



HAL
open science

De la réalisation d'une interface cerveau-ordinateur pour une réalité virtuelle accessible au grand public

Grégoire Cattan

► **To cite this version:**

Grégoire Cattan. De la réalisation d'une interface cerveau-ordinateur pour une réalité virtuelle accessible au grand public. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Grenoble Alpes, 2019. Français. NNT : 2019GREAS007 . tel-02357203v2

HAL Id: tel-02357203

<https://theses.hal.science/tel-02357203v2>

Submitted on 17 Dec 2019

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.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE LA

COMMUNAUTE UNIVERSITE GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Ingénierie de la Cognition, de l'interaction, de
l'apprentissage et de la création**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

Grégoire CATTAN

Thèse dirigée par **Marco CONGEDO**, Chargé de Recherche, CNRS,
codirigé par **Cesar MENDOZA**, CEO et Docteur, IHMTEK et encadré
par **Anton ANDREEV**, Ingénieur d'Etude, CNRS

Préparée au sein du **laboratoire GIPSA-lab**

Dans l'**École Doctorale Ingénierie pour la Santé, la Cognition et
l'Environnement**

**De la réalisation d'une interface cerveau-
ordinateur pour une réalité virtuelle accessible
au grand public**

**Toward deploying brain-computer interfaces to
virtual reality for the general public**

Thèse soutenue publiquement le **27 Mai 2019** devant le jury composé de :

Monsieur Marco CONGEDO

Chargé de recherche, CNRS, Directeur

Monsieur Cesar MENDOZA

CEO et Docteur, IHMTEK, Codirecteur

Monsieur Christian JUTTEN

Professeur, Université Grenoble Alpes, Président

Monsieur Anatole LECUYER

Directeur de Recherche, INRIA, Examineur

Monsieur Martin HACHET

Directeur de Recherche, INRIA, Rapporteur

Monsieur François CABESTAING

Professeur, Université de Lille, Rapporteur

Monsieur Anton ANDREEV

Ingénieur de Recherche, CNRS, Invité



UNIVERSITÉ DE GRENOBLE ALPES
EDISCE
Ecole doctorale pour la Santé, la Cognition et l'Environnement

THÈSE

Pour obtenir le titre de

Docteur en sciences

De l'Université de Grenoble Alpes
Mention : Ingénierie de la Cognition, de l'interaction, de l'Apprentissage et
de la création

Présentée et soutenue par
Grégoire CATTAN

De la réalisation d'une interface cerveau-ordinateur pour une réalité
virtuelle accessible au grand public

Thèse dirigée par Marco CONGEDO
Préparée au laboratoire Grenoble Images Paroles Signal Automatique
(GIPSA-lab)
Soutenue le 27 Mai 2019

Jury :

<i>Président :</i>	Christian JUTTEN - GIPSA-lab
<i>Rapporteurs :</i>	Martin HACHET - INRIA François CABESTAING - CRISAL
<i>Directeur :</i>	Marco CONGEDO - GIPSA-lab
<i>Codirecteur :</i>	Cesar MENDOZA - IHMTEK
<i>Examineur :</i>	Anatole LECUYER - INRIA
<i>Invité</i>	Anton ANDREEV – GIPSA-lab

Remerciements

Cette thèse est une aventure autant personnelle que professionnelle. Elle a marqué mes débuts dans la vie active, ce qui s'est traduit par un certain nombre de déménagements, et de bouleversements dans mes habitudes et ma vie affective. Ce travail n'aurait pas vu le jour sans le soutien de personnes d'exceptions :

César, mon ami autant que mon chef, nous savons tous deux les sacrifices consentis pour la réalisation de cette thèse. J'espère que la société tirera le bénéfice de ce travail accompli.

Anton, je te remercie pour ton aide, sur les nombreux défis techniques abordés durant cette aventure. En plus d'un ingénieur hors pair, tu es aussi un ami en or.

Marco, tu as eu la dure tâche de m'inculquer quelques rudiments de recherche. Ce fut laborieux, j'espère que tu ne m'en veux pas trop. Je retire de ton enseignement d'avantage de rigueur, le plaisir de lire le travail des autres, et de faire partager le mien. Merci de m'avoir dirigé si bien pendant ces trois années, pour ton exigence scientifique, et pour avoir vérifié régulièrement que j'étais bien en vie !

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne mentionnais pas ma famille, que j'ai régulièrement sollicitée pour relire mon travail. Mes parents d'abord, Lucie et Philippe, qui m'ont relu (et critiqué) avec attention. Ma sœur Sarah ensuite, artiste autant que scientifique, que j'ai parfois appelée au dernier moment (quelques heures avant !) pour reproduire des figures et corriger mes textes. Et finalement ma compagne, Weronika, qui m'a énormément soutenue dans ce travail, et que j'ai laissé seule plusieurs soirs pour me consacrer à cette rédaction.

Egalement, je voudrais remercier Florent, pour son amitié et sa participation dans mes travaux ; Pedro C., qui est une personne fort appréciable et compétente ; Pedro E. et Victor, qui m'ont beaucoup écouté et à qui je souhaite le meilleur ; Louis, et son humour décalé, que j'aurais aimé connaître plus tôt ; Bastien, mon collègue de chez IHMTEK, qui a participé à l'effort de guerre autant que les autres ; et Maxime, notre stagiaire sacrifié, dont le travail a mis en évidence que certaines pistes de réflexion ne méritaient pas d'être suivies (toutes mes excuses !).

Avant de vous laisser dévorer cette thèse, j'aimerais ajouter quelques mots de remerciement pour les membres du jury, dont les commentaires à la fois sur le manuscrite et lors de la soutenance ont permis de rendre ce travail plus complet. Pour leur rendre justice, il convient de rappeler que, bien que par endroit la plume s'envole, ce projet reste innachevé et inscrit dans la temporalité qui est la sienne. Les questions ouvertes, sur les applications concrètes de cette technologie et ces limitations, fort justement posées par les membres du jury (« *C'est quoi, demain, une killer app BCI+VR ?* ») font hésiter sur le devenir de cette technologie. Mais justement, c'est parce que tout reste à inventer !

Table des matières

Remerciements	i
Table des matières	iii
Table des figures	v
Liste des tableaux.....	ix
Table des sigles et acronymes.....	xi
Avant-Propos.....	15
Introduction.....	1
Chapitre I : Etat de l'art	5
1 Notions.....	5
2 Limites.....	17
3 Conclusion du chapitre	21
Chapitre II : Expérimentation	23
1 Campagne expérimentale 1 : Impact du matériel sur la qualité du signal EEG.....	24
2 Campagne expérimentale 2 : Etude de la performance.....	31
3 Conclusion du chapitre	47
Chapitre III : Synthèse des recommandations sur le design	49
1 BCI.....	51
2 VR.....	56
3 Type de jeu recommandé.....	59
4 Conclusion du chapitre	60
Conclusion	63
1 Résumé	63
2 Perspectives.....	65
3 La technologie BCI+VR.....	65
4 Ethique.....	66
Tagging	71
1 Définition	71
2 Problématiques.....	72
3 Propositions.....	73
Correction de la loi exponentielle	85
Détail de l'implémentation	91
1 Description et choix du moteur	91
2 Logique et choix de l'implémentation (synchroniser l'appel des méthodes et l'écran).....	92
Liste des contributions	97
Bibliographie	99

Table des figures

Figure 1. (a) Classification non exhaustive des matériels de VR (HMD : Head-Mounted Display). (b) Le SamsungGear est un appareil de réalité virtuelle qui immerge l'utilisateur dans un environnement virtuel au moyen d'un casque. (c) Casque EEG de la marque g.tec (Graz, Autriche). (d) La CAVE (Cave Automatic Virtual Environment) est un dispositif de réalité virtuelle qui reproduit l'environnement virtuel aux moyens de projecteurs dirigés sur 3 à 6 murs d'une pièce cubique.3

Figure 2. (a) Personne utilisant le Sensorama. (b) Le premier casque de réalité virtuelle par Ivan Sutherland nécessitait l'usage de bras mécaniques en raison de son poids.8

Figure 3. Représentation du Continuum de la Virtualité par Milgram et Kishino (figure modifiée à partir de [37]).9

Figure 4. Les connexions entre Virtualité, Réalité et Modulation dans le cadre de la réalité retransmise : Réalité Augmentée par des éléments virtuels (AR), Virtualité Augmentée par des éléments réels (AV), Réalité Modifiée ou diminuée (ModR), Virtualité basée sur une réalité fortement Modifiée ou diminuée (MV) (figure modifiée à partir de [39]).10

Figure 5. (a) L'EEG est une méthode d'exploration cérébrale qui enregistre l'activité électrique du cerveau au cours du temps. Cette activité est captée puis amplifiée grâce à des électrodes réparties sur le cuir chevelu. Elle est produite par des dipôles électriques, constitués de neurones pyramidaux, agencés en colonne et orientés perpendiculairement à la surface du cortex (b : les cercles rouges et bleus symbolisent les lignes iso-potentielles et les triangles noirs les macrocolonnes de cellules pyramidales). Comme le cortex est convoluté, ces dipôles sont confondus ou sécants au rayon du crâne (c). Ils sont créés par des potentiels post-synaptiques excitateurs (PPSE) ou inhibiteurs (PPSI) qui modifient localement la polarité de la membrane et induisent des courants secondaires le long de celle-ci (c). *Les images sont reprises en partie ou intégralement de :* <https://www.maxpixel.net>, <https://pixabay.com/> et <https://commons.wikimedia.org> (a) ; <https://slideplayer.fr/slide/9575131/> et [50] (b et d) ; [52] (c).13

Figure 6. Principe de fonctionnement d'une BCI basée sur le P300. Le stimulus déviant, appelé CIBLE provoque une perturbation du signal EEG lorsqu'il est remarqué par l'utilisateur. Les figures sur la colonne de droite montrent la forme générale du signal CIBLE et NON-CIBLE moyenné, à une électrode, sur plusieurs essais.14

Figure 7. Aperçu non exhaustif de la réponse du cerveau à un stimulus, établie d'après [64], [65], [67]–[70].16

Figure 8. *Brain Invaders* [23], [72] (b) est un jeu vidéo développé par le GIPSA-lab et basé sur une P300-BCI. Il s'inspire du jeu vidéo vintage *Space Invaders* (1978, Taito, Japon). Bien que les aliens ne soient pas positionnés dans une grille, le principe de détection du P300 est le même que dans le RC Speller (a).17

Figure 9. Electrodes sèches : (a) 'g.Sahara' (Guger Technologies, Graz, Autriche) et (b) 'Flex sensor' (Cognionics, San Diego, US) ; électrodes humides : (c) image montrant comment le gel est injecté dans une électrode 'g.LADYbird' (Guger Technologies, Graz, Autriche) et (d) 'Gold cup electrodes' (OpenBCI, New York, US), qui peuvent être fixées sur le crâne au moyen d'une pâte de fixation conductrice.19

Figure 10. En vert, les 16 électrodes placées suivant le système international 10-10. Nous avons utilisé AFZ (en jaune) comme terre et A2 (en bleu) comme référence.25

Figure 11. Exemple d'une séquence randomisée de 10 blocs lors de l'expérience. Le smartphone était changé entre deux blocs de conditions différentes ou remis en place lorsque la condition était identique, de sorte que l'utilisateur ne puisse deviner si le smartphone était allumé ou éteint. Le temps de remise en place ou de changement prenait environ 20s. Nous avons considéré que les 20

premières secondes de chaque bloc étaient contaminées par les artéfacts découlant de ces opérations.	26
Figure 12. Schéma descriptif de l'installation expérimentale.	27
Figure 13. Spectre d'amplitude des électrodes Fp1 (en haut), Cz (au centre) et Oz (en bas), dans les deux conditions expérimentales (figure reprise de [98]).	28
Figure 14. Histogramme des p-values pour les tests de randomisation (a, non corrigé), le test du t-max (b, corrigé) et le test par cluster (c, corrigé) (figure reprise de [98]).	29
Figure 15. Distribution de l'âge des sujets.	33
Figure 16. Matériels : (a) Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine), (b) Samsung Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) et (c) HMD VRElegiant (Elegiant, Austin, US). Sources : www.flickr.com et https://photomania.net	34
Figure 17. <i>Brain Invaders</i> (a) et notre application (b).	36
Figure 18. De zéro à une seconde post-stimulation : Grande moyenne (21 sujets) de l'amplitude du signal pour les électrodes CZ, PZ et OZ (lignes épaisses ; les aires colorées orange et verte montrent la déviation standard pour les NON-CIBLE et CIBLE respectivement) et topographies du scalp de la grande moyenne de l'amplitude du signal CIBLE moins NON-CIBLE moyenné entre 10 ms avant et après chaque pic. Le test par cluster montre des différences significatives entre les deux lignes verticales. Le cluster significatif se compose des électrodes en noirs.	38
Figure 19. De zéro à une seconde post-stimulation : Grande moyenne (21 sujets) de l'amplitude du signal pour l'ensemble des électrodes. Le test par cluster montre des différences significatives entre les deux lignes verticales. Pour chaque électrode, le signal en haut (respectivement en bas) est le signal dans la condition PC (respectivement VR).	39
Figure 20. Performance moyenne (HitRate) du classifieur en fonction du nombre d'epochs CIBLE utilisés pour l'entraînement avec une (A), deux (B), trois (C), quatre (D) ou cinq (E) répétition (s). Les lignes verticales représentent les erreurs standards, c'est-à-dire la déviation standard divisée par la racine carrée du nombre de sujets. La figure F représente l'aire sous la courbe (AUC) du classifieur en fonction du nombre d'epoch utilisé pour l'entraînement. L'échelle des ordonnées est logarithmique.	42
Figure 21. Performance moyenne (BA) du classifieur en fonction du nombre d'epochs CIBLE utilisés pour l'entraînement avec une (A), deux (B), trois (C), quatre (D) ou cinq (E) répétition (s). Les lignes verticales représentent les erreurs standards, c'est-à-dire la déviation standard divisée par la racine carrée du nombre de sujets. La figure F représente l'aire sous la courbe (AUC) du classifieur en fonction du nombre d'epochs utilisés pour l'entraînement. L'échelle des ordonnées est logarithmique. Remarquons que cette échelle est différente sur cette figure que sur la Figure 20	43
Figure 22. Moyenne sur tous les sujets de l'évolution du HitRate (a) et de la BA (b) en fonction du nombre de répétitions (l'échelle des ordonnées est exponentielle). Dans cet exemple, 30 % des blocs ont été utilisés pour l'entraînement, représentant un total de 40 epochs CIBLE.	44
Figure 23. Modèle de l'interaction homme-machine entre l'utilisateur et le VE via la BCI et le HMD. Les éléments en violet sont limitants. Les cercles représentent les acteurs et les flèches les interactions. Les acteurs en rouge sont ceux de la BCI.	50
Figure 24. Exemples d'une BCI couplée avec de la VR lorsque le système d'acquisition de l'EEG et la plateforme d'analyse s'exécutent sur deux différentes plateformes : (a) le HMD est relié à un PC ; (b) Le HMD s'exécute sans avoir besoin du PC. Dans (a), le PC pourrait être miniaturisé et embarqué dans un complexe groupant EEG et HMD mobile. Dans (b), le HMD s'occupe à la fois de la gestion et de l'affichage de l'UI, mais aussi d'acquérir et tagger le signal (software tagging) - figure reprise de [76].	56
Figure 25. La distorsion de mouvement, ou motion parallax en anglais, apparaît lorsque l'utilisateur fixe un point intermédiaire entre le premier plan et l'arrière-plan. La rotation de la tête provoque	

l'illusion que les objets derrière le point de fixation bougent avec la tête tandis que les objets devant le point de fixation bougent en opposition au mouvement de la tête.....	58
Figure 26. Influence du jitter sur la moyenne des ERP pour un grand nombre d'epochs. La moyenne des epochs synchronisées fait disparaître le bruit. La moyenne des epochs désynchronisées se confond avec le bruit et tend vers zéro.	72
Figure 27. Méthode de la photodiode pour mesurer la synchronisation entre affichage et tagging. ...	73
Figure 28. Tour de Pise de la latence. Différents facteurs influent la latence et peuvent mener à une interprétation erronée.....	74
Figure 29. Histogramme des retards, obtenus grâce à la méthode de la photodiode, pour le logiciel développé dans le cadre du projet ANR RoBIK.....	75
Figure 30. Optimisation de la caméra.....	77
Figure 31. Prototype de casque EEG mobile (eeg.io) : (a) unité d'acquisition, électrode sèche et bouclier électromagnétiques (b) schéma idéal de fonctionnement d'une P300-BCI avec ce casque mobile.	82
Figure 32. (a) Densité de probabilité de la loi exponentielle de paramètre λ et d'espérance $1 / \lambda$. On remarque que la probabilité de tirer un nombre proche de zéro est très grande. (b) Code snippet de la méthode <i>NextISI</i> de <i>Brain Invaders</i> , qui retourne le temps d'attente suivant une loi exponentielle.	85
Figure 33. Code snippet : (a) Détermination des bornes par le calcul ; (b) correction des bornes par interpolation polynomiale d'ordre six ; (c) correction de la borne inférieure par un décalage.....	86
Figure 34. Différence entre espérance réelle et attendue en fonction de l'espérance attendue pour chacune des trois méthodes.	87
Figure 35. Code snippet de la méthode interstimulus corrigée.....	88
Figure 36. Interaction et rôle des principales entités.....	93
Figure 37. Fonctionnement d'une machine à état simple (3 états, 2 évènements).	93
Figure 38. UML du pattern Etat (a) et du pattern Décorateur (b).....	94

Liste des tableaux

Tableau 1. Mesure de la latence entre partie droite et gauche de l'écran pour un portable Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine) et un Samsung Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud). Nous avons utilisé la méthode de la photodiode pour mesurer ces valeurs (voir annexe Tagging, section 3.1). Les smartphones peuvent être observés Figure 16	31
Tableau 2. Questionnaire.....	45
Tableau 3. Adéquation du type de jeu pour une P300-BCI couplée avec de la VR (figure modifiée de [76]). Score : pas (0), peu (1) ou très (2) adapté/représenté.	59
Tableau 4. Différence de synchronisation entre affichage et tagging avec une ou deux caméras sans optimisations (mesures effectuées avec la méthode de la photodiode et sur un smartphone Galaxy S6).....	76
Tableau 5. Comparaison de différents protocoles de tagging. Notons que la moyenne des retards dépend du matériel utilisé. D'autres matériels, comme le Samsung Note 4 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) ou le Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine) n'ont pas donné les mêmes retards.	79
Tableau 6. Distribution des nombres aléatoires retournés par la méthode <i>NextISI_2</i> et <i>NextISI_3</i> en fonction du paramètre $1 / \lambda$ (espérance attendue).....	87

Table des sigles et acronymes

ANOVA	
ANalysis Of VAriance en anglais	27
AR	
Réalité Augmentée (Augmented Reality en anglais)	9
AUC	
Aire en dessous de la courbe (Area Under the Curve en anglais)	41
AV	
Virtualité Augmentée (Augmented Virtuality en anglais)	10
BCI	
Interface cerveau-machine (Brain Computer Interface en anglais).....	1
CAVE	
Cave Automatic Virtual Environment en anglais	10
Classifieur RMDM	
Riemannian Minimum Distance To Mean classifieur en anglais	41
EEG	
Électroencéphalographie	1
FFT	
Fast Fourier Transform en anglais	27
FPS	
Nombre d'image par seconde (Frame Per Second en anglais).....	73
HMD	
Casque de réalité virtuelle (Head-Mounted Display en anglais)	1
HMD-P300	
P300-BCI couplée avec un HMD	2
IMU	
Inertial Measurement Unit en anglais	18
LOFAP	
Principe de la latence, qui énonce que la latence du système est la latence de la première caméra à s'afficher (Latency Of First Appearance Principle en anglais).....	74
MI	
Imagination Motrice (Motor Imagery en anglais).....	14
ModR	
Réalité Modifiée ou diminuée (Modulated Reality en anglais)	10
MR	
Réalité Mixte (Mixed Reality en anglais).....	9
MV	
Virtualité basée sur une réalité fortement Modifiée ou diminuée (Modulated Virtuality en anglais)	10
mVEP	
Motion on set Visual Evoked Potential en anglais.....	52
P300	
Potentiel positif apparaissant dans l'EEG 300ms post-stimulation	14
P300-BCI	
BCI basée sur la détection du P300.....	1

PPSE	
Potentiel Post Synaptique Excitateur.....	11
PPSI	
Potentiel Post Synaptique Inhibiteur.....	11
RC Speller	
Row-Column Speller en anglais.....	16
RMI	
Remote Method Invocation en anglais.....	91
RR	
Fréquence de rafraichissement (Refresh Rate en anglais).....	73
RR	
Réalité Retransmise (Mediated Reality en anglais).....	9
SCP	
Sensation of Control Preference en anglais.....	45
SSVEP	
Steady State Visually Evoked Potential en anglais.....	14
TLC	
Temps de Latence de la Caméra.....	31
UA	
Unité d'Acquisition.....	71
UI	
Interface Utilisateur (User Interface en anglais).....	55
VR	
Réalité Virtuelle (Virtual Reality en anglais).....	1

Avant-Propos

En 2014, Facebook rachetait la firme Oculus pour trois milliards de dollars, afin de s'approprier son prototype de casque de réalité virtuelle. Cet événement marquait le début d'une course à la réalité virtuelle, qui devait se traduire par l'apparition d'une multitude de plateformes : HTC Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan ; Valve, Bellevue, US), SamsungGear (Samsung, Séoul, Corée du Sud), Playstation VR (Sony, Tokyo, Japon), Windows Holographic platform (Microsoft, Redmond, USA), etc. Or, bien que cette expansion ait des origines économiques, elle est aussi motivée par notre désir d'évasion, dont la réalité virtuelle est une forme d'expression. Narnia (C.S Lewis, 1950-1956, UK), Jumanji (Chris Van Allsburg, 1981, USA), Tron (Steven Lisberger, 1982, USA), Digimon (Bandai, 1997) sont autant d'exemples d'œuvres filmiques ou livresques dans lesquelles le personnage s'incarne dans un avatar virtuel, tels qu'un ami imaginaire, un personnage de jeu de société ou de jeu vidéo. Ces œuvres traduisent ce désir d'évasion, c'est-à-dire d'immersion dans un autre monde, que réalise par définition la réalité virtuelle [1]–[4].

Consciente de cette double motivation, l'entreprise IHMTEK (Vienne, France) s'est intéressée très tôt au marché de la réalité virtuelle. En 2003, César Mendoza soutenait une thèse en réalité virtuelle et robotique [5] avant de travailler pour Natural Motion (Oxford, UK), Eden Game (Lyon, France) puis de créer sa société en 2012. Dès la sortie du kit de développement pour le SamsungGear (Samsung, Séoul, Corée du Sud), l'entreprise était donc déjà à pied d'œuvre pour concevoir des applications de vidéo 360° et du contenu 3D à l'usage de ce dispositif. Le SamsungGear est un casque de réalité virtuelle mobile qui permet de voir un environnement virtuel lorsque le casque est placé devant les yeux de l'utilisateur. L'interaction entre le monde virtuel et l'utilisateur s'effectue au moyen d'un gyroscope (qui permet de bouger la tête dans le monde virtuel), d'une mouse-pad et de deux boutons placés sur le côté du casque. Or, en concevant et testant ces contenus, les développeurs d'IHMTEK passaient beaucoup de temps le « doigt en l'air » pour activer les commandes mécaniques situées sur le côté du casque ; ce qui a poussé la société à rechercher des moyens non tangibles d'interaction avec l'environnement virtuel. L'utilisation de commandes vocales a été envisagée dans un premier temps. Cependant, cette utilisation présente deux désavantages. Elle est d'abord particulièrement agaçante pour l'entourage. Ensuite, elle introduit un élément extérieur (la voix) dans l'immersion, ce qui a tendance à la briser, surtout si elle n'est pas retransmise par l'intermédiaire d'un dispositif audio à l'intérieur de l'environnement virtuel. L'usage d'une interface cerveau-ordinateur semblait avoir le potentiel pour résoudre le problème du « doigt en l'air » tout en apportant une réelle valeur ajoutée au produit, résumée en deux points ci-après. Premièrement, elle réduit la distance entre l'utilisateur et son avatar, favorisant ainsi l'effet d'immersion puisque l'action de l'avatar découle idéalement de l'action de notre cerveau, tout comme notre corps réagit suivant notre pensée. Deuxièmement, l'usage d'une telle interface pourrait susciter l'effet *waouh* auprès du grand public par son originalité. L'idée d'une thèse CIFRE a ainsi émergé afin d'étudier l'interaction entre la réalité virtuelle et les interfaces cerveau-ordinateur, dans le but d'une utilisation grand public, pour interagir et augmenter la qualité de l'immersion dans un environnement virtuel. Cette thèse s'inscrit dans une tendance générale, qui tend à améliorer la communication homme-machine. Il en résulte d'avantage d'ergonomie car l'intention de l'utilisateur est déterminée par la machine plutôt qu'exprimée par l'utilisateur. Dans cette lignée, par exemple, s'inscrit l'apparition des assistants vocaux (*e.g.*, Amazon Echo, Amazon, Seattle, US), auxquels on peut adresser des demandes en langage naturel sans être devant un poste informatique.

Cependant, les interfaces cerveau-ordinateur restent des dispositifs limités par leur temps de réaction, leur performance, leur stabilité et leur coût. Leur lenteur, plutôt que de favoriser l'immersion semble en fait la restreindre. Aujourd'hui encore, l'industrie peine à produire des interfaces compatibles avec la réalité virtuelle. La raison de cet échec est que la technique pour réaliser cette intégration n'existe pas encore ou n'a pas fait l'objet d'une évaluation exhaustive. Également, les considérations de design (e.g., [6]) n'ont pas été mises suffisamment en avant, surtout dans le cadre du jeu vidéo où la performance est finalement un aspect secondaire.

Cette thèse étudie l'intégration des interfaces cerveau-ordinateur dans la réalité virtuelle, dans le but spécifique de rendre accessible cette technologie mixte pour le grand public. Nous proposons une réalisation technique d'une interface cerveau-ordinateur avec un matériel de réalité virtuelle ordinaire – c'est-à-dire ni cher ni sophistiqué. Pour ce faire, le matériel de VR est basé sur un smartphone de moyenne gamme. D'un point de vue scientifique, nous offrons une preuve par l'expérimentation que ces deux technologies sont compatibles. L'analyse de la performance des interfaces cerveau-ordinateur en réalité virtuelle, et leurs facteurs subjectifs ont été étudiés rigoureusement. Des éléments de design sont également avancés, sur la base de la littérature existante, pour contourner, dans le cadre du jeu vidéo en réalité virtuelle, les limites de la réalité virtuelle et des interfaces cerveau-ordinateur. Dans sa globalité, notre travail participe à l'intégration des interfaces cerveau-ordinateur dans la réalité virtuelle, et en particulier à la popularisation d'une technologie mixte et, à notre avis, prometteuse.

Introduction

La réalité virtuelle (VR) regroupe les technologies *présence-ant*¹ un individu dans un environnement virtuel (VE). La VR est utilisée principalement pour la formation et le divertissement car elle peut reproduire des situations dangereuses ou imaginaires. D'autres utilisations de la VR incluent, entre autres, le tourisme [7] et la thérapie médicale [8], [9]. L'utilisation d'une interface cerveau-ordinateur (BCI pour Brain Computer Interface en anglais) est susceptible de valoriser la VR pour au moins trois raisons. Premièrement, la BCI a le potentiel d'améliorer l'immersion car elle permettrait à terme de confondre l'utilisateur avec son avatar en se substituant aux intermédiaires mécaniques (souris, clavier). Deuxièmement, elle permet d'interagir avec le VE quand l'utilisabilité des contrôleurs mécaniques est limitée. C'est par exemple le cas lorsque l'utilisateur a un handicap physique. Troisièmement, elle renseigne sur l'activité mentale de l'utilisateur. L'activité mentale est intéressante, entre autres, pour les formations, où le stress et la concentration de l'apprenant sont évalués.

L'utilisation des BCI en VR rencontre plusieurs défis. D'abord les interactions entre ces deux technologies restent peu étudiées. A notre connaissance, il n'y a pas d'expérimentation concernant l'impact des casques de VR *mobiles* (HMD pour Head-Mounted display en anglais) sur la performance des BCI. Ces HMD embarquent leurs propres systèmes d'exploitation. Autrement dit, ils n'ont pas besoin d'un PC pour fonctionner. Or, il s'agit souvent de matériels *ordinaires*, c'est-à-dire déjà en possession de l'utilisateur (voir **Figure 1a** pour une classification succincte des matériels de VR) [10]. Bien entendu, l'opposition entre *ordinaire* et *sophistiqué* introduite dans la **Figure 1a** est acté dans le temps : ce qui est chère aujourd'hui ne le sera pas demain. Mais il convient de rappeler que cette thèse s'inscrit initialement dans un projet d'entreprise ayant un terme limité. En outre, les HMD mobiles permettent de se déplacer librement et ne sont pas encombrants. En conséquence, ils sont susceptibles de se populariser rapidement, bien qu'ils ne soient pas performants du point de vue de l'informatique. De plus, l'intégration d'une BCI avec un HMD mobile soulève des difficultés techniques. Prenons l'exemple des P300-BCI. Ces BCI sont basées sur l'électroencéphalographie (EEG) et reposent sur une stimulation visuelle occasionnelle. Elles nécessitent donc de connaître avec précision le moment d'apparition d'un stimulus à l'écran. Ce moment est marqué sur l'EEG au cours d'un processus appelé *tagging*. Un tagging non maîtrisé conduit à des interprétations contradictoires. Par exemple, [11], [12] comparent la réponse du cerveau à une stimulation visuelle sur PC et en VR. Alors que [12] conclut que les deux conditions sont similaires, [11] trouve des différences. Les deux études sont réalisées avec un écran polarisé, mais avec différentes fréquences de rafraîchissement. Or, la fréquence de rafraîchissement influe le tagging [13]. Un tagging maîtrisé est d'autant plus difficile à réaliser avec un HMD mobile. En effet, à la différence des HMD qui dépendent d'un PC pour fonctionner, la BCI et le VE s'exécutent non pas sur le PC, mais sur deux plateformes séparées ce qui nécessite des communications entre ces deux entités. Aussi, la création de contenu respectant les limites de la VR et de la BCI est un défi en soi. Il y a certes une littérature abondante sur la conception d'application pour les BCI [6], [14], [15] et la VR (*e.g.*, [16]–[20]), mais, à notre connaissance, les recommandations de design adaptées à une technologie mixte BCI+VR avec un HMD restent relativement éparses [9], [21], [22]. Il s'avère qu'une application pour BCI est souvent incompatible avec une application pour VR. Par exemple, les jeux d'action sont peu recommandés pour une BCI. En effet, les jeux d'action nécessitent d'être rapides alors que la BCI a un temps de réaction lent. Cependant, il s'agit du type de jeu le plus représenté en VR. Finalement, la conception d'une

¹ Néologisme que nous avons créé pour « simuler la présence ».

application BCI+VR pour le grand public reste en pratique peu réalisable. En effet, le matériel EEG est en général soit cher, soit de mauvaise qualité et, pour ne rien arranger, les équipements de VR sont à la fois encombrants et chers. Par ailleurs, les technologies BCI et VR suscitées (*e.g.*, SamsungGear, Samsung, Corée du Sud) ne sont pas ergonomiques. Par exemple, le déplacement en VR peut induire le mal des transports (*cybercinétose*), et l'utilisation d'une stimulation visuelle dans une P300-BCI peut être ennuyeuse et fatigante.

L'objectif de cette thèse est de contribuer à l'intégration de la BCI dans la VR, avec comme finalité de rendre cette technologie accessible pour le grand public. Or, cette accession ne peut se réaliser qu'en utilisant du matériel populaire. C'est pourquoi nous avons choisi d'utiliser des HMD mobiles reposant sur un *smartphone* car, en raison de son prix et de sa popularité il s'agit de l'outil idéal pour réaliser cette transformation auprès du grand public (en 2016, 77 % des Français possédaient un *smartphone*²). L'intégration de la BCI dans la VR avec un matériel populaire, accessible mais pas toujours performant, rencontre les difficultés énumérées dans le paragraphe précédent. En fait, ces difficultés sont d'ordre expérimental, théorique et technique. Nos contributions se déclinent dans chacun de ces domaines.

La première contribution est expérimentale. Cette expérimentation évalue l'impact des HMD mobiles et ordinaires sur le signal EEG. Elle étudie également les différences physiologiques et de performance entre une P300-BCI sur PC et avec un HMD (HMD-P300, **Figure 1**). Cette étude complète des considérations existantes (*e.g.*, [9], [22]) qui montrent que la BCI obtient des performances similaires, voire meilleures, en VR que sur PC. En particulier, elle constitue une preuve qu'il est possible d'interfacer la BCI avec un HMD mobile ordinaire – et donc qu'il est possible de populariser la technologie BCI+VR auprès du grand public.

La deuxième contribution est conceptuelle. Nous faisons une synthèse des recommandations pour une application BCI+VR auprès du grand public, en particulier une HMD-P300. Entre autres, nous présentons des moyens de locomotion n'introduisant pas de mal de transport en VR et qui sont compatibles avec l'utilisation d'une BCI. Nous présentons aussi des techniques pour diminuer l'aspect artificiel de la stimulation, comme le fait d'incorporer ces stimulations de façon naturelle dans le VE. Finalement, nous déterminons quel est le meilleur type de jeux pour la technologie BCI+VR.

La troisième contribution est technique. Nous montrons que le tagging est à l'origine d'une latence non physiologique dans l'observation de phénomènes physiologiques. Nous présentons une méthode d'évaluation et de correction de cette latence (annexe **Tagging**, section 3.1). A notre connaissance, cette analyse du tagging est originale. Elle est aussi nécessaire pour interpréter les résultats. Nous proposons également une optimisation du code afin d'améliorer le tagging et par truchement la performance d'une P300-BCI, en particulier en VR (annexe **Tagging**, section 3.2). Parallèlement, nous proposons des améliorations matérielles pour l'ergonomie du système (annexe **Tagging**, section 3.3). Également, nous améliorons l'implémentation de la stimulation visuelle (annexe **Correction de la loi exponentielle**) afin de susciter une meilleure réponse du cerveau. La ré-implémentation de ces aspects dans différentes applications (*e.g.*, [23], [24]) est une perte de temps en plus d'être une source d'erreurs. Le code que nous avons développé est multiplateforme, maintenable, réutilisable et sépare clairement les aspects algorithmique et graphique (annexe **Détail de l'implémentation**). Par ailleurs, la correction du code est validée par l'expérience.

Cette thèse est organisée comme il suit : dans le chapitre I **Etat de l'art**, nous définissons VR et BCI et analysons les restrictions des deux domaines ; dans le chapitre II **Expérimentation**, nous détaillons nos

² <https://www2.deloitte.com/fr/fr/pages/technology-media-and-telecommunications/articles/usages-mobiles-2016.html>

expérimentations et les résultats obtenus ; dans le chapitre III *Synthèse des recommandations sur le design*, nous proposons des recommandations pour une application BCI+VR ; la *Conclusion* contient un résumé de ces considérations ainsi qu'une ouverture sur des problèmes éthiques ; les contributions techniques ont été regroupées dans les annexes I (Tagging), II (Correction de la loi exponentielle) et III (Détail de l'implémentation) ; l'annexe IV contient la Liste des contributions scientifiques et d'autres contributions produites au cours de cette thèse.

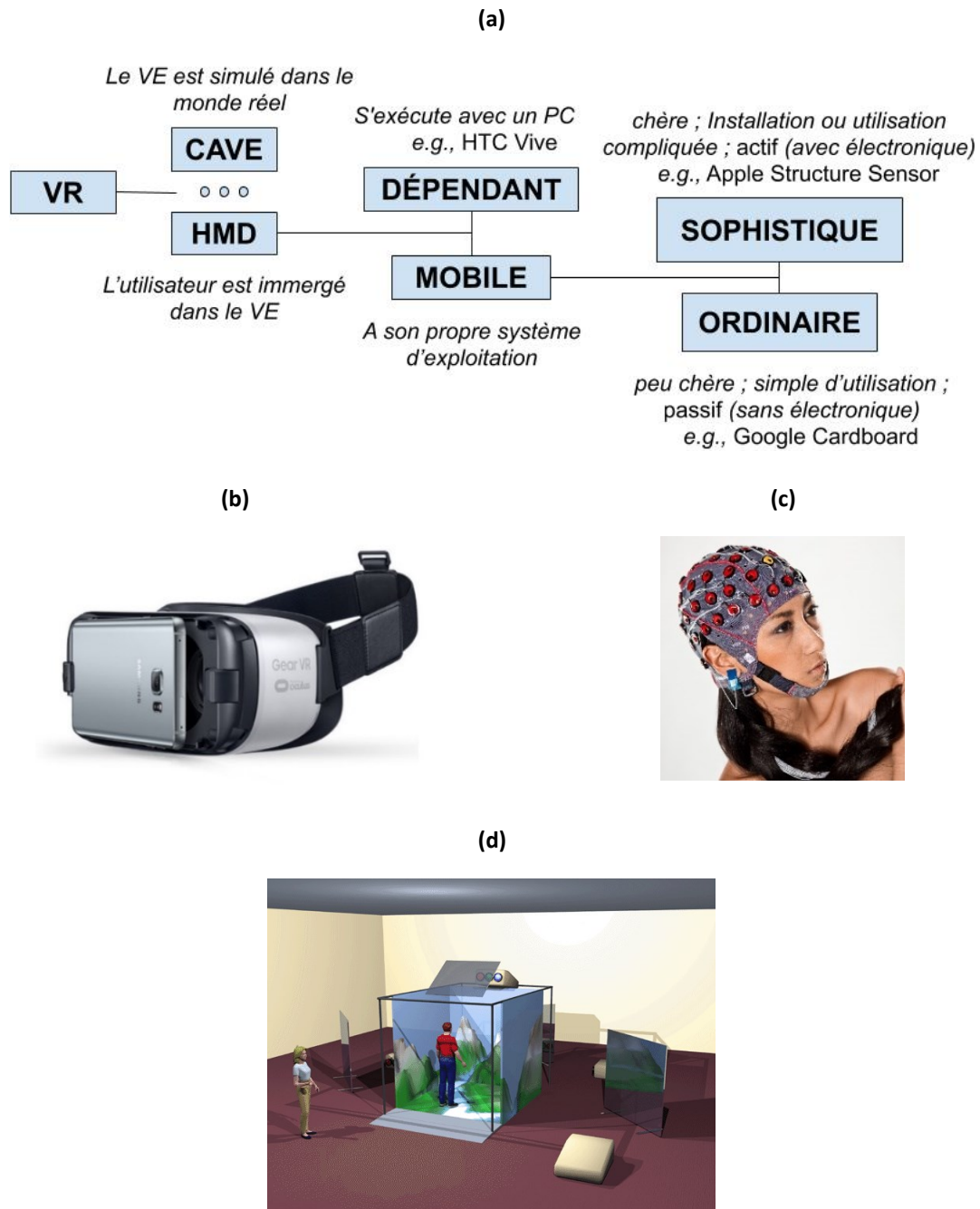


Figure 1. (a) Classification non exhaustive des matériels de VR (HMD : Head-Mounted Display). (b) Le SamsungGear est un appareil de réalité virtuelle qui immerge l'utilisateur dans un environnement virtuel au moyen d'un casque. (c) Casque EEG de la marque g.tec (Graz, Autriche). (d) La CAVE (Cave Automatic Virtual Environment) est un dispositif de réalité virtuelle qui reproduit l'environnement virtuel aux moyens de projecteurs dirigés sur 3 à 6 murs d'une pièce cubique.

Etat de l'art

Sommaire

Etat de l'art	5
1 Notions	5
1.1. Réalité Virtuelle	5
1.2. Interface Cerveau-Ordinateur (BCI).....	11
2 Limites	17
2.1. Limites de la VR avec un HMD.....	18
2.2. Limites d'une BCI	18
2.3. Limites pour une utilisation du grand public.....	20
3 Conclusion du chapitre	21

Dans ce chapitre, nous présentons l'état de l'art des domaines VR et BCI en nous focalisant sur les HMD et les P300-BCI. Les paradigmes de BCI sont très différents les uns des autres et il est nécessaire de les différencier. Notamment, nous nous intéressons aux BCI reposant sur une stimulation visuelle occasionnelle. D'autre part, la vulgarisation scientifique a rendu populaire les expressions réalité mixte et réalité augmentée qui n'ont pas forcément les mêmes problématiques que la VR. Il s'agit donc de bien situer la VR par rapport à ces domaines. De plus, l'expression réalité virtuelle se compose de termes contradictoires. Expliciter cette expression permettra de comprendre l'origine de la VR et de contourner le cadre d'application. Aussi, il existe des obstacles à la vulgarisation de la technologie BCI+VR auprès du grand public, que ce soit pour la VR ou pour la BCI. La présentation de ces restrictions permettra d'apprécier les recommandations effectuées dans le chapitre Synthèse des recommandations sur le design.

1 Notions

1.1. Réalité Virtuelle

1.1.1. Etymologie

L'expression réalité virtuelle renvoie à une apparente contradiction. En effet, le terme *réalité*, dérivé du latin *res*, signifie une chose, dans le sens d'une possession, d'un fait, ou encore d'un objet perceptible et maniable. Les premières mentions du terme réalité en français sont d'ailleurs apparues

dans un coutumier lillois du XIV^e siècle, comme synonyme de matérialité (Ortolangue, CNRTL³). Le terme réalité renvoie aussi à une longue tradition philosophique. Il fut introduit par le philosophe et théologien écossais Jean Duns Scot (XIII^e siècle) pour désigner une caractéristique d'une chose (dans le sens de *res*) qui la détermine sans pour autant la composer. Pour ainsi dire, la réalité est à la *res* (chose) ce que la curiosité est aux curieux. Le philosophe David Hume (XVIII^e siècle) radicalise cette conception : pour lui, ne saurait être réel que ce qui existe effectivement [25]. Comment, alors, la réalité pourrait-elle être virtuelle, ou illusoire comme on l'entend communément ? Or, la réalité virtuelle ne remet pas en cause ces idées, car l'environnement ainsi représenté est bien réel car visible, audible, et parfois tangible et partagé. En fait, l'environnement virtuel existe indépendamment du sujet, et n'est pas le produit de sa pensée – ce qui constitue bien la définition de la réalité au sens philosophique du terme (Ortolangue, CNRTL⁴). En revanche, le scénario ainsi représenté, et seulement lui, est bel et bien virtuel, c'est-à-dire possible ou illusoire.

De fait, l'expression réalité virtuelle renvoie à une expression théâtrale [26] décrivant la nature illusoire des personnages et objets dans une pièce de théâtre :

« Tous les vrais alchimistes savent que le symbole alchimique est un mirage comme le théâtre est un mirage. Et cette perpétuelle allusion aux choses et au principe du théâtre, que l'on trouve dans à peu près tous les livres alchimiques, doit être entendue comme le sentiment (dont les alchimistes avaient la plus extrême conscience) de l'identité qui existe entre le plan sur lequel évolue les personnages, les objets, les images, et d'une manière générale, tout ce qui constitue la réalité virtuelle du théâtre, et le plan purement supposé et illusoire sur lequel évoluent les symboles de l'alchimie. » (Antonin Arthaud, [26]).

La réalité virtuelle met donc en scène des symboles, et constitue un théâtre, à bac-à-sable, qui ne touche pas à notre intégrité (car à la fin du jeu, l'illusion s'éteint) mais où on peut expérimenter des situations et des émotions. Tout comme au théâtre, cette représentation admet un but double, d'édification et de divertissement.

L'aspect formateur de la réalité virtuelle est supporté par le sens même du mot *virtuel*. Le mot virtuel, sous sa forme *virtualis*, est un terme datant du XV^e siècle et issue du latin *virtus*⁵, mot désignant les qualités propres à l'homme tel que la force ou la puissance. Par extension du sens premier de *virtus*, *virtualis* désigne une chose *en puissance* (Ortolangue, CNRTL⁶), appelée à se réaliser. Il pourrait s'agir d'une traduction du concept grec de *dunaton* introduit par Aristote dans la *Métaphysique* : « L'architecte a le pouvoir [...] de bâtir une maison qui est donc virtuelle, *dunaton* » [27]. La réalité virtuelle est donc d'abord une réalité possible, comme c'est le cas lorsqu'elle est utilisée pour l'apprentissage (formation au pilotage, reproduction de situations dangereuses) ou l'exploration (parcours virtuel d'un appartement existant ou non, tourisme).

Dans le domaine du divertissement, comme dans les pièces de théâtre les plus farfelues, la potentialité de la situation importe peu. Car alors, c'est bien l'aspect fictif de la situation qui répond à notre désir d'évasion, en nous permettant d'incarner des personnages et des situations loin de notre réalité quotidienne (*embodiment fantasy* en anglais ou fantaisie d'incarnation) [28]. Ce n'est pas un hasard si le mot *avatar* désigne la représentation d'une personne dans un VE ou un jeu vidéo. En effet, dans la religion hindoue, un avatar désigne chacune des incarnations du dieu Vishnou.

³ <http://www.cnrtl.fr/definition/r%C3%A9alit%C3%A9>

⁴ <http://www.cnrtl.fr/etymologie/virtuel>

⁵ Comme dans le célèbre adage latin *in medio stat virtus* (la vertu est au milieu).

⁶ <http://www.cnrtl.fr/etymologie/virtuel>

1.1.2. Éléments historiques

Si le désir d'évasion est vraisemblablement intrinsèque à l'humain, il est intéressant de constater qu'il ne semble pas avoir la même intensité suivant les époques. Nous livrons ci-dessous quelques éléments historiques qui situent l'évolution de ce désir au travers des âges jusqu'à notre époque moderne, époque où ce désir trouve facilement son exutoire dans la réalité virtuelle.

Chez les Grecs anciens ce désir s'exprime de façon contradictoire. La mythologie grecque témoigne de l'imaginaire foisonnant des Grecs. Cette mythologie est une manifestation d'un inconscient collectif, dont les dieux et les déesses incarnent les pulsions. Elle est également une animation de phénomènes naturels comme Eos, le dieu du vent. Elle traduit aussi un désir d'accéder à une dimension différente, plus douce sans doute que la réalité quotidienne des Grecs anciens. Ainsi, Hercule accède finalement à la divinité après une vie remplie de folie et de souffrance. Remarquons que la croyance dans la mythologie grecque était très répandue dans tous les niveaux de la population, bien que les élites fussent plus sceptiques. Par exemple, Paul Veyne [29] met en avant que le médecin grec Galien (II^e siècle après J.-C.) doutait de l'idée que les centaures aient pu exister. Étant donné que le Centaure Chiron est associé à la faculté de guérir, Galien doute en réalité de l'origine mythologique de la médecine. Ne serait-elle pas plutôt l'invention des hommes ? D'autres aspects de la littérature grecs montrent au contraire que les Grecs étaient davantage ancrés dans la vie réelle qu'on pourrait le penser. L'*Illiade* (XVIII^e siècle avant J.-C.) offre ainsi une vision très insipide d'un autre monde, la gloire devant être recherchée dans le monde réel.

Le Moyen Âge a été très fantasmagorique, et ce n'est peut-être pas un hasard si le terme *virtualis* apparaît à cette époque. L'*imaginaire médiéval*, c'est le titre d'un livre de Jacques Le Goff (historien médiéval français) [30], dans lequel l'auteur explique que pour des raisons en partie religieuses, nos ancêtres occidentaux croyaient d'avantage aux sens cachés des événements (censés traduire le langage divin) qu'en leurs propres sens. Les décorations des lieux de cultes illustrent cet imaginaire à la fois affreux (gargouille, martyrs, etc.) et féérique (chérubins par exemple) soulignant respectivement une réalité cruelle et le désir de s'en échapper. La *divine comédie* (XIV^e siècle) du florentin Dante offre une compilation majestueuse de cette imagination débridée, dans laquelle l'enfer est punition pour les pêcheurs et la Providence récompense pour les justes. Dans son œuvre, Dante, exilé de sa patrie natale, a voulu témoigner d'un monde profondément injuste. C'est sans doute pour cela qu'il imagine, dans son œuvre, une justice qu'il n'a jamais pu toucher.

A notre époque, la société industrialisée, dont nous faisons partie, pourrait croire que l'innovation scientifique a tué notre imagination et réduit notre désir d'évasion en nous apportant une situation matérielle satisfaisante. Bien au contraire, l'innovation est aussi un moteur de l'imagination, comme en témoignent la *science-fiction* et la *fantasy*, deux genres littéraires du domaine de l'imaginaire apparus au XIX^e siècle, c'est-à-dire dans la continuité de la révolution industrielle. En fait, le désir d'évasion est très présent dans nos sociétés comme le montrent les œuvres littéraires citées en Avant-Propos. Ce désir est par ailleurs favorisé par un élan technique qui débuta dans les années soixante avec la création du *Sensorama* [31] (**Figure 2a**), un appareil individuel permettant de regarder un film en immersion. Quelques années plus tard, Ivan Sutherland (Prix Turing de 1988) [32]–[34] puis son étudiant Daniel Vickers [35] introduisirent la stéréoscopie et le suivi des déplacements en immersion en créant le premier casque de réalité virtuelle (**Figure 2b**) – ils réalisaient ce faisant une prédiction que faisait la science-fiction depuis 1935 [36].

(a)



(b)

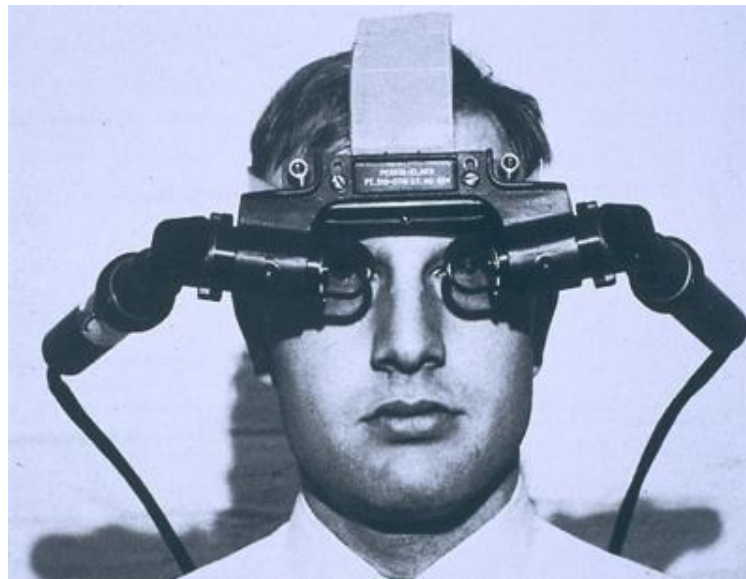


Figure 2. (a) Personne utilisant le Sensorama⁷. (b) Le premier casque de réalité virtuelle par Ivan Sutherland nécessitait l'usage de bras mécaniques en raison de son poids⁸.

⁷ <https://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Sensorama-morton-heilig-virtual-reality-headset.jpg>

⁸ http://resumbræ.com/ub/dms423_f08/06/

1.1.3. Conceptualisation

Parallèlement aux avancées techniques, la réalité virtuelle est théorisée. Elle est d'abord conçue comme l'ensemble des systèmes, matériels et logiciels, permettant à un utilisateur physique d'interagir avec un environnement simulé [3], [35]. A cet aspect technique s'ajoute l'expérience de l'utilisateur, pour qui la réalité virtuelle est surtout la technologie qui le *présence* dans un environnement virtuel grâce auxdits systèmes [4] (on parlera alors de *téléprésence*). Cette définition est proche mais ne doit pas être confondue avec celle de la *Réalité Augmentée* (AR), qui présence un objet virtuel dans un environnement réel. Le lecteur pourra se référer à [37] pour une classification des interactions possibles entre réalité et virtualité, aussi connue sous le nom de *Réalité Mixte* (MR, **Figure 3**). En ce qui concerne la réalité virtuelle, [20] est une référence complète en français.

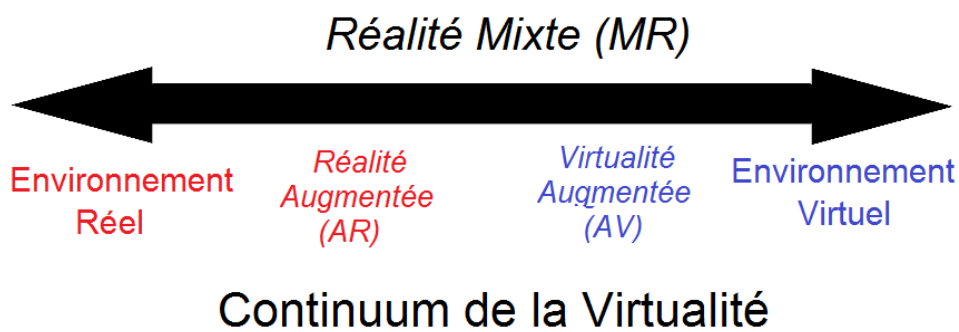


Figure 3. Représentation du Continuum de la Virtualité par Milgram et Kishino (figure modifiée à partir de [37]).

Le concept de réalité mixte ne suffit cependant pas à expliquer un certain nombre de situations dans lesquelles la réalité est altérée sans impliquer d'éléments virtuels. Par exemple, il est impossible de placer sur l'axe précédent la télémanipulation, qui consiste à intervenir dans un environnement réel distant (et donc simulé). C'est pourquoi nous reprenons ici le concept de *Réalité Retransmise* (RR, ou mediated reality en anglais [38], [39]), qui regroupe à la fois la réalité mixte et la réalité modulée - cette dernière regroupant les situations où la réalité est modifiée ou diminuée au moyen d'un matériel ou logiciel (**Figure 4**).

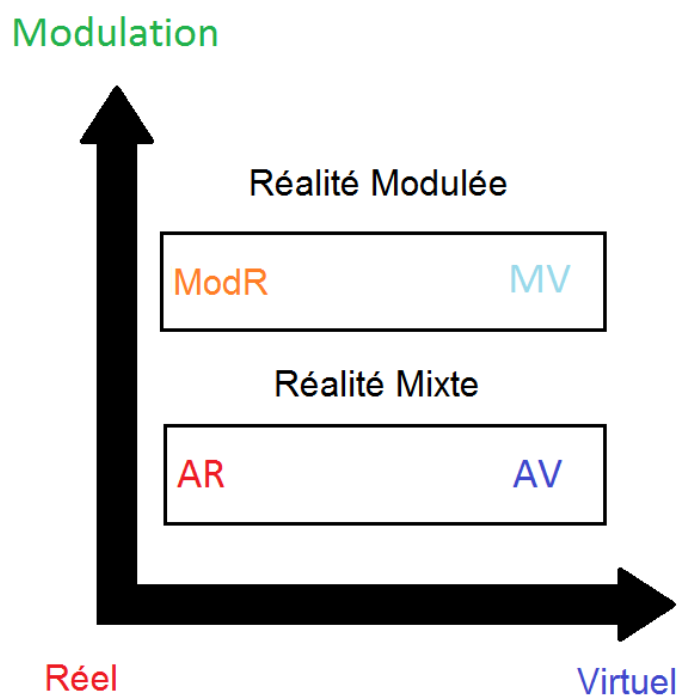


Figure 4. Les connexions entre Virtualité, Réalité et Modulation dans le cadre de la réalité retransmise : Réalité Augmentée par des éléments virtuels (AR), Virtualité Augmentée par des éléments réels (AV), Réalité Modifiée ou diminuée (ModR), Virtualité basée sur une réalité fortement Modifiée ou diminuée (MV) (figure modifiée à partir de [39]).

Le champ *ModR* sur le schéma pourrait lui-même se décliner en deux catégories, suivant que le système trompe les sens de l'utilisateur (filtre de l'appareil photo par exemple) ou ceux d'un interlocuteur distant (téléconférence, hologramme) – c'est-à-dire si l'utilisateur est physiquement présent ou téléprésent. De même, on pourrait distinguer les cas où l'utilisateur est téléprésent dans le monde virtuel (grâce à un HMD) de ceux où l'environnement virtuel est projeté dans le monde réel (CAVE [40] – **Figure 1d**, hologrammes). Il convient ici de préciser que dans le cadre de cette thèse nous nous intéressons seulement aux applications de réalité virtuelle pure utilisant un HMD. En particulier, nous nous intéressons aux HMD *mobile* et *ordinaire* (**Figure 1a**). Si un certain nombre de restrictions exposées ci-après semblent communes à plusieurs des domaines susmentionnés, les limites propres à ces domaines ont été ignorées. Il en va ainsi des problématiques de profondeur de scène, de repérage d'objet réel, de surimpression d'objets virtuels dans l'environnement réel, d'amélioration ou de simplification d'un environnement réel, etc.

La VR à laquelle se limite donc cette thèse a fait l'objet de récents avancements ces dernières années, comme en témoignent les dispositifs cités dans les Avant-Propos. Cependant, cette multitude de produits témoigne aussi d'un certain nombre de limites, auxquelles chaque constructeur a essayé de répondre de façon différente. Prenons par exemple le problème du repérage de la position de l'utilisateur dans un environnement virtuel. Le SamsungGear (Samsung, Séoul, Corée du Sud) répond à cette problématique en supprimant tout simplement cette fonctionnalité, tandis que le HTC Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan ; Valve, Bellevue, US) a choisi initialement de repérer l'utilisateur grâce à des caméras externes, au mépris du prix et de la mobilité du système. Dans la section **Limites**, nous livrerons un aperçu de ces problèmes.

1.2. Interface Cerveau-Ordinateur (BCI)

1.2.1. *Éléments historiques*

L'engouement pour la réalité virtuelle ne date que de quelques années, alors que la technologie proprement dite est apparue dans les années soixante (voir *Etat de l'art*, section 1.1). Il en est de même pour les interfaces cerveau-ordinateur. En fait, le concept d'interface cerveau-ordinateur remonte à plus de 40 ans. En 1969, [41] montrait qu'il était possible d'apprendre à des singes à contrôler des neurones spécifiques en utilisant des feedbacks auditifs ou visuels. Cette étude suggérait ainsi qu'il était possible d'exploiter tout ou partie du cerveau afin de contrôler un dispositif externe, prédisant de ce fait l'apparition des interfaces cerveau-ordinateur. Vidal réalisa cette prédiction à la fin des années soixante-dix en concevant une interface permettant à un utilisateur de bouger un pointeur sur un écran sans autre intermédiaire que son cerveau [42], ouvrant de ce fait la voie à des applications de la BCI autant médicales [43]–[45] qu'industrielles (*e.g.*, [46]). De nos jours, les BCI sont impliquées dans un vaste domaine d'activité, allant de la recherche sur les prothèses médicales aux jeux vidéo et en passant par le *neurofeedback* – la discipline qui consiste à entraîner son cerveau en visualisant son activité. Elles impliquent parfois le recours à la chirurgie pour implanter directement des électrodes dans le cerveau du sujet, afin d'obtenir un signal de meilleure qualité (BCI invasives). Cependant, ici, nous nous intéresserons exclusivement aux BCI non invasives, et particulièrement à celles basées sur l'EEG.

1.2.2. *EEG*

En 1875, Richard Caton est le premier à mettre en évidence, sur le cortex exposé de singes, la relation entre une fonction (comme la vision) et l'apparition d'une activité électrique dans le cerveau (*e.g.*, cortex visuel) [47]. En 1929, Hans Berger reprend ses travaux et invente l'EEG [48] une méthode d'exploration cérébrale consistant à mesurer et amplifier l'activité électrique du cerveau au cours du temps, grâce à des électrodes réparties sur le cuir chevelu (**Figure 5a**). Cette méthode est utilisée en clinique pour, par exemple, le dépistage de l'épilepsie, des troubles du sommeil et de l'attention. Elle est aussi envisagée comme outil de communication, via une BCI, pour les personnes souffrant d'un handicap moteur sévère (*e.g.*, [49]).

Il est désormais bien établi que l'EEG reflète l'activité électrique macroscopique des cellules pyramidales alignées perpendiculairement à la surface du néocortex [50]–[52] (**Figure 5b**). A l'échelle d'un neurone, l'information est échangée majoritairement grâce à des neurotransmetteurs chimiques émis par les synapses. Ces neurotransmetteurs rendent la membrane des neurones récepteurs, dits post-synaptiques, temporairement et localement perméable à des ions chargés positivement (Na^+ , K^+) ou négativement (Cl^-). Parce que l'intérieur de la membrane est négatif et que le milieu extérieur est positif, la membrane est naturellement polarisée. Par conséquent, les échanges ioniques au niveau de la membrane induisent des différences de potentiel qui dépolarisent (Na^+) ou hyperpolarisent (Cl^-) localement la membrane (**Figure 5d**). Ces potentiels sont respectivement appelés potentiels post-synaptiques excitateurs (PPSE) et inhibiteurs (PPSI), en raison du rôle joué par ces potentiels dans le

déclenchement des potentiels d'actions des neurones, lesquelles surviennent lors d'une dépolarisation importante (environ 90 mV⁹).

Les différences locales de polarité, sur un même côté de la membrane, induisent également des courants secondaires, parallèles à la membrane, depuis les zones davantage négatives vers les régions davantage positives. Ces courants sont présents des deux côtés de la membrane, dans les milieux intra et extra-cellulaire. L'accumulation de charges de signes opposés et à courte distance induit une modélisation du neurone sous la forme d'un dipôle (**Figure 5d**).

Le potentiel créé par un dipôle électrostatique décroît proportionnellement au carré de la distance à ce dipôle (les potentiels d'action décroissent, eux, proportionnellement au cube de cette distance). Par conséquent, la somme des potentiels secondaires produits par des populations de neurones, reste perceptible par les électrodes situées sur la surface du crâne, à condition que les cellules dont ils proviennent soient alignées et synchronisées. En fait, un arrangement ou une polarisation aléatoire de ces dipôles conduirait leurs potentiels à s'annuler et ne produirait qu'un champ de surface nul. L'organisation des neurones en macrocolonne est la raison pour laquelle l'enregistrement de ces potentiels est possible. Une telle organisation peut également être assimilée à un dipôle, comme c'est le cas pour les cellules pyramidales.

Parce que les cellules pyramidales sont perpendiculaires à la surface du néocortex lui-même convoluté (**Figure 5b**), la direction de ces dipôles peut être confondue ou sécante au rayon du crâne (**Figure 5c**). Elle est également sujette aux variations génétiques individuelles pouvant affecter la topologie du cortex, et qui induisent par conséquent des modifications du signal EEG (*e.g.*, [53]). L'EEG présente néanmoins des rythmes semblables sur tous les humains (sauf condition pathologique). Par exemple, en l'absence de tâches cognitives, certaines cellules pyramidales s'inhibent et s'excitent de façon synchrone à une fréquence d'environ 10 Hz, provoquant l'apparition d'une sinusoïde de période fixe, connue comme le rythme dominant du cortex postérieur, souvent erronément appelé « alpha » [54].

En résumé, le signal mesuré par une électrode correspond à la somme de l'activité d'un large volume de neurones et, par conséquent ne livre pas d'informations sur l'activité d'une zone spécifique du cortex. La localisation de cette activité électrique à l'intérieur du cerveau est d'autant plus compliquée que le signal électrique se diffuse à l'intérieur de la boîte crânienne. Bien que l'EEG dispose d'une résolution temporelle élevée, sa granularité spatiale reste donc faible en comparaison d'autres méthodes d'exploration cérébrale [55]. Néanmoins, il s'agit d'une méthode indolore, non invasive et abordable, et qui peut à elle seule être utilisée par le grand public, à condition d'une analyse du signal adaptée.

En effet, l'EEG enregistre aussi des phénomènes d'origines non cérébrales. Ces perturbations sont appelées *artéfacts* et sont d'origine biologique, instrumentale et environnementale. Par exemple, les contractions musculaires, induites par le mouvement des yeux, de la mâchoire, voire du cœur produisent des artéfacts. L'activité électrique liée à l'utilisation de l'électronique, les mouvements ou défaillance des électrodes sont également susceptibles de les produire. En général, les électrodes sèches, qui fonctionnent sans ajout de gel conducteur entre l'électrode et la peau, sont davantage sensibles aux artéfacts environnementaux.

⁹ <http://neurobranches.chez-alice.fr/neurophy/potact.html>

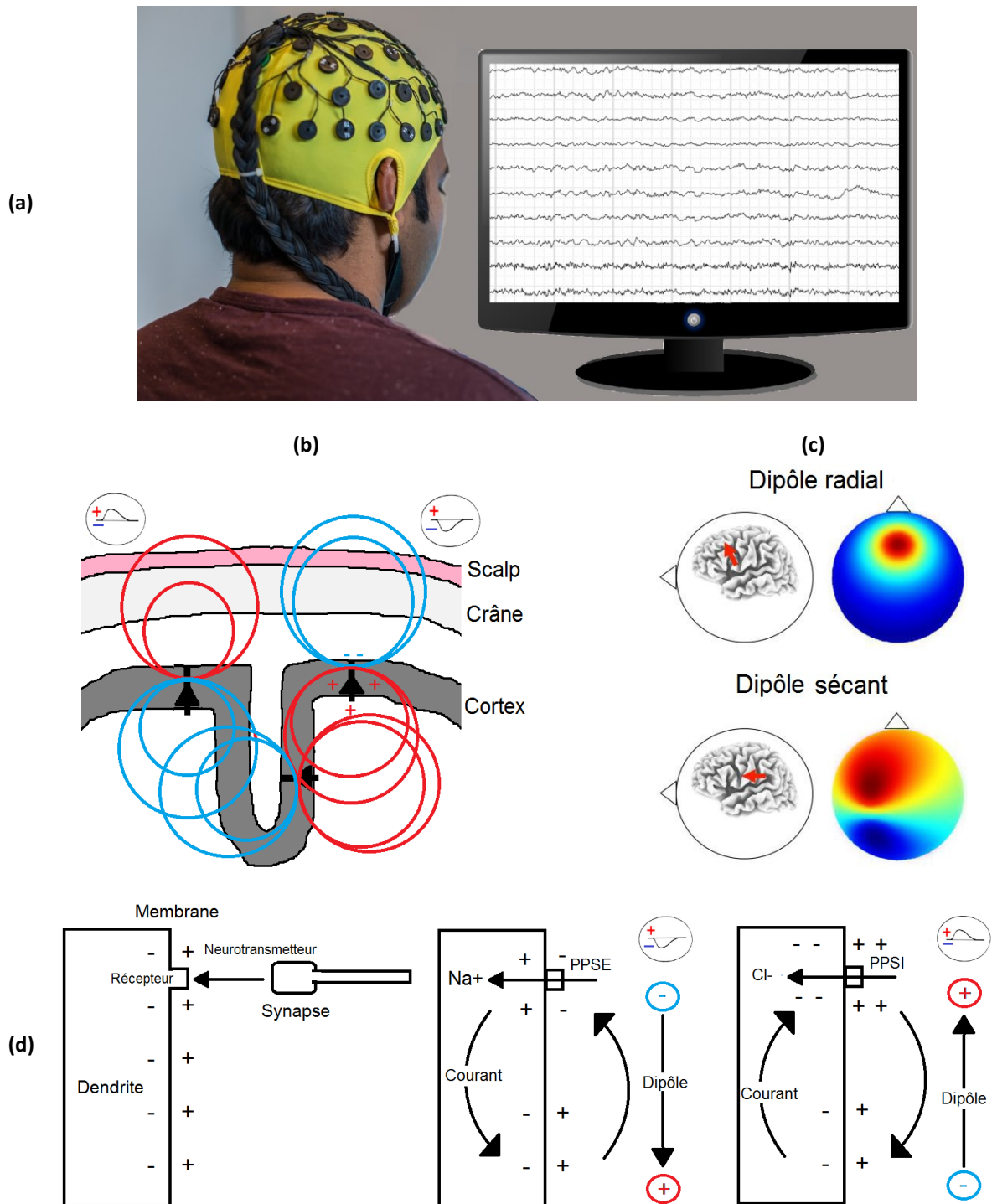


Figure 5. (a) L'EEG est une méthode d'exploration cérébrale qui enregistre l'activité électrique du cerveau au cours du temps. Cette activité est captée puis amplifiée grâce à des électrodes réparties sur le cuir chevelu. Elle est produite par des dipôles électriques, constitués de neurones pyramidaux, agencés en colonne et orientés perpendiculairement à la surface du cortex (b : les cercles rouges et bleus symbolisent les lignes iso-potentielles et les triangles noirs les macrocolonnes de cellules pyramidales). Comme le cortex est convoluté, ces dipôles sont confondus ou sécants au rayon du crâne (c). Ils sont créés par des potentiels post-synaptiques excitateurs (PPSE) ou inhibiteurs (PPSI) qui modifient localement la polarité de la membrane et induisent des courants secondaires le long de celle-ci (c). Les images sont reprises en partie ou intégralement de : <https://www.maxpixel.net>, <https://pixabay.com/> et <https://commons.wikimedia.org> (a) ; <https://slideplayer.fr/slide/9575131/> et [50] (b et d) ; [52] (c).

1.2.3. Les différents types de BCI

Il existe traditionnellement trois grandes méthodes afin d'exploiter l'EEG dans le cadre d'une interface cerveau-ordinateur : celle associée à la détection du signal P300, du SSVEP (pour Steady State Visually Evoked Potential en anglais) et de l'imagination motrice (MI pour Motor Imagery en anglais). Dans la suite, le terme P300, SSVEP ou MI désigne donc à la fois un signal, et par extension la méthode permettant de le détecter. Les méthodes du SSVEP et du P300 sont dites synchrones [56], c'est-à-dire que l'application décide quand l'utilisateur peut envoyer une commande. En particulier, la méthode du P300 est basée sur le paradigme *oddball* qui consiste à présenter plusieurs stimuli, dont un stimulus déviant (qui se distingue par sa faible fréquence) à l'utilisateur. En analysant la réponse du cerveau au travers de l'EEG, il est ainsi possible de déterminer a posteriori si l'apparition du stimulus déviant a été remarquée par l'utilisateur. En pratique, la méthode associée au P300 consiste à faire clignoter des symboles par groupes à des moments différents, puis à repérer un pic positif qui apparaît dans l'EEG 250 à 600 ms après que le groupe auquel appartient la cible regardée par l'utilisateur clignote (**Figure 6**). Le P300 est un signal d'amplitude relativement faible par rapport aux autres signaux présents dans l'EEG. Il faut souvent répéter le stimulus puis moyenniser les fenêtres de signaux obtenus afin de le détecter. En effet, sous l'hypothèse que les autres signaux représentent un bruit gaussien, la moyenne de ces signaux tend vers zéro de façon proportionnelle à la racine carrée du nombre de fenêtres utilisées pour moyenniser [57]. En revanche, la moyenne du signal P300 ne tend pas vers zéro car il est synchronisé temporellement au stimulus. Le fait de moyenniser augmente donc le rapport signal sur bruit du P300 et rend par conséquent sa détection plus facile. Dans le cadre du SSVEP, on présente à l'utilisateur un ensemble de cibles dont chacune clignote à une fréquence propre. Puis on détermine la cible ayant attiré l'attention de l'utilisateur en repérant la fréquence la plus présente dans le cortex visuel, ce cortex se synchronisant avec les clignotements de la cible observée [58].

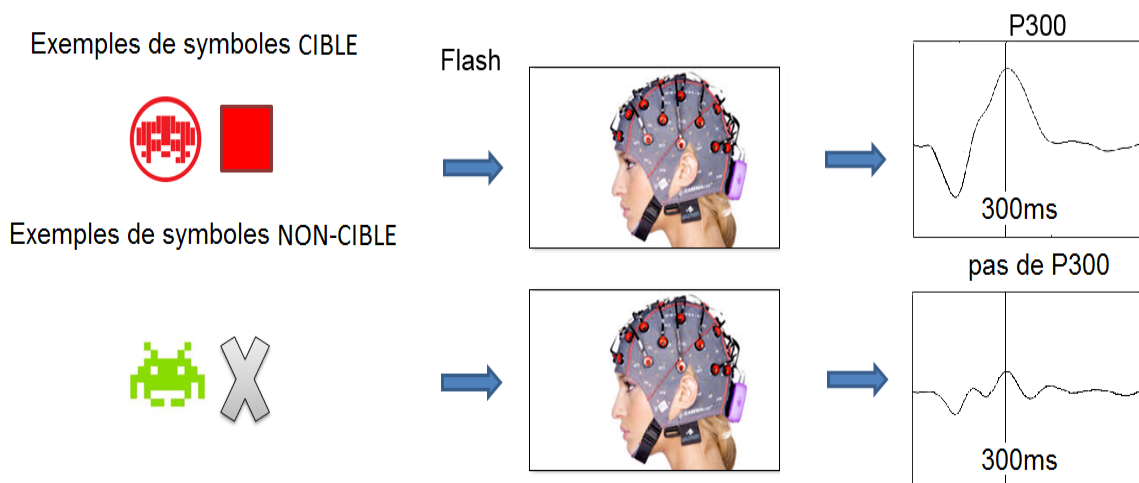


Figure 6. Principe de fonctionnement d'une BCI basée sur le P300. Le stimulus déviant, appelé CIBLE provoque une perturbation du signal EEG lorsqu'il est remarqué par l'utilisateur. Les figures sur la colonne de droite montrent la forme générale du signal CIBLE et NON-CIBLE moyenné, à une électrode, sur plusieurs essais.

Par opposition à ces deux méthodes, l'imagination motrice (MI) est dite asynchrone [56]. C'est-à-dire que l'utilisateur peut émettre une commande à n'importe quel moment, sans autorisation préalable de la machine. La MI consiste à imaginer un mouvement pour déclencher une action de la machine au

moyen de l'EEG. Ces trois méthodes (SSVEP, P300 et MI) ne sont pas équivalentes et chacune présente des avantages et des inconvénients. Tout d'abord, la stimulation visuelle présente un désavantage certain par rapport à l'imagination motrice en termes de confort, de nuisance mais aussi de risque pour la santé. Par exemple, il a été démontré dans [59], [60] que la technique du SSVEP peut accroître le risque d'épilepsie dans les fréquences où elle est habituellement utilisée (le risque apparaissant pour des fréquences de 1 à 65 Hz). Aussi, le besoin d'attendre la stimulation peut apparaître comme une contrainte dans un premier temps. A l'inverse, le P300 et le SSVEP ont un meilleur débit binaire que l'imagination motrice. Autrement dit, il est plus rapide d'émettre une commande avec les techniques du P300 ou du SSVEP qu'avec la MI. C'est le résultat, par exemple, de l'étude [61], dans laquelle les auteurs analysent l'utilisation des trois méthodes pour commander un robot via une BCI simple – les commandes reconnues sont haut, bas, droite et gauche. En conclusion de cette étude, le SSVEP possède un meilleur débit binaire que le P300 et le P300 que l'imagination motrice. Une grande différence cependant entre SSVEP et P300 est le nombre de cibles potentiellement reconnues [62], ce qui rendrait la méthode du SSVEP plus difficilement utilisable pour une interface ayant un nombre de commandes plus grand que celui de l'exemple cité – du moins lorsque cette méthode est utilisée seule. En outre, la P300 est une modalité plus confortable pour l'utilisateur car les stimulations visuelles y sont beaucoup moins stressantes que pour le SSVEP. C'est pourquoi nous nous sommes orientés vers le P300 comme méthode principale pour la BCI dans le cadre de cette thèse.

1.2.4. La P300-BCI

Le signal P300 est un potentiel évoqué qui apparaît 250 à 600 ms après la reconnaissance d'un stimulus par l'utilisateur. Les potentiels évoqués sont des pics de faible voltage qui apparaissent dans l'EEG après l'apparition d'un événement (**Figure 7**). L'apparition de ces potentiels dans les 100-200 ms après la stimulation dépend surtout du caractère de la stimulation, de la nature et de l'état des sens recrutés (on parle alors de potentiels *exogènes*). En revanche, les potentiels plus tardifs du type P300 reflètent un traitement cognitif plus avancé de l'information apportée par cette stimulation (potentiel *endogène*), fait modulé par, entre autres, l'attention, l'excitation, la nature de la tâche effectuée, la fatigue, l'âge ou encore l'exercice [63]–[66].

Par P300, on désigne en réalité deux potentiels différents appelés P3b et P3a. Le P3a se décline sous deux formes, connues comme *novelty* P300 et *no-go* P3a. Ces deux formes seraient en fait les variations d'un même potentiel [65]. Le *novelty* P300 est repérable dans les parties frontale et centrale du cerveau entre 250 et 280 ms après stimulation. C'est un potentiel *attentionnel* qui apparaît lorsqu'un stimulus *nouveau* et *distinctif* est présenté, mais son amplitude décroît lorsque ce stimulus est présenté de façon répétée [65]. Le *no-go* P3a apparaît dans les régions centrale et pariétale du cerveau avec un maximum dans la région centrale. Il s'agit aussi d'un potentiel *attentionnel* qui apparaît lorsqu'un stimulus *distinctif* est présenté de façon *répétée*, comme c'est le cas lorsque ce stimulus est peu fréquent [64], [65]. Le potentiel P3b trouve son origine dans les régions frontale, centrale et tempo-pariétale du cerveau avec un maximum dans la région pariétale entre 250 et 600 ms après stimulation. L'activation de la zone tempo-pariétale témoigne d'une implication de la mémoire. En fait, le potentiel P3b est un potentiel à la fois *attentionnel* et *mémoriel*. Il est produit lorsque l'utilisateur est impliqué dans une tâche de *catégorisation*, nécessitant de comparer le stimulus repéré (donc *distinctif*) avec les stimuli mémorisés par l'utilisateur [65]. Par exemple, si la tâche de l'utilisateur est de compter les occurrences du nombre *quatre* parmi une séquence aléatoire de chiffres, la composante P3b n'apparaît que si le chiffre présenté est rare (*distinguishable*) et qu'il s'agit bien du nombre quatre (processus de *catégorisation*) [64]. C'est ce potentiel qui est exploité dans le paradigme

oddball, et communément appelé P300. Dans notre étude expérimentale (voir *Expérimentation*, section 2), l'utilisateur est amené à repérer un stimulus CIBLE parmi des stimuli NON-CIBLE et donc à produire un P3b. Cependant, il est bien connu que d'autres potentiels évoqués entre 50 et 750 ms jouent un rôle dans la différenciation entre CIBLE et NON-CIBLE. C'est donc juste par convention qu'on appelle ce paradigme le *P300 Speller*.

ERP exogènes (traitements sensorielles, modulés par des facteurs cognitifs)			ERP endogènes (traitements cognitifs)
Réponse courte	Réponse moyenne	Réponse longue	Réponse longue (>200 ms)
Récepteur sensoriel -> thalamus <u>Facteurs :</u> <i>état et nature des sens (auditif, visuel).</i>	Thalamus -> cortex <u>Facteurs :</u> <i>état et nature des sens ;</i> <i>facteurs cognitifs (ex : attention).</i>	N1 : latéralisation du stimulus (droite/gauche), identité d'un stimuli (homme/femme par exemple). P2 : comparaison des informations sensorielles et mémorielles. ... <u>Facteurs :</u> <i>état et nature des sens, attention, excitation, etc.</i>	P300 : stimulus distinctif, nouveau (novelty P3), répété (no-go P3a) et catégorisé (P3b). N400 : Traitement des mots et des symboles. N700 : Stimulus concret ou abstrait. ... <u>Facteurs :</u> <i>exercice, age, excitation, attention, drogue, fatigue, etc.</i>

Figure 7. Aperçu non exhaustif de la réponse du cerveau à un stimulus, établie d'après [64], [65], [67]–[70].

L'utilisation première du P300 dans le domaine des BCI consistait en un alphabet dont chaque lettre clignotait indépendamment ; l'apparition du P300 après le clignotement d'une lettre indiquant le fait que l'utilisateur était concentré sur cette lettre. Dans [71], les auteurs montrent les limites d'une telle méthode, notamment en termes de temps et de concentration (il faut faire clignoter chaque lettre indépendamment et plusieurs fois) avant de mettre en avant une deuxième méthode que l'on appelle communément le *RC Speller* (RC pour Row-Column en anglais). Cette méthode consiste à faire clignoter les lettres par ligne et colonne, induisant ainsi deux potentiels évoqués utiles puisque la lettre sur laquelle l'utilisateur se concentre appartient à la fois à une ligne et une colonne. L'efficacité de ce procédé conduit à diminuer le temps nécessaire pour choisir une lettre [71]. Les interfaces P300 modernes sont basées sur le RC Speller bien qu'en plus sophistiquées : utilisation d'un temps non constant entre chaque clignotement, utilisation de groupes aléatoires qui généralisent la notion de ligne et de colonne, customisation des symboles pour une meilleure détection ; utilisation de méthodes de traitement du signal poussées. Le lecteur pourra se référer à [23], [72] dans lesquelles les principes suscités sont utilisés pour créer le jeu vidéo *Brain Invaders* qui se contrôle via une BCI (**Figure 8**). Pour de plus amples informations en ce qui concerne l'analyse et la classification de l'EEG dans les BCI nous redirigeons le lecteur vers [52], [73]. Pour une référence en français, nous recommandons [74], [75].

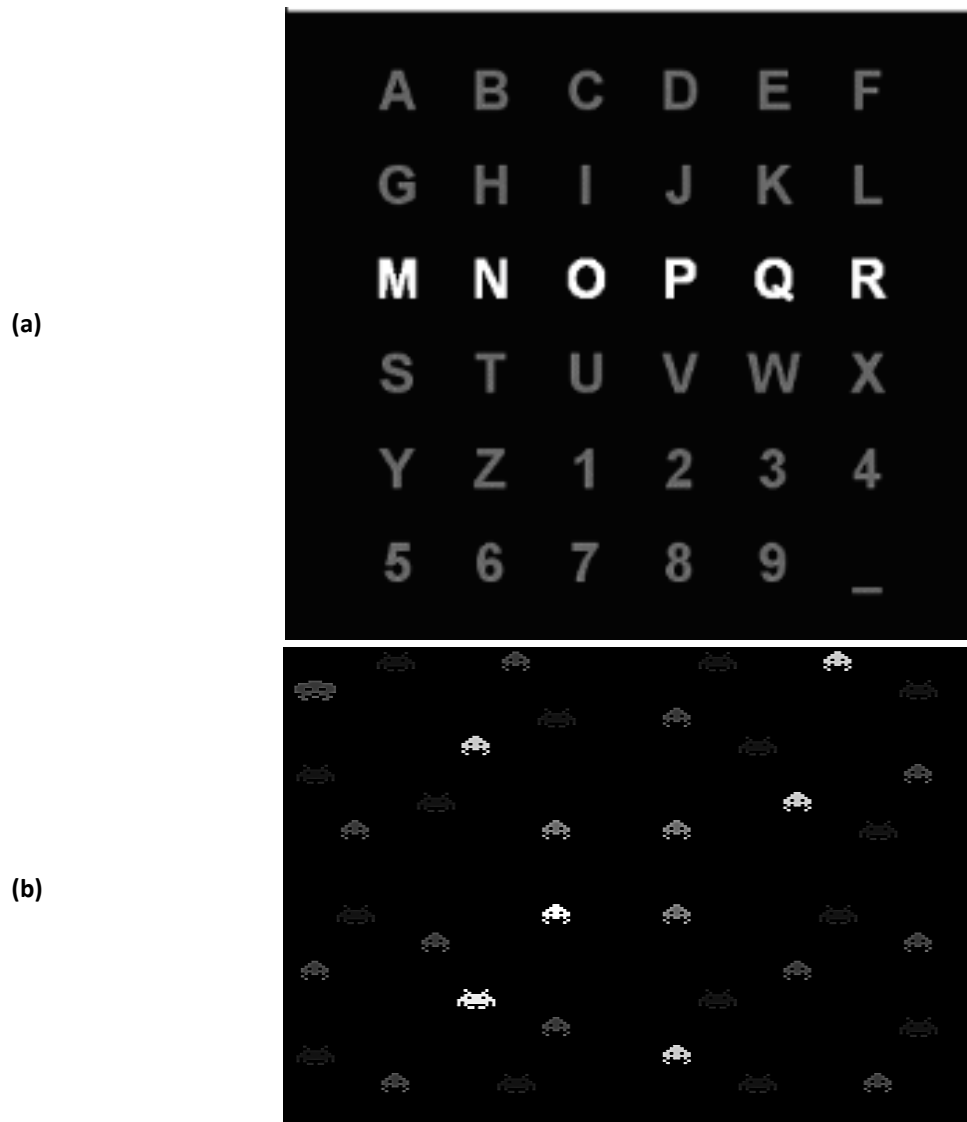


Figure 8. *Brain Invaders* [23], [72] (b) est un jeu vidéo développé par le GIPSA-lab et basé sur une P300-BCI. Il s'inspire du jeu vidéo vintage *Space Invaders* (1978, Taito, Japon). Bien que les aliens ne soient pas positionnés dans une grille, le principe de détection du P300 est le même que dans le RC Speller (a).

2 Limites

Nous résumons ici les limites des BCI et de la VR dans l'objectif d'utiliser une technologie mixte BCI+VR pour le grand public. Notre étude de ces limites a fait l'objet d'une publication [76]. Les recommandations de design permettant de contourner ces restrictions seront présentées dans le chapitre III, Synthèse des recommandations sur le design, car nous sommes également force de proposition sur certaines des limites évoquées.

La section 2.1 contient les Limites de la VR avec un HMD. La section 2.2 expose les Limites d'une BCI. Dans la section 2.2, nous exposerons d'abord les Limites communes aux BCI en général. Puis, nous exposerons spécifiquement les Limites de la P300-BCI. La section 2.3, Limites pour une utilisation du grand public, souligne la limitabilité de l'utilisation des BCI pour le grand public.

2.1. Limites de la VR avec un HMD

La VR avec un HMD rencontre de nombreux défis tels que la manipulation d'objets virtuels, la saisie de texte, la résolution ou encore le champ de vision des casques. Par concision, nous avons choisi de limiter notre étude à trois problèmes qui nous paraissent impacter remarquablement l'utilisabilité d'un HMD mobile ordinaire dans un contexte de jeu vidéo :

- *l'imprécision de l'IMU* (pour Inertial Measurement Unit en anglais). L'IMU regroupe un ensemble de composants – gyroscope, accéléromètre, magnétomètre, etc. – qui donnent des informations sur le mouvement du smartphone. Les casques de réalité virtuelle basés sur un smartphone (entre autres : SamsungGear, Samsung, Séoul, Corée du Sud ; CardBoard, Google, Mountain View, US) sont limités par la précision variable de ces IMU [77], [78]. Ces IMU de faible qualité perçoivent du mouvement alors qu'il n'y en a pas. Comme conséquence, la scène virtuelle bouge doucement autour de l'utilisateur sans actions de sa part.
- *la locomotion*. En réalité virtuelle, le déplacement est limité par la taille de la pièce réelle ainsi que par l'incapacité à déterminer précisément la position de l'utilisateur.
- *la cybercinétose*. C'est une sensation de nausée que peut ressentir l'utilisateur lors d'une expérience en réalité virtuelle. Elle est généralement due à :
 - une perception de mouvement alors que l'utilisateur est immobile [79].
 - un délai entre le mouvement de l'utilisateur et celui de son avatar [80].
 - une situation d'instabilité posturale [81], [82].

La sensibilité à la cybercinétose est accrue pour :

- les personnes ayant une mauvaise capacité à effectuer des rotations mentales et ayant une faible tendance à être *dépendant* ou *indépendant du champ* [83]. La notion de *dépendance de champ* [84] permet de distinguer les individus selon leur capacité à percevoir un élément séparé de son contexte et à adopter une attitude analytique dans la résolution de problème. En général, une personne *dépendante* se fie d'avantage aux informations du monde extérieur.
- les personnes qui éprouvent le mal des transports dans la réalité [85].
- les femmes et les personnes de moins de 21 ans et de plus de 50 ans [86]–[91].

2.2. Limites d'une BCI

2.2.1. Limites communes aux BCI

- *Electrodes*. On distingue deux types d'électrodes (**Figure 9**). Les électrodes humides sont des électrodes qui assurent le contact avec le cuir chevelu grâce à l'usage de gel. Les électrodes sèches sont constituées de pointes ou de surfaces qui exercent une pression contre le cuir chevelu, assurant de ce fait la transmission du signal EEG. Les premières ont l'avantage d'être plus confortables et d'offrir une meilleure qualité de signal ([92], [93]) ont un point de vue mitigé sur la qualité des électrodes

sèches, tandis que [94] est plus optimiste). Cependant, elles ne sont pas appropriées pour un usage intensif car elles doivent être nettoyées entre chaque utilisation.

- *Besoin d'un câble.* La nécessité d'un câble entre l'unité d'acquisition de l'EEG et la plateforme d'analyse pour le tagging est un frein à la mobilité du système. Plusieurs solutions existent : regrouper l'application et le logiciel d'analyse sur la même plateforme, utiliser une unité d'acquisition mobile et sans fil, utiliser du software tagging (voir annexe Tagging, section 3.3.2).

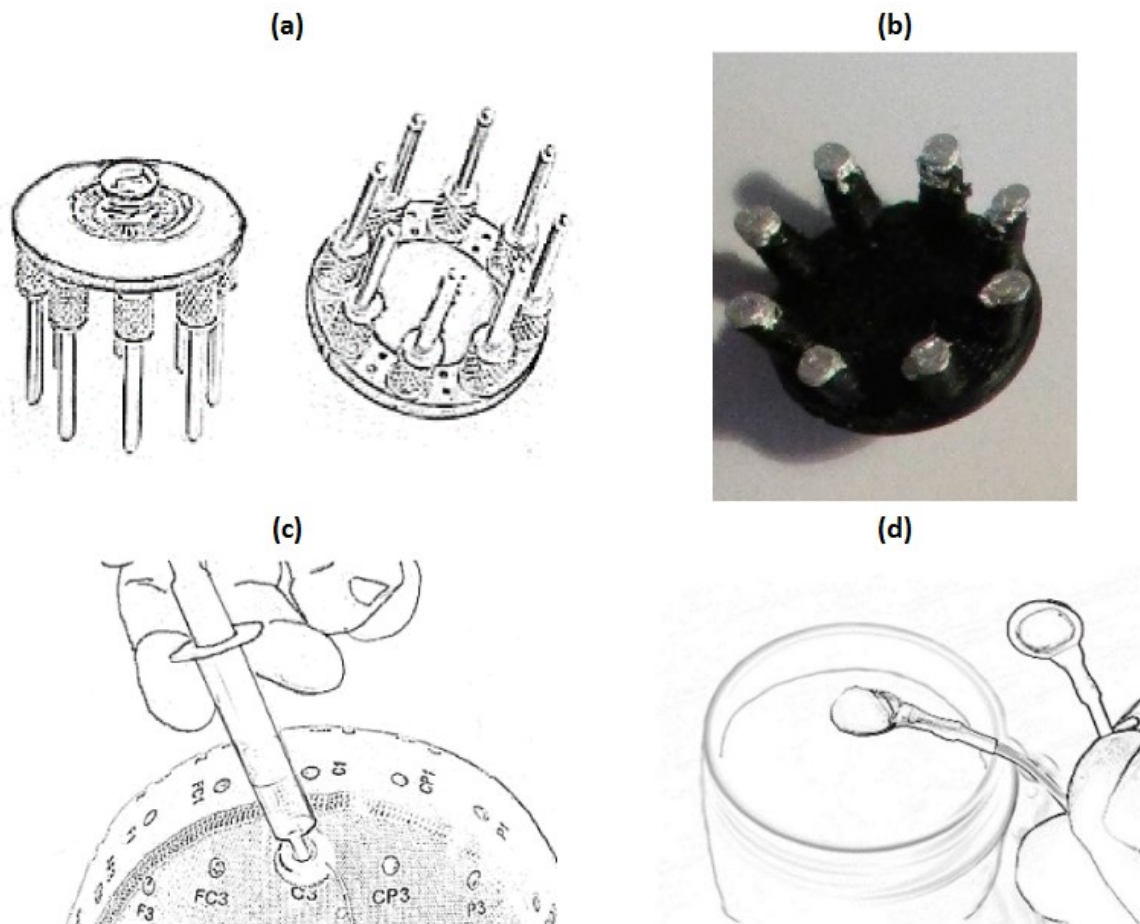


Figure 9. Electrodes sèches : (a) 'g.Sahara' (Guger Technologies, Graz, Autriche) et (b) 'Flex sensor' (Cognionics, San Diego, US) ; électrodes humides : (c) image montrant comment le gel est injecté dans une électrode 'g.LADYbird' (Guger Technologies, Graz, Autriche) et (d) 'Gold cup electrodes' (OpenBCI, New York, US), qui peuvent être fixées sur le crâne au moyen d'une pâte de fixation conductrice.

2.2.2. Limites de la P300-BCI

- *BCI synchrone.* Les BCI basées sur les potentiels évoqués, tel que le P300, sont synchrones (voir Etat de l'art, section 1.2). C'est pourquoi il n'est pas possible, en utilisant ce type de BCI, de contrôler un processus où une correction constante est requise – par exemple, conduire une voiture. On préfère au contraire sélectionner des objectifs – le lieu où la voiture doit se rendre par exemple (voir Synthèse des recommandations sur le design, section 1.1).

- *Fatigue visuelle.* Les BCI basées sur le P300 ou le SSVEP reposent essentiellement sur une stimulation visuelle et parfois prolongée. La fatigue et le risque de photosensibilité potentiellement induits par ces interfaces doivent être considérés.
- *Latence et débit.* En général, Les BCI ont une latence importante en comparaison aux périphériques traditionnels tels que la souris ou le clavier, que ce soit en termes d'acuité ou de rapidité. La quantité d'information (en bit) que le système peut recevoir par unité de temps, également appelé *débit binaire*, donne une estimation de cette latence [56]. Dans [61], la technique du SSVEP procure les meilleurs débits binaires parmi les BCI avec un taux supérieur à 40 bits par minute. Des débits binaires supérieurs ont été reportés dans, par exemple, [95]–[97]. A notre connaissance, [97] reporte le plus grand débit binaire avec 270 bits par minute grâce à une méthode alliant SSVEP et *eye-tracking*, soit une moyenne de 10 mots par minute. En comparaison, un expert en dactylographie saisie 70 mots par minute¹⁰. Il y a donc, dans le meilleur des cas, un rapport d'un à sept entre la quantité d'information échangée avec une BCI et un clavier.
- *Intention de sélection.* En général, les BCI synchrones attendent l'apparition d'un comportement donné suite à une stimulation. Ce présupposé induit un biais qui consiste à chercher un comportement même si celui-ci n'est pas présent. Dans le cas du P300, une action est déterminée suite à l'apparition d'un clignotement, quand bien même l'utilisateur aurait pu être concentré sur une autre tâche.

2.3. Limites pour une utilisation du grand public

Nous avons cité un certain nombre d'études concernant la comparaison entre électrodes sèches et humides [94], la réalisation d'une HMD-P300 [9], [28], [98] ou d'une P300-BCI [23], [71]. La littérature contient en outre assez d'exemples d'applications ludiques pour la BCI et qui pourraient intéresser un plus large public (voir [14] pour une revue de ces applications). La plupart de ces études ont eu lieu en laboratoire dans des conditions contrôlées. Il y a donc un vrai point d'interrogation en ce qui concerne l'usage d'une BCI pour une utilisation réelle, lorsque l'utilisateur peut se déplacer, qu'il peut être distrait, ou que l'équipement peut être perturbé par une source électromagnétique extérieure. Ceci est d'autant plus vrai dans un contexte de réalité virtuelle, où l'utilisateur a la possibilité de se déplacer physiquement et donc de produire des artéfacts (voir Etat de l'art, section 1.2.2) susceptibles de bruyé considérablement le signal. Sur cette question de la mobilité, [92], [99], [100] montrent qu'il est toujours possible de détecter le P300 (audio ou visuel) lorsque l'utilisateur bouge. L'étude [99] va encore plus loin et suggère que la détection du P300 est meilleure lorsque l'utilisateur est debout (sans se déplacer), sous-entendant que ce dernier n'est peut-être pas le plus investi dans sa tâche lorsqu'il est assis. Les travaux présentés dans [100] sont aussi intéressants car ils présentent une méthode stable pour retrouver le P300 dans un environnement très bruyé (les sujets marchent à 4 km/h sur un tapis de marche). Néanmoins, la performance d'une interface mobile reste toujours inférieure à celle d'une interface où l'utilisateur est assis. De plus, ces recherches étudient toujours la mobilité dans des conditions de laboratoire, souvent au sein même de l'établissement de recherche. Une étude plus large et portant sur un nombre conséquent de sujets a été menée lors d'un salon [101]. Dans cette étude, les auteurs ont demandé à 21 joueurs naïfs de contrôler un objet virtuel grâce à une interface de MI. Les résultats montrent que dans de telles conditions, seuls 25 % des sujets étaient capables de contrôler l'objet en utilisant leur cerveau. Cette étude date de dix ans, et porte sur une BCI asynchrone

¹⁰ <https://www.ticken.fr/Teste-Dactylographie.html>

(MI). Cependant, elle illustre parfaitement le fait que l'usage d'une BCI synchrone ou asynchrone pour le grand public est un verrou important. En témoigne le fait que la plupart des applications industrielles de la BCI aujourd'hui (par exemple : Muse, Toronto, Canada ; Neurosky, Silicon Valley, US ; Open Mind Innovation, Hébécourt, France) sont surtout des expériences de neurofeedback (méditation par exemple) n'impliquant pas d'actions de la part de l'utilisateur.

3 Conclusion du chapitre

Dans cette thèse, nous avons choisi de nous intéresser à l'interaction de la BCI avec la VR pour une utilisation grand public. L'EEG et les HMD, en raison de leur coût, ressortent comme des candidats naturels pour cette popularisation.

Parallèlement, ce chapitre met en avant le rôle tenu par l'imagination dans le développement de la réalité virtuelle, et suggère une application dans le domaine du divertissement pour une technologie mixte BCI+VR. A cet égard, les BCI basées sur une stimulation visuelle occasionnelle (P300-BCI) sont a priori très adéquates car elles restent robustes et moins fatigantes que d'autres types de BCI (*e.g.*, SSVEP). Aussi, le désir d'évasion limite l'introduction d'éléments du réel dans ces applications, que l'on propose donc de restreindre à la réalité virtuelle. La VR est un cas particulier de la réalité mixte, différent de la réalité (virtualité) augmentée, laquelle fait intervenir des éléments virtuels (réels) dans le monde réel (virtuel). Ceci confirme le choix des HMD car ce sont avant tout des dispositifs de réalité virtuelle.

Cet état de l'art souligne également les limites des P300-BCI et des HMD. Par exemple, il y a l'effort de concentration et la fatigue induite par les P300-BCI. Aussi, le fait de se déplacer dans un environnement virtuel induit la cybercinétose et provoque des perturbations du signal EEG qui diminuent la performance de la BCI. Enfin, il y a le prix, l'encombrement, et le manque d'ergonomie et de mobilité du système.

Dans la suite de cette thèse, nous abordons, outre les aspects techniques en annexe, des solutions expérimentales et de design. D'abord, nous proposons une validation expérimentale d'un système utilisant un HMD ordinaire et mobile – c'est-à-dire un système accessible et qui permet à l'utilisateur de bouger. Ensuite, nous faisons une synthèse des recommandations de design existantes, qui peuvent permettre de contourner les limites des BCI et de la VR par des astuces dans la conception de l'application.

Expérimentation

Sommaire

Expérimentation	23
1 Campagne expérimentale 1 : Impact du matériel sur la qualité du signal EEG	24
1.1. Introduction de l'étude	24
1.2. Description	24
1.3. Résultats.....	28
1.4. Conclusion de l'étude	30
2 Campagne expérimentale 2 : Etude de la performance.....	31
2.1. Introduction de l'étude	31
2.2. Participant	32
2.3. Matériel.....	33
2.4. Procédures	35
2.5. Comparaison des ERP entre PC et VR	36
2.6. Comparaison de la performance entre PC et VR.....	40
2.7. Analyse subjective de l'expérience.....	44
2.8. Conclusion de l'étude	46
3 Conclusion du chapitre	47

Dans ce chapitre, nous présentons deux campagnes expérimentales effectuées pendant cette thèse. La première de ces campagnes étudie l'impact des HMD mobiles et ordinaires sur la qualité du signal EEG. Autrement dit, elle étudie si ces HMD sont compatibles avec l'utilisation d'une BCI basée sur l'EEG en VR. La seconde de ces campagnes compare la performance d'une BCI avec un HMD mobile et ordinaire à la performance d'une BCI sur PC.

L'objectif est de valider par l'expérimentation notre implémentation d'une HMD-P300 ordinaire et mobile (voir annexes **Détail de l'implémentation**, **Correction de la loi exponentielle** et **Tagging**). La littérature scientifique montre en effet des résultats encourageants, tels que [9] ou [22], en ce qui concerne la performance d'autres systèmes d'interaction entre BCI et VR. Notre but est d'étendre ces résultats aux HMD-P300, qui sont des dispositifs accessibles pour le grand public. A un niveau pratique, cette validation nous permettra également de proposer une implémentation testée, et donc réutilisable.

Ce chapitre comporte deux sections, qui contiennent les objectifs, description et résultats de chacune de ces campagnes.

1 Campagne expérimentale 1 : Impact du matériel sur la qualité du signal EEG

1.1. Introduction de l'étude

En comparant l'utilisation d'une BCI avec et sans VR, de nombreux facteurs peuvent entrer en cause : bruit électromagnétique, usage de la vision stéréoscopique, gyroscope, mouvement de l'utilisateur, etc. Si de nombreuses études [9], [15], [101]–[106] ont étudié la performance de la BCI avec la VR, à notre connaissance aucune ne s'est pour l'instant intéressée à l'impact du dispositif sur la qualité du signal EEG. Aujourd'hui, les raisons pour expliquer les différences de performances entre une BCI sur PC et en VR restent donc floues, car l'implication du matériel, y compris le plus simple possible, n'a pas été évaluée.

Au travers d'une première campagne expérimentale, nous avons donc voulu répondre à cette question : Est-ce que l'utilisation d'un casque de réalité virtuelle *passif* (c'est-à-dire le plus simple possible, sans électronique embarquée à l'exception d'un smartphone pour la virtualisation, **Figure 1**) a un impact électromagnétique sur la qualité du signal EEG ?

Pour ce faire, nous avons comparé l'amplitude du spectre du signal pour une plage de fréquence allant de 0.5 à 36 Hz par pas de 0.5 Hz, *avec* et *sans* casque de réalité virtuelle passif. Cette plage contient les fréquences les plus communément utilisées dans une BCI. Nos résultats montrent que l'amplitude du spectre n'est pas impactée de façon significative par l'utilisation d'un HMD passif.

1.2. Description

Pour cette expérience, nous avons recruté 12 volontaires. Le signal EEG de chacun des sujets a été enregistré grâce à un amplificateur g.USBamp (g.tec, Graz, Autriche) et un bonnet EC20 avec 16 électrodes humides (EasyCap, Hersching am Ammersee, Allemagne) placées suivant le système international 10-10 (**Figure 10**). Nous avons utilisé la convention *lobe de l'oreille droite* pour la référence et l'électrode AFZ comme terre. Les données EEG ont été enregistrées grâce au logiciel OpenVibe [107], [108] à une fréquence de 512 Hz et sans filtrage digital.

Comme HMD, nous avons utilisé un SamsungGear équipé d'un smartphone Samsung Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) s'exécutant avec le système d'exploitation Android Nougat (Google, Mountain View, US). Le SamsungGear était utilisé en mode *passif*, c'est-à-dire sans activation des composants électroniques intégrés dans le casque (accéléromètre, gyroscope, alimentation USB).

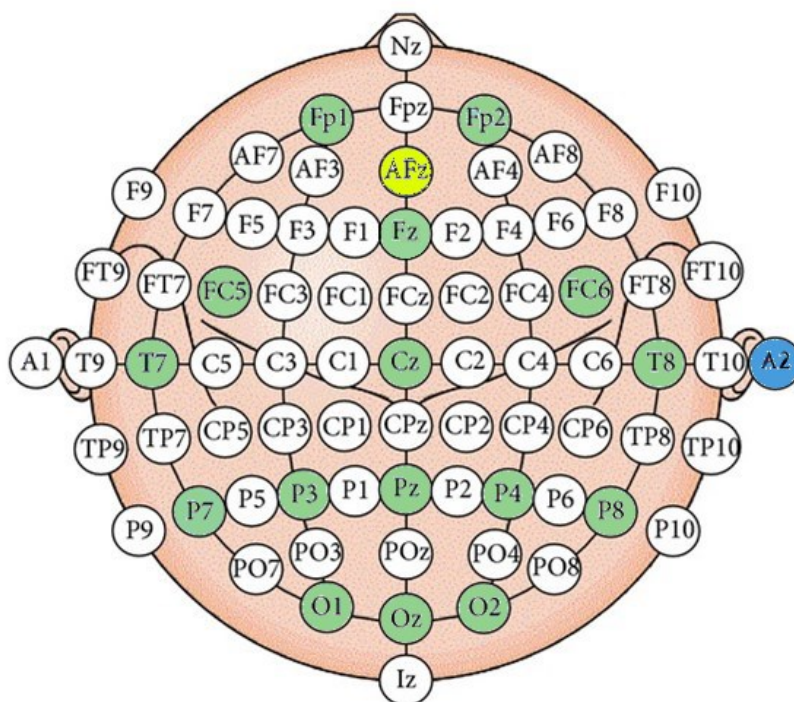


Figure 10. En vert, les 16 électrodes placées suivant le système international 10-10. Nous avons utilisé AFZ (en jaune) comme terre et A2 (en bleu) comme référence.

L'expérience se tenait dans une pièce d'environ quatre mètres carrés, contenant un bureau, un ordinateur et le matériel nécessaire pour enregistrer l'EEG. Nous avons demandé aux sujets de s'asseoir devant le bureau, à environ 50 cm de l'écran. Dans le but de reproduire une utilisation réelle, nous n'avons utilisé aucun instrument pour réduire le bruit électromagnétique des appareils, tel qu'une cage de Faraday. Nous avons installé sur chaque sujet un bonnet EEG ainsi que le SamsungGear.

L'expérience comprenait 10 blocs : cinq blocs dans la condition *sans* et cinq dans la condition *avec* HMD. Chaque bloc consistait en une minute d'enregistrement EEG avec les yeux ouverts. Au total, nous avons enregistré 10 minutes de données EEG pour chaque sujet. La séquence de 10 blocs était randomisée pour chaque sujet. Ce design expérimental a permis l'utilisation de tests exacts de randomisation [109] afin de valider nos hypothèses.

L'alternation des conditions expérimentales implique d'enlever et de mettre en place le HMD selon le type de bloc (avec ou sans casque). Ces opérations demandent du temps et sont sources d'erreurs car le placement des électrodes peut être modifié entre deux blocs. Le smartphone étant la source de rayonnement électromagnétique la plus proche, éteindre le smartphone revenait au même que d'enlever le casque, tout en étant beaucoup plus pratique à mettre en place. Les conditions smartphone *allumé* (respectivement *éteint*) et *avec* (respectivement *sans*) HMD sont donc synonymes. Pour plus d'efficacité, nous avons aussi utilisé deux smartphones identiques (un allumé, et l'autre éteint) dans le but d'intervertir rapidement nos deux conditions expérimentales (**Figure 11**).

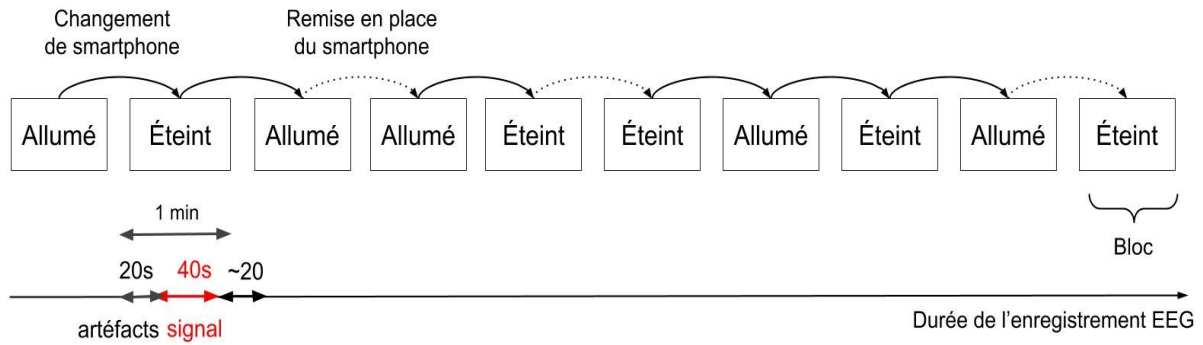


Figure 11. Exemple d’une séquence randomisée de 10 blocs lors de l’expérience. Le smartphone était changé entre deux blocs de conditions différentes ou remis en place lorsque la condition était identique, de sorte que l’utilisateur ne puisse deviner si le smartphone était allumé ou éteint. Le temps de remise en place ou de changement prenait environ 20s. Nous avons considéré que les 20 premières secondes de chaque bloc étaient contaminées par les artéfacts découlant de ces opérations.

Nous avons ensuite alterné entre les deux conditions en échangeant les deux smartphones (*éteint* et *allumé*). Remarquons que lorsque deux blocs de même condition expérimentale se succédaient, le smartphone était enlevé puis remis à l’identique dans le casque, *comme si* nous le changions (**Figure 11**). Nous avons procédé ainsi afin que le sujet ne puisse deviner la condition expérimentale des blocs et donc fausser les résultats de l’expérience par des composantes subjectives – par exemple, en modifiant son attention ou son comportement en fonction de si le casque est allumé ou éteint. Dans les deux conditions expérimentales, l’écran du smartphone était noir avec un marqueur pourpre collé sur la partie gauche de l’écran. Le fait de n’avoir qu’un seul marqueur peut paraître étrange. Cependant, dans une étude pilote nous avons établi qu’il était difficile pour les sujets d’adapter leur vision sur les deux marqueurs car ils différaient inévitablement par leur forme et leur position, empêchant l’utilisateur de les confondre. Nous avons demandé à chaque sujet de rester concentré sur le marqueur et d’écouter des partitions de Bach (les inventions 1 à 10 jouées au clavecin) diffusées sur les haut-parleurs du PC (**Figure 12**). Le marqueur et la musique ont été introduits pour homogénéiser l’activité oculaire et mentale des sujets pendant l’enregistrement de l’EEG. De fait, le marqueur, en fixant le regard, permettait de limiter les mouvements oculaires, susceptibles de parasiter le signal EEG. La diffusion de la musique servait, quant à elle, à homogénéiser l’état mental des sujets pendant l’expérience.

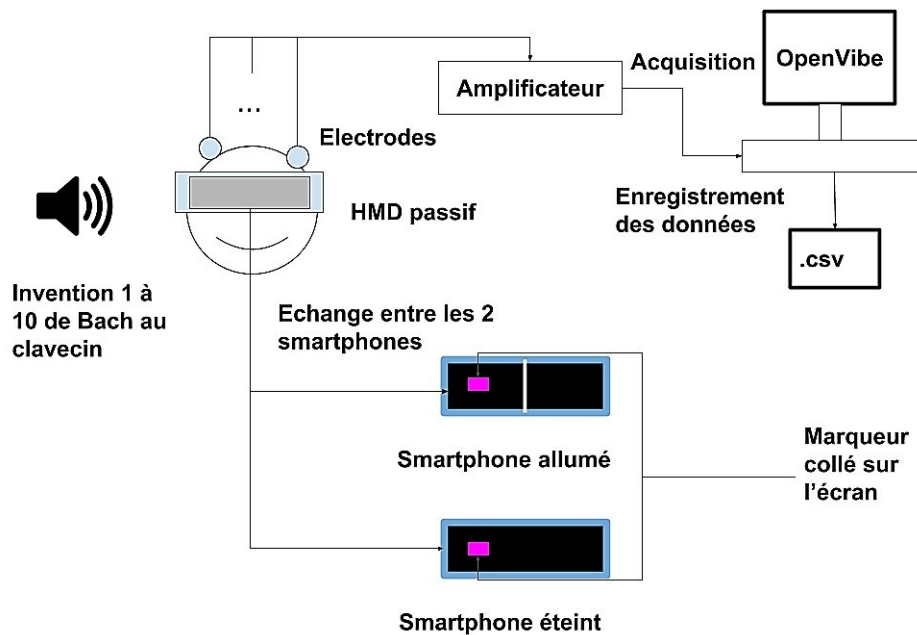


Figure 12. Schéma descriptif de l'installation expérimentale.

L'analyse des données a été implémentée sous MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA). Comme prétraitement nous avons utilisé un filtre passe-bande Butterworth d'ordre quatre pour des fréquences de 0.5 à 36 Hz. Puis, nous avons utilisé un filtre Notch à 50 Hz avec un Q facteur égale à 35. Ces filtres ont été paramétrés grâce aux implémentations IIR *butter* et *iirnotch* (Matlab), associés à la fonction *filtfilt* (Matlab) qui permet de ne pas introduire de distorsion de phase dans le signal filtré. Ces deux filtres sont standards dans le domaine de l'analyse EEG. La plage de fréquence entre 0.5 à 36 Hz a été choisie car elle comprend la grande majorité de l'énergie du signal EEG et contient donc l'ensemble des fréquences d'intérêt pour une BCI traditionnelle. Le filtre Notch permet quant à lui de supprimer du signal le bruit dû à la ligne de puissance, ce qui est également une opération de routine dans l'analyse des signaux EEG. Nous avons supprimé pour chaque bloc les 20 premières secondes afin de supprimer les interférences dues au fait que nous échangeons les smartphones de façon continue. Ainsi, seules 40 secondes ont été gardées (**Figure 11**). Les artefacts ont ensuite été enlevés du signal. Tout d'abord, nous avons inspecté le signal visuellement avec le logiciel Icon¹¹. Puis, nous avons découpé chaque bloc en 20 segments contigus de deux secondes. Nous avons utilisé le logiciel Fieldtrip [110] pour effectuer un rejet automatique d'artéfact et éliminer du signal les segments bruités. Notre plan d'analyse initial prévoyait de rejeter un bloc s'il présentait moins de quatre segments de deux secondes valides. Cependant, ce critère n'a jamais été vérifié. La moyenne du nombre de segments retenus (sd) sur l'ensemble des sujets était de 8.2 (1.97) segments par bloc pour la condition *smartphone allumé* ; et de 8.47 (1.6) segments par bloc pour la condition *smartphone éteint*. Nous avons vérifié grâce à un test ANOVA (pour ANalysis Of VAriance en anglais), à 1 dimension et intrasujet, que le nombre de segments contaminés ne différait significativement pas entre les deux conditions. Pour chaque bloc, nous avons calculé le spectre d'amplitude moyen grâce à une FFT (Fast Fourier Transform) sans fenêtrage, en moyennant pour chaque bloc le spectre d'amplitude sur les segments retenus.

¹¹ <https://sites.google.com/site/marcocongedo/science/software/icon>

1.3. Résultats

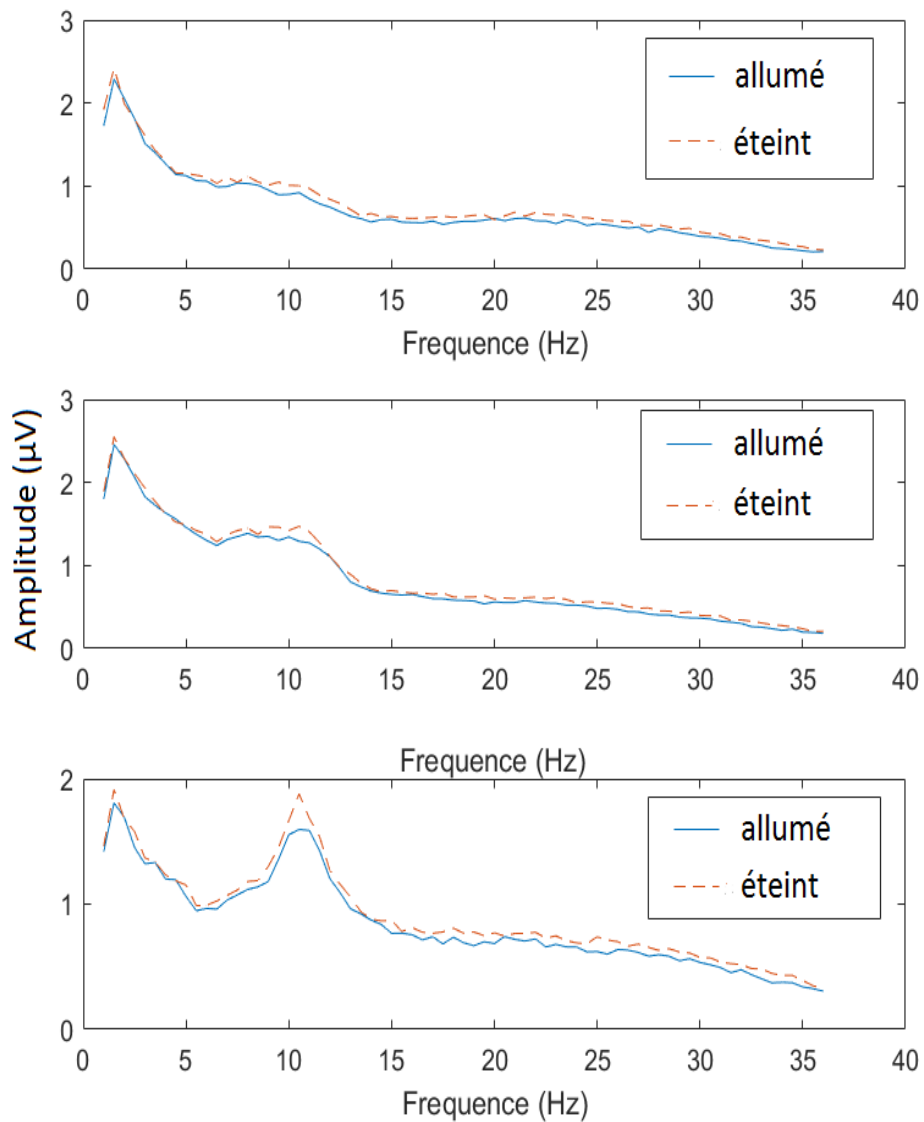


Figure 13. Spectre d'amplitude des électrodes Fp1 (en haut), Cz (au centre) et Oz (en bas), dans les deux conditions expérimentales (figure reprise de [98]).

La **Figure 13** montre l'amplitude du spectre à trois électrodes. La seule différence notable entre les deux conditions est un pic à 11 Hz, qui est plus prononcé pour la condition smartphone *éteint* que dans la condition smartphone *allumé*. Afin de tester l'hypothèse nulle selon laquelle l'amplitude du spectre ne diffère pas entre les deux conditions, nous avons effectué un test de randomisation univarié [109], le test de randomisation du t-max [111] et un test de randomisation par cluster [112]. Tous les tests étaient bilatéraux. Les deux derniers tests sont utilisés largement en EEG car ils permettent de corriger l'erreur qui apparaît lorsque de multiples tests sont réalisés. Tous les tests étaient intrasujets, chaque sujet ayant participé aux deux conditions expérimentales. Au total, il y avait 16 électrodes et 71 fréquences allant de 0.5 à 36 Hz par pas de 0.5 Hz. Par conséquent, le nombre de tests était de 1 136

(16 x 71). Nous avons utilisé l'implémentation d'Ehinger¹² pour les tests de randomisation, celle de Groppe¹³ pour le test du t-max et le logiciel Fieldtrip [110] pour le test par cluster. Les résultats sont présentés dans la **Figure 14**. La **Figure 14a** montre que les p-values non corrigées pour l'ensemble des sujets sont uniformément distribuées entre 0 et 1. Par contre, les p-values corrigées (**Figure 14b** et **Figure 14c**) sont comprises entre 0.9 et 1. Pris ensemble, ces résultats démontrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les spectres d'amplitude dans les deux conditions expérimentales.

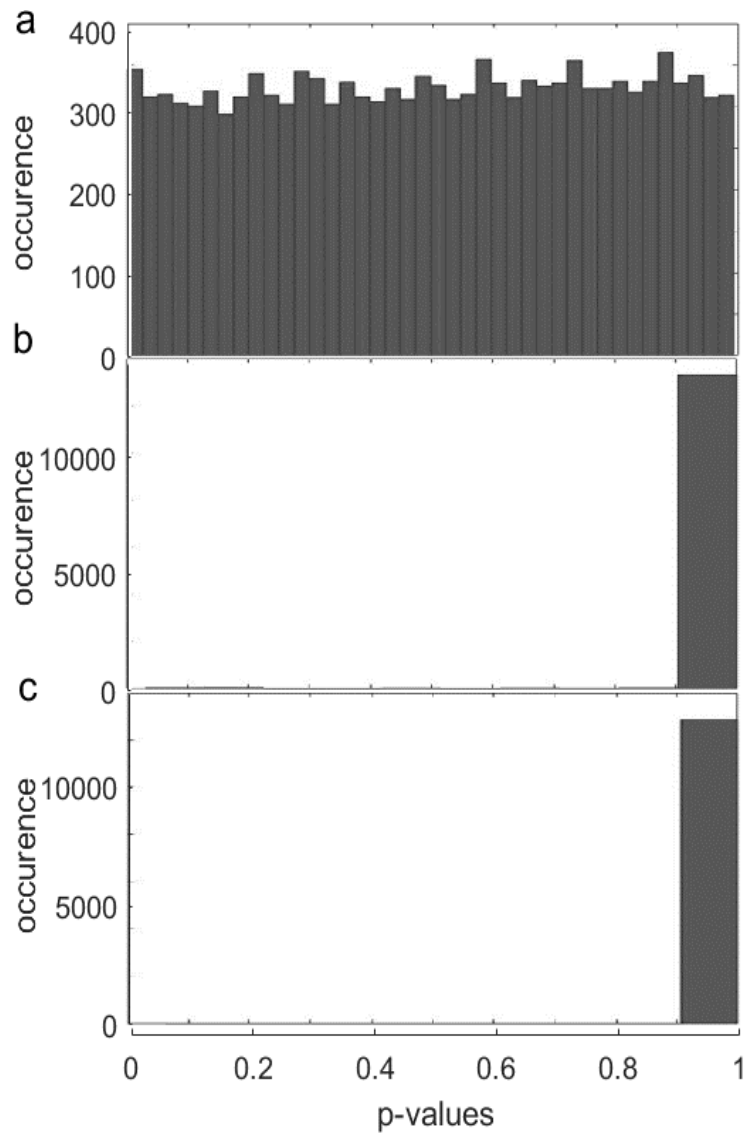


Figure 14. Histogramme des p-values pour les tests de randomisation (a, non corrigé), le test du t-max (b, corrigé) et le test par cluster (c, corrigé) (figure reprise de [98]).

¹² <https://github.com/behinger/permtest>

¹³ https://fr.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/29782-mult_comp_perm_t1-data-n_perm-tail-alpha_level-mu-reports-seed_state

1.4. Conclusion de l'étude

Les résultats de cette étude montrent que l'utilisation d'un HMD passif n'a pas d'impact significatif sur le spectre du signal EEG. C'est un premier pas qui suggère que les différences en performance, lorsqu'elles sont observées, seraient dues à d'autres facteurs (impact de la 3D, de la vision stéréoscopique, de l'aspect *close-up*) ou à l'interaction avec la VR. En effet, l'interaction entre l'utilisateur et le système diffère considérablement entre la réalité virtuelle et l'utilisation sur PC (mouvements de la tête et du corps notamment). Dans ce sens, il est à déplorer le manque d'études réalisées en dehors des conditions contrôlées de laboratoire, tel que [92], [101], sur des cas d'utilisation réelle.

Aussi, bien qu'elle ne soit pas significative, la différence d'amplitude à 11 Hz dans le spectre du signal entre les deux conditions expérimentales nécessite une investigation ultérieure.

2 Campagne expérimentale 2 : Etude de la performance

2.1. Introduction de l'étude

La campagne expérimentale précédente nous a permis de déterminer que le matériel n'avait pas d'impact significatif sur la qualité du signal EEG, et donc que l'utilisation d'un HMD passif est appropriée pour la BCI. Dans une seconde campagne expérimentale, nous nous sommes intéressés à la performance d'une HMD-P300 mobile en comparaison d'une P300-BCI sur PC. Par rapport à la campagne précédente, l'utilisation d'un HMD et l'implication accrue de l'utilisateur ont introduit les aspects de VR suivants :

- *l'aspect close-up*. Cet aspect provient directement de l'utilisation d'un HMD. En fait, le casque favorise l'immersion car il affiche l'image proche des yeux et ne laisse pas entrer la lumière. Le sujet est ainsi coupé de toutes stimulations visuelles extérieures. L'aspect close-up constitue une condition *sine qua non* au sentiment de présence dans le VE. Il s'agit également d'un des aspects les plus simples à mettre en place (voir ci-dessous pour une liste des autres aspects de la VR).
- *l'écran dédoublé*. Cet aspect découle de l'introduction du HMD. En réalité virtuelle, le VE est rendu deux fois, une fois pour chaque œil. Dans ce but, l'écran du dispositif est séparé en deux, chaque partie affichant une image pour un œil différent. Une latence peut exister entre le rendu de la scène sur l'écran gauche puis sur l'écran droit (**Tableau 1**). Nous introduisons ici le terme *TLC* pour désigner le Temps de Latence de la Caméra.
- *l'aspect subjectif*. L'utilisateur est plus impliqué que dans l'expérience précédente car nous évaluons sa performance, laquelle peut varier, par exemple, en fonction de l'intérêt de l'utilisateur pour la tâche demandée, sa concentration ou sa fatigue. Nous avons donc voulu déterminer si des facteurs subjectifs (évalués par un questionnaire, voir section 2.7, **Tableau 2**) pouvaient avoir un impact sur la performance dans l'une ou l'autre des conditions.

	<i>Latence (ms)</i>	<i>Jitter (ms)</i>	<i>Nombre de flashes</i>
<i>Partie droite de l'écran (Samsung Galaxy S6)</i>	151.73	6.01	282
<i>Partie gauche de l'écran (Samsung Galaxy S6)</i>	77.68	5.05	299
<i>Partie droite de l'écran (Huawei Mate 7)</i>	143.28	6.61	299
<i>Partie gauche de l'écran (Huawei Mate 7)</i>	117.23	5.81	299

Tableau 1. Mesure de la latence entre partie droite et gauche de l'écran pour un portable Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine) et un Samsung Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud). Nous avons utilisé la méthode de la photodiode pour mesurer ces valeurs (voir annexe **Tagging**, section 3.1). Les smartphones peuvent être observés **Figure 16**.

Dans un but de simplification et d'approche pas à pas, nous avons volontairement laissé de côté certains aspects tel que :

- la visualisation 3D.

- l'utilisation de son spatialisé.
- la stéréoscopie, qui consiste à afficher les images droite et gauche de l'écran avec un léger décalage afin de provoquer l'illusion de profondeur.
- l'interaction avec un utilisateur mobile.
- le rendu haptique.

Notre étude se rapproche de [9], qui montre qu'il est possible d'utiliser une P300-BCI avec un Oculus (Facebook, US). Elle se distingue cependant par :

- le nombre de cibles potentielles (36 contre 25) – voir Etat de l'art, section 1.2.4. En réalité, une cible est un point d'interaction entre le système et l'utilisateur. Plus le nombre de symboles est grand, plus l'interface peut admettre de fonctionnalités. Également, augmenter le nombre de symboles conduit à augmenter la performance de la BCI car, en choisissant au hasard une cible dite CIBLE, il y aurait 97 % de chance de se tromper avec 36 cibles (35 / 36) et moins de chance, soit 92 %, avec 25 cibles (24 / 25).
- la difficulté de réalisation technique due à l'utilisation d'une plateforme *mobile* (voir annexe Tagging). Dans [9], l'Oculus s'exécute sur PC avec la plateforme d'analyse, et en ce sens ne diffère guère d'une application BCI traditionnelle (aspect immersif mis à part). Dans notre étude par contre, nous avons fait le choix d'utiliser un HMD mobile qui s'exécute donc *indépendamment* du PC. L'utilisation d'une plateforme mobile permet à l'utilisateur de bouger, et supporte par conséquent la création d'application BCI+VR en mobilité.
- l'utilisation d'un matériel *ordinaire*. Dans notre étude, le HMD repose sur l'utilisation d'un smartphone populaire, peu cher et peu encombrant. L'utilisation d'un tel HMD est un atout pour la popularisation d'une technologie mixte BCI+VR auprès du grand public.
- la prise en compte de l'aspect subjectif. La référence [9] évalue la performance d'une HMD-P300 avec des patients sains et souffrant de paralysie. Nous avons souhaité pousser cette analyse, en regardant, entre autres, si la fatigue, l'attention ou encore le nombre d'expérience en VR (voir section 2.7, **Tableau 2**) avait un impact sur la performance. Également, elle permettra d'estimer si l'introduction de la VR *plaît* à l'utilisateur en évaluant son ressenti et l'utilisabilité de l'interface.
- le fait de donner un faux feedback, ce qui permet de contrôler tous les facteurs subjectifs liés à la performance de la BCI telle que la confiance et la frustration.

Notre étude permettra donc de vérifier qu'une application BCI traditionnelle peut s'exécuter avec la même performance sur une plateforme mobile ordinaire comme un HMD. Elle permettra également de déterminer si un TLC raisonnable est acceptable, et si la performance est impactée par des composantes subjectives.

2.2. Participant

Ce protocole expérimental a été validé par le Comité d'Éthique pour la Recherche Non Interventionnelle de l'Université Grenoble Alpes. Nous avons présenté à chaque sujet les dangers possibles de l'expérience (malaise vagal et risque d'épilepsie principalement), puis chaque sujet a signé un formulaire de consentement. Nous avons recruté 21 sujets (sept femmes) avec une moyenne d'âge de 26 ans (plus ou moins six ans) et d'âge médian 26. Trois sujets avaient plus de 30 ans (voir **Figure**

15). Cependant, nous avons vérifié que leur non-inclusion dans les tests statistiques ne changeait pas les résultats de l'expérience.

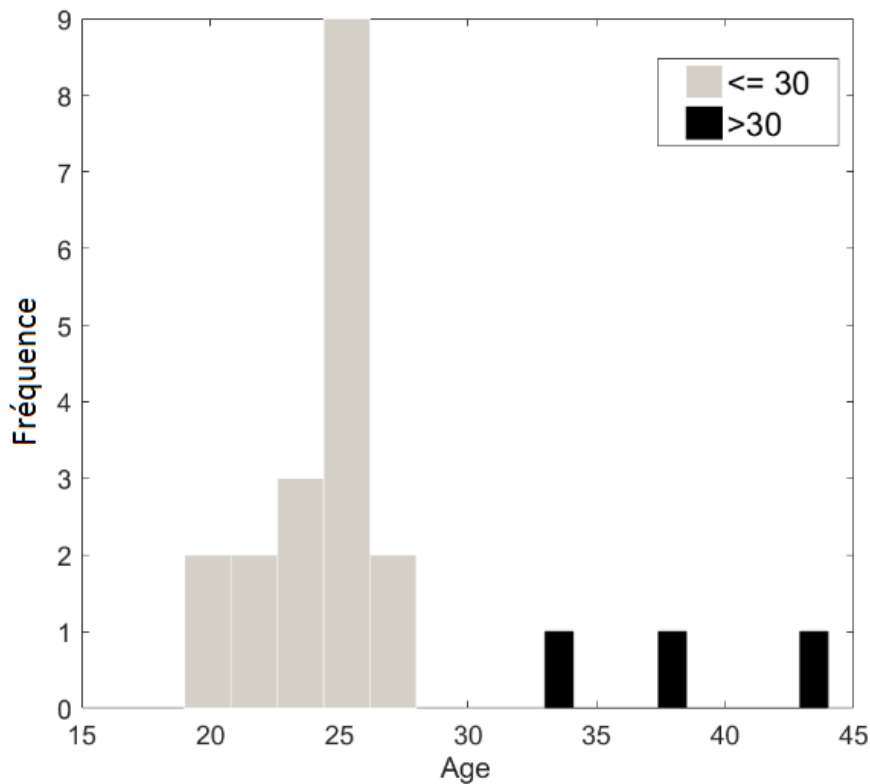


Figure 15. Distribution de l'âge des sujets.

2.3. Matériel

Dans cette étude, nous avons utilisé le HMD VRElegant (Elegant, Austin, US) et le Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine) – voir **Figure 16**. Le HMD VRElegant est un produit sobre, élégant et confortable grâce à une mousse renforcée qui protège efficacement les orbites. La qualité de l'isolement est excellente car le produit ne laisse pas entrer de lumière. Il s'adapte facilement à une large gamme de smartphones et permet de régler la distance du smartphone par rapport à la tête. Il est également possible de modifier la distance inter focale pour que l'utilisateur puisse s'adapter facilement à la vue stéréoscopique (dans notre cas, simplement dédoublée). Le Huawei Mate 7 est un produit de milieu de gamme avec un rapport qualité-prix avantageux¹⁴. En effet, il offre, pour un prix correct (inférieur à 500 euros à son lancement en 2014), une interaction fluide ainsi qu'un large écran de six pouces ce qui améliore considérablement la qualité de l'immersion. Au moment où nous écrivons, un smartphone de performance comparable coûte moins de 200 euros. Par rapport au Samsung S6 (**Figure 16**), sa précision dans la gestion de l'affichage graphique est meilleure car son TLC est plus faible (**Tableau 1**). Ceci diminue le risque que la présentation d'un seul stimulus à l'écran soit perçue comme deux stimuli par l'utilisateur car le TLC est grand. D'avantage de détails sur le choix du matériel sont reporté dans [10].

¹⁴ <https://www.lesnumeriques.com/telephone-portable/huawei-ascend-mate-7-p21642/test.html>

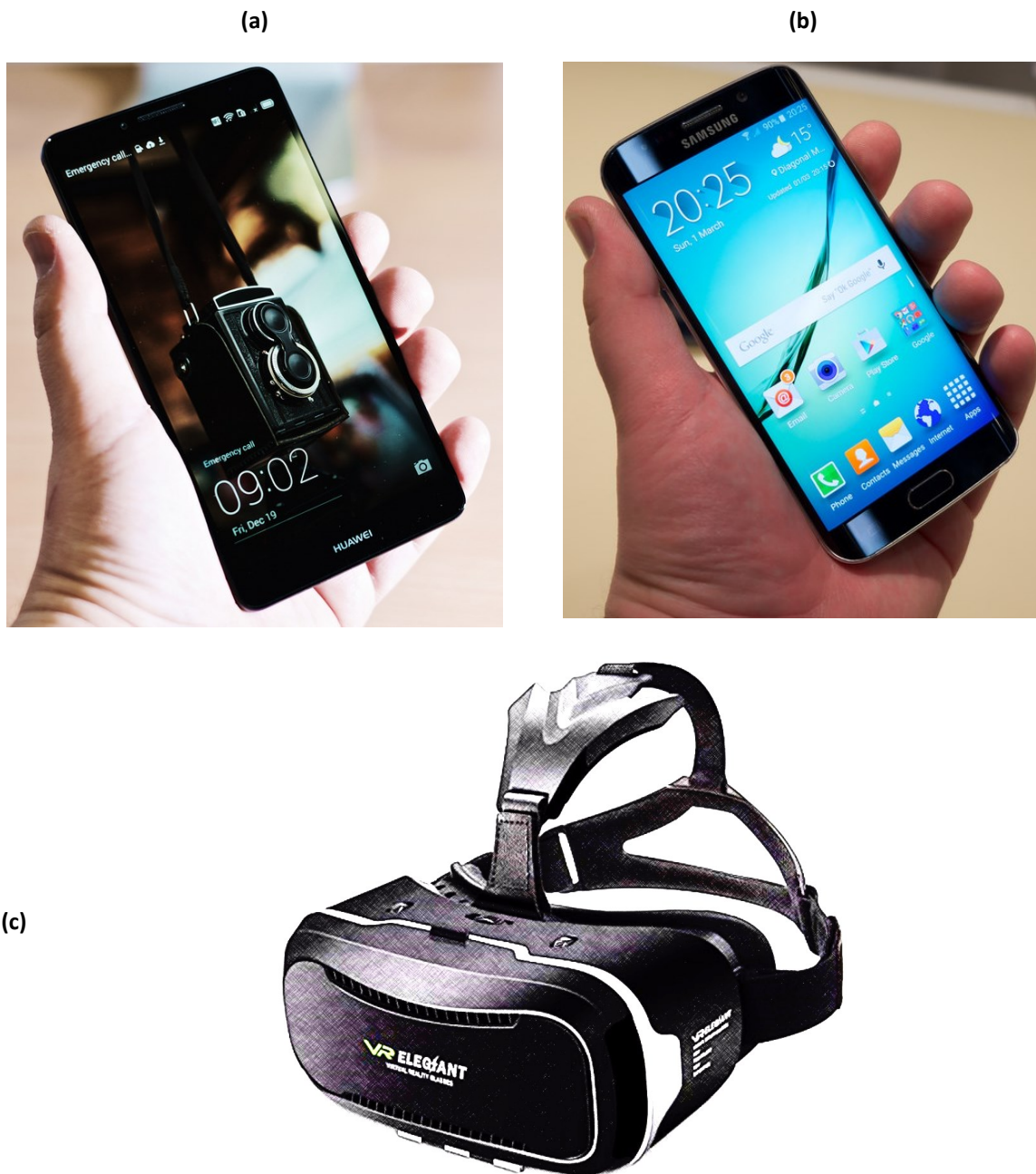


Figure 16. Matériels : (a) Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine), (b) Samsung Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) et (c) HMD VRElegant (Elegant, Austin, US). Sources : www.flickr.com et <https://photomania.net>.

Malheureusement, malgré des efforts récents pour rendre l'EEG abordable et peu encombrant, les systèmes EEG d'entrée de gamme restent moins performants que le matériel de laboratoire [113], [114]. C'est pourquoi nous avons utilisé le même matériel que dans l'étude précédente (voir Expérimentation, section 1), à savoir l'amplificateur g.USBamp (g.tec, Schiedlberg, Autriche) et le casque EC20 à 16 électrodes (EasyCap, Herrsching am Ammersee, Allemagne). La chaîne d'acquisition était aussi la même que dans l'expérimentation précédente. Pour les besoins de l'analyse du P300, l'application taguait le signal EEG par l'intermédiaire d'une *trigger channel*, qui est un canal

supplémentaire dédié sur l'amplificateur. Trois aspects du tagging étaient différents entre les deux conditions :

- sur PC, le tagging s'effectuait grâce à un câble USB. Sous VR, nous avons utilisé en plus un adaptateur de câble mini-USB vers USB.
- les bibliothèques utilisées étaient différentes¹⁵ car les deux plateformes (PC et smartphone) n'ont pas les mêmes langages natifs de programmation.
- le procédé en lui-même différait à cause de nuances logicielles et matérielles entre les deux plateformes induisant des changements dans la latence du signal (voir annexe Tagging) entre les deux conditions - soit environ 38 ms sur PC et 117 ms en VR [13].

2.4. Procédures

L'application, nommée *UnityVader*, était la même sur PC et dans le HMD. Elle consistait en une matrice P300 de six lignes par six colonnes (voir **Figure 17** et annexe **Détail de l'implémentation**). Le sujet avait pour objectif de rester concentré sur un élément bien précis affiché en rouge et nommé CIBLE, dans l'objectif de le sélectionner par l'intermédiaire de la BCI. La stimulation visuelle a été effectuée suivant le paradigme oddball en s'inspirant de la technique du RC Speller (voir **Etat de l'art**, section 1.2). Comme dans le RC Speller, les éléments de la matrice ne clignotaient pas individuellement, mais par groupe - 12 dans notre cas. Les groupes clignotaient les uns après les autres dans un ordre déterminé aléatoirement. Cette opération, consistant à faire clignoter l'ensemble des groupes, est appelée *répétition*. A la différence du RC Speller, un groupe ne correspondait pas forcément à une ligne ou une colonne, mais de façon plus générale, à un ensemble de six symboles, choisis de sorte qu'après une répétition chaque symbole eu flashé deux fois.

Chaque sujet avait deux sessions (PC et HMD) de 12 blocs chacune. L'ordre de ces sessions (PC/HMD ou HMD/PC) était distribué aléatoirement parmi les sujets, afin de permettre l'utilisation de tests de randomisation [109]. Nous avons défini un bloc comme un ensemble de cinq répétitions ayant une même CIBLE, suivi d'un feedback utilisateur consistant à colorer en jaune un élément de la matrice. Nous avons indiqué aux utilisateurs qu'une CIBLE jaune signifiait que l'ordinateur avait correctement évalué leur intention de sélectionner la CIBLE. En réalité, ce feedback était aléatoire avec une probabilité de 70 % d'avoir l'élément CIBLE. L'utilisation d'un feedback aléatoire garantissait que la performance des participants ne dépendait pas dudit feedback, évitant de fait des effets de confusion dus à la variabilité intersujet, tel que la confiance ou la frustration induite par l'utilisation de la BCI - effets susceptibles d'affecter la performance et la concentration des utilisateurs. Un questionnaire subjectif était donné à la fin de l'expérience (voir section 2.7, **Tableau 2**).

¹⁵ <https://github.com/mik3y/usb-serial-for-android> (smartphone)
<https://github.com/manashmndl/SerialPort> (PC)

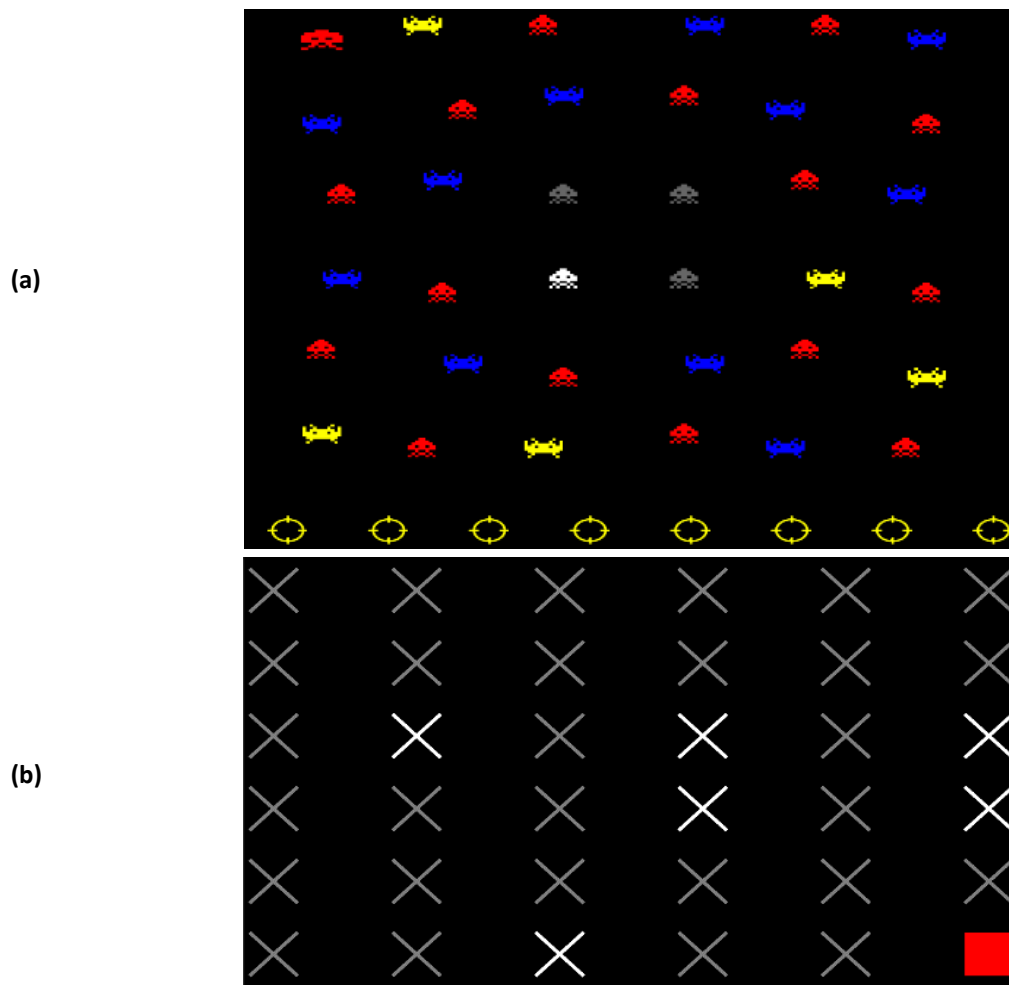


Figure 17. *Brain Invaders* (a) et notre application (b).

2.5. Comparaison des ERP entre PC et VR

2.5.1. Méthode

Les étapes de prétraitement étaient les mêmes que dans la campagne d'expérimentation précédente (chapitre Expérimentation, section 1.2). Les données EEG ont ensuite été sous-échantillonnées jusqu'à 128 Hz. Nous avons ensuite extrait du signal EEG des fenêtres (*epochs*) d'une seconde suivant la réception d'un tag. Nous avons avancé le début de chaque epoch de 38 ms sur PC et 117 ms en VR. Ce décalage correspond à la latence du tagging, qui doit être corrigée au risque d'une mauvaise interprétation (voir annexe Tagging, section 3.1). En VR, cette latence a été mesurée pour les deux parties de l'écran. Nous n'avons gardé que la plus petite de ces mesures car elle correspond à la première apparition du stimulus à l'écran [13]. Au total, nous avons obtenu 120 epochs CIBLE (12 blocks x 5 répétitions x 2 flashes) et 600 epochs NON-CIBLE (12 blocks x 5 répétitions x 10 flashes) par sujet et condition expérimentale. Chaque ensemble de 120 epochs CIBLE et 600 epochs NON-CIBLE a ensuite été arithmétiquement moyenné. Puis, nous avons calculé pour chaque sujet la différence entre l'ERP moyen CIBLE et NON-CIBLE. Les conditions VR et PC ont finalement été comparées grâce à un test de permutation bilatéral par cluster [111]. Le test a été réalisé grâce au logiciel Brainstorm [115]

qui se présente, entre autres, comme une interface graphique pour le logiciel d'analyse Fieldtrip [110]. Le test a été paramétré par l'intermédiaire de l'interface graphique avec les valeurs suivantes :

- *number of permutation* : 5 000.
- *cluster alpha threshold* : 0.025.
- *alpha level* : 0.05.

Aucun rejet d'artéfact n'a été effectuée afin de se rapprocher autant que possible d'une utilisation grand public.

2.5.2. Résultats

Dans les deux conditions, les ERP d'intérêt se situent entre 50 et 700 ms. Le test par cluster révèle une différence significative entre les deux conditions dans l'intervalle 148.4 à 312.5 ms dans les régions centrale, frontale, temporale gauche, pariétale et occipitale du cerveau. Cet intervalle de temps correspond à la composante P200 qui est plus prononcée en VR que sur PC (**Figure 18**). La P200 est une composante positive de l'ERP apparaissant autour de 200 ms post-stimulation. Elle traduit un processus cognitif intermédiaire entre la réponse sensorielle à la stimulation et les tâches cognitives haut-niveaux (*e.g.*, classification de l'information) [64].

Bien qu'elles ne soient pas significatives et présentent des topographies comparables, des différences qualitatives existent en ce qui concerne la forme, l'amplitude et la latence des autres composantes de l'ERP :

- le pic du N100 apparaît dans la région occipitale avec environ 15 ms de retard et une amplitude plus faible sur PC qu'en VR. La N100 est une composante négative de l'ERP apparaissant aux alentours de 100 ms post-stimulation. Dans le cas d'une stimulation visuelle, elle est produite par les deux hémisphères du cerveau en fonction de la localisation du stimulus à l'écran [68].
- le pic du P300 (voir chapitre Etat de l'art, section 1.2.4) apparaît dans les régions centrale et occipitale avec une amplitude maximale autour de 380 ms sur PC et 400 ms en VR. L'amplitude est légèrement moins prononcée en VR.
- une négativité tardive, probablement un N700, se manifeste dans les régions frontale et centrale avec un pic d'amplitude maximal à 540 ms environ en PC et VR. L'amplitude est plus grande dans la condition PC. Cependant, cette négativité débute plus tôt sur PC (480 ms vs 500 en VR) mais s'attarde davantage en VR (environ 200 ms contre 280 ms en VR).

La **Figure 18** présente seulement les caractéristiques des électrodes représentatives CZ, PZ et OZ. Toutes les électrodes sont montrées sur la **Figure 19**.

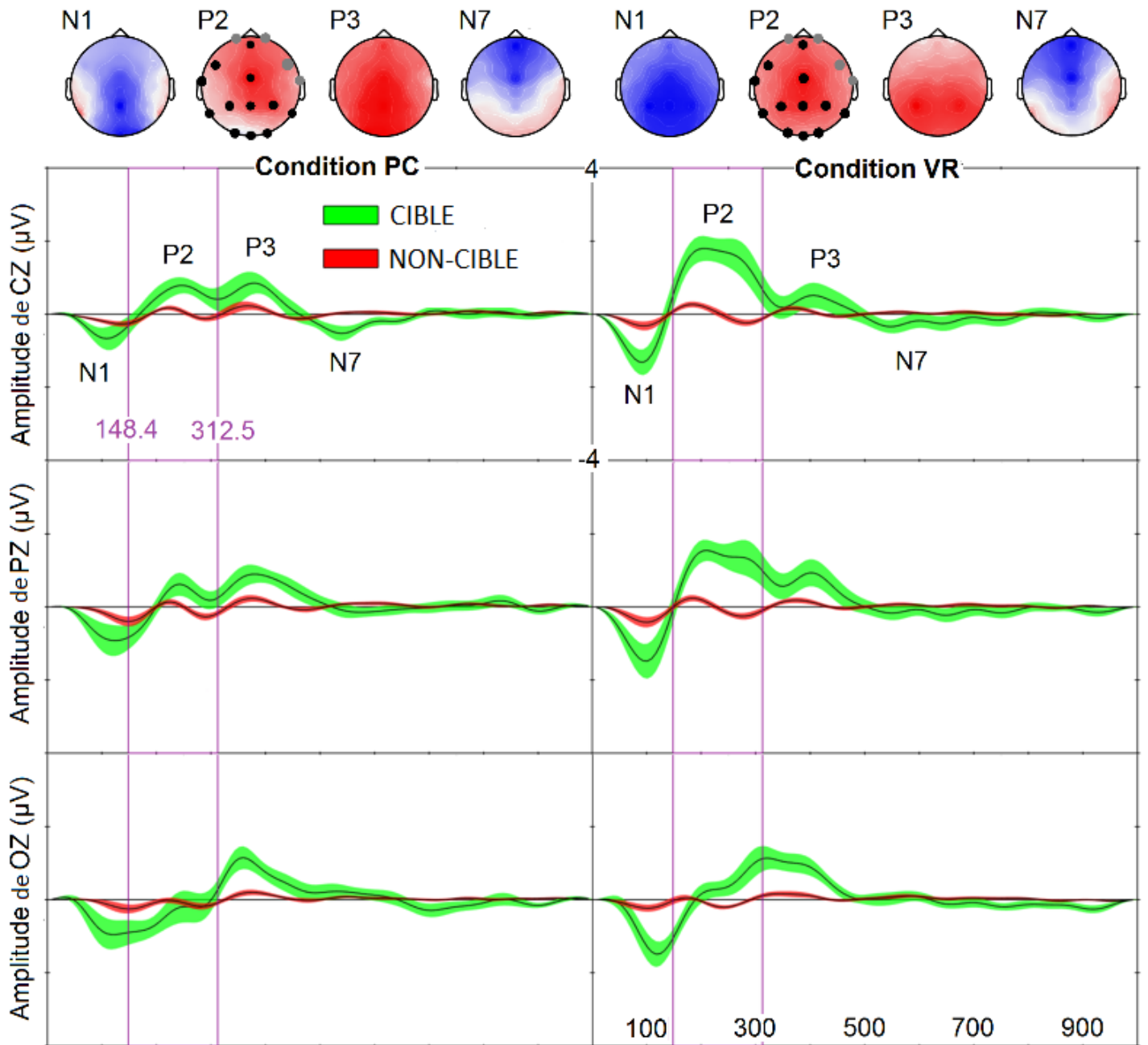


Figure 18. De zéro à une seconde post-stimulation : Grande moyenne (21 sujets) de l'amplitude du signal pour les électrodes CZ, PZ et OZ (lignes épaisses ; les aires colorées orange et verte montrent la déviation standard pour les NON-CIBLE et CIBLE respectivement) et topographies du scalp de la grande moyenne de l'amplitude du signal CIBLE moins NON-CIBLE moyenné entre 10 ms avant et après chaque pic. Le test par cluster montre des différences significatives entre les deux lignes verticales. Le cluster significatif se compose des électrodes en noirs.

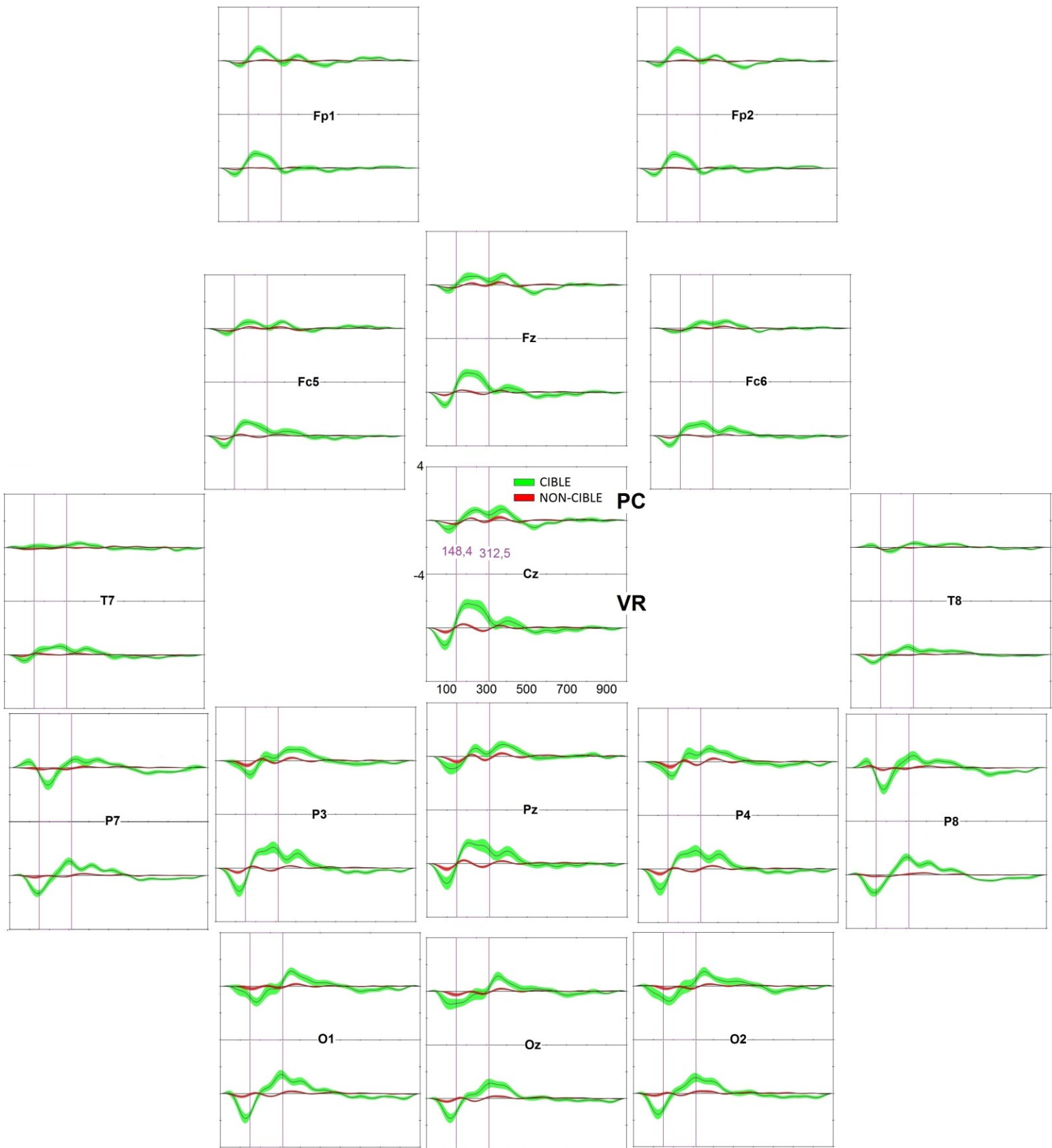


Figure 19. De zéro à une seconde post-stimulation : Grande moyenne (21 sujets) de l'amplitude du signal pour l'ensemble des électrodes. Le test par cluster montre des différences significatives entre les deux lignes verticales. Pour chaque électrode, le signal en haut (respectivement en bas) est le signal dans la condition PC (respectivement VR).

2.6. Comparaison de la performance entre PC et VR

2.6.1. Méthode

Nous avons gardé des epochs de 600 ms pour comparer la performance entre les deux conditions. Ceci permet de réduire le temps de calcul et améliore la classification en ne gardant que l'information nécessaire. Pour les mêmes raisons, nous avons effectué un filtrage spatial en réduisant la dimension de 16 à 4 électrodes grâce à une décomposition par vecteur propre généralisée, en ne gardant que les vecteurs ayant les plus grandes valeurs propres. Il s'agit d'une version simplifiée de l'algorithme de filtrage présenté dans [57] :

Soit X une epoch, TA l'ensemble des K epochs CIBLE et ALL l'ensemble des L epochs CIBLE et NON-CIBLE. On calcule C la moyenne des matrices de covariances :

$$C = \frac{1}{L} \sum_{X \in ALL} XX^T$$

et C_{TA} , la matrice de covariance de la moyenne des epochs CIBLE :

$$C_{TA} = \bar{X}_{TA} \bar{X}_{TA}^T, \text{ où } \bar{X}_{TA} = \frac{1}{K} \sum_{X \in TA} X$$

On calcule ensuite la décomposition en vecteur propre généralisé de C et C_{TA} , tel que :

$$UCU^T = I_n \text{ et } UC_{TA}U^T = \Lambda,$$

où U est une matrice orthogonale ($U^{-1} = U^T$), n le nombre d'électrodes (ici 16), I_n la matrice identité de dimension $n \times n$ et Λ la matrice diagonale qui contient les valeurs propres généralisées. Remarquons que les éléments de Λ sont aussi les valeurs propres du rapport signal sur bruit $C^{-1}C_{TA}$:

$$\begin{aligned} UC_{TA}U^T &= \Lambda \\ \Leftrightarrow (I_n)^{-1}UC_{TA}U^T &= \Lambda \\ \Leftrightarrow (UC^{-1}U^T)UC_{TA}U^T &= \Lambda \\ \Leftrightarrow UC^{-1}C_{TA}U^T &= \Lambda \end{aligned}$$

Un filtrage spatial implique une réduction de dimension. La réduction de dimension s'effectue en prenant les quatre vecteurs propres généralisés de U , associées aux quatre plus grands éléments de Λ .

En effet, ces vecteurs propres correspondent aux composantes les plus discriminatives maximisant le ratio de la variance de C_{TA} par C [57].

Les 12 blocs ont ensuite été séparés en groupes d'entraînement et de test. Afin de déterminer le nombre optimum de blocs pour l'entraînement, la performance de la BCI a été mesurée pour différentes tailles de groupe d'entraînement, entre 10 % et 90 % du nombre total de blocs par pas de 10 %. Pour chaque taille, nous avons formé 100 groupes constitués d'un arrangement aléatoire de blocs. Nous avons ensuite entraîné pour chacun des 100 groupes un classifieur Riemannian Minimum Distance To Mean (RMDM) avec une métrique log-déterminante [116], [117], puis moyenné la performance du classifieur pour obtenir la performance associée à une taille d'entraînement. Pour chaque groupe d'entraînement, nous avons testé le classifieur RMDM pour les répétitions allant d'une à cinq de chaque bloc de test.

Un indicateur simple de la performance est le taux de réussite (ou HitRate en anglais) qui est le nombre d'éléments CIBLE correctement trouvés par l'utilisateur sur le nombre de CIBLE attendus. Il est très intuitif, reflète bien la performance de l'utilisateur et a l'avantage d'être visuellement parlant (**Figure 22**). En revanche, il évalue mal la performance du classifieur car il ne prend pas en compte le nombre de NON-CIBLE correctement classifiés. C'est pourquoi nous utiliserons aussi la *Balanced Accuracy* (BA) qui prend en compte le nombre de CIBLE et de NON-CIBLE correctement classifiés après chaque clignotement :

$$BA = \frac{1}{2} \left(\frac{A}{A+B} + \frac{C}{C+D} \right),$$

où A et B (respectivement C et D) sont le nombre de clignotements NON-CIBLE (respectivement CIBLE) correctement et incorrectement classifiés. Finalement, l'aire en dessous de la courbe (AUC pour Area Under the Curve en anglais) retraçant, pour un indicateur, sa moyenne en fonction du nombre de répétitions, a été utilisée afin de donner un indice unique pour la performance de chaque groupe d'entraînement.

2.6.2. Résultats

Comme on peut remarquer sur les **Figure 20** et **Figure 21**, l'AUC du classifieur est similaire (entre 0.7 et 0.8) pour les deux indicateurs lorsque le nombre d'epochs CIBLE utilisées pour l'entraînement est supérieur à 40. Toutefois, alors que l'AUC du classifieur avec la BA débute avec une valeur assez élevée puis augmente doucement (de 0.6 à 0.8, **Figure 21**), avec le HitRate l'AUC est faible au départ (0.2) puis s'améliore rapidement (environ 0.8, **Figure 20**), jusqu'à atteindre un plateau à partir de 40 epochs. Cette différence souligne que la classification des NON-CIBLE est meilleure que celle des CIBLE lorsque la taille du groupe d'entraînement est restreinte. Ceci s'explique par le fait que le nombre d'epochs NON-CIBLE est plus important que celui des CIBLE pour un même groupe d'entraînement (cinq pour une), avec pour conséquence d'améliorer la classification des NON-CIBLE. En conclusion de cette analyse, l'optimum pour la taille du groupe d'entraînement est d'environ 30 % du nombre total de bloc (40 / 120 x 100).

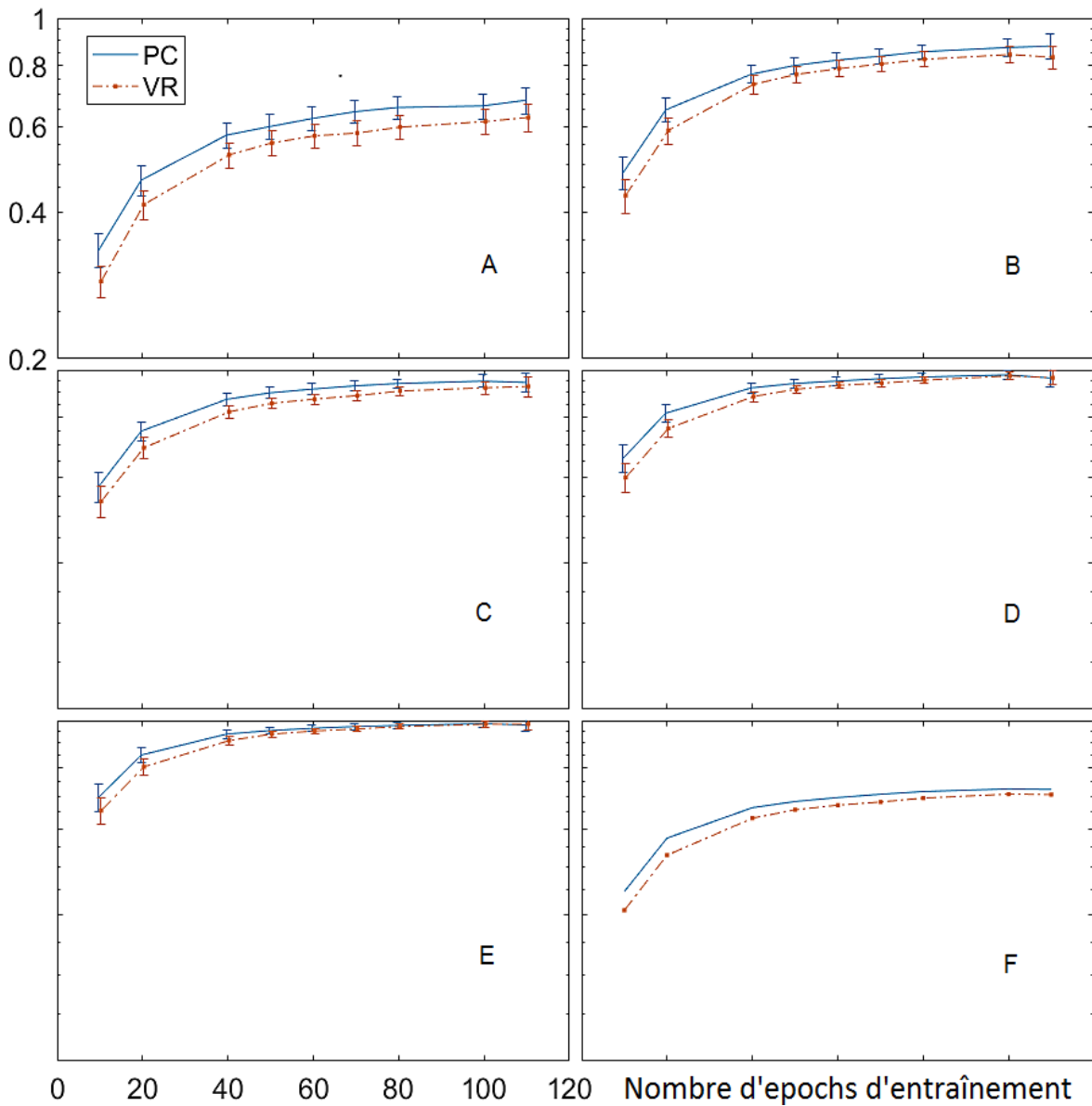


Figure 20. Performance moyenne (HitRate) du classifieur en fonction du nombre d'epochs CIBLE utilisés pour l'entraînement avec une (A), deux (B), trois (C), quatre (D) ou cinq (E) répétition (s). Les lignes verticales représentent les erreurs standards, c'est-à-dire la déviation standard divisée par la racine carrée du nombre de sujets. La figure F représente l'aire sous la courbe (AUC) du classifieur en fonction du nombre d'epoch utilisé pour l'entraînement. L'échelle des ordonnées est logarithmique.

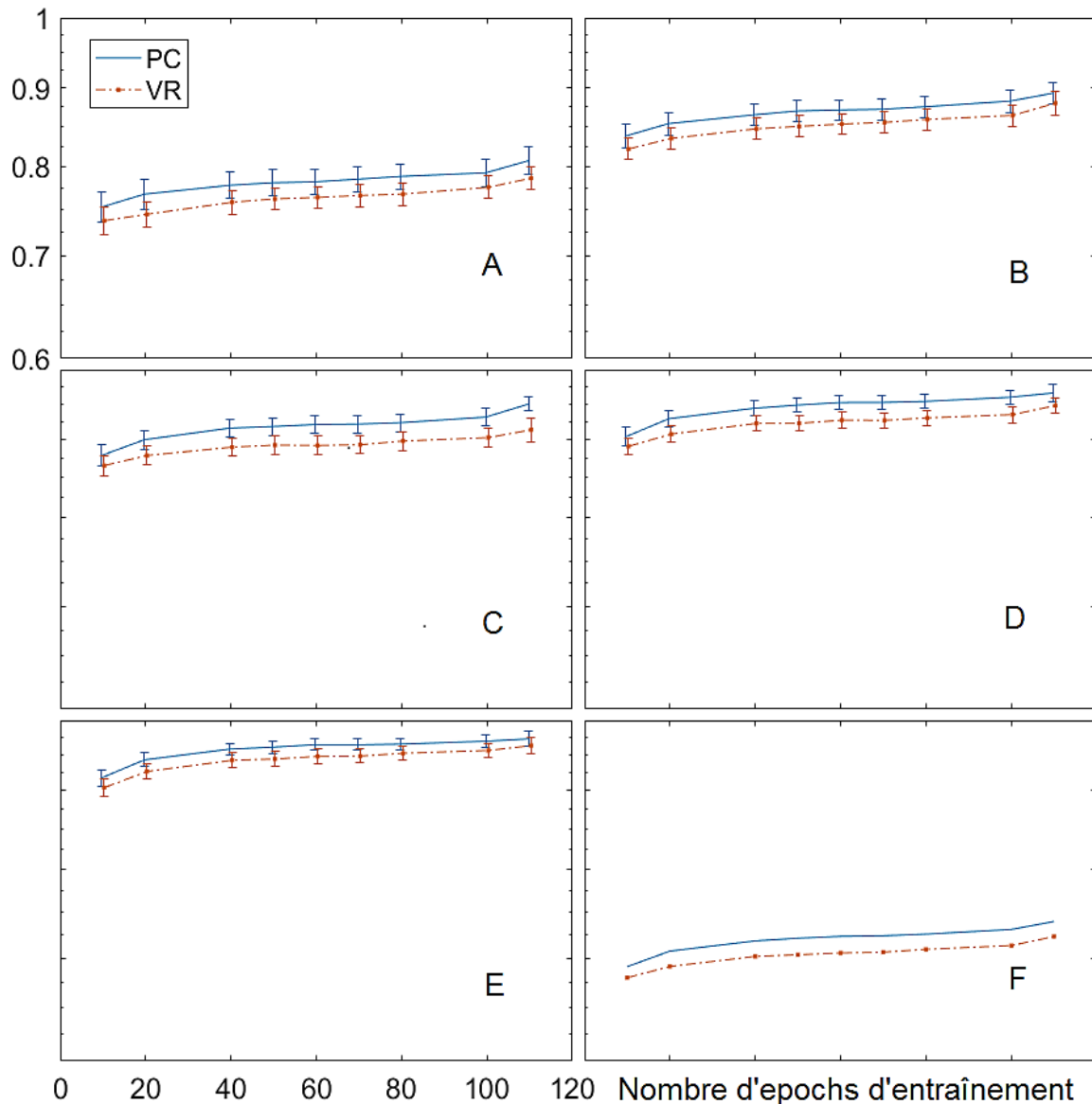


Figure 21. Performance moyenne (BA) du classifieur en fonction du nombre d'épochs CIBLE utilisés pour l'entraînement avec une (A), deux (B), trois (C), quatre (D) ou cinq (E) répétition (s). Les lignes verticales représentent les erreurs standards, c'est-à-dire la déviation standard divisée par la racine carrée du nombre de sujets. La figure F représente l'aire sous la courbe (AUC) du classifieur en fonction du nombre d'épochs utilisés pour l'entraînement. L'échelle des ordonnées est logarithmique. Remarquons que cette échelle est différente sur cette figure que sur la **Figure 20**.

Dans la suite de cette étude, nous avons donc choisi de nous concentrer sur le groupe d'entraînement comportant 40 epochs pour analyser la performance du classifieur (**Figure 22**). Les différences de performances (HitRate et BA) entre les deux conditions expérimentales ont été évaluées grâce un test ANOVA intrasujet à deux facteurs : un facteur condition expérimentale à deux niveaux (VR vs. PC) et un facteur nombre de répétitions (d'une à cinq).

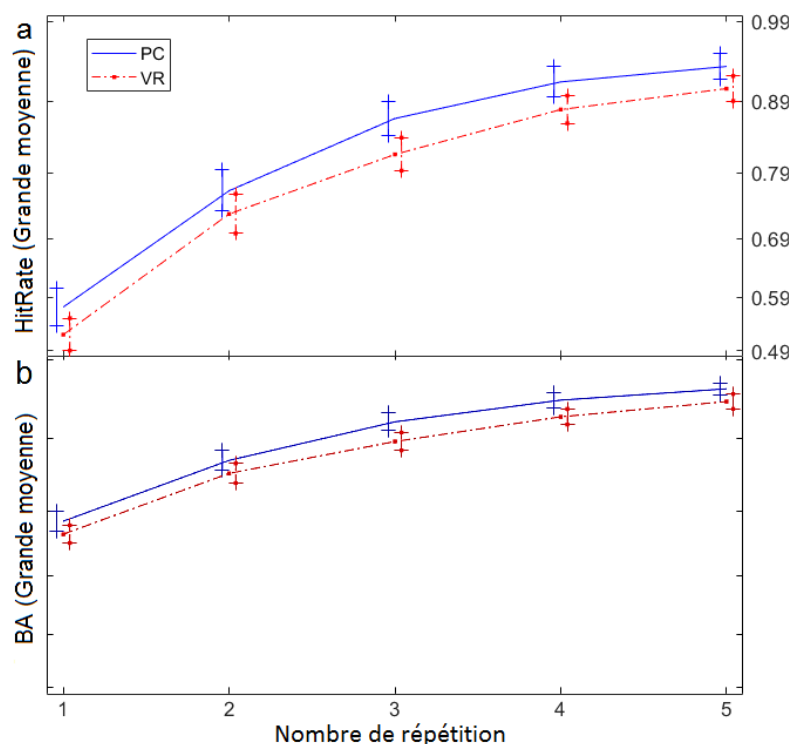


Figure 22. Moyenne sur tous les sujets de l'évolution du HitRate (a) et de la BA (b) en fonction du nombre de répétitions (l'échelle des ordonnées est exponentielle). Dans cet exemple, 30 % des blocs ont été utilisés pour l'entraînement, représentant un total de 40 epochs CIBLE.

Les résultats ne montrent pas de différence significative entre la performance (mesurée avec HitRate et BA) dans les deux conditions expérimentales. Cela implique aussi que sur PC et en VR, le nombre d'épochs d'entraînement nécessaires pour atteindre la même performance est similaire. Il y a tout de même un effet principal sur le nombre de répétitions ($p < 0.001$). Cet effet principal était attendu car la performance du classifieur augmente avec le nombre de répétitions (voir Etat de l'art, section 1.2).

2.7. Analyse subjective de l'expérience

En fin d'expérience, tous les sujets ont répondu à un questionnaire (**Tableau 2**). L'analyse du questionnaire a révélé que la plupart des sujets (66 %) préfèrent la VR, même si les sujets ont une meilleure sensation de contrôle sur PC (62 %). La moyenne de la sensation de contrôle sous VR et PC était entre 6 et 7 sur 11, montrant que la sensation de contrôle n'est pas liée au score car les résultats étaient aléatoires. En outre, les participants ont tenté de justifier leurs mauvais résultats par le fait qu'ils n'étaient pas concentrés, ou au contraire ont supposé qu'ils avaient trouvé une astuce lorsque leurs résultats étaient corrects. Finalement, 29 % des sujets ont rapporté une sensation d'inconfort due à :

- la lourdeur du HMD.
- l'effort de concentration.
- la fatigue visuelle.

- des difficultés pour adapter leur vue lors de la mise en place du HMD.
- des stimuli groupés qui attirent le regard à côté de l'élément CIBLE.

Cependant ces problèmes ont aussi été relevés par des sujets qui n'ont pas eu de sensation d'inconfort. Des remarques d'ordre général étaient que :

- les stimuli semblaient plus lumineux, plus près et gros en VR que sur PC.
- de prendre en compte la correction visuelle (par exemple myopie).
- d'appliquer la technologie pour les déficits de l'attention.
- d'ajouter un feedback qui quantifie l'erreur. En effet, le feedback appliqué (bon au mauvais résultat) n'est pas suffisant pour donner une indication permettant au sujet de se corriger.

Nous avons ensuite regardé si le genre, l'expérience de la VR (peu, moyennement et très expérimenté), la sensation d'inconfort ou le SCP (Sensation of Control Preference en anglais, qui prend deux valeurs en fonction de si la sensation de contrôle est plus grande en PC que VR ou inversement) avait une influence sur la performance (VR ou PC). Pour chaque groupe de sujets, les différences de performances (BA) entre les deux conditions expérimentales ont été évaluées grâce un test ANOVA mixte à deux facteurs : un facteur condition expérimentale, intrasujet, à deux niveaux (VR vs. PC) et un facteur intersujet, dont le nombre de niveaux varie de deux à trois suivant le groupe (*e.g.*, *homme* ou *femme* pour le genre ; *peu*, *moyennement* et *très expérimenté* pour l'expérience en VR). Compte tenu du nombre de tests, l'erreur de type I était restrictive ($\alpha = 0.01$). Additionnellement, nous avons testé si la sensation de contrôle était corrélée à la préférence pour VR ou PC grâce au coefficient phi [118].

Les résultats ne montrent pas de différence significative entre le genre, la sensation d'inconfort, la SCP ou l'expérience de la VR et la performance. Cependant, l'erreur de type II, que nous avons estimé grâce au logiciel *g*power* [119] en utilisant la méthode de Cohen [120], est importante. Autrement dit, le nombre de sujets est trop faible pour pouvoir conclure sur l'influence de ces facteurs. En revanche, il y a une corrélation négative significative entre une sensation de contrôle forte et une préférence pour la VR par rapport au PC (coefficient phi = -0.48, $p < 0.05$). Cela signifie qu'une sensation de contrôle faible est associée à une préférence utilisateur pour la VR.

Numéro	Question
1	Evaluer votre fatigue avant l'expérience sur une échelle de 0 à 10 ou 0 est 'aucune fatigue'.
2	Evaluer votre fatigue après l'expérience sur une échelle de 0 à 10 ou 0 est 'aucune fatigue'.
3	Avez-vous ressenti une sensation d'inconfort ?
4	Si oui, pourquoi ? (réponse libre)
5	Avez-vous préféré la version sur PC ou sous VR ? (réponse : PC, VR, LES DEUX)
6	Evaluer votre sensation de contrôle sur PC sur une échelle de 0 à 10 (0 = 'pas de contrôle').
7	Evaluer votre sensation de contrôle sous VR sur une échelle de 0 à 10 (0 = 'pas de contrôle').
8	Combien d'heures jouez-vous aux jeux vidéo dans la semaine ?
9	Combien d'heures jouez-vous aux jeux vidéo à la première personne dans la semaine ?
10	Avez-vous déjà expérimenté la VR ? Si oui, combien de fois ?
11	Avez-vous des remarques ? (réponse libre)

Tableau 2. Questionnaire

2.8. Conclusion de l'étude

Cette étude avait pour but de comparer la performance du BCI sur PC et en VR. Nous avons pris en considération à la fois certains aspects matériels (TLC), subjectifs (questionnaire) et physiologiques.

Nous avons montré que la composante P200 était significativement différente entre une BCI sur PC et une HMD-BCI utilisant un matériel ordinaire. La composante P200 est un marqueur physiologique qui témoigne d'une comparaison entre les données sensorielles et la mémoire, modulée par l'excitation, l'attention, la perception de la profondeur ou l'intensité du stimulus [9], [64], [67], [121]. Les différences d'amplitude du P200 entre les deux conditions suggèrent donc une déviation physiologique dans ce processus de comparaison mémorielle ou une concentration meilleure en VR. Ce résultat est supporté par [105], qui est une étude portant sur l'intérêt d'utiliser un HMD pour améliorer les troubles de l'attention. Cette étude suggère que l'immersion en VR favorise la concentration. Il existe aussi des différences non significatives, mais qualitatives, entre les composantes N100 et un probable N700 entre VR et PC. Si les effets d'un rendu dédoublé sur la composante N100 sont documentés dans l'état de l'art [122], des investigations restent nécessaires en ce qui concerne la probable composante N700. Les références [70], [123], [124] suggèrent qu'une composante N700 serait impliquée dans le processus de différenciation entre symboles concrets et abstraits. L'apparition de cette composante pourrait donc provenir des symboles géométriques que nous utilisons pour les CIBLE (carré) et NON-CIBLE (croix). Toutefois, ceci ne permet pas d'expliquer les différences qualitatives entre les deux conditions car les symboles utilisés sont les mêmes.

Malgré une amplitude plus grande du P200 en VR, il n'y a pas de différence de performance entre PC et VR pour une application de BCI traditionnelle. Ceci s'explique par le fait que la composante P200 est plus variable en VR que sur PC. En définitive, Le TLC et l'aspect close-up, de même que l'utilisation d'une plateforme mobile et d'un matériel ordinaire ne provoquent pas de changement significatif de performance. Ces résultats vont dans le sens des études précédentes [9], [15], [22], [101]–[105]. En particulier, [9], [22], [103], [104] exhibent des résultats similaires avec une P300-BCI et un HMD relié à un PC. Les références [22], [102] suggèrent que la VR conduit à une performance égale ou supérieure que sur PC avec une BCI basée sur la MI ou le SSVEP. Ces résultats sont également vrais lorsque le VE est simulé à l'aide d'une CAVE. Notons que ces deux dernières études indiquent que l'utilisation de feedback en VR diminue le temps d'entraînement pour une application de MI. Toutefois, notre étude montre que ce temps est identique en ce qui concerne l'utilisation d'une P300-BCI avec un HMD (40 epochs étaient optimales dans les deux cas).

Ces résultats sont très encourageants pour le domaine industriel, en ce qui concerne l'introduction de la technologie BCI+VR auprès du grand public (sous réserve d'une technologie EEG accessible). En outre, cette étude apporte un certain nombre de résultats secondaires :

- la sensation de contrôle n'est pas liée au contrôle car le feedback était aléatoire. Les utilisateurs expliquent leur performance quand bien même ils n'ont aucun contrôle sur cette dernière. De fait, les feedbacks sont aléatoires. Mais les utilisateurs, n'ayant pas connaissance de cette réalité, attribuent la correction d'un feedback (*i.e.*, une CIBLE jaune) à leur concentration, ou encore à une technique qu'ils auraient mise en place.
- La majorité des utilisateurs (66 %) préfèrent la VR.
- les utilisateurs préférant la VR ont une sensation de contrôle basse (ou l'inverse).

Nous remarquons que l'introduction de la VR est très appréciée car la plupart des utilisateurs préfèrent une BCI avec VR. Il y a donc un avantage à introduire la VR auprès des BCI afin de populariser cette technologie. Les remarques précédentes sont également très pertinentes pour le domaine du jeu vidéo. Elles suggèrent en effet que la performance de la BCI dans le jeu est facultative par rapport au Game Play. Elles suggèrent aussi que les utilisateurs pourraient préférer une expérience de VR sans sensation de contrôle.

Ces conclusions laissent apparaître des zones d'ombre, et soulèvent par conséquent un certain nombre de questions :

- comment expliquer les différences de la composante N700 entre VR et PC ? Notre analyse des ERP entre PC et VR met en évidence une différence entre les deux conditions sans arriver à l'expliquer.
- est-ce que l'introduction de la 3D, de la stéréoscopie, du mouvement, voire du retour haptique a une incidence sur la performance ? En effet, notre étude s'est limitée à l'utilisation d'un HMD qui introduit l'aspect *close-up* et l'*écran dédoublé*. Mais ils existent aussi d'autres aspects de la VR présentés dans l'Introduction de l'étude.
- dans quel sens est le lien entre absence de sensation de contrôle et préférence pour la VR ? Cette question découle directement de l'étude des facteurs subjectifs de l'expérience (voir les résultats secondaires ci-dessus). Par exemple, est-ce qu'une expérience de type contemplative (c'est-à-dire sans sensation de contrôle) augmenterait l'intérêt pour la VR ? Ou au contraire, est-ce que les gens qui aiment la VR aiment aussi les jeux avec peu de sensation de contrôle ? Auquel cas, si cette attirance est détectée, on pourrait par exemple proposer des jeux avec scénario (ou contemplatifs) pour cette catégorie de personne.

3 Conclusion du chapitre

Des évidences fortes [9], [15], [22], [101]–[105] montrent que la performance d'une BCI en VR est égale ou supérieure à la performance d'une BCI sur PC. Ces évidences existent quel que soit le paradigme (SSVEP, MI ou P300) et le système de virtualisation utilisés (HMD ou CAVE), malgré une limitation quant à son utilisation auprès du grand public (*e.g.*, [101]). Nos campagnes expérimentales, réalisées sur un nombre conséquent de sujets (au total 33 sujets), étendent ces résultats à l'utilisation d'une P300-BCI avec un HMD mobile et ordinaire. Elles montrent que ce type de matériel, accessible et populaire, n'a pas d'impact sur la qualité du signal EEG, ni sur la performance d'une P300-BCI. Elles suggèrent donc que ce matériel est approprié pour une utilisation grand public.

En outre, ces campagnes valident notre réalisation technique d'une HMD-P300 et dispensent nos successeurs d'une implémentation, coûteuse en temps et source d'erreur (voir annexes *Détail de l'implémentation*, *Correction de la loi exponentielle* et *Tagging*).

Synthèse des recommandations sur le design

Sommaire

Synthèse des recommandations sur le design	49
1 BCI	51
1.1. BCI synchrone.....	51
1.2. Fatigue visuelle.....	52
1.3. Faible taux d'information binaire.....	52
1.4. L'intention de sélection	54
1.5. Recommandations pour le casque EEG	54
2 VR	56
2.1. Imprécision de l'IMU.....	56
2.2. Locomotion	57
2.3. La cybercinétose	58
3 Type de jeu recommandé.....	59
4 Conclusion du chapitre	60

Dans ce chapitre, nous présentons une synthèse des recommandations sur le design d'une application à destination d'une HMD-P300. Cette démarche est rendue nécessaire pour deux raisons.

Premièrement, la BCI et la VR sont soumises à d'importantes contraintes techniques. Principalement, la BCI est limitée par son débit binaire (voir *Etat de l'art*, section 2.2), qui augmente le temps nécessaire pour que l'utilisateur émette une commande en comparaison à d'autres contrôleurs comme la souris ou le clavier. A ceci s'ajoutent les limites de la VR, tel que la cybercinétose ou l'incapacité de repérer la position de l'utilisateur de façon précise. Aussi, les interactions en VR et en BCI semblent *a priori* incompatibles. Le fait de bouger pour se déplacer en VR est susceptible de produire des artefacts contaminant le signal EEG, et diminue donc la performance de la BCI. De façon synthétique, la **Figure 23** recontextualise ces éléments limitants dans le schéma général de fonctionnement d'une HMD-P300. Intuitivement, des adaptations du game design permettront de minimiser ces contraintes et d'offrir une expérience de jeu agréable.

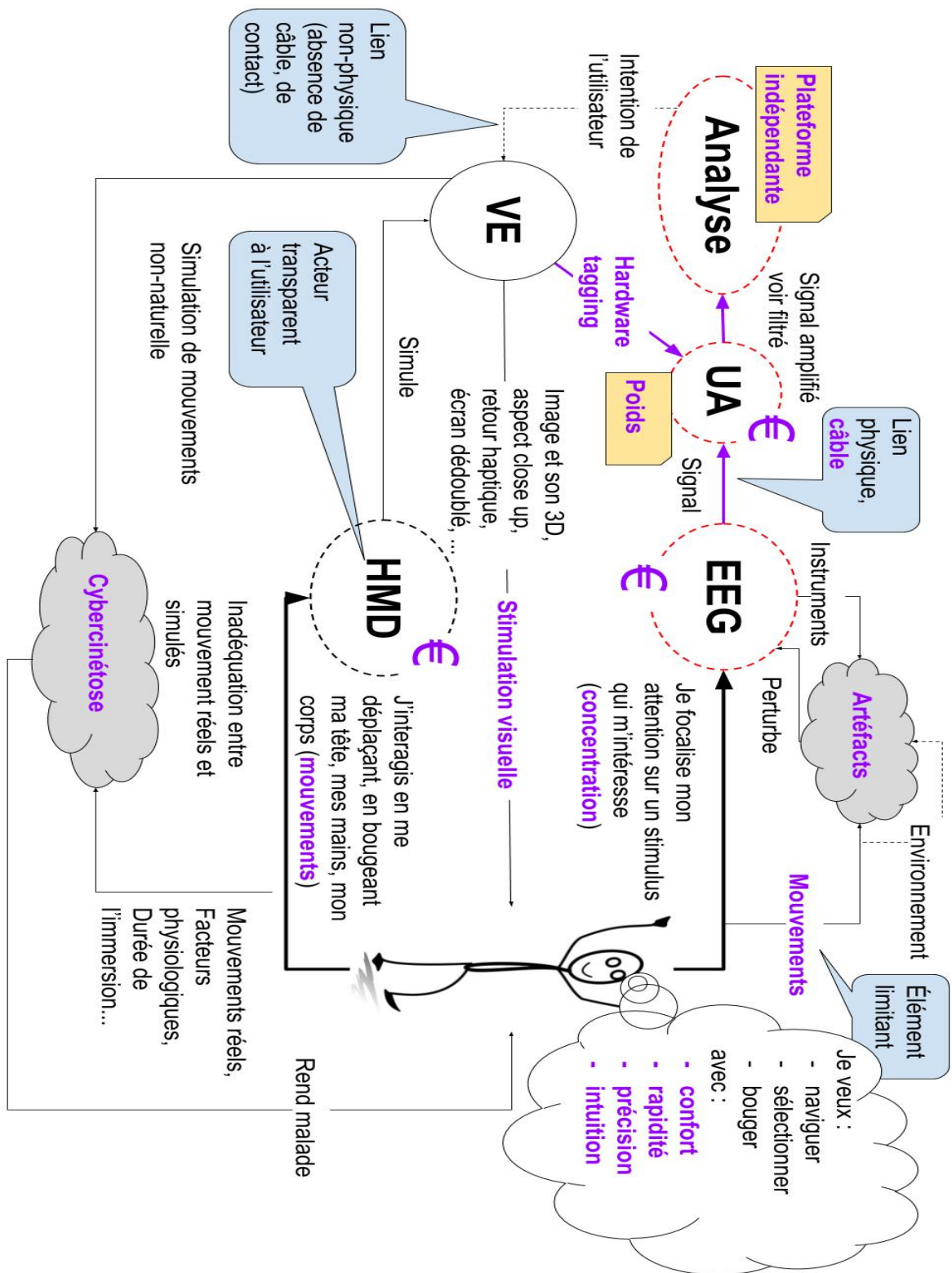


Figure 23. Modèle de l'interaction homme-machine entre l'utilisateur et le VE via la BCI et le HMD. Les éléments en violet sont limitants. Les cercles représentent les acteurs et les flèches les interactions. Les acteurs en rouge sont ceux de la BCI.

De fait, la performance d'une HMD-P300 ne suffit pas, seule, à faire un bon jeu. Le game design du jeu, son aspect esthétique aussi bien que la façon de jouer, sont également des aspects essentiels pour le joueur. Même, les résultats obtenus dans notre deuxième campagne expérimentale (voir **Expérimentation**, section 2) suggèrent qu'il n'y a pas de lien entre contrôle et sensation de contrôle, et qu'il y a une corrélation négative entre une forte sensation de contrôle et la préférence de l'utilisateur pour la VR. Dans le domaine du jeu vidéo, la performance d'une HMD-P300 apparaît donc comme secondaire en regard du game design. Dans cette optique, il convient par exemple de créer un matériel ergonomique et qui minimisera les stimulations visuelles dues à l'utilisation d'une P300-BCI.

Dans les sections suivantes, nous présentons des recommandations [76] répondants aux limites, à la fois techniques et ergonomiques, présentées dans l'introduction (voir **Etat de l'art**, section 2.2). Autant que possible, nous établirons un lien entre les recommandations présentées et les éléments limitants du modèle. Ainsi, le symbole **{X, Y}** à côté d'une recommandation signifie que celle-ci contourne les éléments limitants **X** et **Y** du modèle (éléments en violet **Figure 23**). Lorsque des recommandations ne sont pas référencées dans l'état de l'art, mais issue de notre réflexion, nous les signalons par le symbole **(!)**. Nous traiterons d'abord des limites de la BCI puis de celles de la VR. En conclusion de ces parties, nous proposerons un **Type de jeu recommandé** pour une HMD-P300.

1 BCI

1.1. BCI synchrone

1) *Mettre en place un contrôle graduel plutôt que continu* [14] **{intuition, confort, rapidité, précision}**. Le contrôle continu d'un mouvement, comme celui d'une voiture dans un jeu vidéo nécessite une interaction en temps réel avec la machine. Cette interaction temps réel est limitée par l'aspect synchrone de la BCI. Pour résoudre ce problème, il faut présenter à l'utilisateur un nombre limité d'options et d'objectifs - par exemple, la vitesse de la voiture peut être définie en choisissant entre Lent ou Rapide.

2) *Utiliser un cône de guidance* [6] **{rapidité, confort, précision, concentration}**. Ce concept s'inspire d'un jeu décrit dans [125], dans lequel le joueur doit guider un hélicoptère à travers un anneau. Dans ce jeu, l'utilisateur est assisté par un cône invisible qui, bien que facultatif pour finir le jeu, améliore grandement la performance de l'utilisateur. Du point de vue général, un cône de guidance désigne une aide de l'ordinateur, qui assiste le joueur dans sa tâche sans le remplacer.

3) *Utiliser des commandes haut-niveau* **{rapidité, confort, précision, concentration}**. La référence [106] décrit une expérience qui compare des commandes bas-niveau avec des commandes haut-niveau. Dans cette expérience, les participants doivent choisir un point d'intérêt dans un musée grâce à trois commandes. Les deux premières commandes permettent de sélectionner un point d'intérêt par l'intermédiaire d'une succession de choix binaires. La dernière commande permet d'annuler le dernier choix binaire. Les auteurs ont comparé cette méthode à une navigation basée sur des commandes bas-niveau (tel que tourner à droite ou à gauche). Les résultats montrent que les commandes haut-niveau, bien que moins intuitives, sont moins fatigantes et conduisent plus rapidement aux résultats.

4) *Ne pas séparer les stimuli des actions et toujours les incorporer de façon naturelle dans le VE* [14] **{stimulation visuelle, intuition}**. Dans le jeu *Brain Invaders* [23], [72], l'utilisateur a pour objectif

de détruire un alien en particulier qui clignote de façon visible et répétée. Le fait de se concentrer sur l'alien provoque sa destruction à l'endroit même de la stimulation. Dans un jeu de course de voitures également, la direction du véhicule pourrait être donnée en fonction des publicités visibles par le joueur sur le bord du circuit. Intuitivement, l'action permet de rapprocher le véhicule en direction d'une publicité, ce qui modifie sa trajectoire. Physiquement, la publicité est toujours dans le champ de vision de l'utilisateur et dans le sens du mouvement. Par ailleurs, une publicité est un élément naturellement stimulant. Une solution encore plus radicale serait d'utiliser une P300-BCI pour contrôler des actions qui sont normalement *synchrones* (voir Etat de l'art, section 1.2), comme s'arrêter lorsque le feu devient rouge [103].

5) *Limiter les actions complexes (!) {concentration, confort}* – par exemple, contrôler simultanément la trajectoire et la vitesse d'un mouvement.

6) *Concevoir des BCI interactives {concentration, confort}*, dans lesquelles chaque joueur contrôle des paramètres différents du jeu (!). Ainsi, un joueur peut changer la trajectoire d'un mouvement tandis que l'autre peut en contrôler la vitesse. L'interaction multijoueur dans les BCI a par exemple été étudiée dans [126], [127].

1.2. Fatigue visuelle

1) *Incorporer les flashes dans le VE {stimulation visuelle, intuition}*. D'après [14], les stimuli doivent être des événements naturels et distincts apparaissant à des endroits attendus : lumière dans le ciel, publicité dans une rue, parc d'attractions, etc. En outre, seules les commandes qui sont spécifiques au contexte actuel devraient apparaître. Par exemple, seules les commandes de navigation doivent s'afficher lorsqu'on déplace un avatar dans un jeu.

2) *Utiliser des stimuli peu fatigants {stimulation visuelle, confort, concentration}*. Les références [128], [129] ont suggéré que l'utilisation *simultanée* de stimuli audio et visuel était susceptible de réduire la fatigue de même que la charge mentale. Par ailleurs, le déplacement d'un objet dans le jeu est aussi susceptible de provoquer un potentiel évoqué, appelé mVEP (pour motion on set Visual Evoked Potential en anglais). Dans [130], l'utilisation de stimuli mobiles produit des mVEP bien visibles, dans des conditions de faible contraste et luminosité. L'usage de ces potentiels, en particulier en VR où l'utilisateur peut regarder dans toutes les directions, est une piste d'étude intéressante (!).

3) *Diminuer le temps de stimulation {stimulation visuelle, confort, concentration}*. Les systèmes sans calibration sont définitivement préférables [126]. De plus, lors de la conception d'un jeu, les commandes BCI ne doivent être activées que ponctuellement, et n'accaparer qu'une petite partie du temps de jeu (!).

1.3. Faible taux d'information binaire

1) *Utiliser des a priori sur l'utilisateur ou le contexte pour améliorer la sélection d'items (!) {rapidité, précision}*. De tels a priori peuvent être obtenus grâce à une BCI passive ou à des statistiques sur les choix des utilisateurs. Une BCI passive est une technologie qui permet de monitorer l'état mental (charge mentale, concentration) d'un utilisateur et donc de donner des informations précieuses pour orienter le game play du jeu [6], [46].

2) *Utiliser des stimulations appropriées {rapidité, précision}*. Les recommandations données pour la fatigue visuelle s'appliquent aussi ici. En outre, il a été démontré que la forme, le contraste, la couleur et le temps (d'affichage ou de pause) des stimuli influençaient la détection du P300 [131], [132]. Par exemple, l'utilisation de visages pour les stimuli améliore la performance de façon significative [131]. Enfin, nous suggérons aussi l'utilisation des fréquences spatiales (!), qui appliquées aux stimuli [133] pourraient faciliter la détection du P300. Dans le même ordre d'idées, l'analyse de l'origine du N100 en fonction de la position des CIBLE, pourrait permettre de faciliter sa détection (!). En effet, le N100 est un ERP produit par des hémisphères du cerveau différents en fonction de la position d'un stimulus sur l'écran [68].

3) *Réduire le temps entre chaque action de l'utilisateur et rendre chaque action non essentielle {rapidité, confort, concentration}*. Dans une P300-BCI, une répétition est effectuée une fois que toutes les cibles ont flashé. Augmenter le nombre de répétitions améliore la performance mais force l'utilisateur à rester concentré plus longtemps. En conséquence, la fatigue augmente, la tâche devient plus difficile et l'application moins responsive. Il faut donc trouver un compromis entre la responsivité de l'application et la performance. Un moyen d'y parvenir et de garder un nombre de répétitions bas et de rendre chaque action non essentielle. Deux exemples dans la littérature illustrent ce propos. Dans le jeu *Brain Invaders* [23], un alien est détruit après chaque répétition. Cependant, chaque répétition n'est pas essentielle dans la mesure où le joueur a huit chances (c'est-à-dire huit répétitions) pour détruire l'alien cible et finir le niveau. *Brain painting* [134] est un jeu qui est utilisé par des patients souffrants de paraplégie. Il s'agit d'un P300 Speller dans lequel les items sont des outils de dessin. Ici, les erreurs ne sont pas critiques car le dessin peut toujours être retouché sans avoir besoin de recommencer.

4) *Dynamic stopping {concentration, confort, rapidité}*. La plupart des P300-BCI ont un nombre fixe de répétitions, obligeant l'utilisateur à rester concentrer même si le nombre de répétitions effectuées est déjà suffisant pour déterminer de façon correcte l'intention de l'utilisateur. La technique du *dynamic stopping* consiste à trouver le nombre optimal de répétitions pour identifier correctement l'item ciblé. Ceci permet de diminuer le temps nécessaire pour sélectionner un item tout en améliorant la robustesse et la performance du système [135], [136]. La référence [137] présente un benchmarking des méthodes de dynamic stopping.

5) *Utiliser un feedback {précision, intuition}*. Il y a principalement deux raisons pour utiliser un feedback. Premièrement, [6], qui est une méta-analyse du game play dans le domaine de la BCI, recommande de présenter des retours (ou feedback) positifs à l'utilisateur. Pour autant, le feedback est aujourd'hui surtout utilisé dans le domaine de la MI, et son application pour les P300-BCI reste à définir. Dans le jeu *Brain Invaders* [23], un feedback binaire est utilisé pour indiquer si l'alien cible a été détruit ou pas. Cependant, après ce retour, l'utilisateur ne sait toujours pas dans quelle mesure il était proche de l'alien, si bien qu'un retour indiquant une erreur semble toujours aléatoire et empêche l'utilisateur de s'améliorer – ce qu'illustrent les remarques faites par les participants dans le chapitre *Expérimentation*, section 2. Par ailleurs, les joueurs s'attendent à un retour immédiat : Dans un jeu de voiture, il n'y a pas de délai entre le moment où la commande (droite, gauche, accélérer) est émise et celui où la voiture bouge. Le feedback doit donc être donné aussi rapidement que possible. Une solution possible est de grossir les items après chaque répétition, suivant leur probabilité d'être détectés¹⁶. Deuxièmement, on peut utiliser le feedback pour analyser le potentiel lié à l'erreur, potentiel produit par le cerveau après un retour indiquant une erreur de l'utilisateur. Ce potentiel peut

¹⁶ A. Barachant : http://www.huffingtonpost.fr/2017/11/22/brain-invaders-le-jeu-video-qui-secontrole-par-la-pensee_a_23284488/

être utilisé pour corriger automatiquement une commande BCI mal reconnue, augmentant de ce fait la robustesse et le débit binaire de la BCI [138]–[140].

6) *Contrôler des aspects non-essentiels du jeu (!) {précision}*. Dans l'exemple d'un jeu de course, la vitesse ne devrait pas être contrôlée par une BCI car elle est critique pour finir le jeu. Cependant, la BCI peut être utilisée pour déclencher un effet de *boost* afin d'accélérer temporairement la vitesse du véhicule. Cet effet peut avoir une incidence sur le score, mais n'est pas nécessaire pour finir le jeu. Aussi, nous suggérons de restreindre la BCI à un nombre limité d'aspects (!).

7) *Utiliser un cône de guidance {rapidité, confort, précision}*, comme défini dans les recommandations pour une BCI synchrone.

8) *Définir des niveaux de difficulté (!) {rapidité, précision}*. Les recommandations susmentionnées pourraient être regroupées dans des niveaux de difficulté, l'utilisation d'un cône de guidance facilitant grandement le jeu par exemple. Il existe cependant deux limites à l'utilisation de niveau de difficulté. Premièrement, le comportement attendu doit être connu du jeu (informations a priori, statistiques, etc.). Deuxièmement, diminuer la difficulté du jeu diminue aussi la sensation de contrôle. En général, l'utilisation d'une difficulté adaptative n'est pas recommandée [141].

1.4. L'intention de sélection

Les applications P300 actuelles supposent que l'utilisateur est concentré sur un des items à sélectionner, même si l'utilisateur ne regarde pas l'écran. Il existe trois solutions possibles à ce problème. Premièrement, la MI ou, deuxièmement, le rythme alpha pourrait être utilisé comme canal supplémentaire, utilisable par le joueur pour signifier son intention de sélectionner [103], [142]. Un peu comme nous venons placer notre souris sur un dossier à ouvrir avant d'effectuer un double-clic **{intuition}**. Troisièmement, on peut définir un seuil de certitude pour la détection du P300 en dessous duquel l'application ne prend aucune décision. C'est ce que fait le *dynamic stopping* **{concentration, confort, rapidité}**, déjà présenté dans les recommandations pour le Faible taux d'information binaire.

1.5. Recommandations pour le casque EEG

1) *Diminuer le temps de mise en place {confort}*. Pour diminuer le temps de mise en place, le casque EEG devrait être embarqué sur le HMD. Les électrodes sèches sont à privilégier car elles sont plus faciles à nettoyer (!). En outre, on peut difficilement attendre du joueur qu'il se lave les cheveux à chaque fois qu'il joue. Parmi les électrodes sèches, il faut éviter dans la mesure du possible les électrodes avec des pics non flexibles qui sont souvent inconfortables. On leur préférera des électrodes sèches en polymères conducteurs (*e.g.*, [143]). Des électrodes humides miniaturisées peuvent aussi être envisagées, avec l'avantage d'être peu visible [144]. Le problème dû à la mauvaise qualité de signal des électrodes sèches peut être réduit en ajoutant un tissu protecteur qui prévient la contamination du signal par le bruit électromagnétique¹⁷.

¹⁷ A. Barachant : http://www.huffingtonpost.fr/2017/11/22/brain-invaders-le-jeu-video-qui-secontrôle-par-la-pensee_a_23284488/

2) *Utiliser les informations du HMD (!) {rapidité, précision}*. Le matériel embarqué sur le HMD (camera, accélérateur) fournit des informations précieuses sur les mouvements de l'utilisateur. En effet, ces informations sont potentiellement utiles pour repérer les artéfacts de mouvements susceptibles de parasiter le signal EEG. On suggère donc de les utiliser en complément d'une méthode de rejet automatique tel que [100], [145], [146], dont certaines ont encore une efficacité toute relative dans un cas d'utilisation réel.

3) *Utiliser le software tagging {confort, hardware tagging, câble, prix}*. Lorsque l'interface utilisateur (UI pour User Interface en anglais) et la BCI s'exécutent sur des plateformes différentes et que le système d'acquisition du signal EEG n'est pas embarqué sur le HMD (comme dans [147]), le software tagging limite l'utilisation du câble et donc diminue l'encombrement tout en agrandissant l'espace de jeu (voir **Figure 24a**).

4) *Utiliser une unité d'acquisition sans fil {confort, câble, poids}*. L'idéal serait d'embarquer directement le système d'acquisition de l'EEG sur le HMD [147], lorsque l'environnement n'est pas saturé en ondes susceptibles de parasiter la connexion sans fil entre l'unité d'acquisition et la plateforme d'analyse.

5) *Regrouper l'unité d'acquisition et la plateforme d'analyse avec le HMD (!) {confort, câble, plateforme indépendante, prix}*. Ce faisant, le système devient complètement indépendant d'un ordinateur externe (**Figure 24b**). Un tel système évite aussi tous les problèmes liés à la communication sans fil (perte de donnée, perturbation de signal, etc.). Une application simple de cette recommandation consiste à placer la plateforme d'analyse (généralement un PC) dans un sac à dos [92].

Ces aspects ont été mis en pratique, lors de la conception d'un casque¹⁷ financé en partie par l'entreprise IHMTEK (voir aussi annexe Tagging, section 3.3.2). En particulier, l'entreprise a participé à la conception d'électrodes imprimables en polymère dur conducteur. Ce travail a été réalisé par A. Barachant et C. Mendoza (voir annexe Tagging, section 3.3.2, **Figure 31a**).

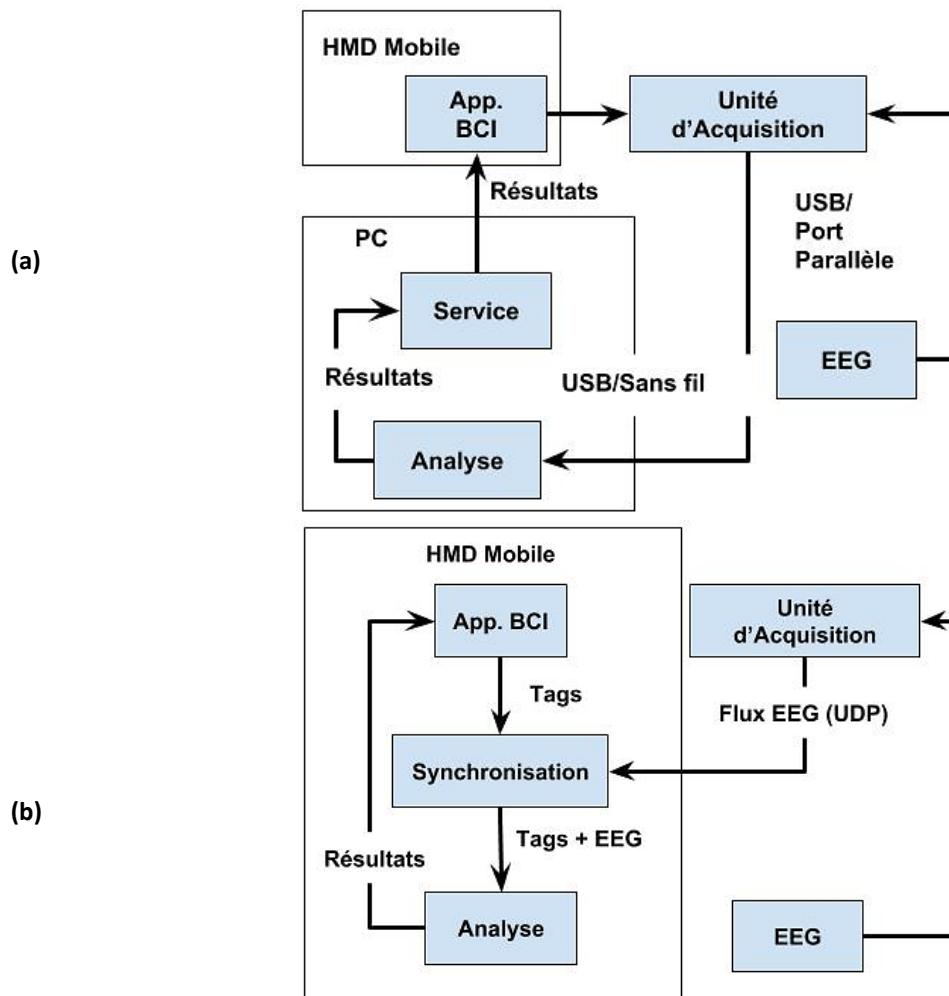


Figure 24. Exemples d'une BCI couplée avec de la VR lorsque le système d'acquisition de l'EEG et la plateforme d'analyse s'exécutent sur deux différentes plateformes : **(a)** le HMD est relié à un PC ; **(b)** Le HMD s'exécute sans avoir besoin du PC. Dans **(a)**, le PC pourrait être miniaturisé et embarqué dans un complexe groupant EEG et HMD mobile. Dans **(b)**, le HMD s'occupe à la fois de la gestion et de l'affichage de l'UI, mais aussi d'acquérir et tagger le signal (software tagging) - figure reprise de [76].

2 VR

2.1. Imprécision de l'IMU

Ce problème est limité aux HMD *passifs* (quand le smartphone est le seul moyen de virtualisation). En effet, les casques *actifs* comme le SamsungGear (Samsung, Séoul, Corée du Sud) incorporent une IMU de bonne qualité. L'utilisation d'un capteur externe pour détecter la position de l'utilisateur, comme sur le HTC Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan ; Valve, Bellevue, US), semble aussi résoudre ce problème de façon définitive (!) **{mouvements, intuitif : l'utilisateur se déplace comme en réalité}**. Enfin, la

technologie de *Sensor Fusion*¹⁸, contenue dans les nouvelles générations de casque pourrait aussi résoudre ce problème en corrigeant le biais de l'IMU grâce aux données de la caméra **{mouvements, intuitif}**. Ces casques sont par exemple le Structure Sensor (Apple, Cupertino, US) ou la ZED camera (Stereolabs, San Francisco, US).

2.2. Locomotion

Voici une liste non exhaustive des moyens de locomotion en réalité virtuelle (e.g., [17]):

- 1) *téléportation* **{cybercinétose, artéfacts, mouvements, prix}**. Cette technique s'apparente au point-et-click sur PC. L'utilisateur vise le lieu où il souhaite se déplacer puis valide cette action pour bouger dans le VE. La transition entre les deux positions peut être dynamique (mouvement de la caméra) ou statique (floue, *fade-in*), avec une préférence pour la seconde possibilité car elle diminue la cybercinétose (l'utilisateur étant immobile, le mouvement de la caméra est perçu comme non-naturel). Cette technique est très adaptée aux BCI car elle n'implique aucun mouvement physique de l'utilisateur (et donc génère moins d'artéfacts de mouvement) (e.g., [106]). Cependant, bien qu'elle soit largement répandue, elle reste très peu étudiée.
- 2) *walk-in-place* **{cybercinétose, intuition, prix}**. Cette technique consiste à marcher sur place pour se déplacer dans le jeu, la direction du mouvement étant donnée par l'orientation du casque (et donc de la tête du joueur). Bien étudiée en laboratoire, cette méthode de déplacement est aussi assez répandue dans les jeux. Cependant, elle ne s'applique qu'à un nombre limité de situations (on ne peut pas nager par exemple) (!), et implique de bouger (donc peu recommandée pour une BCI car elle peut produire des artéfacts de mouvement).
- 3) *reconnaissance de geste* **{cybercinétose, intuition}**. Il s'agit ici d'associer un geste de l'utilisateur à un mouvement. Par exemple, un pousser de bâton pour se déplacer sur des skis virtuels. Ce type de reconnaissance est par exemple implémentée dans le jeu *The Art of Fight* pour le HTC Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan ; Valve, Bellevue, US). Cependant, cette technique nécessite un mouvement de l'utilisateur (elle peut donc générer des artéfacts dans le signal EEG), et n'a pas encore été étudiée scientifiquement.
- 4) *motion platform* **{cybercinétose, intuition}**. Il s'agit d'une machine, par exemple un tapis de course, qui permet de se déplacer infiniment à la fois dans l'environnement réel et virtuel, l'espace de jeu étant physiquement limité. Comme pour la technique précédente, la gestion des artéfacts de mouvement peut poser problème. En outre, le mouvement n'est pas toujours naturel et le coût, tout comme l'encombrement de la plateforme, est consistant. Par exemple le Virtuix omni (Virtuix, Austin, USA) occupe la place d'une machine de musculation pour un coût de 700 €. S'il est difficile de concevoir une machine de ce gabarit dans son salon, la technologie possède un intérêt certain pour les salles d'arcade.
- 5) *sensor fusion* **{cybercinétose, intuition}**. Cette technologie, déjà présentée dans les recommandations pour l'imprécision de l'IMU, permet de corriger les mesures de l'accéléromètre grâce aux données de la caméra. Elle permet de repérer de façon précise la position de l'utilisateur

¹⁸ Littéralement, le procédé de *sensor fusion* fusionne les données envoyées par des capteurs dispersés afin d'établir une meilleure estimation de la mesure physique observée.

dans l'environnement réel. Ce faisant, elle remplace les capteurs externes, limités par leur portée, qui auparavant se chargeaient de cette tâche.

2.3. La cybercinétose

La cybercinétose, ou mal des transports en réalité virtuelle, peut être amoindrie en respectant les consignes suivantes (nous n'avons reporté ici que les recommandations bien établies) **{cybercinétose, confort}** :

- 1) éviter les distorsions dues au mouvement [19], [148] (**Figure 25**).
- 2) éviter le clignotement des images, c'est-à-dire une transition visible et répétée entre des images successives [86].
- 3) éviter de regarder en bas à une distance très proche du corps, comme regarder un point situé à une courte distance de ses pieds [149].
- 4) prendre des pauses régulières.
- 5) introduire un point de repère fixe dans l'environnement virtuel [150]–[152].
- 6) réduire le champ de vision si la vitesse (rectiligne ou angulaire) augmente [153].

Des techniques expérimentales, comme le déplacement dans un environnement sans gravité ou l'utilisation d'un bandeau vibrant¹⁹ doivent encore être évaluées (!).

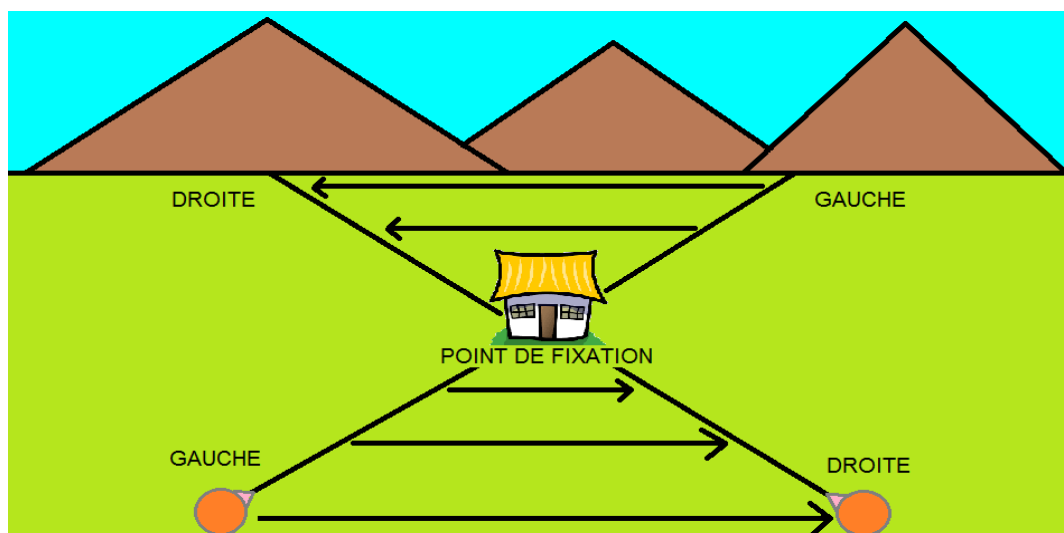


Figure 25. La distorsion de mouvement, ou motion parallax en anglais, apparaît lorsque l'utilisateur fixe un point intermédiaire entre le premier plan et l'arrière-plan. La rotation de la tête provoque l'illusion que les objets derrière le point de fixation bougent avec la tête tandis que les objets devant le point de fixation bougent en opposition au mouvement de la tête.

¹⁹ Le bandeau vibrant Ototech (Otolith lab, Washington, US) inonde l'oreille interne de bruit blanc ce qui lui permettrait de mieux supporter les déplacements en réalité virtuelle :

<https://www.realite-virtuelle.com/ototech-motion-sickness?fbclid=IwAR24TujAAVLDxelduBDhNYc7Wi4fQayo4IJWX7xyjAYNscTeVTzZe0olq3w>

3 Type de jeu recommandé

Des jeux bien représentés en VR et qui sont également bien adaptés pour la BCI sont les jeux d'aventure et de simulation. En effet, il est possible de concevoir un jeu d'aventure où le joueur doit choisir à intervalle régulier parmi un nombre limité d'options, ce qui est en accord avec le fonctionnement d'une P300-BCI. Aussi, les jeux de simulation sont particulièrement adaptés pour les P300-BCI car le game play des jeux de simulation est souvent lent et n'implique pas de score. Par conséquent, le joueur est plus détendu et obtient une meilleure performance. Enfin, ces deux types de jeux sont bien représentés en VR, si nous regardons la plateforme de jeux Steam VR (Valve, Washington, US).

Les autres types de jeux doivent être considérés prudemment, soit parce que leur game play n'est pas compatible avec la VR ou la BCI, soit parce qu'ils nécessiteraient de nombreuses adaptations. Sur la base de [6] et des types de jeux les plus représentés sur Steam, on peut établir un score du type de jeu suivant son adéquation avec la VR (pas, peu ou très représenté sur une échelle de 0 à 2) ou la BCI (pas, peu, ou très adapté sur une échelle de 0 à 2) - **Tableau 3**.

Type de jeu	Adéquation avec une P300-BCI	Adéquation avec la VR	Score (BCI + VR)
Stratégie	<i>Peu adapté.</i> Soit trop complexe, soit se joue en temps réel. Restreindre au tour par tour et à quelques aspects.	<i>Peu représenté</i> (7 % des jeux).	2 (1 + 1)
Action	<i>Pas adapté.</i> Requiert des mouvements rapides, et souvent du contrôle continu.	<i>Très représenté</i> (34 %).	2 (0 + 2)
Sport	<i>Pas adapté.</i> Même raison que pour 'Action'.	<i>Peu représenté</i> (9 %).	1 (0 + 1)
Puzzle	<i>Très adapté.</i> Souvent en tour par tour. Game play lent.	<i>Pas représenté</i> (3 %).	2 (2 + 0)
Aventure	<i>Très adapté.</i> Prévoir un nombre limité d'options à intervalle régulier.	<i>Très représenté</i> (20 %).	4 (2 + 2)
Simulation	<i>Très adapté.</i> Game play lent.	<i>Très représenté</i> (22 %).	4 (2 + 2)
Jeux de Rôle	<i>Peu adapté.</i> Même justification que pour 'Stratégie'.	<i>Pas représenté</i> (5 %).	1 (1 + 0)

Type de jeu	Score VR	Score BCI	Score Total
Strategie	1	1	2
Aventure	2	2	4
Action	2	0	2
RPG	0	1	1
Simulation	2	2	4
Sport	1	0	1
Puzzle	0	2	2

Tableau 3. Adéquation du type de jeu pour une P300-BCI couplée avec de la VR (figure modifiée de [76]). Score : pas (0), peu (1) ou très (2) adapté/représenté.

4 Conclusion du chapitre

Les contraintes fortes liées à l'utilisation d'une BCI et d'un HMD peuvent être contournées par des adaptations du design de l'application. La téléportation est sans doute la technique de déplacement la plus adaptée à la fois pour les BCI (car elle limite la génération d'artéfacts dans le signal EEG) et en VR (car elle diminue la cybercinétose lorsque les transitions se font de manière statiques). Entre autres, l'application peut tenir compte de l'aspect synchrone et du faible débit des P300-BCI en : réduisant le temps entre chaque choix de l'utilisateur ; rendant chaque action non essentielle ; incorporant de façon naturelle les stimuli dans le VE (par simulation d'actions elles-mêmes synchrones dans la réalité par exemple). En général, les jeux d'aventures et de simulations sont facilement modifiables pour prendre en compte ces aspects car ils possèdent un game play lent, où le joueur est amené à faire des choix à intervalle régulier. Ils sont en outre très représentés parmi les jeux de VR.

Conclusion

Sommaire

Conclusion	63
1 Résumé	63
2 Perspectives	65
3 La technologie BCI+VR.....	65
4 Ethique.....	66
4.1. Jeux vidéo et éthique.....	67
4.2. Réalité virtuelle et éthique.....	67
4.3. BCI et éthique.....	68
4.4. Contour d'une éthique pour une BCI+VR.....	69

1 Résumé

L'objectif de cette thèse était d'étudier la faisabilité d'une BCI dans un VE mobile, dans le cadre d'une application pour le grand public. Nous avons montré qu'il est possible de réaliser un tel système. Notre contribution se décompose en trois aspects :

- *un aspect expérimental*. Nous avons mis en évidence que le dispositif créé n'introduisait pas de changement dans la performance (pour les P300-BCI du moins) [28], ni de perturbation de la qualité du signal (par rapport à une utilisation d'une BCI sur PC) [98]. Jusqu'à présent, la qualité du signal n'avait jamais été étudiée dans un environnement de réalité virtuelle. Or, cette analyse est essentielle pour le développement de toutes les BCI en VR, car elle permet d'estimer l'implication du matériel pour expliquer les différences de performance, lorsqu'elles sont observées, entre BCI sur PC et en VR – avec un HMD dans notre cas. En ce qui concerne l'étude sur la performance, elle étend et complète des précédentes études telles que [9] et met en évidence des différences dans les ERP entre une BCI sur PC et en VR. Principalement, nous avons montré que la composante P200 était significativement plus prononcée avec un HMD que sur PC, bien que la performance soit similaire dans les deux conditions. Ceci indique aussi une plus grande variabilité en VR que sur PC. La composante P200 est un potentiel exogène, qui apparaît entre 150 et 350 ms après la stimulation. C'est donc un potentiel exogène tardif, qui dépend de l'état des sens de l'utilisateur (ici, la vue) mais aussi de son attention, de sa concentration, et qui pourrait varier avec l'entraînement et l'âge [154]. La source de cette composante reste difficile à évaluer, mais on peut dire qu'elle est essentiellement centrale et pariétale sur PC, avec des ramifications temporale et occipitale en VR. La référence [67] suggère que la zone pariéto-occipitale serait impliquée dans le processus de comparaison des stimuli visuels avec la mémoire du participant. D'ailleurs, le lobe temporal est aussi connu pour son implication dans la mémoire visuelle [155]. Ceci suggère que la VR introduit une différence dans le traitement des stimuli, attribuable à la nouveauté des stimuli, à l'écran dédoublé ou à une concentration accrue du fait de

l'aspect close-up. Des différences qualitatives, mais non significatives, apparaissent aussi parmi les composantes de l'ERP N100, P300 et du probable N700 entre les deux conditions expérimentales.

- *un aspect théorique.* Dans la revue de littérature [76] nous avons compilé et proposé des solutions afin d'adapter le game design des jeux vidéo aux limites de la BCI (comme la stimulation visuelle ou le manque de responsivité). Cette réflexion théorique permettra à des concepteurs de jeux vidéo d'ajouter une BCI dans leur application VR, tout en intégrant les contraintes fortes de la technologie BCI. Une restriction importante est le faible débit binaire des BCI, qui limite considérablement la vitesse et la précision avec laquelle une commande de l'utilisateur est interprétée par la machine. Pour lever cette restriction, nous recommandons de limiter la BCI à *quelques* aspects non essentiels du jeu, ainsi qu'à des jeux n'impliquant pas une réaction rapide de la part de l'utilisateur. Les jeux de simulations ou d'aventures au tour par tour répondent à ces critères, et sont en plus très représentés dans le domaine de la VR. L'utilisation des mouvements (*e.g.*, position du corps, orientation de la tête) pour interagir en VR génère aussi des contraintes importantes en termes d'espace de jeu, de captation des mouvements du joueur, de mobilité du matériel, de cybercinétose, ou de performance de la BCI. Par exemple, les mouvements du joueur sont susceptibles de provoquer une sensation de mal des transports s'ils ne sont pas en adéquation avec les mouvements de l'avatar. De plus, les mouvements peuvent perturber le signal EEG. La téléportation est une technique de déplacement éprouvée en VR qui ne nécessite pas de déplacement physique de l'utilisateur. Le joueur étant immobile, une scène de transition statique (un flou, un *fade-in*) permet de matérialiser l'utilisateur d'un endroit virtuel à un autre sans déplacement dans le jeu, et donc de diminuer la sensation de malaise. Les artéfacts du signal EEG peuvent également être évités en ne faisant pas interférer les mouvements de l'utilisateur avec une stimulation de la BCI.

- *un aspect technique.* Le couplage de la BCI avec la VR est un véritable challenge, notamment en ce qui concerne la problématique du tagging. En effet, l'intégration d'une P300-BCI avec un HMD mobile est une opération non triviale et fondamentalement différente que sur PC, en particulier à cause de la puissance limitée des HMD et de leur écran dédoublé. Nous avons donc conçu un hardware tagging avec un faible jitter, ainsi qu'une architecture matérielle et logicielle pour incorporer le software tagging. Nous avons également proposé une analyse de la latence attribuable au tagging et une méthodologie pour la corriger. Notre travail pose une base solide pour l'expérimentation et l'interprétation des résultats (annexe Tagging). Notre code est maintenable et évolutif grâce à un moteur multiplateforme possédant une forte communauté (Unity, San Francisco, US). Notre implémentation est donc réutilisable (annexe Détail de l'implémentation). Parmi les fonctionnalités développées, notre travail se distingue également par l'attention portée à l'implémentation de la loi exponentielle, qui modélise le temps d'attente naturel entre deux stimuli (annexe Correction de la loi exponentielle). Nous avons mis en évidence que le temps moyen empirique entre deux stimuli était différent du temps moyen théorique. Cette différence constitue un facteur de confusion, car le recouvrement des ERP produits par les deux stimuli n'est alors plus prévisible (*e.g.*, [64]). Nous avons donc proposé une méthode qui simule un temps d'attente naturel entre deux stimuli, tout en garantissant dans la mesure du possible la correction du temps d'attente et l'expérience utilisateur. En effet, nous avons montré qu'une implémentation non optimisée pouvait conduire à des temps d'attente excessivement long entre deux stimuli, ce qui constitue un inconvénient majeur pour l'utilisateur.

2 Perspectives

Un certain nombre de travaux restent inachevés :

- *aspect technique.* Le matériel de laboratoire reste cher et lourd à installer. Le casque développé par A. Barachant²⁰ est une bonne alternative. En outre, l'utilisation d'électrodes sèches permet de s'abstenir du nettoyage après utilisation, et le temps de mise en place reste inchangé en comparaison avec des électrodes humides [76]. Aujourd'hui, force est de constater que le produit développé est encore loin d'une application grand public.
- *aspect expérimental.* La performance du système avec le casque mobile et le protocole LSL (voir annexe Tagging, section 3.3.2) n'a pas fait l'objet d'une campagne expérimentale. Or, l'utilisation du software tagging (LSL) avec un casque mobile permet de s'affranchir des câbles, et donc à l'utilisateur de bouger et de profiter pleinement des capacités de la VR. L'étude sur la qualité du signal EEG demande aussi à être étendue aux dispositifs dits actifs (qui incorporent de l'électronique), tel que le HTC Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan ; Valve, Bellevue, US), qui est aussi populaire et mobile. Un autre point essentiel, est l'utilisation de la BCI en situation de locomotion. En effet, la VR requiert souvent des mouvements de l'utilisateur, comme bouger une manette pour saisir un objet ou se déplacer. Or ces mouvements sont susceptibles de provoquer des artéfacts dans l'enregistrement EEG. La détection de potentiels évoqués lors de mouvements tel que la marche a été étudié en laboratoire [100], [145], [146], [156], mais des expérimentations pratiques, collant d'avantage aux conditions réelles d'utilisation comme [92] sont nécessaires avant une mise en pratique auprès du grand public. D'un point de vue physiologique, les différences de la probable composante N700 entre une BCI sur PC et avec un HMD doivent être investiguées. De même, l'origine de la différence entre la P200 dans les deux conditions doit être explicitée. En effet, il n'est pas clair si cette différence est physiologique ou attribuable à d'autres facteurs comme l'originalité de la stimulation ou une meilleure concentration induite par l'immersion ; et de fait devrait disparaître avec l'entraînement.
- *aspect théorique.* Nous avons adressé un grand nombre de recommandations pour l'utilisation d'une BCI avec de la VR. Cependant, ces recommandations apparaissent parfois contradictoires à cause du mélange des différents paradigmes (BCI, VR) et des restrictions associées. Un cadre d'exploitation, suivant le type de jeu ou la situation reste nécessaire. Une évaluation du game design par l'intermédiaire de l'expérimentation ou d'une loi mathématique (comme la loi de Fitts [6]) permettrait aussi de rendre ces recommandations plus objectives.

3 La technologie BCI+VR

Aujourd'hui, il manque du recul pour déterminer l'impact de la VR sur notre société. A un niveau conceptuel, elle redéfinit notre conception du sentiment de présence ainsi que notre rapport à la réalité, effective et virtuelle. A un niveau pratique, elle s'introduit peu à peu dans tous les champs d'applications possibles, y compris les BCI. Dans ce travail de thèse, nous avons commencé par souligner le rôle de l'imagination dans le développement de la VR. C'est pourquoi nous nous sommes surtout intéressés à l'utilisation de la VR et de la BCI dans le domaine du jeu vidéo. La vulgarisation de la technologie BCI+VR auprès du grand public semble en réalité possible, dans les jeux vidéo du moins. En effet, notre travail suggère que la performance de cette technologie est en fait secondaire par

²⁰ <http://alexandre.barachant.org/eeg.io/>

rapport à d'autres effets comme l'effet waouh et le game design du jeu. Un jeu vidéo pour le grand public peut très bien se contenter d'un matériel peu cher et aussi peu performant, sous réserve de concevoir et produire un matériel ergonomique, et d'être *bien pensé* à la fois pour la BCI et pour la VR.

En revanche, la production d'une technologie BCI+VR pour communiquer reste très compliquée. Elle est compliquée, notamment parce qu'un EEG performant est cher, et que la BCI reste une interface *lente* et peu ergonomique. Les recommandations que nous avons faites vont dans ce sens, et insistent sur l'expérience utilisateur des BCI. Les résultats sur la performance sont aussi encourageants. Il y a, en effet, des évidences fortes qui montrent que la BCI fonctionne très bien, voire mieux, en VR (voir chapitre *Expérimentation*, section 3). Notre expérimentation n'est pas seulement une preuve supplémentaire qui appuie ces résultats. Elle s'accompagne aussi d'un effort d'analyse (latence du tagging, temps d'attente entre les stimuli, origine physiologique des différences entre VR et PC) qui améliore l'interprétation de ces résultats, avec parfois un impact fort sur la performance. Par exemple, le temps d'attente entre les stimuli détermine la forme de l'ERP, dont dépend la performance de l'interface.

Mais est-ce nécessaire ? Quels besoins avons-nous de vulgariser auprès du grand public une technologie limitée dont l'usage, finalement, était jusqu'à présent restreint aux personnes souffrant de handicaps moteurs sévères ? Effectivement, la question se pose au vu des contraintes importantes de cette technologie, et du panel déjà existant d'interfaces homme-machine sur le marché : clavier, souris, assistant vocaux, etc. En réalité, on constate que ces interfaces sont rapides mais aussi compliquées. L'utilisateur doit faire part de son intention en utilisant un ensemble de procédures codifiées et dont la signification n'est pas toujours évidente : entrer un mot de passe WIFI demande bien du temps, et expliquer la procédure à une personne néophyte (comme une personne âgée) relève de l'impossible. L'avantage d'une technologie BCI+VR est qu'il serait plus facile pour la machine d'estimer l'intention de l'utilisateur grâce à : l'utilisation d'un avatar virtuel, l'orientation du regard de l'utilisateur, l'utilisation de potentiels évoqués ou de l'imagerie motrice, etc. L'utilisation du neurofeedback ajouterait aussi une véritable valeur en renseignant sur l'expérience utilisateur et sur sa facilité à utiliser l'interface.

4 Ethique

Les conflits du siècle passé, le réchauffement climatique ou encore les avancées dans le domaine de la médecine et de la biologie, ont radicalement changé notre façon de voir l'éthique de la science. Dans [157], le philosophe Hans Jonas s'oppose à l'idée selon laquelle toute science est bonne à prendre. Il redéfinit ainsi l'éthique en termes de responsabilité. On se demande, légitimement, dans quelle mesure la technologie BCI+VR est quelque chose de bien, notamment lorsqu'elle est appliquée aux jeux vidéo. Jeux vidéo qui constituent à eux seuls un nouveau média, et donc susceptibles d'être vus et d'influencer nombre de personnes. Il nous paraît donc approprié de terminer cette thèse par des considérations éthiques sur les jeux vidéo, la réalité virtuelle et les BCI avant d'esquisser ce que serait une utilisation de bon sens pour une technologie alliant BCI et VR.

4.1. Jeux vidéo et éthique

Tous les médias sont soumis à la norme PEGI, qui restreint au public adulte l'accès à du contenu choquant – *e.g.*, violent ou pornographique. Pour autant, les jeux vidéo et la télévision ne sont pas considérés de la même manière. Lors d'une présentation faite dans une école sur le thème de la réalité virtuelle et des jeux vidéo, nous avons été surpris par la véhémence des parents d'élèves. En résumé, les jeux vidéo violents et immoraux étaient accusés de rendre les joueurs violents et immoraux. D'abord, il est surprenant que cette réaction se soit concentrée sur les jeux vidéo violents alors que la norme PEGI s'applique aux contenus choquants en général. En fait, tout type de contenu stressant peut induire un comportement violent²¹. Ensuite, si des évidences fortes existent, dont des méta-analyses, concernant l'impact des jeux vidéo sur le comportement [158]–[162], elles sont cependant très contestées [163]–[167]. Le fait de mesurer l'agressivité directement après l'expérience est très critiqué car cet effet ne semble pas perdurer dans le temps [165], [167]. De plus, il n'est pas évident de savoir si les personnes jouant au jeu vidéo violent deviennent violentes, ou, étaient déjà violentes avant de jouer [164], [166]. Il n'est pas non plus évident de savoir si la violence induit des comportements violents ou conduit à inhiber les comportements d'entraides et de modération dans les relations sociales [168]. Par ailleurs, si l'étude [162] montre un effet des jeux vidéo sur le comportement quel que soit l'âge de l'adolescent, elle souligne aussi que cet effet décroît avec l'âge. Nous ajouterons que l'effet de catharsis dans les jeux vidéo n'a pas suffisamment été souligné [169]–[171], de même que l'effet de ces jeux vidéo sur la prise de décision et la concentration : « Il arrive souvent que les jeux qui ont des effets positifs en termes de capacité d'attention, de concentration et de prise rapide de décision soient des jeux violents. La violence est-elle importante à ces apprentissages ? » (Serge Tisseron²¹). En l'absence d'un consensus clair sur les jeux vidéo, le bon sens devrait s'appliquer. Ce qui vaut pour les films choquants et les armes vaut aussi pour les jeux vidéo violents (stressants ?) : Les premiers ne sont pas recommandés pour les personnes sensibles, et on ne met pas les secondes dans les mains de personnes instables.

De notre point de vue, ces considérations cachent un autre problème éthique des jeux vidéo : l'incitation à la consommation. L'addiction au jeu vidéo a été récemment reconnue comme maladie par l'OMS²². Or, l'addiction est à la base même de la rentabilité du jeu vidéo, en témoignent les multiples versions d'un même jeu ou l'achat de contenus payants dans le jeu. En jouant sur le besoin de renouveler le contenu, ou sur l'émotion de voir une suite à son jeu favori, le jeu vidéo exploite des processus inconscients. Cette manipulation pose donc un problème éthique, car elle encourage une relation d'addiction qui peut, *in fine*, se révéler néfaste pour le consommateur.

4.2. Réalité virtuelle et éthique

L'incitation à la consommation a d'autant plus d'effets en VR. Contrairement à un ordinateur ou à un espace public, le VE est totalement manipulé par une tierce personne. Il est impossible d'échapper à une publicité : à défaut d'enlever le casque ou de fermer les yeux, la réclame peut vous suivre quelle que soit la direction de votre tête. Récemment, les philosophes M. Mandary et T.K. Metzinger [172] ont posé les bases d'une éthique de la VR. En résumé, la VR pourrait influencer sur la perception de soi, rendant les utilisateurs beaucoup plus sensibles aux scènes stressantes (torture par exemple) ou à la

²¹ <https://sergetisseron.com/blog/les-jeux-video-violents-rendent/>

²² <http://www.who.int/features/qa/gaming-disorder/fr/>

publicité. Par exemple, on connaît le rôle de l'étiquetage qui consiste à modifier le comportement de quelqu'un en lui attribuant les adjectifs du comportement qu'on souhaite lui voir adopter : « tu es bon, tu es propre » [173]. Quels seraient les effets, alors, d'une virtualité où un enfant incarnerait un serial killer, ou, au contraire, un bourreau une de ses victimes ? Parmi les situations étranges, les expériences de réalité modulée (bien que n'appartenant pas à la VR) permettent de se voir soi-même, de contrôler un robot, etc. On peut imaginer, par exemple, de retransmettre à l'utilisateur une image modifiée de lui-même (*e.g.*, plus musclée, plus soignée). En règle générale, la Réalité Retransmise modifie la perception de soi et de son environnement, rendant les personnes plus sensibles à la manipulation - à bon ou mauvais escient. Également, on retiendra le risque de surveillance, l'enregistrement de données personnelles et privées, et l'absence d'étude sur les effets psychologiques d'une immersion à long terme.

4.3. BCI et éthique

L'aspect éthique de la BCI est véhiculé de façon purement médiatique. Premièrement, par des films tels que *Inception* (Christopher Nolan, 2010, US-UK), dans lequel des voleurs s'approprient le secret de grands industriels en s'introduisant dans leurs pensées. Deuxièmement, par des communications de vulgarisation, qui reprennent facilement des expressions telles que « lire dans les pensées » ou « contrôler le cerveau »^{23,24}. La communication de Facebook en 2017, sur leur projet d'écrire des sms par la pensée en utilisant l'imagerie optique [174] avait à l'époque aussi beaucoup fait parler d'elle²³.

Lors de nos expériences, il est arrivé qu'on nous demande s'il était possible de contrôler le cerveau avec la BCI. Et en réalité, il existe bien des technologies qui sont capables d'envoyer des impulsions dans le cerveau. L'implant cochléaire est sans doute l'exemple le plus connu. Un autre champ des BCI s'intéresse aussi à la stimulation du cerveau par stimulation transcrânienne. La filmographie a souvent livré un aperçu traumatisant de ces méthodes et de leurs dérives avec le fameux électrochoc (par exemple : *Vol au-dessus d'un nid de coucou*, Milos Forman, US, 1975 ; *Sucker Punch*, Zack Snyder, 2011, US).

En pratique cependant, l'ensemble de ces technologies sont encore à leurs balbutiements. L'EEG en particulier, ne se contente que de « lire » des informations très superficielles, comme la volonté de réaliser un mouvement ou une réaction à une stimulation. Un précipice existe donc entre les mythes urbains et la réalité technique. Pour autant, le principe de responsabilité nous force à nous poser la question : est-ce qu'une telle recherche est intéressante ?

De nos jours, nous constatons que les applications de la BCI ont un certain potentiel en termes de traitement des troubles cognitifs et pour la compréhension du cerveau. Le bienfait, pour des personnes handicapées, de pouvoir communiquer avec souplesse (*e.g.*, [49], [175]), ou de retrouver l'usage d'un membre [176], [177] est inestimable. Bien entendu, même si l'accès à des informations sensibles « dans le cerveau » des utilisateurs est impossible, il faut prévenir cette utilisation. En ce sens, si la recherche de Facebook aboutit, elle améliorera certainement notre capacité à communiquer. Mais de

²³ <https://www.theguardian.com/technology/2017/apr/19/facebook-mind-reading-technology-f8>

²⁴ <https://www.huffingtonpost.fr/2017/11/22/brain-invaders-le-jeu-video-qui-se-controle-par-la-pensee-a-23284488/>

façon tout aussi certaine, elle livrera aux géants du numérique des informations aussi précieuses que celles que nos conversations et publications sur leur site leur donnent déjà.

4.4. Contour d'une éthique pour une BCI+VR

On distinguera donc trois grands aspects pour une BCI+VR éthique, en particulier pour un usage dans les jeux vidéo :

- *aspect contenu.* La VR offre un sentiment de proximité accrue avec son avatar. Elle offre aussi l'accès à un nombre illimité de VE. Il convient donc d'éviter les situations mettant en grand péril l'utilisateur dans un VE. Pour anecdote, dans un salon de technologie, le projet d'étudiant autoentrepreneurs MăGAMES (Grenoble, France), auquel je participais alors, avait présenté un jeu de tir en réalité virtuelle dans une situation stressante : des robots arrivaient en continu sur le joueur, qui devait endiguer le flot en leur tirant dessus avant qu'ils ne l'atteignent. Nous avons eu alors la mauvaise surprise de voir l'un des enfants pleurer en testant le jeu.
- *aspect économique.* La VR pourrait accroître la sensibilité aux publicités et aux tentatives de manipulations commerciales, qui sont déjà omniprésentes dans les jeux vidéo. Une bonne règle de conduite serait de limiter l'utilisation de ses procédés. Pour la BCI, il s'agit de garantir l'anonymisation et de souligner la responsabilité de l'exploitant sur les données EEG acquises, comme cela se fait actuellement pour les données à caractère privé.
- *aspect éducationnel.* Les considérations sur le jeu vidéo montrent un manque de discernement en ce qui concerne l'usage des jeux vidéo. Alors qu'on accuse les jeux vidéo de rendre les personnes violentes, la question est surtout de savoir pourquoi des personnes sensibles ou déjà violentes ont accès à ces jeux ? En ce sens, plus qu'une limitation des jeux vidéo, nous encourageons plutôt la sensibilisation du public sur l'utilisation des jeux vidéo. En ce qui concerne la BCI, le concepteur doit informer l'utilisateur sur les possibilités réelles de la BCI.

Tagging

Sommaire

Tagging	71
1 Définition	71
2 Problématiques	72
3 Propositions	73
3.1. Correction de la latence du tagging	73
3.2. Correction du jitter en VR	75
3.3. Mobilité	78

1 Définition

Une P300-BCI se compose de deux entités chargées respectivement d’afficher les stimulations (application) et d’analyser l’EEG (logiciel d’analyse). Or, le P300 est peu décelable du fait de sa faible amplitude et de sa rapidité d’apparition (voir Etat de l’art, section 1.2.4). En fait, il faut moyenner plusieurs fenêtres (*epochs*) de signal suivant l’apparition du stimulus afin de faire apparaître cette caractéristique. Il est donc nécessaire de synchroniser très précisément l’application avec l’analyse du signal. En effet, une mauvaise synchronisation aura pour résultat de désynchroniser ces epochs entre elles, faisant disparaître le P300 qui se retrouvera moyenné avec le bruit. Traditionnellement, cette synchronisation s’effectue au moyen de *tags* qui sont inscrits sur l’EEG à chaque fois qu’une stimulation est présentée à l’utilisateur. Le recours à un câble USB ou à un port parallèle entre l’application et l’Unité d’Acquisition de l’EEG (UA) garantit l’absence de délai entre le moment où le tag est envoyé depuis l’application et celui où il est inscrit sur l’EEG. C’est ce que l’on appelle le *hardware tagging*. Une autre méthode, dite *software tagging*, consiste par opposition à synchroniser les tags et l’EEG de façon logiciel en considérant le moment où les tags de l’application et les données de l’UA ont été émis. Une façon de s’assurer de cette synchronisation et de supprimer au préalable le décalage qu’il pourrait y avoir entre l’horloge de l’application et celle de l’UA – en s’inspirant par exemple de ce qu’il se fait dans le domaine des réseaux de capteurs et d’internet [178].

2 Problématiques

Le tagging se caractérise par sa *latence* et sa *variabilité* (encore appelé *gigue* ou *jitter* – terme anglophone - en traitement du signal). La *latence* est la moyenne des retards entre l’affichage du stimulus à l’écran et le tagging de l’EEG. Elle dépend du protocole de tagging ainsi que des aspects logiciels et matériels (écran par exemple). La durée et le retard physiologique des potentiels évoqués ont la même unité (ms) que la latence [64]. Cette dernière induit par conséquent un retard artificiel et non négligeable dans le retard observé des potentiels évoqués. Pour autant, elle ne correspond pas à un retard physiologique et doit être corrigée avant interprétation. Le *jitter* est la variance des retards du tagging. Comme expliqué plus haut, une variance importante conduit à faire disparaître le P300 lors du moyennage (**Figure 26**).

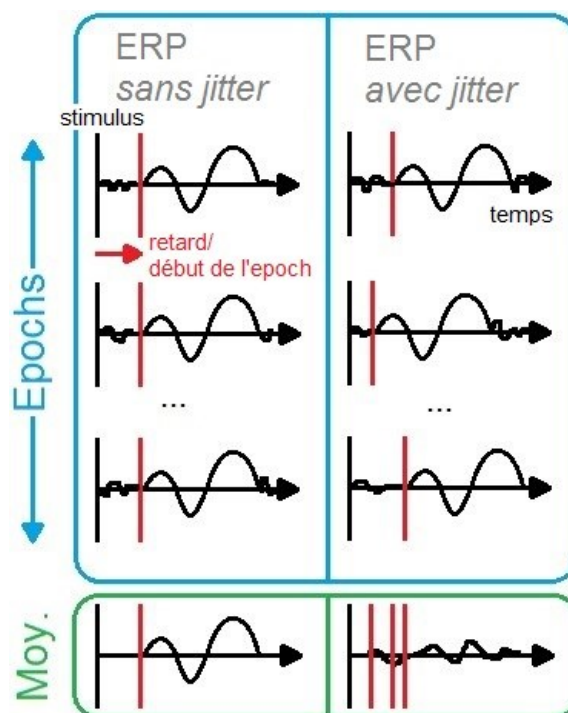


Figure 26. Influence du jitter sur la moyenne des ERP pour un grand nombre d’epochs. La moyenne des epochs synchronisées fait disparaître le bruit. La moyenne des epochs désynchronisées se confond avec le bruit et tend vers zéro.

L’utilisation d’un HMD *mobile* complique en outre la réalisation du tagging car le côté applicatif (sur le HMD) et l’analyse du signal (sur PC) sont séparés. Comment faire alors pour établir une communication entre le HMD et le PC, et qui ne limite pas la mobilité ?

La partie suivante contient nos propositions. La section 3.1 explique l’origine de la latence et une méthode pour la corriger. La section Correction du jitter en VR propose des améliorations logicielles pour diminuer la variabilité du signal, en particulier en VR. La section Mobilité traite du problème de la mobilité. Elle évalue différents Protocoles de hardware tagging et propose des Architecture matérielle adaptées.

3 Propositions

3.1. Correction de la latence du tagging

La méthode de la photodiode a été mise en place au GIPSA-lab (Grenoble, France) par A. Andreev et A. Barachant pour *Brain Invaders* [23], [72] afin d'estimer la variabilité et la latence du tagging. Pour tester cette synchronisation, il faut comparer le moment où les tags sont inscrits sur l'EEG avec le moment où les pixels s'allument à l'écran. Une photodiode placée devant l'écran permet de détecter l'apparition du stimulus à l'écran (**Figure 27**).

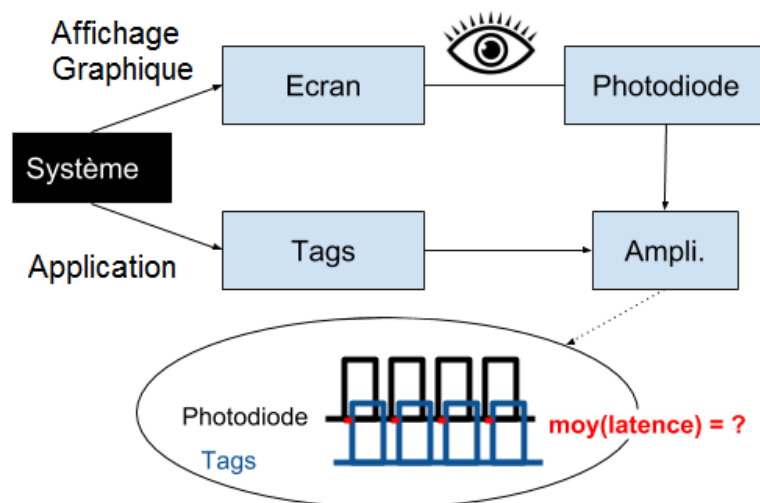


Figure 27. Méthode de la photodiode pour mesurer la synchronisation entre affichage et tagging.

Des mesures effectuées avec cette méthode montrent que la latence du signal dépend du matériel utilisé ainsi que des aspects logiciels qui déterminent l'apparition des stimuli à l'écran. Dans la partie **Expérimentation**, section 2, on constate par exemple que la latence du signal est différente dans les conditions VR et PC (**Tableau 1**).

Logiciellement, cette différence s'explique entre autres par l'implémentation du protocole de tagging et le rendu des caméras en charge de « filmer » le VE (une par œil en VR). D'une part, le protocole de tagging dépend du système d'exploitation et des bibliothèques utilisées. D'autre part, les deux conditions n'ont pas le même nombre de caméra (une sur PC, deux en VR). En général, une caméra affiche son contenu à l'écran en un cycle de rafraîchissement de l'écran. En pratique, ceci n'est pas vrai lorsqu'il y a plusieurs caméras - sauf si le logiciel implémente la technique du *single-pass rendering*.

Matériellement, cette différence dépend par exemple de la fréquence de rafraîchissement de l'écran (RR) ainsi que du nombre d'image par seconde (FPS) délivrées par la carte graphique. Si la carte graphique délivre plus d'image que l'écran ne peut en afficher, deux images sont susceptibles de s'afficher en même temps (*screen tearing*). Au contraire, si le FPS de la carte graphique est inférieur au RR de l'écran, il faudra plus qu'un cycle de rafraîchissement de l'écran pour afficher une image.

Par ailleurs, la photodiode elle-même introduit un biais dans l'estimation de la latence. En effet, les stimuli ne s'affichent pas tous en même temps à l'écran mais avec un décalage, et par conséquent le

retard mesuré sera légèrement différent en fonction du stimulus observé. Autrement dit, le retard mesuré par la photodiode dépend aussi de son positionnement sur l'écran. La latence, c'est-à-dire la moyenne des retards, est le retard d'un stimulus hypothétique correspondant au barycentre des stimuli présentés à l'écran. Si la position de la photodiode ne correspond pas à ce barycentre, le retard mesuré par la photodiode peut être erroné. Ces aspects ont été étudiés dans [13] et repris **Figure 28**.

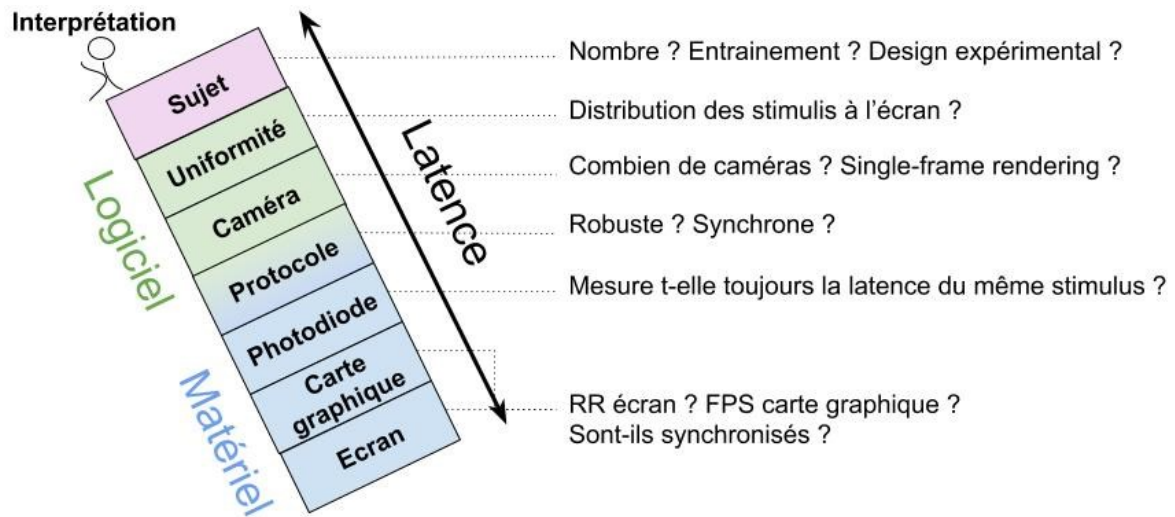


Figure 28. Tour de Pise de la latence. Différents facteurs influent la latence et peuvent mener à une interprétation erronée.

La latence du tagging fausse l'interprétation des phénomènes physiologiques, surtout si ces phénomènes sont comparés entre deux conditions qui diffèrent de façon matérielle ou logicielle. Les recommandations suivantes [13] permettent de corriger cette latence :

- 1) le tagging doit s'effectuer de façon synchrone avec l'affichage. Il doit être robuste. Un tagging robuste tague l'apparition de tous les stimuli sur l'EEG. Le protocole TorchLight (voir section 3.3.1 ci-dessous) est un exemple de protocole non robuste car il est basé sur une mesure physique analogique, susceptible d'être détectée ou pas.
- 2) utiliser un écran ayant un RR le plus grand possible, par exemple 140 FPS.
- 3) utiliser la technologie GSync (Nvidia, Santa Clara, Etats-Unis) ou VSync qui permet de synchroniser le nombre de FPS de la carte graphique avec le RR de l'écran.
- 4) utiliser la technologie du single-pass rendering afin de dessiner l'ensemble des caméras en une seule image de la carte graphique. Dans le cas contraire, utiliser le LOFAP (Latency Of First Appearance Principle en anglais), selon lequel la latence retenue est la latence de la première camera à s'afficher.
- 5) distribuer les stimuli de façon uniforme sur l'écran et s'assurer que le barycentre des stimuli coïncide avec un stimulus à l'écran.
- 6) utiliser la même photodiode pour chaque mesure. La photodiode doit être placée le plus proche possible du barycentre des stimuli.

7) chaque sujet doit participer à toutes les conditions expérimentales. Il faut employer un nombre substantiel de sujets afin de prévenir la variabilité de l'œil humain dans la perception du FPS. Il faut également exclure de l'étude tous les sujets ayant une vision entraînée (pilote par exemple).

3.2. Correction du jitter en VR

La performance d'une P300-BCI dépend de la variabilité du tagging. En pratique, une variabilité inférieure à 10 ms entre l'affichage et le tagging est tolérable. Sur PC : en C++, dans le jeu *Brain Invaders* [23], [72], elle est inférieure à 2 ms ; et en C#, la BCI développée dans le cadre du projet ANR RoBIK²⁵ admet un jitter de 6.2 ms (**Figure 29**). Le tagging sous VR est techniquement plus compliqué car il y a deux caméras et nous utilisons un HMD *passif* (chapitre Expérimentation, section 1). Nous disposons donc d'une puissance de calcul inférieure à un PC tout en ayant deux fois plus d'images à afficher. En outre, un HMD passif utilise un smartphone pour la virtualisation. Or, il existe des différences considérables entre le système d'exploitation d'un smartphone et celui d'un PC. Par exemple, le smartphone a une architecture davantage orientée service, dans laquelle les communications sont souvent asynchrones, avec des temps de réponse variables. En outre, un smartphone est un outil dédié à la communication. Ces fonctionnalités principales sont l'autonomie, la téléphonie et internet. Au contraire d'un PC, rien ne garantit la priorité de notre application par rapport à ces fonctionnalités. Par exemple, quelle incidence à la stratégie d'économie de la batterie sur les applications non-principales ? Et que se passe-t-il lorsque l'utilisateur reçoit un appel ?

Les propositions que nous développons dans cette partie sont liées à l'éditeur d'application que nous avons utilisée, Unity (voir annexe *Détail de l'implémentation*). Toutefois, les principes sous-jacents restent généraux, d'autant plus que le framework utilisé a tendance à se généraliser sur plusieurs plateformes²⁶.

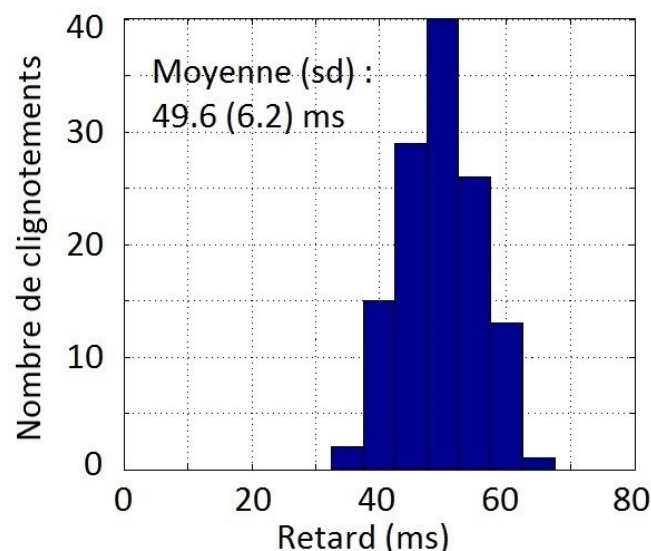


Figure 29. Histogramme des retards, obtenus grâce à la méthode de la photodiode, pour le logiciel développé dans le cadre du projet ANR RoBIK²⁵.

²⁵ Voir : <https://sites.google.com/site/marcocongedo/science/projects?authuser=0>

²⁶ Cardboard (Google, Mountain View, US) : https://vr.google.com/intl/fr_fr/cardboard/developers/

Il existe de fait une différence significative du jitter lorsque l'écran est dédoublé par rapport à une situation où une seule caméra est affichée sur l'ensemble de l'écran, y compris au sein d'une même plateforme. Le **Tableau 4** illustre cette différence sur un smartphone Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud).

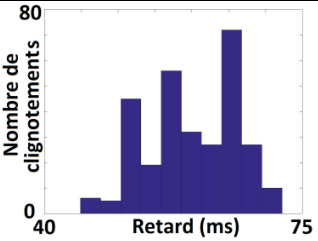
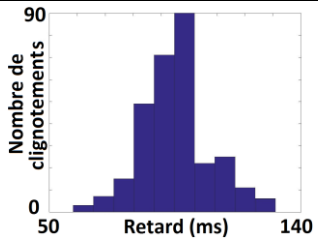
Nombre de caméras	1	2
Histogramme du nombre de clignotements en fonction du retard		
Moyenne des retards (ms, 10 ⁻² près)	60.13	95.27
Déviati on standard des retards (ms, 10 ⁻² près)	6.12	11.88

Tableau 4. Différence de synchronisation entre affichage et tagging avec une ou deux caméras sans optimisations (mesures effectuées avec la méthode de la photodiode et sur un smartphone Galaxy S6).

Le **Tableau 4** montre que la condition avec deux écrans a une moins bonne synchronisation entre affichage et tagging car la déviation standard est plus grande dans cette condition (11.88 contre 6.12). Or, la performance d'une P300-BCI dépend d'une bonne synchronisation (voir **Tagging**, section 2). Sur PC, le profiler d'Unity permet de constater que le FPS d'UnityVader, qui est le nom donné à notre application (voir **Détail de l'implémentation**), est de 2 000 avec une seule caméra contre 500 avec deux caméras. L'ordre de grandeur n'est pas indicatif car le profiler s'exécute au sein de l'environnement de développement et sans mouvement de caméra. En revanche, cette différence de FPS peut expliquer les différences de jitter en fonction du nombre de caméras. Le FPS en VR a pu être amélioré grâce aux points suivants (**Figure 30**) :

- 1) utilisation d'un smartphone chargé à min 70 %.
- 2) utilisation du mode avion sur le smartphone.
- 3) compression des textures (dans notre cas ETC2²⁷ avec OpenGL ES 3.0²⁸).
- 4) dégradation des textures en modifiant leur résolution (par huit dans notre cas).
- 5) déplacement du tagging jute avant le rendu (plutôt qu'après) [13].
- 6) suppression de la caméra attachée au *GLDrawer* (pour la notification des évènements, voir **Détail de l'implémentation**). On utilise maintenant directement les notifications de la caméra de VR.
- 7) suppression de la MonoCamera (Caméra NON-VR, Figure 30) qui est un modèle de caméra qui s'instancie automatiquement dans le plugin de Google (Mountain View, US) que nous avons utilisé.
- 8) suppression de la correction de la distorsion pour la VR.

²⁷ ETC2 et un format de compression avec perte développé par Ericsson (Stockholm, Suède).

²⁸ OpenGL ES est une spécification du consortium Kronos Group (Beaverton, USA), définissant une API pour la création de contenu graphique à usage des plateformes mobiles.

9) suppression des algorithmes de pré et post rendu.

Ces facteurs ont eu des effets significatifs sur la performance en améliorant la variabilité des retards en VR (voir chapitre Expérimentation, section Introduction de l'étude, **Tableau 1**).

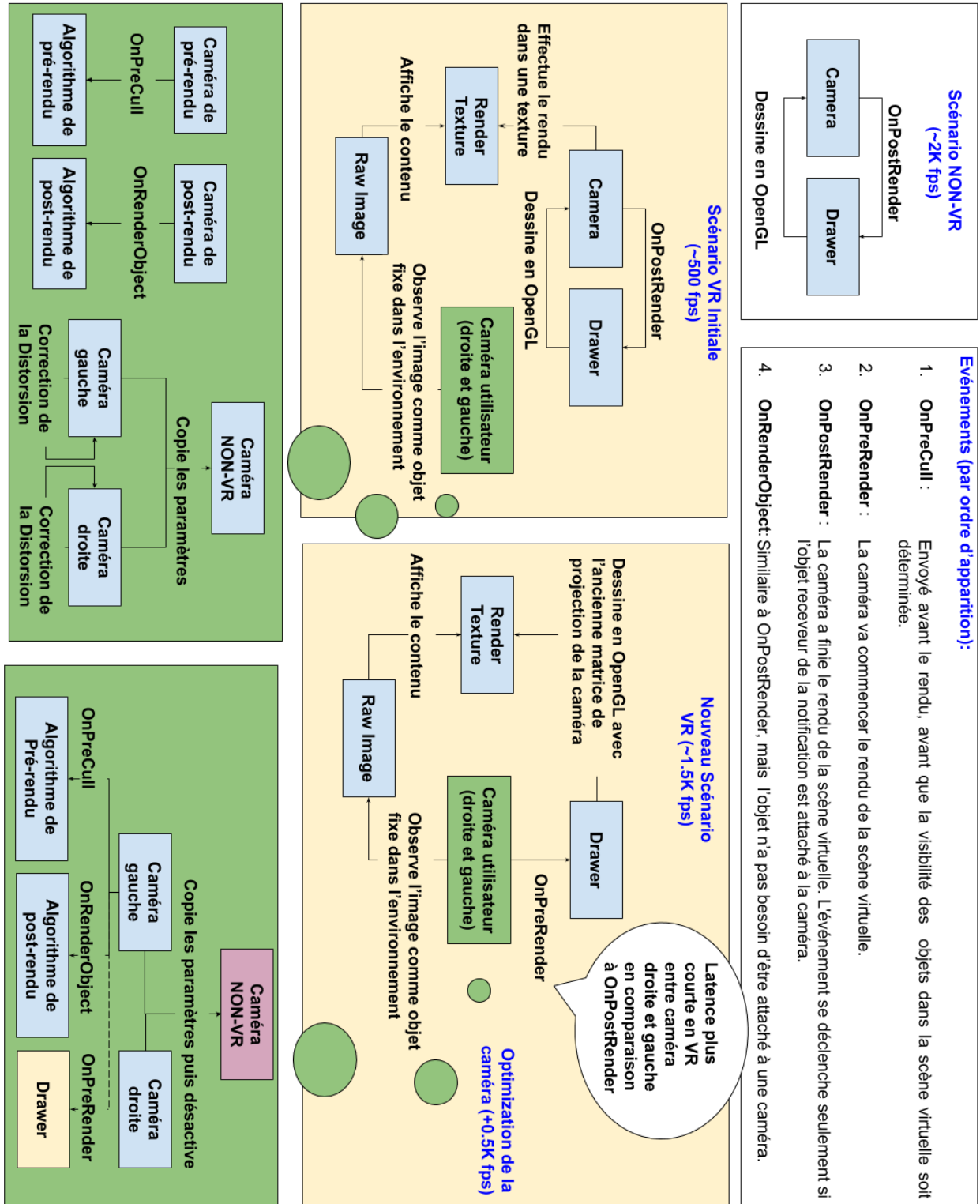


Figure 30. Optimisation de la caméra

3.3. Mobilité

3.3.1. Protocoles de hardware tagging

Lors de la conception d'une HMD-P300, le tagging pose un problème majeur pour la mobilité. En effet, il existe deux types de tagging préalablement présentés (voir annexe **Tagging**, section 1) : le hardware tagging et le software tagging. Dans le cas du hardware tagging, le câble, lorsque le HMD présente un port USB compatible, limite physiquement le mouvement de l'utilisateur. En outre, il est nécessaire de réimplémenter le hardware tagging spécialement pour le HMD, car un HMD mobile possède son propre système d'exploitation (ici, Android – Google, Mountain View, US). Par ailleurs, le software tagging est encore une technique peu éprouvée [76]. Dans la suite, nous comparons plusieurs protocoles de hardware tagging en utilisant la méthode de la photodiode (**Tableau 5**). Nous avons utilisé le GT-683-DX (MSI, Nouveau Taipei, Taïwan) comme PC et le Galaxy S6 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) comme smartphone. Pour chaque protocole, nous avons mesuré les latences pour un même stimulus, centré sur l'écran, et l'écran n'était pas dédoublé. D'autres mesures, avec un écran dédoublé, sont reportées dans le chapitre **Expérimentation**, section **Introduction de l'étude**, **Tableau 1**.

Protocole	Image	Distribution
USB PC		
	L'application UnityVader s'exécute sur PC. Elle tag directement l'EEG en utilisant une DLL C++ de <i>Brain Invaders</i> .	Moyenne (écart-type) : 38.05 (5.3) Nombre de clignotements : 400
TorchLight Smartphone		
	L'application UnityVader s'exécute sur un smartphone Android. Elle tag l'EEG avec la lampe torche de l'appareil photo. A chaque clignotement d'une cible, la lampe torche flashe. Ce flash est perçu par une photodiode dont le signal est recueilli par un amplificateur. Si l'intensité de la photodiode dépasse un certain seuil, l'EEG est tagué.	Moyenne (écart-type) : 197.38* (6.9) Nombre de clignotements : 298
USB Smartphone		
	L'application UnityVader s'exécute sur un smartphone Android. Elle tag directement l'EEG via une librairie USB ²⁹ Android.	Moyenne (écart-type) : 60.13 (6.12) Nombre de clignotements : 299

Tableau 5. Comparaison de différents protocoles de tagging. Notons que la moyenne des retards dépend du matériel utilisé. D'autres matériels, comme le Samsung Note 4 (Samsung, Séoul, Corée du Sud) ou le Huawei Mate 7 (Huawei, Shenzhen, Chine) n'ont pas donné les mêmes retards.

*Moyenne non calculée lors de l'expérimentation mais estimée sur l'histogramme.

²⁹ Code de la librairie Android pour le tagging via USB Serial : <https://github.com/mik3y/usb-serial-for-android>

Le benchmarking des différentes méthodes montre que le hardware tagging sur Android obtient de très bons résultats, à peine moins bons que le hardware tagging sur PC (6.12 contre 5.3 de déviation standard, **Tableau 5**). Le protocole basé sur la lampe de l'appareil photo obtient aussi une bonne performance avec moins de sept millisecondes de déviation standard. En pratique toutefois, le protocole de la photodiode est peu robuste pour deux raisons. D'abord le signal de la photodiode étant analogique, il est susceptible de varier en fonction des conditions de l'expérimentation, et par conséquent les flashes peuvent ne pas être détectés par un simple seuillage. Ensuite, cette méthode ne permet que l'échange d'information binaire (clignotement ou absence de clignotement) ce qui rend difficile l'élaboration d'un processus de contrôle. Il reste que ce protocole est une excellente piste de réflexion pour les casques n'ayant pas accès à un câble USB.

3.3.2. Architecture matérielle

Traditionnellement, l'interaction utilisateur avec la BCI s'effectue sur PC. C'est le cas dans *Brain Invaders* par exemple. C'est aussi le cas des systèmes basés sur les premières versions du Vive (HTC, Taoyuan, Taïwan) ou l'Oculus (Facebook, Menlo Park, US) tel que celui annoncé par Neurable (Cambridge, USA) ou expérimenté dans [9]. En effet, ces interfaces ne diffèrent pas fondamentalement d'une application PC, si on considère que l'application s'exécute toujours sur le PC avant d'être retransmise dans ces HMD par l'intermédiaire d'un câble.

Les HMD mobiles exécutent eux-mêmes leurs applications. Cependant, les plateformes d'analyse (entre autres : R, The R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche ; Matlab, Mathworks, Natick, US ; OpenVibe [107], [108], et même Emotiv, Sydney, Australie) sont toujours destinées à un usage pour PC. Cette restriction limite donc fortement les possibilités de l'analyse sur une plateforme mobile, à moins d'un développement logiciel important. C'est pourquoi la littérature offre actuellement plus d'exemples incluant une séparation de l'application et de l'analyse (*e.g.*, [92], [147]). Dans nos expériences [28], [98], nous avons mis au point un système basé sur cette séparation. Ces expériences ont permis de conclure que la performance d'un tel système était similaire avec et sans usage d'un HMD mobile. Cependant, le montage proposé est limité par l'utilisation d'un câble USB (hardware tagging) entre l'HMD et l'UA, elle-même reliée au PC. Dans ces conditions, la mobilité de l'utilisateur est la même que pour un HMD relié au PC. Quelles architectures matérielles permettent de résoudre ce problème ?

Dans l'étude [147], l'utilisation d'une UA sans fil (et embarquée sur l'EEG) est suggérée pour résoudre le problème de la mobilité : l'application tague l'UA par hardware tagging puis les tags sont envoyés vers la plateforme d'analyse par l'intermédiaire du WIFI (hardware tagging embarqué). Cette étude est intéressante car, bien que ne portant pas sur la VR, elle montre aussi qu'une P300-BCI induit des résultats très similaires, peu importe que l'amplificateur soit mobile ou non. La robustesse d'un tel système, notamment sur le nombre de données perdues, reste cependant à évaluer dans un environnement bruité par d'autres ondes électromagnétiques telles que les ondes WIFI ou radio.

L'étude [92] suggère, quant à elle, de placer simplement le PC dans un sac à dos et de se déplacer avec. Le casque utilisé dans cette étude était une version de l'EEG d'Emotiv (Sydney, Australie), qui est plus orienté pour le grand public et moins cher que du matériel de laboratoire. Cette solution à moyen coût donne en outre des résultats très encourageants avec une P300-BCI audio et du software tagging (la synchronisation s'effectue de façon logicielle) - bien qu'inférieur aux résultats obtenus en laboratoire (voir aussi [113]). L'utilisation du software tagging semble ainsi très prometteuse pour la mobilité.

Les sociétés OpenMind Innovation (Paris, France) et IHMTEK ont participé au financement d'un casque EEG open source, conçu par A. Barachant³⁰. Ce casque est un casque low-cost, composé d'un bonnet en tissu où l'on vient clipper des électrodes sèches en polymère. Le casque est recouvert en outre d'un tissu conducteur, qui sert de bouclier contre les interférences électromagnétiques, ce qui améliore grandement la qualité du signal. Un autre avantage de ce casque est qu'il embarque une UA fonctionnant en UDP. Elle permet donc de diminuer fortement l'encombrement du système (**Figure 31a**). L'UDP est utilisé pour envoyer les données EEG sur la plateforme d'analyse (par exemple le PC). L'UDP ne garde pas en mémoire les données envoyées, et ne fait donc aucune gestion des erreurs (les données sont perdues une fois envoyées). Il n'y a par conséquent aucune garantie de recevoir les données EEG, mais plus de fluidité et aucun besoin de mémoire. La plateforme d'analyse synchronise alors le timestamp des données EEG avec le timestamp des tags de l'application (qui marque le moment où un stimulus apparaît à l'écran). Toutefois, si l'application ne s'exécute pas sur la même plateforme que l'analyse, il est préférable d'envoyer au préalable les tags par TCP afin de s'assurer de leur réception sur la plateforme d'analyse, puis de les synchroniser avec l'EEG au moyen du software tagging (**Figure 31b**). Nous avons intégré le protocole LSL (Lab Streaming Layer, SCC N, San Diego, US)³¹ de synchronisation afin d'assurer la compatibilité du HMD avec le casque de A. Barachant³². Ce choix est conforté par l'étude préliminaire [179], qui montre des résultats encourageants en ce qui concerne la classification du P300 avec le protocole LSL et une UA Mitsar 201 (Mitsar, Saint-Petersbourg, Russie) – malgré quelques difficultés techniques ayant été résolues empiriquement. Ainsi, nous avons pu réduire l'encombrement du système en remplaçant l'amplificateur et en supprimant le matériel nécessaire pour le hardware tagging (câble, microcontrôleur, etc.). Un script développé en python (Python Software Foundation, US) a permis aussi de faire l'interface avec le système existant d'OpenVibe [107], [108]. Des développements futurs permettront d'incorporer la plateforme d'analyse dans le HMD et de tester par l'expérimentation la performance de ce système.

Finalement, l'utilisation d'un hardware tagging embarqué ou du software tagging (LSL) permet de supprimer l'utilisation des câbles lorsque la BCI et couplée avec un HMD mobile. Il en ressort une meilleure expérience utilisateur car ce dernier peut alors bouger librement.

³⁰ <https://www.huffingtonpost.fr/2017/11/22/brain-invaders-le-jeu-video-qui-se-controle-par-la-pensee-a-23284488/>

³¹ <https://github.com/sccn/labstreaminglayer>

³² <http://alexandre.barachant.org/eeg.io/>

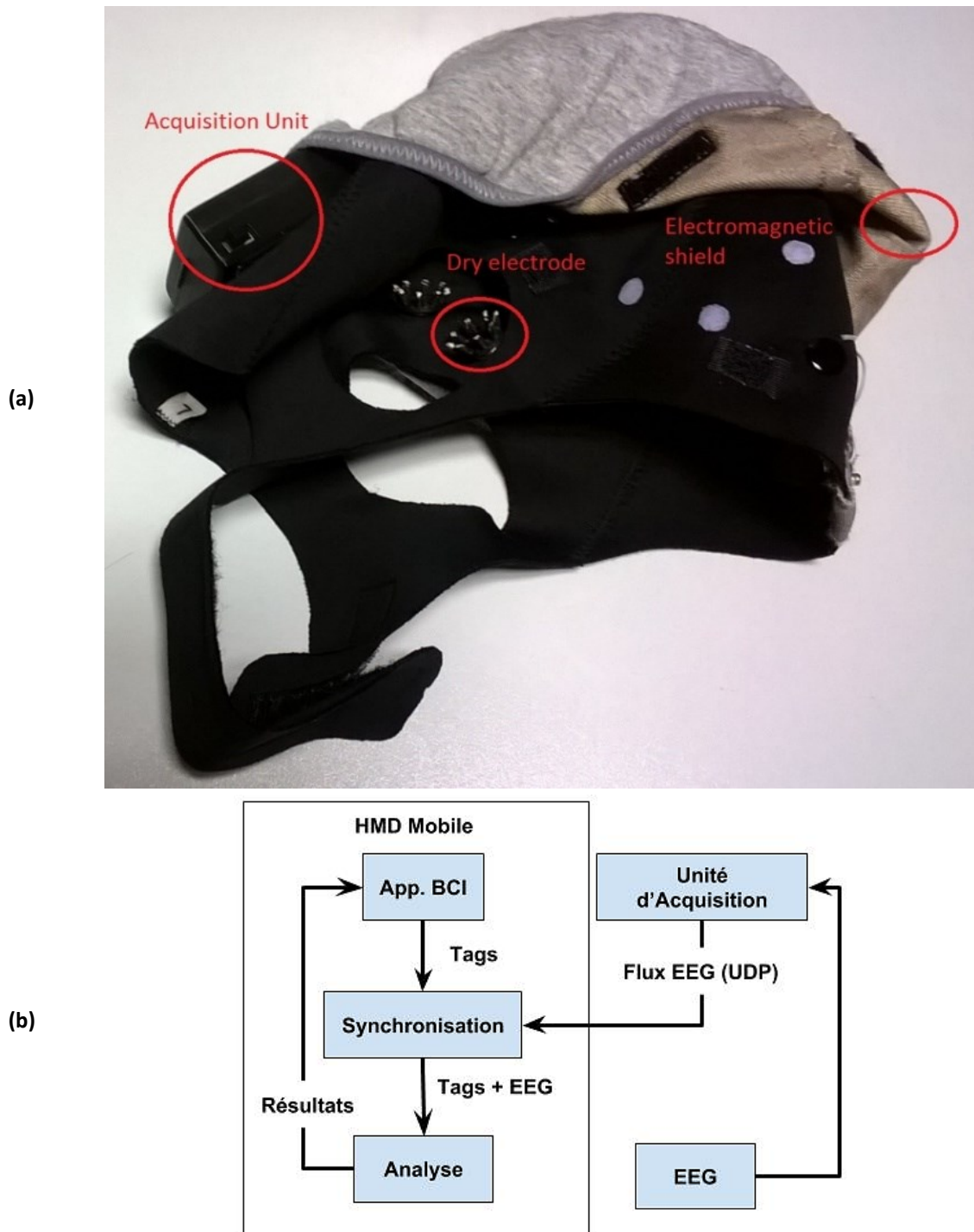


Figure 31. Prototype de casque EEG mobile (eeg.io) : (a) unité d'acquisition, électrode sèche et bouclier électromagnétiques (b) schéma idéal de fonctionnement d'une P300-BCI avec ce casque mobile.

Correction de la loi exponentielle

Notre code s'inspire librement du jeu *Brain Invaders* [23], [72], duquel nous avons copié des fonctionnalités dont l'implémentation de la méthode *interstimulus*. Cette méthode retourne un nombre aléatoire qui représente le temps d'attente entre deux clignotements suivant une loi exponentielle (**Figure 32b**). En effet, l'amplitude du P300 dépendant de l'effet de surprise (voir *Etat de l'art*, section 1.2.4) il est préférable d'avoir une attente qui varie entre deux stimuli. La loi naturelle de l'attente entre deux évènements est la loi exponentielle (**Figure 32a**). Elle décrit le comportement d'un phénomène sans mémoire, dont la probabilité d'apparaître rapidement est grande. Un phénomène sans mémoire est un phénomène dont la probabilité d'attendre un temps t sera la même à n'importe quel moment, peu importe le temps déjà attendu. Par exemple, dans un centre d'appels, la loi exponentielle modélise naturellement l'intervalle de temps qui s'écoule entre deux appels téléphoniques : s'il y a de forte chance que le premier appel soit suivi d'un second, cette probabilité sera exactement la même si l'opérateur n'a toujours pas reçu d'appel quelques minutes plus tard. Cette loi est donc idéale pour calculer le temps d'attente entre deux stimuli à condition qu'elle soit bornée. En effet, il serait ennuyeux pour l'utilisateur d'attendre trop longtemps.

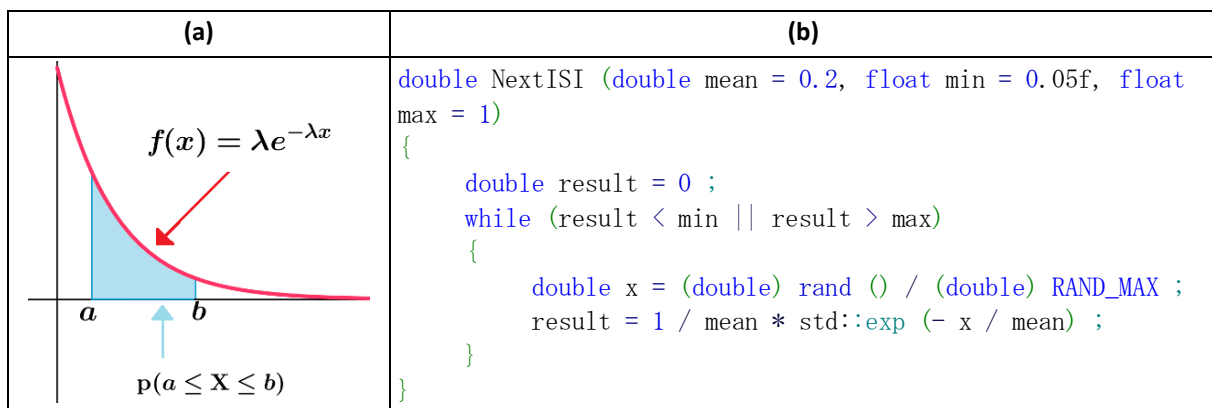


Figure 32. (a) Densité de probabilité de la loi exponentielle de paramètre λ et d'espérance $1/\lambda$. On remarque que la probabilité de tirer un nombre proche de zéro est très grande. (b) Code snippet de la méthode *NextISI* de *Brain Invaders*, qui retourne le temps d'attente suivant une loi exponentielle.

Or, en testant cette méthode après l'avoir réimplémentée comme dans *Brain Invaders* [23], [72], nous avons constaté que :

- 1) la moyenne réelle des résultats était différente de la moyenne attendue. Ceci s'explique par l'ajout des bornes inférieure et maximum. C'est-à-dire que la méthode fausse l'espérance des nombres aléatoires car elle ignore les nombres en dehors des bornes.
- 2) l'algorithme présenté en **Figure 32b** peut théoriquement ne jamais terminer, car la méthode boucle tant que le nombre aléatoire obtenu se trouve en dehors des bornes souhaitées.

Ces problèmes peuvent induire un rallongement de la durée de l'expérience et une modification du P300 dont l'amplitude dépend de la rareté du stimulus observé - rareté induite par la loi exponentielle car celle-ci détermine la fréquence d'apparition d'un stimulus à l'écran. Alors, non seulement la moyenne théorique de la loi exponentielle ne permet plus d'interpréter la forme du P300. Mais encore, elle peut modifier la performance de la BCI qui dépend en partie de l'amplitude de l'ERP. Pour le problème 2) nous avons donc modifié la méthode pour déterminer par calcul, et non plus par répétition, un nombre compris entre les bornes (*NextISI_1*, **Figure 33a**)³³. Pour le problème 1), nous avons proposé deux solutions :

- 1) une interpolation polynomiale, déterminé à partir des différences préalablement constatées entre l'espérance réelle et l'espérance attendue (*NextISI_2*, **Figure 33b**).
- 2) un décalage de la loi exponentielle pour faire coïncider la borne minimum avec le zéro, corrigeant de ce fait l'espérance de la loi pour des valeurs proches de zéro (*NextISI_3*, **Figure 33c**).

(a)	<pre>float NextISI_1 (float mean, float min = 0.05f, float max = 1) { float b = Mathf.Exp (-min / mean) ; float a = Mathf.Exp (-max / mean) ; return - Mathf.Log (Random.Range (a, b)) * mean ; }</pre>
(b)	<pre>float NextISI_2 (float mean, float min = 0.05f, float max = 1) { float correction = 9.4223 * mean^6 - 27.085 * mean^5 + 31.97 * mean^4 - 19.595 * mean^3 + 7.2719 * mean^2 - 1.1045 * mean ; float value = NextISI_1 (mean, min, max) + correction ; return Bound (value, min, max) ; } float Bound(float value, float min, float max) { return value < min ? min : value > max ? max : value ; }</pre>
(c)	<pre>float NextISI_3 (float mean, float min = 0.05f, float max = 1) { return min + NextISI_1 (mean - min, 0, max - min) ; }</pre>

Figure 33. Code snippet³⁴ : (a) Détermination des bornes par le calcul ; (b) correction des bornes par interpolation polynomiale d'ordre six ; (c) correction de la borne inférieure par un décalage.

Nous avons ensuite comparé chacune de ces méthodes suivant leur différence entre espérance réelle et espérance attendue (**Figure 34**), ainsi que par la distribution des nombres aléatoires retournés (**Tableau 6**). On admet que la méthode *NextISI_1* se comporte comme la méthode du jeu *Brain Invaders*, la correction des bornes ne faisant pas partie de son implémentation.

³³ A partir de : <https://www.ilemaths.net/sujet-simulation-d-une-loi-exponentielle-en-c-601610.html>

³⁴ https://gitlab.com/programgreg/unity_vader_bci.git

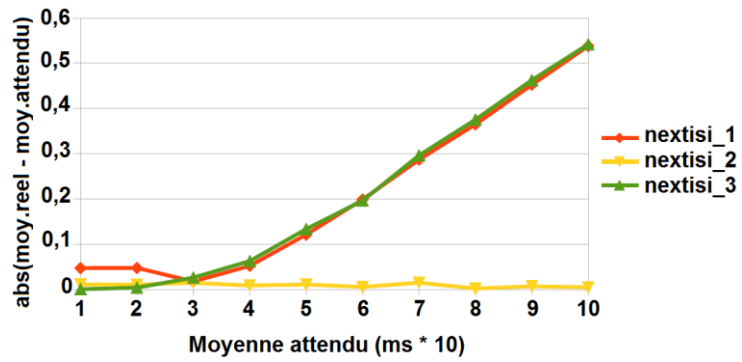


Figure 34. Différence entre espérance réelle et attendue en fonction de l'espérance attendue pour chacune des trois méthodes.

Espérance attendue (s)	Distribution de NextISI_2	Distribution de NextISI_3
0.3		
0.4		
0.5		
0.6		
0.7		

Tableau 6. Distribution des nombres aléatoires retournés par la méthode *NextISI_2* et *NextISI_3* en fonction du paramètre $1/\lambda$ (espérance attendue).

On remarque que la méthode *NextISI_3* (courbe verte, **Figure 34**) est la plus proche de l'espérance attendue pour des valeurs inférieures à 250 ms. Ensuite, la méthode *NextISI_2* est la plus conforme à l'espérance attendue (courbe jaune, **Figure 34**) tant que cette espérance ne dépasse pas 400 ms. En effet, le **Tableau 6** montre que la distribution associée à la méthode *NextISI_2* n'est plus celle d'une loi exponentielle pour des espérances supérieures à 0.4 secondes. Pour les espérances supérieures à 0.4 secondes, il faut alors préférer la méthode *NextISI_1* (courbe rouge, **Figure 34**), qui possède un profil similaire à celle de *NextISI_2* tout en nécessitant moins de calcul. La méthode *NextISI_4* (**Figure 35**) prend en compte ses considérations.

```
float NextISI_4 (float mean, float min = 0.05f, float max = 1)
{
    If (mean ≤ 0.25)
    {
return NextISI_3 (mean, min, max) ;
    }
    If (mean ≤ 0.4)
    {
return NextISI_2 (mean, min, max) ;
    }
    // Here, real mean will not match expected mean
return NextISI_1 (mean, min, max) ;
}
```

Figure 35. Code snippet³⁵ de la méthode interstimulus corrigée.

Toujours afin d'éliminer les calculs superflus, susceptibles de ralentir la coordination entre tagging et affichage, la méthode *NextISI_4* n'est pas utilisée tel quel. Au début de chaque lancement de l'application, 2 000 valeurs sont générées puis stockées dans un tableau. A chaque changement du temps interstimulus, une valeur est tirée aléatoirement et uniformément dans ce tableau. L'accès au tableau se fait en temps constant, ce qui est optimal en termes de rapidité. Cette méthode optimisée présente un profil de distribution et une différence d'espérance (réelle moins attendue) similaire à celle de la méthode non optimisée mais corrigée de la **Figure 35**. En outre elle s'exécute 1.6 fois plus rapidement que la méthode de *Brain Invaders* (moyenne estimée sur 200 millions de tirages).

³⁵ https://gitlab.com/programgreg/unity_vader_bci.git

Détail de l'implémentation

Sommaire

Détail de l'implémentation	91
1 Description et choix du moteur	91
2 Logique et choix de l'implémentation (synchroniser l'appel des méthodes et l'écran)	92

1 Description et choix du moteur

Unity (San Francisco, US) est un moteur d'application multiplateforme propriétaire, initialement conçu pour l'industrie du jeu vidéo, en particulier les indépendants et les studios de petites et moyennes tailles. Le moteur propose en effet des fonctionnalités complètes et gratuites, le prix de la licence permettant surtout de faire disparaître le logo de l'éditeur lors de l'exportation de l'application. La renommée d'Unity vient en partie du fait que l'entreprise a anticipé le tournant de la réalité virtuelle en intégrant rapidement les principaux produits de VR sur le marché (voir Avant-Propos). Le moteur offre de nombreux avantages :

- 1) il intègre de façon native la réalité virtuelle.
- 2) il est un des leaders du marché, maintenu et évolutif (le principal concurrent est Unreal Engine - Epic Games, Cary, US).
- 3) il est programmable en C#, qui est un langage haut niveau, permettant de ce fait une certaine souplesse (Meta programmation, RMI³⁶, etc.).
- 4) il est multiplateforme, ce qui nous permet de développer au sein d'un même projet une application pour smartphone (Android, iOS) et PC.

³⁶ RMI est l'acronyme anglais de Remote Method Invocation. C'est une fonctionnalité des langage de programmation qui permet d'invoquer une méthode sur un objet instancié à distance (dans une autre machine sur le réseau par exemple) [180].

2 Logique et choix de l'implémentation (synchroniser l'appel des méthodes et l'écran)

L'objectif technique de cette thèse est le développement, avec Unity, d'une application simple en VR et basée sur le jeu *Brain Invaders* [23], [72] (voir chapitre *Expérimentation*, section 2.4). Par jeu de mots, nous avons nommé cette application *UnityVader*, et le projet dispose d'un git : https://gitlab.com/programgreg/unity_vader_bci.git³⁷

Du côté programmatoire, il faut que l'affichage et le tagging se fassent de manière synchrone (voir annexe *Tagging*). C'est-à-dire qu'une commande s'exécute au moment même où elle est envoyée. De façon schématique, il existe deux façons de communiquer dans Unity, soit par événement soit par méthode. Or, par défaut dans Unity, les événements sont asynchrones, ce qui pose deux contraintes :

- 1) s'il existe deux entités distinctes pour l'affichage et le tagging, nous devons disposer d'une référence sur ces deux entités pour garantir l'envoi synchrone des messages (appel par méthode).
- 2) dans la mesure où la caméra notifie par un événement le fait qu'elle a fini de dessiner les stimuli, nous devons effectuer de manière synchrone le tagging une fois que l'événement de la caméra a été reçu. Lorsque le tagging ne peut s'effectuer de manière synchrone, nous avons montré que décaler le tagging avant l'affichage de la caméra (moment aussi notifié par l'intermédiaire d'un événement) améliore la performance [13].

Par ailleurs, un certain nombre de variables interviennent du fait de la randomisation des items, du temps entre les stimuli, du temps d'affichage d'un stimulus, etc. Ceci implique la création de nombreux flags pour répondre aux questions tel que : Est-il temps de dessiner un stimulus ? Faut-il arrêter d'afficher le stimulus ? Faut-il mélanger les stimuli ? Est-ce que mon stimulus est bien dessiné ? Est-ce que je dois déclencher le tagging ? Etc. Pour des raisons d'optimisation, il n'est pas souhaitable que cette logique s'effectue au moment où un stimulus s'affiche à l'écran. En effet, le calcul de ces conditions engendrerait des coûts processeurs (et donc du temps), résultant en une mauvaise synchronisation. Il est donc nécessaire d'associer à l'événement de la caméra seulement l'essentiel des opérations de tagging. Ceci implique d'effectuer les autres calculs à des moments différents. Dans notre implémentation, nous avons associé les conditions logiques n'ayant pas de rapport avec le tagging avec l'*Update*, qui est un événement envoyé par Unity à intervalles presque réguliers et n'ayant pas trait à l'affichage graphique. Dans le code, le nombre conséquent de variables devant être géré à deux endroits différents (*Update* et notification de la caméra), justifie l'utilisation d'une machine à état pour gérer les événements, et ainsi garantir la coordination entre affichage et tagging. Cette logique est représentée dans le diagramme simplifié ci-après (**Figure 36**). Nous allons présenter et justifier l'architecture de code retenue sur la base des recommandations existantes en matière de programmation orientée objet [181].

³⁷ L'accès au projet est soumis à une demande conjointe auprès du GIPSA-lab (anton.andreev@gipsa-lab.grenoble-inp.fr, marco.congedo@gipsa-lab.grenoble-inp.fr) et de l'entreprise IHMTEK (contact@ihmtek.com).

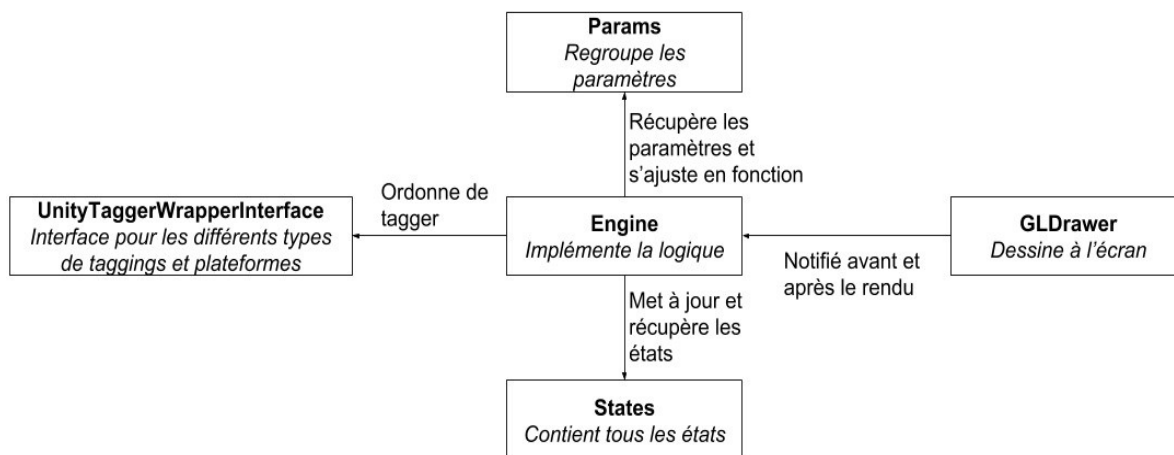


Figure 36. Interaction et rôle des principales entités.

Sur ce diagramme, nous pouvons discerner l'entité *Engine* qui implémente la logique de la machine à état, les états étant contenus dans une entité séparée nommée *States*. Ces états dépendent des nombreuses variables citées ci-dessus (temps interstimulus, temps du stimulus, etc.), que nous avons regroupées dans une entité *Params* pour plus de lisibilité. On distingue aussi les deux entités principales qui s'occupent de l'affichage (*GLDrawer*) et du tagging (*UnityWrapperTaggerInterface*). Cette dernière entité implémente le design pattern d'*Interface/Adaptateur*, dans le but d'unifier la programmation suivant qu'elle s'exécute sur PC ou VR. Enfin, ce design sépare la partie logique (machine à état) de la représentation graphique (la matrice de symboles, présenté **Figure 17** dans le chapitre *Expérimentation* section 2.4) qui est dessinée par le *GLDrawer*. L'architecture choisie implémente donc le pattern *Vue-Contrôleur*, et suit de ce fait les recommandations générales exposées dans [181]. Chacune de ses entités peut elle-même se décomposer en un ensemble d'entités non représentées sur le schéma. Par exemple, *GLDrawer* utilise une entité *GLPoly* qui contient les informations (position relative des points, échelle, visibilité, etc.) et calculs (triangles, position absolue des points tenant en compte l'échelle, etc.) nécessaires pour dessiner un polygone à l'écran. Une fois effectués, les calculs sont gardés en mémoire par chaque *GLPoly* afin de minimiser le temps d'affichage des polygones et donc d'améliorer la synchronisation entre tagging et affichage. De manière générale, nous avons utilisé le pattern *Proxy* pour limiter l'accès à ses (sous-)entités et ainsi offrir au futur développeur un contrôle haut niveau sur des opérations de bas-niveau. L'architecture reste cependant très critiquable. En effet, la machine à état est constituée par une suite de conditions imbriquées les unes à la suite des autres en fonction des évènements (**Figure 37**).



Figure 37. Fonctionnement d'une machine à état simple (3 états, 2 évènements).

Ainsi, toutes modifications, comme l'ajout d'un état, impliquent de connaître précisément le fonctionnement de la machine et l'ordre des conditions. L'utilisation du pattern *Etat* ou *Décorateur* qui permettent de changer, ajouter des états sans apporter de modification à la logique du code aurait été préférable. L'utilisation de ces patterns (Figure 38) est une piste d'amélioration pour de futurs développements.

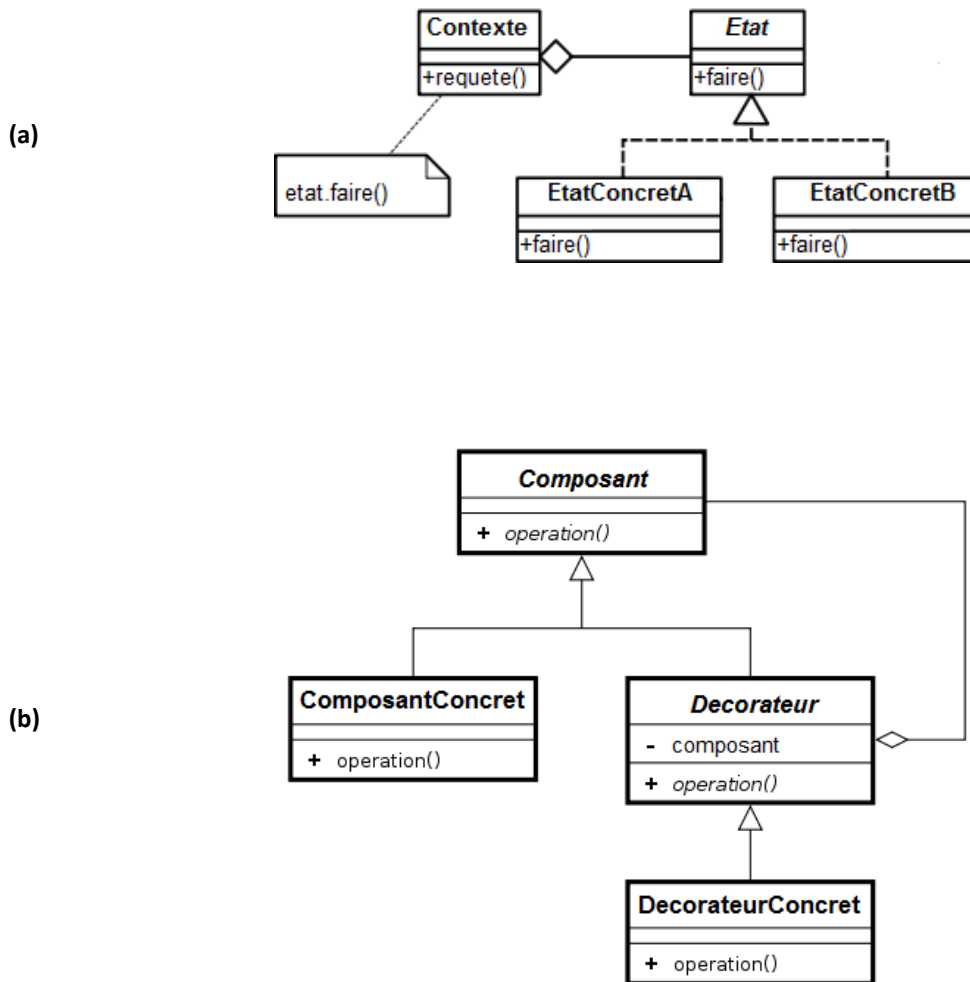


Figure 38. UML du pattern Etat (a) et du pattern Décorateur (b)

Liste des contributions

Article de journal

Cattan, Mendoza, Andreev and Congedo. “Recommendations for Integrating a P300-Based Brain Computer Interface in Virtual Reality Environments for Gaming.” *Computers* 7, no. 2 (May 28, 2018): 34. <https://doi.org/10.3390/computers7020034>.

Article de journal soumis

Cattan, Andreev, Mendoza and Congedo. “Comparison of mobile VR Display running on an ordinary smartphone with standard PC display for P300-BCI stimulus presentation”, submitted to *IEEE Transactions on Games*.

Article de conférence

Cattan, Andreev, Mendoza and Congedo. “The Impact of Passive Head-Mounted Virtual Reality Devices on the Quality of EEG Signals.” Delft: The Eurographics Association, 2018. <https://doi.org/10.2312/vrphys.20181064>.

Rapports techniques

Cattan, Andreev, Maureille and Congedo. “Analysis of Tagging Latency When Comparing Event-Related Potentials.” Technical Report. GIPSA-lab ; IHMTEK, December 2018. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01947551>.

Cattan, Andreev, Mendoza and Congedo. “Report on Auditory Stimulation in Brain-Computer Interfaces.” Research Report. GIPSA-lab ; IHMTEK, January 2019. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01970139>.

Andreev, Cattan and Congedo. “Engineering study on the use of Head-Mounted display for Brain- Computer Interface.” Technical Report. GIPSA-lab ; IHMTEK, June 2019. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02166844>.

Chabance, Cattan and Maureille, “Implementation of a Daemon for OpenBCI.” Technical Report. IHMTEK, April 2019. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02091644/>

Données expérimentales

Cattan, Rodrigues and Congedo. “EEG Alpha Waves Dataset.” Zenodo, December 17, 2018. <https://doi.org/10.5281/zenodo.2358753>.

Cattan, Andreev, Rodrigues and Congedo, “Dataset of an EEG-based BCI experiment in Virtual Reality and on a Personal Computer.” Research Report. GIPSA-lab ; IHMTEK, March 2019. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02078533>.

Cattan, Rodrigues and Congedo. “Passive Head-Mounted Display Music-Listening EEG dataset.” Research Report. Gipsa-Lab ; IHMTEK, March 2019. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02085118>.

Logiciels

Cattan, Andreev, and Maureille. *UnityVader* (version alpha). C#. France: IHMTEK, GIPSA-lab, 2016. https://gitlab.com/programgreg/unity_vader_bci.

Cattan. *ERP Figure* (version 0.0). C#. France: IHMTEK, 2019. <https://gitlab.com/programgreg/erp-figure.git>.

Cattan. *Tagging Latency Estimator* (version prototype). C#. France: IHMTEK, 2019. <https://gitlab.com/ihmtek/tagginglatencyestimator>.

Bibliographie

- [1] M. Zyda, "From visual simulation to virtual reality to games," *Computer*, vol. 38, no. 9, pp. 25–32, Sep. 2005.
- [2] E. Brown and P. Cairns, "A Grounded Investigation of Game Immersion," in *CHI '04 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, New York, NY, USA, 2004, pp. 1297–1300.
- [3] D. Harvey, "Invisible Site: A Virtual Sho. (George Coates Performance Works, San Francisco, California)," *Variety*, vol. v346, no. n3, p. p87(1), Feb. 1992.
- [4] J. Steuer, "Defining Virtual Reality: Dimensions Determining Telepresence," *J. Commun.*, vol. 42, no. 4, pp. 73–93, 1992.
- [5] C. Mendoza, *Interactions en temps réel de tissu mou avec découpe 3D et retour d'effort*. Grenoble INPG, 2003.
- [6] D. Marshall, D. Coyle, S. Wilson, and M. Callaghan, "Games, Gameplay, and BCI: The State of the Art," *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 82–99, Jun. 2013.
- [7] D. A. Guttentag, "Virtual reality: Applications and implications for tourism," *Tour. Manag.*, vol. 31, no. 5, pp. 637–651, Oct. 2010.
- [8] R. M. Satava, "Medical applications of virtual reality," *J. Med. Syst.*, vol. 19, no. 3, pp. 275–280, Jun. 1995.
- [9] I. Käthner, A. Kübler, and S. Halder, "Rapid P300 brain-computer interface communication with a head-mounted display," *Front. Neurosci.*, vol. 9, p. 207, 2015.
- [10] A. Andreev, G. CATTAN, and M. Congedo, "Engineering study on the use of Head-Mounted display for Brain- Computer Interface," GIPSA-lab, Technical Report 1, Jun. 2019.
- [11] J. Qu *et al.*, "A Novel Three-Dimensional P300 Speller Based on Stereo Visual Stimuli," *IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst.*, vol. 48, no. 4, pp. 392–399, Aug. 2018.
- [12] H. U. Amin, A. S. Malik, W. Mumtaz, N. Badruddin, and N. Kamel, "Evaluation of passive polarized stereoscopic 3D display for visual and mental fatigues," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 7590–7593.
- [13] G. Cattan, A. Andreev, B. Maureille, and M. Congedo, "Analysis of tagging latency when comparing event-related potentials," Gipsa-Lab ; IHMTEK, Grenoble, Technical Report, Dec. 2018.
- [14] A. Y. Kaplan, S. L. Shishkin, I. P. Ganin, I. A. Basyul, and A. Y. Zhigalov, "Adapting the P300-Based Brain-Computer Interface for Gaming: A Review," *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 141–149, Jun. 2013.
- [15] A. Lécuyer, F. Lotte, R. B. Reilly, R. Leeb, M. Hirose, and M. Slater, "Brain-Computer Interfaces, Virtual Reality, and Videogames," *Computer*, vol. 41, no. 10, pp. 66–72, Oct. 2008.
- [16] M. E. McCauley and T. J. Sharkey, "Cybersickness: Perception of Self-Motion in Virtual Environments," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 1, no. 3, pp. 311–318, Jan. 1992.
- [17] C. Boletsis, "The New Era of Virtual Reality Locomotion: A Systematic Literature Review of Techniques and a Proposed Typology," *Multimodal Technol. Interact.*, vol. 1, no. 4, p. 24, Sep. 2017.
- [18] J. Jeng-Weei Lin, H. Duh, H. Abi-Rached, D. Parker, and T. A. Furness Iii, "Effects of Field of View on Presence, Enjoyment, Memory, and Simulator Sickness in a Virtual Environment," *Virtual Real. Conf. IEEE*, vol. 0, p. 164, Jan. 2002.
- [19] C. Jinjakam and K. Hamamoto, "Study on Parallax Affect on Simulator Sickness in One-screen and Three-screen Immersive Virtual Environment," 2011.
- [20] P. Fuchs, *Le traité de la réalité virtuelle*. Presses des MINES, 2006.

- [21] C. Mai, M. Hassib, and R. Königbauer, "Estimating Visual Discomfort in Head-Mounted Displays Using Electroencephalography," in *Human-Computer Interaction – INTERACT 2017*, 2017, pp. 243–252.
- [22] F. Lotte *et al.*, "Combining BCI with Virtual Reality: Towards New Applications and Improved BCI," in *Towards Practical Brain-Computer Interfaces: Bridging the Gap from Research to Real-World Applications*, B. Z. Allison, S. Dunne, R. Leeb, J. Del R. Millán, and A. Nijholt, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 197–220.
- [23] M. Congedo *et al.*, "'Brain Invaders': a prototype of an open-source P300- based video game working with the OpenViBE platform," in *5th International Brain-Computer Interface Conference 2011 (BCI 2011)*, 2011, pp. 280–283.
- [24] H. Gürkök, "Mind the Sheep! User Experience Evaluation & Brain-Computer Interface Games," Enschede, 2012.
- [25] J.-F. Courtine, "Réalité," in *Vocabulaire européen des philosophies*, Seuil., 2004.
- [26] A. Artaud, *Le Théâtre et son double - Métamorphoses - GALLIMARD - Site Gallimard*. Gallimard, 1938.
- [27] M. Vitali Rosati, "La virtualité d'Internet," *Sens Public*, Apr. 2009.
- [28] G. Cattani, A. Andreev, M. Cesar, and C. Marco, "Toward Deploying Brain Computer Interfaces to Virtual Reality Devices Running on Ordinary Smartphones," *submitted*.
- [29] P. Veyne, *Les Grecs ont-ils cru à leurs mythes ? Essai sur l'imagination constituante*. Le Seuil, 2013.
- [30] J. Le Goff, *L'Imaginaire médiéval: Essais*. Editions Gallimard, 2013.
- [31] M. L. Heilig, "Sensorama simulator," US3050870A, 28-Aug-1962.
- [32] I. E. Sutherland, "A Head-mounted Three Dimensional Display," in *Proceedings of the December 9-11, 1968, Fall Joint Computer Conference, Part I*, New York, NY, USA, 1968, pp. 757–764.
- [33] I. E. Sutherland, "Sketch Pad a Man-machine Graphical Communication System," in *Proceedings of the SHARE Design Automation Workshop*, New York, NY, USA, 1964, p. 6.329–6.346.
- [34] I. E. Sutherland, "The Ultimate Display," in *Proceedings of the IFIP Congress*, 1965, pp. 506–508.
- [35] D. L. Vickers, "Sorcerer's apprentice: head-mounted display and wand," University of Utah, 1974.
- [36] S. G. Weinbaum, *Pygmalion's Spectacles*, Gutenberg. 1935.
- [37] P. Milgram and F. Kishino, "A Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays," *IEICE Trans Inf. Syst.*, vol. E77-D, no. 12, pp. 1321–1329, Dec. 1994.
- [38] S. Mann, "Mediated Reality," *Linux J*, vol. 1999, no. 59es, Mar. 1999.
- [39] S. Mann, "Mediated Reality with implementations for everyday life," *Presenceconnectcom Line Companion MIT Press J. PRESENCE Teleoperators Virtual Environ.*, Aug. 2002.
- [40] C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, T. A. DeFanti, R. V. Kenyon, and J. C. Hart, "The CAVE: Audio Visual Experience Automatic Virtual Environment," *Commun ACM*, vol. 35, no. 6, pp. 64–72, Jun. 1992.
- [41] E. E. Fetz, "Operant conditioning of cortical unit activity," *Science*, vol. 163, no. 3870, pp. 955–958, Feb. 1969.
- [42] J. J. Vidal, "Real-time detection of brain events in EEG," *Proc. IEEE*, vol. 65, no. 5, pp. 633–641, May 1977.
- [43] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, Dec. 1988.
- [44] N. Birbaumer and L. G. Cohen, "Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis," *J. Physiol.*, vol. 579, no. 3, pp. 621–636, Mar. 2007.
- [45] E. W. Sellers and E. Donchin, "A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 3, pp. 538–548, Mar. 2006.
- [46] T. O. Zander and C. Kothe, "Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general," *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 2, p. 025005, 2011.
- [47] R. Caton, "Electrical Currents of the Brain," *J. Nerv. Ment. Dis.*, vol. 2, no. 4, p. 610, Oct. 1875.
- [48] H. Berger, "Über das Elektrenkephalogramm des Menschen," *Arch. Für Psychiatr. Nervenkrankh.*, vol. 87, no. 1, pp. 527–570, Dec. 1929.

- [49] C. Guger *et al.*, “Trends in BCI Research I: Brain-Computer Interfaces for Assessment of Patients with Locked-in Syndrome or Disorders of Consciousness,” in *Brain-Computer Interface Research*, Springer, Cham, 2017, pp. 105–125.
- [50] A. F. Jackson and D. J. Bolger, “The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: a review for the rest of us,” *Psychophysiology*, vol. 51, no. 11, pp. 1061–1071, Nov. 2014.
- [51] L. Spinelli, “Analyse spatiale de l’activité électrique cérébrale : nouveaux développements,” phdthesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 1999.
- [52] M. Congedo, “EEG Source Analysis,” Habilitation à diriger des recherches, Université de Grenoble, 2013.
- [53] B. P. Zietsch, J. L. Hansen, N. K. Hansell, G. M. Geffen, N. G. Martin, and M. J. Wright, “Common and specific genetic influences on EEG power bands delta, theta, alpha, and beta,” *Biol. Psychol.*, vol. 75, no. 2, pp. 154–164, May 2007.
- [54] M. Halgren *et al.*, “The Generation and Propagation of the Human Alpha Rhythm,” *bioRxiv*, p. 202564, Jun. 2018.
- [55] M. Gavaret, J.-M. Badier, and P. Chauvel, “EEG haute résolution (EEG-HR) et magnétoencéphalographie (MEG),” *Neurochirurgie*, vol. 54, no. 3, pp. 185–190, May 2008.
- [56] J. Wolpaw and E. W. Wolpaw, *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford University Press, USA, 2012.
- [57] M. Congedo, L. Korczowski, A. Delorme, and F. Lopes Da Silva, “Spatio-temporal common pattern: A companion method for ERP analysis in the time domain,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 267, pp. 74–88, 2016.
- [58] A. M. Norcia, L. G. Appelbaum, J. M. Ales, B. R. Cottreau, and B. Rossion, “The steady-state visual evoked potential in vision research: A review,” *J. Vis.*, vol. 15, no. 6, May 2015.
- [59] R. S. Fisher, G. Harding, G. Erba, G. L. Barkley, A. Wilkins, and Epilepsy Foundation of America Working Group, “Photic- and pattern-induced seizures: a review for the Epilepsy Foundation of America Working Group,” *Epilepsia*, vol. 46, no. 9, pp. 1426–1441, Sep. 2005.
- [60] S. Amiri, A. Rabbi, L. Azinfar, and R. Fazel-Rezai, “A Review of P300, SSVEP, and Hybrid P300/SSVEP Brain- Computer Interface Systems,” *Brain-Comput. Interface Syst. - Recent Prog. Future Prospects*, 2013.
- [61] F. Sepulveda, “Brain-actuated Control of Robot Navigation,” in *Advances in Robot Navigation*, vol. 8, Alejandra Barrera, 2011.
- [62] Y. Zhang, P. Xu, T. Liu, J. Hu, R. Zhang, and D. Yao, “Multiple Frequencies Sequential Coding for SSVEP-Based Brain-Computer Interface,” *PLOS ONE*, vol. 7, no. 3, p. e29519, Mar. 2012.
- [63] S. Sur and V. K. Sinha, “Event-related potential: An overview,” *Ind. Psychiatry J.*, vol. 18, no. 1, pp. 70–73, 2009.
- [64] S. J. Luck, “Event-related potentials,” in *APA handbook of research methods in psychology, Vol 1: Foundations, planning, measures, and psychometrics*, Washington, DC, US: American Psychological Association, 2012, pp. 523–546.
- [65] J. Polich, “Updating P300: An Integrative Theory of P3a and P3b,” *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.*, vol. 118, no. 10, pp. 2128–2148, Oct. 2007.
- [66] J. Polich and M. T. Lardon, “P300 and long-term physical exercise,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 4, pp. 493–498, Oct. 1997.
- [67] R. Freunberger, W. Klimesch, M. Doppelmayr, and Y. Höller, “Visual P2 component is related to theta phase-locking,” *Neurosci. Lett.*, vol. 426, no. 3, pp. 181–186, Oct. 2007.
- [68] E. Wascher, S. Hoffmann, J. Sängler, and M. Grosjean, “Visuo-spatial processing and the N1 component of the ERP,” *Psychophysiology*, vol. 46, no. 6, pp. 1270–1277, Nov. 2009.
- [69] M. Kutas and K. D. Federmeier, “Thirty Years and Counting: Finding Meaning in the N400 Component of the Event-Related Brain Potential (ERP),” *Annu. Rev. Psychol.*, vol. 62, no. 1, pp. 621–647, 2011.
- [70] W. C. West and P. J. Holcomb, “Imaginal, Semantic, and Surface-Level Processing of Concrete and Abstract Words: An Electrophysiological Investigation,” *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 12, no. 6, pp. 1024–1037, Nov. 2000.

- [71] C. Guger *et al.*, “How many people are able to control a P300-based brain-computer interface (BCI)?,” *Neurosci. Lett.*, vol. 462, no. 1, pp. 94–98, Oct. 2009.
- [72] A. Andreev, A. Barachant, F. Lotte, and M. Congedo, *Recreational Applications of OpenViBE: Brain Invaders and Use-the-Force*, vol. chap. 14. John Wiley ; Sons, 2016.
- [73] M. Congedo, A. Barachant, and R. Bhatia, “Riemannian geometry for EEG-based brain-computer interfaces; a primer and a review,” *Brain-Comput. Interfaces*, vol. 4, no. 3, pp. 155–174, 2017.
- [74] M. Clerc, L. Bougrain, and F. Lotte, *Les interfaces cerveau-ordinateur 1*, ISTE. 2016.
- [75] M. Clerc, L. Bougrain, and F. Lotte, *Les interfaces cerveau-ordinateur 2*, ISTE. 2016.
- [76] G. Cattan, C. Mendoza, A. Andreev, and M. Congedo, “Recommendations for Integrating a P300-Based Brain Computer Interface in Virtual Reality Environments for Gaming,” *Computers*, vol. 7, no. 2, p. 34, May 2018.
- [77] A. Kos, S. Tomažič, and A. Umek, “Evaluation of Smartphone Inertial Sensor Performance for Cross-Platform Mobile Applications,” *Sensors*, vol. 16, no. 4, Apr. 2016.
- [78] M. Kok, J. D. Hol, and T. B. Schön, “Using Inertial Sensors for Position and Orientation Estimation,” *ArXiv170406053 Cs*, Apr. 2017.
- [79] H. Akiduki, S. Nishiike, H. Watanabe, K. Matsuoka, T. Kubo, and N. Takeda, “Visual-vestibular conflict induced by virtual reality in humans,” *Neurosci. Lett.*, vol. 340, no. 3, pp. 197–200, Apr. 2003.
- [80] L. J. Hettinger and G. E. Riccio, “Visually Induced Motion Sickness in Virtual Environments,” *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 1, no. 3, pp. 306–310, Jan. 1992.
- [81] M. Gueugnon, R. N. Salesse, A. Coste, Z. Zhao, B. G. Bardy, and L. Marin, “Postural Coordination during Socio-motor Improvisation,” *Front. Psychol.*, vol. 7, Aug. 2016.
- [82] L. J. Smart, T. A. Stoffregen, and B. G. Bardy, “Visually induced motion sickness predicted by postural instability,” *Hum. Factors*, vol. 44, no. 3, pp. 451–465, 2002.
- [83] J. Barrett and Defence Science and Technology Organisation (Australia). Information Sciences Laboratory, *Side effects of virtual environments : a review of the literature / Judy Barrett*. Edinburgh, S. Aust: DSTO Information Sciences Laboratory, Edinburgh, S. Aust. : DSTO Information Sciences Laboratory, c2004.
- [84] H. A. Witkin, R. B. Dyk, H. F. Fattuson, D. R. Goodenough, and S. A. Karp, *Psychological differentiation: Studies of development*. Oxford, England: Wiley, 1962.
- [85] E. L. Groen and J. E. Bos, “Simulator Sickness Depends on Frequency of the Simulator Motion Mismatch: An Observation,” *Presence*, vol. 17, no. 6, pp. 584–593, Dec. 2008.
- [86] E. M. Kolasinski and U. S. A. R. I. for the B. and S. Sciences, *Simulator sickness in virtual environments*. U.S. Army Research Institute for the Behavioral and Social Sciences, 1995.
- [87] J. T. Reason and J. J. Brand, *Motion Sickness*. Academic Press, 1975.
- [88] J. O. Brooks *et al.*, “Simulator sickness during driving simulation studies,” *Accid. Anal. Prev.*, vol. 42, no. 3, pp. 788–796, May 2010.
- [89] G. Park, R. Wade Allen, D. Fiorentino, and M. L. Cook, “Simulator Sickness Scores According to Symptom Susceptibility, Age, and Gender for an Older Driver Assessment Study (PDF Download Available),” in *ResearchGate*, 2006.
- [90] R. S. Kennedy, M. G. Lilienthal, K. S. Berbaum, D. R. Baltzley, and M. E. McCauley, “Simulator sickness in U.S. Navy flight simulators,” *Aviat. Space Environ. Med.*, vol. 60, no. 1, pp. 10–16, Jan. 1989.
- [91] R. S. Kennedy and L. H. Frank, “A Review of Motion Sickness with Special Reference to Simulator Sickness,” in *Transportation Research Record*, 1986.
- [92] S. Debener, F. Minow, R. Emkes, K. Gandras, and M. de Vos, “How about taking a low-cost, small, and wireless EEG for a walk?,” *Psychophysiology*, vol. 49, no. 11, pp. 1617–1621, Nov. 2012.
- [93] L. Mayaud *et al.*, “Brain-computer interface for the communication of acute patients: a feasibility study and a randomized controlled trial comparing performance with healthy participants and a traditional assistive device,” *Brain-Comput. Interfaces*, vol. 3, no. 4, pp. 197–215, Oct. 2016.
- [94] C. Guger, G. Krausz, B. Z. Allison, and G. Edlinger, “Comparison of Dry and Gel Based Electrodes for P300 Brain-Computer Interfaces,” *Front. Neurosci.*, vol. 6, 2012.

- [95] A. Ingel, I. Kuzovkin, and R. Vicente, "Direct information transfer rate optimisation for SSVEP-based BCI," *J. Neural Eng.*, vol. 16, no. 1, p. 016016, Dec. 2018.
- [96] X. Chen, Y. Wang, S. Gao, T.-P. Jung, and X. Gao, "Filter bank canonical correlation analysis for implementing a high-speed SSVEP-based brain-computer interface," *J. Neural Eng.*, vol. 12, no. 4, p. 046008, Jun. 2015.
- [97] X. Ma, Z. Yao, Y. Wang, W. Pei, and H. Chen, "Combining Brain-Computer Interface and Eye Tracking for High-Speed Text Entry in Virtual Reality," in *23rd International Conference on Intelligent User Interfaces*, New York, NY, USA, 2018, pp. 263–267.
- [98] G. Cattan, A. Andreev, C. Mendoza, and M. Congedo, "The Impact of Passive Head-Mounted Virtual Reality Devices on the Quality of EEG Signals," in *Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation*, Delft, 2018.
- [99] F. Lotte, J. Fujisawa, H. Touyama, R. Ito, M. Hirose, and A. Lécuyer, "Towards Ambulatory Brain-computer Interfaces: A Pilot Study with P300 Signals," in *Proceedings of the International Conference on Advances in Computer Entertainment Technology*, New York, NY, USA, 2009, pp. 336–339.
- [100] T. M. Lau, J. T. Gwin, K. G. McDowell, and D. P. Ferris, "Weighted phase lag index stability as an artifact resistant measure to detect cognitive EEG activity during locomotion," *J. Neuroengineering Rehabil.*, vol. 9, p. 47, Jul. 2012.
- [101] F. Lotte, Y. Renard, and A. Lécuyer, "Self-Paced Brain-Computer Interaction with Virtual Worlds: A Quantitative and Qualitative Study 'Out of the Lab,'" in *4th international Brain Computer Interface Workshop and Training Course*, Graz, Austria, 2008.
- [102] R. Ron-Angevin and A. Díaz-Estrella, "Brain-computer interface: changes in performance using virtual reality techniques," *Neurosci. Lett.*, vol. 449, no. 2, pp. 123–127, Jan. 2009.
- [103] J. D. Bayliss and D. H. Ballard, "A virtual reality testbed for brain-computer interface research," *IEEE Trans. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 8, no. 2, pp. 188–190, Jun. 2000.
- [104] J. D. Bayliss, "Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 113–116, Jun. 2003.
- [105] B. H. Cho *et al.*, "Attention Enhancement System using virtual reality and EEG biofeedback," in *Proceedings IEEE Virtual Reality 2002*, 2002, pp. 156–163.
- [106] F. Lotte, "Les Interfaces Cerveau-Ordinateur: Conception et Utilisation en Réalité Virtuelle," *Rev. Sci. Technol. Inf. - Sér. TSI Tech. Sci. Inform.*, vol. 31, no. 3, pp. 289–310, 2012.
- [107] Y. Renard *et al.*, "OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 19, no. 1, pp. 35–53, Feb. 2010.
- [108] C. Arrouët, M. Congedo, J.-E. Marvie, F. Lamarche, A. Lécuyer, and B. Arnaldi, "Open-ViBE: A Three Dimensional Platform for Real-Time Neuroscience," *J. Neurother.*, vol. 9, no. 1, pp. 3–25, Jul. 2005.
- [109] E. Edgington and P. Onghena, *Randomization Tests, Fourth Edition*. CRC Press, 2007.
- [110] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris, and J.-M. Schoffelen, "FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, p. e156869, Dec. 2010.
- [111] T. E. Nichols and A. P. Holmes, "Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: a primer with examples," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–25, Jan. 2002.
- [112] E. Maris and R. Oostenveld, "Nonparametric statistical testing of EEG- and MEG-data," *J. Neurosci. Methods*, vol. 164, no. 1, pp. 177–190, Aug. 2007.
- [113] L. Mayaud, M. Congedo, A. Van Laghenhove, M. Figère, E. Azabou, and F. Cheliout-Heraut, "A comparison of recording modalities of P300 event-related potentials (ERP) for brain-computer interface (BCI) paradigm," *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.*, vol. 43, no. 4, pp. 217–227, Oct. 2013.
- [114] M. Chabance, G. CATTAN, and B. Maureille, "Implementation of a Daemon for OpenBCI," IHMTEK, Technical Report, Apr. 2019.

- [115] F. Tadel, S. Baillet, J. C. Mosher, D. Pantazis, and R. M. Leahy, "Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis," *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2011. [Online]. Available: <https://www.hindawi.com/journals/cin/2011/879716/>.
- [116] A. Barachant, S. Bonnet, M. Congedo, and C. Jutten, "Multiclass brain-computer interface classification by Riemannian geometry," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 4, pp. 920–928, Apr. 2012.
- [117] Z. Chebbi and M. Moakher, "Means of Hermitian positive-definite matrices based on the log-determinant α -divergence function," *Linear Algebra Its Appl.*, vol. 436, no. 7, pp. 1872–1889, Apr. 2012.
- [118] "Mathematical Methods of Statistics (PMS-9), Volume 9," *Princeton University Press*. [Online]. Available: <https://press.princeton.edu/titles/391.html>. [Accessed: 08-Dec-2017].
- [119] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, and A. Buchner, "G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences," *Behav. Res. Methods*, vol. 39, no. 2, pp. 175–191, May 2007.
- [120] J. Cohen, "A power primer," *Psychol. Bull.*, vol. 112, no. 1, pp. 155–159, Jul. 1992.
- [121] S. Omoto *et al.*, "P1 and P2 components of human visual evoked potentials are modulated by depth perception of 3-dimensional images," *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.*, vol. 121, no. 3, pp. 386–391, Mar. 2010.
- [122] A. J. Pegna, A. Darque, M. V. Roberts, and E. C. Leek, "Effects of stereoscopic disparity on early ERP components during classification of three-dimensional objects," *Q. J. Exp. Psychol.* 2006, vol. 71, no. 6, pp. 1419–1430, Jun. 2018.
- [123] J. R. Binder, C. F. Westbury, K. A. McKiernan, E. T. Possing, and D. A. Medler, "Distinct Brain Systems for Processing Concrete and Abstract Concepts," *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 17, no. 6, pp. 905–917, Jun. 2005.
- [124] H.-W. Huang, C.-L. Lee, and K. D. Federmeier, "Imagine that! ERPs provide evidence for distinct hemispheric contributions to the processing of concrete and abstract concepts," *NeuroImage*, vol. 49, no. 1, pp. 1116–1123, Jan. 2010.
- [125] A. S. Royer, A. J. Doud, M. L. Rose, and B. He, "EEG Control of a Virtual Helicopter in 3-Dimensional Space Using Intelligent Control Strategies," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 6, pp. 581–589, Dec. 2010.
- [126] L. Korczowski, A. Barachant, A. Andreev, C. Jutten, and M. Congedo, "Brain Invaders 2" : an open source Plug & Play multi-user BCI videogame," in *6th International Brain-Computer Interface Meeting (BCI Meeting 2016)*, Pacific Grove, CA, United States, 2016, p. 10.3217/978-3-85125-467-9.
- [127] L. Korczowski, "Methods for multi-subject electroencephalography and application to brain-computer interfaces," Theses, Université Grenoble Alpes, 2018.
- [128] X. An, J. Höhne, D. Ming, and B. Blankertz, "Exploring Combinations of Auditory and Visual Stimuli for Gaze-Independent Brain-Computer Interfaces," *PLoS ONE*, vol. 9, no. 10, Oct. 2014.
- [129] G. Cattan, A. Andreev, C. Mendoza, and M. Congedo, "Report on Auditory Stimulation in Brain-Computer Interfaces," Gipsa-lab ; IHMTEK, Research Report, Jan. 2019.
- [130] F. Guo, B. Hong, X. Gao, and S. Gao, "A brain-computer interface using motion-onset visual evoked potential," *J. Neural Eng.*, vol. 5, no. 4, pp. 477–485, Dec. 2008.
- [131] J. Jin *et al.*, "The Changing Face of P300 BCIs: A Comparison of Stimulus Changes in a P300 BCI Involving Faces, Emotion, and Movement," *PLOS ONE*, vol. 7, no. 11, p. e49688, Nov. 2012.
- [132] J. Jin, B. Z. Allison, X. Wang, and C. Neuper, "A combined brain-computer interface based on P300 potentials and motion-onset visual evoked potentials," *J. Neurosci. Methods*, vol. 205, no. 2, pp. 265–276, Apr. 2012.
- [133] D. Hermes, K. J. Miller, B. A. Wandell, and J. Winawer, "Stimulus Dependence of Gamma Oscillations in Human Visual Cortex," *Cereb. Cortex N. Y. NY*, vol. 25, no. 9, pp. 2951–2959, Sep. 2015.
- [134] J. I. Münßinger *et al.*, "Brain Painting: First Evaluation of a New Brain-Computer Interface Application with ALS-Patients and Healthy Volunteers," *Front. Neurosci.*, vol. 4, Nov. 2010.

- [135] M. Schreuder, J. Höhne, B. Blankertz, S. Haufe, T. Dickhaus, and M. Tangermann, "Optimizing event-related potential based brain-computer interfaces: a systematic evaluation of dynamic stopping methods," *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 3, p. 036025, Jun. 2013.
- [136] P.-J. Kindermans, M. Tangermann, K.-R. Müller, and B. Schrauwen, "Integrating dynamic stopping, transfer learning and language models in an adaptive zero-training ERP speller," *J. Neural Eng.*, vol. 11, no. 3, p. 035005, 2014.
- [137] J. N. Mak *et al.*, "Optimizing the P300-based brain-computer interface: current status, limitations and future directions," *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 2, p. 025003, 2011.
- [138] P. W. Ferrez and J. del R. Millán, "You Are Wrong!---Automatic Detection of Interaction Errors from Brain Waves," in *Proceedings of the 19th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Edinburgh, UK, 2005.
- [139] N. M. Schmidt, B. Blankertz, and M. S. Treder, "Online detection of error-related potentials boosts the performance of mental typewriters," *BMC Neurosci.*, vol. 13, no. 1, p. 19, Dec. 2012.
- [140] J. Farquhar and N. J. Hill, "Interactions between pre-processing and classification methods for event-related-potential classification: best-practice guidelines for brain-computer interfacing," *Neuroinformatics*, vol. 11, no. 2, pp. 175–192, Apr. 2013.
- [141] J. Schell, *The Art of Game Design: A Book of Lenses, Second Edition*. CRC Press, 2014.
- [142] L.-D. Liao *et al.*, "Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 9, p. 5, Jan. 2012.
- [143] Y.-H. Chen *et al.*, "Soft, Comfortable Polymer Dry Electrodes for High Quality ECG and EEG Recording," *Sensors*, vol. 14, no. 12, pp. 23758–23780, Dec. 2014.
- [144] M. G. Bleichner *et al.*, "Exploring miniaturized EEG electrodes for brain-computer interfaces. An EEG you do not see?," *Physiol. Rep.*, vol. 3, no. 4, Apr. 2015.
- [145] A. Barachant, A. Andreev, and M. Congedo, "The Riemannian Potato: an automatic and adaptive artifact detection method for online experiments using Riemannian geometry," in *TOBI Workshop IV*, Sion, Switzerland, 2013, pp. 19–20.
- [146] J. T. Gwin, K. Gramann, S. Makeig, and D. P. Ferris, "Removal of Movement Artifact From High-Density EEG Recorded During Walking and Running," *J. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 6, pp. 3526–3534, Jun. 2010.
- [147] M. D. Vos, M. Kroesen, R. Emkes, and S. Debener, "P300 speller BCI with a mobile EEG system: comparison to a traditional amplifier," *J. Neural Eng.*, vol. 11, no. 3, p. 036008, 2014.
- [148] C. Jinjakam, Y. Odagiri, K. Dejhan, and K. Hamamoto, "Comparative study of virtual sickness between a single-screen and three-screen from parallax affect," *World Acad. Sci. Eng. Technol.*, vol. 75, pp. 233–236, Mar. 2011.
- [149] R. A. Ruddle, "The effect of environment characteristics and user interaction on levels of virtual environment sickness," in *IEEE Virtual Reality 2004*, 2004, pp. 141–285.
- [150] H. Duh, D. Parker, and T. A. Furness, "Does a Peripheral Independent Visual Background Reduce Scene-Motion-Induced Balance Disturbance in an Immersive Environment?," May 2001.
- [151] J. J.-W. Lin, H. Abi-Rached, D.-H. Kim, D. E. Parker, and T. A. Furness, "A 'Natural' Independent Visual Background Reduced Simulator Sickness," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 46, no. 26, pp. 2124–2128, Sep. 2002.
- [152] J. D. Prothero, M. H. Draper, T. A. Furness, D. E. Parker, and M. J. Wells, "The use of an independent visual background to reduce simulator side-effects," *Aviat. Space Environ. Med.*, vol. 70, no. 3 Pt 1, pp. 277–283, Mar. 1999.
- [153] A. S. Fernandes and S. K. Feiner, "Combating VR sickness through subtle dynamic field-of-view modification," 2016, pp. 201–210.
- [154] B. Ross and K. Tremblay, "Stimulus experience modifies auditory neuromagnetic responses in young and older listeners," *Hear. Res.*, vol. 248, no. 1–2, pp. 48–59, Feb. 2009.
- [155] L. R. Squire, C. E. L. Stark, and R. E. Clark, "The medial temporal lobe," *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 27, no. 1, pp. 279–306, Jun. 2004.

- [156] K. Gramann, J. T. Gwin, N. Bigdely-Shamlo, D. P. Ferris, and S. Makeig, "Visual Evoked Responses During Standing and Walking," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 4, 2010.
- [157] H. Jonas, *The Imperative of Responsibility: In Search of an Ethics for the Technological Age*. University of Chicago Press, 1985.
- [158] F. C. Hagerman *et al.*, "Effects of High-Intensity Resistance Training on Untrained Older Men. I. Strength, Cardiovascular, and Metabolic Responses," *J. Gerontol. Ser. A*, vol. 55, no. 7, pp. B336–B346, Jul. 2000.
- [159] K. E. Dill and J. C. Dill, "Video game violence," *Aggress. Violent Behav.*, vol. 3, no. 4, pp. 407–428, Dec. 1998.
- [160] T. Greitemeyer and D. O. Mügge, "Video Games Do Affect Social Outcomes: A Meta-Analytic Review of the Effects of Violent and Prosocial Video Game Play," *Pers. Soc. Psychol. Bull.*, vol. 40, no. 5, pp. 578–589, May 2014.
- [161] C. A. Anderson and B. J. Bushman, "Effects of Violent Video Games on Aggressive Behavior, Aggressive Cognition, Aggressive Affect, Physiological Arousal, and Prosocial Behavior: A Meta-Analytic Review of the Scientific Literature," *Psychol. Sci.*, vol. 12, no. 5, pp. 353–359, Sep. 2001.
- [162] C. A. Anderson *et al.*, "Longitudinal Effects of Violent Video Games on Aggression in Japan and the United States," *Pediatrics*, vol. 122, no. 5, pp. e1067–e1072, Nov. 2008.
- [163] S. Kühn, D. T. Kugler, K. Schmalen, M. Weichenberger, C. Witt, and J. Gallinat, "Does playing violent video games cause aggression? A longitudinal intervention study," *Mol. Psychiatry*, p. 1, Mar. 2018.
- [164] S. Kühn, D. Kugler, K. Schmalen, M. Weichenberger, C. Witt, and J. Gallinat, "The Myth of Blunted Gamers: No Evidence for Desensitization in Empathy for Pain after a Violent Video Game Intervention in a Longitudinal fMRI Study on Non-Gamers," *Neurosignals*, vol. 26, no. 1, pp. 1–1, 2018.
- [165] C. Barlett, O. Branch, C. Rodeheffer, and R. Harris, "How long do the short-term violent video game effects last?," *Aggress. Behav.*, vol. 35, no. 3, pp. 225–236, May 2009.
- [166] Y. Hasan, L. Bègue, M. Scharnow, and B. J. Bushman, "'The more you play, the more aggressive you become: A long-term experimental study of cumulative violent video game effects on hostile expectations and aggressive behavior': Corrigendum," *J. Exp. Soc. Psychol.*, vol. 74, pp. 328–328, 2018.
- [167] G. R. Szyck, B. Mohammadi, T. F. Münte, T. Wildt, and B. T., "Lack of Evidence That Neural Empathic Responses Are Blunted in Excessive Users of Violent Video Games: An fMRI Study," *Front. Psychol.*, vol. 8, 2017.
- [168] S. Tisseron, *Enfants sous influence*, Armand Colin. 2000.
- [169] C. J. Ferguson, C. K. Olson, L. A. Kutner, and D. E. Warner, "Violent Video Games, Catharsis Seeking, Bullying, and Delinquency: A Multivariate Analysis of Effects," *Crime Delinquency*, vol. 60, no. 5, pp. 764–784, Aug. 2014.
- [170] L. Demany, Y. Bayle, E. Puginier, and C. Semal, "Detecting temporal changes in acoustic scenes: The variable benefit of selective attention," *Hear. Res.*, vol. 353, pp. 17–25, Sep. 2017.
- [171] H. R. Lee and E. J. Jeong, "Do Therapeutic Interventions Exist in Online Games? Effects of Therapeutic Catharsis, Online Game Self-Efficacy, and Life Self-Efficacy on Depression, Loneliness, and Aggression," *Int. J. CONTENTS*, vol. 14, no. 1, pp. 12–17, Mar. 2018.
- [172] M. Madary and T. K. Metzinger, "Real Virtuality: A Code of Ethical Conduct. Recommendations for Good Scientific Practice and the Consumers of VR-Technology," *Front. Robot. AI*, vol. 3, 2016.
- [173] R. L. Miller, P. Brickman, and D. Bolen, "Attribution versus persuasion as a means for modifying behavior," *J. Pers. Soc. Psychol.*, vol. 31, no. 3, pp. 430–441, Mar. 1975.
- [174] A. V. Medvedev, J. M. Kainerstorfer, S. V. Borisov, A. H. Gandjbakhche, and J. VanMeter, "'Seeing' electroencephalogram through the skull: imaging prefrontal cortex with fast optical signal," *J. Biomed. Opt.*, vol. 15, no. 6, 2010.
- [175] F. Wang *et al.*, "Enhancing clinical communication assessments using an audiovisual BCI for patients with disorders of consciousness," *J. Neural Eng.*, vol. 14, no. 4, p. 046024, 2017.

- [176] R. Bogue, "Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments," *Ind. Robot Int. J.*, vol. 36, no. 5, pp. 421–427, Aug. 2009.
- [177] A. Frisoli *et al.*, "A New Gaze-BCI-Driven Control of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation in Real-World Tasks," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C Appl. Rev.*, vol. 42, no. 6, pp. 1169–1179, Nov. 2012.
- [178] B. Sundararaman, U. Buy, and A. D. Kshemkalyani, "Clock synchronization for wireless sensor networks: a survey," *Ad Hoc Netw.*, vol. 3, no. 3, pp. 281–323, May 2005.
- [179] M. Plechawska-Wójcik, M. Kaczorowska, and B. Michalik, "Comparative analysis of two-group supervised classification algorithms in the study of P300-based brain-computer interface," *MATEC Web Conf.*, vol. 252, p. 03010, 2019.
- [180] A. Fron, *Architectures réparties en Java: RMI, CORBA, JMS, sockets, SOAP, services web*. Dunod, 2007.
- [181] E. Gamma, R. Helm, R. Johnson, and J. Vlissides, *Design Patterns: Elements of Reusable Object-Oriented Software*. Pearson Education, 1994.

Résumé -- Malgré des développements récents dans la conception des casques électroencéphalographiques (EEG) et dans l'analyse du signal cérébral, les interfaces cerveau-machine (ICM) sont toujours restreintes au contexte de la recherche scientifique. Toutefois, les ICM gagneraient à intégrer la réalité virtuelle (VR) car elles diminuent la distance entre l'utilisateur et son avatar en remplaçant les commandes mécaniques, et donc améliorent le sentiment d'immersion. De plus, les ICM fournissent également des informations sur l'état mental de l'utilisateur comme sa concentration, son attention ou ses points d'intérêts dans l'environnement virtuel. Dans cette thèse, nous étudions l'interaction entre ICM et VR, qui constituent une interface homme-machine dont les applications nous semblent prometteuses pour le grand public, particulièrement dans le domaine du divertissement. Nous nous concentrons sur l'utilisation d'une ICM basée sur l'EEG et sur une stimulation visuelle occasionnelle, autrement-dit une ICM basée sur la détection du P300, un potentiel évoqué positif apparaissant dans l'EEG 250 à 600 ms après l'apparition d'un stimulus. Nous étudions l'usage de cette ICM pour interagir avec un environnement simulé grâce à un casque de VR mobile utilisant un smartphone ordinaire, c'est-à-dire un matériel de VR approprié pour une utilisation grand public.

Toutefois, l'intégration des ICM dans la VR pour le grand public rencontre aujourd'hui des défis d'ordre technique, expérimental et conceptuel. En effet, l'utilisation d'un matériel mobile pose des contraintes techniques considérables, et une telle technologie n'a pas encore fait l'objet d'une validation. Les facteurs influençant la performance des ICM en VR par rapport à une utilisation sur PC restent flous. Également, les caractéristiques physiologiques de la réponse du cerveau à des stimuli en VR par rapport aux mêmes stimuli présentés sur PC sont inconnues. Finalement, les ICM et la VR admettent des limites considérables, parfois incompatibles. Par exemple, l'utilisateur interagit avec la VR en bougeant, ce qui perturbe le signal EEG et diminue la performance de l'ICM. Il y a donc une nécessité d'adapter le design de l'application pour une technologie mixte ICM+VR.

Dans ce travail, nous présentons une contribution dans chacun de ces domaines : une réalisation technique vers une ICM grand public en VR ; une analyse expérimentale de sa performance et une analyse des différences physiologiques produites par des stimuli présentés dans un casque de VR par rapport aux mêmes stimuli sur PC - analyses menées à bien grâce à deux campagnes expérimentales portant sur 33 sujets ; une synthèse des recommandations pour un design adapté à la fois aux ICM et à la VR.

Mot-clé : Électroencéphalographie (EEG), Réalité Virtuelle (VR), Interface Homme-Machine (IHM), Interface Cerveau-Machine (ICM), P300, Potentiels Evoqués, Jeux vidéo, Divertissement.

Abstract -- In spite of ongoing developments in the conception of electroencephalographic (EEG) headsets and brain signal analysis, the actual use of EEG-based brain-computer interfaces (BCI) is still restricted to research settings. On the other hand, BCI technology candidates as a good complement to virtual reality as it may diminish the distance between the user and his/her avatar. A BCI can accomplish this by circumventing the usual muscular pathway between the brain and the machine, thus enhancing the immersion feeling in VR applications. Moreover, a BCI provides valuable information on the mental state of the user, such as concentration and attention for the task at hand and for the virtual objects of interest. In this thesis, we study the coupling of BCI and VR technology, a human-machine interface that is potentially ubiquitous, in particular for gaming. We focus on the use of EEG-based BCI with occasional visual stimulation, *i.e.*, BCIs based on the detection of the P300, a positive evoked potential appearing in the EEG 250 to 600 ms after the presentation of a stimulus. We investigate the use of such a BCI to interact with VR environments obtained using a mobile head-mounted display based on an ordinary smartphone, material suiting well the general public.

The fusion of BCI technology with VR faces technical, experimental and conceptual limitations. Indeed, the integration of BCI with a mobile head-mounted display is technically burdensome and has not been fully validated. The factors impacting the performance of the BCI in VR remains still unknown. Also, unknown are the physiological characteristics of the brain responses to VR stimuli as compared to the same stimuli displayed on a PC screen. Finally, both BCI and VR technologies are limited, and these limitations sometimes appears contradictory. For example, the EEG is perturbed by the user's movements while s/he is interacting with the virtual environment, but this movement may be an essential aspect of the VR experience. Thus, it is necessary to operate a synthesis of the existing design recommendations for BCI and VR technologies from the perspective of a mixed BCI+VR application.

In this work, we presents three contributions: a technical implementation of a BCI+VR system, paving the way for a general public use; an analysis of its performance and an analysis of the physiological differences produced by VR stimuli as compared to the same stimuli on a PC by means of two experimental campaigns carried out on 33 subjects; a synthesis of the recommendations to adapt the application design to BCI and VR.

Keywords: Electroencephalography (EEG), Virtual Reality (VR), Human-Machine Interface (HMI), Brain-Computer Interface (BCI), P300, Evoked Potential, Gaming.
