

Faculté des sciences de la motricité

Comparaison de l'activité corticale lors d'une tâche de dextérité manuelle en condition réelle et en réalité virtuelle immersive

Étude expérimentale

Auteure : TREFFORT Camille

Promoteur·rices : EVERARD Gauthier – NTABUHASHE BIBENTYO Thérèse

Année académique 2025-2026

Master en kinésithérapie et réadaptation [60.0] KINE2M

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)

J'ai utilisé l'IA pour ce projet : ☒ Oui
☐ Non

Si vous avez utilisé l'IA dans ce travail, veuillez préciser comment ci-dessous :

Texte (par exemple, vérification orthographique, génération de texte, production d'idées, ...)

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Pour améliorer la formulation d'un texte généré par nous.
Structurer la rédaction de travail.
Identifier des sources.

Images

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Code, aide à la programmation, ou algorithmes

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Autres utilisations

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Je connais les règles de de la Faculté des sciences de la motricité de l'UCLouvain en matière d'intelligence artificielle. Je déclare que toute utilisation d'aides ou d'outils d'intelligence artificielle est explicitement mentionnée dans le présent formulaire de déclaration

Nom	TREFFORT	Prénom	Camille
-----	----------	--------	---------

Table des matières

INTRODUCTION	1
METHODE	5
1. Conception.....	5
2. Participants.....	5
3. Matériel	6
3.1. Casque de réalité virtuelle	6
3.2. Interface d'interaction en RVI.....	7
3.3. Dispositif expérimental du BBT physique	9
3.4. Enregistrement EEG	11
4. Protocole	12
5. Prétraitement des données EEG pour analyse	16
6. Scalp maps	17
7. Analyse des signaux EEG	18
8. Rythmes sensorimoteurs étudiés et résultats attendus.....	20
9. Analyse statistique	21
RESULTATS.....	23
1. Analyse de la topographie de surface (Scalp Maps)	23
1.1. Dynamique du rythme Mu (8-13 Hz)	24
1.2. Dynamique du rythme Bêta (14-30 Hz)	25
2. Analyse quantitative de la puissance spectrale sur l'électrode C3	26
2.1. Rythme Mu (8-13 Hz)	26
2.2. Rythme Bêta bas (14-20 Hz)	27
2.3. Rythme Bêta haut (21-30 Hz).....	27
3. Analyse quantitative de la puissance spectrale sur l'électrode CP3	28
3.1. Rythme Mu (8-13 Hz).....	28
3.2. Rythme Bêta bas (14-20 Hz)	29
3.3. Rythme Bêta haut (21-30 Hz).....	29
4. Analyse du questionnaire ATI	30

DISCUSSION	32
1. Similarité des cartes topographiques entre la condition physique et les conditions en RVI	32
2. Similarité des patterns ERSP et modulation de l'intensité entre la condition physique et les conditions en RVI.....	33
3. Implications pratiques	35
4. Perspectives.....	35
5. Limites.....	37
CONCLUSION	39
BIBLIOGRAPHIE :.....	40

REMERCIEMENTS

C'est avec une grande satisfaction que je présente aujourd'hui ce mémoire, qui marque l'aboutissement de mon parcours universitaire et de ces années d'études. Ce travail n'aurait pu voir le jour sans le soutien de nombreuses personnes.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon promoteur, Monsieur Gauthier EVERARD, ainsi qu'à ma co-promotrice, Madame Thérèse NTABUHASHE BIBENTYO. Je les remercie pour la qualité de leur encadrement, leur pédagogie et leurs précieux conseils tout au long de ce travail. Leur expertise et leur disponibilité ont été essentielles à la réalisation de ce projet.

Je remercie les membres du jury, qui prendront le temps de lire et d'évaluer notre travail. Ainsi que toutes les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce mémoire, grâce à leurs conseils, leurs relectures et leurs avis constructifs.

Je souhaite ensuite remercier ma famille. Je vous suis infiniment reconnaissante pour votre soutien inconditionnel et votre bienveillance. Merci de m'avoir transmis les valeurs de persévérance et d'avoir toujours cru en moi.

Un merci aussi à ma famille belge. Sans votre accueil chaleureux, votre générosité et votre présence à mes côtés, rien de tout cela n'aurait été pareil.

Enfin, merci à mes amis, mes colocataires pour les moments de partage et de motivation qui m'ont permis de garder le cap jusqu'au bout.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ATI : Affinity for the Technology Interaction Scale ; Échelle d'affinité pour l'interaction technologique

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BBT: Box and Block Test

BBT-VR : Box and Block Test adapté en réalité virtuelle

BBT-VR-C : Box and Block Test adapté en réalité virtuelle avec manette

BBT-VR-HT : Box and Block Test adapté en réalité virtuelle avec suivi des mains

EEG : Électroencéphalographie

ERD : Event-Related Desynchronization (désynchronisation liée à l'événement)

ERS : Event-Related Synchronization (synchronisation liée à l'événement)

ERSP : Event-Related Spectral Perturbation

RV : Réalité Virtuelle

RVI : Réalité Virtuelle Immersive

INTRODUCTION

L'accident vasculaire cérébral (AVC) correspond soit à l'obstruction d'un vaisseau sanguin cérébral (AVC ischémique), soit à sa rupture (AVC hémorragique) (1). En France chaque année, nous pouvons compter plus de 140 000 nouveaux cas, l'équivalent d'un AVC toutes les quatre minutes (1). L'AVC représente ainsi la première cause de handicap physique acquis chez l'adulte, la deuxième cause de démence après la maladie d'Alzheimer et la deuxième cause de mortalité (1).

À la suite d'un AVC, les déficits moteurs font partie des séquelles principales. Cela touche environ 80% des patients en phase aigüe et persiste chez 40% d'entre eux après six mois (2). La dextérité manuelle fait partie des troubles moteurs les plus fréquents après un AVC. Elle représente la capacité d'effectuer des mouvements fins, rapides et coordonnés au niveau de la main et des doigts. Elle se définit par l'alliance entre la précision du mouvement et la rapidité d'exécution. Elle repose sur un contrôle neuromusculaire efficace, permettant de réaliser des tâches fines avec fluidité et exactitude (3). Chez ces patients, nous pouvons aussi constater une diminution de la motricité fine et une baisse de la force de préhension (4). La perte de coordination entre les articulations entraîne une altération de la cinématique du membre supérieur, rendant la trajectoire du mouvement beaucoup moins fluide. (5). Tout ceci entraîne une diminution de l'autonomie fonctionnelle au quotidien (5). Cette perte d'autonomie souligne la nécessité de disposer d'outils d'évaluation rigoureux pour mesurer précisément ces déficits et orienter le projet thérapeutique.

Afin d'estimer exactement le potentiel de récupération des patients post-AVC et de leur garantir une prise en charge optimale, il est crucial de suivre leur progression régulièrement via un outil clinique valide, fiable et sensible aux changements (6). C'est dans cette optique que le Box and Block Test (BBT) s'est imposé comme un des outils de référence pour évaluer la dextérité manuelle des patients après un AVC (7). Ce test consiste à déplacer un maximum de cubes en bois, un par un, d'un compartiment à l'autre d'une boîte séparée par une cloison,

pendant 60 secondes. Différentes études ont montré sa validité clinique, sa reproductibilité et sa sensibilité au changement (8),(9). Cependant, le BBT classique présente des limites intrinsèques. Premièrement, il ne fournit aucune mesure cinématique puisque ; le score se limite au nombre de cubes déplacés sans analyser la qualité ou la fluidité du mouvement (9). Deuxièmement, bien que les recommandations préconisent un suivi régulier, ce test est rarement réalisé de manière fréquente en raison des contraintes logistiques et du temps clinique requis (10). Dans ce contexte, l'utilisation d'outils technologiques mesurant de manière automatique et objective tels que la réalité virtuelle immersive (RVI) se montre intéressante.

Selon Saposnik et al. (2011) (11), la réalité virtuelle se définit comme une technologie permettant à l'utilisateur d'évoluer et d'interagir au sein d'un environnement simulé par ordinateur, dont les caractéristiques imitent celles du monde réel. Cette approche offre un cadre sécurisant et stimulant pour la rééducation motrice. On peut distinguer d'un côté la réalité virtuelle non immersive utilisant des écrans classiques (comme un moniteur ou une télévision) où l'utilisateur reste conscient de son environnement physique. De l'autre, la RVI plonge totalement le sujet dans un monde simulé, généralement à l'aide d'un casque de visualisation (12).

L'interaction en réalité virtuelle repose principalement sur des dispositifs permettant de capter les mouvements de l'utilisateur et de les retranscrire dans un environnement virtuel. Parmi ces dispositifs, on distingue notamment l'utilisation de manettes et le suivi des mains (hand-tracking) (13)

Les manettes constituent des interfaces permettant de contrôler les actions dans l'environnement virtuel à travers les mouvements du membre supérieur et des commandes manuelles, avec un retour haptique pouvant simuler certaines interactions avec les objets (13).

À l'inverse, le suivi des mains permet une interaction directe sans interface physique. Cette technologie repose sur l'utilisation de caméras intégrées au casque et d'algorithmes de vision par ordinateur permettant de reconstruire en temps réel la position et les mouvements des mains dans l'espace virtuel (14).

Au-delà de l'aspect purement technologique, l'efficacité thérapeutique de ces dispositifs virtuels est aujourd'hui solidement documentée. À ce titre, une récente revue Cochrane a montré que la RV était au moins aussi efficace que d'autres approches thérapeutiques pour améliorer la fonction des membres supérieurs, l'équilibre et réduire les limitations fonctionnelles, avec des bénéfices encore plus importants lorsque la RV est utilisée en complément des soins habituels (de manière à augmenter la durée totale de la thérapie)(15) .

Parallèlement à la rééducation, la RV s'impose de plus en plus comme un outil de mesure à part entière. Elle permet une évaluation plus ludique, quantitative et objective des fonctions sensorimotrices à travers des mesures automatiques dans un environnement contrôlé, là où les échelles cliniques habituelles souffrent de biais inter et intra-évaluateurs (16). La RV est notamment très utile dans l'analyse de la cinématique chez les patients AVC, car elle permet une mesure précise des mouvements des mains et des doigts (17,18). Dans ce contexte, nous avons développé deux versions du BBT en RV. La première version nécessite l'utilisation de manettes pour déplacer les cubes virtuels (BBT-RV-C) et la seconde fait appel à la technologie de suivi des mains (hand-tracking) pour déplacer les cubes (BBT-RV-HT). Nous avons pu montrer leur validité et fiabilité chez des sujets post-AVC et des volontaires sains (17,18).

Si la validité comportementale de ces outils en RV est établie, son utilisation reste largement débattue dans la littérature scientifique et en pratique clinique. Plus spécifiquement, différents auteurs questionnent l'impact réel de la RV sur la neuroplasticité et les différents mécanismes d'activation corticale.

À ce jour, les patterns d'activation cérébrale associés à des tâches de dextérité manuelle en RV demeurent largement inexplorés, en particulier dans des contextes comparatifs avec des tâches réalisées en environnement physique. Dans cette perspective, comparer les schémas d'activation corticale lors de l'exécution d'une même tâche de dextérité manuelle, réalisée en condition réelle puis en RV, apparaît essentiel. Une telle approche permettrait non seulement de mieux comprendre si les environnements virtuels sollicitent des réseaux neuronaux similaires à ceux mobilisés en situation physique, mais également d'apporter des

éléments de réponse quant aux mécanismes par lesquels la RV pourrait influencer l'apprentissage moteur et la récupération fonctionnelle. Pour explorer cette dimension neurophysiologique en mouvement, une méthode d'imagerie dynamique et transportable s'avère indispensable.

Dans ce contexte, l'électroencéphalographie (EEG) constitue un outil particulièrement pertinent. L'EEG est une technique de neuroimagerie non invasive qui permet d'enregistrer l'activité électrique cérébrale avec une excellente résolution temporelle de manière à étudier la dynamique des processus neuronaux en lien avec l'exécution de tâches motrices ou cognitives. Le caractère portatif de l'EEG en fait aujourd'hui un outil de neuroimagerie adapté aux protocoles en situation réelle, où le sujet interagit librement avec son environnement. Plusieurs études ont démontré la faisabilité de l'intégration de l'EEG dans des environnements de RV (19). Toutefois, l'effet spécifique de l'immersion sur l'activité corticale au cours de tâches de dextérité manuelle demeure encore largement inexploré.

Ce mémoire a donc pour but d'étudier les différences potentielles d'activation corticale lors de la réalisation d'une tâche de dextérité manuelle effectuée en condition physique, et en RV. A travers l'utilisation de l'EEG, nous cherchons à caractériser les éventuelles variations des patterns d'activation cérébrale associés à ces deux modalités d'exécution. La finalité de cette recherche est de mieux comprendre les bases neurophysiologiques de l'utilisation de la RV en rééducation, afin de nous guider sur son utilisation dans la prise en charge en kinésithérapie.

METHODE

1. Conception

Cette étude transversale a été menée en Belgique. Le comité d'éthique Hospitalo Facultaire de Saint-Luc UCL (Belgique) a donné son accord pour l'étude qui est enregistrée au numéro 2015/10FEV/053 (SD10022015). Tous les participants ont signé un document attestant de leur consentement écrit, confirmant qu'ils poursuivaient leur participation à l'étude en toute connaissance de cause et après avoir été dûment informés de l'ensemble des éléments relatifs à son déroulement. Nous avons rapporté la méthode et les résultats selon les recommandations STROBE (*Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*).

2. Participants

Pour cette étude, nous avons recruté 12 sujets sains volontaires qui répondaient aux critères d'éligibilités suivants :

Critères d'inclusion :

- Âge supérieur à 18 ans
- Vision normale ou corrigée
- Capacité à comprendre des instructions simples

Critères d'exclusion :

- Expérience préalable avec le test BBT en RV
- Antécédents de convulsions
- Pathologie neurologique ou orthopédique susceptible d'affecter :
 - La capacité à tenir des manettes
 - Le mouvement des membres supérieurs

3. Matériel

3.1. Casque de réalité virtuelle

Pour cette expérience, nous avons utilisé le Meta Quest 2 (Meta[®]) (**Figure 1**), composé d'un casque immersif et de deux manettes à retour haptique. L'ergonomie du dispositif, grâce à ses lentilles ajustables et son bandeau flexible, permet une adaptation personnalisée à chaque utilisateur. Les interactions dans l'espace virtuel sont rendues possibles par des manettes à retour haptique qui synchronisent les mouvements réels du sujet avec l'environnement numérique via des capteurs de position, des joysticks et des boutons dédiés (20). Ce système autorise également une interaction par suivi des mains (hand-tracking). Cette technologie repose sur les caméras intégrées au casque et des algorithmes de vision par ordinateur pour modéliser, en temps réel, le squelette numérique de la main(22).

Dans cette étude, deux modalités d'interaction ont été utilisées en RV immersive (RVI) : l'une reposant sur l'utilisation de manettes (BBT-RV-C), et l'autre sur un système de suivi des mains (hand tracking) (BBT-RV-HT).

Ce casque pèse 503 g et mesure 22.4×45.0 cm. Ses principales caractéristiques techniques sont un écran LCD de $1\,832 \times 1\,920$ pixels par œil avec une fréquence de rafraîchissement allant jusqu'à 90 Hz (20).



Fig 1. Casque Meta Quest 2 (Meta®) et ses manettes à retour haptique

<https://www.lesnumeriques.com/casque-realite-virtuelle/oculus-quest-2-p59017/test.html>

3.2. Interface d'interaction en RVI

L'environnement virtuel contenait une boîte reproduisant les dimensions du test BBT (53.7 cm x 25.4 cm x 8.5 cm) comme le montre la **Figure 2**. La cloison est placée dans le milieu de la boîte, la divisant en deux compartiments de 25.4 cm chacun (21). Afin de garantir la rigueur des mesures EEG, le protocole du BBT a été standardisé de sorte que le cube à saisir soit toujours positionné au même endroit. Cette précaution est essentielle pour isoler l'activité corticale d'un mouvement strictement identique et éviter le "bruit" lié à des trajectoires variées.

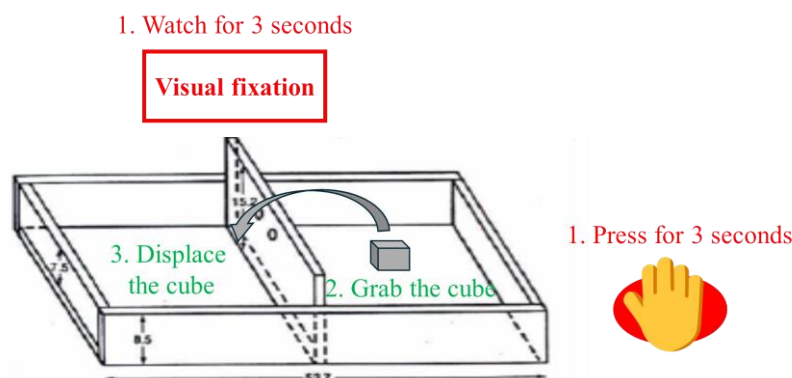


Fig 2. Représentation du BBT standardisé en RV.

Pour la modalité utilisant les manettes (BBT-RV-C), le participant positionnait ses doigts sur les boutons dédiés, la prise pouvant s'effectuer par une pression du pouce associée à l'index, au majeur, ou à ces trois doigts simultanément. Pour effectuer le mouvement de saisie, une pression sur les boutons correspondant aux positions des pouces et index lorsque les doigts virtuels étaient en contact avec le cube virtuel, déclenchant un retour haptique (vibration) pour confirmer la prise de l'objet. Le transfert se terminait par le relâchement de la pression afin de déposer le cube dans le compartiment opposé.

Dans la condition BBT-RV avec suivi des mains (BBT-RV-HT), le casque utilise de la vision par ordinateur et de l'apprentissage automatique pour reconstruire les positions des articulations à partir de données de caméra (14). Le participant réalisait alors une pince pouce-index, reproduisant un geste de préhension naturelle, avec un écartement des doigts adapté à la taille des cubes (2,5 cm). Pour relâcher le cube, il suffisait d'écarter les doigts au-delà de la largeur de l'objet, ce qui déclenchait virtuellement la libération du cube de l'autre côté de la paroi.

Dans les conditions en RVI, le tempo est donné par un repère visuel de fixation situé au-dessus du score, illustré avec la **Figure 3**. Celui-ci apparaît initialement en rouge et passe au vert après trois secondes de regard continu. Le participant devait ainsi maintenir sa fixation sur ce repère entre chaque saisie afin d'initier le cycle suivant.

Une fois ce délai écoulé, le repère disparaissait et un cube apparaissait dans la zone droite de la boîte virtuelle, prêt à être saisi et déplacé vers le compartiment opposé. Cette tâche a été répétée sur un total de 4 séries de 15 cubes, garantissant ainsi une acquisition de données régulière et reproductible. Après le déplacement des quinze cubes, un message de pause s'affichait à l'écran, permettant au participant de se reposer pendant quinze secondes avant le début de la série suivante.

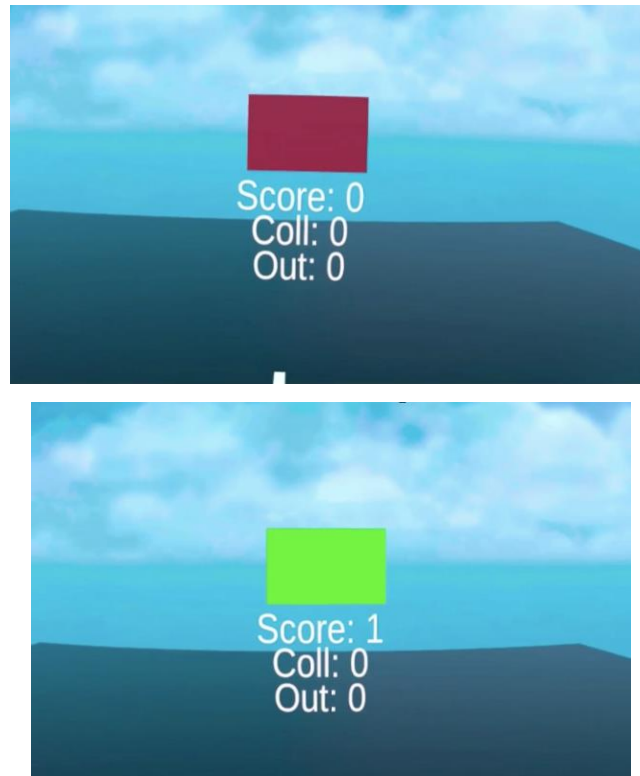


Fig.3 Croix de fixation rouge et verte dans le BBT développé en RVI

3.3. Dispositif expérimental du BBT physique

Les modalités de passation du test BBT physique ont été adaptées, en intégrant un système d'ultrasons et de LED, par un étudiant en master en sciences de l'ingénieur industriel orientation santé, comme le montre la **Figure 4**. Le dispositif respecte strictement les dimensions standards du Box and Block Test, à savoir une boîte de 53,7 cm × 25,4 cm × 8,5 cm, divisée en deux compartiments égaux par une cloison centrale, conformément aux normes établies chez l'adulte par Normes adultes pour le test de dextérité manuelle Box and Block (22).

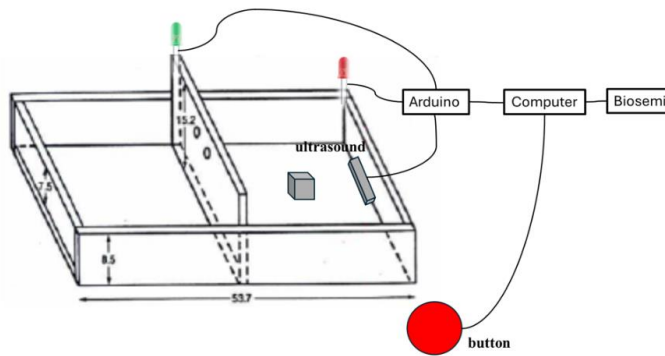


Fig. 4 schéma du BBT adapté électroniquement

Afin de synchroniser précisément l'activité cérébrale au mouvement, un système électronique a été conçu pour automatiser le marquage temporel (trigger) des événements moteurs. Le dispositif repose sur un capteur à ultrasons placé face au cube, mesurant en continu la distance entre l'objet et sa base. Lors de la saisie, la variation de distance est instantanément détectée et génère un signal numérique envoyé au système EEG, permettant de marquer exactement l'instant de la prise d'objet sur l'enregistrement cortical.

Pour la condition physique, chaque déplacement débutait par une phase de repos avec la main positionnée sur le bouton-poussoir. Le participant ne devait pas appuyer activement sur ce bouton, mais maintenir sa main au repos dessus entre chaque essai, ce qui permettait de détecter réellement le moment où la main quittait la position de repos pour initier le mouvement. À l'allumage de la LED verte (**Figure 5**), le participant saisissait le cube, le transférait vers l'autre compartiment de la boîte en franchissant la cloison, puis le relâchait. Après chaque transfert, la main devait être immédiatement replacée sur le bouton afin de préparer la saisie suivante et de maintenir une position initiale standardisée. Le participant devait respecter le rythme imposé par la LED tout en veillant à replacer sa main entre chaque essai. La LED rouge signale une période de repos obligatoire de 15 secondes après chaque série.

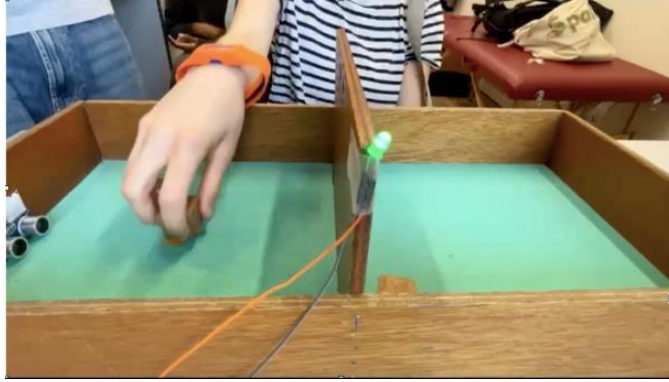


Fig.5 Photo du BBT adapté électroniquement avec la LED verte allumée

Le protocole comprenait quatre séries de quinze déplacements (soit 60 essais au total). Chaque essai suivait une séquence standardisée :

1. Maintien de la main au repos sur le bouton
2. Saisie du cube au signal lumineux
3. Transfert de l'objet vers l'autre compartiment
4. Retour immédiat de la main en position initiale.

Après chaque série, une pause de 15 secondes était imposée, durant laquelle le participant devait garder les mains au repos. Pendant toute la durée du test, il était demandé au participant de rester silencieux et concentré sur la tâche.

La tâche de dextérité manuelle comprend 4 blocs de 15 cubes (soit 60 essais), ce qui permet d'augmenter le nombre de répétitions d'un même mouvement et ainsi d'améliorer la qualité du signal EEG par moyennage des essais (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999) (23). Ce volume garantit un moyennage robuste des données ERD/ERS tout en limitant la fatigue et les artéfacts. De plus, les pauses sont cruciales pour enregistrer une ligne de base (baseline) de repos, indispensable mathématiquement pour calculer les variations relatives de puissance spectrale (désynchronisation et synchronisation) liées au mouvement.

3.4. Enregistrement EEG

Pour l'enregistrement de l'activité cérébrale, nous avons utilisé le système EEG BioSemi® ActiveTwo, largement reconnu dans le domaine des neurosciences pour

sa précision et sa fiabilité (24). La configuration ActiveTwo peut accueillir jusqu'à 256 électrodes. Le placement s'effectue au moyen d'un bonnet EEG ajustable comportant des logements pour les électrodes. Après avoir injecté un gel conducteur dans chaque emplacement pour améliorer la conductivité entre la peau et les capteurs, les électrodes sont fixées au bonnet. Dans le cadre de notre étude, nous avons retenu un montage à 64 électrodes sur base du système 10-20 international, comme le montre la **figure 6**, offrant un compromis optimal entre la résolution spatiale de la couverture corticale et le confort des participants (24). Cette configuration permet de capter de manière précise l'activité des régions cérébrales impliquées dans le contrôle moteur, tout en demeurant compatible avec le port prolongé du casque de réalité virtuelle.

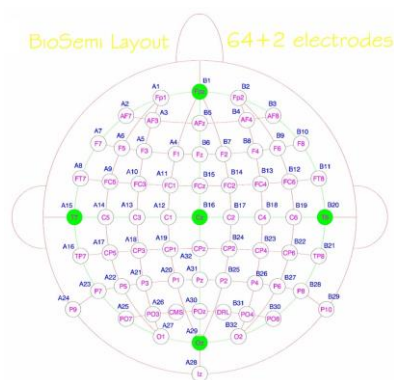


Fig. 6 Montage 64 électrodes EEG BioSemi

4. Protocole

Les tests ont été réalisés dans une pièce fermée, isolée des bruits parasites et des stimulations visuelles qui pouvaient interférer avec l'enregistrement EEG. À l'arrivée du participant, nous lui présentons le but de l'étude puis le déroulement de la séance. Après explication, il signait un formulaire de consentement éclairé (Annexe 1). Une fiche de recueil de données était ensuite complétée, incluant des informations telles que l'âge, le sexe, la latéralité, l'expérience antérieure avec un casque de RV et sa durée d'utilisation. Ensuite, le sujet complétait l'échelle d'affinité pour l'interaction technologique (ATI) (Annexe 2). Ce questionnaire comporte neuf affirmations pour lesquelles il doit indiquer son niveau d'accord via une échelle de Likert sur 6 points, en cochant la case correspondante. Un score

moyen, calculé sur 6, est ensuite déterminé afin d'évaluer son aisance et son intérêt pour les technologies interactives (25).

Nous procédions ensuite à l'installation du casque EEG. Le bonnet comportant 64 électrodes était positionné avec soin, en veillant à ce que l'électrode Cz soit parfaitement centrée sur le sommet du crâne selon les axes longitudinal et transversal. Pour cela une prise de mesure était réalisée à l'aide d'un mètre ruban. Un gel conducteur était injecté à l'aide d'une seringue pour optimiser la conductivité des électrodes.

Dans ce protocole, 59 électrodes sur 64 étaient actives. Les cinq électrodes frontales (Fp1, Fp2, Fpz, AF7, AF8) étaient systématiquement retirées car le port simultané du casque de réalité virtuelle exerçait une pression sur cette zone, risquant de diminuer le confort du participant et la qualité du signal EEG. Pour éviter toute pression qui pouvait perturber le signal, nous avons ajouté des mousses aux points de contact afin d'ajuster ou de surélever le casque sans écraser le bonnet comme nous pouvons le voir sur la **Figure 7**. Une fois le bonnet et le casque correctement ajustés, la qualité et la stabilité du signal de chaque électrode étaient vérifiées à l'aide du logiciel d'acquisition BioSemi®.



Fig.7 Sujets sains équipés du BioSemi 64 électrodes et de l'Oculus Quest 2

Une fois l'EEG installé, un enregistrement de l'activité corticale au repos de 60 secondes était effectué sans casque de RV. Le participant devait rester immobile, silencieux et détendu pendant une minute, cette mesure servant de référence pour les comparaisons ultérieures. Pour chaque participant, une mesure

supplémentaire de l'activité corticale au repos était également réalisée durant 60 secondes avec le casque de réalité virtuelle, afin de disposer d'une condition de référence en environnement virtuel, en l'absence de toute action (**Figure 8**).

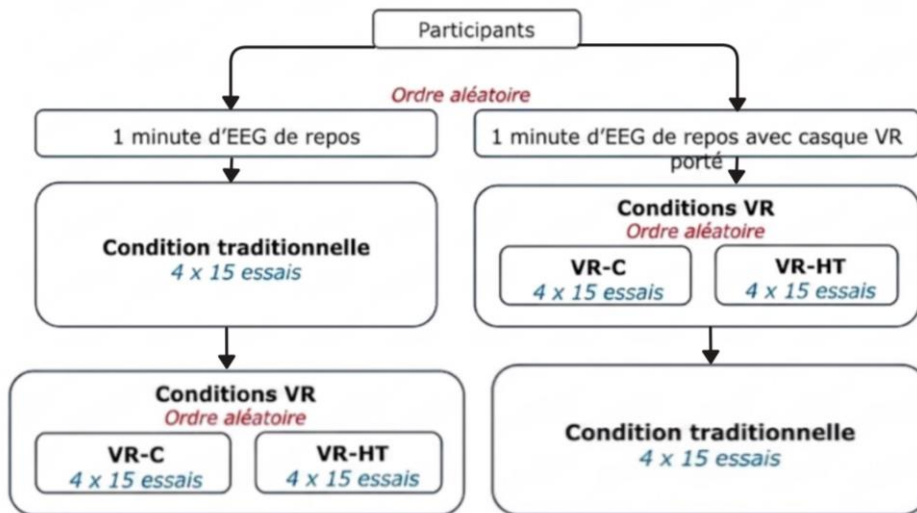


Fig.8 Ordre aléatoire des conditions

Ensuite, le participant réalisait les différentes tâches de dextérité manuelle (en RV et en physique) dans un ordre randomisé.

Si le participant débutait par la condition physique, le dispositif du test du Box and Block adapté électroniquement était installé devant lui sur le bureau, avec 60 cubes répartis en quatre séries de 15. Les consignes lui étaient expliquées en amont, en insistant sur la nécessité de rester concentré, de ne pas parler et d'effectuer les mouvements de manière régulière, sans précipitation.

Une phase d'entraînement de 15 déplacements était systématiquement réalisée avant le début du test afin de permettre au participant de se familiariser avec la tâche et de clarifier les consignes si nécessaire.

Une fois le test lancé, chaque déplacement était réalisé en suivant le rythme imposé par les LED. Après chaque transfert, un expérimentateur repositionnait manuellement les cubes dans la zone de départ, en face du capteur à ultrasons, afin de garantir une détection précise de chaque prise. La durée totale de la condition physique était d'environ six à sept minutes.

Pour la condition en RVI, il était équipé du casque ajusté de manière confortable pour toute la durée du test. Une phase d'entraînement préalable de 15 cubes était réalisée afin de permettre la prise en main du dispositif et la compréhension des consignes.

Le participant réalisait ensuite la tâche de dextérité manuelle dans l'environnement virtuel en suivant le rythme imposé par un repère visuel. Les interactions s'effectuaient soit à l'aide des manettes avec retour haptique, soit via le suivi des mains. Le protocole comprenait quatre séries de quinze déplacements, entrecoupées de pauses.

Une fois la session terminée et les casques EEG et de RV retirés, les participants pouvaient compléter les deux derniers questionnaires. Le premier questionnaire portait sur le cybermalaise et évaluait les symptômes liés à la cybercinétose (Annexe 3). Les participants devaient indiquer la gravité de chaque symptôme en choisissant l'une des quatre options : « pas du tout », « un peu », « modérément » ou « sévèrement ». Chaque réponse était ensuite codée pour le calcul du score global : 0 pour « pas du tout », 1 pour « un peu », 2 pour « modérément » et 3 pour « sévèrement ». Le score total permettait ainsi d'évaluer l'intensité du cybermalaise ressenti par le participant (26).

Le second et dernier questionnaire comprenait quatre questions destinées à recueillir l'expérience globale du participant concernant l'utilisation du casque de RV (Annexe 4) :

1. Avez-vous ressenti des douleurs ou des gênes lors de l'intervention ?
2. Que pensez-vous du casque de RV associé au système EEG ? (Évaluation du confort, du poids, etc.)
3. À quel point vous êtes-vous senti immergé dans l'environnement virtuel ? Cette question était notée sur une échelle de 1 à 5, où 1 correspondait à « aucunement immergé » et 5 à « complètement immergé ».
4. Avant de terminer l'entretien, souhaitez-vous ajouter quelque chose concernant le jeu ou son utilisation à domicile (expériences particulières, remarques, etc.) ? Y a-t-il des sujets importants que nous n'avons pas encore abordés ?

5. Prétraitement des données EEG pour analyse

Pour affiner l'analyse des signaux EEG, une référence moyenne (*average referencing*) a été appliquée. Cette méthode consiste à soustraire, pour chaque électrode, la moyenne du signal enregistré sur l'ensemble des électrodes. Elle permet de réduire certaines composantes communes à l'ensemble des capteurs, contribuant ainsi à améliorer le rapport signal/bruit. Toutefois, son efficacité dépend du nombre et de la configuration des électrodes, et elle ne permet pas d'éliminer l'ensemble des artefacts. Par ailleurs, cette approche ne constitue pas systématiquement la méthode la plus adaptée, d'autres types de référencement pouvant être préférables selon le contexte expérimental (27).

Ensuite, un filtre passe-bande (0,5-45 Hz) a été appliqué afin de réduire les dérives lentes et le bruit haute fréquence. Ce choix permet de se concentrer sur les bandes de fréquences classiquement associées à l'activité sensorimotrice, tout en excluant certaines composantes cérébrales situées en dehors de cette plage.

Les bruits causés par les signaux électromagnétiques qui nous entourent peuvent eux aussi diminuer la qualité du signal, donc un “*notch-filter*” a été utilisé pour supprimer les zones de fréquence entre 47 Hz et 53 Hz pour cibler précisément le bruit qui se trouve à 50 Hz (28).

Afin d'éliminer les artefacts physiologiques (clignements oculaires, activités musculaires ou bruits cardiaques), une analyse en composantes indépendantes (ICA) a été réalisée via la boîte à outils EEGLab (29). Ce procédé permet de décomposer le signal pour en isoler les sources de bruit. Pour automatiser et fiabiliser ce traitement, nous avons utilisé l'extension ICLabel, qui classe les composantes selon leur origine (cérébrale ou extracérébrale) (30). En complément, l'algorithme MARA (*Multiple Artifact Rejection Algorithm*), basé sur l'apprentissage automatique, a été employé pour effectuer un rejet rigoureux des composantes identifiées comme parasites, d'origine oculaire (clignements, mouvements des yeux), musculaire (activité EMG), ainsi que certains bruits liés aux mouvements ou à des interférences non neuronales (31). Cette double validation garantit la pureté des données neuronales avant l'analyse spectrale finale.

Une fois le filtrage réalisé, nous avons ensuite procédé à la segmentation du signal (“*epoching*”). Nous nous sommes concentrés sur le mouvement de saisies du cube avec une fenêtre temporelle de 2.5 secondes avant et 2.5 secondes après, ce qui nous permet d’analyser ce qui se passe avant, pendant et après le mouvement principal. Les époques ont ensuite été normalisées temporellement de 0 à 100 % sur quatre phases : le repos, l’approche, le transport et le post-mouvement. Ces phases ont été délimitées par les événements suivants : le début du mouvement qui commence à 28 %, ensuite le contact avec l’objet qui se trouve à 50 % et enfin la fin du mouvement à 82 %.

Pour finir, lorsque nous avons tous les déplacements de mouvement les uns à la suite des autres dans EEGLAB, une inspection visuelle a été réalisée pour identifier et exclure si certains mouvements comportaient du bruit qui n’avait pas encore été filtré.

Pour conclure, seules les données propres et fiables ont été retenues pour les analyses.

6. *Scalp maps*

Dans un premier temps, nous avons eu recours à une cartographie topographique de surface (*scalp maps*) afin d’identifier les zones du scalp où l’activité EEG était principalement localisée. Cette étape a permis de visualiser la distribution spatiale des phénomènes de désynchronisation (ERD) et de synchronisation (ERS), reflétant l’activité corticale sous-jacente (32). Par la suite, cette analyse qualitative a été complétée par une approche quantitative visant à caractériser la dynamique temporelle des variations de puissance spectrale au niveau des électrodes d’intérêt C3 et CP3, correspondant respectivement aux cortex moteur et somatosensoriel au sein des régions sensorimotrices, selon le système international 10-20 (33).

7. Analyse des signaux EEG

Dans un second temps, nous avons effectué une analyse des ERSP (*Event-Related Spectral Perturbation*). Cette méthode de temps-fréquence permet de suivre l'évolution de la puissance spectrale du signal au cours du temps, par rapport à une ligne de base de repos qui a été enregistrée en interne de la séquence. Ici, elle sert à identifier les augmentations ou diminutions d'énergie dans différentes bandes de fréquences lors de la tâche de déplacement des cubes.

L'analyse a été structurée en quatre étapes, comme les recommandations méthodologiques de Pfurtscheller & Lopes da Silva (1999) (23) et Makeig et al. (2004) (34).

Premièrement, l'analyse a débuté par une décomposition temps-fréquence du signal EEG brut. Cette étape a été réalisée à l'aide de la transformée en ondelettes de Morlet, implémentée via la fonction *newtimef* de la boîte à outils EEGLAB. Cette analyse a permis d'extraire la dynamique de la puissance spectrale pour chaque essai autour de la prise du cube. Le résultat est représenté sous forme de spectrogramme (ERSP), où l'évolution temporelle (axe X) et les fréquences (axe Y) permettent de visualiser les variations d'énergie par rapport à une ligne de base.

Dans un second temps, une correction par rapport à la ligne de base (*baseline*) a été effectuée. Pour pouvoir réaliser ceci, il a été demandé aux participants de rester au repos quelques instants avant de saisir le cube lors de chaque essai. Cette période de repos nous sert de point de référence interne : en comparant l'activité enregistrée pendant le mouvement à cet état de repos, nous pouvons isoler et analyser précisément les variations de puissance fréquentielle provoquées par l'action de saisie du cube.

Troisièmement, nous nous sommes focalisés sur les bandes de fréquences les plus pertinentes pour l'étude des processus moteurs et somatosensoriels, en nous appuyant sur les travaux de Pfurtscheller et Lopes da Silva (1999) ainsi que de Makeig et al. (2004). Les bandes retenues sont les suivantes :

- Alpha/Mu (8-13 Hz) : ce rythme reflète l'inhibition corticale au repos ; il se désynchronise lors de la préparation et de l'initiation d'un mouvement (23).
- Bêta basse (14-20 Hz) : cette bande est étroitement liée à la préparation motrice et au maintien d'une posture stable (23).
- Bêta haute (21-30 Hz) : elle est essentielle à l'intégration du feedback sensorimoteur. Lors de la saisie d'un objet, elle traite les informations tactiles pour ajuster en temps réel la force de préhension (pression des doigts).

Pour finir, le changement de puissance a été calculé : ERD/ERS (*Event-Related Desynchronization/Synchronization*). Pour ceci, la formule suivante a été appliquée.

$$\text{ERD/ERS}(t) = \frac{P(t) - P_{\text{référence}}}{P_{\text{référence}}} \times 100$$

Où $P(t)$ correspond à la puissance instantanée et $P_{\text{référence}}$ à la puissance moyenne durant la période de référence.

La période de référence a été établie à partir des périodes de repos intercalées entre chaque série de 15 cubes. Cette puissance de référence correspond à l'activité électroencéphalographique basale enregistrée lorsque le sujet est immobile et au repos entre les phases actives.

L'ERD (*Event-Related Desynchronization*) désigne une désynchronisation qui correspond à une diminution de la puissance. Au niveau moteur, cela s'interprète comme une activation corticale.

À l'inverse, l'ERS (*Event-Related Synchronization*) correspond à une synchronisation des neurones, marquée par une augmentation de la puissance. Elle s'interprète généralement comme un marqueur électrophysiologique d'une aire corticale désactivée, se trouvant dans un état de repos, de ralenti ou d'oisiveté (état *d'idling*). Elle constitue également un phénomène de "rebond" post-activité (*post-movement rebound*). Le rebond post-mouvement correspond à une forme spécifique

d'ERS. Il s'agit d'une brève augmentation (synchronisation) des composantes de la fréquence bêta qui se produit immédiatement après l'arrêt d'un mouvement. Physiologiquement, ce rebond illustre la transition d'une aire corticale sensorimotrice d'un état actif vers un état de repos absolu ou de « non-travail » (*nil-work*). L'apparition de ce rebond signifie que plus aucune commande motrice n'est envoyée aux muscles impliqués et qu'aucun nouveau stimulus afférent (comme le retour tactile ou de pression cutanée) n'atteint le cortex somatosensoriel (36).

Afin d'isoler précisément les variations de puissance des signaux EEG, nous avons extrait les valeurs extrêmes (10 % minimum et maximum) sur trois phases distinctes de la tâche. La phase d'approche correspondait à l'intervalle entre le début du mouvement (*onset*) et le moment du contact avec l'objet (*grasp*). La phase de transport correspondait à l'intervalle entre le *grasp* et la fin du mouvement (*end*). La phase post-mouvement correspondait à l'intervalle entre la fin du mouvement et la fin de séquence. Les valeurs minimales ont été analysées durant la phase de mouvement pour quantifier la désynchronisation (ERD), tandis que les valeurs maximales ont servi à mesurer le rebond post-activité (ERS) après la fin du geste.

8. Rythmes sensorimoteurs étudiés et résultats attendus

Sur la base de la littérature scientifique (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999 (23); Ramos-Murguialday et al., 2015 (37)), les résultats attendus se concentrent sur la dynamique des rythmes Mu (8-13 Hz), éta bas (13-20 Hz) et bêta haut (21-30 Hz) au niveau des électrodes C3 et CP3.

Le rythme Mu est lié à l'état d'activation du système somatosensoriel.

- **Préparation et exécution :**

Une désynchronisation (ERD) progressive est attendue dès la préparation, devenant prononcée durant l'exécution. Elle traduit la levée de l'inhibition du cortex sensoriel afin de traiter les informations tactiles et proprioceptives.

- **Post-mouvement :**

Une synchronisation (ERS) est attendue, reflétant un retour du cortex

moteur à un état de repos des régions corticales impliquées dans le mouvement.

Le rythme Bêta bas reflète l'activation du cortex moteur primaire (M1).

- **Préparation:**

Apparition d'une ERD initiale, traduisant la planification motrice.

- **Exécution:**

ERD marquée, particulièrement au niveau de C3, correspondant à un engagement moteur maximal.

- **Post-mouvement:**

Rebond (ERS) robuste, indiquant la fin de la commande motrice et le retour à l'état basal.

Le rythme Bêta haut est associé à l'intégration du feedback sensorimoteur et au contrôle fin de la préhension.

- **Préparation:**

Aucun changement significatif attendu.

- **Exécution:**

ERD modérée, plus marquée en C3 qu'en CP3, reflétant l'ajustement en temps réel de la préhension.

- **Post-mouvement:**

ERS marqué sur les deux électrodes, traduisant la fin du traitement sensoriel et la réorganisation des réseaux.

9. *Analyse statistique*

Pour nos analyses, nous avons utilisé une ANOVA à mesures répétées. Nous avons choisi ce test car chaque participant a passé toutes les conditions de l'expérience : on compare donc chaque sujet à lui-même. Cette approche permet de contrôler la variabilité interindividuelle (chaque sujet étant son propre témoin) et d'isoler plus précisément l'effet de nos variables sur la puissance des signaux EEG. Lorsque l'ANOVA révélait un effet significatif, des tests post-hoc ont été réalisés

afin d'identifier les différences entre les conditions expérimentales. Le seuil de significativité statistique retenu pour l'ensemble des analyses était fixé à $p < 0,05$.

RESULTATS

L'étude a été menée auprès de 12 volontaires sains (10 droitiers, 2 gauchers) âgés en moyenne de $24,1 \pm 3,1$ ans. L'échantillon a présenté une taille moyenne de $177,3 \pm 7,8$ cm. Les différentes informations démographiques ont été présentées dans le Tableau 1. L'intégralité des participants a complété l'ensemble des sessions dans les trois conditions expérimentales et aucun effet indésirable sérieux ou non sérieux n'a été rapporté par les sujets au cours ou après l'expérimentation.

Tableau 1. Données démographiques

N° sujet	Age (années)	Taille (cm)	Latéralité (D/G)
1	31	192	D
2	25	175	D
3	25	182	D
4	23	166	D
5	19	180	D
6	24	170	D
7	21	172	D
8	24	183	G
9	22	167	G
10	27	170	D
11	23	186	D
12	23	184	D

1. Analyse de la topographie de surface (Scalp Maps)

L'analyse des cartes topographiques a permis d'observer la distribution spatiale de l'activité corticale au cours des trois modalités expérimentales : condition physique, condition RV avec manettes (RV-C) et condition RV avec suivi des mains (RV-HT).

1.1. Dynamique du rythme Mu (8-13 Hz)

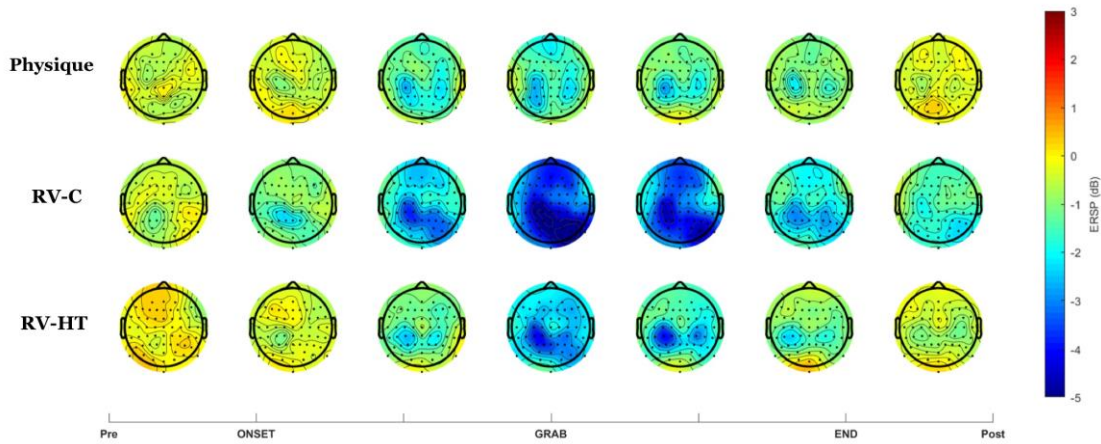


Figure 9. Cartes topographiques EEG de la puissance spectrale du rythme Mu (8–13 Hz) au cours d’une tâche de dextérité manuelle physique (*Physique*), en RVI utilisant des contrôleurs (*RV-C*), et en RVI utilisant le suivi des mains (*RV-HT*). Les valeurs négatives représentent une désynchronisation liée à l’événement (ERD) et les valeurs positives une synchronisation liée à l’événement (ERS). Les topographies sont présentées pour les différentes phases de la tâche (initiation du mouvement (*ONSET*), saisie (*GRAB*), fin du mouvement et post-tâche (*END*)).

Comme présenté à la **Figure 9**, une désynchronisation liée à l’événement (ERD) a été observée dès la phase d’initiation du mouvement (*Onset*), s’accroissant lors de la phase de saisie (*Grab*) dans l’ensemble des modalités. Cette activité a été localisée au niveau des régions sensorimotrices contralatérales, plus spécifiquement sur les électrodes C3 et CP3. L’amplitude de l’ERD est apparue visuellement plus marquée dans la condition RV-C par rapport aux autres conditions. En phase post-mouvement (*Post*), une atténuation progressive de l’ERD évoluant vers une resynchronisation (ERS) a été observée.

1.2. Dynamique du rythme Bêta (14-30 Hz)

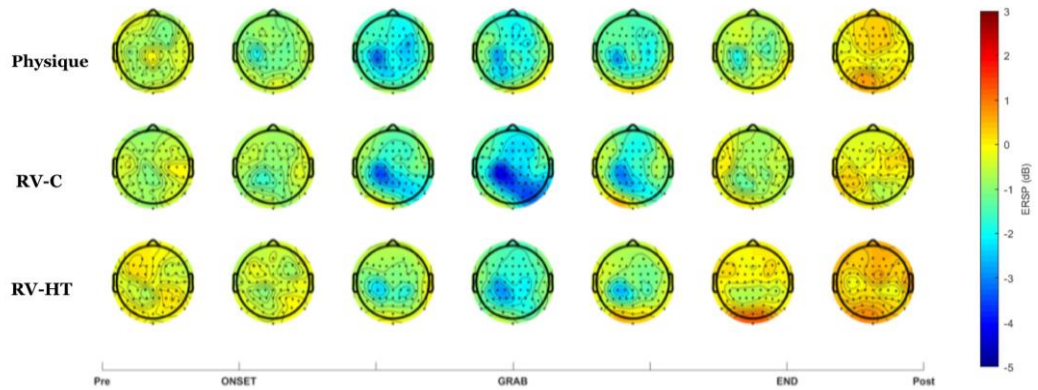


Figure 10. Cartes topographiques EEG de la puissance spectrale du rythme Bêta (14-30 Hz) au cours d'une tâche de dextérité manuelle physique (Physique), en RVI utilisant des contrôleurs (RV-C), et en RVI utilisant le suivi des mains (RV-HT). Les valeurs négatives représentent une désynchronisation liée à l'événement (ERD) et les valeurs positives une synchronisation liée à l'événement (ERS). Les topographies sont présentées pour les différentes phases de la tâche (initiation du mouvement (ONSET), saisie (GRAB), fin du mouvement et post-tâche (END)).

Comme présenté à la **Figure 10**, une ERD a été observée sur l'hémisphère gauche lors de la phase de saisie dans l'ensemble des conditions. Par ailleurs, un phénomène de rebond post-Bêta est apparu en fin de mouvement, particulièrement dans la condition RV-HT.

2. Analyse quantitative de la puissance spectrale sur l'électrode C3

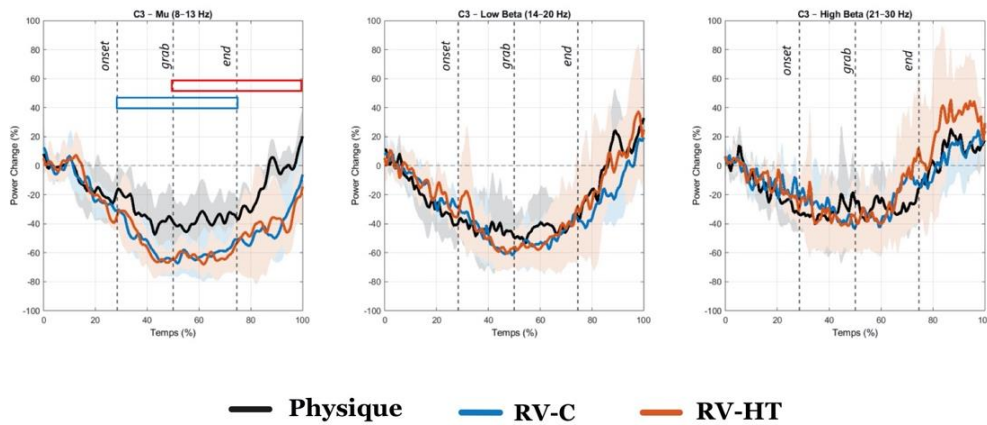


Figure 11. Graphiques montrant l'évolution temporelle de la puissance spectrale EEG (ERD/ERS) sur l'électrode C3 au cours d'une tâche de dextérité manuelle physique (Physique), en RVI utilisant des contrôleurs (RV-C), et en RVI utilisant le suivi des mains (RV-HT). Délimité en quatre phases : le repos, l'approche, le transport et le post-mouvement. Ces phases ont été délimitées par les événements suivants : le début du mouvement qui commence à 28 %, ensuite le contact avec l'objet qui se trouve à 50 % et enfin la fin du mouvement à 82 %.

2.1. Rythme Mu (8-13 Hz)

Comme présenté à la **Figure 11**, une désynchronisation a été observée dès le début de la phase d'approche dans les trois conditions. Celle-ci est toutefois apparue plus marquée dans les conditions virtuelles que dans la condition physique, avec des valeurs de $-50,34 \pm 24,17$ % en condition physique, contre $-70,60 \pm 13,00$ % en RV-C et $-70,43 \pm 11,56$ % en RV-HT ($p = 0,020$). Les analyses post-hoc ont montré une désynchronisation significativement plus importante en RV-C par rapport à la condition physique ($p = 0,048$).

Lors de la phase de transport, cette désynchronisation s'est maintenue dans l'ensemble des conditions, avec des valeurs de $-51,09 \pm 22,32$ % en condition physique, $-69,96 \pm 16,10$ % en RV-C et $-71,11 \pm 11,66$ % en RV-HT ($p = 0,010$). Les comparaisons post-hoc ont mis en évidence une ERD significativement plus marquée dans les deux conditions virtuelles, aussi bien en RV-C ($p = 0,025$) qu'en RV-HT ($p = 0,033$), comparativement à la condition physique.

En phase post-mouvement, une différence significative entre les conditions a également été observée ($p = 0,028$). Alors que la condition physique a présenté une resynchronisation positive ($+27,44 \pm 20,34 \%$), la condition RV-HT est restée désynchronisée ($-9,21 \pm 30,00 \%$). L'analyse post-hoc a révélé une différence significative entre la condition physique et la condition RV-HT ($p = 0,011$).

2.2. Rythme Bêta bas (14-20 Hz)

Comme illustré à la Figure 11, une diminution de puissance a été observée dès la phase d'approche dans les trois conditions, avec des valeurs de $-55,36 \pm 24,63 \%$ en condition physique, de $-66,65 \pm 12,20 \%$ en RV-C et de $-64,52 \pm 16,28 \%$ en RV-HT. Toutefois, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les modalités ($p = 0,203$).

Cette diminution s'est maintenue au cours de la phase de transport, avec des valeurs relativement proches entre les conditions : $-57,77 \pm 21,66 \%$ en condition physique, $-64,36 \pm 16,26 \%$ en RV-C et $-64,27 \pm 18,08 \%$ en RV-HT ($p = 0,512$).

En phase post-mouvement, un rebond positif a été observé dans l'ensemble des conditions, atteignant $+43,09 \pm 29,83 \%$ en condition physique, $+26,21 \pm 35,87 \%$ en RV-C et $+40,43 \pm 58,46 \%$ en RV-HT. Néanmoins, aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence entre les modalités ($p = 0,674$).

2.3. Rythme Bêta haut (21-30 Hz)

Lors de la phase d'approche, une diminution de la puissance spectrale a été observée dans les trois conditions, avec des valeurs très similaires entre les modalités : $-48,76 \pm 21,24 \%$ en condition physique, $-49,17 \pm 19,78 \%$ en RV-C et $-50,39 \pm 22,31 \%$ en RV-HT ($p = 0,952$).

Cette diminution s'est poursuivie durant la phase de transport de manière comparable entre les conditions, avec des valeurs de $-44,74 \pm 20,92 \%$ en condition physique, de $-46,84 \pm 20,57 \%$ en RV-C et $-44,48 \pm 29,18 \%$ en RV-HT ($p = 0,932$).

En phase post-mouvement, un rebond positif a été observé dans l'ensemble des conditions. Celui-ci est apparu plus important en RV-HT (+62,08 ± 46,12 %) qu'en condition physique (+42,20 ± 27,86 %) et en RV-C (+41,54 ± 29,43 %), sans toutefois atteindre le seuil de significativité statistique ($p = 0,494$).

3. Analyse quantitative de la puissance spectrale sur l'électrode CP3

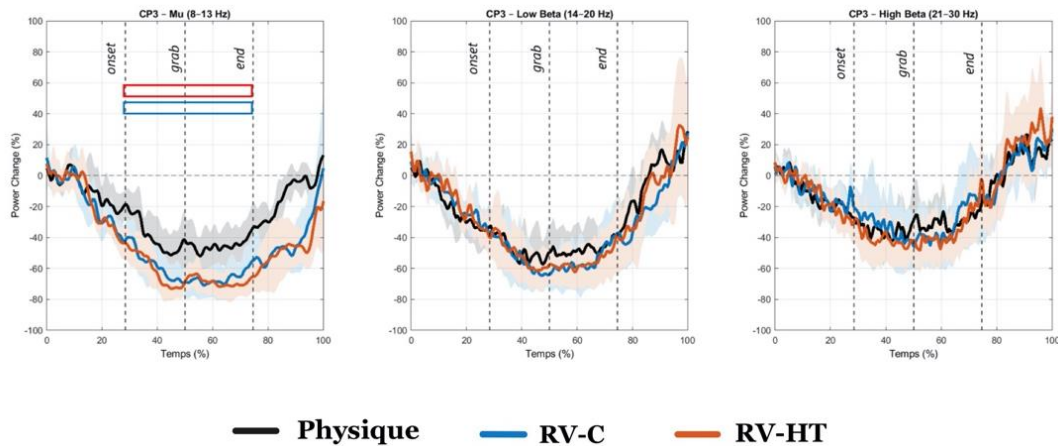


Figure 12. Graphiques montrant l'évolution temporelle de la puissance spectrale EEG (ERD/ERS) sur l'électrode CP3 au cours d'une tâche de dextérité manuelle physique (Physique), en RVI utilisant des contrôleurs (RV-C), et en RVI utilisant le suivi des mains (RV-HT). Délimité en quatre phases : le repos, l'approche, le transport et le post-mouvement. Ces phases ont été délimitées par les événements suivants : le début du mouvement, qui commence à 28 %, ensuite le contact avec l'objet qui se trouve à 50 % et enfin la fin du mouvement à 82 %.

3.1. Rythme Mu (8-13 Hz)

Comme présenté à la **Figure 12**, une désynchronisation a été observée dès la phase d'approche dans les trois conditions. Celle-ci a toutefois été plus importante dans les conditions virtuelles que dans la condition physique, avec des valeurs de $-58,05 \pm 16,39 \%$ en condition physique, contre $-74,03 \pm 10,87 \%$ en RV-C et $-75,19 \pm 9,53 \%$ en RV-HT ($p = 0,005$). Les analyses post-hoc ont mis en évidence une désynchronisation significativement plus marquée en RV-C ($p = 0,026$) et en RV-HT ($p = 0,013$) par rapport à la condition physique.

Lors de la phase de transport, cette désynchronisation s'est maintenue dans les trois conditions, avec des valeurs de $-56,54 \pm 15,92$ % en condition physique, de $-73,84 \pm 12,72$ % en RV-C et de $-74,94 \pm 10,64$ % en RV-HT ($p = 0,003$). Les analyses post-hoc ont confirmé une ERD significativement plus importante dans les deux conditions virtuelles, aussi bien en RV-C ($p = 0,014$) qu'en RV-HT ($p = 0,010$), comparativement à la condition physique.

En phase post-mouvement, un retour progressif vers la ligne de base a été observé dans l'ensemble des conditions, sans différence statistiquement significative entre les modalités ($p = 0,339$).

3.2. Rythme Bêta bas (14-20 Hz)

Comme illustré à la Figure 12, une diminution de puissance a été observée dès la phase d'approche dans les trois conditions, avec des valeurs de $-62,41 \pm 18,08$ % en condition physique, $-68,82 \pm 13,06$ % en RV-C et $-66,31 \pm 15,01$ % en RV-HT. Toutefois, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les modalités ($p = 0,246$).

Lors de la phase de transport, cette diminution de puissance est restée comparable entre les conditions, avec des valeurs de $-59,76 \pm 18,55$ % en condition physique, $-68,29 \pm 15,23$ % en RV-C et $-66,40 \pm 15,40$ % en RV-HT ($p = 0,194$).

En phase post-mouvement, un rebond positif a été observé dans les trois conditions, atteignant $+32,64 \pm 22,33$ % en condition physique, $+37,85 \pm 53,41$ % en RV-C et $+33,32 \pm 60,83$ % en RV-HT. Néanmoins, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les modalités ($p = 0,964$).

3.3. Rythme Bêta haut (21-30 Hz)

Lors de la phase d'approche, une diminution de puissance a été observée dans les trois conditions, sans différence significative entre les modalités ($p = 0,569$).

Au cours de la phase de transport, les valeurs sont restées comparables entre les différentes conditions, avec une diminution de puissance de $-45,79 \pm 17,45$ % en

condition physique, $-50,29 \pm 23,57$ % en RV-C et $-50,83 \pm 18,64$ % en RV-HT ($p = 0,652$).

En phase post-mouvement, un rebond positif a été observé dans les trois conditions. Celui-ci a semblé plus important en RV-HT ($+58,96 \pm 46,65$ %) qu'en condition physique ($+42,24 \pm 22,65$ %) et en RV-C ($+46,77 \pm 26,97$ %), sans toutefois montrer de différence statistiquement significative entre les modalités ($p = 0,628$).

4. Analyse du questionnaire ATI

Tableau 2 Résultats score ATI et du questionnaire

N° sujet	Score ATI	RV déjà utilisé ?	Date de la dernière utilisation de la RV	Nombre d'utilisation de la RV
1	4,44	Oui	4 mois	2 fois
2	5,11	Oui	4 ans	1 fois
3	4,22	Oui	1 an	1 fois
4	3,66	Non	-	-
5	2,55	Oui	5 ans	1 fois
6	4,11	Oui	6 mois	3 fois
7	5	Oui	10 ans	1 fois
8	3	Oui	2 ans	1 fois
9	4,77	Oui	1,5 an	>10 fois
10	5	Oui	5 ans	1 fois
11	2,66	Non	-	-
12	3,55	Oui	4 ans	4 fois

L'analyse du questionnaire ATI (Affinity for Technology Interaction) a révélé une affinité technologique moyenne de $4,01 \pm 0,89$. Les différents résultats sont présentés dans le **Tableau 2**. Bien que 83,3 % des participants aient déjà eu

une expérience avec la réalité virtuelle, celle-ci est restée occasionnelle pour la majorité des sujets, avec une seule utilisation préalable pour 60 % d'entre eux.

Les scores moyens ont varié en fonction de l'expérience en réalité virtuelle. Les participants ayant eu une utilisation récente ($\leq 1,5$ an) ont présenté un score moyen de 4,39. Les participants ayant utilisé la réalité virtuelle entre 2 et 10 fois ont présenté un score moyen de 4,22. Les sujets ayant une expérience unique ont présenté un score moyen de 4,15. Les participants dont la dernière utilisation remontait à ≥ 4 ans ont présenté un score moyen de 4,04. Enfin, les participants n'ayant jamais utilisé la réalité virtuelle ont présenté un score moyen de 3,16.

DISCUSSION

L'objectif de cette étude était d'évaluer les différences d'activation corticale lors d'une tâche de dextérité manuelle réalisée en condition réelle et en RVI. Dans notre étude, la réalisation de la tâche de dextérité manuelle a entraîné une activation des régions sensorimotrices controlatérales (C3, CP3) dans les trois conditions expérimentales, mise en évidence par les cartes topographiques et les analyses ERSP. Toutefois, les modulations de l'activité corticale sont observées, avec une désynchronisation plus marquée en réalité virtuelle ainsi qu'un rebond post-mouvement plus important, notamment en condition de suivi des mains dans la bande haute de Bêta.

1. Similarité des cartes topographiques entre la condition physique et les conditions en RVI

Dans notre étude, la localisation des activations au niveau des régions C3 et CP3 est en accord avec les travaux décrivant l'organisation somatotopique du cortex sensorimoteur lors des mouvements du membre supérieur (23). Les électrodes C3 et CP3 sont classiquement associées à l'activité motrice et somatosensorielle de la main lors de tâches de préhension et de dextérité manuelle. La présence d'une désynchronisation principalement localisée sur ces régions dans les trois conditions de notre étude est donc cohérente avec les patterns d'activation observés lors de tâches motrices volontaires en EEG.

Les patterns observés dans cette étude, aussi bien en condition physique qu'en réalité virtuelle immersive, sont en accord avec les données de la littérature EEG lors de tâches motrices réelles. En particulier, la présence d'une désynchronisation des rythmes Mu et Bêta pendant le mouvement, suivie d'une resynchronisation post-mouvement, correspond aux signatures électrophysiologiques classiquement associées à l'activation du cortex sensorimoteur lors d'une tâches motrice (23).

Dans notre étude, la similarité des cartes topographiques de puissance spectrale entre les trois conditions suggère que les réseaux sensorimoteurs impliqués dans la

tâche de dextérité manuelle sont recrutés de manière comparable, indépendamment du contexte (réel ou virtuel). Cela suggère que la RVI reproduit l'organisation fonctionnelle du contrôle moteur observée en condition physique

2. Similarité des patterns ERSP et modulation de l'intensité entre la condition physique et les conditions en RVI

L'étude de Kober et al. (2022) (38) montre que les schémas d'activation cérébrale associés aux mouvements moteurs de la main avec des mouvements répétitifs d'ouverture et de fermeture de la main (type "poing") sont globalement similaires entre une condition réelle et une condition en réalité virtuelle immersive. Dans les différentes conditions testées (monde réel et réalité virtuelle), les auteurs observent des patterns EEG caractéristiques du cortex sensorimoteur, marqués par une désynchronisation du rythme mu (ERD) pendant l'exécution du mouvement et un rebond bêta (ERS) après son arrêt. Ces résultats indiquent que la réalité virtuelle immersive permet de reproduire de manière fiable les dynamiques corticales associées au contrôle moteur.

Les patterns observés dans notre étude, aussi bien en condition physique qu'en réalité virtuelle immersive, sont en accord avec les données de la littérature EEG lors de tâches motrices réelles. En particulier, la présence d'une désynchronisation des rythmes Mu et Bêta pendant le mouvement, suivie d'une resynchronisation post-mouvement, correspond aux signatures électrophysiologiques classiquement associées à l'activation du cortex sensorimoteur lors d'une tâche motrice (23).

Toutefois, bien que les patterns d'activation restent globalement similaires entre les conditions, des différences d'intensité ont été observées, avec une désynchronisation (ERD) Mu plus profonde en RVI. Une hypothèse pour expliquer cette différence d'intensité reposerait sur l'augmentation de la charge attentionnelle liée à la réalité virtuelle. En effet, selon Pfurtscheller et Lopes da Silva (1999) (23) ainsi que Pfurtscheller et al. (1996) (36), une ERD de plus grande amplitude traduit l'implication d'un réseau neuronal plus vaste, ce qui est classiquement provoqué par

une augmentation de la complexité de la tâche, un effort supérieur ou une plus grande attention. Or, il a été démontré que les environnements virtuels immersifs exigent une charge cognitive et un effort attentionnel supérieurs par rapport aux conditions conventionnelles lors de tâches motrices complexes. Cette augmentation de la charge cognitive s'expliquerait par la présentation artificielle de la profondeur en réalité virtuelle, forçant le cerveau à modifier son traitement du feedback visuel et à recruter davantage de ressources cognitives explicites (39). Cette exigence attentionnelle supérieure justifierait ainsi l'approfondissement de l'ERD observé lors de l'utilisation de la réalité virtuelle immersive. Toutefois, n'ayant pas intégré de mesure spécifique de la charge cognitive dans notre protocole, cette interprétation demeure hypothétique.

À cela pourrait également s'ajouter l'influence du feedback haptique fourni par les contrôleurs en réalité virtuelle. En effet, Batista et al. (2024) (40) ont montré que l'ajout d'un retour vibrotactile en réalité virtuelle pouvait renforcer la désynchronisation sensorimotrice, suggérant une sollicitation accrue des processus sensorimoteurs. Dans notre étude, cette hypothèse pourrait partiellement expliquer l'ERD plus profonde observée dans la condition RV-C.

Toutefois, cette interprétation ne permet pas d'expliquer les résultats observés dans la condition avec suivi des mains, qui présentait aussi une désynchronisation Mu plus importante malgré l'absence de retour haptique. Ainsi, nos résultats suggèrent que le feedback haptique seul ne suffit probablement pas à expliquer l'augmentation de l'ERD en réalité virtuelle immersive.

Ce travail apporte un élément supplémentaire en démontrant la faisabilité d'analyser l'activité corticale par EEG en RVI lors d'une tâche active de dextérité manuelle fine. Il montre ainsi qu'il est possible d'étudier une tâche fonctionnelle complexe en RVI tout en conservant des signatures neurophysiologiques cohérentes.

3. Implications pratiques

Dans notre étude, ces résultats indiquent que la RVI permet de mobiliser les réseaux sensorimoteurs de manière comparable à une tâche physique, tout en modulant l'intensité de cette activation. Cela soutient son utilisation potentielle comme outil complémentaire en rééducation, particulièrement pour les troubles de la dextérité manuelle.

La réalité virtuelle pourrait ainsi être utilisée pour augmenter spécifiquement l'engagement de certaines régions corticales, surtout chez des patients atteignant un plateau en rééducation conventionnelle, afin de continuer à stimuler les processus de neuroplasticité. Par ailleurs, bien que non explorée dans cette étude, la RVI pourrait également permettre une sollicitation simultanée des réseaux moteurs et cognitifs, en combinant exécution motrice et traitement attentionnel dans un même environnement.

Elle pourrait aussi permettre l'intégration d'outils d'évaluation objectifs directement au sein des exercices de rééducation, via l'analyse automatisée de marqueurs sensorimoteurs et des fonctions attentionnelles pendant la tâche, notamment à travers les données cinématiques ou le suivi oculaire.

Enfin, ces résultats renforcent ainsi l'intérêt de la réalité virtuelle immersive comme outil potentiel de rééducation à domicile. Son caractère immersif et interactif pourrait favoriser une augmentation du nombre de séances, tout en offrant une approche plus flexible, accessible et potentiellement plus motivante que les prises en charge conventionnelles.

4. Perspectives

Les résultats obtenus dans cette étude ouvrent plusieurs pistes de recherche.

Tout d'abord, l'intégration d'une analyse cinématique précise des mouvements constituerait un apport important. Les casques de réalité virtuelle permettent aujourd'hui de capturer finement les trajectoires et paramètres du mouvement, notamment grâce à l'enregistrement continu des positions tridimensionnelles du

casque, des contrôleurs ou des mains via le *hand-tracking*. Ces technologies offrent ainsi la possibilité d'extraire des variables quantitatives objectives complémentaires, telles que le temps de réaction, la précision gestuelle ou encore la fluidité du mouvement (21).

L'analyse cinématique présente un intérêt clinique majeur car, contrairement aux scores fonctionnels classiques qui évaluent principalement la réussite d'une tâche, elle permet d'étudier la qualité du mouvement et d'identifier d'éventuelles stratégies compensatoires. Elle pourrait également permettre de détecter des améliorations subtiles de la coordination ou de la fluidité motrice, y compris chez des patients semblant avoir atteint un plateau dans les évaluations cliniques traditionnelles (21).

Le couplage de ces données cinématiques avec l'analyse EEG constituerait alors une perspective particulièrement intéressante. Il permettrait de mettre en relation la qualité de l'exécution motrice avec l'engagement des réseaux corticaux sensorimoteurs, notamment à travers les phénomènes d'ERD et d'ERS. Une telle approche pourrait ainsi aider à déterminer si certaines améliorations motrices observées en réalité virtuelle s'accompagnent d'une réorganisation neurophysiologique. Elle permettrait par ailleurs de distinguer une véritable récupération motrice d'une simple compensation, en vérifiant si les activations corticales observées correspondent bien aux régions sensorimotrices normalement impliquées dans le contrôle de la main. Ainsi, l'association de l'EEG et de l'analyse cinématique offrirait une vision plus complète des mécanismes de contrôle moteur en réalité virtuelle immersive, depuis l'activation neuronale jusqu'à la réalisation du mouvement.

Ensuite, il apparaît essentiel de reproduire ce protocole chez des populations cliniques, notamment chez des patients présentant des déficits moteurs d'origine neurologique (par exemple des sujets victimes d'un AVC), afin d'évaluer la reproductibilité des résultats en contexte de rééducation. Il serait particulièrement intéressant de reproduire ce protocole de manière longitudinale, en suivant les mêmes participants sur plusieurs séances. Cette approche permettrait d'étudier l'évolution de l'intensité des ERD et ERS au fil du temps, pour déterminer si les

activations corticales plus marquées observées en réalité virtuelle immersive lors de la première session reflètent un effet de nouveauté lié à l'exposition initiale à une technologie inconnue ou s'il s'agit d'une caractéristique intrinsèque à l'environnement virtuel qui se maintient avec la répétition des séances. Cette distinction est essentielle pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents et évaluer le potentiel de la RVI dans des programmes de rééducation à long terme.

L'étude de la variabilité interindividuelle constitue une piste particulièrement intéressante. Il serait pertinent de mettre en relation les scores d'affinité technologique (ATI) avec les mesures de désynchronisation (ERD) observées pour chaque sujet afin d'explorer si l'engagement cortical en réalité virtuelle est influencé par le profil technologique individuel. Bien que les données nécessaires à cette analyse aient été recueillies dans le cadre de cette étude, cette exploration n'a pas pu être réalisée en raison de contraintes de temps et de moyens. Elle représente néanmoins une perspective intéressante pour de futurs travaux, notamment afin d'évaluer si le questionnaire ATI pourrait être utilisé en amont pour orienter ou personnaliser l'utilisation de la réalité virtuelle en rééducation.

Enfin, l'analyse des potentiels évoqués (ERP) permettrait d'apporter des informations complémentaires sur la dynamique temporelle des processus cognitifs et sensorimoteurs associés à la tâche, en particulier lors des phases de préparation et de traitement du feedback.

5. Limites

Certaines limites doivent être prises en compte dans cette étude.

Tout d'abord, il s'agit d'une étude pilote reposant sur un échantillon de taille réduite, ce qui limite la portée et la généralisation des résultats.

De plus, les données ont été recueillies exclusivement chez des sujets sains, jeunes, ce qui ne permet pas d'extrapoler directement les résultats à des populations cliniques ou à des sujets présentant des profils plus hétérogènes.

Enfin, certaines différences observées, notamment dans les bandes Bêta, ne sont pas toutes statistiquement significatives, ce qui invite à la prudence dans leur interprétation.

CONCLUSION

Cette étude montre que la réalisation d'une tâche de dextérité manuelle en RVI induit des patterns d'activation corticale similaires à ceux observés en condition réelle, tout en modulant leur intensité. Ces résultats soutiennent le potentiel de la RVI comme outil complémentaire en rééducation motrice, capable de solliciter efficacement les réseaux sensorimoteurs dans un environnement immersif et adaptable.

BIBLIOGRAPHIE :

1. Accident vasculaire cérébral (AVC) · Inserm, La science pour la santé. Inserm [Internet]. [cité 20 mars 2026]. Disponible sur: <https://www.inserm.fr/dossier/accident-vasculaire-cerebral-avc/>
2. Sinactiv [Internet]. 2024 [cité 20 mars 2026]. Pourquoi la coordination et la dextérité des doigts sont-elles importantes? Disponible sur: <https://sinactiv.fr/blogs/infos/coordination-dexterite-doigts>
3. Gerardin E, Regnier M, Dricot L, Lambert J, van Ravestyn C, De Coene B, et al. Dexterity in the Acute Phase of Stroke: Impairments and Neural Substrates. *Neurorehabil Neural Repair*. 1 mars 2024;38(3):229-39. doi:10.1177/15459683241230029
4. Roby-Brami A, Jarrassé N, Parry R. Impairment and Compensation in Dexterous Upper-Limb Function After Stroke. From the Direct Consequences of Pyramidal Tract Lesions to Behavioral Involvement of Both Upper-Limbs in Daily Activities. *Front Hum Neurosci*. 21 juin 2021;15. doi:10.3389/fnhum.2021.662006
5. Rosso C. Prédiction de la récupération motrice après un accident vasculaire cérébral (AVC). *Pratique Neurologique - FMC*. 1 mars 2025;JNLF 202516(1):62-9. doi:10.1016/j.praneu.2025.01.002
6. Salvalaggio S, Boccuni L, Turolla A. Patient's assessment and prediction of recovery after stroke: a roadmap for clinicians. *Arch Physiother*. 19 juin 2023;13:13. doi:10.1186/s40945-023-00167-4 PubMed PMID: 37337288; PubMed Central PMCID: PMC10278330.
7. Motor rehabilitation after stroke: European Stroke Organisation (ESO) consensus-based definition and guiding framework | *European Stroke Journal* | Oxford Academic [Internet]. [cité 30 mars 2026]. Disponible sur: <https://academic.oup.com/esj/article/8/4/880/8268997?login=false>
8. Akkurt L, Aksoy CC, Yaman F. Validity and reliability of modified box and block test and targeted box and block test in patients with stroke. *Applied Neuropsychology: Adult*. 11 août 2025;0(0):1-7. doi:10.1080/23279095.2025.2545543 PubMed PMID: 40787929.
9. Murphy MA, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic Variables Quantifying Upper-Extremity Performance After Stroke During Reaching and Drinking From a Glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 1 janv 2011;25(1):71-80. doi:10.1177/1545968310370748

10. Kwakkel G, Van Wegen E, Burridge J, Winstein C, van Dokkum L, Alt Murphy M, et al. Standardized measurement of quality of upper limb movement after stroke: Consensus-based core recommendations from the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable. *International Journal of Stroke*. 1 oct 2019;14(8):783-91. doi:10.1177/1747493019873519
11. Saposnik G, Levin M, Outcome Research Canada (SORCan) Working Group. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke*. mai 2011;42(5):1380-6. doi:10.1161/STROKEAHA.110.605451 PubMed PMID: 21474804.
12. Ventura S, Brivio E, Riva G, Baños RM. Immersive Versus Non-immersive Experience: Exploring the Feasibility of Memory Assessment Through 360° Technology. *Front Psychol*. 14 nov 2019;10. doi:10.3389/fpsyg.2019.02509
13. Kim WS, Cho S, Ku J, Kim Y, Lee K, Hwang HJ, et al. Clinical Application of Virtual Reality for Upper Limb Motor Rehabilitation in Stroke: Review of Technologies and Clinical Evidence. *Journal of Clinical Medicine*. 21 oct 2020;9(10). doi:10.3390/jcm9103369
14. Borzelli D, Boarini V, Casile A. A quantitative assessment of the hand kinematic features estimated by the oculus Quest 2. *Sci Rep*. 14 mars 2025;15(1):8842. doi:10.1038/s41598-025-91552-5
15. Virtual reality for stroke rehabilitation - Laver, KE - 2025 | Cochrane Library [Internet]. [cité 13 déc 2025]. Disponible sur: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD008349.pub5/full>
16. Hussain N, Alt Murphy M, Sunnerhagen KS. Upper Limb Kinematics in Stroke and Healthy Controls Using Target-to-Target Task in Virtual Reality. *Front Neurol*. 2018;9:300. doi:10.3389/fneur.2018.00300 PubMed PMID: 29867717; PubMed Central PMCID: PMC5954035.
17. Concurrent validity of an immersive virtual reality version of the Box and Block Test to assess manual dexterity among patients with stroke | *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* | Springer Nature Link [Internet]. [cité 31 mars 2026]. Disponible sur: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12984-022-00981-0>
18. Extended reality to assess post-stroke manual dexterity: contrasts between the classic box and block test, immersive virtual reality with controllers, with hand-tracking, and mixed-reality tests | *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* | Springer Nature Link [Internet]. [cité 31 mars 2026]. Disponible sur: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12984-024-01332-x>
19. Choi JW, Kwon H, Choi J, Kaongoen N, Hwang C, Kim M, et al. Neural Applications Using Immersive Virtual Reality: A Review on EEG Studies. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023;31:1645-58. doi:10.1109/TNSRE.2023.3254551

20. O'Hara E, Al-Bayati R, Chiu M, Dubrowski A. User Experience Testing of the Meta Quest 2 for Integration With the Virtual Reality Simulation for Dementia Coaching, Advocacy, Respite, Education, Relationship, and Simulation (VR-SIM CARERS) Program. *Cureus.* août 2024;16(8):e66314. doi:10.7759/cureus.66314 PubMed PMID: 39238701; PubMed Central PMCID: PMC11376966.
21. Everard G, Burton Q, Van de Sype V, Bibentyo TN, Auvinet E, Edwards MG, et al. Extended reality to assess post-stroke manual dexterity: contrasts between the classic box and block test, immersive virtual reality with controllers, with hand-tracking, and mixed-reality tests. *J NeuroEngineering Rehabil.* 15 mars 2024;21(1):36. doi:10.1186/s12984-024-01332-x
22. Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occup Ther.* 1 juin 1985;39(6):386-91. doi:10.5014/ajot.39.6.386
23. Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clin Neurophysiol.* nov 1999;110(11):1842-57. doi:10.1016/s1388-2457(99)00141-8 PubMed PMID: 10576479.
24. David Hairston W, Whitaker KW, Ries AJ, Vettel JM, Courtney Bradford J, Kerick SE, et al. Usability of four commercially-oriented EEG systems. *J Neural Eng.* août 2014;11(4):046018. doi:10.1088/1741-2560/11/4/046018 PubMed PMID: 24980915.
25. A Personal Resource for Technology Interaction: Development and Validation of the Affinity for Technology Interaction (ATI) Scale: *International Journal of Human-Computer Interaction: Vol 35 , No 6 - Get Access [Internet].* [cité 6 avr 2026]. Disponible sur: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10447318.2018.1456150>
26. Kennedy RS, Lane NE, Berbaum KS, Lilienthal MG. Simulator Sickness Questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *The International Journal of Aviation Psychology.* 1993;3(3):203-20. doi:10.1207/s15327108ijap0303_3
27. Ludwig KA, Miriani RM, Langhals NB, Joseph MD, Anderson DJ, Kipke DR. Using a Common Average Reference to Improve Cortical Neuron Recordings From Microelectrode Arrays. *J Neurophysiol.* mars 2009;101(3):1679-89. doi:10.1152/jn.90989.2008 PubMed PMID: 19109453; PubMed Central PMCID: PMC2666412.
28. Widmann A, Schröger E, Maess B. Digital filter design for electrophysiological data--a practical approach. *J Neurosci Methods.* 30 juill 2015;250:34-46. doi:10.1016/j.jneumeth.2014.08.002 PubMed PMID: 25128257.

29. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*. 15 mars 2004;134(1):9-21. doi:10.1016/j.jneumeth.2003.10.009
30. Pion-Tonachini L, Kreutz-Delgado K, Makeig S. ICLabel: An automated electroencephalographic independent component classifier, dataset, and website. *Neuroimage*. sept 2019;198:181-97. doi:10.1016/j.neuroimage.2019.05.026 PubMed PMID: 31103785; PubMed Central PMCID: PMC6592775.
31. Winkler I, Haufe S, Tangermann M. Automatic classification of artifactual ICA-components for artifact removal in EEG signals. *Behav Brain Funct*. 2 août 2011;7:30. doi:10.1186/1744-9081-7-30 PubMed PMID: 21810266; PubMed Central PMCID: PMC3175453.
32. Pfurtscheller G. Mapping of event-related desynchronization and type of derivation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1 août 1988;70(2):190-3. doi:10.1016/0013-4694(88)90119-8
33. Oostenveld R, Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology*. 1 avr 2001;112(4):713-9. doi:10.1016/S1388-2457(00)00527-7
34. Makeig S, Debener S, Onton J, Delorme A. Mining event-related brain dynamics. *Trends in cognitive sciences*. 1 juin 2004;8:204-10. doi:10.1016/j.tics.2004.03.008
35. Kilavik BE, Zaepffel M, Brovelli A, MacKay WA, Riehle A. The ups and downs of β oscillations in sensorimotor cortex. *Exp Neurol*. juill 2013;245:15-26. doi:10.1016/j.expneurol.2012.09.014 PubMed PMID: 23022918.
36. Pfurtscheller G, Stancák A, Neuper Ch. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band — an electrophysiological correlate of cortical idling: A review. *International Journal of Psychophysiology*. 1 nov 1996;New Advances in EEG and cognition24(1):39-46. doi:10.1016/S0167-8760(96)00066-9
37. Ramos-Murguialday A, Birbaumer N. Brain oscillatory signatures of motor tasks. *J Neurophysiol*. juin 2015;113(10):3663-82. doi:10.1152/jn.00467.2013 PubMed PMID: 25810484; PubMed Central PMCID: PMC4468978.
38. Bougez votre corps virtuel : différences et similitudes dans les schémas d'activation cérébrale lors des mouvements de la main dans le monde réel et en réalité virtuelle | *Réalité virtuelle* | Springer Nature Link [Internet]. [cité 2 mai 2026]. Disponible sur: https://link.springer.com/article/10.1007/s10055-021-00588-1?utm_source=chatgpt.com

39. Juliano JM, Schweighofer N, Liew SL. Increased cognitive load in immersive virtual reality during visuomotor adaptation is associated with decreased long-term retention and context transfer. *J Neuroeng Rehabil.* 5 oct 2022;19(1):106. doi:10.1186/s12984-022-01084-6 PubMed PMID: 36199101; PubMed Central PMCID: PMC9532821.
40. Batista D, Caetano G, Fleury M, Figueiredo P, Vourvopoulos A. Effect of head-mounted virtual reality and vibrotactile feedback in ERD during motor imagery Brain–computer interface training. *Brain-Computer Interfaces.* 2 avr 2024;11(1-2):11-20. doi:10.1080/2326263X.2023.2264000

ANNEXE 1

2^{ème} partie : Consentement éclairé (version participant)

Participant

Je soussigné

- Je déclare que j'ai été informé sur la nature de l'étude, son but, sa durée, les éventuels bénéfices et risques et ce que l'on attend de moi. J'ai pris connaissance du document d'information et des annexes à ce document. J'ai eu suffisamment de temps pour y réfléchir et en parler avec une personne de mon choix comme mon médecin généraliste ou un membre de ma famille. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions qui me sont venues à l'esprit et j'ai obtenu une réponse satisfaisante à mes questions.
- Je sais que cette étude a été soumise à l'approbation de la Commission d'Éthique Biomédicale Hospitalo-Facultaire de l'UCL et j'ai été informé de l'existence d'une assurance couvrant la responsabilité même sans faute conformément à l'article 29 de la loi du 7 mai 2004 relative aux expérimentations sur la personne humaine.
- J'ai compris que ma participation à cette étude est volontaire et que je suis libre de mettre fin à ma participation à cette étude sans que cela ne modifie mes relations avec l'équipe thérapeutique en charge de ma santé.
- J'ai compris que des données me concernant seront récoltées pendant toute ma participation à cette étude et que le médecin investigateur et le promoteur de l'étude se portent garant de la confidentialité de ces données.
- J'ai conscience que je pourrais être enregistré au moyen de systèmes optiques (ex : camera) permettant d'analyser mon comportement motivationnel, expressif et attentionnel, que ces enregistrements resteront anonymes et seront conservés durant la durée de cette étude.
- Je sais que mon activité cérébrale pourra être mesurée à l'aide de méthodes non invasives, comme l'électroencéphalographie (EEG), qui nécessite l'application d'un gel conducteur et d'électrodes sur le cuir chevelu, et/ou la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS) qui nécessite l'application de capteurs sur le cuir chevelu.
- Nous savons que les représentants du commanditaire, du Comité d'Éthique ou des autorités d'enregistrement peuvent souhaiter inspecter mes données médicales pour vérifier l'information recueillie. En signant ce document, j'autorise cette inspection de mes données dans le respect de la loi belge du 30 juillet 2018 relative à la protection de la vie privée, de la loi belge du 22 août 2002 relative aux droits du patient et de la loi du 7 mai 2004 relative aux expérimentations sur la personne humaine.
- J'accepte / n'accepte pas (biffer la mention inutile) que les données de recherche récoltées pour les objectifs de la présente étude puissent être traitées ultérieurement (même dans d'autres pays que la Belgique) pour autant que ce traitement soit limité au contexte de la présente étude pour une meilleure connaissance de la maladie et de son traitement.
- J'accepte / n'accepte pas (biffer la mention inutile) que mon médecin généraliste ou d'autres médecins spécialistes en charge de ma santé soient informés de ma participation à cette étude clinique.
- J'ai reçu une copie de l'information au participant et du consentement éclairé.
- Je veux / ne veux pas (biffer la mention inutile) être informé en cas de découvertes fortuites.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

.....
Signature
Représentant légal

.....
Date (jj/mm/aaaa)

Je soussigné

- Je déclare avoir été informé de demande de participation à l'étude clinique de la personne que je représente au mieux de ses intérêts et en tenant compte de sa probable volonté. Mon consentement s'applique à tous les items repris dans le consentement du participant.
- J'ai reçu une copie de l'information au participant et du consentement éclairé.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

.....
Signature

.....
Date (jj/mm/aaaa)

Témoïn / Interprète

Je soussigné

Je déclare avoir été présent durant l'entièreté du processus d'information au patient et je confirme que l'information sur les objectifs et procédures de l'étude ont été fournies de manière adéquate, que le participant (ou son représentant légal) a apparemment compris l'étude et que le consentement à participer à l'étude a été donné librement.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

.....
Signature

.....
Date (jj/mm/aaaa)

Médecin Investigateur ou représentant du médecin investigateur

Je soussigné

médecin investigateur / représentant du médecin investigateur confirme avoir fourni oralement les informations nécessaires sur l'étude et avoir fourni un exemplaire du document d'information au participant.

Je confirme qu'aucune pression n'a été exercée pour que le patient accepte de participer à l'étude et que je suis prêt à répondre à toutes les questions supplémentaires, le cas échéant.

Je confirme travailler en accord avec les principes éthiques énoncés dans la dernière version de la « Déclaration d'Helsinki », des « Bonnes pratiques Cliniques » et de la loi belge du 7 mai 2004, relative aux expérimentations sur la personne humaine.

Apposez la mention « lu et approuvé ».

.....
Signature de l'investigateur

.....
Date (jj/mm/aaaa)

Signature du représentant de l'investigateur

Date (jj/mm/aaaa)

2^{ème} partie : Consentement éclairé (version chercheur)

Participant

Je soussigné

- Je déclare que j'ai été informé sur la nature de l'étude, son but, sa durée, les éventuels bénéfices et risques et ce que l'on attend de moi. J'ai pris connaissance du document d'information et des annexes à ce document. J'ai eu suffisamment de temps pour y réfléchir et en parler avec une personne de mon choix comme mon médecin généraliste ou un membre de ma famille. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions qui me sont venues à l'esprit et j'ai obtenu une réponse satisfaisante à mes questions.
- Je sais que que cette étude a été soumise à l'approbation de la Commission d'Éthique Biomédicale Hospitalo-Facultaire de l'UCL et j'ai été informé de l'existence d'une assurance couvrant la responsabilité même sans faute conformément à l'article 29 de la loi du 7 mai 2004 relative aux expérimentations sur la personne humaine.
- J'ai compris que ma participation à cette étude est volontaire et que je suis libre de mettre fin à ma participation à cette étude sans que cela ne modifie mes relations avec l'équipe thérapeutique en charge de ma santé.
- J'ai compris que des données me concernant seront récoltées pendant toute ma participation à cette étude et que le médecin investigateur et le promoteur de l'étude se portent garant de la confidentialité de ces données.
- J'ai conscience que je pourrais être enregistré au moyen de systèmes optiques (ex : camera) permettant d'analyser mon comportement motivationnel, expressif et attentionnel, que ces enregistrements resteront anonymes et seront conservés durant la durée de cette étude.
- Je sais que mon activité cérébrale pourra être mesurée à l'aide de méthodes non invasives, comme l'électroencéphalographie (EEG), qui nécessite l'application d'un gel conducteur et d'électrodes sur le cuir chevelu, et/ou la spectroscopie fonctionnelle proche infrarouge (fNIRS) qui nécessite l'application de capteurs sur le cuir chevelu.
- Nous savons que les représentants du commanditaire, du Comité d'Éthique ou des autorités d'enregistrement peuvent souhaiter inspecter mes données médicales pour vérifier l'information recueillie. En signant ce document, j'autorise cette inspection de mes données dans le respect de la loi belge du 30 juillet 2018 relative à la protection de la vie privée, de la loi belge du 22 août 2002 relative aux droits du patient et de la loi du 7 mai 2004 relative aux expérimentations sur la personne humaine.
- J'accepte / n'accepte pas (biffer la mention inutile) que les données de recherche récoltées pour les objectifs de la présente étude puissent être traitées ultérieurement (même dans d'autres pays que la Belgique) pour autant que ce traitement soit limité au contexte de la présente étude pour une meilleure connaissance de la maladie et de son traitement.
- J'accepte / n'accepte pas (biffer la mention inutile) que mon médecin généraliste ou d'autres médecins spécialistes en charge de ma santé soient informés de ma participation à cette étude clinique.
- J'ai reçu une copie de l'information au participant et du consentement éclairé.
- Je veux / ne veux pas (biffer la mention inutile) être informé en cas de découvertes fortuites.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

Signature
Représentant légal

Date (jj/mm/aaaa)

Je soussigné

- Je déclare avoir été informé de demande de participation à l'étude clinique de la personne que je représente au mieux de ses intérêts et en tenant compte de sa probable volonté. Mon consentement s'applique à tous les items repris dans le consentement du participant.
- J'ai reçu une copie de l'information au participant et du consentement éclairé.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

Signature

Date (jj/mm/aaaa)

Témoin / Interprète

Je soussigné

Je déclare avoir été présent durant l'entièreté du processus d'information au patient et je confirme que l'information sur les objectifs et procédures de l'étude ont été fournies de manière adéquate, que le participant (ou son représentant légal) a apparemment compris l'étude et que le consentement à participer à l'étude a été donné librement.

Nous vous remercions d'apposer la mention « lu et approuvé ».

Signature

Date (jj/mm/aaaa)

Médecin Investigateur ou représentant du médecin investigateur

Je soussigné
médecin investigateur / représentant du médecin investigateur confirme avoir fourni oralement les informations nécessaires sur l'étude et avoir fourni un exemplaire du document d'information au participant.

Je confirme qu'aucune pression n'a été exercée pour que le patient accepte de participer à l'étude et que je suis prêt à répondre à toutes les questions supplémentaires, le cas échéant.

Je confirme travailler en accord avec les principes éthiques énoncés dans la dernière version de la « Déclaration d'Helsinki », des « Bonnes pratiques Cliniques » et de la loi belge du 7 mai 2004, relative aux expérimentations sur la personne humaine.

Apposez la mention « lu et approuvé ».

Signature de l'investigateur

Date (jj/mm/aaaa)

ANNEXE 2

Échelle d'affinité pour l'interaction technologique (ATI)

(Franke, Attig et Wessel, 2019)

Dans le questionnaire suivant, nous allons vous interroger sur votre interaction avec les systèmes technologiques. Le terme « système technologique » désigne les applications et les logiciels, ainsi que les outils et les appareils numériques (par exemple : téléphone mobile, ordinateur, télévision, système de navigation automobile).						
Veuillez indiquer dans quelle mesure vous êtes en accord ou en désaccord avec les affirmations suivantes.	Totalement en désaccord	Largeement en désaccord	Légèrement en désaccord	Légèrement en accord	Largeement en accord	Totalement en accord
1. J'aime utiliser des systèmes technologiques de manière approfondie.						
2. J'aime tester les fonctions des nouveaux systèmes technologiques.						
3. J'utilise des systèmes technologiques uniquement lorsque c'est nécessaire.						
4. Lorsque j'ai un nouveau système technologique sous les yeux, je l'essaie de façon intensive (sans nécessairement l'utiliser de manière approfondie).						
5. J'aime passer du temps à me familiariser avec un nouveau système technologique.						
6. Le fait qu'un système technologique fonctionne me suffit (le pourquoi et le comment ne m'intéressent pas).						
7. J'essaie de comprendre le fonctionnement exact d'un système technologique.						
8. Connaître les fonctions de base d'un système technologique me suffit.						
9. J'essaie d'utiliser pleinement les capacités d'un système technologique (au moins celles dont j'ai l'utilité).						

Analyse

1. Lors de l'encodage des réponses des personnes participantes dans un fichier de données pour l'analyse, les réponses doivent être codées comme suit : totalement en désaccord = 1 ; largeement en désaccord = 2 ; légèrement en désaccord = 3 ; légèrement en accord = 4 ; largeement en accord = 5 ; et totalement en accord = 6.
2. Les réponses aux trois points formulés négativement (points 3, 6 et 8) doivent être inversées (6 = 1 ; 5 = 2 ; 4 = 3 ; 3 = 4 ; 2 = 5 ; 1 = 6).
3. Enfin, un score moyen englobant les 9 points doit être calculé.
4. Indiquez la moyenne (M), l'écart type (ET) et le coefficient alpha de Cronbach, généralement avec deux décimales (par exemple : M = 3,61 ; ET = 1,08 ; α = 0,87).

Source : Franke, T., C. Attig et D. Wessel (2019). « A Personal Resource for Technology Interaction: Development and Validation of the Affinity for Technology Interaction (ATI) Scale ». *International Journal of Human-Computer Interaction*, vol. 35, n° 6, p. 456-467. DOI : 10.1080/10447318.2018.1456150.

ANNEXE 3



Questionnaire sur les cybermalaises*

Laboratoire de Cyberpsychologie de l'UQO
(Traduit de Kennedy, R.S. et al., 1993)

Numéro _____ Date _____

Consignes : Encercliez à quel point chaque symptôme ci-dessous vous affecte présentement.

1. Inconfort général	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
2. Fatigue	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
3. Mal de tête	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
4. Fatigue des yeux	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
5. Difficulté à faire le focus	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
6. Augmentation de la salivation	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
7. Transpiration	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
8. Nausées	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
9. Difficulté à se concentrer	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
10. Impression de lourdeur dans la tête	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
11. Vision embrouillée	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
12. Étourdissement les yeux ouverts	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
13. Étourdissement les yeux fermés	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
14. *Vertiges	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
15. **Conscience de l'estomac	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
16. Rots	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>

* Les vertiges sont vécus comme une perte de l'orientation par rapport à la position verticale.

** L'expression « conscience de l'estomac » est habituellement utilisée pour désigner un sentiment d'inconfort sans nausée.

Dernière version : Mars 2013

***Version originale : Kennedy, R.S., Lane, N.E., Berbaum, K.S., & Lilienthal, M.G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 203-220

ANNEXE 4

4. Mini-entretien (J3)

FAIRE PASSER LE SSQ : ☐ FAIT

1. *Avez-vous ressenti des douleurs ? gênes lors de l'intervention ?*

2. *Que pensez-vous du / Comment évalueriez-vous le casque de réalité virtuelle avec EEG / fNIRS ? (Confort, poids)*

3. *A quel point vous êtes-vous senti immergé dans l'environnement virtuel ?*

1 : aucunement ; 5 : complètement immergé

1	2	3	4	5

4. *Avant de terminer l'interview, souhaitez-vous ajouter quelque chose concernant le jeu ou son utilisation à domicile (vécu particulier, etc.) ? Y a-t-il des sujets importants que nous n'avons pas encore abordés ?*

ABSTRACT

INTRODUCTION

La réalité virtuelle immersive (RVI) représente une approche prometteuse pour l'évaluation et la rééducation motrice après AVC. Néanmoins, jusqu'à présent, son effet sur l'activité corticale reste inconnu.

OBJECTIF

L'objectif de cette étude était d'étudier et de comparer l'activité corticale associée à une tâche de dextérité manuelle réalisée en condition physique et en RVI, à l'aide de l'électroencéphalographie (EEG).

MÉTHODE

Douze sujets sains ont réalisé une tâche standardisée de dextérité manuelle inspirée du Box and Block Test dans trois conditions expérimentales : une condition physique, une condition de réalité virtuelle immersive avec manettes (RV-C) et une condition de RVI avec suivi des mains (RV-HT). L'activité cérébrale a été enregistrée à l'aide d'un système EEG BioSemi® à 64 électrodes. Les analyses ont porté sur les rythmes sensorimoteurs Mu (8–13 Hz), Bêta bas (14–20 Hz) et Bêta haut (21–30 Hz) au niveau des électrodes C3 (cortex moteur) et CP3 (cortex somatosensoriel). Les variations de puissance spectrale ont été étudiées par analyses ERSP (*Event-Related Spectral Perturbation*) afin d'évaluer les phénomènes de désynchronisation (ERD) et de resynchronisation (ERS) liés au mouvement.

RÉSULTATS

Les cartes topographiques mettent en évidence une activation des régions sensorimotrices contralatérales dans les trois conditions expérimentales, avec une désynchronisation des rythmes Mu et Bêta durant le mouvement suivie d'une resynchronisation post-mouvement. Au niveau des électrodes C3 et CP3, les conditions de RVI présentent une désynchronisation Mu significativement plus importante que la condition physique durant les phases d'approche et de transport ($p < 0,05$). Pour C3, lors de la phase d'approche du mouvement, les valeurs atteignent $-70,60 \pm 13,00$ % en RV-C, $-70,43 \pm 11,56$ % en RV-HT et $-50,34 \pm 24,17$ % en condition physique. Des résultats similaires sont retrouvés en CP3.

CONCLUSION

Cette étude montre que la réalisation d'une tâche de dextérité manuelle en RVI mobilise des réseaux sensorimoteurs similaires à ceux activés en condition physique. Ces résultats soutiennent l'intérêt de la RVI comme outil pertinent d'évaluation et de rééducation motrice en neurologie.