proposée.

4.5 Discussion générale

À mon arrivée au sein de Neurosys, j'ai été impliqué dans le projet GRASP'IT dont l'idée est d'apprendre en un minimum de temps à réaliser des imaginations motrices kinesthésiques. Ces imaginations sont à la base des interfaces cerveau-ordinateur conçues par l'équipe, et de nombreuses problématiques entourent l'utilisation de ces interfaces et la réalisation de ces tâches mentales. Le projet se veut à terme être une réponse à celles-ci et être à la base des futures ICO de l'équipe : dans le cadre de notre problématique, il serait ainsi le point de départ de la mise en place de protocoles de rééducation motrice, pour des personnes souffrant de déficiences motrices suite à un AVC.

Une des grandes forces de GRASP'IT réside dans sa conception centrée utilisateur. Peu de protocoles d'apprentissage d'imaginations motrices kinesthésiques existent dans la littérature. Et parmi ceux-ci, peu d'entre eux ont cette même orientation, puisque ce n'est que durant ces toutes dernières années, que les communautés des ICO commencent à intégrer de tels éléments de conception. Un bel avenir peut ainsi être envisagé pour le projet si les tendances présentées sont confirmées. Une autre de ses forces réside dans le potentiel de son interface ludifiée : son développement permettrait la mise en place d'un jeu sérieux motivant et polyvalent, par ses possibles utilisations en tant qu'interface cerveau-ordinateur. Par conséquent, il est logique que son développement fasse partie des objectifs à long terme de l'équipe, au même titre que le protocole de rééducation motrice.

Le projet a ainsi énormément évolué sur ces derniers mois, tant sur les idées que sur sa réalisation technique. Les différents composants du dispositif sont maintenant totalement fonctionnels et parfaitement maîtrisés, conformément aux besoins de Neurosys. Le protocole étudié a aussi atteint une certaine maturité, dans la mesure où les travaux en cours devraient mener à la rédaction d'articles scientifiques dans les semaines à venir. Ainsi, mes travaux consistent, durant le dernier mois de mon projet de fin d'études, à réaliser des expérimentations dans l'optique de la rédaction d'un tel article.

Néanmoins, des limites au protocole d'apprentissage apparaissent déjà. Parmi celles-ci, sa conception s'est concentrée sur les tâches mentales à réaliser. Les tâches de repos ont ainsi été mises de côté, mais les expériences semblent indiquer que les sujets éprouvent des difficultés à bien se relaxer durant les périodes prévues à cet effet. De plus, le protocole ne permet pas de vérifier s'il y a bien rétention de l'apprentissage, ce qui sera nécessairement à prendre en compte lors de la conception de protocoles plus complexes et s'étalant dans le temps. De plus, le protocole est pour le moment adapté à un public n'ayant pas subi de lésions cérébrales. Il conviendrait alors de l'adapter dans le cadre d'un public souffrant de lésions cérébrales dans la mesure où celles-ci induisent des modèles neuronaux différents.

Par ailleurs, le changement de paradigme que nous avons effectué peut être mis en défaut. Il a eu lieu dans le but de fournir des outils permettant de vérifier le bon fonctionnement du classifieur durant et après l'expérience. En effet, il est important de confirmer que celui-ci est capable d'apprendre correctement, afin qu'il puisse prédire efficacement quelle tâche est réalisée. Cependant, nous n'avons pas d'outils nous permettant d'affirmer que la tâche effectuée par les sujets durant l'expérience (en *online* donc) soit bien une imagination motrice kinesthésique.

Il est tout à fait possible que le sujet réalise une autre tâche, invisible aux yeux des expérimentateurs, et qu'il cherche par conséquent à tromper le protocole GRASP'IT, qui apprendrait alors cette autre tâche. Une électromyographie* sur les muscles de l'avant-bras est déjà mise en place, afin de vérifier que le sujet n'effectue pas de mouvements réels sur la gourde par exemple. Ce-

pendant, toute son activité n'est pas surveillée et s'il cherchait à nous tromper, il est possible que cela ne soit pas détectable malgré ce changement de paradigme.

Un élément du protocole que nous avons retiré, et qui fournissait des indices supplémentaires nous permettant de nous assurer des tâches réalisées durant l'expérience, était la session de mouvements réels opérés sur la gourde. Cette dernière répondait alors à nos besoins, mais a été supprimée : ce que je pense maintenant être une erreur.

Nous savons que l'exécution du mouvement de préhension sur la gourde, ou l'imagination motrice kinesthésique associée, possède les mêmes circuits neuronaux et plus particulièrement, les mêmes patrons ERD-ERS bien que d'amplitudes différentes. Cette amplitude est plus élevée dans le cadre de mouvements réels. La configuration de notre système est capable de détecter ces ERD-ERS. Ainsi, si les utilisateurs effectuent les IMK souhaitées, notre système détecterait ces mouvements réels en tant qu'IMK. Puisqu'une électromyographie de surface est employée, cette session nous permettrait alors de confirmer la justesse du classifieur employée et la conformité des utilisateurs aux consignes données.

Enfin, les mouvements de préhension de la main font partie des motricités de la main les plus délicates à appréhender. Dans le cadre de cette préhension, le retour perceptif visuel développé par l'équipe pourrait se révéler limitant. Il est cependant possible de renforcer ce retour en fermant la boucle sensorimotrice, avec l'apport d'un retour haptique. Les utilisateurs pourraient alors profiter d'un *neurofeedback* multimodal, plus performant dans ce contexte.

Ainsi, dans le cadre de son protocole d'apprentissage et de son intérêt pour la rééducation motrice, les besoins de Neurosys convergent en la création d'une gourde intelligente, devant s'intégrer au sein de GRASP'IT. Cette gourde liée à notre problématique est par conséquent le sujet du chapitre suivant.

5 Conception d'une gourde connectée à retour haptique visant à développer le système GRASP'IT

Le système GRASP'IT dispose d'un retour perceptif visuel pour le moment. L'équipe souhaite alors mettre en place un *neurofeedback* haptique qui pourrait permettre d'obtenir de la part des sujets de meilleures performances, tant sur l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésique, que dans le cadre d'une rééducation motrice selon la littérature. Une analyse du problème issue de sa mise en place est alors proposée dans une première section 5.1.1 : nous verrons qu'il est possible de le décomposer en deux sous-problèmes que nous traiterons séparément. Ensuite, nous présenterons les possibles solutions répondant à ceux-ci, et celles que nous avons retenues, dans la section 5.2. Les moyens et méthodes que j'ai employés seront alors explicités dans la section 5.3. La principale difficulté qui a été rencontrée et qui a fortement impacté le développement du prototypage sera dans le même temps détaillé. Enfin, nous développerons les réalisations associées au prototypage qu'il m'a été possible de faire dans la section 5.4. Nous concluons dans la section 5.5 alors par une discussion autour des travaux restants à réaliser, des limites déjà apparentes, et des opportunités qui accompagnent la mise en place de cette gourde à retour haptique.

5.1 Une gourde à concevoir puis à intégrer dans le système GRASP'IT

L'équipe de recherche se base sur les imaginations motrices kinesthésiques pour développer son interface cerveau-ordinateur. Pour fermer la boucle sensorimotrice, elle souhaite ainsi mettre en place un retour haptique en complément du retour visuel déjà existant. Cela signifie que pour le mouvement de préhension étudié, la gourde soit capable de réagir à l'activité cérébrale des utilisateurs du dispositif. Par conséquent, la gourde doit être en mesure de se compresser et décompresser dans la main des utilisateurs de GRASP'IT, sans aucun mouvement réel. De plus, elle doit également être intégrée au sein de ce dispositif. Deux problèmes se dessinent ainsi dans le cadre du développement du retour perceptif de l'ICO. Nous les aborderons séparément dans les deux sections suivantes, en débutant par l'élaboration de cette gourde intelligente.

5.1.1 Une gourde à compresser

La volonté de l'équipe Neurosys est alors de disposer d'une gourde capable de se compresser et décompresser seule. Différentes contraintes sont à prendre en compte, qui sont mécaniques, de temps, d'énergie, de place, de poids et enfin de bruit.

Pour rappel, Neurosys souhaite concevoir une nouvelle interface cerveau-ordinateur afin de l'intégrer au sein d'un protocole de rééducation motrice suite à une attaque cérébrale. Il est important de considérer le public principalement ciblé par ce genre de protocole : selon les chiffres, il s'agit principalement de personnes âgées ayant plus de 65 ans [harmonie prevention.fr, 2017]. Les conditions physiques de ces personnes impliquent des considérations supplémentaires à prendre en compte. Ainsi, la contrainte de poids est à ne pas négliger puisque la gourde doit pouvoir être tenue par ses utilisateurs. Et parce qu'elle doit pouvoir être portée, le dispositif permettant de presser cette gourde ne peut pas avoir une taille trop importante.

Par ailleurs, GRASP'IT implique la réalisation de tâches mentales pouvant nécessiter une bonne concentration. Il conviendra alors de réduire le bruit issu de la compression et décompression de la gourde. De plus, la réalisation de ces imaginations motrices est bornée dans le temps selon les consignes qui sont données par l'ICO. Ainsi, il ne peut pas être envisageable que la gourde ne soit pas synchronisée avec les directives du système.

En outre, la gourde subit logiquement des déformations : le choix du matériau constituant cette dernière est alors important, puisqu'il doit permettre de multiples déformations en des laps de temps très courts. Idéalement, le matériau à utiliser ne doit pas être détérioré par ces altérations. Il est alors préféré un matériau flexible tel que le silicone.

Enfin, comme tout système embarqué portable, des considérations énergétiques sont à prendre en compte. L'alimentation du système prenant en charge le comportement de la gourde peut alors être intégrée au sein de celle-ci, ou au contraire être externe. Le poids et le volume de l'objet à concevoir sont alors influencés par ces considérations.

Ces différentes contraintes ont alors été discutées avec mes encadrants afin de déterminer lesquelles étaient les plus importantes pour eux. Le classement fut alors le suivant, par ordre de priorité décroissante : les contraintes mécaniques, puis temporelles, suivies de place, de bruit, de poids et enfin, énergétiques. Ce classement a permis de hiérarchiser les solutions, dont il sera question dans la section 5.2, puisque les besoins de l'équipe étaient alors mieux appréhendés.

La gourde intelligente à concevoir devait alors être capable de se compresser et décompresser dans un intervalle allant de deux à quatre secondes. Cet intervalle correspond à l'intervalle de temps présent entre la tâche d'imagination et la tâche de repos. Idéalement, le mouvement induit sur la gourde devait également être corrélé au score résultant de la classification de la tâche d'imagination motrice. La gourde devait pouvoir être soutenue par une main : en conséquence, le poids importait peu puisqu'il n'était pas demandé aux utilisateurs de la porter. Si cela avait été le cas, une activité musculaire aurait été engendrée par les utilisateurs, ce qui n'est pas le souhait de l'équipe.

Cependant, pour que cette gourde fasse pleinement partie du *neurofeedback* de l'interface cerveau-ordinateur de l'équipe, elle doit être embarquée au sein de GRASP'IT. Il est alors nécessaire de pouvoir communiquer avec celle-ci.

5.1.2 Une gourde à embarquer

Pour embarquer cette gourde dans GRASP'T, elle doit respecter les principes de fonctionnement d'une ICO (illustrées figure 2.6). Il n'est pas intéressant de dédoubler certaines opérations comme la traduction ou la classification. Il est en fait envisageable que la gourde utilise les mêmes commandes traduites par l'ICO mais que leurs traitements soient différents. Il est alors possible de préserver l'ensemble du système et ne chercher qu'à « brancher » cet objet sur ce qui existe.

En partant de ce point, le problème consiste à utiliser la communication VRPN, ou à implémenter une nouvelle, afin que la gourde interprète les commandes reçues. L'avantage d'utiliser ces consignes est grand, puisqu'il permet de garantir la synchronicité de l'ensemble du système, et plus particulièrement de la gourde avec l'interface ludifiée.

Il est alors possible de sous-diviser les cas selon le mode de communication employé :

- Si le serveur VRPN est utilisé, il est envisageable d'utiliser le client VRPN inclus dans l'*Unreal Engine*. Dans ce cas, il convient de trouver des solutions techniques où la gourde est commandée par ce moteur de jeu.
- Si le serveur VRPN est utilisé, mais que le moteur de jeu ne permet pas de contrôler cette gourde, les solutions techniques à considérer nécessitent la mise en place d'un client VRPN. Ce client à développer peut alors être embarqué dans la gourde ou servir de relais *via* un autre canal de communication.
- Enfin, si le serveur VRPN n'est pas utilisé, il est alors nécessaire de revoir la communication entre les bouts, à savoir la gourde et *OpenViBE Designer*.

A la lumière de ces éléments, le schéma 5.1 rappelle le fonctionnement de GRASP'IT et illustre les possibilités listées précédemment.

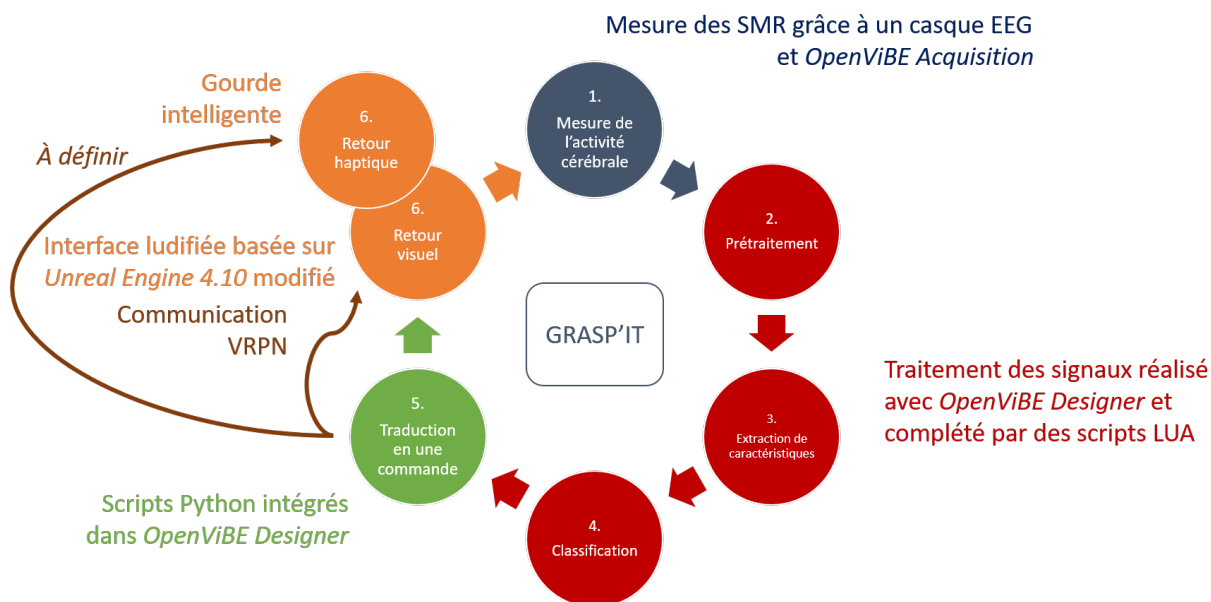


FIGURE 5.1 – Schéma illustrant le fonctionnement de GRASP'IT avec la gourde intelligente

L'analyse complète de la conception de cette gourde a été présentée à l'équipe de recherche. Elle souhaitait alors procéder par étapes, à savoir concevoir dans un premier temps un prototype de la gourde, avant de penser à son intégration dans un second temps, puisqu'elle voulait obtenir une preuve de concept. Diverses solutions ont été pensées en ce sens afin de se rapprocher au plus près de la réalité du mouvement : elles sont présentées dans la section suivante.

5.2 Le choix d'une gourde dépressurisée

En prenant ces contraintes en considération, trois solutions ont été proposées à l'équipe afin de permettre à cette gourde de se compresser :

- La mise en place d'un vérin pneumatique.

- La mise en place d’une pince robotique de préhension.
- L’utilisation d’une pompe à air.

Par ailleurs, ces solutions ont pour point commun l’utilisation d’une carte *Arduino*. Cette carte permet de contrôler tout un panel d’objets connectés et de composants électroniques. Ainsi, l’intégration de la gourde au sein de GRASP’IT revient à faire communiquer cette carte avec le système. Les possibles solutions techniques seront alors discutées, suite à la présentation de ces trois solutions.

5.2.1 La préhension avec un vérin pneumatique

Une première solution consistait à utiliser un vérin pneumatique. Leur usage permet de répondre aux contraintes temporelles et de place, puisqu’il était pensé que celui-ci soit intégré au sein de la gourde.

Cependant, leur mise en place nécessitait d’altérer la gourde. Les modifications opérées sur celle-ci et la répétition de mouvements dans le cadre de GRASP’IT pouvaient conduire à une détérioration importante de l’objet. De plus, en comparant la taille de la gourde et la variation de taille du vérin, il était tout à fait possible que la compression résultante soit trop faible pour pouvoir corrélérer cette compression à différents paliers de scores par exemple.

La figure 5.2 illustre la solution proposée à l’équipe avec l’usage d’un vérin pneumatique.



FIGURE 5.2 – Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec un vérin pneumatique

Cette solution n’a ainsi pas été retenue par l’équipe de recherche, puisqu’elle est trop contraignante et incertaine quant aux possibles résultats issus de sa mise en place.

5.2.2 La préhension avec une pince robotique

L’utilisation d’une pince robotique est intéressante pour plusieurs raisons. Une première raison est que ces pinces robotiques sont manipulées à l’aide de servomoteur*. Ces moteurs sont alors aisés à actionner et présentent l’avantage de pouvoir produire un mouvement facilement qui soit facilement corrélé à la commande issue du classifieur.

En outre, ils permettent également de respecter les contraintes de temps provenant de l’interface cerveau-ordinateur. Par ailleurs, au poids de la gourde de n’est ajouté que celui de la pince, puisqu’il est tout à fait envisageable que le système soit divisé en différentes parties. Cette division permet alors de réduire le poids et le volume de la gourde intelligente.

Cependant, bien que la gourde ne soit pas physiquement altérée, les effets des mouvements répétés sur celle-ci par cette pince sont à définir. Seule la mise en place d’un prototype aurait permis

de lever les doutes quant à l'usure de cet objet et à sa prise en main. En effet, la pose d'une pince autour de la gourde ne facilite pas sa tenue en main et peut même être néfaste : pour fermer la boucle sensorimotrice avec ce retour haptique, il serait logique de sentir la gourde se compresser et non une pince se fermer autour de la gourde. Une incohérence pourrait être perçue dans le principe du mouvement puisque les effets ne proviendraient pas de la gourde, mais de la pince qui occuperait un volume certain autour de la gourde et occasionnerait une gêne par rapport à la main.

Pour réduire cette gêne, une gaine séparant comprenant la pince, entourant la gourde et sur laquelle la main serait posée serait à concevoir. Malheureusement, cette gaine augmenterait alors le volume de la gourde de telle sorte à ne plus respecter les contraintes de l'équipe.

La figure 5.3 illustre la solution proposée à l'équipe avec l'usage d'une pince robotique.

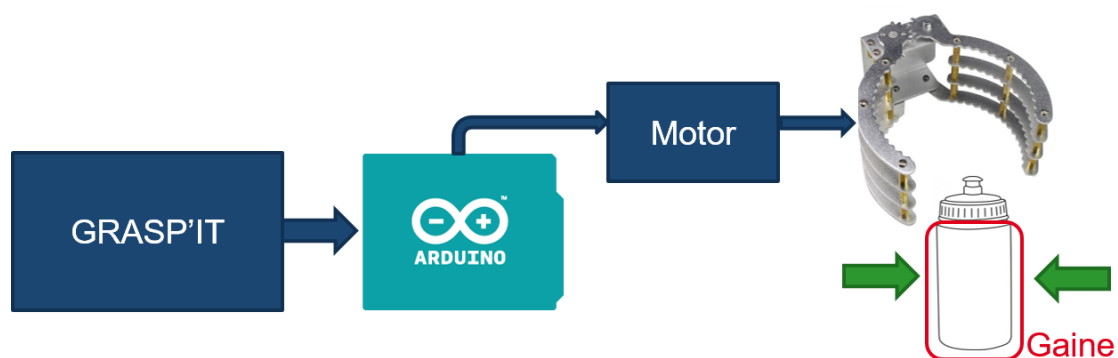


FIGURE 5.3 – Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec une pince de préhension robotique

Pour réaliser un premier prototypage de cette gourde intelligente, cette solution n'a pas été retenue à cause du volume et de la gêne que pourrait occasionner cette pince. Elle a ainsi été mise de côté dans l'éventualité où la solution retenue et présentée en section 5.2.3 ne conviendrait pas.

5.2.3 La préhension avec une pompe à air

Enfin, la dernière solution proposée est celle qui fut retenue par l'équipe pour la réalisation d'un premier prototype. Elle consiste en l'utilisation d'une pompe à vide permettant d'aspirer l'air contenu au sein de la gourde.

La réalisation d'une telle gourde permet de remplir la plupart des contraintes explicitées. En effet, cette pompe peut être installée sans être intégrée à la gourde : il suffit alors de créer un circuit pneumatique entre la pompe et cette dernière. Le poids et le volume de l'objet ne sont donc pas modifiés. De plus, il est possible de ne pas altérer la gourde et par conséquent de limiter sa détérioration : il est possible de l'intégrer dans le circuit pneumatique en modifiant simplement son bouchon. Enfin, sa dépressurisation permet de se rapprocher au plus près du mouvement réel, sans intermédiaires entre la main des utilisateurs et l'objet en question.

L'équipe penchait pour l'utilisation d'une gourde en un matériau souple comme le silicone. Ces matériaux permettaient de limiter la détérioration de la gourde due aux multiples déformations. Ils permettent dans le même temps de faciliter la création de vide au sein de l'objet, dans la mesure où moins de puissance est nécessaire pour aspirer l'air contenu.

Ainsi, la seule question soulevée par une telle solution réside dans la tenue des contraintes de temps induites par GRASP'IT. Les réponses ne peuvent être fournies que par la mise en place d'un premier prototype. Celui-ci peut alors être progressivement adapté aux besoins de Neurosys, s'il est possible de corréliser dans le temps imparti, les scores de GRASP'IT aux niveaux de vide de la gourde.

La figure 5.4 illustre la solution proposée à l'équipe avec l'usage de cette pompe à vide. Par ailleurs, l'usage d'une telle pompe implique l'utilisation d'une électrovanne, dont le principe est de contrôler l'entrée ou la sortie d'air au sein du circuit pneumatique.



FIGURE 5.4 – Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec une pompe à vide

5.2.4 Une carte *Arduino* à faire communiquer avec GRASP'IT

La section 5.1.2 présentait l'analyse du problème d'intégration de cette gourde intelligente à retour haptique. Trois cas avaient alors été explicités selon le mode de communication employé, autrement dit, si le serveur VRPN d'*OpenViBE Designer* était utilisé ou non.

L'utilisation d'une telle carte n'est pas compatible avec un client VRPN sans apport d'intermédiaires. En effet, il n'existe pas à ce jour de client VRPN qui puisse être embarqué à même la carte. Ainsi, il n'est possible d'utiliser ce serveur VRPN qu'en faisant communiquer la *Arduino* avec le moteur *Unreal Engine* ou en développant un client sur le système d'exploitation utilisé, qui utiliserait dans un second temps une seconde connexion. Cette seconde possibilité n'apporte pas d'avantages particuliers par rapport au moteur de jeu et au contraire, complexifie le système.

Autrement, il convient de mettre en place la communication entre *OpenViBE* et la carte directement. Celle-ci est réalisable par le biais de deux boîtes intégrées dans le logiciel : une boîte *Python* et une boîte *Lab Streaming Layer (LSL)*.

Dans le cas d'utilisation d'une boîte *Python*, il serait nécessaire à chaque utilisation de la boîte d'établir la connexion avec la carte, d'envoyer la donnée et enfin, de fermer la connexion. Ce fonctionnement est dépendant de celui d'*OpenViBE* : ce dernier traite en temps réel des données qu'il échantillonne selon une fréquence définie par les boîtes utilisées. Ainsi, les fonctions de chacune de ces boîtes sont appelées un certain nombre de fois par seconde. Si une boîte *Python* est alors utilisée, il est nécessaire d'opérer ces trois étapes avant le prochain appel à cette dernière sous peine de perdre la donnée ou que le logiciel s'interrompe inopinément. L'utilisation d'une telle boîte est alors incertaine.

Sinon, il est possible d'utiliser une communication LSL : elle consiste en un système pour synchroniser les données de diffusion pour une analyse ou un enregistrement en direct. Elle peut donc diffuser les commandes issues de l'étape de traduction de l'interface cerveau-ordinateur. Cependant, cette méthode implique à nouveau un intermédiaire permettant la transmission de

ces données à l'Arduino. Cet intermédiaire consiste en un client écrit en *Python* ou en langage *C/C++* s'exécutant en parallèle à *OpenViBE*. Bien que cette solution soit réalisable, elle nécessite la mise en place de nouveaux éléments et ne profite pas de ceux existants : elle complexifie à nouveau GRASP'IT ce qui n'est pas souhaité.

La solution la plus intéressante consiste alors à utiliser le moteur de jeu pour lequel un *plug-in* établissant une communication avec une carte *Arduino* existe. Ce *plug-in*, *UE4Duino*, serait compatible avec la version du moteur employé [Villani, 2017]. Il permet alors de profiter des éléments déjà employés par GRASP'IT et ne nécessite pas d'ajouts ou de développements supplémentaires, autre que l'inclusion du module dans le moteur de jeu.

J'ai ainsi proposé et présenté ces solutions à Neurosys dont le choix s'est arrêté sur l'utilisation d'une pompe à vide pour reproduire le mouvement de préhension. L'équipe n'a cependant pas encore tranché pour le moyen de communication à utiliser puisqu'elle préfère se concentrer sur la mise en place d'un premier prototype. La section suivante présente les moyens mis en place pour parvenir à ce prototype.

5.3 Un prototypage ralenti par de longues attentes

La conception de ce prototype peut se décomposer en plusieurs étapes, dont il sera question dans un premier temps. Un diagramme de Gantt basé sur ces étapes sera alors présenté et discuté. Il sera alors mis en évidence la principale difficulté qui a été rencontrée et qui a fortement impacté le développement du prototype. Le matériel utilisé sera détaillé à la lumière des commandes réalisées pour le prototypage.

5.3.1 Un prototypage pas à pas

Pour réaliser cette gourde, je souhaitais adopter une démarche itérative afin de garantir la satisfaction des contraintes relatives au projet. Pour ce faire, il est possible de décomposer ce processus selon la figure 5.5.

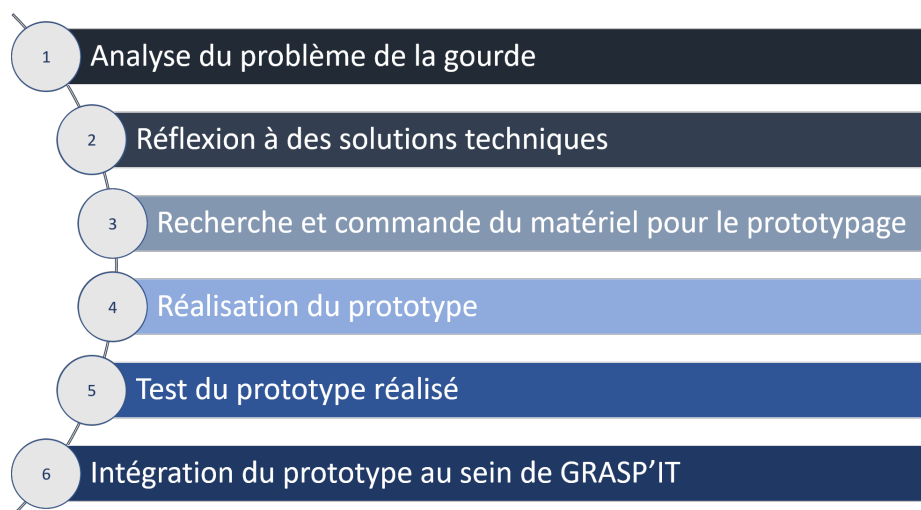


FIGURE 5.5 – Illustration de la méthodologie mise en place pour le prototypage de la gourde

Dans un premier temps, une analyse est effectuée afin de prendre en compte l'ensemble des besoins et des contraintes associés à ce prototypage. Diverses solutions sont alors proposées dans un second temps, en réponse à ceux-ci. Ensuite, selon les solutions choisies, le matériel nécessaire est recherché puis commandé. En attendant la réception du matériel, le prototypage a débuté par la réalisation de schéma électronique, afin de pouvoir commencer le montage dès l'arrivée des pièces. Dès que le montage est terminé, des tests sont effectués sur le prototype réalisé afin de corriger le système conçu si nécessaire. Enfin, une fois que celui-ci est opérationnel, il est intégré au sein de GRASP'IT. Cette intégration donne lieu à des expérimentations, dont le but est de vérifier l'intérêt de ce *neurofeedback* multimodal par rapport au retour perceptif visuel existant.

Malheureusement, la principale contrainte de cette méthodologie réside dans la commande des différentes pièces nécessaires au prototypage. Il est délicat de prévoir le délai précédant la réception de ces composants, malgré les systèmes d'informations mis en place. Dans les faits, ces temps d'attente ont grandement impacté le développement du prototype, puisqu'à l'heure actuelle, je suis toujours en attente des pièces principales pour réaliser cette gourde, malgré une première commande effectuée au début du mois de juillet. De multiples retards se sont accumulés, repoussant ainsi la date de livraison. Il aurait été envisageable d'effectuer de nouvelles commandes pour recevoir dans des délais plus courts le matériel. Seulement, les délais pour effectuer ces nouvelles commandes ont également été importants.

L'annexe E.2 illustre le diagramme de Gantt effectif des travaux effectués autour de cette gourde à retour haptique. Il est également fourni en annexe E.3 le diagramme de Gantt qui était prévu lors de mon arrivée au sein de l'équipe de recherche. Le mois de septembre n'est pas inclus dans ces diagrammes dans la mesure où je prévoyais une marge dépendant de mes avancements. Différents éléments expliquent les différences présentes entre le prévisionnel et l'effectif. En effet, des missions supplémentaires m'ont été affectées quant au système GRASP'IT : ces dernières n'étaient pas prévues et ont donc impacté le déroulement de l'ensemble du projet de fin d'études. J'ai ainsi dû m'adapter pour essayer de remplir l'ensemble des missions qui m'étaient alors confiées. Enfin, comme explicités précédemment, les délais importants issus de la commande du matériel ont grandement impacté le prototypage de la gourde. Pour réduire alors l'impact de ces retards, j'ai commencé dès que possible les travaux quant à l'intégration de cette gourde au sein de GRASP'IT.

5.3.2 Des commandes de matériel toujours en cours

Bien que de nombreux dispositifs à retour haptique existent, mes recherches ne m'ont pas permis de trouver une telle gourde ou un système similaire. Je me suis alors inspiré de projets contraires au mien, dans le sens où le but n'était pas de créer un vide dans un contenant, mais plutôt de lui injecter de l'air. Je partais alors de l'hypothèse que l'utilisation de telle pompe pouvait permettre d'injecter ou de retirer de l'air par le biais d'une entrée et d'une sortie exploitables.

Il devenait alors intéressant d'utiliser les composants provenant de tensiomètres personnels. En effet, ceux-ci contiennent au moins une pompe à air et une électrovanne à prix très intéressants, car en deçà ou équivalents aux prix à l'unité sur le marché. L'enveloppe de l'équipe étant par ailleurs limitée, ce choix était d'autant plus intéressant et permettait de garder une marge confortable pour l'achat de composants supplémentaires.

Une première commande a été ainsi passée fournissant ces tensiomètres, un kit complet *Arduino*, plusieurs gourdes en silicone, des tubes pneumatiques et des joints pour réaliser le circuit correspondant. Le kit *Arduino* a été complété par l'achat de résistances, de diodes et de transistors

supplémentaires afin de pouvoir contrôler efficacement l'électrovanne et la pompe à vide.

Cependant, les pompes à air incluses dans les tensiomètres ne permettaient pas de créer un vide à cause d'un système mécanique qu'il n'était pas possible de modifier. Une seconde commande fut ainsi nécessaire pour obtenir une pompe adéquate : elle ne fut reçue qu'au début de ce mois de septembre.

Par ailleurs, les gourdes et les tubes pneumatiques n'ont jamais été reçus à l'heure de ce jour. Malheureusement, une troisième commande est en cours de réalisation afin de récupérer le matériel adéquat mais la période estivale n'est pas propice à sa réalisation.

Bien que n'ayant pas en main l'ensemble du matériel, la réalisation théorique de cette gourde a été réalisée et j'ai été amené à la présenter à diverses occasions. La prochaine section développe ainsi les travaux que j'ai pu effectuer sur cette gourde.

5.4 Une réalisation théorique approuvée

Qu'il s'agisse de contrôler une électrovanne ou une pompe à vide, le principe de mise en place de ce contrôle avec une carte *Arduino* est identique, et est illustré sur la figure 5.6 avec l'exemple d'une électrovanne.

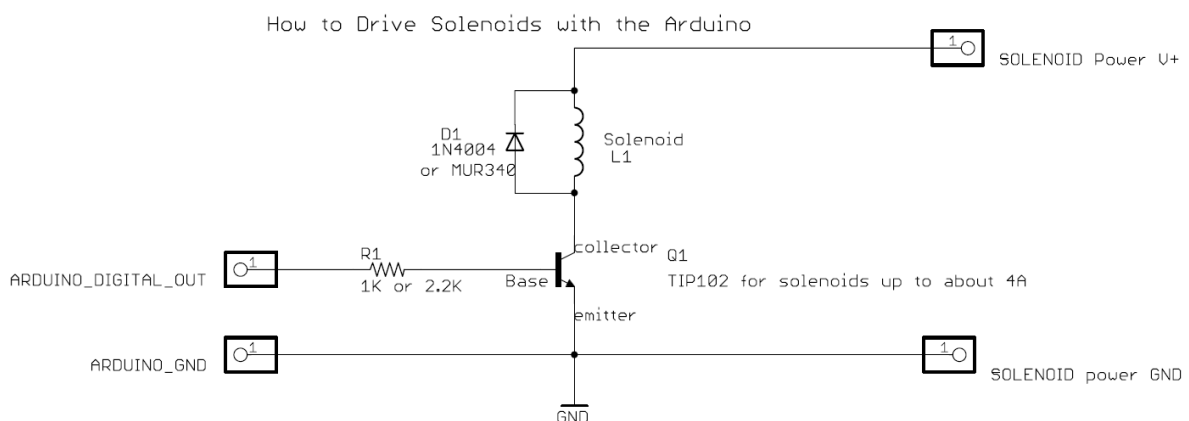


FIGURE 5.6 – Schéma électronique de l'utilisation d'une carte *Arduino* avec une électrovanne. Issu de [playground.arduino.cc, 2017]

L'électrovanne est alimentée par un courant allant de 6 à 12 Volts selon le modèle. Aux bornes de celle-ci est située une diode protectrice, qui est utilisée pour éliminer la pointe de tension soudaine observée à travers une charge inductive lorsque son courant d'alimentation est soudainement réduit ou interrompu. Elle est alors connectée à un transistor bipolaire par son collecteur, afin d'obtenir le courant nécessaire à son fonctionnement et à son contrôle par la carte. Une résistance est alors placée sur la base du transistor afin de limiter le courant passant qui pourrait endommager ce composant très sensible. Cette base est alors connectée à la carte pour pouvoir contrôler l'électrovanne : si la carte envoie du courant sur cette base, l'électrovanne démarre et inversement, une absence de courant l'éteint. Enfin, l'émetteur du transistor est relié à la masse du circuit, tout comme l'*Arduino* et l'électrovanne.

Ainsi, ce circuit permet de manipuler l'entrée et la sortie d'air dans le circuit pneumatique. Ce même circuit peut être utilisé pour contrôler une pompe à vide : les seules modifications à apporter dépendent du voltage de la pompe ; et concernent les diodes et résistances employées, le

principe de fonctionnement étant identique. La figure 5.7 représente virtuellement ce montage réalisé pour la pompe et l'électrovanne sur un *shield* de prototypage ajouté sur la carte. Un *shield* désigne simplement une extension de la carte *Arduino*.

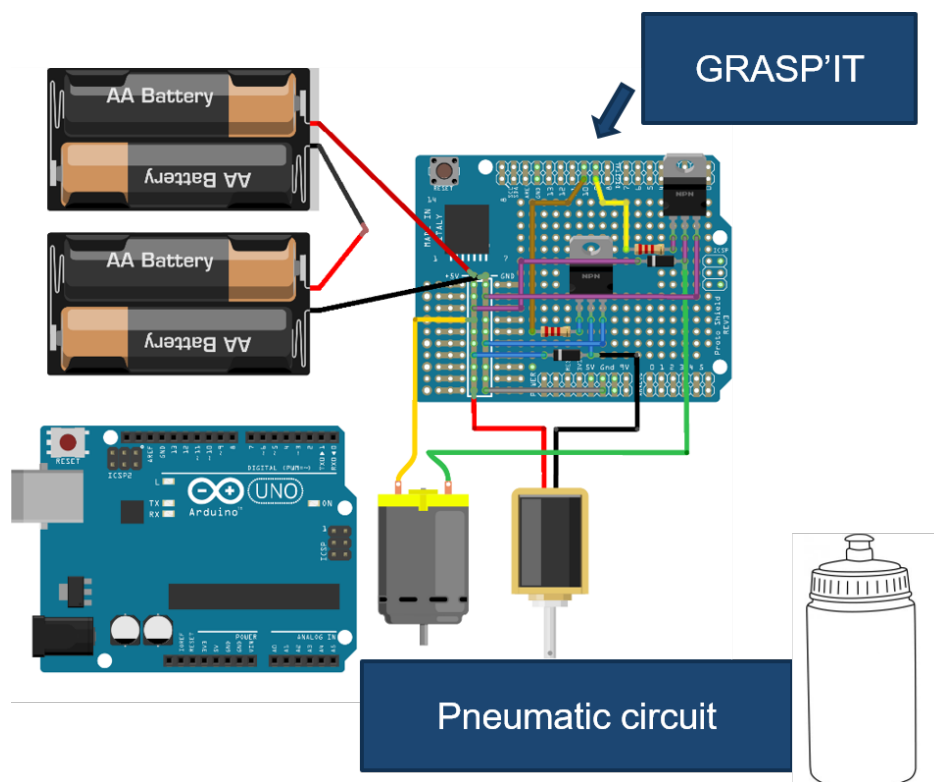


FIGURE 5.7 – Illustration du schéma virtuel de la gourde à retour haptique

Je suis ainsi en attente des pièces manquantes afin de réaliser ce montage électronique. Ce montage, et par extension la solution technique à la compression de la gourde, ont été présentés en différentes occasions comme lors de la réunion BCI-Lift, qui regroupe différentes équipes autour des interfaces cerveau-ordinateur. Cette communauté a alors apporté son soutien aux éléments déjà réalisés et prévus, et attend avec impatience les résultats issus de ce prototype.

5.5 Discussion générale

La mise en place d'un *neurofeedback* visuo haptique est encore à faire, principalement à cause de ces retards de livraisons et de commandes. La conception de ce prototype peut également induire la création de dispositifs complémentaires nécessitant du temps supplémentaire. Par exemple, un des inconvénients dans l'utilisation d'une pompe à vide est le bruit important qui en résulte : il pourrait alors être nécessaire de concevoir une isolation acoustique pour ne pas perturber les utilisateurs lors de la réalisation de leurs tâches mentales. Il est également possible que ce bruit reste raisonnable et ne dérange pas la concentration.

Face à ces incertitudes, des expérimentations sont nécessaires afin d'évaluer l'acceptabilité d'un tel dispositif et sa mise en place. En considérant la solution retenue, il est important d'évaluer par exemple les différences de sensations issues de la dépressurisation de la gourde : celles-ci peuvent différer selon les utilisateurs et il pourrait être nécessaire de prévoir un mécanisme d'adaptation en conséquence.

Par ailleurs, ce dispositif est actuellement prévu pour des personnes saines, ce qui se révèle donc être une limite de sa conception. Des personnes présentant des déficiences motrices au niveau de la main peuvent présenter une certaine forme de rigidité et d'absence de sensations. Le prototype tel qu'il est envisagé n'est par conséquent pas adapté à cette population, qui est la population cible de l'équipe de recherche à terme.

Dans le cadre du projet GRASP'IT, des expérimentations additionnelles seront nécessaires afin de prouver l'efficacité de ce système amélioré, dans le cadre de l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques. Par ailleurs, l'ajout de ce retour haptique pourrait impliquer davantage l'utilisateur dans son apprentissage. La plus-value serait ainsi non négligeable en considérant les stratégies d'apprentissage présentées dans la section 3.5.1 : des informations kinesthésiques seraient alors mises en jeu en plus des informations visuelles. L'intégration de ce retour haptique permettrait également à l'équipe de recherche de faire un pas en avant supplémentaire dans l'élaboration de son protocole de rééducation motrice.

Durant le dernier mois de mon projet de fin d'études, il est ainsi important de mener à bout la réalisation de ce prototype. Neurosys disposera alors de tous les outils nécessaires pour évaluer la pertinence de ce retour multimodal, si le temps venait à me manquer pour effectuer les expérimentations nécessaires.

6 Conclusion

L'équipe de recherche Neurosys souhaite développer un nouveau protocole de rééducation motrice, autour du mouvement de préhension de la main, à destination des personnes ayant subi une attaque cérébrale. Elle adopte une approche novatrice, puisqu'elle cherche à amplifier certains phénomènes neurophysiologiques intervenant au sein de la boucle sensorimotrice, lorsque cette dernière est lésée. Pour ce faire, elle développe sa propre interface cerveau-ordinateur qui se fonde sur les imaginations motrices kinesthésiques. Celles-ci ont pour but d'accroître ces phénomènes neurophysiologiques comme la neuroplasticité, qui est au cœur de la rééducation. L'utilisation de ces imaginations et ces ICO est cependant complexe, car elle implique de nombreuses difficultés à prendre en compte. En réponse à ces obstacles, elle a élaboré au sein de son ICO un environnement virtuel ludifié et un protocole d'apprentissage des IMK individualisé : l'association de ces éléments avec son ICO fut alors baptisée GRASP'IT. La problématique de ce mémoire consistait alors à découvrir de nouvelles voies de développement de GRASP'IT, afin de l'approcher de ce protocole de rééducation qu'elle souhaite mettre en place.

Neurosys a alors eu l'intuition d'intégrer dans GRASP'IT un retour haptique qui prenait la forme d'une gourde connectée. Cependant, elle manquait de références bibliographiques pour étayer son intuition et aborder la conception d'une telle thérapie rééducative. Je devais alors réaliser un état de l'art permettant à l'équipe de soutenir son idée, et qui me permettait également de saisir le contexte dans lequel elle souhaitait évoluer. Les résultats issus de mes recherches ont été présentés dans les chapitres 2 et 3. Deux axes d'améliorations se sont alors clarifiés et ont été exploités par Neurosys : une refonte de GRASP'IT et la mise en place de ce retour haptique. Cette refonte, dont il est question dans le chapitre 4, était le point de départ de l'équipe quant à l'élaboration de son protocole de rééducation motrice. Mes travaux étaient alors nécessaires à l'équipe afin qu'elle puisse partir d'une base saine. Une fois mes travaux réalisés, il était alors envisageable de réaliser un prototype de ces gourdes à retour haptique, qui est traité dans le chapitre 5. Ce prototypage à ma charge est important pour l'équipe puisqu'elle a un double rôle : elle répond d'une part à la problématique de ce mémoire et permet dans le même temps de renforcer le système GRASP'IT.

Durant ce projet de fin d'études, trois missions m'ont ainsi été attribuées en dehors de l'étude bibliographique que j'ai réalisée pour Neurosys. La première mission que j'ai réalisée sur mon projet a été l'amélioration de GRASP'IT : j'ai ainsi effectué une refonte quasi totale du système avec succès, puisqu'elle a été validée techniquement par le biais d'une démonstration pour IHM 2017. Par ailleurs, les premières tendances, issues des expérimentations que j'ai réalisées, sont très encourageantes. La seconde mission consistait à prototyper une gourde intelligente à retour haptique. Celle-ci est en très bonne voie puisque toute sa réalisation théorique a été validée par mes pairs. Enfin, la troisième mission consistait à intégrer la gourde au sein de GRASP'IT. Bien que cette intégration ait été bloquée par le prototypage de la gourde, le problème a bien été cerné et une solution pourra être mise en place très rapidement, même sans prototype fonctionnel. Cette intégration ne devrait alors plus présenter de défis techniques.

Cependant, les travaux que j'ai pu réaliser disposent de leurs propres limites. Premièrement, des

sessions d'expérimentations sont nécessaires afin de valider l'ensemble des avancées. Par ailleurs, le public qui est ciblé par ces expérimentations n'est pas celui sur lequel souhaite se focaliser. Enfin, le temps restant d'ici la fin de ce projet de fin d'études est relativement court pour terminer le prototypage, d'autant plus si des délais de livraison supplémentaires surviennent. Cette énumération n'est pas exhaustive, mais met en avant les principales difficultés auxquelles l'équipe pourrait faire face dans de courts délais. Les discussions proposées en section 4.5 et section 5.5 fournissent plus de détails quant aux limitations issues des travaux que j'ai réalisés.

Néanmoins, les retombées issues de mes travaux parviennent déjà à l'équipe. Grâce à ceux-ci, GRASP'IT est maintenant totalement fonctionnel et maîtrisé. Nous avons alors pu présenter notre système à la communauté scientifique qui l'a très bien accueilli. Les premiers retours issus du projet Inria BCI-Lift et de la conférence francophone autour des Interactions Homme-Machine sont positifs : ils attendent ainsi les résultats issus des expérimentations à venir. Si ces derniers sont conformes aux espérances de l'équipe, elle se positionnerait comme une équipe pionnière dans l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques. Différentes opportunités pourraient alors se présenter à elle et la mener vers ce protocole de rééducation qu'elle tente de mettre en place.

Bibliographie / Webographie

- [Åkerstedt et al., 2004] Åkerstedt, T., Knutsson, A., Westerholm, P., Theorell, T., Alfredsson, L., and Kecklund, G. (2004). Mental fatigue, work and sleep. *Journal of Psychosomatic Research*, 57(5) :427–433. 15
- [Alvarez, 2007] Alvarez, J. (2007). *From Video Games to Serious Game*. Theses, Université Toulouse. 24
- [Ang et al., 2015] Ang, K. K., Chua, K. S. G., Phua, K. S., Wang, C., Chin, Z. Y., Kuah, C. W. K., Low, W., and Guan, C. (2015). A randomized controlled trial of eeg-based motor imagery brain-computer interface robotic rehabilitation for stroke. *Clinical EEG and Neuroscience*, 46(4) :310–320. 5
- [Ang and Guan, 2013] Ang, K. K. and Guan, C. (2013). Brain-computer interface in stroke rehabilitation. *Journal of Computing Science and Engineering*, 7(2) :139–146. 19
- [Ang et al., 2010] Ang, K. K., Guan, C., Chua, K. S. G., Ang, B. T., Kuah, C., Wang, C., Phua, K. S., Chin, Z. Y., and Zhang, H. (2010). Clinical study of neurorehabilitation in stroke using eeg-based motor imagery brain-computer interface with robotic feedback. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pages 5549–5552. 13
- [Ang et al., 2012] Ang, K. K., Guan, C., Phua, K. S., Wang, C., Teh, I., Chen, C. W., and Chew, E. (2012). Transcranial direct current stimulation and eeg-based motor imagery bci for upper limb stroke rehabilitation. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4128–4131. 19
- [Ang et al., 2011] Ang, K. K., Guan, C., Wang, C., Phua, K. S., Tan, A. H. G., and Chin, Z. Y. (2011). Calibrating eeg-based motor imagery brain-computer interface from passive movement. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4199–4202. 19
- [Bartle, 1996] Bartle, R. (1996). <http://mud.co.uk/richard/hcde.htm>. 24
- [Bashashati et al., 2007] Bashashati, A., Fatourech, M., Ward, R. K., and Birch, G. E. (2007). A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. *Journal of Neural Engineering*, 4(2) :R32–R57. 9
- [Bassetti, 2005] Bassetti, C. L. (2005). Sleep and stroke. *Seminars in Neurology*, 25(01) :19–32. 16
- [Bauer et al., 2015] Bauer, R., Fels, M., Vukelić, M., Ziemann, U., and Gharabaghi, A. (2015). Bridging the gap between motor imagery and motor execution with a brain-robot interface. *NeuroImage*, 108 :319 – 327. 5
- [Blandin et al., 2008] Blandin, Y., Toussaint, L., and Shea, C. H. (2008). Specificity of practice : Interaction between concurrent sensory information and terminal feedback. *Journal of Experimental Psychology : Learning, Memory, and Cognition*, 34(4) :994–1000. 14
- [Blankertz et al., 2008] Blankertz, B., Tomioka, R., Lemm, S., Kawanabe, M., and r. Muller, K. (2008). Optimizing spatial filters for robust eeg single-trial analysis. *IEEE Signal Processing Magazine*, 25(1) :41–56. 17, 19

- [Bouchra and Ahmad, 2016] Bouchra, H. H. and Ahmad, D. (2016). Electroencephalography measurement to compare visual and kinesthetic motor imagery of squat vertical jump. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 04(01). 8
- [Boyd et al., 2010] Boyd, L. A., Vidoni, E. D., and Wessel, B. D. (2010). Motor learning after stroke : Is skill acquisition a prerequisite for contralesional neuroplastic change ? *Neuroscience Letters*, 482(1) :21 – 25. 22
- [Buch et al., 2008] Buch, E., Weber, C., Cohen, L. G., Braun, C., Dimyan, M. A., Ard, T., Mellinger, J., Caria, A., Soekadar, S., Fourkas, A., and Birbaumer, N. (2008). Think to move : a neuromagnetic brain-computer interface (bci) system for chronic stroke. *Stroke*, 39(3) :910–917. 5
- [Buch et al., 2012] Buch, E. R., Modir Shanechi, A., Fourkas, A. D., Weber, C., Birbaumer, N., and Cohen, L. G. (2012). Parietofrontal integrity determines neural modulation associated with grasping imagery after stroke. *Brain : a journal of neurology*, 135(Pt 2) :596–614. 22
- [Cao et al., 2014] Cao, T., Wan, F., Wong, C., da Cruz, J., and Hu, Y. (2014). Objective evaluation of fatigue by EEG spectral analysis in steady-state visual evoked potential-based brain-computer interfaces. *BioMedical Engineering OnLine*, 13(1) :28. 16
- [Carrasco and Cantalapiedra, 2016] Carrasco, D. G. and Cantalapiedra, J. A. (2016). Efectividad de la imaginaria o práctica mental en la recuperación funcional tras el ictus : revisión sistemática. *Neurología*, 31(1) :43 – 52.
- [Chang and Kim, 2013] Chang, W. H. and Kim, Y.-H. (2013). Robot-assisted therapy in stroke rehabilitation. *Journal of Stroke*, 15(3) :174. 5
- [Chaudhary et al., 2016] Chaudhary, U., Birbaumer, N., and Ramos-Murguialday, A. (2016). Brain–computer interfaces in the completely locked-in state and chronic stroke. *Progress in Brain Research*, 228 :131 – 161. Brain-Computer Interfaces : Lab Experiments to Real-World Applications. 8
- [de Vries and Mulder, 2007] de Vries, S. and Mulder, T. (2007). Motor imagery and stroke rehabilitation : A critical discussion. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(1) :5–13. 22
- [definitions-de psychologie.psyblogs.net, 2017] definitions-de psychologie.psyblogs.net (2017). <http://urlz.fr/5HGR>. 16
- [Deutsch et al., 2009] Deutsch, J. E., Robbins, D., Morrison, J., and Bowlby, P. G. (2009). Wii-based compared to standard of care balance and mobility rehabilitation for two individuals post-stroke. In *2009 Virtual Rehabilitation International Conference*, pages 117–120. 5
- [Duncan et al., 1999] Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., and Laster, L. J. (1999). The stroke impact scale version 2.0. *Stroke*, 30(10) :2131–2140. 4
- [ENS.Evry, 2015] ENS.Evry (2015). <http://urlz.fr/5FPf>. 6
- [Fine et al., 2002] Fine, E. J., Ionita, C. C., and Lohr, L. (2002). The history of the development of the cerebellar examination. *Seminars in Neurology*, 22(4) :375–384. 6
- [Frolov et al., 2017] Frolov, A. A., Mokienko, O., Lyukmanov, R., Biryukova, E., Kotov, S., Turbina, L., Nadareyshvily, G., and Bushkova, Y. (2017). Post-stroke rehabilitation training with a motor-imagery-based brain-computer interface (BCI)-controlled hand exoskeleton : A randomized controlled multicenter trial. *Frontiers in Neuroscience*, 11. 13
- [Fugl-Meyer et al., 1975] Fugl-Meyer, A., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., and Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1) :13–31. 3
- [Gregg et al., 2010] Gregg, M., Hall, C., and Butler, A. (2010). The MIQ-RS : A suitable option for examining movement imagery ability. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 7(2) :249–257. 20

- [Grosse-Wentrup et al., 2011] Grosse-Wentrup, M., Mattia, D., and Oweiss, K. (2011). Using brain-computer interfaces to induce neural plasticity and restore function. *Journal of Neural Engineering*, 8(2) :025004. 22
- [harmonie prevention.fr, 2017] harmonie prevention.fr (2017). <http://urlz.fr/5K6y>. 44
- [Hatwell et al., 2000] Hatwell, Y., Streri, A., and Gentaz, E. (2000). *Toucher pour connaître : Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle*. PUF. 12
- [Hebb, 1949] Hebb, D. O. (1949). *The Organization of Behavior : A NEUROPSYCHOLOGICAL THEORY*. John Wiley & Sons, Inc. 7
- [Hunicke et al., 2004] Hunicke, R., Leblanc, M., and Zubek, R. (2004). Mda : A formal approach to game design and game research. In *In Proceedings of the Challenges in Games AI Workshop, Nineteenth National Conference of Artificial Intelligence*, pages 1–5. Press. 25
- [i Badia et al., 2013] i Badia, S. B., Morgade, A. G., Samaha, H., and Verschure, P. F. M. J. (2013). Using a hybrid brain computer interface and virtual reality system to monitor and promote cortical reorganization through motor activity and motor imagery training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2) :174–181. 5, 13
- [Ietswaart et al., 2011] Ietswaart, M., Johnston, M., Dijkerman, H. C., Joice, S., Scott, C. L., MacWalter, R. S., and Hamilton, S. J. (2011). Mental practice with motor imagery in stroke recovery : randomized controlled trial of efficacy. *Brain*, 134(5) :1373–1386.
- [Ietswaart et al., 2006] Ietswaart, M., Johnston, M., Dijkerman, H. C., Scott, C. L., Joice, S. A., Hamilton, S., and MacWalter, R. S. (2006). Recovery of hand function through mental practice : A study protocol. *BMC Neurology*, 6(1) :39. 10
- [Inserm.fr, 2013] Inserm.fr (2013). <http://urlz.fr/5FPc>. 1
- [Jeannerod, 1995] Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia*, 33(11) :1419 – 1432. The Neuropsychology of Mental Imagery. 7
- [Johnson et al., 2005] Johnson, L., Newton, K., Greaves, S., and Rundle, D. (2005). <http://www.rch.org.au/ot>. 4
- [Jure et al., 2016] Jure, F. A., Carrere, L. C., Gentiletti, G. G., and Tabernig, C. B. (2016). Bci-fes system for neuro-rehabilitation of stroke patients. *Journal of Physics : Conference Series*, 705(1) :012058. 5, 13
- [Kasashima-Shindo et al., 2015] Kasashima-Shindo, Y., Fujiwara, T., Ushiba, J., Matsushika, Y., Kamatani, D., Oto, M., Ono, T., Nishimoto, A., Shindo, K., Kawakami, M., Tsuji, T., and Liu, M. (2015). Brain-computer interface training combined with transcranial direct current stimulation in patients with chronic severe hemiparesis : Proof of concept study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47(4) :318–324. 5
- [Keller, 2008] Keller, J. (2008). An integrative theory of motivation, volition, and performance. *Tech., Inst., Cognition and Learning*, 6 :79–104. 15
- [Kermarrec, 2004] Kermarrec, G. (2004). Stratégies d'apprentissage et autorégulation. revue de question dans le domaine des habiletés sportives. *Science & Motricité*, 53 :9–38. 23, 25
- [Lakhani et al., 2016] Lakhani, B., Borich, M. R., Jackson, J. N., Wadden, K. P., Peters, S., Villamayor, A., MacKay, A. L., Vavasour, I. M., Rauscher, A., and Boyd, L. A. (2016). Motor skill acquisition promotes human brain myelin plasticity. *Neural Plasticity*, 2016 :7. 22
- [Lemm et al., 2005] Lemm, S., Blankertz, B., Curio, G., and Muller, K.-R. (2005). Spatio-spectral filters for improving the classification of single trial EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(9) :1541–1548. 20
- [LeMonde.fr, 2013] LeMonde.fr (2013). <http://urlz.fr/5FP9>. 1

- [Lotte, 2012] Lotte, F. (2012). Les Interfaces Cerveau-Ordinateur : Conception et Utilisation en Réalité Virtuelle. *Revue des Sciences et Technologies de l'Information - Série TSI : Technique et Science Informatiques*, 31(3) :289–310. 10, 63
- [Lotte et al., 2007] Lotte, F., Congedo, M., Lécuyer, A., Lamarche, F., and Arnaldi, B. (2007). A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, 4(2) :R1–R13. 19
- [Lotte and Jeunet, 2015] Lotte, F. and Jeunet, C. (2015). Towards improved bci based on human learning principles. In *The 3rd International Winter Conference on Brain-Computer Interface*, pages 1–4. 21
- [Lotze et al., 1999] Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hülsmann, E., Flor, H., Klose, U., Birbaumer, N., and Grodd, W. (1999). Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements : An fmri study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 11(5) :491–501. 17
- [Lyle, 1981] Lyle, R. C. (1981). A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*, 4(4) :483–492. 3
- [Mahoney and Avenier, 1977] Mahoney, M. J. and Avenier, M. (1977). Psychology of the elite athlete : An exploratory study. *Cognitive Therapy and Research*, 1(2) :135–141. 8
- [Malouin et al., 2004] Malouin, F., Richards, C. L., Desrosiers, J., and Doyon, J. (2004). Bilateral slowing of mentally simulated actions after stroke. *NeuroReport*, 15(8) :1349–1353. 21
- [Malouin et al., 2008] Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., and Doyon, J. (2008). Clinical assessment of motor imagery after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(4) :330–340. PMID : 18326057. 20
- [Malouin et al., 2007] Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Durand, A., and Doyon, J. (2007). The kinesthetic and visual imagery questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities : A reliability and construct validity study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31(1) :20–29. 21, 63
- [Matheson and Hutchinson, 2017] Matheson, I. and Hutchinson, N. L. (2017). <http://urlz.fr/5Ibj>. 23
- [Mattia et al., 2013] Mattia, D., Pichiorri, F., Molinari, M., and Rupp, R. (2013). *Brain Computer Interface for Hand Motor Function Restoration and Rehabilitation*, pages 131–153. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg. 5
- [McCrimmon et al., 2015] McCrimmon, C. M., King, C. E., Wang, P. T., Cramer, S. C., Nenadic, Z., and Do, A. H. (2015). Brain-controlled functional electrical stimulation therapy for gait rehabilitation after stroke : a safety study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1). 13
- [Messick, 1984] Messick, S. (1984). The nature of cognitive styles : Problems and promise in educational practice. *Educational Psychologist*, 19(2) :59–74. 24
- [Meyer et al., 2012] Meyer, T., Peters, J., Brötz, D., Zander, T. O., Schölkopf, B., Soekadar, S. R., and Grosse-Wentrup, M. (2012). A brain-robot interface for studying motor learning after stroke. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4078–4083. 22
- [Morash et al., 2008] Morash, V., Bai, O., Furlani, S., Lin, P., and Hallett, M. (2008). Classifying eeg signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries. *Clinical Neurophysiology*, 119(11) :2570 – 2578. 19
- [Nam et al., 2011] Nam, C. S., Jeon, Y., Kim, Y.-J., Lee, I., and Park, K. (2011). Movement imagery-related lateralization of event-related (de)synchronization (erd/ers) : Motor-imagery duration effects. *Clinical Neurophysiology*, 122(3) :567 – 577. 17, 18, 38

- [Neuper et al., 2009] Neuper, C., Scherer, R., Wriessnegger, S., and Pfurtscheller, G. (2009). Motor imagery and action observation : Modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*, 120(2) :239–247. 18
- [Neuper et al., 2006] Neuper, C., Wörtz, M., and Pfurtscheller, G. (2006). Erd/ers patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Progress in Brain Research*, 159 :211 – 222. Event-Related Dynamics of Brain Oscillations. 17
- [Niedermeyer and da Silva, 1993] Niedermeyer, E. and da Silva, F. L. (1993). *Electroencephalography. Basic principles, Clinical Applications and Related Fields*. Williams & Wilkins Baltimore. 11
- [Nijboer, 2010] Nijboer (2010). The influence of psychological state and motivation on brain-computer interface performance in patients with amyotrophic lateral sclerosis - a longitudinal study. *Frontiers in Neuroscience*. 15
- [Nijboer et al., 2008] Nijboer, F., Furdea, A., Gunst, I., Mellinger, J., McFarland, D. J., Birbaumer, N., and Kübler, A. (2008). An auditory brain-computer interface (bci). *Journal of Neuroscience Methods*, 167(1) :43 – 50. Brain-Computer Interfaces (BCIs). 13
- [Okogbaa et al., 1994] Okogbaa, O., Shell, R. L., and Filipusic, D. (1994). On the investigation of the neurophysiological correlates of knowledge worker mental fatigue using the EEG signal. *Applied Ergonomics*, 25(6) :355–365. 16
- [Ono et al., 2014] Ono, T., Shindo, K., Kawashima, K., Ota, N., Ito, M., Ota, T., Mukaino, M., Fujiwara, T., Kimura, A., Liu, M., and Ushiba, J. (2014). Brain-computer interface with somatosensory feedback improves functional recovery from severe hemiplegia due to chronic stroke. *Frontiers in Neuroengineering*, 7 :19. 5, 13
- [openvibe.inria.fr, 2017] openvibe.inria.fr (2017). <http://openvibe.inria.fr/discover/>. 28
- [passeportsante.net, 2017] passeportsante.net (2017). <http://urlz.fr/5FPb>. 1
- [Pfurtscheller and Berghold, 1989] Pfurtscheller, G. and Berghold, A. (1989). Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 72(3) :250–258. 7, 16
- [Pichiorri et al., 2015] Pichiorri, F., Morone, G., Petti, M., Toppi, J., Pisotta, I., Molinari, M., Paolucci, S., Inghilleri, M., Astolfi, L., Cincotti, F., and Mattia, D. (2015). Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery. *Annals of Neurology*, 77(5) :851–865. 5, 13
- [Platz et al., 2005] Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I.-H., di Bella, P., and Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the fugl-meyer test, action research arm test and box and block test : a multicentre study. *Clinical Rehabilitation*, 19(4) :404–411. PMID : 15929509. 4
- [playground.arduino.cc, 2017] playground.arduino.cc (2017). http://playground.arduino.cc/uploads/Learning/solenoid_driver.pdf. 51, 64
- [Prasad et al., 2010] Prasad, G., Herman, P., Coyle, D., McDonough, S., and Crosbie, J. (2010). Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery : a feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1) :60. 10
- [Prasad et al., 2009] Prasad, G., Herman, P. A., Coyle, D., McDonough, S., and Crosbie, J. (2009). Using motor imagery based brain-computer interface for post-stroke rehabilitation. In *2009 4TH INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING*, International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, pages 251–255. QC 20120224. 25

- [Quandt and Hummel, 2014] Quandt, F. and Hummel, F. C. (2014). The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients : a review. *Experimental & Translational Stroke Medicine*, 6(1) :9. 5
- [Raisman, 1969] Raisman, G. (1969). Neuronal plasticity in the septal nuclei of the adult rat. *Brain Research*, 14(1) :25–48. 7
- [Ramos-Murguialday et al., 2013] Ramos-Murguialday, A., Broetz, D., Rea, M., Läer, L., Yilmaz, O., Brasil, F. L., Liberati, G., Curado, M. R., Garcia-Cossio, E., Vyziotis, A., Cho, W., Agostini, M., Soares, E., Soekadar, S., Caria, A., Cohen, L. G., and Birbaumer, N. (2013). Brain–machine interface in chronic stroke rehabilitation : A controlled study. *Annals of Neurology*, 74(1) :100–108. 13
- [Riding and Sadler-Smith, 1997] Riding, R. J. and Sadler-Smith, E. (1997). Cognitive style and learning strategies : Some implications for training design. *International Journal of Training and Development*, 1(3) :199–208. 24, 63
- [Rimbert et al., 2017] Rimbert, S., Bougrain, L., Orhand, R., Nex, J., Gaborit, S., and Fleck, S. (2017). Grasp’it : une interface cerveau-ordinateur pour l’amélioration de l’apprentissage d’une tâche d’imagination motrice kinesthésique . In *29eme conférence francophone sur l’Interaction Homme-Machine*, Poitiers, France. 29
- [Rinderknecht et al., 2013] Rinderknecht, M. D., Kim, Y., Santos-Carreras, L., Bleuler, H., and Gassert, R. (2013). Combined tendon vibration and virtual reality for post-stroke hand rehabilitation. In *2013 World Haptics Conference (WHC)*, pages 277–282. 5
- [Sharma et al., 2009a] Sharma, N., Baron, J.-C., and Rowe, J. B. (2009a). Motor imagery after stroke : Relating outcome to motor network connectivity. *Annals of Neurology*, 66(5) :604–616. 22
- [Sharma et al., 2006] Sharma, N., Pomeroy, V. M., and Baron, J.-C. (2006). Motor imagery. *Stroke*, 37(7) :1941–1952. 10, 20, 25
- [Sharma et al., 2009b] Sharma, N., Simmons, L. H., Jones, P. S., Day, D. J., Carpenter, T. A., Pomeroy, V. M., Warburton, E. A., and Baron, J.-C. (2009b). Motor imagery after subcortical stroke. *Stroke*, 40(4) :1315–1324. 22
- [Shin et al., 2016] Shin, J.-H., Kim, M.-Y., Lee, J.-Y., Jeon, Y.-J., Kim, S., Lee, S., Seo, B., and Choi, Y. (2016). Effects of virtual reality-based rehabilitation on distal upper extremity function and health-related quality of life : a single-blinded, randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1). 5
- [Siengsukon and Boyd, 2008] Siengsukon, C. F. and Boyd, L. A. (2008). Sleep enhances implicit motor skill learning in individuals poststroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 15(1) :1–12. PMID : 18250068. 16
- [Sigrist et al., 2012] Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., and Wolf, P. (2012). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning : A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1) :21–53. 14, 15, 63
- [Smith, 2005] Smith, E. (2005). Locked-in syndrome. *BMJ*, 330(7488) :406–409. 9
- [spasadaire.fr, 2014] spasadaire.fr (2014). <http://urlz.fr/5FZf>. 1
- [StrokeEngine.ca, 2017] StrokeEngine.ca (2017). <http://urlz.fr/5FPe>. 3
- [Suminski et al., 2010] Suminski, A. J., Tkach, D. C., Fagg, A. H., and Hatsopoulos, N. G. (2010). Incorporating feedback from multiple sensory modalities enhances brain–machine interface control. *Journal of Neuroscience*, 30(50) :16777–16787. 15
- [Svetachov, 2016] Svetachov, P. (2016). <https://github.com/PjotrSvetachov/VRPNInput>. 29

- [Tripovic et al., 2014] Tripovic, Y., Marchese, A., Carratelli, D., and Naranjo, F. R. (2014). Neuro-motor rehabilitation and cognitive outcomes in patients with traumatic brain injury through the method bapne. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 152 :1050 – 1056. ERPA International Congress on Education, ERPA Congress 2014, 6-8 June 2014, Istanbul, Turkey. 5
- [Vidaurre and Blankertz, 2009] Vidaurre, C. and Blankertz, B. (2009). Towards a cure for BCI illiteracy. *Brain Topography*, 23(2) :194–198. 21
- [Vidoni et al., 2010] Vidoni, E., Acerra, N., Dao, E., Meehan, S., and Boyd, L. (2010). Role of the primary somatosensory cortex in motor learning : An rtms study. *Neurobiology of Learning and Memory*, 93(4) :532 – 539. 22
- [Villani, 2017] Villani, R. (2017). <https://github.com/RVillani/UE4Duino>. 49
- [Vourvopoulos and Bermúdez i Badia, 2016] Vourvopoulos, A. and Bermúdez i Badia, S. (2016). Motor priming in virtual reality can augment motor-imagery training efficacy in restorative brain-computer interaction : a within-subject analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1) :69. 5, 13
- [Winne and Hadwin, 1998] Winne, P. H. and Hadwin, A. F. (1998). *Studying as self-regulated learning*, pages 277–304. Douglas J. Hacker and John Dunlosky and Arthur C. Graesser. 23
- [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. 9
- [WorldStrokeCampaign.org, 2011] WorldStrokeCampaign.org (2011). <http://urlz.fr/5FP7>. 1

Liste des illustrations

2.1	Schéma récapitulant les quatre types de mouvement de la main http://urlz.fr/5FSz	4
2.2	Schéma simplifié de la boucle sensorimotrice localisée au niveau du cerveau. Adapté de http://urlz.fr/5FQ1	6
2.3	Schéma simplifié de la boucle sensorimotrice complète. http://urlz.fr/5GU8	7
2.4	Schéma simplifié représentant la localisation des imageries motrices dans le cerveau. Adapté de http://urlz.fr/5FQ1	8
2.5	Chemins d'exécution de mouvements au sein de la boucle sensorimotrice avec et sans ICO. Adapté de http://urlz.fr/5GU8	9
2.6	Fonctionnement d'une interface cerveau-ordinateur. Inspiré de [Lotte, 2012]	10
2.7	Schéma résumant les possibles emplacements des capteurs cérébraux. Adapté de http://urlz.fr/5H0L	11
3.1	Schéma-résumé des variétés de retours perceptifs	13
3.2	Schéma résumé de l'efficacité des retours perceptifs selon la complexité de la tâche à apprendre. Plus la bande est large, plus la stratégie d'apprentissage est efficace. [Sigrist et al., 2012]	14
3.3	Représentation d'un ERD-ERS. Adapté de http://urlz.fr/5HHk	17
3.4	Positionnement des électrodes sur un casque EEG à 64 canaux. Adapté de http://urlz.fr/5HJ0	18
3.5	Exemple d'item proposé par le KVIQ. Extrait de [Malouin et al., 2007].	21
3.6	Schéma simplifié représentant la localisation des cortex prémoteur et préfrontal. Adapté de http://urlz.fr/5FQ1	23
3.7	Représentation des styles cognitifs selon deux dimensions. Adapté de l'article [Riding and Sadler-Smith, 1997]	24
4.1	Schéma résumé du fonctionnement de l'ICO de GRASP'IT	28
4.2	Illustration des protocoles témoin et apprenant à mon arrivée au sein de l'équipe	30

4.3	Illustration de la méthodologie mise en place pour GRASP'IT	34
4.4	Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour la phase de calibration, lors de mon arrivée sur le projet GRASP'IT	35
4.5	Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour la phase de test, lors de mon arrivée sur le projet GRASP'IT	36
4.6	Synthèse du fonctionnement des stimulations sur un cycle, pour les phases de calibration et de test, après mes travaux sur GRASP'IT	37
4.7	Grille de lecture des figures illustrant les patrons ERD-ERS recherchés d'une imagination motrice kinesthésique de la main	39
4.8	Moyenne des ERD-ERS mesurés sur C3 des sujets des deux protocoles d'apprentissage	40
5.1	Schéma illustrant le fonctionnement de GRASP'IT avec la gourde intelligente	45
5.2	Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec un vérin pneumatique	46
5.3	Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec une pince de préhension robotique	47
5.4	Schéma illustrant le fonctionnement de la gourde avec une pompe à vide	48
5.5	Illustration de la méthodologie mise en place pour le prototypage de la gourde	49
5.6	Schéma électronique de l'utilisation d'une carte <i>Arduino</i> avec une électrovanne. Issu de [playground.arduino.cc, 2017]	51
5.7	Illustration du schéma virtuel de la gourde à retour haptique	52
A.1	Schéma détaillant le positionnement des électrodes de GRASP'IT sur le casque EEG. Adapté de http://urlz.fr/5HJ0	70
B.1	Illustration d'un exemple basique de scénario sous OpenViBE	71
C.1	Cycle du feu tricolore proposé dans l'interface GRASP'IT et apparaissant au sein des différents environnements virtuels	72
C.2	Une visualisation de l'interface ludifiée de GRASP'IT	73
C.3	Une visualisation de l'interface ludifiée de GRASP'IT	74
C.4	Une visualisation de l'interface ludifiée de GRASP'IT	75
C.5	Photographie du dispositif matériel complet de GRASP'IT	76
C.6	Photographie du dispositif matériel complet de GRASP'IT	76
E.1	Diagramme de Gantt effectif des travaux réalisés autour de GRASP'IT et de ses protocoles d'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques	79

E.2	Diagramme de Gantt effectif des travaux réalisés autour du prototypage de la gourde à retour haptique	80
E.3	Diagramme de Gantt initial associé aux missions du projet de fin d'études	80
J.1	Illustration de l'ancien protocole d'apprentissage personnalisé	116
K.1	Illustration de l'ancien protocole d'apprentissage témoin	117
N.1	Figures des ERD-ERS sur l'électrode C3 des sujets ayant effectué le protocole d'apprentissage personnalisé	131
N.2	Figures des ERD-ERS sur l'électrode C3 des sujets ayant effectué le protocole d'apprentissage témoin	131

Abbréviations

ARAT : Action Research Arm Test

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BOLD : Blood Oxygen Level Dependant

CAMCOG : CAMbridge-COGnition examination

CMIA : Chaotic Motor Imagery Assessment

EEG : EléctroEncéphaloGraphie

ERD : Event-Related Desynchronisation

ERS : Event-Related Synchronisation

FMA : Fugl-Meyer Assessment

ICO : Interface Cerveau-Ordinateur

IHM : Interaction Homme-Machine

IMK : Imagination Motrice Kinesthésique ou bien Imagerie Motrice Kinesthésique

IRMf : Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle

IMV : Imagination Motrice Visuelle ou bien Imagerie Motrice Visuelle

KVIQ : Kinaesthetic and Visual Imagery Questionnaire

LSL : Lab Streaming Layer

M1 : cortex moteur primaire

MEG : MagnétoEncéphaloGraphie

MIQ-RS : Movement Imagery Questionnaire - Revised Second version

SIS : Stroke Impact Scale

SMR : SensoryMotor Rhythm

SSAEP : Steady-State Auditory-Evoked Potentials

SSVEP : Steady-State Visual-Evoked Potentials

VRPN : Virtual Reality Peripheral Network

Glossaire

Abduction : En anatomie fonctionnelle, l'abduction consiste à porter le membre vers l'extérieur, c'est-à-dire à l'éloigner de l'axe du corps dans un plan frontal. Pour la main, l'abduction consiste à éloigner les doigts de l'axe de la main. Il s'oppose donc à l'adduction.

Adduction : En anatomie fonctionnelle, l'adduction qualifie un mouvement se rapprochant du plan frontal. Il s'oppose donc à l'abduction.

Artefact : Les artefacts en électroencéphalographie sont les signaux d'origines non cérébrales. Ils peuvent avoir principalement trois origines : oculaires, musculaires, et mécaniques.

AVC : Accident vasculaire cérébral, il s'agit d'une défaillance de la circulation du sang qui affecte une région plus ou moins importante du cerveau.

CAMCOG : Le CAMCOG est la partie cognitive et indépendante du Cambridge Examination for Mental Disorders of the Elderly (CAMDEX). Le CAMCOG est un instrument standardisé utilisé pour mesurer l'étendue de la démence et pour évaluer le niveau des déficits cognitifs. Cet outil évalue l'orientation, le langage, la mémoire, la praxie, l'attention, la pensée abstraite, la perception et la capacité de calculer.

Contralésionnel : Désigne l'hémisphère cérébral où n'est pas localisée la lésion. Contraire de *Ipsilésionnel*.

Effet Hawthorne : Désigne la situation dans laquelle les résultats d'une expérience sont influencés par le fait que les sujets ont conscience de participer à une expérience dans laquelle ils sont testés, ce qui se traduit généralement par une plus grande motivation et une volonté de ne pas échouer.

Electromyographie : L'électromyographie de surface (EMG de surface) est l'une des méthodes non invasives qui permettent de mesurer l'activité électrique d'un muscle. Elle est dite de surface, car les électrodes qui recueillent le signal sont placées directement sur la peau, au regard du muscle à étudier.

Extéroceptif : Se dit de la sensibilité nerveuse dépendante de récepteurs situés dans la peau et stimulés par des agents extérieurs à l'organisme tels que la chaleur ou la pression.

Hémiplégie : Une hémiplégie est la paralysie totale ou partielle de la moitié du corps.

Ipsilésionnel : Désigne l'hémisphère cérébral où est localisée la lésion. Contraire de *Contralésionnel*.

Phase de rétention : Durant un apprentissage moteur, cette phase désigne les tests qui sont effectués quelque temps après l'apprentissage en lui-même afin de savoir si la personne a progressé ou non.

Préhension : La préhension est la faculté ou l'action de saisir des proies ou autres objets avec la main.

Pronosupination : La pronosupination est le complexe de mouvements permettant une rotation d'une partie de membre par rapport à une autre. L'exemple typique est celui du membre supérieur notamment de la main, permet de mettre la paume de la main vers le haut (mouvement de supination) ou vers le bas (mouvement de pronation).

Quasi-mouvement : Désigne un mouvement dont l'exécution est stoppée juste après l'intention de le réaliser.

Servomoteur : Un servomoteur est un système qui a pour but de produire un mouvement précis en réponse à une commande externe.

Sonification : La sonification désigne la représentation et l'émission de données sous forme de sons modulés.

Thrombectomie : La thrombectomie consiste à aller chercher le caillot qui bouche l'artère.

Thrombolyse : La thrombolyse consiste à tenter de dissoudre le caillot qui bouche l'artère.

Vestibulaire : Système physiologique qui procure des sensations de mouvement et d'équilibre.

Annexes

A Annexe : Positionnement des électrodes sur le casque EEG utilisé avec GRASP'IT

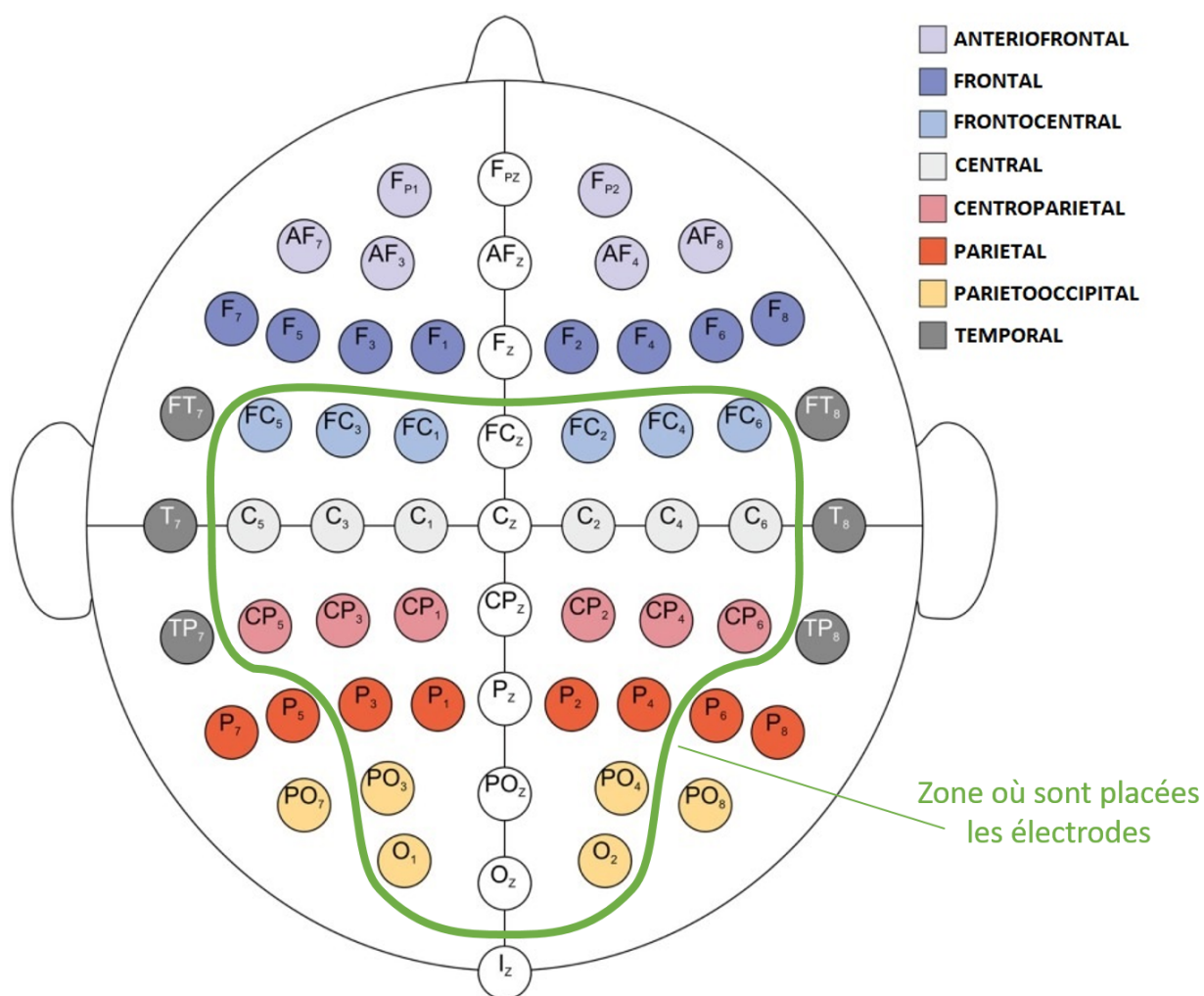


FIGURE A.1 – Schéma détaillant le positionnement des électrodes de GRASP'IT sur le casque EEG.
Adapté de <http://urlz.fr/5HJ0>

B Annexe : un scénario sous OpenViBE

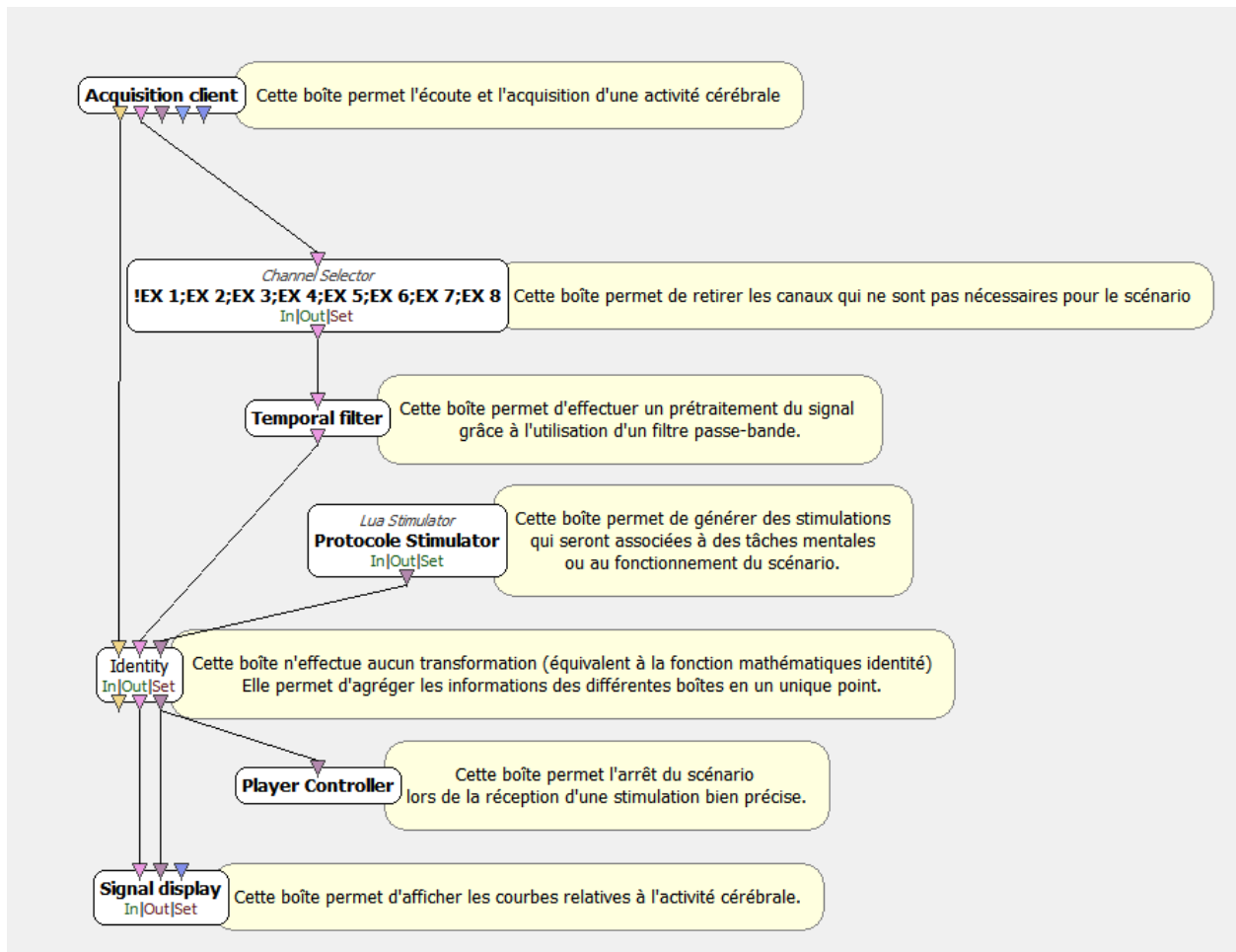


FIGURE B.1 – Illustration d'un exemple basique de scénario sous OpenViBE

Le scénario conçu sous *OpenViBE Designer* permet simplement d'afficher les courbes de l'activité cérébrale électrique d'un individu portant un casque EEG. Il montre en outre un exemple de prétraitement du signal possible sous le logiciel.

C Annexe : Illustrations de l'environnement virtuel de GRASP'IT et du dispositif complet

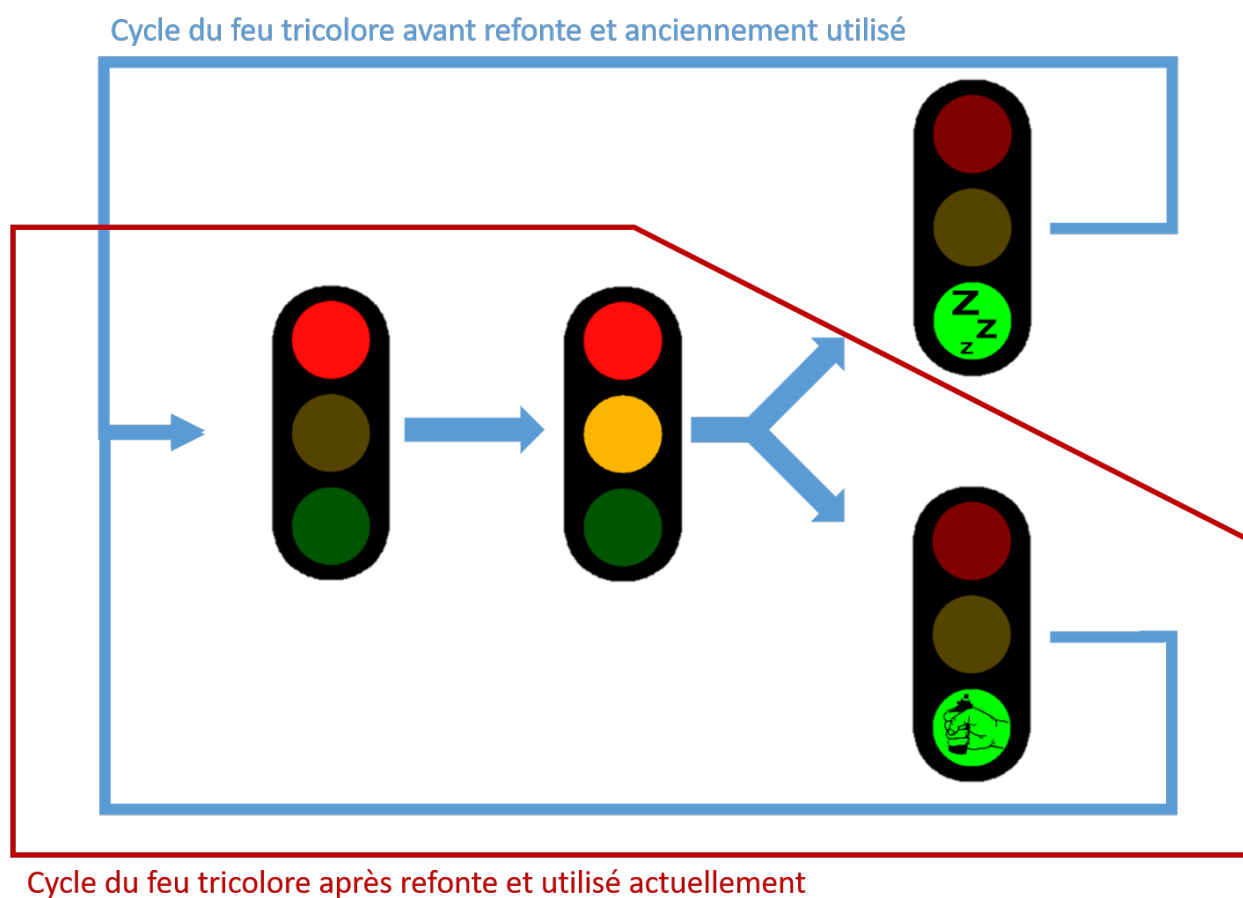


FIGURE C.1 – Cycle du feu tricolore proposé dans l'interface GRASP'IT et apparaissant au sein des différents environnements virtuels

La position de départ du feu est au rouge, puis le feu orange apparaît en complément pour annoncer l'arrivée imminente de l'action, et ceci pendant 2 secondes. Le feu vert apparaît alors seul avec une main pressant une bouteille pour indiquer qu'il faut faire une imagination motrice kinesthésique (ou dans la version initiale ne rien faire) pendant 4 secondes. Le feu repasse alors au rouge pendant une durée aléatoire de 6 à 8 secondes, avant de repasser à nouveau à l'orange, *etc.* Cette illustration montre également les conséquences sur le cycle du feu tricolore issues des changements opérés lors de la refonte de GRASP'IT.

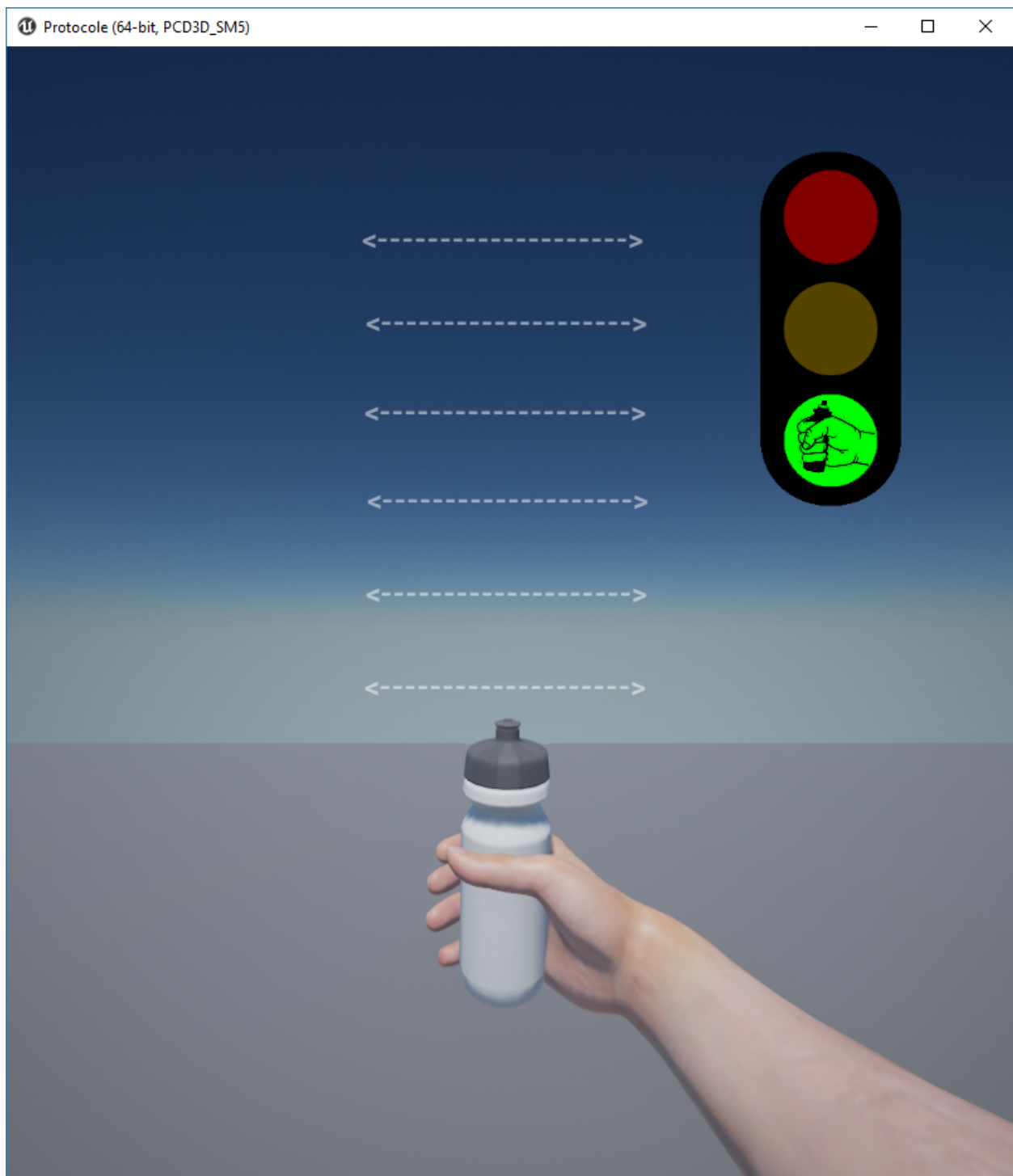


FIGURE C.2 – Une visualisation de l'interface ludifiée de GRASP'IT
L'image présente dans le feu vert indique à l'utilisateur d'effectuer une imagination motrice
kinesthésique.

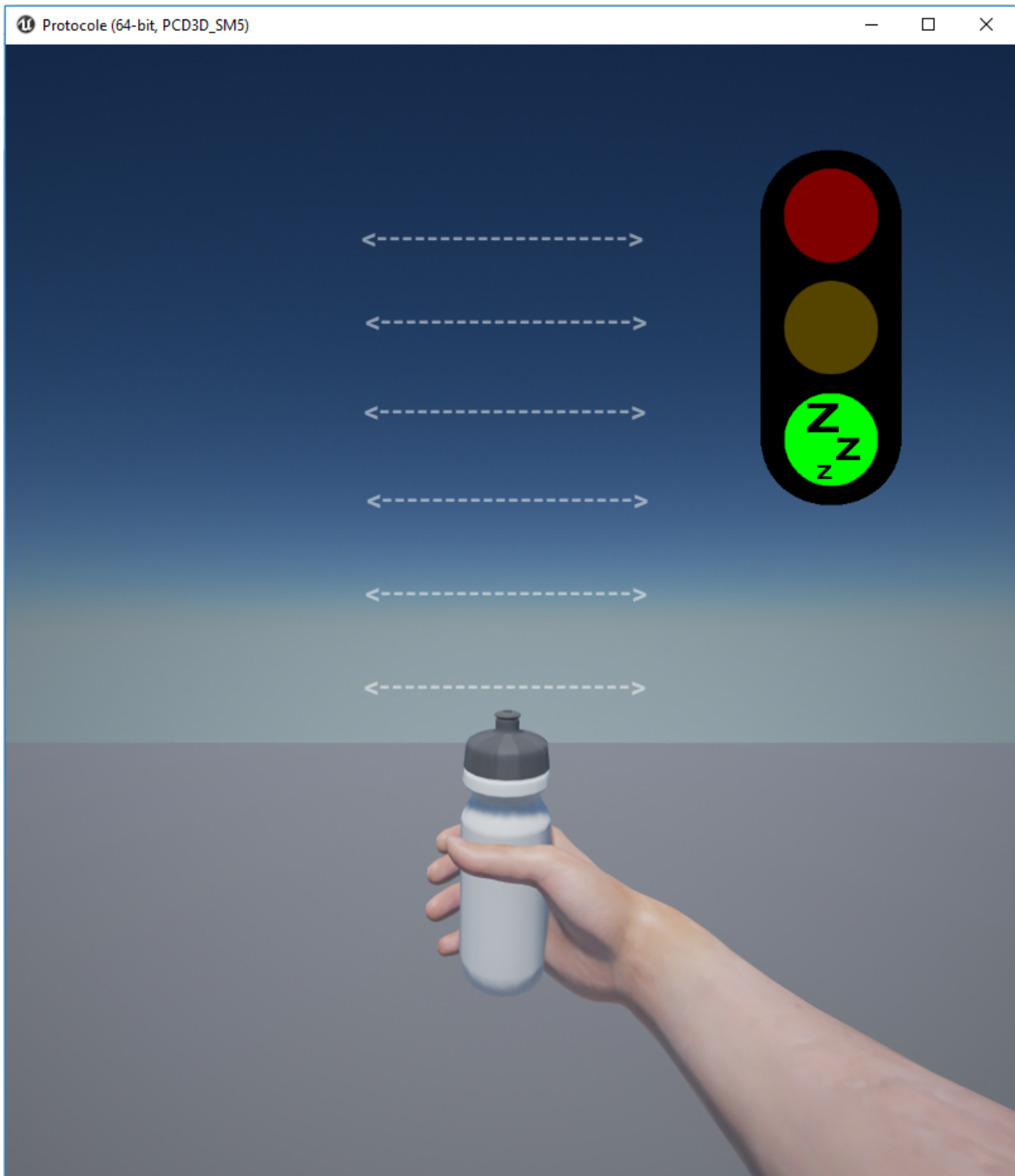


FIGURE C.3 – Une visualisation de l’interface ludifiée de GRASP’IT
L’image présente dans le feu vert indique à l’utilisateur d’être au repos.

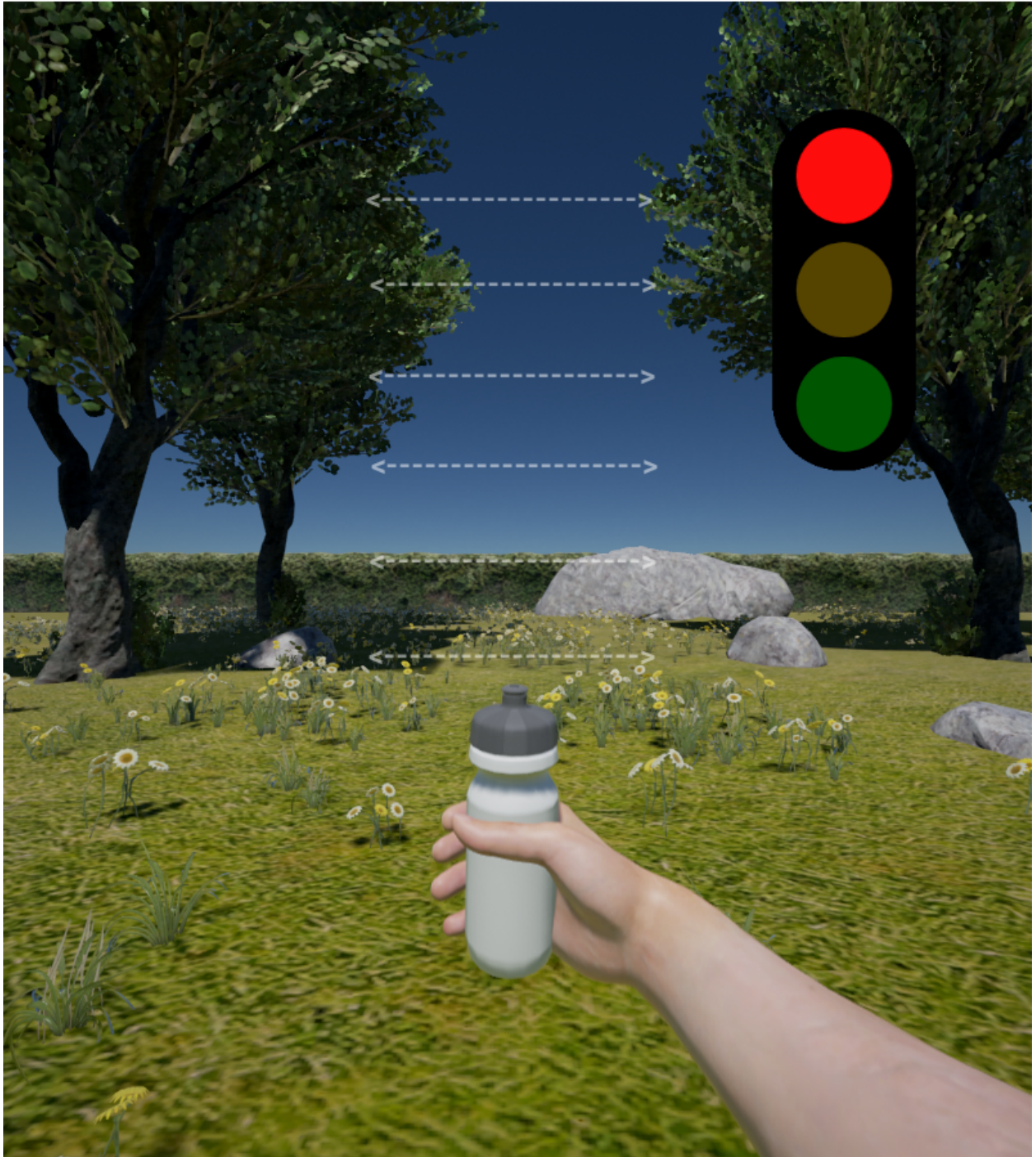


FIGURE C.4 – Une visualisation de l'interface ludifiée de GRASP'IT
Le feu rouge indique à l'utilisateur d'être au repos.

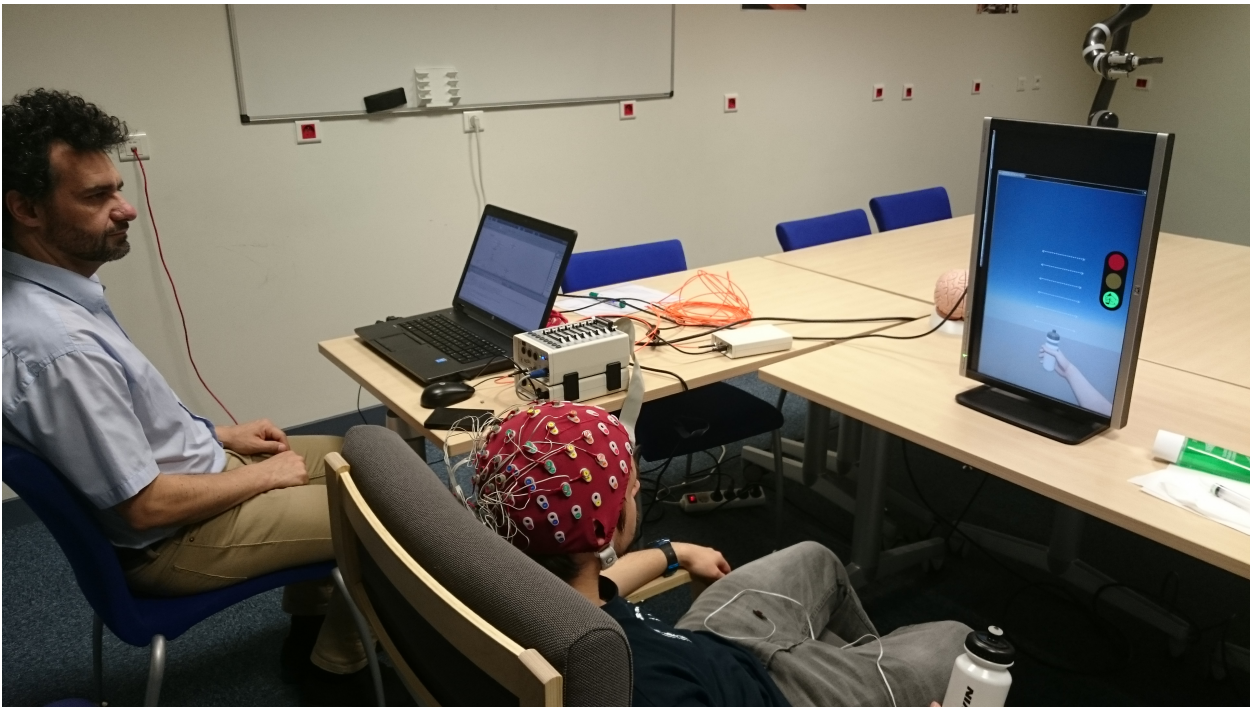


FIGURE C.5 – Photographie du dispositif matériel complet de GRASP'IT



FIGURE C.6 – Photographie du dispositif matériel complet de GRASP'IT

**D Annexe : Procédure d'installation du moteur
*Unreal Engine 4.10***

Procédure d'installation pour l'Unreal Engine 4

- Récupérer les sources du Plugin VRPNInput à l'adresse suivante :
 - <https://github.com/PjotrSvetachov/VRPNInput>
- Récupérer les sources du VRPN à l'adresse suivante :
 - <https://github.com/vrpn/vrpn>
 - Si jamais l'élément compile avec des warnings ou des erreurs, il est possible de récupérer un VRPN compilé dans la section Release du VRPNInput.
- Récupérer les sources du moteur Unreal Engine sur GitHub.
- Installer Microsoft Visual Studio 2013. La version 2015 ne permet pas l'installation du moteur.
- Exécuter le script *Setup.bat*, présent au sein du dossier source de l'UE.
- Exécuter le script *GenerateProjectFiles.bat*, présent au sein du dossier source de l'UE.
- Créer dans le dossier *Engine/Plugins*, un dossier *HCPV*, dans lequel mettre les sources *VRPNInput*.
- Créer dans le dossier *Engine/Source/ThirdParty*, un dossier *VRPN*, dans lequel mettre les libraires compilées du VRPN :
 - Créer un dossier *include* contenant l'ensemble des headers.
 - Créer un dossier *lib* et un sous-dossier *win64* contenant les librairies *quat.lib* et *vrpn.lib*
 - Dans le dossier *vrpn* y ajouter les fichiers *VRPN.Build.cs* et *CrossCompile.bat* présent dans les sources du plug-in.
- Ouvrir avec Microsoft Visual Studio la solution *UE4.sln*, et modifier la configuration du projet pour le *builder* avec les paramètres suivants :
 - Configuration active : *Development_Editor*
 - Plateforme : *Win64*
- Nettoyer puis générer la solution du moteur.
- Enfin, si la compilation s'est bien déroulée et qu'il n'y a pas eu d'erreurs, ajouter au fichier *VRPNConfig.ini*, les lignes suivantes :

```
[OpenVibeAnalog]
Type=Analog
Address=openvibe-vrpn@localhost:3883
Channel = (Id=0 Name=SignalERDERS Description="Matlab output ERD/ERS")
Channel = (Id=1 Name=empty Description="Empty")
```
- Le moteur est maintenant installé ! Si vous voulez utiliser un projet préexistant avec votre nouveau moteur, il est nécessaire de recompiler votre projet avec le moteur et de résoudre les possibles problèmes d'importations : types, fonctions dépréciées ...

E Annexe : Diagrammes de Gantt des travaux réalisés autour de GRASP'IT et de ses protocoles d'apprentissage

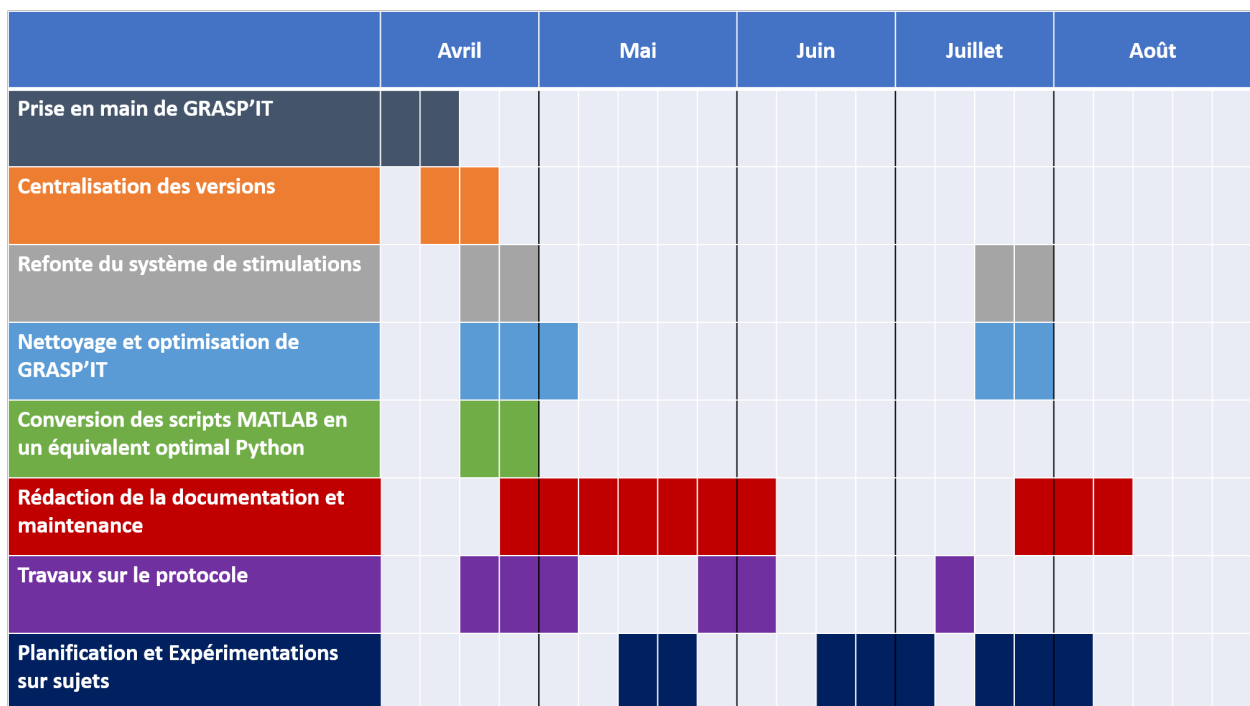


FIGURE E.1 – Diagramme de Gantt effectif des travaux réalisés autour de GRASP'IT et de ses protocoles d'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques

Une remarque complémentaire est à effectuer dans le cadre de la refonte du système de stimulations : un changement de paradigme a été opéré durant le mois de juin quant aux activités de repos du protocole. Cette évolution a ainsi requis des travaux supplémentaires vis-à-vis ces étapes décrites dans la section 4.3.1.

F Annexe : Questionnaires utilisateurs des protocoles d'apprentissage

Il ne s'agit pas d'un test de connaissances, aussi merci de répondre le plus spontanément possible, de remplir ce questionnaire dans l'ordre et de ne pas revenir sur vos réponses : votre avis nous intéresse.

1- Quels sont les 5 à 10 mots ou expressions qui me viennent à l'esprit quand j'entends le mot « cerveau » ?

-	-
-	-
-	-
-	-
-	-
-	-

2- Je pense que mon cerveau contrôle mon corps

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

3- Je pense que mon cerveau peut être modifié par mon environnement

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

4- Je pense que je peux, par des exercices, modifier le fonctionnement de mon cerveau

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

5- Je pense que m'imaginer réaliser un mouvement n'a aucun effet sur le fonctionnement de mon cerveau

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

6- Je pense que faire une imagination mentale d'un mouvement est une tâche simple

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

7- J'ai accepté d'utiliser une interface cerveau-ordinateur avec casque EEG. Selon moi, participer à cela pourrait être :

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux								Agréable
Compliqué								Simple
Angoissant								Rassurant
Dangereux								Inoffensif
Fatigant								Relaxant
Décourageant								Motivant

8- Je pense comprendre comment marche une interface cerveau-ordinateur

OUI

NON

Si oui, voici ce que j'ai compris en quelques mots : _____

9- Je peux dire que j'utilise ces outils numériques :

	Jamais	Parfois	Souvent	Très Régulière-ment
Smartphone				
Ordinateur (PC, portable)				
Tablette				
Console de jeux (ex : Wii, DS3)				
Liseuse (ex : Kindle)				

10- J'estime que je joue aux jeux vidéo :

Jamais	Parfois	Souvent	Très Régulièrement

11- Selon moi, jouer aux jeux vidéo permet d'apprendre :

Age :

Sexe :

Dernier diplôme obtenu :

Activité exercée (si vous êtes actuellement retraité-e ou sans activité, merci de placer également une croix dans la case correspondant à votre précédente activité) :

Agriculteurs exploitants	<input type="checkbox"/>
Artisans, commerçants et chefs d'entreprise	<input type="checkbox"/>
Cadres et professions intellectuelles supérieures	<input type="checkbox"/>
Professions intermédiaires	<input type="checkbox"/>
Employés	<input type="checkbox"/>
Ouvriers	<input type="checkbox"/>
Retraités	<input type="checkbox"/>
Etudiants	<input type="checkbox"/>
Autres personnes sans activité professionnelle	<input type="checkbox"/>

Merci pour votre disponibilité.

Si vous souhaitez apporter des remarques ou précisions, n'hésitez pas :

Ne pas jeter sur la voie publique.

façon dont vous exécutez ces tâches mentales. Elles visent à mettre en évidence la capacité que les sujets manifestent pour se représenter ces tâches dans des mouvements différents. Il n’y a pas de bonnes ou de mauvaises estimations ou d’estimations meilleures que d’autres.

Chacun des énoncés suivants décrit une action ou un mouvement particulier. Lisez chaque énoncé attentivement et exécutez ce mouvement tel qu’il est décrit. Exécutez ce mouvement une seule fois. Revenez à la position de départ du mouvement comme si vous alliez exécuter l’action une deuxième fois. Ensuite en fonction de ce qu’il vous est demandé de faire :

- Soit 1. Former une image mentale aussi claire et vive que possible du mouvement que vous venez d’exécuter,

Soit 2. Essayer de vous sentir en train de réaliser le mouvement exécuté sans réellement le faire.

Après avoir accompli la tâche mentale exigée, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous avez été capable de l’effectuer. Portez votre estimation sur l’échelle en portant une croix dans la case correspondante. Soyez aussi exact que possible et prenez le temps qu’il vous est nécessaire pour arriver à l’estimation adéquate de chaque mouvement. Vous choisirez la même estimation pour chaque mouvement « visualisé » ou « senti » et il n’est pas nécessaire d’utiliser la totalité de la longueur de l’échelle.

Échelles d’évaluation

Échelle d’imagerie visuelle

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

Échelle d’imagerie kinesthésique

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

1. Position de départ : Debout, pieds joints, bras le long du corps.

Action : Montez votre genou aussi haut que possible afin de vous tenir sur une jambe. Le genou de la jambe levée doit être maintenu fléchi. Maintenant abaissez votre jambe jusqu’à ce que vous vous retrouviez en position pieds joints. Exécutez ces actions lentement.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d’exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

2. Position de départ : Assis, mettez votre poing fermé sur votre genou.

Action : Déplacer votre bras au-dessus de votre tête. Gardez votre bras tendu pendant le mouvement et le poing fermé. Ensuite baisser votre bras jusqu’à votre genou en maintenant le bras tendu et le poing fermé.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d’exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

3. Position de départ : Élevez latéralement (sur le côté) votre bras afin qu'il soit parallèle au sol, la paume vers le bas. Gardez celui-ci tendu, main ouverte.

Action : Déplacez votre bras parallèlement au sol jusqu'à ce qu'il soit directement devant vous. Gardez votre bras tendu pendant le mouvement et faites le mouvement lentement.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

4. Position de départ : Debout, pieds légèrement écartés, et vos bras complètement étendus au-dessus de votre tête.

Action : Lentement, fléchissez le haut du corps vers l'avant au niveau de la taille et essayez de toucher vos orteils avec le bout de vos doigts (ou si possible, touchez le sol avec le bout de vos doigts ou vos mains). Maintenant revenez à la position de départ en vous redressant avec les bras tendus au-dessus de votre tête.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

5. Position de départ : Mettez votre main devant vous à hauteur d'épaule comme si vous alliez pousser pour ouvrir une porte battante. Paume dirigée vers l'avant et vos doigts doivent être dirigés vers le haut.

Action : Étendez votre bras complètement comme si vous alliez pousser pour ouvrir la porte. Gardez vos doigts pointés vers le haut. Maintenant laissez la porte battante se refermer en ramenant votre bras et votre main vers vous en position de départ.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

6. Position de départ : Assis, mettez votre main sur votre genou. Feignez que vous voyez un verre d'eau sur une table juste devant vous.

Action : Inclinez vous vers l'avant, saisissez le verre et soulevez-le légèrement au-dessus de la table. Maintenant reposez-le sur la table et remettez votre main sur le genou.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

7. Position de départ : Votre main est le long du corps. Feignez qu'il y a devant vous une porte fermée.

Action : Inclinez vous vers l'avant et tendez le bras en avant, saisissez la poignée. Tirez celle-ci pour ouvrir la porte. Fermez maintenant doucement la porte, lâchez la poignée et ramenez votre main le long du corps.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

8. Position de départ : Debout, pieds joints, bras le long du corps.

Action : Montez votre genou aussi haut que possible afin de vous tenir sur une jambe. Le genou de la jambe levée doit être maintenue fléchi. Maintenant abaissez votre jambe jusqu'à ce que vous vous retrouviez en position pieds joints. Exécutez ces actions lentement.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

9. Position de départ : Assis, mettez votre poing fermé sur votre genou.

Action : Déplacer votre bras au-dessus de votre tête. Gardez votre bras tendu pendant le mouvement et le poing fermé. Ensuite baisser votre bras jusqu'à votre genou en maintenant le bras tendu et le point fermé.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

10. Position de départ : Elevez latéralement (sur le côté) votre bras afin qu'il soit parallèle au sol, la paume vers le bas. Gardez celui-ci tendu, main ouverte.

Action : Déplacez votre bras parallèlement au sol jusqu'à ce qu'il soit directement devant vous. Gardez votre bras tendu pendant le mouvement et faites le mouvement lentement.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

11. Position de départ : Debout, pieds légèrement écartés, et vos bras complètement étendus au-dessus de votre tête.

Action : Lentement, fléchissez le haut du corps vers l'avant au niveau de la taille et essayez de toucher vos orteils avec le bout de vos doigts (ou si possible, touchez le sol avec le bout de vos doigts ou vos mains). Maintenant revenez à la position de départ en vous redressant avec les bras tendus au-dessus de votre tête.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

12. Position de départ : Mettez votre main devant vous à hauteur d'épaule comme si vous alliez pousser pour ouvrir une porte battante. Paume dirigée vers l'avant et vos doigts doivent être dirigés vers le haut.

Action : Étendez votre bras complètement comme si vous alliez pousser pour ouvrir la porte. Gardez vos doigts pointés vers le haut. Maintenant laissez la porte battante se refermer en ramenant votre bras et votre main vers vous en position de départ.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous sentir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter sans le faire réellement. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à sentir	Difficile à sentir	Assez difficile à sentir	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à sentir	Facile à sentir	Très facile à sentir

13. **Position de départ** : Assis, mettez votre main sur votre genou. Feignez que vous voyez un verre d'eau sur une table juste devant vous.

Action : Inclinez vous vers l'avant, saisissez le verre et soulevez-le légèrement au-dessus de la table. Maintenant reposez le sur la table et remettez votre main sur le genou.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

14. **Position de départ** : Votre main est le long du corps. Feignez qu'il y a devant vous une porte fermée.

Action : Inclinez vous vers l'avant et tendez le bras en avant, saisissez la poignée. Tirez celle-ci pour ouvrir la porte. Fermez maintenant doucement la porte, lâchez la poignée et ramenez votre main le long du corps.

Tâche Mentale : Prenez la position de départ. Essayez de vous voir en train de faire le mouvement que vous venez d'exécuter avec une image aussi claire et vive que possible. Maintenant, estimez la facilité ou la difficulté avec laquelle vous étiez capable de faire cette tâche mentale.

Très difficile à visualiser	Difficile à visualiser	Assez difficile à visualiser	Neutre (ni facile ni difficile)	Assez facile à visualiser	Facile à visualiser	Très facile à visualiser

References

- [1] Bland JM, Altman DG. Cronbach's alpha. *BMJ* 1997;314:572.
- [2] Braun SM, Beurskens AJ, Borm PJ, Schack T, Wade DT. The effects of mental practice in stroke rehabilitation: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:842–52.
- [3] Butler AJ, Cazeaux J, Fidler A, Jansen J, Lefkove N, Gregg M, et al. The Movement Imagery Questionnaire – Revised, Second Edition (MIQ-RS) is a reliable and valid tool for evaluating motor imagery in stroke populations. *Evid Based Complement Alternat Med* 2012;2012:497289. doi:10.1155.2012.497289, Epub 2012 Feb 28.
- [4] Byrne BM. A primer of LISREL: basic application programming for confirmatory factor analytic models. New York: Springer-Verlag; 1989.
- [5] Calvo-Merino B, Glaser DE, Grezes J, Passingham RE, Haggard P. Action observation and acquired motor skills: an fMRI study with expert dancers. *Cereb Cortex* 2005;15:1243–9.
- [6] Cohen J. *Statistical Power Analysis for the behavioral sciences*. New York, USA: Academic Press; 1988.
- [7] Fadiga L, Buccino G, Craighero L, Fogassi L, Gallese V, Pavesi G. Corticospinal excitability is specifically modulated by motor imagery: a magnetic stimulation study. *Neuropsychologia* 1999;37:147–58.
- [8] Gerardin E, Sirigu A, Lehericy S, Poline JB, Gaymard B, Marsault C, et al. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cereb Cortex* 2000;10:1093–104.
- [9] Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: a suitable option for examining movement imagery ability. *Evid Based Complement Alternat Med* 2010;7:249–57.
- [10] Hall C, Buckholz E, Fishburne GJ. Imagery and the acquisition of motor skills. *Can J Sport Sci* 1992;17:19–27.
- [11] Hall CR, Martin KA. Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *J Ment Imagery* 1997;21:143–54.
- [12] Hall CR, Pongrac J. *Movement Imagery Questionnaire*. 1983.
- [13] Hooper DR, Coughlan J, Mullen MR. Structural equation modelling: guidelines for determining model fit. *Elect J Bus Res Methods* 2008;6:53–60.
- [14] Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia* 1995;33:1419–32.
- [15] Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage* 2001;14:S103–9.
- [16] Liu KP, Chan CC, Lee TM, Hui-Chan CW. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1403–8.
- [17] Lorant J, Nicolas N. Validation de la traduction française du Movement Imagery Questionnaire – Revised (MIQ-R). *Sci Motricite* 2004;53:57–68.
- [18] Lorey B, Pilgramm S, Bischoff M, Stark R, Vaitl D, Kindermann S, et al. Activation of the parieto-premotor network is associated with vivid motor imagery: a parametric fMRI study. *PLoS One* 2011;6:e20368.
- [19] Malouin F, Richards CL, Desrosiers J, Doyon J. Bilateral slowing of mentally simulated actions after stroke. *Neuroreport* 2004;15:1349–53.
- [20] Page SJ, Levine P, Leonard A. Mental practice in chronic stroke: results of a randomized, placebo-controlled trial. *Stroke* 2007;38:1293–7.
- [21] Page SJ, Levine P, Sisto S, Johnston MV. A randomized efficacy and feasibility study of imagery in acute stroke. *Clin Rehabil* 2001;15:233–40.
- [22] Page SJ, Levine P, Sisto SA, Johnston MV. Mental practice combined with physical practice for upper limb motor deficit in subacute stroke. *Phys Ther* 2001;81:1455–62.
- [23] Porro CA, Francescato MP, Cettolo V, Diamond ME, Baraldi P, Zuiani C, et al. Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *J Neurosci* 1996;16:7688–98.
- [24] Schumacker R, Lomax R. *A Beginner's Guide to Structural Equation Modelling*. New York: Psychology Press; 2004.
- [25] Sharma N, Pomeroy VM, Baron JC. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke* 2006;37:1941–52.
- [26] Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979;86:420–8.

Vous venez de participer à une session d'expérimentation avec le système GRASP-IT. Ce questionnaire a pour objectif de connaître votre retour d'expérience pour nous permettre d'améliorer encore le dispositif testé. **Merci de répondre le plus spontanément possible, de remplir ce questionnaire dans l'ordre et de ne pas revenir sur vos réponses : votre avis nous intéresse.**

1. Concernant l'expérience elle-même

D'une manière générale, j'ai trouvé le fait d'utiliser système GRASP-IT :

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux								Agréable
Compliqué								Simple
Angoissant								Rassurant
Dangereux								Inoffensif
Fatigant								Relaxant
Décourageant								Motivant

Au cours de l'expérience, j'ai trouvé que le système a fonctionné correctement

OUI NON

Au cours de l'expérience, j'ai trouvé que j'étais installé de façon confortable

OUI NON

2. Concernant l'environnement visuel (le jeu présenté à l'écran)

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
J'ai constaté une différence entre mes actions d'imagination motrice et leurs conséquences à l'écran					

Expliquez :

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je trouve que le jet d'eau donnait suffisamment d'informations pour évaluer ma performance					

Quelle(s) autre(s) **indication(s)** pourrai(en)t être ajoutée(s) pour vous permettre de mieux évaluer vos performances :

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je trouve que de voir une gourde à l'écran m'a permis de bien comprendre le geste de préhension à imaginer					

Quel(s) autre(s) **objet(s)** vous aurai(en)t aidé à imaginer le geste de préhension recherché :

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je trouve que le paysage présenté en arrière-plan m'a perturbé lors de la réalisation de mes imaginations motrices					

Quel(s) autre(s) **scène(s)** vous aurai(en)t aidé à imaginer le geste de préhension recherché :

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je trouve que le prolongement virtuel de mon bras m'a aidé lors de la réalisation de mes imaginations motrices					

Pourquoi ? :

Quelle(s) autre(s) **proposition(s)** vous aurai(en)t aidé à imaginer le geste de préhension recherché :

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je trouve que le feu tricolore m'a aidé à bien identifier les moments liés ou non à la tâche demandée					

Pourquoi ? :

Quelle(s) autre(s) **proposition(s)** vous aurai(en)t aidé :

3. Concernant l'utilisabilité du système GRASP-IT en général

	Pas du tout d'accord				Totalement d'accord
	1	2	3	4	5
Je pense que je pourrais utiliser ce système fréquemment					
Je trouve ce système inutilement complexe					
Je pense que ce système est facile à utiliser					
Je pense que j'aurais besoin de l'aide d'un technicien pour être capable d'utiliser ce système					
J'ai trouvé que les différentes fonctions de ce système ont été bien intégrées					
Je pense qu'il y a trop d'incohérence dans ce système					
J'imagine que la plupart des gens serait capable d'apprendre à utiliser ce système très rapidement					
J'ai trouvé ce système très lourd à utiliser					
Je me sentais très en confiance en utilisant ce système					
J'ai besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce système					

D'une façon générale, vous considérez ce dispositif d'apprentissage d'une imagination motrice kinesthésique comme :

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Complicé								Simple
Pas pratique								Pratique
Imprévisible								Prévisible
Confus								Clair
Ennuyeux								Captivant
Sans imagination								Créatif
De mauvais goût								De bon goût
Bas de gamme								Haut de gamme
Laid								Beau
Mauvais								Bon

1- Je pense que mon cerveau contrôle mon corps

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

2- Je pense que mon cerveau peut être modifié par mon environnement

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

3- Je pense que je peux, par des exercices, modifier le fonctionnement de mon cerveau

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

4- Je pense que m'imaginer réaliser un mouvement n'a aucun effet sur le fonctionnement de mon cerveau

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

5- Je pense que faire une imagination mentale d'un mouvement est une tâche simple

--	--	--	--	--	--

Pas du tout Complètement

G Annexe : Compte-Rendu des Prétests réalisés sur quatre individus

Pour le protocole d'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques, pré-tests.

Compte rendu des Expérimentations

Romain Orhand



GRASP-IT with your mind

Table des matières

Sujet n°2 - Apprenant.....	3
Sujet n°3 - Apprenant.....	5
Sujet n°4 - Témoin	7
Sujet n°5 - Témoin	9
Tableau résumé des performances online	11
Tableau résumé du ressenti pré-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG	12
Tableau résumé du ressenti post-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG	12
Tableaux résumés des profils des sujets.....	13
Tableau résumé des assertions autour du cerveau pré-expé.	14
Tableau résumé des assertions autour du cerveau post-expé.	14
Tableau résumé des résultats du MIQ-RS	15
Tableau résumé concernant l'utilisabilité du système Grasp-it	15
Tableau résumé concernant l'environnement visuel	16
Tableau résumé des considérations autour du dispositif d'apprentissage.....	17
Annexe – Schéma du protocole Apprenant	18
Annexe – Schéma du protocole Témoin.....	19

Sujet n°2 - Apprenant

Dans l'ensemble, l'expérimentation s'est bien déroulée. Elle a néanmoins duré 3 heures et 30 minutes environ ce qui est relativement lourd tant pour le sujet que pour l'expérimentateur. Le sujet est gaucher.

Vis-à-vis de l'ensemble des phases, très peu de mouvements ont été détectés. Le sujet a fait preuve d'une bonne compréhension et d'une bonne concentration durant l'ensemble du protocole, bien que la fatigue ait pu se faire sentir dès la troisième phase, avec des clignements des yeux qui ont été de plus en plus présents, et qu'elle fut clairement exprimée, et apparente à l'issue de la phase 6.

Lors de la première classification, la précision de celle-ci était de l'ordre de 92 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 16 ont été concluants, soit 40 % de jets réussis.

Lors de la seconde classification, la précision fut de 84 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 26 ont été concluants, soit 65 % de jets réussis. On peut donc constater une augmentation du nombre de jets réussis de 62,5 %, avec très certainement un score moyen plus élevé que lors de la phase 3.

Bien que l'expérience ait été éprouvante, le sujet a fait remarquer qu'il n'avait pas vu le temps passer : son ressenti était tel que les 9 minutes de mesures associées aux phases 1-3-7-9, lui en paraissait 3.

À l'issue de la dernière phase, le sujet possédait selon lui de meilleurs ressentis et avait un meilleur rapport avec le système qu'au début, étant donné que les tâches demandées se sont mieux déroulées. Une chaleur au niveau des muscles a été identifiée et l'expérience a été plus fatigante que prévu. Une forte tension dans le bras a été ressentie à la fin de l'expérience.

La stratégie adoptée aurait été de combiner l'imagination kinesthésique demandée à une imagination visuelle afin de renforcer les sensations et de s'aider pour les percevoir. Il aurait été constaté par le sujet qu'avec seulement l'imagination des sensations, le jet produit serait plus faible d'où cette combinaison. Une analogie intéressante a été faite avec la méditation en pleine conscience, vis-à-vis de l'ensemble du protocole d'apprentissage.

Pour conclure, quelques remarques sur le système : les vitesses des phases d'entraînement du classifieur ont été significativement différentes, allant de quelques secondes à quelques dizaines de secondes, sans explications. Une nouvelle fois, l'erreur « Result = NULL » associée à l'utilisation de python est survenue, nécessitant le redémarrage d'OpenViBE. Cependant, elle

est sans conséquence sur les résultats obtenus. Enfin, certaines variations d'amplitude ont semblé étranges : l'hypothèse est faite que cela est dû à la pose du casque et au bruit environnant.

Sujet n°3 - Apprenant

Dans l'ensemble, l'expérimentation s'est une nouvelle fois bien déroulée. Elle a néanmoins encore duré 3 heures et 30 minutes environ. Le sujet est droitier.

Vis-à-vis de l'ensemble des phases, très peu de mouvements ont été détectés. Le sujet a fait preuve d'une bonne compréhension et d'une bonne concentration durant l'ensemble du protocole bien que la fatigue ait pu se faire sentir et qu'elle fut clairement exprimée à l'issue de la phase 6. L'expérimentation s'étant déroulée dans la soirée, ces remarques sont compréhensibles. Par ailleurs, j'ai pu être relativement imprécis dans certaines consignes pour ces mêmes raisons : cependant, lorsqu'elles n'étaient pas assez claires, le sujet me demandait des compléments et effectuait une reformulation pour vérifier que la tâche demandée était bien comprise.

Lors de la première classification, la précision de celle-ci était de l'ordre de 92 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 13 ont été concluants, soit 32,5 % de jets réussis.

Lors de la seconde classification, la précision fut de 94 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 26 ont été concluants, soit 65 % de jets réussis. On peut donc constater une augmentation du nombre de jets réussis de 100 %, avec très certainement un score moyen plus élevé que lors de la phase 3. En 5 minutes, le sujet avait aussi bien performé que lors de la phase trois.

Le sujet a indiqué lors d'une pause que les sensations qu'elle devait essayer de ressentir étaient oubliées après un court laps de temps. J'ai ainsi pu constater un changement de stratégie lors de la dernière phase, en accord avec cette remarque : de temps en temps, le sujet fixait son bras réel ainsi que la gourde, certainement dans le but de se remémorer justement ses sensations.

À l'issue de la dernière phase, le sujet possédait selon lui de meilleurs ressentis et un meilleur rapport avec le système qu'au début, étant donné que les tâches demandées se sont mieux déroulées. Cependant, l'expérience a engendré une importante fatigue. La verbalisation de son ressenti se trouve par ailleurs dans les vidéos vers 2h34. Une nouvelle fois, les images du bras et de la gourde ont été présentes dans l'esprit du sujet, dans le but de renforcer les sensations perçues. Enfin, une grosse différence de sensations a été perçue sur les scores les plus importants, marquant nettement son ressenti.

Pour conclure, quelques remarques sur le système : de fortes impédances ont été présentes sur A6, A7, A8, A29 et A32. Cependant, le schéma fourni n'est pas en corrélation avec les valeurs

fournies par le logiciel, je n'ai ainsi pas réussi à les réduire (valeurs oscillant entre 20 et 50mV). Il m'a semblé percevoir un fort bruit sur l'électrode A24 que je n'ai également pas réussi à réduire au bout d'un certain temps. Par ailleurs, à partir de la phase 7, un bruitage sur le « Signal Display 12 : F8 » est apparu. Enfin, l'erreur « Result = NULL » associée à l'utilisation de python est à nouveau survenue, nécessitant le redémarrage d'OpenViBE.

Sujet n°4 - Témoin

Dans l'ensemble, l'expérimentation s'est une nouvelle fois bien déroulée. Elle a néanmoins encore duré un peu plus de 3 heures et 30 minutes. Le sujet est gaucher.

Dès le départ, le sujet a annoncé une difficulté à réaliser des imaginations motrices kinesthésiques. Par ailleurs, cette fatigue pouvait générer un endormissement du sujet et un manque clair de concentration durant les six premières phases du sujet. Ainsi certaines stimulations ont été ratées pouvant biaiser les résultats tout comme certains jets ont pu sortir à cause de ces biais.

Afin de l'aider à performer, de nombreuses pauses ont été nécessaires et l'idée d'un bruit environnant, soit une stimulation auditive, soit une musique de fond, a été soulevée pour l'aider à se maintenir éveillé.

La pénibilité de l'apprentissage a été clairement mise en évidence pour ce protocole témoin (difficulté de la tâche couplée à la fatigue). Néanmoins, quand un jet conséquent sortait de la gourde, la satisfaction était d'autant plus grande, ce qui est très clairement visible sur la dernière phase de ce protocole.

Des précisions sur le moment où le jet d'eau sort doit être fourni dès le départ : un oubli de part pouvant générer de la frustration et de l'incompréhension. Il est logique de s'attendre à ce que le jet d'eau virtuel sorte lors de l'intention de préhension alors que dans notre étude, ce dernier sort après la tâche d'imagination motrice.

Le sujet a fait preuve d'une très bonne concentration sur les trois dernières phases ce qui lui a valu d'excellents résultats *online*. Sa satisfaction était apparente : à noter les clins d'œil fournis à la caméra et les sourires qui se sont esquissés dans la vidéo.

Lors de la première classification, la précision de celle-ci était de l'ordre de 92 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 15 ont été concluants, soit 37,5 % de jets réussis.

Lors des phases intermédiaires 4 à 6, sur les vingt essais respectifs proposés, 5, 7 et enfin 10 jets sont sortis de la gourde.

Lors de la seconde classification, la précision fut de 88 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 36 ont été concluants, soit 90 % de jets réussis. On peut donc constater une augmentation du nombre de jets réussis de 140 %, avec très certainement un score moyen bien plus élevé que lors de la phase 3 puisque son score minimal fut de 35,41 %. Il

a néanmoins indiqué qu'il avait certainement déplacé la partie haute du bras durant certaines tâches, à détailler donc.

La verbalisation de la tâche a été effectuée à la fin de l'expérimentation soit dans les 15 dernières minutes de vidéo. Il y explique sa stratégie qu'il a employée et les différences qu'il a pu percevoir entre : une concentration sur ses doigts, une concentration sur le bras entier (surtout la partie haute) et l'ajout de mouvements invisibles à l'œil nu (très légère contraction) à ces deux cas, pouvant s'apparenter à une approche du quasi-mouvement. Les meilleures performances ont été obtenues selon lui lorsqu'il y avait ces contractions et qu'il se concentrait sur l'ensemble du bras.

Une remarque importante concerne *l'User Experience* qui à son goût serait relativement médiocre et largement perfectible. Elle ne serait pas assez ambitieuse en termes de simulation et d'abstraction : elle est encore bien trop proche d'une interface classique avec souris et clavier. Une idée simple qui a été donnée afin de renforcer l'immersion et l'identification au bras virtuel aurait été de cacher le bras réel.

Pour conclure, quelques remarques sur le système : de fortes impédances ont été présentes sur A1, A4, A6, A7 et A8. Cependant, le schéma fourni n'est pas en corrélation avec les valeurs fournies par le logiciel, je n'ai ainsi pas réussi à les réduire (valeurs oscillant entre 20 et 50mV). Néanmoins, il me semblait que le signal a été d'excellente qualité malgré ses impédances. Une amélioration simple du système à mettre en place serait de fournir le nombre de stimulations envoyées à l'expérimentateur afin de l'aider à mieux se repérer temporellement dans le déroulement du protocole.

Sujet n°5 - Témoin

Dans l'ensemble l'expérimentation s'est une nouvelle fois bien déroulée. Elle a néanmoins encore duré un peu plus de 3 heures et 30 minutes. Le sujet est droitier.

Vis-à-vis de l'ensemble des phases, très peu de mouvements ont été détectés. Le sujet a exprimé dès le départ qu'il avait subi un fort stress durant ces deux derniers mois ce qui se traduit par un effort supplémentaire dans la réalisation des tâches. Bien que le sujet ait pu être frustré de par ses résultats et les feedbacks reçus, il a néanmoins gardé une bonne motivation durant l'ensemble de l'expérience (certainement dû à des raisons personnelles).

Lors de la première classification, la précision de celle-ci était de l'ordre de 96 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 14 ont été concluants, soit 32,5 % de jets réussis.

Lors de la seconde classification, la précision fut de 94 %. Sur les 40 essais proposés pour faire sortir un jet d'eau de la gourde, 10 ont été concluants, soit 25 % de jets réussis. On peut donc constater une diminution du nombre de jets réussis d'environ 28,5 %, avec très certainement un score moyen plus faible que lors de la phase 3.

Le sujet a rapidement pris conscience que les sensations ne se limitaient pas qu'à la main, mais également à l'ensemble du bras : elle a donc changé de focalisation et de stratégie. Par ailleurs, de temps en temps quelques coups d'œil étaient jetés à la gourde certainement dans le but de se concentrer sur la tâche demandée et de se remémorer les sensations.

Lors des phases intermédiaires 4 à 6, sur les vingt essais respectifs proposés, 8, 9 et enfin 5 jets sont sortis de la gourde. Le score moyen était en nette progression sur les phases 4 et 5, avant une rupture sur la phase 6, potentiellement due à la pause qui a été réalisée entre ces deux sessions.

À partir de la phase 7, la fatigue a clairement commencé à être exprimée et le port du casque devenait de plus en plus gênant (compression désagréable). La frustration de ne pas sortir de jets durant la phase 9 s'est ressentie fortement.

Le sujet a indiqué que les tâches d'imagination motrices kinesthésiques sont délicates à performer et a conseillé pour le questionnaire préexpérimentation de bien préciser ce que nous entendons par « imagination mentale ». Elle a d'ailleurs fait mention de processus cognitifs durant l'expérience ce qui indique, en congruence avec ses études, qu'elle n'était pas totalement naïve sur ces fameux processus, ce qui aurait pu de prime abord l'aider dans ces tâches. Cependant, à la vue des résultats, il est possible que cela l'ait désavantagée.

La verbalisation des stratégies employées et des ressentis est présente dans la partie 2 des vidéos enregistrées. Une demande a été faite afin d'anonymiser les vidéos en floutant son visage. Étant donné que ce sont des prétests et selon le consentement éclairé « caduque », j'ai indiqué que ces données seraient utilisées uniquement dans le but de prouver que le système est opérationnel.

Pour conclure, quelques remarques sur le système : les valeurs d'impédances étaient relativement faibles, mais un pont subsistait entre l'électrode P₁ et l'électrode noire CMS. Il est possible que ce pont soit aussi la cause de ces résultats online. Enfin, il serait bon de créer des feuilles de route du protocole à destination des sujets sans mots clés afin de ne pas leur donner d'indices quant au fait qu'ils soient dans un groupe Témoin ou Apprenant.

Tableau résumé des performances *online*

	Classifier Accuracy Phase 2	Pourcentage de jets réussis Phase 3	Classifier Accuracy Phase 8	Pourcentage de jets réussis Phase 9	Augmentation en pourcentage
Sujet n°2 - A	92%	40%	84%	65%	62,5%
Sujet n°3 - A	92%	32,5%	94%	65%	100%
Sujet n°4 - T	90%	37,5%	88%	90%	140%
Sujet n°5 - T	96%	35%	94%	25%	-28,5%

Tableau résumé du ressenti pré-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux				2-3-5			4	Agréable
Complicé			2-3-5			4		Simple
Angoissant			5	2-3-4				Rassurant
Dangereux					5		2-3-4	Inoffensif
Fatigant		4	2-3-5					Relaxant
Décourageant				4-5	2-3			Motivant

Le numéro correspond à l'identifiant du sujet.

Tableau résumé du ressenti post-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux				2-3-4-5				Agréable
Complicé			3-4			2-5		Simple
Angoissant			2	3-4		5		Rassurant
Dangereux				3			2-4-5	Inoffensif
Fatigant	3-4	2	5					Relaxant
Décourageant			5	3-4		2		Motivant

Le numéro correspond à l'identifiant du sujet.

Tableaux résumés des profils des sujets

N° Sujet	Âge	Sexe	Dernier Diplôme obtenu	Activité exercée	Main dominante	Consommation de produits altérant la concentration	Pratique d'un instrument	Activités manuelles	Activités physiques
2	21	F	Licence	Étudiant	Gauche	Parfois	Une à + par semaine, Percussions et Piano – Arrêt depuis 5 ans	Tous les jours, Arts plastiques (dessins et installations)	Une à + par semaine/mois, Natation et Karaté
3	22	F	Bachelor	Étudiant	Droite	Parfois	Une à + par semaine, Hautbois – Arrêt depuis 8 ans	Une à + par semaine, Dessin et bricolage et cuisine	Une à + par semaine, Natation et Renforcement musculaire
4	22	H	Baccalauréat	Étudiant	Gauche	Souvent	Une à + par semaine, Piano	Une à + par an, Cuisine ou bricolage, au besoin	Une à + par an, Tennis et Vélo
5	31	F	Doctorat	ATER	Droite	Jamais	Guitare – Arrêt depuis 3 ans	Une à + par semaine, Jardinage	Une à + par an, Tennis – Arrêt depuis 6 à 7 mois

N° Sujet	Habilitéte manuelle	Fréquence de jeu aux jeux vidéo	Jouer aux jeux vidéo permet d'apprendre	Utilisation des outils numériques				Compréhension d'une ICO	
				Smartphone	Ordinateur	Tablette	Console de jeux		
2	5	Très Reg.	Souvent (réflexes, concentration, dextérité, imagination)	Très Reg.	Très Reg.	Parfois	Très Reg.	Jamais	Oui, « Les capteurs situés sur ma tête transmettent les signaux qu'ils perçoivent lorsque je vais imaginer un mouvement à l'ordinateur qui va afficher mon activité cérébrale par rapport aux imaginations des mouvements. »
3	3	Parfois	Souvent	Très Reg.	Très Reg.	Parfois	Parfois	Jamais	Non
4	2	Souvent	Parfois	Très Reg.	Très Reg.	Jamais	Parfois	Jamais	Oui, « Un ensemble de capteurs enregistre l'activité électrique du cerveau. Avec une bonne connaissance du fonctionnement du cerveau, un logiciel peut interpréter ces signaux et comprendre l'intuition de l'utilisateur. »
5	6	Jamais	Souvent, selon le jeu	Très Reg.	Très Reg.	Très Reg.	Jamais	Parfois	Non

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des assertions autour du cerveau pré-expé.

N° Sujet	Faire une imagination mentale d'un mvt est une tâche simple	M'imaginer réaliser un mvt n'a aucun effet sur le fct du cerveau	Je peux, par des exercices, modifier le fct de mon cerveau	Mon cerveau peut être modifié par mon environnement	Mon cerveau contrôle mon corps	Les 5 à 10 mots qui me viennent quand j'entends cerveau.
2	2	1	5	6	5	Connexion, corps, cérébral, tête, système nerveux
3	1	1	6	6	5	Pensée, neurones, émotions, tête, connexions, contrôle
4	5	2	6	6	5	Intelligence, logique, passion, intuition, imagination, contrôle
5	4	1	5	6	6	Activité électrique, centre de contrôle, matière grise, hémisphère, lésions, plasticité cérébrale, bactéries, recherches scientifiques

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des assertions autour du cerveau post-expé.

N° Sujet	Faire une imagination mentale d'un mvt est une tâche simple	M'imaginer réaliser un mvt n'a aucun effet sur le fct du cerveau	Je peux, par des exercices, modifier le fct de mon cerveau	Mon cerveau peut être modifié par mon environnement	Mon cerveau contrôle mon corps	Le système a fonctionné correctement	J'étais installé confortablement
2	1	1	6	6	5	Oui	Oui
3	1	1	6	6	4	Oui	Oui
4	1	2	6	6	5	Oui	Oui
5	1	1	5	5	6	Oui	Oui

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des résultats du MIO-RS

N° Sujet	Imagination motrice visuelle							Imagination motrice kinesthésique					Moyenne				
	Tâche 2	Tâche 4	Tâche 5	Tâche 7	Tâche 8	Tâche 10	Tâche 13	Tâche 14	Moyenne	Tâche 1	Tâche 3	Tâche 6		Tâche 7	Tâche 9	Tâche 11	Tâche 12
2	7**	7	7	7	7	7	7	7	7	3	3	2	4	4	5	4	3,57
3	5**	6	6	6	6	5	5	5	5,57	1	3	1	2	2	3	2	2
4	6**	3	2	4	4	7	5	5	4,43	2	3	1	4	3	2	5	2,86
5	6**	6	6	6	7	6	5	5	6	5	2	1	3	5	3	3	3,14
Moyenne	6	5,5	5,25	5,75	6	6,25	5,5	5,5	5,75	2,75	2,75	1,25	3,25	3,5	3,25	3,5	2,89

Les scores sont notés de 1 à 7, correspondant respectivement à « Très difficile à visualiser/sentir » et « Très facile à visualiser/sentir ».

Tableau résumé concernant l'utilisabilité du système Grasp-it

N° Sujet	Je pourrais utiliser ce système fréquemment	Ce système est inutilement complexe	Ce système est facile à utiliser	J'aurais besoin de l'aide d'un technicien pour l'utiliser	Les différentes fonctions de ce système ont été bien intégrées	Il y a trop d'incohérences	La plupart des gens pourraient apprendre à l'utiliser rapidement	Ce système est très lourd à utiliser	Je me sentais très en confiance en l'utilisant	J'ai besoin d'apprendre bcp de choses avant de pouvoir l'utiliser
2	4	1	5	5	4	1	4	2	5	2*
3	5	1	3	5**	5	1	5	2	3	2
4	1	1	4	2	4	1	2	5	3	2
5	1	3	4	4	3	1	4	3	4	4

Les scores sont notés de 1 à 5, correspondant respectivement à « Pas du tout d'accord » et « Totalelement d'accord ».

* Remarque complémentaire : « Cela dépend si on nous apprend en parallèle à bien savoir imaginer comme l'a fait le chercheur sur le sujet ».

** Remarque complémentaire : « Pas pour tout le dispositif, que pour la tâche d'imagination ».

Tableau résumé concernant l'environnement visuel

N° Sujet	<i>J'ai constaté une différence entre mes actions d'imagination motrice et leurs conséquences à l'écran</i>	<i>Je trouve que le jet d'eau donnait suffisamment d'informations pour évaluer ma performance</i>	<i>Je trouve que de voir une gourde à l'écran m'a permis de bien comprendre le geste de préhension à imaginer</i>	<i>Je trouve que le paysage présenté en arrière-plan m'a perturbé lors de la réalisation de mes imaginations motrices</i>	<i>Je trouve que le prolongement virtuel de mon bras m'a aidé lors de la réalisation de mes imaginations motrices</i>	<i>Je trouve que le feu tricolore m'a aidé à bien identifier les moments liés ou non à la tâche demandée</i>
2	2 – L'image représentait l'effort que je fournissais même si j'avais l'impression que mon imagination de serrer était plus forte que l'action à l'écran 2 – Lors des bons scores j'avais le sentiment d'avoir bien fait, mais la différence entre performance très faible et pas de performance du tout n'était pas évidente	3 – Impression que je faisais la même imagination, mais que le jet d'eau était différent. 3 – Un retour pourrait aussi être activé pendant le feu rouge. J'ai trouvé difficile, surtout avant les entraînements, de savoir à quel moment j'imaginais de la bonne façon. Le temps du feu vert est un peu court pour tester différentes stratégies et observer le retour.	5 – Une balle antistress	1 – L'environnement de la salle avec le même décor	1 – Je regardais uniquement le feu. Le bras m'aurait perturbé dans ma concentration + pas le temps pour le regarder + pas de bras de fille donc pas d'identification. 3 – D'un côté, il m'a aidé au début à bien me représenter le geste, d'un autre côté, je ne m'en servais plus du tout à la fin, car j'étais concentrée sur mon propre bras (meilleurs résultats)	5 – Je fixais le feu et me concentrais sur la tâche ou le repos
3	5 – Le feedback apparaît après que j'ai effectué l'action et non pendant. 4 – J'avais l'impression d'appuyer fort, mais le jet d'eau ne montait pas très haut	3 – Peu importe ; l'objet dans ma main avait beaucoup plus d'impact.	3 – Peu importe ; l'objet dans ma main avait beaucoup plus d'impact.	1	1 – Le fait de voir mon propre bras et la latence du feedback m'ont empêché de voir le bras virtuel comme autre chose qu'un simple élément d'UI – cacher le bras du sujet et proposer un feedback instantané.	5
4						
5						

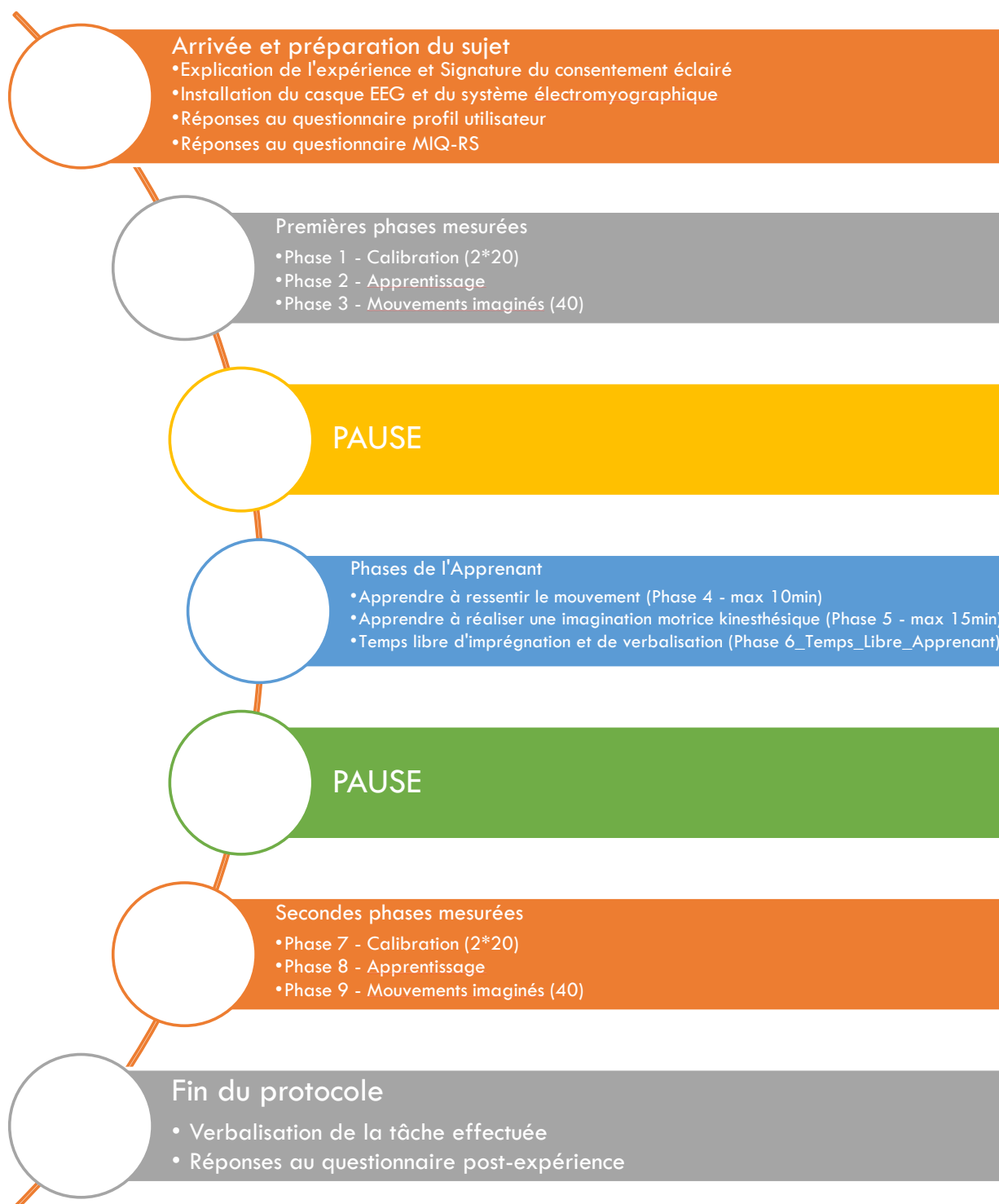
Les scores sont notés de 1 à 5, correspondant respectivement à « Pas du tout d'accord » et « Totalelement d'accord ». Les réponses aux questions sont fournies dans l'ordre.

Tableau résumé des considérations autour du dispositif d'apprentissage

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Complicé					5	3	2-4	Simple
Pas pratique					4	3-5	2	Pratique
Imprévisible				2		3-4-5		Prévisible
Confus		4			2	5	3	Clair
Ennuyeux		4				2-3-5		Captivant
Sans imagination			4			3	2-5	Créatif
De mauvais goût				2-4	5		3	De bon goût
Bas de gamme			2	4			3-5	Haut de gamme
Laid			2-4	5			3	Beau
Mauvais				5		2-4	3	Bon

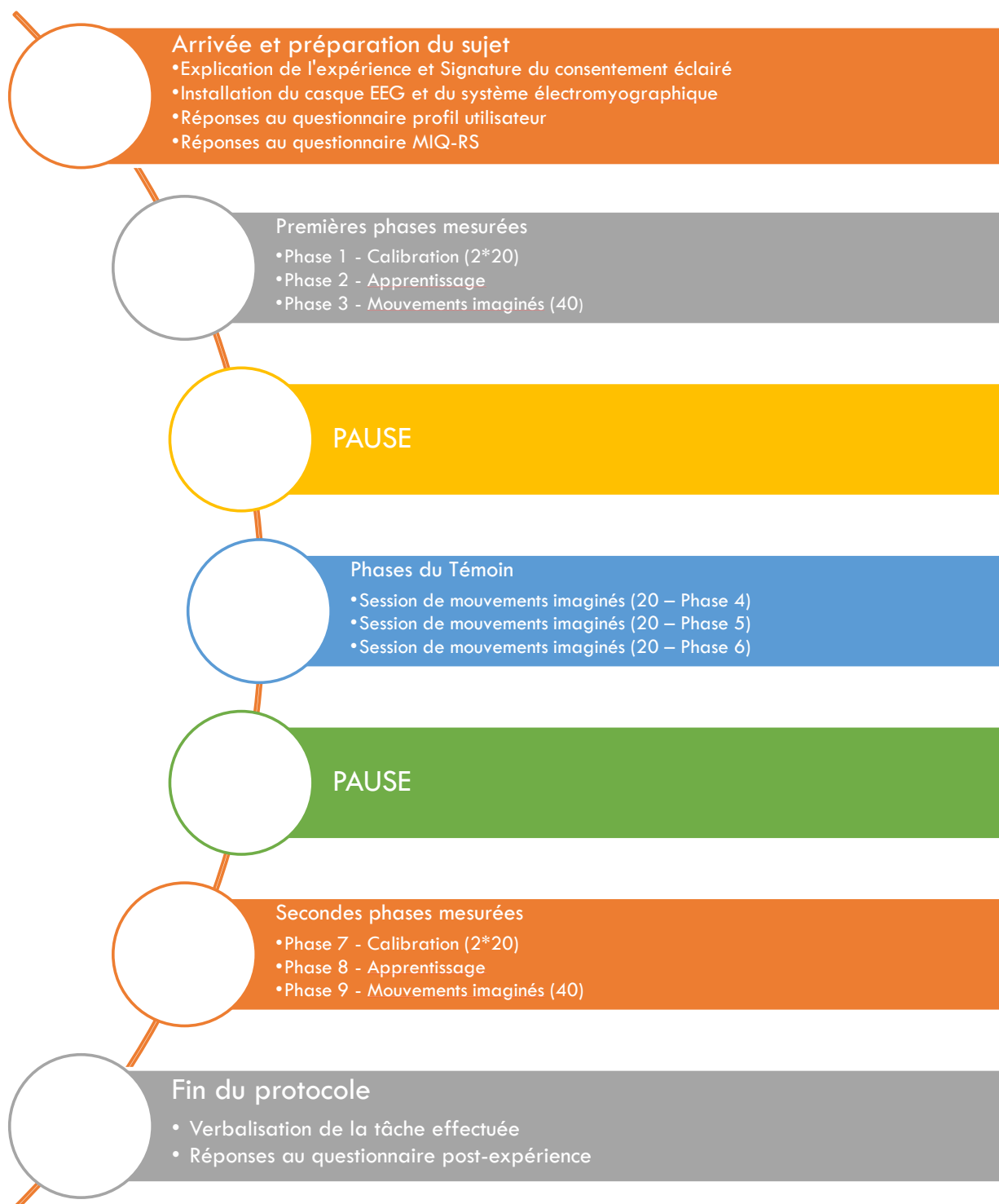
H Annexe : Protocole d'apprentissage personnalisé de l'équipe

Annexe – Schéma du protocole Apprenant



I Annexe : Protocole d'apprentissage témoin de l'équipe

Annexe – Schéma du protocole Témoin



J Annexe : Ancien protocole d'apprentissage personnalisé

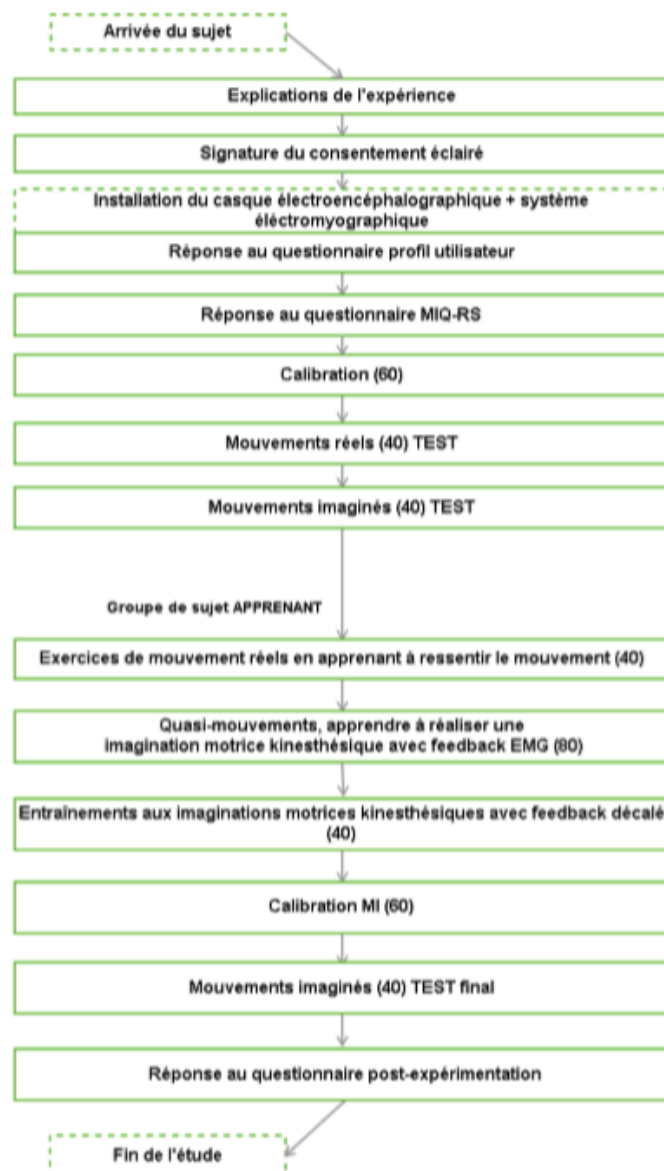


FIGURE J.1 – Illustration de l'ancien protocole d'apprentissage personnalisé

K Annexe : Ancien protocole d'apprentissage témoin

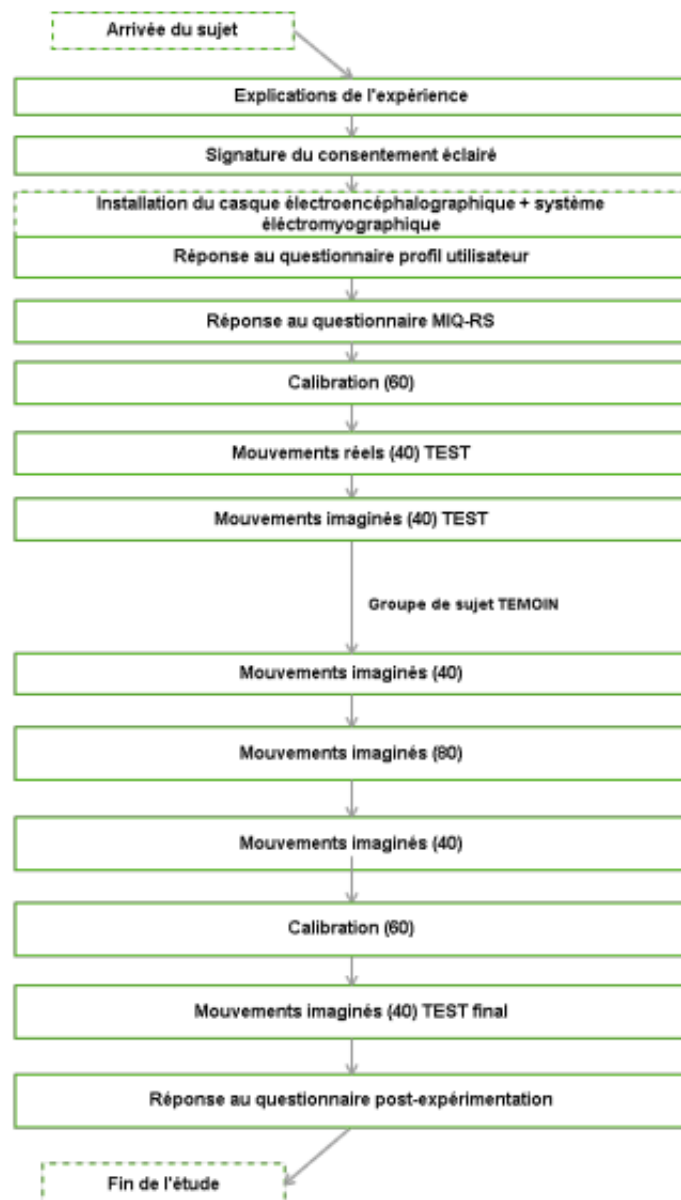


FIGURE K.1 – Illustration de l'ancien protocole d'apprentissage témoin

L Annexe : Démonstration de GRASP'IT pour IHM 2017

Grasp'it : une interface cerveau-ordinateur pour l'amélioration de l'apprentissage d'une tâche d'imagination motrice kinesthésique

Grasp'it : a brain-computer interface for improving the kinesthetic motor imagery learning

Sébastien Rimbart
Neurosys team/INRIA
sebastien.rimbart@inria.fr

Laurent Bougrain
Neurosys team/LORIA
laurent.bougrain@loria.fr

Romain Orhand
Neurosys team/Université de Lorraine
romain.orhand@inria.fr

Jimmy Nex
Neurosys team
jimmy.nex@contact.fr

Sylvain Gaborit
Neurosys team/Université de Lorraine
sylvain.gaborit7@etu.univ-lorraine.fr

Stéphanie Fleck
Perseus team/Université de Lorraine
stephanie.fleck@univ-lorraine.fr

ABSTRACT

Grasp'it is an innovative Brain-Computer Interface designed to enhance the motor rehabilitation of stroke patients. Our system records users' cerebral activity during the kinesthetic motor imageries (KMI) execution using an electroencephalographic system and gives patients some visual feedback according the accuracy of the performed imagined task. Grasp'it tends to become a serious game, whose aim is to support the learning and the practice of the KMI tasks in playful and motivating conditions.

CCS CONCEPTS

• **Human-centered computing** → **Virtual reality**

KEYWORDS

Kinesthetic motor imagery; EEG; Brain-Computer Interface; Visual Feedback; Stroke.

RÉSUMÉ

Grasp'it est une interface cerveau-ordinateur innovante conçue pour la réhabilitation motrice des personnes victimes d'un accident vasculaire cérébral. Ce dispositif enregistre l'activité cérébrale de l'utilisateur au cours de la réalisation d'une tâche d'imagination motrice kinesthésique (IMK) et offre un retour visuel rendant compte de la qualité des tâches mentales réalisées. Grasp'it tend à devenir un jeu sérieux dont le but est d'apprendre et de s'entraîner à des tâches d'IMK d'une manière ludique et motivante.

MOTS-CLEFS

Imagination motrice kinesthésique; EEG; Interface cerveau-ordinateur; Retour visuel; AVC.

1 INTRODUCTION

L'imagination motrice kinesthésique (IMK) est une tâche mentale qui consiste en la remémoration d'un mouvement en se focalisant non pas sur l'aspect visuel de l'exécution, mais principalement sur toutes les sensations proprioceptives qui accompagnent le mouvement réel (sensations de pression, chaleur, décharges électrique) [1]. L'IMK génère alors des modulations de l'activité cérébrale au niveau du cortex moteur pouvant être enregistrées grâce à la technique d'électroencéphalographie (EEG). De ce fait, l'IMK est de plus en plus utilisée dans le domaine des interfaces cerveau-ordinateur (*Brain-Computer Interface* en anglais, ou BCI) en



Figure 1 : Présentation générale du système Grasp'it : Le sujet génère des IMKs enregistrées via un casque EEG, le signal est analysé et traité, l'interface visuelle permet à l'utilisateur d'évaluer sa performance et l'invite à s'améliorer.

permettant à un utilisateur d'interagir avec un système *via* sa propre activité électrique cérébrale. Les premiers résultats liés à l'utilisation de ce type de BCIs pour la rééducation du cortex moteur après un accident vasculaire cérébral (AVC) sont particulièrement prometteurs [2]. L'exécution d'IMKs permettrait une forte stimulation du cortex moteur lésé, entraînant alors une plasticité cérébrale et ainsi, une meilleure réhabilitation motrice chez les patients.

Cependant, l'activité électrique cérébrale ne génère pas de retours sensoriels à l'utilisateur, rendant les IMKs très complexes à apprendre et à maîtriser. Ainsi, en l'absence de *feedback*, les patients rencontrent des difficultés à comprendre comment produire des IMKs de qualité, ce qui engendre de la frustration, augmente le temps d'apprentissage de cette tâche et donc de rééducation. Grasp'it est pensé pour répondre à ce besoin.

2 DESCRIPTION DU DISPOSITIF

Grasp'it est une BCI associée à un environnement de réalité virtuelle ludifié permettant à un utilisateur de s'entraîner à générer des IMKs et d'évaluer sa performance *via* un retour visuel (Fig. 1 et Fig. 2). L'interface intègre dans ses principes de conception centrée-utilisateur : i) L'influence de l'affordance et de la connaissance implicite de l'usage d'un objet pour la stimulation des zones motrices pour améliorer la qualité du signal produit. Ainsi, l'utilisateur est invité par l'environnement virtuel à imaginer presser sur une bouteille avec sa main droite. Cette tâche simple, évoquée par un objet connu de tous, est pensée pour améliorer l'IMK du mouvement de préhension. ii) L'importance de fournir un scénario de tâche représentant un défi et un retour pour (auto-) évaluer sa réussite dans la tâche de BCI, éléments déterminant au maintien de la motivation de l'utilisateur. Nous avons donc développé un environnement virtuel présentant un feedback visuel 3D à la première personne répliquant le geste attendu, indiquant à l'utilisateur les moments pour générer des tâches et présentant des paliers de réussite à atteindre, associés à un feedback de la performance d'IMK effectuée via un jet d'eau d'amplitude proportionnelle à l'intensité du signal électrique cérébral généré par l'utilisateur. Ce retour est pensé pour orienter la concentration et la stratégie de l'utilisateur afin qu'il puisse stimuler au mieux son cortex moteur. Le fonctionnement de Grasp'it repose sur trois points importants : l'enregistrement de l'activité cérébrale de l'utilisateur par électroencéphalographie ; l'analyse et la classification du signal EEG et le rendu de cette activité sous forme d'un retour visuel qui se veut porteur de sens et stimulant.

3 FONCTIONNEMENT DU DISPOSITIF

Grasp'it est composé d'un système d'acquisition EEG, d'un ordinateur qui analyse cette activité et d'un écran sur lequel est présentée la performance de l'utilisateur sous la forme d'un retour visuel. Le signal EEG est enregistré grâce à un amplificateur Biosemi ActiveTwo¹ composé de 32 électrodes actives couvrant le cortex moteur et le cortex pariétal en position 10-20.

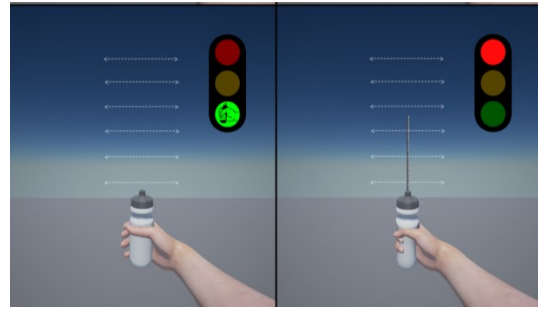


Figure 2 : Illustrations de l'interface visuelle de Grasp'it. 2-A: le feu est vert, l'utilisateur est invité à réaliser la tâche d'IMK; 2-B: pression de la gourde et apparition d'un jet d'eau proportionnel à la réussite de la tâche d'IMK. Une absence de jet au moment du feedback correspond alors à une modulation cérébrale trop faible.

Après que le casque EEG ait été installé sur l'utilisateur, celui-ci apprend à maîtriser la tâche d'imagination motrice [3]. Puis, une phase de calibration est réalisée afin de permettre au système de s'adapter à son activité cérébrale, et d'afficher un retour visuel plus juste. L'analyse du signal EEG est ensuite effectuée avec le logiciel openViBE². Ce logiciel va enregistrer le signal EEG en temps réel et l'analyser afin de procéder à la phase de classification, c'est-à-dire la phase durant laquelle le signal EEG de l'utilisateur est évalué. La classification est effectuée à l'aide d'une analyse linéaire discriminante et d'un algorithme CSP³. Avant chaque tâche d'IMK, un feu tricolore (Fig. 2) indique à l'utilisateur quand faire la tâche d'IMK (rouge : ne rien faire ; orange : en préparation ; vert : tâche d'IMK). La synchronisation de l'ensemble de nos éléments est assurée par des scripts LUA et des scripts Python. Par ailleurs, ces scripts Python convertissent les données pour qu'elles puissent être interprétables par notre dernière interface développée avec l'Unreal Engine⁴, modifiée pour intégrer un client VRPN⁵. Ce client reçoit des ordres d'affichage en continu du serveur VRPN inclus dans OpenViBE, et fournit l'information visuelle adéquate à l'utilisateur (actualisation du feu tricolore, fermeture de la main et apparition du jet d'eau).

4 CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Dans cet article de démonstration nous avons décrit Grasp'it, un environnement BCI pour améliorer la rééducation des patients post-AVC. Cette interface en cours de développement fait actuellement l'objet des premiers tests utilisateurs selon une approche comparative dans le but de valider les grands principes de design, évaluer son acceptabilité et son utilisabilité mais également améliorer sa jouabilité *via* une approche de co-design impliquant directement les patients et les thérapeutes. Prochainement, plusieurs nouveaux éléments de ludification (badges, succès, scores, niveaux de jeu,...) seront implémentés pour augmenter les possibilités d'autoévaluations, la motivation et la persévérance des utilisateurs. De plus, un *feedback* haptique sera mis en place afin de renforcer la stimulation de la boucle sensorimotrice.

¹ <https://www.biosemi.com/products.htm>

² <http://openvibe.inria.fr/>

³ Common Spatial Pattern

⁴ <https://www.unrealengine.com/what-is-unreal-engine-4>

⁵ Virtual-Reality Peripheral Network

ACKNOWLEDGMENTS

Ce travail a été partiellement soutenu par le projet Inria BCI-LIFT.

REFERENCES

- [1] Guillot A, Collet C, Nguyen V.A, Malouin F, Richards C, and Doyon J. (2009) Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum Brain Mapp*, vol. 30, no. 7, pp. 2157–217.
- [2] Cincotti F, Pichiorri F, Arico P, Aloise F, Leotta F, de VicoFallani F, MillanJdel R, Molinari M, Mattia D. (2012). EEG-based Brain-Computer Interface to support post-stroke motor rehabilitation of the upper limb. *ConfProc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012:4112-5.
- [3] Rimbart S, Fleck S, Nex J, and Bougrain L. (2016) Nécessité d'un protocole d'apprentissage progressif pour la maîtrise d'une imagination motrice après un AVC. *28ième conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Fribourg, Suisse. pp.10-12.

M Annexe : Réponses aux questionnaires de sujets ayant réalisé les protocoles

Quelques remarques

Ces résultats sont issus des réponses de six sujets ayant effectué les protocoles d'apprentissage individualisé ou témoin. Ils sont identifiés par la forme suivante : S – Identifiant – A ou T, selon le protocole qu'ils ont passé. Un exemple de cette forme est S05A pour désigner un sujet apprenant sur le protocole individualisé d'identifiant 05.

Les questionnaires associés à ces réponses sont fournis en annexe de ce mémoire.

Table des matières

Tableau résumé du ressenti pré-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG.....	2
Tableau résumé du ressenti post-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG.....	3
Tableaux résumés des profils des sujets.....	4
Tableau résumé des assertions autour du cerveau pré-expé.	5
Tableau résumé des assertions autour du cerveau post-expé.	5
Tableau résumé des résultats du MIQ-RS.....	6
Tableau résumé concernant l'utilisabilité du système Grasp-it	6
Tableau résumé concernant l'environnement visuel.....	7
Tableau résumé des considérations autour du dispositif d'apprentissage	8

Tableau résumé du ressenti pré-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux				S01A S02A S05T S06T	S03A		S04T	Agréable
Complicé	S01A		S06T	S02A	S05T		S03A S04T	Simple
Angoissant	S02A			S01A S03A S05T S06T			S04T	Rassurant
Dangereux	S02A					S05T	S01A S03A S04T S06T	Inoffensif
Fatigant			S05T S06T	S01A S02A S03A			S04T	Relaxant
Décourageant				S01A	S06T	S05T	S02A S03A S04T	Motivant

Le numéro correspond à l'identifiant du sujet.

Tableau résumé du ressenti post-expé. à l'utilisation d'une ICO avec casque EEG

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Douloureux			So2A	So3A So5T So6T			So1A So4T	Agréable
Complicé		So6T			So2A So5T		So1A So3A So4T	Simple
Angoissant			So2A	So1A So5T So6T			So3A So4T	Rassurant
Dangereux							So1A So2A So3A So4T So5T So6T	Inoffensif
Fatigant		So2A So5T	So6T				So1A So3A So4T	Relaxant
Décourageant			So6T	So1A So2A	So5T		So3A So4T	Motivant

Le numéro correspond à l'identifiant du sujet.

Tableaux résumés des profils des sujets

N° Sujet	Âge	Sexe	Dernier Diplôme obtenu	Activité exercée	Main dominante	Consommation de produits altérant la concentration	Pratique d'un instrument	Activités manuelles	Activités physiques
S01A	33	M	Doctorat	Cadres	Droite	Parfois	Non	Une à plusieurs fois par an	Une à plusieurs fois par semaine - Natation
S02A	57	M	HDR	Cadres	Droite	Jamais	Non	Une à plusieurs fois par semaine – Menuiserie, maçonnerie, soudure et forge	Une à plusieurs fois par semaine - Aïkido
S03A	80	M	Équivalent BTS	Retraités	Droite	Jamais	Non	Une à plusieurs fois par mois – Bricolage, entretien maison	Une à plusieurs fois par semaine – Ne pratique plus depuis 60 ans.
S04T	46	M	DESS	Cadres	Droite	Jamais	Non	Une à plusieurs fois par semaine	Une à plusieurs fois par semaine
S05T	26	M	Doctorat	Cadres	Droite	Jamais	Non	Une à plusieurs fois par semaine – Cuisine, Bricolage	Une à plusieurs fois par semaine – Arts martiaux, Tennis
S06T	25	M	Master	Étudiants	Droite	Jamais	Non	Une à plusieurs fois par an	Une à plusieurs fois par semaine – Volley, Tennis

N° Sujet	Habilitéte manuelle	Fréquence de jeu aux jeux vidéo	Utilisation des outils numériques				Compréhension d'une ICO	
			Smartphone	Ordinateur	Tablette	Console de jeux		
S01A	2	Jamais	Très régulièrement	Très régulièrement	Jamais	Jamais	Parfois	Non
S02A	5	Jamais	Pas de réponse	Très régulièrement	Jamais	Jamais	Souvent	Non
S03A	5	Jamais	Jamais	Très régulièrement	Très régulièrement	Jamais	Jamais	Non
S04T	4	Parfois	Souvent	Très régulièrement	Parfois	Parfois	Jamais	Oui, interfacement avec des capteurs
S05T	5	Très régulièrement	Souvent	Très régulièrement	Jamais	Parfois	Souvent	Oui, casque muni d'électrodes en contact avec la tête et le cerveau mesurant l'activité de certaines zones cérébrales
S06T	3	Très régulièrement	Souvent	Très régulièrement	Jamais	Jamais	Jamais	Oui, le cerveau, par l'activation de certaines zones cérébrales, va envoyer des signaux électriques. L'EEG va enregistrer ces signaux et l'ordinateur va les interpréter pour connaître le mouvement imaginé.

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des assertions autour du cerveau pré-expé.

N° Sujet	Faire une imagination mentale d'un mvt est une tâche simple	M'imaginer réaliser un mvt n'a aucun effet sur le fct du cerveau	Je peux, par des exercices, modifier le fct de mon cerveau	Mon cerveau peut être modifié par mon environnement	Mon cerveau contrôle mon corps	Les 5 à 10 mots qui me viennent quand j'entends cerveau
S01A	3	4	5	3	6	Intelligence, Pensées, Imagination, Rêve, Subconscient
S02A	1	1	6	4	5	Intelligence, Télécommande
S03A	5	5	5	6	6	AVC, Mal de tête, Neurones, Mémoire
S04T	2	5	5	5	5	Neurones, Réseaux de neurones, Interface Homme/Machine, Ventre, Interaction Homme/Machine, Neurologie et informatique
S05T	5	1	5	3	5	Réfléchir, Neurones, Activité cérébrale, Centre de décisions, Complexe
S06T	1	2	5	6	6	Encéphale, Réflexion, Cognition, Programmation motrice, Développement, Traitement de l'information, Perception, Neurones, Nerfs, Circuits, Attention

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des assertions autour du cerveau post-expé.

N° Sujet	Faire une imagination mentale d'un mvt est une tâche simple	M'imaginer réaliser un mvt n'a aucun effet sur le fct du cerveau	Je peux, par des exercices, modifier le fct de mon cerveau	Mon cerveau peut être modifié par mon environnement	Mon cerveau contrôle mon corps	Le système a fonctionné correctement	J'étais installé confortablement
S01A	3	1	6	2	5	Oui	Oui
S02A	4	1	6	5	5	Oui	Oui
S03A	2	2	5	5	6	Oui	Oui
S04T	3	5	5	5	5	Oui	Oui
S05T	2	1	5	4	6	Oui	Oui
S06T	1	2	5	6	6	Oui	Oui

Les scores sont notés de 1 à 6, correspondant respectivement à « Pas du tout » et « Complètement ».

Tableau résumé des résultats du MIO-RS

N° Sujet	Imagination motrice visuelle							Imagination motrice kinesthésique					Moyenne				
	Tâche 2	Tâche 4	Tâche 5	Tâche 7	Tâche 8	Tâche 10	Tâche 13	Tâche 14	Moyenne	Tâche 1	Tâche 3	Tâche 6		Tâche 7	Tâche 9	Tâche 11	Tâche 12
So1A	4	4	7	4	4	6	7	7	5,57	1	2	2	2	5	6	2	2,86
So2A	7	4	7	7	7	7	7	7	6,57	7	7	7	7	7	7	7	7
So3A	4	4	5	4	4	4	5	4	4,29	3	4	5	5	4	3	4	4
So4T	5	5	5	3	3	3	4	4	4,14	5	3	3	5	5	5	5	4,43
So5T	5	6	6	6	5	5	6	6	5,71	7	5	6	7	7	5	7	6,29
So6T	6	6	5	7	7	7	5	5	5,86	5	5	3	2	6	5	5	4,43
Moyenne	5,17	4,83	5,83	5,17	5,33	5,67	5,5	5,5	5,36	4,67	4,33	4,33	4,67	5,67	5,17	5	4,84

Les scores sont notés de 1 à 7, correspondant respectivement à « Très difficile à visualiser/sentir » et « Très facile à visualiser/sentir ».

Tableau résumé concernant l'utilisabilité du système Grasp-it

N° Sujet	Je pourrais utiliser ce système fréquemment	Ce système est inutilement complexe	Ce système est facile à utiliser	J'aurais besoin de l'aide d'un technicien pour l'utiliser	Les différentes fonctions de ce système ont été bien intégrées	Il y a trop d'incohérences	La plupart des gens pourraient apprendre à l'utiliser rapidement	Ce système est très lourd à utiliser	Je me sentais très en confiance en l'utilisant	J'ai besoin d'apprendre bcp de choses avant de pouvoir l'utiliser
So1A	3	1	5	3	3	1	5	2	5	1
So2A	1	1	1	3	3	4	1	3	2	2
So3A	3	2	3	3	3	3	2	3	4	4
So4T	5	1	5	2	5	1	3	1	5	1
So5T	4	2	5	1	4	1	4	2	5	4
So6T	2	1	4	2	4	2	5	1	3	2

Les scores sont notés de 1 à 5, correspondant respectivement à « Pas du tout d'accord » et « Totalelement d'accord ».

Tableau résumé concernant l'environnement visuel

N° Sujet	<i>J'ai constaté une différence entre mes actions d'imagination motrice et leurs conséquences à l'écran</i>	<i>Je trouve que le jet d'eau donnait suffisamment d'informations pour évaluer ma performance</i>	<i>Je trouve que de voir une gourde à l'écran m'a permis de bien comprendre le geste de préhension à imaginer</i>	<i>Je trouve que le paysage présenté en arrière-plan m'a perturbé lors de la réalisation de mes imaginations motrices</i>	<i>Je trouve que le prolongement virtuel de mon bras m'a aidé lors de la réalisation de mes imaginations motrices</i>	<i>Je trouve que le feu tricolore m'a aidé à bien identifier les moments liés ou non à la tâche demandée</i>
S01A	1	4	5	1	5	5
S02A	4	4	5	1	1	1
S03A	5	3	4	1	4	5
S04T	4	4	4	2	5	5
S05T	2	5	5	1	3	5
S06T	2	5	4	1	2	5

Les scores sont notés de 1 à 5, correspondant respectivement à « Pas du tout d'accord » et « Totalemt d'accord ». Les réponses aux questions sont fournies dans l'ordre.

Tableau résumé des considérations autour du dispositif d'apprentissage

	-3	-2	-1	0	1	2	3	
Compliqué				S01A	S02A S05T S06T	S03A S04T		Simple
Pas pratique			S01A		S02A S05T	S03A S04T S06T		Pratique
Imprévisible		S05T	S01A	S02A S03A		S04T S06T		Prévisible
Confus				S01A S02A		S03A S04T S05T S06T		Clair
Ennuyeux		S01A	S05T	S02A	S06T	S04T	S03A	Captivant
Sans imagination				S01A	S02A	S04T S05T S06T	S03A	Créatif
De mauvais goût				S01A S05T S06T	S02A	S04T	S03A	De bon goût
Bas de gamme				S01A	S02A S05T	S03A S04T	S06T	Haut de gamme
Laid		S02A		S01A S05T S06T		S03A S04T		Beau
Mauvais				S02A	S01A	S04T S05T S06T	S03A	Bon

Le numéro correspond à l'identifiant du sujet

N Annexe : ERD-ERS de chacun de sujets ayant réalisé les protocoles

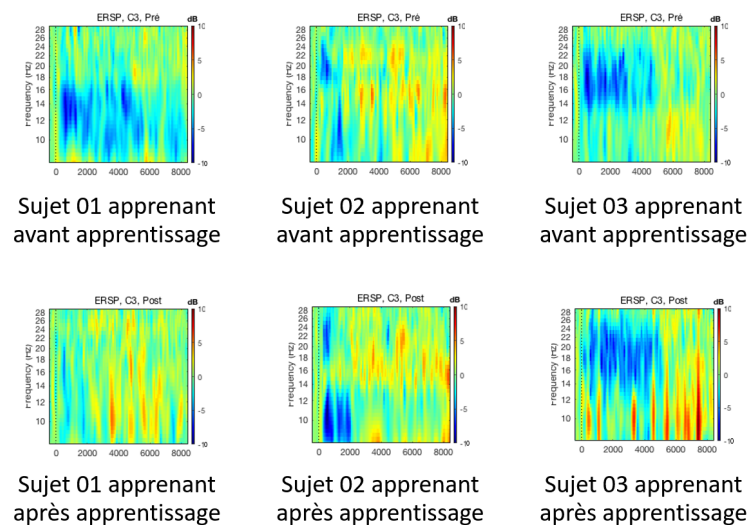


FIGURE N.1 – Figures des ERD-ERS sur l'électrode C3 des sujets ayant effectué le protocole d'apprentissage personnalisé

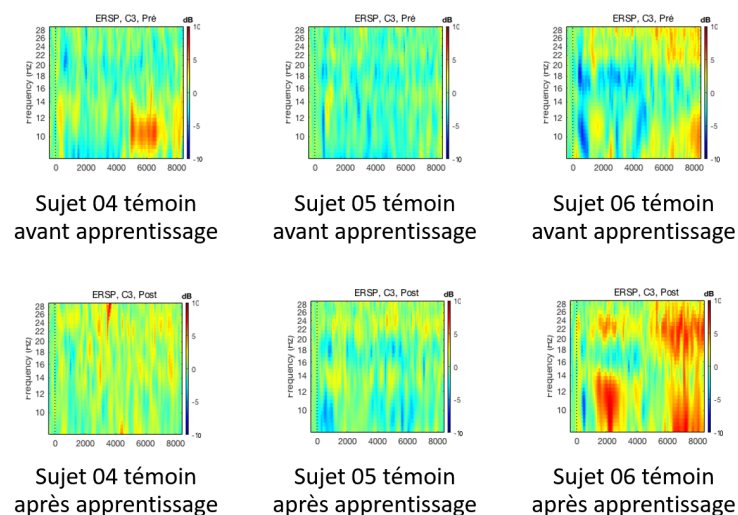


FIGURE N.2 – Figures des ERD-ERS sur l'électrode C3 des sujets ayant effectué le protocole d'apprentissage témoin

Résumé

L'équipe de recherche Neurosys souhaite développer un protocole de rééducation motrice, autour du mouvement de préhension de la main, pour des personnes ayant subi une attaque cérébrale. Elle adopte une approche novatrice en cherchant à amplifier des phénomènes neurophysiologiques intervenant au sein de la boucle sensorimotrice. Elle développe alors sa propre interface cerveau-ordinateur qui se fonde sur les imaginations motrices kinesthésiques. L'utilisation de ces imaginations et ces interfaces est cependant complexe. Elle a alors développé un environnement virtuel ludifié au sein de son interface et un protocole d'apprentissage individualisé de ces imaginations, dont l'association est baptisée GRASP'IT. La problématique consistait donc à découvrir de nouvelles voies de développement de GRASP'IT, afin d'approcher ce protocole de rééducation souhaité. Mon rôle consistait alors à réaliser une étude bibliographique pour aborder la conception d'une telle thérapie rééducative et étayer le système GRASP'IT déjà mis en place. Par la suite, deux axes d'amélioration se sont alors dessinés. Je devais alors effectuer une refonte de ce système pour pouvoir le valider techniquement et expérimentalement. J'ai ainsi effectué une refonte de ce système avec succès, puisqu'elle a été validée techniquement lors d'une démonstration pour IHM 2017. Par ailleurs, les premières tendances issues de mes expérimentations sont très encourageantes. Je devais ensuite concevoir une gourde à retour haptique : elle devait alors s'intégrer dans GRASP'IT afin de le renforcer et de s'approcher de cette rééducation. Le prototypage de cette gourde est également en très bonne voie puisque sa réalisation théorique a été validée par mes pairs, ainsi que son intégration dont la solution doit maintenant être mise en place. Si les résultats issus de GRASP'IT et de cette gourde sont conformes aux espérances de l'équipe, elle se positionnerait comme une équipe pionnière dans l'apprentissage des imaginations motrices kinesthésiques. Différentes opportunités pourraient alors se présenter à elle et la mener vers ce protocole de rééducation qu'elle désire mettre en place.

Mots-clés : AVC, Imaginations motrices kinesthésiques, Interfaces cerveau-ordinateur, Protocole d'apprentissage, Rééducation motrice, Retour haptique

Abstract

The research team Neurosys wants to develop a protocol of motor rehabilitation of stroke patients using the grasping movement. An novel approach was considered by amplifying neurophysiological events intervening within the sensorimotor loop. Thus, Neurosys developed its own kinesthetic motor imagery brain-computer interface. The use of these imageries and such interfaces are complex. That's why the team developed a gamified virtual environment within the BCI and a new way of learning kinesthetic motor imagery, whose association was nicknamed GRASP'IT. The problem was therefore to discover new ways of enhancing GRASP'IT, in order to approach the desired rehabilitation protocol. My role was to carry out a bibliographic study to discuss the design of such a rehabilitation therapy and to support the GRASP'IT system already in place. Thereafter, two areas of improvement emerged. First, I had to recast the system to be able to validate it technically and experimentally. I successfully recast it, as it was technically validated during a demonstration for IHM 2017. Moreover, the first trends emerging from my experiments was very encouraging. Second, I had to design a bottle integrating a haptic feedback : it benefited GRASP'IT and allowed the team to draw near this rehab. The prototyping of this bottle was also very promising because its theoretical realization was validated by my peers, including its integration within the BCI. If the results from GRASP'IT and this bottle are in line with the team's expectations, Neurosys would position itself as a pioneering team in the learning of kinesthetic motor imageries. Different opportunities could occur and lead the team to the motor rehabilitation protocol that it wishes to put in place.

Keywords : Brain-computer interface, Haptic feedback, Kinesthetic motor imagery, Learning protocol, Motor rehabilitation, Stroke