



UNIL | Université de Lausanne

**Faculté des Sciences Sociales et Politiques**

**Institut des Sciences du Mouvement et du Sport (ISSUL)**

**Identification du réseau action-observation chez  
des personnes lésées médullaires : une étude  
pilote sur la dynamique électro-corticale lors de  
la visualisation d'actions des membres inférieurs.**

Mémoire de Master en Sciences du Mouvement et du Sport  
Orientation Activités Physiques Adaptées et Santé (APAS)

DANAÉ NICOLET

Directeur : Dr. Jérôme Barral

Expert : Jérôme Spring

Juin 2015



## **Remerciements**

J'adresse mes chaleureux remerciements à mon directeur de mémoire, M. Jérôme Barral, qui a eu la patience de me guider et de m'accompagner dans la réalisation de ce travail. Sans ses précieux conseils, son aide, son savoir-faire ainsi que ses réflexions, ce projet aurait été difficilement réalisable.

Je tiens également à remercier Mme Marie Simonet, assistante de Jérôme Barral et doctorante, pour ses conseils et son soutien.

Un merci tout particulier à Yves Vionnet, sans qui ce travail n'existerait pas ! Son dévouement, ses connaissances, son expérience, sa gentillesse et sa joie de vivre m'ont profondément aidée et motivée.

Je remercie également tous les participants ayant pris part à cette étude, et particulièrement les personnes lésées médullaires, qui ont donné de leur temps pour se déplacer dans les laboratoires de l'UNIL, ont fait preuve d'une extrême patience et ont montré un grand intérêt pour mon travail.

Pour terminer, un grand merci à Mme Jennifer Forgnone, en présence de qui j'ai réalisé une grande partie de ce travail.



## Résumé

Les personnes atteintes d'une lésion médullaire (SCI) connaissent des déficits moteurs et sensoriels majeurs. Une des conséquences de la lésion médullaire concerne une réorganisation corticale. Si les techniques de récupération actuelles telles que l'entraînement physique ou l'imagerie motrice semblent efficaces et aboutissent à des améliorations physiques ainsi qu'à des modifications bénéfiques au niveau de l'organisation cérébrale, aucune étude ne s'est intéressée à l'impact de l'observation motrice chez des personnes SCI. L'activité du réseau d'action-observation (AON), mise en évidence dans d'autres études chez des sujets contrôle lors d'observation motrice, est-elle modifiée suite à une lésion médullaire ? Cinq participants SCI ont visualisé des vidéos d'actions des membres inférieurs. L'enregistrement de l'activité électroencéphalographique a permis d'analyser la dynamique électro-corticale et de distinguer les activations et les modulations topographiques. Par ailleurs, les rythmes de repos (alpha et beta) ont aussi été mesurés. Les résultats montrent que l'observation motrice active les régions corticales du réseau d'action-observation (AON), mais de manière réduite par rapport aux sujets contrôle. Ces résultats suggèrent une possible intégration de l'observation motrice dans les programmes de réhabilitation à la suite d'une lésion médullaire. Les résultats mettent également en avant une diminution de l'amplitude des rythmes de repos alpha chez une personne SCI comparée à une personne du groupe *contrôle*. Ce résultat pourrait indiquer une modification dans le fonctionnement thalamo-cortical. Des études supplémentaires sont nécessaires pour mieux comprendre l'impact de la réorganisation cérébrale chez les personnes lésées médullaires sur les différents réseaux neuronaux impliqués dans la production et la perception des actions motrices.

**Mots clés :** lésion médullaire, plasticité cérébrale, observation motrice, rythmes de repos (alpha et beta)

## Abstract

Spinal cord injury (SCI) in human drive to motor and sensitive impairments. One major consequence of spinal cord injury concerns brain plasticity. If actual rehabilitation tools, like physical training or motor imagery seem to lead to motor improvements and beneficial modifications that occur in the brain (neural plasticity), no study takes interest in the impact of action observation in SCI. Is the activity of the action-observation network (AON), highlighted in other studies in control subjects during action observation, modified after a spinal cord injury? Five SCI participants displayed videos of lower limbs actions. The EEG recording allowed to analyze the electrocortical dynamic and to distinguish the activations and the topographic modulations. Furthermore, we also measured the rhythm of rest (alpha and beta). The results show that action observation activates the action-observation network (AON), but less than for control subjects. These results suggest a possible integration of action observation in the programs of recovery after a spinal cord injury. The results also show a decrease of the alpha rest rhythm amplitude in patients with spinal cord injury, compared to control subjects, suggesting a thalamocortical dysfunction. Additional studies are necessary to better understand the impact of neural plasticity in SCI on the different neural networks involved in the production and perception of motor actions.

**Key words :** spinal cord injury, neuronal plasticity, action observation, rhythm of rest (alpha and beta)



# Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b> .....	<b>1</b>
1.1	La lésion médullaire .....	1
1.2	Plasticité cérébrale (ou réorganisation corticale) suite à une lésion médullaire.....	3
1.2.1	Augmentation/diminution de l'activation cérébrale.....	4
1.2.2	Réorganisation corticale au cours du temps .....	6
1.2.3	Décalage spatial de l'activation.....	8
1.2.4	Modification de l'ERD/ERS .....	9
1.3	Imagerie motrice.....	10
1.3.1	Définition .....	10
1.3.2	Activation corticale lors d'imagerie motrice : SCI vs sujets contrôle .....	11
1.4	Observation motrice .....	15
1.4.1	Les neurones miroirs chez le singe .....	15
1.4.2	Propriété des neurones miroirs chez l'homme .....	16
1.4.3	Présence d'un système miroir chez l'homme.....	18
1.4.4	Observation motrice : en méthode alternative dans les programmes de réhabilitation et de récupération ? .....	19
1.5	Activité cérébrale de repos .....	24
<b>2</b>	<b>Problématique</b> .....	<b>29</b>
2.1	Hypothèses.....	30
<b>3</b>	<b>Méthode</b> .....	<b>31</b>
3.1	Sujets .....	31
3.2	Matériel.....	31
3.3	Protocole.....	32
3.3.1	Procédure.....	32
3.3.2	Conditions expérimentales .....	34

3.4	Analyse des données .....	37
3.4.1	Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés).....	37
3.4.2	Tâche d'observation motrice .....	38
3.5	Traitement statistique .....	39
3.5.1	Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés).....	39
3.5.2	Tâche d'observation motrice .....	40
3.5.2.1	Analyse descriptive .....	40
3.5.2.2	Analyse statistique.....	40
<b>4</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>43</b>
4.1	Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés).....	43
4.1.1	Rythmes alpha et beta : Contrôle vs Paraplégique vs Tétraplégique .....	43
4.1.2	Rythmes alpha : régions cérébrales Frontale vs Centrale vs Postérieure .....	46
4.2	Tâche d'observation motrice : résultats EEG .....	49
4.2.1	Résultats descriptifs .....	49
4.2.2	Résultats statistiques : GFP (Global Field Power) et GMD (Global Map Dissimilarity) .....	52
4.2.2.1	Groupe <i>contrôle</i> : condition statique vs condition dynamique.....	52
4.2.2.2	Groupe <i>SCI</i> : condition statique vs condition dynamique.	56
4.2.3	Résultats statistiques : IS (modèle de solution inverse) .....	60
4.2.3.1	Groupe <i>contrôle</i> : condition statique vs condition dynamique.....	61
4.2.3.2	Groupe <i>SCI</i> : condition statique vs condition dynamique.	62
<b>5</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>65</b>
5.1	Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés).....	65
5.2	Tâche d'observation motrice.....	67



5.2.1	Groupe <i>contrôle</i> : condition statique vs dynamique.....	68
5.2.2	Groupe <i>SCI</i> : condition statique vs dynamique .....	71
5.2.3	Temporalité de l'activation .....	73
5.3	Limites et perspectives .....	77
<b>6</b>	<b>Conclusion</b> .....	<b>81</b>
<b>7</b>	<b>Bibliographie</b> .....	<b>83</b>
<b>8</b>	<b>Annexes</b> .....	<b>I</b>



## Liste des figures

<b>Figure 1</b> : schéma du dispositif de test .....	32
<b>Figure 2</b> : photo des conditions expérimentales .....	33
<b>Figure 3</b> : procédure de la condition 1 de la troisième partie (observation motrice) de l'expérience .....	35
<b>Figure 4</b> : procédure de la condition 2 de la troisième partie (observation motrice) de l'expérience .....	35
<b>Figure 5</b> : image/vidéo de 3s avec le déclenchement du mouvement à la seconde 1. En rouge, fenêtre d'analyse d'une durée de 1200 ms (-200 ms à 1000 ms). .....	38
<b>Figure 6</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région frontale (ROI 1), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra) .....	44
<b>Figure 7</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région centrale (ROI 2), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra) .....	45
<b>Figure 8</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra).....	45
<b>Figure 9</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha dans la condition yeux fermés (YF), pour les groupes contrôle (CT, en bleu), paraplégique (SCI-para, en rouge) et tétraplégique (SCI-tetra, en vert), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3).....	47
<b>Figure 10</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha dans la condition yeux ouverts (YO), pour les groupes contrôle (CT, en bleu), paraplégique (SCI-para, en rouge) et tétraplégique (SCI-tetra, en vert), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI2) et postérieure (ROI 3).....	48
<b>Figure 11</b> : représentations topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 1, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le	

*commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 50*

**Figure 12** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 2, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 50*

**Figure 13** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 3, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 50*

**Figure 14** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 4, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 50*

**Figure 15** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 5, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 51*

**Figure 16** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface moyenne en fonction du temps pour le groupe SCI, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière ..... 51*

**Figure 17** : *représentation topographiques (2D) de l'activité de surface moyenne en fonction du temps pour le groupe CT, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière. .... 51*

**Figure 18** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (148-166 ms ; p-valeur<0.01, rouge) et GFP2 (261-293 ms ; p-valeur<0.01, bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms). .....53

**Figure 19** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (148-166 ms ; p-valeur<0.01, rouge) et GFP2 (261-293 ms ; p-valeur<0.01, bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms). .....54

**Figure 20** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (144-195 ms ; p-valeur<0.15, bleu) et GMD2 (236-435 ms ; p-valeur<0.05, jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms). .....55

**Figure 21** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (144-195 ms ; p-valeur<0.15, bleu) et GMD2 (236-435 ms ; p-valeur<0.05, jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms). .....56

**Figure 22** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (179-195 ms ; p-valeur<0.15, rouge) et GFP2

(343-472 ms ;  $p$ -valeur $<0.15$ , bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms)..... 57

**Figure 23** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (179-195 ms ;  $p$ -valeur $<0.15$ , rouge) et GFP2 (343-472 ms ;  $p$ -valeur $<0.15$ , bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms)..... 58

**Figure 24** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (103-136 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , bleu) et GMD2 (226-349 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms)..... 59

**Figure 25** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (103-136 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , bleu) et GMD2 (226-349 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms)..... 60

**Figure 26** : les deux graphiques du haut : total (en pourcentage) des points de solution significatifs ( $p<0.01$ ) entre les deux conditions statique et dynamique, pour le groupe CT, en fonction du temps. Sur le premier graphique du haut sont représentées les deux périodes significatives du GFP (Global Field Power) : GFP 1 de 220 ms à 337 ms (en rouge) et GFP 2 de 511 ms à 718 ms (en bleu foncé). Sur le deuxième sont représentées les deux périodes significatives du GMD (Global Map Dissimilarity) : GMD 1 de 144 ms à 195 ms (en bleu clair) et GMD 2 de 236 ms à 435 ms (en jaune). La ligne verticale noire correspond au début du mouvement dans la condition dynamique. En bas : les résultats des t-tests (les valeurs t) pour toute la période du GMD1 et pour le pic du GMD2 sont projetés dans un modèle de cerveau (coupes

horizontales). Les valeurs négatives (bleu/pourpre) indiquent les régions supplémentaires activées dans la condition dynamique par rapport à la condition statique. Les valeurs positives (rouge) indiquent l'inverse.....62

**Figure 27** : les deux graphiques du haut : total (en pourcentage) des points de solution significatifs ( $p < 0.05$ ) entre les deux conditions statique et dynamique, pour le groupe SCI, en fonction du temps. Sur le premier graphique du haut sont représentées les deux périodes significatives du GFP (Global Field Power) : GFP 1 de 179 ms à 195 ms (en rouge) et GFP 2 de 343 ms à 472 ms (en bleu foncé). Sur le deuxième sont représentées les deux périodes significatives du GMD (Global Map Dissimilarity) : GMD 1 de 103 ms à 136 ms (en bleu clair) et GMD 2 de 226 ms à 349 ms (en jaune). La ligne verticale noire correspond au début du mouvement dans la condition dynamique. En bas : les résultats des t-tests (les valeurs t) pour toute la période du GMD1 et pour le pic du GMD2 sont projetés dans un modèle de cerveau (coupes horizontales). Les valeurs négatives (bleu/pourpre) indiquent les régions supplémentaires activées dans la condition dynamique par rapport à la condition statique. Les valeurs positives (rouge) indiquent l'inverse.....63

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1</b> : participants SCI.....	31
<b>Tableau 2</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour la condition yeux ouverts (YO), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra) .....	44
<b>Tableau 3</b> : résultats des puissances moyennes ( $Power[\mu V^2]$ ) des rythmes alpha (8-12Hz), pour la condition yeux fermés (YF), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra).....	44
<b>Tableau 4</b> : résultats des puissances moyennes des rythmes beta, pour la condition yeux ouverts (YO), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra) .....	46

**Tableau 5** : résultats des puissances moyennes des rythmes beta, pour la condition yeux fermés (YF), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)..... 46

**Tableau 6** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux (YF) fermés, pour les régions cérébrales frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3). Les puissances moyennes des rythmes alpha dans les conditions yeux ouverts et yeux fermés sont significativement plus élevées ( $p < 0.001$ ) dans la région postérieure (en bleu). ..... 47



## **Abréviations et termes à définir**

*Aire F5* : cortex prémoteur ventral chez le singe

*aIPS* : anterior intraparietal sulcus (sulcus intra-pariétal antérieur)

*AIS* : Asia Impairment Scale (classification internationale et fonctionnelle des lésions médullaires)

*AON* : Action-Observation Network (réseau d'action-observation)

*AOT* : Action Observation Treatment (traitement par observation d'action)

*ASIA* : American Spinal Injury Association (association américaine des lésions de la moelle épinière)

Abréviations utilisées pour situer le niveau de la lésion médullaire :

- *C1-C8* : vertèbres cervicales 1 à 8
- *T1-T12* : vertèbres thoraciques 1 à 12
- *L1-L5* : vertèbres lombaires 1 à 5
- *S1-S5* : vertèbres sacrées 1 à 5

*AVC* : Accident Vasculaire Cérébral

*EC* ou *YF* : Eyes closed (yeux fermés)

*EEG* : Électroencéphalographie

*EO* ou *YO* : Eyes Open (yeux ouverts)

*ERD* : Event-Related Desynchronization (désynchronisation des ondes cérébrales)

*ERP* : Event-Related Potentials (potentiels évoqués cérébraux)

*ERS* : Event-Related Synchronization (synchronisation des ondes cérébrales)

*GC* : groupe contrôle

*GFP* : Global Field Power (puissance globale du champ)

*GMD* : Global Map Dissimilarity (dissemblance globale de la carte)

*IFG* : inferior frontal gyrus (gyrus frontal inférieur)

*IPL* : inferior parietal lobule (lobule pariétal inférieur)

*IRM* : Imagerie par Résonance Magnétique

*IS* : Inverse Solution (solution inverse d'estimation de la source)

*LAURA* : Local autoregressive average / Modèle d'analyse statistique d'estimation de la source

*MEG* : Magnétoencéphalographie

*MEP* : Motor Evoked Potential (potentiel évoqué moteur)

*PET* : Positron Emission Tomography (tomographie par émission de positrons)

*PMC* : premotor cortex (cortex prémoteur)

*ROI* : Region Of Interest (région d'intérêt)

*SCI* : Spinal Cord Injury (lésion médullaire)

*SCI-para* : groupe paraplégique

*SCI-tetra* : groupe tétraplégique

*STS* : superior temporal sulcus (sulcus temporal supérieur)

*TMS* : Transcranial Magnetic Stimulation (stimulation magnétique transcrânienne)

*VaD* : Vascular Dementia (démence vasculaire)

*vPM* : ventral premotor cortex (cortex prémoteur ventral)

## Préambule

Ce travail de mémoire s'intègre dans le cadre de l'obtention du titre de Master en Activités Physiques Adaptées et Santé, de l'Université de Lausanne. Durant cette période d'étude, j'ai eu l'occasion de travailler en tant que coach pour une personne lésée médullaire. En effet, Yves Vionnet, tétraplégique depuis dix ans suite à un accident de snowboard, et président fondateur de la fondation Swiss Recovery Center, m'a initiée et formée à ce travail de récupération motrice. Celui-ci consiste en la réalisation, avec la personne lésée médullaire, de diverses activités physiques (de proprioception, de renforcement, de mobilité, etc.), dans le but d'améliorer sa condition physique et mentale, de récupérer des fonctions motrices et sensorielles, et d'ainsi augmenter sa qualité de vie. Cependant, d'autres techniques très peu étudiées à ce jour, pourraient avoir des résultats positifs au niveau de la récupération motrice chez ce type de personne : il s'agit des méthodes perceptives et d'observation. Par ces termes, il est entendu les méthodes faisant recours à différents canaux de perception (la vue, l'ouïe, le toucher, etc.), et susceptibles d'améliorer la récupération. Ces méthodes pourraient être utilisées en compléments de l'entraînement physique ou comme moyen de substitution lorsque celui-ci est impossible pour des raisons médicales par exemple. J'ai donc trouvé pertinent et intéressant de réaliser une étude sur le sujet, qui constituera une première approche pour, à plus long terme, tester les bienfaits de ces méthodes alternatives dans la récupération motrice chez des personnes lésées médullaires.



# 1 Introduction

## 1.1 La lésion médullaire

Chaque année, 200 nouveaux cas de personnes souffrant d'une lésion médullaire (SCI) sont dénombrés en Suisse<sup>1</sup> (12'000 aux USA). La moelle épinière fait partie du système nerveux central (qui est composé du cerveau, du tronc cérébral, du cervelet et de la moelle épinière) et constitue « *à la fois un centre de relais pour les commandes en provenance des centres supérieurs et également un centre d'intégration des informations sensorielles. Elle est aussi le siège de processus moteurs automatiques, dont la locomotion figure au premier chef de ces activités motrices générées au sein de la moelle épinière* ». « *Une section de la moelle atteint les voies motrices descendantes et les voies sensitives ascendantes car elle assure la communication entre la périphérie et les centres supérieurs* » (de Morand, 2010, p. 218). La lésion peut se situer à différents niveaux, soit à chaque vertèbre (la moelle épinière est constituée de 8 vertèbres cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires, 5 sacrées et 1 coccygienne). Selon le niveau de lésion, différents déficits seront présents.

Le terme de « lésion médullaire » englobe la paraplégie et la tétraplégie. La paraplégie est « *un déficit des fonctions motrices et/ou sensitives des segments médullaires thoraciques, lombaires ou sacrés, quels que soient la cause et le siège de la lésion* » (de Morand, 2010, p. 218). Il en découle une atteinte du tronc, des membres inférieurs et des organes pelviens. La tétraplégie est « *un déficit des fonctions motrices et/ou sensitives des segments médullaires cervicaux secondaire à une lésion des éléments du système nerveux intrarachidien* » (de Morand, 2012, p. 218). Cela conduit à l'atteinte d'une partie ou de tous les membres supérieurs, du tronc, des membres inférieurs et des organes pelviens. Septante pourcent des lésions médullaires sont des lésions traumatiques (accidents de la circulation, professionnels, sportifs) et les 30 % restants sont des lésions non traumatiques de type myélite (maladie infectieuse), tumoral (compression de la moelle) ou vasculaire (non approvisionnement sanguin de la moelle). Les dysfonctionnements

---

<sup>1</sup> Information tirée du journal quotidien valaisan « Le Nouvelliste » : [http://www.cfrvr.ch/juridique/17\\_octobre\\_Le\\_Nouvelliste\\_Notwil.pdf](http://www.cfrvr.ch/juridique/17_octobre_Le_Nouvelliste_Notwil.pdf)

physiologiques majeurs qui accompagnent une lésion médullaire sont les troubles de la sensibilité, les déficits respiratoires, les troubles des réflexes, les troubles ostéoarticulaires et cutanés, les troubles de la thermorégulation, la perte du contrôle des sphincters et des organes génitaux, etc., conduisant à une perte d'autonomie dans la vie quotidienne<sup>2</sup>. Une lésion médullaire entraîne donc de lourdes conséquences sur la santé physique et mentale, mais aussi sur la sensibilité et la motricité. L'American Spinal Injury Association (ASIA) a mis au point une classification internationale et fonctionnelle des lésions médullaires : l'échelle ASIA, ou ASIA Impairment Scale (AIS)<sup>3</sup>. Elle permet de définir si la lésion est complète<sup>4</sup> ou incomplète<sup>5</sup>, ainsi que de quantifier la sévérité du traumatisme, grâce à deux scores : le score moteur (« *this term refers to a numerical summary score of motor function* ») et le score sensoriel (« *this term refers to a numerical summary score of sensory function* ») (Kirshblum et al., 2011, p. 237). Cette échelle s'étend de A à E, A étant une lésion complète sans aucune préservation des fonctions motrices et sensorielles dans les segments sacrés S4-S5, et E étant la préservation des fonctions motrices et sensorielles dans tous les segments (Kirshblum et al., 2011, p. 543)<sup>6</sup>.

Afin d'améliorer les capacités motrices et sensorielles ainsi que la qualité de vie des personnes lésées médullaires, il est donc indispensable d'utiliser et de rechercher des techniques adéquates et innovantes en termes de récupération motrice et sensorielle. En effet, une récupération de certaines fonctions motrices et sensorielles est possible, et ceci grâce à diverses méthodes, dont la principale est l'entraînement physique. Des études démontrent les bienfaits d'un tel entraînement, comprenant des exercices physiques réalisés par la personne elle-même, mais également des mouvements assistés (à l'aide de robots ou d'un coach), ou encore des tentatives de mouvements (quand la réalisation du mouvement est impossible en raison d'une paralysie totale du

---

<sup>2</sup> Informations tirées du cours universitaire de Jérôme Barral (printemps 2014) « Déficiences motrices, mentaux et sensoriels », qui s'inspire du livre de Bernard P. Ninot G. (2002). *Les déficiences motrices*. Edition Revue EPS, Paris

<sup>3</sup> Les informations concernant l'AIS sont tirées de l'article de Kirshblum et al., 2011

<sup>4</sup> « Une lésion est dite complète s'il n'existe pas de fonction motrice ou sensitive dans les derniers segments sacrés » (de Morand, 2010, p. 220)

<sup>5</sup> « Une lésion est dite incomplète s'il existe une fonction motrice ou sensitive sous le niveau neurologique, incluant les derniers segments sacrés » (de Morand, 2010, p. 220)

<sup>6</sup> Pour plus d'informations concernant l'échelle ASIA, voir Annexe 1)

membre concerné) (Jones et al., (2012)). Cet entraînement physique a pour but une « *activation of the neuromuscular system below the level of the lesion, with the goal of retraining the nervous system to recover a specific motor task* » (Jones et al., 2012, p. 34). Les résultats d'une étude de Harness et al., (2008) montrent qu'après 6 mois d'entraînement physique, 71 % des sujets du groupe expérimental (composé de 21 participants SCI) voient leur score moteur ASIA s'améliorer, alors que ce n'est pas le cas pour le groupe *contrôle* (8 sujets SCI), qui ne suit aucun entraînement. Cette augmentation est positivement corrélée au temps d'entraînement effectué et varie en fonction du niveau de déficit initial du sujet. Les entraînements de récupération induisent donc des changements au niveau physique, mais également au niveau du système nerveux: « *the program combines the concepts of athletic training and physical therapy to promote neural plasticity in the injured nervous system* » (Jones et al., 2012, p. 36). Il est entendu ici la plasticité neuronale des liaisons nerveuses de la moelle épinière. Mais un phénomène similaire se produit au niveau du cerveau : la plasticité cérébrale, et joue un rôle essentiel dans la récupération.

## **1.2 Plasticité cérébrale (ou réorganisation corticale) suite à une lésion médullaire**

Dans le cas d'une lésion médullaire, le phénomène de plasticité cérébrale (ou plasticité neuronale, ou encore réorganisation corticale) est observé au niveau cérébral. Ce phénomène est défini comme « *the capacity of the nervous system to experience neuronal changes over time* » (Castro et al., 2013, p. 205). En d'autres termes, il s'agit, au niveau cérébral, de la capacité du système nerveux à se modifier (occuper un espace différent) au cours du temps.

Dans la revue systématique de Kokotilo et al., (2009, p. 2), le terme de plasticité neuronale est défini comme suit : « *cortical areas responsible for movement and sensation of intact body parts have a tendency to enlarge and invade areas responsible for a lost target after SCI* » (Raineteau & Schwab, 2001). Ainsi, pour Kokotilo et collaborateurs, il s'agit d'un mécanisme spontané utilisé par le système nerveux central pour compenser les pertes causées par la lésion.

À ce jour, ce mécanisme fait l'objet de nombreuses études, réalisées avec des personnes lésées médullaires. Pour ce faire, différentes méthodes d'analyse (IRMf, EEG, TMS, PET, MEG)<sup>7</sup> ainsi que différentes tâches ont été utilisées. Parmi les plus fréquentes figurent les mouvements (exécutés ou « tentés »), de flexion-extension des membres supérieurs (poignet, main, coude) et inférieurs (pied, genou, orteil), ainsi que les mouvements du visage. La comparaison des résultats, après réalisation de ces différentes tâches par des personnes lésées médullaires, entre elles (différents niveaux de lésions), et/ou avec un groupe *contrôle* (ne présentant pas de lésion) a mis en évidence de nombreux résultats significatifs. Il est donc nécessaire de les passer en revue pour une meilleure compréhension de la plasticité neuronale et de son intérêt dans cette étude.

### **1.2.1 Augmentation/diminution de l'activation cérébrale**

Un résultat intéressant mis à jour par plusieurs auteurs dont Bruehlmeier et al., (1998) et Hotz-Boendermaker et al., (2008) est l'augmentation de l'activation cérébrale suite à une lésion médullaire.

Bruehlmeier et al. ont réalisé une étude de PET avec un groupe de 7 paraplégiques (4 hommes et 3 femmes, avec un niveau de lésion compris entre T2 et L2, ce qui n'altère pas les fonctions motrices des mains, d'une moyenne d'âge de 32 ans et 2,9 ans en moyenne après la lésion), un groupe de 7 hommes tétraplégiques (avec un niveau de lésion compris entre C5 et C7, ce qui altère les fonctions motrices des mains, d'une moyenne d'âge de 26 ans et 4,7 ans en moyenne après la lésion) et un groupe *contrôle* constitué de 8 hommes d'une moyenne d'âge de 27 ans. La tâche à réaliser est un mouvement répétitif de la main droite sur un joystick. Les résultats montrent que pour les 2 groupes paraplégique et tétraplégique, l'activation cérébrale dans le cortex sensorimoteur est plus étendue que pour le groupe *contrôle*. En effet, chez les sujets SCI, lors de la réalisation de la tâche avec la main, les aires corticales correspondant aux régions des pieds sont activées en plus des aires corticales correspondant aux régions de la main. Ceci illustre le phénomène de plasticité et donc cette tendance des aires corticales à s'élargir et à envahir des régions

---

<sup>7</sup> IRMf : imagerie par résonance magnétique fonctionnelle, EEG : électroencéphalographie, TMS : stimulation magnétique transcrânienne, PET : tomographie par émission de positrons, MEG : magnétoencéphalographie



adjacentes (Raineteau & Schwab, 2001). De plus, une augmentation de l'activation est également observée dans le thalamus, le cervelet et les ganglions de la base, pour les groupes paraplégique et tétraplégique. Cela témoigne d'une réorganisation de l'activité neuronale probablement due, selon les auteurs, à une diminution et à une altération des informations provenant de la moelle épinière. De ce fait, plus la lésion est haute (donc plus les informations venant de la moelle épinière sont altérées et diminuées), plus la réorganisation de l'activité neuronale au niveau cérébral est forte.

Hotz-Boendermaker et al., (2008) ont réalisé une étude d'IRMf avec un groupe de 9 paraplégiques (3 femmes et 6 hommes, avec une lésion complète comprise entre T3 et L3, d'une moyenne d'âge de 35 ans et 9 ans en moyenne après la lésion) et un groupe *contrôle* de 12 sujets sains (5 femmes et 7 hommes, d'une moyenne d'âge de 29 ans) lors d'une tâche de mouvement, ou tentative de mouvement de flexion du pied droit (dans ce cas, étant donné la paralysie des membres inférieurs lors d'une lésion complète, on va parler de tentative de mouvement pour les sujets SCI). Les résultats montrent que le groupe paraplégique a une plus grande activation des aires motrices secondaires et des aires préfrontales et pariétales durant la tentative du mouvement que le groupe *contrôle* durant l'exécution du mouvement. Cela s'explique par le fait que les personnes lésées médullaires ont davantage besoin d'attention et de ressources cognitives que le groupe *contrôle* pour réaliser/tenter de réaliser cette tâche. En ce qui concerne les aires motrices, les résultats montrent que l'activation est plus faible pour le groupe paraplégique. L'explication réside dans le fait que les membres inférieurs sont paralysés et donc que les aires motrices correspondant à ces membres sont moins utilisées que pour une personne du groupe *contrôle*. Toutefois, même plus faible, cette activation est préservée, ce qui témoigne de la présence de programmes moteurs chez des personnes avec lésion médullaire.

Cependant, des résultats contradictoires ont été mis en évidence par d'autres auteurs, selon lesquels une diminution de l'activation cérébrale est observée chez des personnes lésées médullaires. C'est le cas de Cramer et al., (2005), qui ont réalisé une étude IRMf avec un groupe de 12 sujets SCI (lésion complète de niveau T6 ou supérieur, de tous âges et minimum une année après

la lésion) et un groupe *contrôle* de 12 sujets (de tous âges également), lors d'une tâche de tentative de mouvement de football du pied droit (sans la réalisation du mouvement pour le groupe *SCI*). Les résultats montrent que pour le groupe de sujets *SCI*, des activations sont présentes dans les mêmes aires corticales que pour le groupe *contrôle* (cortex sensorimoteur, thalamus et cervelet), mais de manière diminuée. Les fonctions du système moteur chez les personnes lésées médullaires sont donc préservées, mais modifiées.

Sabbah et al. (2002) ont réalisé une étude IRMf avec un groupe de 9 patients *SCI* (avec lésion complète comprise entre T6 et L1, d'un âge compris entre 26 et 53 ans et de 1 mois à 33 ans après la lésion) et un groupe *contrôle* de 6 hommes (âgés entre 22 et 38 ans), lors d'une tâche de mouvements (ou tentative de mouvement pour le groupe *SCI*) des membres inférieurs (flexion-extension des orteils). Les résultats montrent que les régions activées durant la tentative de mouvement dans le groupe *SCI* correspondent aux régions activées lors de la réalisation de ces mêmes mouvements dans le groupe *contrôle* (cortex sensorimoteur, aires motrices supplémentaires et régions prémotrices), ce qui témoigne de la préservation des fonctions du système moteur. Cependant, cette activation est plus faible dans le groupe *SCI*.

Ainsi, les contradictions mises à jour dans ces différentes études doivent probablement avoir une explication; cependant, à ce jour, aucune analyse explicite n'y a été faite. Nous pouvons donc extrapoler diverses raisons à ces différences/contradictions dans les résultats, par exemple, les différentes tâches utilisées dans le protocole de ces études (membres inférieurs, membres supérieurs, flexion, extension, etc.), les différences interindividuelles (âge, sexe, capacités physiques, etc.), les différents niveaux de lésion ainsi que l'ancienneté du traumatisme des sujets participants. Cependant, il ne s'agit là que d'hypothèses.

### **1.2.2 Réorganisation corticale au cours du temps**

Un autre résultat important mis à jour par certains auteurs est la notion de temporalité dans la réorganisation corticale. Les effets aigus (à court terme ou immédiatement après la lésion) liés au traumatisme peuvent différer des effets tardifs. C'est ce que nous montre une étude en IRMf réalisée par Jurkiewicz et

al., (2007), dans laquelle un groupe de 6 sujets SCI (5 hommes et une femmes d'une moyenne d'âge de 28 ans et recrutés le plus rapidement possible après la lésion) et un groupe *contrôle* de 10 sujets sains (d'une moyenne d'âge de 29 ans) effectuent un mouvement d'extension du poignet. Les sujets sont suivis durant une année lors de la réalisation et répétition de cette même tâche. Les résultats mettent en évidence une distinction entre effets aigu et tardif (jusqu'à 12 mois après la lésion) du traumatisme. En effet, chez les sujets SCI et immédiatement après la lésion (effet aigu), une diminution de l'activation cérébrale dans le cortex moteur primaire ainsi qu'une augmentation de l'activation dans les aires motrices supplémentaires sont observées. Puis, avec le temps (effet tardif), une augmentation progressive de l'activation du cortex moteur primaire ainsi qu'une diminution de l'activation des aires motrices supplémentaires sont observées, jusqu'à obtention d'une activation similaire au groupe *contrôle*. Un phénomène de réversibilité est donc observé.

Toujours en ce qui concerne cette réorganisation corticale au cours du temps, Castro et al., (2007) ont réalisé une étude durant laquelle une analyse de l'activité électrique cérébrale a été effectuée. Pour ce faire, un groupe de 10 sujets SCI (avec une lésion complète, d'une moyenne d'âge de 33,8 ans et en moyenne 4 mois après la lésion) est formé. La tâche à réaliser consiste, dans un premier temps, à préparer un mouvement des membres inférieurs (flexion puis extension des orteils), puis, dans un deuxième temps, à tenter de réaliser ce même mouvement. Deux groupes *contrôle* sont également intégrés dans l'étude. Le premier, contenant 12 personnes d'une moyenne d'âge de 28,58 ans, a pour tâche de préparer ce mouvement puis de le réaliser, alors que le second, formé de 10 participants et d'une moyenne d'âge de 29,3 ans, a pour tâche de préparer le mouvement mais de ne pas le réaliser ensuite. La comparaison de l'activité électrique cérébrale du groupe *SCI* à celle des deux groupes *contrôle* permet de distinguer les mécanismes de préparation du mouvement de ceux de l'exécution. Les résultats montrent que chez les sujets SCI, et à ce stade précoce post-lésion, seuls les potentiels moteurs (liés à l'exécution du mouvement) sont affectés. Ce n'est que plus tardivement (au-delà de 4 mois après la lésion) que les potentiels prémoteurs (liés à la préparation du mouvement) sont affectés. Ainsi, nous pouvons nous poser la

question de savoir s'il serait envisageable d'entraîner ces potentiels prémoteurs très rapidement après la lésion, afin de les préserver. Mais cela demeure une hypothèse.

### **1.2.3 Décalage spatial de l'activation**

Un troisième type de résultat intéressant à mentionner est la notion spatiale de la réorganisation corticale. Green et al., (1998) sont parmi les premiers à avoir obtenu des résultats sur ce sujet. Ils ont réalisé une étude EEG avec un groupe de 12 hommes SCI (7 tétraplégiques et 5 paraplégiques, avec une lésion incomplète d'un niveau compris entre C2 et T12, d'une moyenne d'âge de 35,16 ans et 77 mois en moyenne après la lésion) et un groupe *contrôle* de 11 hommes, (d'une moyenne d'âge de 30,63 ans) lors d'une tâche de flexion-extension des doigts et des orteils (tentative de mouvement pour les sujets présentant une paralysie des mains ou des pieds). Les résultats montrent que, chez tous les tétraplégiques, le potentiel moteur mesuré lors des tâches de flexion-extension des doigts et des orteils est situé plus postérieurement (davantage à l'arrière des régions motrices) que chez le groupe *contrôle*. En ce qui concerne les personnes paraplégiques, pour 2 d'entre elles ce même potentiel moteur est également situé plus postérieurement que chez le groupe *contrôle*, mais tout de même moins que chez les sujets tétraplégiques, et pour les 3 autres, aucune différence n'est observée en comparaison avec le groupe *contrôle*. Cette postériorisation est donc plus marquée pour les personnes tétraplégiques que pour les personnes paraplégiques. Ainsi, nous pourrions émettre l'hypothèse d'un lien entre le niveau de la lésion et le degré de décalage postérieur des potentiels moteurs. De plus, Green et al. expliquent ce phénomène de postériorisation (lors d'une lésion incomplète) de la manière suivante : dans le cortex moteur, de nombreux axones sont perdus en raison de la lésion. Par contre, dans le cortex primaire sensoriel, les axones sont moins vulnérables et donc davantage préservés, en raison de leur trajectoire plus médiale et postérieure dans la moelle épinière, ce qui les protège mieux du traumatisme. Dans une étude similaire réalisée l'année suivante avec des personnes paraplégiques (Green et al., 1999), les auteurs émettent l'hypothèse d'une réversibilité de ce phénomène, c'est-à-dire de la possible

réantériorisation des potentiels moteurs, au cours de la récupération, chez des personnes lésées médullaires incomplètes.

#### **1.2.4 Modification de l'ERD/ERS**

L'ERD, ou « event-related desynchronization », est une augmentation de l'activité neuronale des systèmes thalamo-corticaux, qui entraîne une diminution de l'amplitude du signal EEG. L'ERD est donc un corrélat électrophysiologique des régions corticales impliquées dans le traitement des informations sensorielles ou cognitives, ou de production du comportement moteur (Pfurtscheller et al., 2005). L'ERS, ou « event-related synchronization », représente un état de repos, de blocage de l'activité ou d'inhibition active. L'ERS peut être présente après une réponse motrice (rebond) ou dans les régions corticales qui ne sont pas impliquées dans la tâche en cours (Pfurtscheller et al., 2005).

Les résultats d'une étude intéressante, menée par Gourab et al., (2010), sont à mentionner également car, comme pour ce travail, la méthode d'analyse utilisée est l'EEG. Pour cette étude, un groupe de 8 sujets SCI (avec une lésion comprise entre C4 et T10, et d'au minimum 2 ans après la lésion) et un groupe *contrôle* de 8 personnes ont été formés. Une analyse EEG est réalisée lors d'une tâche de flexion des orteils (tentative de mouvement pour les sujets présentant une paralysie complète des membres inférieurs). Les résultats montrent que l'ERD est plus grand et plus diffus pour le groupe *SCI* comparé au groupe *contrôle*. Ceci est un indicateur de la quantité d'énergie fournie pour réaliser le mouvement. Ainsi, dans le groupe *SCI*, la réalisation du mouvement (ou tentative de mouvement) est plus coûteuse en énergie, moins focalisée (plus diffuse) que pour le groupe *contrôle*. Cela rejoint les résultats de Hotz-Boendermaker mentionnés précédemment. Les résultats montrent également que l'amplitude de l'ERS, juste après le mouvement (ou la tentative de mouvement), est plus faible pour le groupe *SCI* comparé au groupe *contrôle*. L'ERS étant le signe de la clôture du mouvement, ce résultat pourrait s'expliquer par le nombre réduit de réafférences sensorielles des membres périphériques paralysés dans le cas d'une lésion médullaire. En d'autres termes, la diminution ou l'absence de feedbacks sensoriels indiquant que le mouvement a été réalisé induirait une diminution de l'ERS. Dans cette étude

par ailleurs, la diminution de l'amplitude de l'ERS est liée à la diminution du score ASIA chez des personnes avec lésion médullaire incomplète.

Ainsi, bien que les différentes études décrites auparavant fassent ressortir des résultats différents, celles-ci néanmoins se rejoignent sur un point essentiel : l'activité des aires corticales impliquées dans le contrôle moteur est préservée mais réorganisée chez des personnes lésées médullaires. À ce stade se profile donc la possibilité d'agir sur cette réorganisation, de l'optimiser grâce à des méthodes adéquates, afin d'améliorer la récupération d'une personne lésée médullaire, et par conséquent sa qualité de vie suite au traumatisme. Il existe, dans le cadre de programmes de récupération, différentes méthodes pour y parvenir. Parmi celles-ci figure l'entraînement physique, que nous avons déjà mentionné auparavant, et qui est à la base de la plupart des programmes de récupération. Mais ce qui va nous intéresser pour la suite de ce travail concerne les méthodes alternatives, telles que les méthodes perceptives ou d'observation. Par ce terme, il est entendu les méthodes faisant recours à différents canaux de perception (la vue, l'ouïe, le toucher, etc.) pour engendrer des modifications au niveau de l'activité cérébrale. Elles pourraient être utilisées en compléments de l'entraînement physique ou comme moyen de substitution lorsque celui-ci est impossible pour des raisons médicales par exemple. La méthode perceptive la plus utilisée à l'heure actuelle est l'imagerie motrice. Nous allons donc la définir et présenter les études les plus pertinentes à son sujet, en lien avec les lésions médullaires et la réorganisation corticale, pour ensuite nous intéresser à une deuxième méthode perceptive : l'observation motrice, qui fera l'objet de ce travail.

## **1.3 Imagerie motrice**

### **1.3.1 Définition**

L'imagerie motrice est définie comme la « *capacité à construire une représentation mentale d'une séquence motrice sans production concomitante du mouvement* » et serait donc une « *stratégie alternative à l'entraînement intégrée aux programmes classiques de réentraînement pour favoriser la répétition tout en exigeant moins d'efforts physiques* » (Grangeon et al., 2009).

Toujours selon Grangeon et al., (2009), il existe différents types d'imagerie motrice. Premièrement, l'imagerie visuelle interne, qui consiste à imaginer la scène que nous devrions percevoir (vue à la première personne). Deuxièmement, l'imagerie visuelle externe, qui implique une représentation du mouvement comme si nous étions un observateur externe (vue à la troisième personne). Troisièmement, l'imagerie kinesthésique, qui demande au sujet qui la pratique de percevoir les sensations musculo-articulaires générées par l'exécution réelle du mouvement, mais sans exécution de celui-ci. Quatrièmement, l'imagerie auditive, qui consiste à imaginer les sons que provoque un mouvement. Et enfin l'imagerie tactile, durant laquelle les informations liées à la manipulation d'objets doivent être imaginées. Comme nous le détaillerons par la suite, il a été démontré que l'imagerie, d'une manière globale, permet d'activer plus ou moins bien certaines régions corticales impliquées dans la motricité. Toutefois, selon une étude de Jackson et al., (2006), l'imagerie kinesthésique serait la plus efficace pour induire une activation dans le cortex sensorimoteur, car impliquant la perception de sensations et non seulement d'une vision, d'un son ou d'un élément tactile. De plus, il est important de préciser que la capacité de représentation mentale n'est pas altérée après une lésion médullaire, comme en témoignent les différentes études qui seront mentionnées dans les paragraphes qui suivent.

Comme mentionné ci-dessus, l'imagerie motrice permet l'induction d'une activation corticale. Il est donc intéressant, dans le cadre de ce travail, de passer en revue les différents résultats pertinents et utiles, en lien avec une lésion médullaire.

### **1.3.2 Activation corticale lors d'imagerie motrice : SCI vs sujets contrôle**

Alkadhi et al., (2005) ont réalisé une étude IRM, avec un groupe de 8 sujets SCI (3 femmes et 5 hommes, avec lésion complète située entre T3 et L1, d'une moyenne d'âge de 31,3 ans, et 32 mois en moyenne après la lésion), et un groupe *contrôle* de 8 sujets (4 femmes et 4 hommes d'une moyenne d'âge de 29,6 ans), lors d'une tâche de flexion-extension du pied droit, puis d'imagerie de ce même mouvement. Les résultats montrent, d'une part, que l'activité corticale et sous-corticale induite par l'imagerie motrice chez le groupe *SCI* correspond à l'activité corticale et sous-corticale induite par la somme de

l'imagerie motrice et de l'exécution du mouvement, chez le groupe *contrôle*. L'imagerie motrice (d'un membre paralysé) permet donc d'activer, chez les sujets SCI, les régions cérébrales qui correspondent aux régions activées durant la réalisation du mouvement chez le groupe *contrôle*. D'autre part, une différence dans l'intensité de l'activation est présente. En effet, chez les sujets SCI, l'intensité de l'activation corticale et sous-corticale des régions motrices primaires et non primaires, lors d'une tâche d'imagerie d'un mouvement du pied, est plus élevée que chez les sujets *contrôle*. La raison à cela est probablement la diminution, voire l'absence chronique de feedbacks sensoriels liés au mouvement (à cause de la lésion), qui se traduit par des changements au niveau cérébral. Ainsi, ces changements d'excitabilité corticale lors d'une tâche d'imagerie témoignent du phénomène de plasticité, qui survient après une lésion médullaire.

Toutefois, dans la deuxième partie de l'étude déjà mentionnée auparavant (dans le chapitre sur la plasticité), Cramer et al., (2005) mettent en avant un pattern de résultats inversé. Cette étude IRM comportait également une tâche d'imagerie durant laquelle les sujets SCI (avec lésion complète de niveau T6 ou supérieur, de tous âges et au minimum une année après la lésion) ainsi que les sujets *contrôle* (de tous âges) devaient s'imaginer réaliser un mouvement de frappe dans un ballon avec le pied droit. Les résultats montrent que les réseaux moteurs corticaux et sous-corticaux sont activés aussi bien chez les sujets SCI que chez les sujets *contrôle* mais que l'intensité de l'activation corticale est plus faible chez les sujets SCI que chez les sujets *contrôle*. Ces résultats contradictoires entre cette étude et celle d'Alkadhi et al., (2005) pourraient être expliqués par plusieurs facteurs, comme le temps variable après la lésion, les différences interindividuelles, le niveau de lésion, le déroulement de l'expérience, etc.

Des études EEG ont également mis à jour des résultats intéressants. C'est le cas, par exemple, des travaux de Pfurtscheller et al. (2005), qui montrent que, chez des sujets *contrôle*, l'imagerie motrice permet de générer un ERS (rebond de synchronisation généralement présent après un mouvement, pour signifier la clôture de celui-ci). Cela signifie que, même en l'absence de mouvement, un ERS peut être produit. L'hypothèse à ce phénomène est que, lors d'imagerie,



les feedbacks sensoriels indicateurs de la fin du mouvement sont imaginés et induisent la production d'un ERS. Comme nous l'avons vu précédemment, les personnes lésées médullaires ont un ERS déficient lors de tâches de tentative de mouvement. Ainsi, ces résultats soulèvent la possibilité qu'une tâche d'imagerie des membres paralysés chez des personnes lésées médullaires permet de produire un ERS plus grand que celui généré par une tentative de mouvement (Pfurtscheller et al., 2009). Dans ce cas, l'utilisation de l'imagerie serait plus efficace que l'entraînement physique.

Une autre étude intéressante est celle réalisée par Di Rienzo et al., (2014), utilisant la magnétoencéphalographie (MEG) comme méthode d'analyse. Il s'agit d'une étude de cas avec un seul sujet SCI (homme de 23 ans, avec une lésion complète au niveau C6 et une année après la lésion) et un seul sujet contrôle (homme de 23 ans). Les participants doivent réaliser une tâche de pointage avec le doigt (membre non paralysé pour le sujet SCI), puis une tâche d'imagerie de ce même mouvement. Les résultats montrent une diminution de l'inhibition intracorticale dans le cortex moteur controlatéral lors de l'imagerie chez le sujet SCI, comparé au sujet contrôle. En effet, durant la tâche d'imagerie chez le sujet SCI, l'activation du cortex moteur primaire est plus ou moins identique à celle mesurée lors de la réalisation de la tâche, alors que pour le sujet contrôle, cette activation est diminuée durant l'imagerie en comparaison à celle mesurée durant la tâche de réalisation du mouvement. Cela signifie que, durant l'imagerie, l'inhibition intracorticale du cortex moteur primaire est plus faible chez le sujet SCI comparé au sujet contrôle. « *Weakened cMI inhibition during MI might reflect adaptive brain changes* » (ou *adaptive plastic changes*). « *Reduced cMI inhibition during imagined movements in the SCI participant could highlight the specific role of cMI in the shaping of new motor commands after partial deafferentation and deafferentation* » (Di Rienzo et al., 2014, pp. 535-536). Cette étude illustre non seulement la réorganisation corticale suivant une lésion médullaire (changements dans l'intensité de l'activation cérébrale), mais aussi cette possibilité d'activation des régions motrices lors d'une lésion médullaire, grâce à l'imagerie motrice.

Toujours dans cette optique d'utilisation de l'imagerie lors d'une lésion médullaire, non seulement pour activer (et donc préserver) certaines régions cérébrales, mais aussi pour améliorer les performances à plus ou moins long terme, nous pouvons mentionner l'étude de Cramer et al., (2007). En effet, ces auteurs ont réalisé un entraînement d'imagerie de mouvements de la langue et du pied, sur 7 jours, avec un groupe de dix sujets SCI (paraplégiques et tétraplégiques avec une lésion complète) et un groupe *contrôle* de dix sujets. Les résultats montrent, au niveau comportemental, que l'entraînement d'imagerie motrice permet d'améliorer la vitesse de mouvement pour les membres non paralysés. De plus, au niveau cortical, après l'entraînement de sept jours, une augmentation de l'activation dans le putamen gauche et dans les aires associées à l'apprentissage moteur est observée durant les mouvements exécutés (groupe *contrôle*) ou tentés (groupe *SCI*) du pied. Cette étude montre donc d'une part que l'imagerie motrice permet d'activer les fonctions motrices corticales par mobilisation mentale des programmes moteurs, et d'autre part qu'un entraînement d'imagerie permet d'améliorer les performances motrices (des membres non paralysés) et de moduler l'activation cérébrale (que le membre soit paralysé ou non). Ainsi, une possible intégration de l'imagerie motrice comme composante des programmes de récupération (suite à une lésion médullaire) est suggérée.

Comme déjà mentionné, les réseaux corticaux et sous-corticaux impliqués dans le contrôle moteur sont préservés mais désorganisés après une lésion médullaire, et l'imagerie motrice est une méthode permettant d'activer ces réseaux. De fait, elle constitue une technique potentielle de récupération chez des sujets SCI. Néanmoins, sa réalisation comporte de nombreuses difficultés. En effet, la limite à son utilisation réside dans les capacités d'imagerie, qui diffèrent selon les personnes. On parle de « bons imageurs » et de « mauvais imageurs ». « *Plus un sujet est capable de se représenter mentalement le mouvement, plus les aires cérébrales impliquées dans le système moteur sont activées* ». « *L'efficacité de la rééducation par l'imagerie mentale semble donc dépendante de la capacité individuelle à s'imaginer le mouvement, mais aussi de la façon de s'imaginer celui-ci* » (Loison et al., 2013, p. 163-164). Il est donc pertinent de s'intéresser à d'autres méthodes perceptives existantes, qui

sont exemptes des limites présentes pour l'imagerie. Une alternative à celle-ci, plus facile à réaliser et à contrôler, est l'observation motrice.

## 1.4 Observation motrice

### 1.4.1 Les neurones miroirs chez le singe

L'ensemble de la thématique concernant l'observation motrice repose sur l'hypothèse de l'existence de neurones (réseaux) miroirs chez l'humain, préalablement mis à jour chez le singe. « *The essence of the mirror neuron mechanism is the transformation of specific sensory information into a motor format* » (Fabbri-Destro et al., 2008, p. 171). Les neurones miroirs peuvent être définis comme « *a specific type of visuomotor neuron that discharge both when a monkey executes a motor act and when it observes a similar motor act performed by another individual* » (Rizzolatti & Fogassi, 2014, p. 1). Les neurones miroirs ont été découverts il y a une vingtaine d'années chez le singe, et plus précisément dans le cortex prémoteur ventral (aire désignée sous le terme F5), le cortex prémoteur dorsal, le lobule pariétal inférieur (aire désignée sous le terme PF) et le cortex moteur primaire (Kilner & Lemon, 2013). La propriété principale des neurones miroirs est une propriété motrice consistant à faire correspondre l'observation d'actes moteurs avec l'exécution d'actes moteurs similaires. Cela permet ainsi d'acquérir une compréhension des buts de ces actes réalisés par un autre singe.

Les neurones miroirs sont également dotés de propriétés visuelles, comme la nécessité d'une congruence entre l'acte moteur exécuté et celui observé. Il existe donc deux catégories de neurones miroirs, les neurones miroirs congruents et les neurones miroirs partiellement congruents : « *strictly congruent mirror neurons discharge when the observed and executed effective motor acts are identical both in terms of goal (e.g., grasping) and in terms of the way in which that goal is achieved (e.g., precision grip), whereas broadly congruent mirror neurons require, to be triggered, similarity but not identity between the observed and executed effective motor acts* » (Fabbri-Destro & Rizzolatti, 2008, p. 171). D'autres propriétés visuelles, variables selon les neurones miroirs, les caractérisent. En effet, certains neurones sont davantage sensibles (plus grande intensité de décharge) à l'espace où se situe l'action

observée, d'autres sont plus sensibles au type d'objet utilisé dans l'action, et d'autres encore dépendent de la perspective à laquelle les actes moteurs sont observés (vue à la première personne, de côté, de front, etc.). La valeur accordée à l'action joue également un rôle dans l'intensité de décharge des neurones miroirs chez le singe (par exemple, davantage d'activité des neurones miroirs est mesurée si l'action observée est réalisée avec de la nourriture plutôt qu'avec un objet insignifiant pour le singe) (Rizzolatti & Fogassi, 2014).

#### **1.4.2 Propriété des neurones miroirs chez l'homme**

Ce qui va nous intéresser dans le cadre de ce travail est la présence du système de neurones miroirs chez l'homme. En effet, des études (qui seront présentées par la suite) ont montré l'existence d'un tel réseau non seulement chez le singe, mais également chez l'être humain. « *Neurons mirrors is present in humans in areas homologous to those containing mirror neurons in the monkey, plus the insula and the cingulate cortex* » (Rizzolatti & Fogassi, 2014, p. 1). Ainsi, en reprenant les résultats de Kilner et Lemon (2013), listant les régions cérébrales dotées de neurones miroirs chez le singe, nous pouvons citer le cortex prémoteur, le lobule pariétal, le cortex moteur, l'insula et le cortex cingulaire comme lieux comprenant de tels types de neurones chez l'homme.

Dans le cortex prémoteur, selon le type d'action observé (mouvements avec la main, le pied, la bouche, etc.), une activation des neurones miroirs respectant l'organisation somatotopique sera observée (si une action de la main est observée, l'activation se situera dans la zone des membres supérieurs, si c'est une action du pied, l'activation se situera dans la zone des membres inférieurs, etc.). « *When an individual observes actions (made by another individual) performed with different effectors, different sectors of the premotor cortex are activated* ». « *There is, therefore, a clear topographic shift in the premotor cortex activation from ventral to dorsal when the effector used in the observed action moves from mouth to arm/hand and to foot, respectively. This shift is congruent with the classical motor organization of the region* » (Buccino et al., 2001, pp. 402-403).

Comme chez le singe, les neurones miroirs chez l'homme permettent la compréhension des actes d'autrui et seraient à la base des mécanismes de l'imitation (Gallese et al., 1996).

Il faut également savoir que les neurones miroirs déchargent davantage quand la finalité de l'action observée est comprise par la personne. En effet, une étude de Buccino et al., (2001) montre une activité supplémentaire dans le cortex pariétal si la finalité de l'action est comprise par la personne (action finalisée), c'est-à-dire si l'action est réalisée avec l'objet correspondant (par exemple saisir une tasse, shooter dans un ballon, etc.) et pas uniquement mimée sans objet.

De plus, pour que les neurones miroirs s'activent d'une manière optimale, il faut que l'action observée fasse partie du répertoire moteur de l'individu. « *Motor acts that are richly represented in the observer's motor repertoire determine a strong activation of the mirror system* », « *the observed actions are mapped onto the observers' corresponding motor programs and the activation is stronger in individuals expert in performing them* » (Fabbri-Destro & Rizzolatti, 2008, p. 174). Des résultats similaires sont mis en évidence par Buccino et al., (2004, p. 124) : « *actions belonging to the motor repertoire of the observer are mapped on his/her motor system. Actions that do not belong to this repertoire appear to be recognized essentially based on their visual properties* ».

Ce système de neurones miroirs décrit ci-dessus prend également le nom de « *Action-Observation Network* » (AON). « *This term is more general and encompasses all of the brain regions involved in action observation processes, rather than those exclusively engaged for observation and execution* » (Cross et al., 2009, p. 316). En effet, dans leurs études, des auteurs comme Roberts et al., (2014) ou encore Cross et al., (2009) décrivent ce réseau comme étant constitué du lobule pariétal inférieur (IPL), du gyrus frontal inférieur (IFG), du cortex prémoteur ventral (vPM) et du sulcus temporal supérieur (STS). Nous reprendrons ce terme de « *Action-Observation Network* » dans la suite de ce travail.

### 1.4.3 Présence d'un système miroir chez l'homme

Fadiga et al., (1995) ont réalisé une étude mettant en évidence l'existence de ce système miroir chez l'homme. Ils ont fait passer douze sujets sains dans quatre conditions : 1) observation d'un expérimentateur qui saisit un objet en 3D, 2) observation de ce même objet, 3) observation d'un expérimentateur qui trace une figure géométrique dans l'air avec son bras, 4) détection de l'intensité d'une lumière. La méthode d'analyse utilisée est la stimulation magnétique transcrânienne (TMS<sup>8</sup>). Les résultats montrent que l'excitabilité du système moteur augmente dans la première condition (une personne qui observe une action réalisée par une autre personne), en comparaison aux autres conditions. En effet, le potentiel moteur évoqué mesuré dans le muscle est plus grand dans la première condition, ce qui montre bien l'existence, chez l'homme, d'un système neuronal faisant correspondre l'exécution et l'observation d'action. L'observation d'une action réalisée par une autre personne induit donc une facilitation motrice du système corticospinal de l'observateur.

Harri et al., (1998) ont également réalisé une étude TMS avec un groupe de dix sujets sains d'une moyenne d'âge de trente ans et dans trois conditions différentes. La première est une condition de repos, la deuxième de réalisation d'une tâche de manipulation d'un petit objet, et la troisième d'observation de cette même tâche réalisée par une autre personne. Les résultats montrent que, lors de l'observation d'action (condition 2), de même que lors de l'exécution d'action (condition 3), le cortex moteur précentral est activé (activation tout de même légèrement plus faible pour la condition 2). Ces résultats confirment donc la présence de ce système neuronal similaire pour l'exécution et l'observation d'action, et qui implique le cortex moteur primaire.

Des études EEG mettent également en évidence ce système miroir. C'est le cas de Cochin et al., (1999), qui ont réalisé une étude avec vingt sujets sains (10 hommes et 10 femmes, d'une moyenne d'âge de 25 ans), dans 3 conditions différentes : 1) condition de repos les yeux ouverts, 2) condition d'observation d'une personne qui réalise un mouvement de pincement des doigts, et 3)

---

<sup>8</sup> TMS : stimulation magnétique transcrânienne. Cette technique consiste à induire une stimulation électrique au niveau du cortex moteur, puis à mesurer le potentiel moteur évoqué (MEP), représentant le pattern d'activité, qui est produit dans le muscle correspondant à la stimulation (Barker et al., 1985)

condition d'exécution de ce même mouvement de pincement. Les résultats montrent que l'observation d'action et l'exécution de cette même action activent des aires corticales identiques (le cortex frontal postérieur et le cortex moteur), alors qu'elles ne sont pas activées durant la condition de repos. Ces résultats confirment une fois de plus l'existence de ce circuit cortical commun pour l'observation et l'exécution motrice.

Trambley et al., (2004) ont réalisé une étude EEG avec un seul sujet sain âgé de 19 ans, soumis à trois conditions d'observation : 1) image d'une main statique, 2) vidéo d'un index ou d'un majeur qui bouge verticalement, et 3) condition de repos (écran blanc avec une croix), ainsi qu'à une condition d'exécution d'un mouvement de l'index ou du majeur. Les résultats montrent que l'observation d'action (condition 2) active certaines régions du cortex moteur et du cortex frontal. De plus, la puissance alpha (correspondant au rythme de repos) diminue autant durant l'observation que durant l'exécution, ce qui témoigne d'une activation similaire entre ces 2 conditions. La conclusion est donc la même que celle des études précédentes, c'est-à-dire la présence d'un système cortical commun pour l'observation et l'exécution d'action.

#### **1.4.4 Observation motrice : en méthode alternative dans les programmes de réhabilitation et de récupération ?**

À ce stade, nous pouvons émettre la possibilité de l'intégration de l'observation motrice comme outil de traitement dans les programmes de réhabilitation et de récupération de diverses pathologies. En effet, étant donné que l'observation motrice permet d'activer des régions cérébrales activables habituellement par le mouvement chez des sujets sains, elle pourrait être utilisée lors de problèmes moteurs causés par diverses pathologies. Dans l'un de ses articles, Buccino et ses collaborateurs soulignent que l' « *[action observation treatment (AOT)] is now a well-accepted notion in neurophysiology that the observation of actions performed by others activates in the perceiver the same neural structures responsible for the actual execution of those same actions. Areas endowed with this action observation–action execution matching mechanism are defined as the mirror neuron system. AOT exploits this neurophysiological mechanism for the recovery of motor impairment* » (Buccino, 2014, p. 1). Le but de la

méthode de récupération par observation d'action consiste ainsi à « *restoring the neural structures whose damage caused the impaired functions, or activating supplementary or related pathways which may perform the original functions* » (Buccino, 2014, p. 2). De plus, et comme déjà mentionné auparavant dans ce travail, l'observation motrice est exempte de certaines limites présentes dans l'imagerie motrice : « *AOT possibly recruits the same neural structures in the brain as motor imagery* ». « *... however, motor imagery has some intrinsic limits. On the one hand, it is more demanding than action observation, because it is related to the capacity of individuals to imagine themselves doing specific actions and to the image ability of certain actions. On the other hand, therapists are unable to verify how correct 'the mental training' is or to influence it* » (Buccino, 2014, p. 3). L'observation motrice étant donc plus simple à réaliser et à contrôler, nous allons passer en revue les différentes études pertinentes concernant l'utilisation de cette technique comme outil de traitement dans le cas de pathologies diverses.

La thérapie la plus connue de nos jours utilisant le système des neurones miroirs est la thérapie miroir, pratiquée dans la rééducation, entre autres, des personnes ayant eu un accident vasculaire cérébral (AVC) et présentant un déficit moteur au niveau des membres supérieurs. « *Mirror therapy in stroke patients involves performing movements of the unimpaired limb while watching its mirror reflection superimposed over the (unseen) impaired limb, thus creating a visual illusion of enhanced movement capability in the impaired limb* » (Kim & Shim, 2015, p. 227). « *L'objectif de l'utilisation de miroir est de refléter le membre sain, comme s'il était le membre parétique* » (Sionneau et al., 2011, p. 16). « *Voluntary movement of the paretic upper extremity and hand using a mirror activates the bilateral cortex and causes reorganization in other areas around the damaged part of the brain, thus allowing for replacement of its function and thereby affecting motor function recovery* » (Kim et Shim, 2015, p. 227). La revue systématique de Sionneau et al., (2011) reprend différentes études réalisées sur le sujet et conclut par le fait que (en parlant de la thérapie miroir) « *son adjonction dans une rééducation des AVC, en parallèle des moyens thérapeutiques classiques (physiothérapie, étirements, facilitations neuromusculaire, etc.), amène à des résultats positifs sur la*



*récupération motrice* ». Kim et Shim (2015) aboutissent également à des résultats similaires. En effet, leur étude porte sur l'effet d'un traitement par thérapie miroir d'une durée de 4 semaines, réalisée avec un groupe de 14 patients hémiplésiques (d'une moyenne d'âge de 56 ans et en moyenne 7 mois après AVC). Les résultats montrent que les fonctions motrices des membres supérieurs sont améliorées après la thérapie. Ce type de traitement reposant sur le système des neurones miroirs est donc relativement bien connu et appliqué, cette thérapie induisant des résultats bénéfiques. Étant donné que l'observation motrice repose sur cette même propriété des neurones miroirs, nous allons également nous intéresser aux études réalisées sur l'observation motrice.

Ertelt et al., (2007) ont réalisé une étude avec quinze sujets, d'une moyenne d'âge de 56 ans environ, ayant eu un AVC au minimum six mois auparavant, et présentant une parésie modérée du bras. Les participants sont divisés en 2 groupes : un groupe expérimental qui suit un programme de réentraînement de quatre semaines combinant de l'exercice physique (activités de la vie quotidienne) et de l'observation d'action (activités similaires à celles réalisées), et un groupe *contrôle* qui suit également l'exercice physique, mais qui visionne des vidéos présentant des séquences de symboles géométriques et de lettres en lieu et place de vidéos de mouvements. Le groupe expérimental se soumet à des sessions de 90 min d'entraînement par jour, alternant l'observation d'action (6min) et la réalisation de cette même action (6min). Une analyse par IRMf est également réalisée lors d'une tâche de manipulation d'objet avec la main parétique, avant et après les quatre semaines d'entraînement, afin de mettre en évidence les potentiels changements au niveau cérébral. Les résultats montrent, chez le groupe expérimental, que la combinaison d'exercices physiques et d'observation motrice de ces mêmes actions permet d'améliorer davantage les fonctions motrices de la main déficiente que la pratique de l'entraînement physique seul (sans tâche d'observation motrice) réalisée par le groupe *contrôle*. De plus, concernant les résultats de l'IRMf, il n'y a pas de modification au niveau cérébral entre avant et après les quatre semaines d'entraînement pour le groupe *contrôle*. Par contre, pour le groupe expérimental, une augmentation de l'activation cérébrale est observée dans une grande partie du réseau sensorimoteur lors de la manipulation d'objet avec la

main parétique. « *This finding suggests that the improved motor skills in our patients were associated with reactivation of a physiological network of motor areas, where motor representations of trained actions are known to be present* » (Ertelt et al., 2007, p. 170). Cette étude démontre ainsi que l'observation motrice a un effet positif sur la réhabilitation des déficits moteurs après un AVC. « *The additional component of action observation is leading to a significantly higher impact on rehabilitation than physical training alone* » (Ertelt et al., 2007, p. 172).

Une autre étude intéressante est celle de Bellelli et al., (2010), dans laquelle le traitement par observation d'action (AOT) est utilisé chez des personnes présentant des problèmes orthopédiques (fracture de la hanche, prothèse de la hanche ou du genou), entre 3 et 10 jours après le traumatisme. Les 60 participants sont répartis en deux groupes de 30 : un groupe *contrôle* et un groupe expérimental. Le groupe *contrôle* visionne des vidéos avec un contenu non moteur (ex : documentaire géographique), puis doit réaliser des mouvements de la vie quotidienne. Le groupe expérimental quant à lui visionne des vidéos d'actions de la vie quotidienne, puis doit réaliser ces mêmes actions (actions identiques à celles réalisées par le groupe *contrôle*). Les sessions vidéo durent 24min, ceci durant 6 jours, et différents scores moteurs (score FIM, score Tinetti et type d'aide à la marche) sont mesurés chez les participants, avant et après la période d'entraînement. Les résultats montrent une amélioration de la récupération motrice uniquement pour le groupe expérimental. En effet, les sujets de ce groupe obtiennent de meilleurs scores de motricité et de locomotion que le groupe *contrôle*, après les six jours d'entraînement. Cette étude ne fait pas de mesure au niveau de l'activité corticale, mais démontre tout de même les bienfaits du traitement par observation d'action.

Cependant, une étude pilote EEG de Heida et al., (2014) montre des résultats différents avec des sujets atteints de la maladie de Parkinson. Un groupe expérimental composé de 9 sujets atteints de la maladie de Parkinson (7 hommes et 2 femmes, d'une moyenne d'âge de 67 ans, entre 6 mois et 14 ans après le diagnostic de la maladie) et un groupe *contrôle* composé de 11 sujets contrôle (6 hommes et 5 femmes, d'une moyenne d'âge de 61 ans) sont soumis

à une tâche d'observation de vidéos neutres (mouvement d'une balle rouge sur un fond noir) ou d'actions de la main (saisie d'une balle, pronation/supination, taping, etc.). Les résultats montrent que durant l'observation d'action de la main, l'ERD du rythme mu est plus faible pour le groupe expérimental que pour le groupe *contrôle*. Cela signifie que l'observation d'action chez des personnes atteintes de cette maladie n'active pas autant les réseaux de neurones miroirs que chez des sujets sains. Cela peut s'expliquer par le fait que, chez des personnes atteintes de cette maladie, il y a une déficience de l'activité dopaminergique dans les ganglions de la base, qui expliquerait cette diminution d'ERD du rythme mu. Ainsi, dans le cas de la maladie de Parkinson, l'observation motrice n'active qu'une partie de ce réseau miroir. Il serait donc intéressant, chez ce type de personnes, de tester l'efficacité d'un traitement par observation d'action sur une durée plus longue.

L'étude de Bassolino et al., (2014) porte, elle, sur les effets de l'observation motrice lors d'une immobilisation. Pour ce faire, trois groupes de 8 sujets sont formés, chacun subissant une immobilisation du bras droit pendant dix heures. Durant cette immobilisation, à chaque heure, le premier groupe (de 3 femmes d'une moyenne d'âge de 23,9 ans) a pour tâche d'observer une vidéo d'un documentaire (sans agent humain), le deuxième (de 3 femmes d'une moyenne d'âge de 24,5 ans) d'observer une vidéo d'une personne à la première personne réalisant une action de saisie avec la main droite, et le troisième (de 3 femmes d'une moyenne d'âge de 24,8 ans) de s'imaginer réaliser ce même mouvement de saisie. La stimulation magnétique transcrânienne (TMS) est utilisée comme méthode d'analyse, avant et après les dix heures d'immobilisation. Les résultats montrent que, après immobilisation, l'excitabilité du cortex moteur est plus grande (MEP plus grand mesuré au niveau du bras) dans la condition « observation de vidéo de mouvement de la main » (groupe 2) que dans les 2 autres groupes. De plus, un rétrécissement des aires corticales motrices de la main est observé après immobilisation pour le groupe 1 et le groupe 3. Pour le groupe 2, qui visionne des vidéos de la main, ces aires restent identiques entre avant et après l'immobilisation, mettant en évidence la préservation des aires motrices d'un membre immobilisé grâce à l'observation motrice. Celle-ci permet donc de prévenir les effets corticaux induits par l'immobilisation. Notre

travail s'intéressant à une population de sujets lésés médullaires, et donc atteints d'une paralysie des membres inférieurs, ces résultats sont encourageants.

Ces différentes études suggèrent donc l'utilité d'inclure de l'observation motrice dans les programmes de réhabilitation et de récupération, afin d'en améliorer les effets thérapeutiques. Cependant, nous n'avons trouvé aucune étude portant sur l'effet de l'observation motrice dans le cas d'une lésion médullaire. Il nous semble donc pertinent, dans le cadre de ce travail, de nous intéresser à ce sujet, et plus particulièrement, grâce à l'électroencéphalographie, d'identifier les régions cérébrales qui sont activées durant l'observation motrice de mouvements des membres inférieurs chez des sujets lésés médullaires en comparaison à des sujets contrôle. Ceci sera réalisé dans l'optique, à plus long terme, et pour peu que des résultats favorables soient mis au jour, de tester l'efficacité d'un programme de récupération basé sur l'observation motrice, et ainsi d'améliorer et compléter les techniques de récupération actuellement existantes pour des personnes atteintes d'un traumatisme médullaire.

## **1.5 Activité cérébrale de repos**

Notre étude ayant recours à l'EEG, nous allons profiter de la présence de ce dispositif ainsi que de la participation de personnes lésées médullaires pour nous intéresser en parallèle aux rythmes de repos. Nous allons mesurer les rythmes alpha et beta, lors d'un état de repos, chez des sujets lésés médullaires ainsi que chez des sujets contrôle, afin de mettre en évidence les similitudes et/ou différences entre ces 2 populations.

Les rythmes alpha apparaissent dans des conditions de repos, d'une manière plus intense lorsque les yeux sont fermés, et principalement dans les aires cérébrales postérieures (Chen et al., 2008). Dans une condition de repos les yeux fermés, les rythmes alpha (8-12 Hz) sont un prédicateur de l'efficacité corticale de traitement de l'information pendant des tâches cognitives et sensorimotrices : plus l'amplitude du rythme alpha est importante, meilleure est la synchronisation neuronale, et donc meilleures sont les performances

cognitivo-motrices d'un individu. Cela s'explique par le fait que les processus de traitement des tâches cognitives et sensorimotrices dépendent d'une connectivité fonctionnelle entre le prosencéphale (ou cerveau antérieur<sup>9</sup>), le thalamus et le cortex, qui, si elle est efficiente, va permettre un traitement plus sélectif des informations (Klimesch, 1999). Une étude de Babiloni et al., (2010) a mis en évidence que l'amplitude des rythmes alpha, enregistrés au repos les yeux fermés dans les régions pariétale et occipitale, était plus grande chez des athlètes élités (karatéka) comparés à des athlètes amateurs ou à des sujets non-athlètes. Ces résultats soutiennent donc l'hypothèse d'une meilleure synchronisation neuronale lors d'une condition de repos les yeux fermés chez des athlètes élités.

L'amplitude des rythmes alpha au repos peut donc varier d'une personne à l'autre, en fonction de son expertise cognitive et sensorimotrice, mais également en fonction de son âge, comme nous le montre une autre étude de Babiloni et al.,(2006). Ces auteurs ont enregistré l'activité EEG de 108 jeunes participants d'une moyenne d'âge de 27 ans et de 107 participants plus âgés (67 ans en moyenne) dans une condition de repos les yeux fermés. Les résultats montrent que, dans les aires pariétales, occipitales, temporales et limbiques, l'amplitude des rythmes alpha (8-12 Hz) diminuent avec l'âge. Le vieillissement physiologique induit donc une diminution des rythmes alpha postérieurs chez des sujets sains, qui s'expliquerait par un dysfonctionnement thalamo-cortical. « *Across physiological aging the decreased magnitude of the posterior alpha sources might be associated with very early changes in the functioning of the cholinergic basal forebrain system, which is supposed to induce a sustained increase of the excitatory activity in the cholinergic brainstem pathway [Kobayashi and Tadashi, 2002; Sarter and Bruno, 1997, 1998]. As a consequence, the thalamocortical excitability would slightly desynchronize the resting alpha rhythms at the cortical level [Muzur et al., 2002], producing a mild enhancement of cortical excitability* » (Babiloni et al., 2006, p. 168).

---

<sup>9</sup> Prosencéphale : cerveau antérieur comprenant les hémisphères cérébraux et les formations interhémisphériques (<http://www.universalis.fr/dictionnaire/prosencephale/>)

Une autre étude intéressante, réalisée par Neto et al., (2015), a mesuré les rythmes alpha au repos d'un groupe de patients atteints de la maladie d'Alzheimer, d'un groupe de patients atteints d'une démence vasculaire<sup>10</sup>, ainsi que d'un groupe *contrôle* de sujets sains. Les résultats montrent que l'amplitude des rythmes alpha (dans les aires pariétales et occipitales) est plus faible chez les patients atteints de la maladie d'Alzheimer comparés aux sujets sains. Ce résultat peut aussi être expliqué par un dysfonctionnement thalamo-cortical : « *Previous studies have suggested disruption of information processing in the cholinergic system, which contributed to the cognitive impairment in AD (Jeong, 2004 [cités par Roh et al., 2011]). Since acetylcholine projecting from the basal forebrain maintains the desynchronization of EEG activity (Metherate et al., 1992; Spehlmann and Norcross, 1982 [cités par Roh et al., 2011]), cholinergic deficits in AD are believed to be the cause of cortical network disruption, which leads to a slowing of EEG rhythms (Jeong, 2004 [cités par Roh et al., 2011]) (Roh et al., 2011, p. 2174).* En revanche, l'amplitude des rythmes alpha (dans les aires pariétales et occipitales) est plus élevée chez les patients atteints d'une démence vasculaire, toujours comparés aux mêmes sujets sains. Ce dernier résultat peut être expliqué par la corrélation positive entre l'augmentation de l'amplitude des rythmes alpha et le métabolisme du glucose dans les aires occipitales (Szeliés et al., 1999).

Les rythmes de repos beta (13-20 Hz) sont, eux, plutôt liés aux fonctions sensorimotrices (Pfurtscheller et al., 1996); en d'autres termes, il s'agit de rythmes moteurs. Comme nous venons de le voir, l'âge ou encore certaines démences cognitives telle la maladie d'Alzheimer ont un impact sur les rythmes alpha (diminution de son amplitude). Des résultats similaires ont été mesurés en ce qui concerne les rythmes beta et illustrent bien la variabilité interindividuelle de ces rythmes. Des études montrent également une diminution de l'amplitude des rythmes beta avec l'âge, qui serait due à une diminution de la modularité (connectivité). « *Testing the main effect of age*

---

<sup>10</sup> Démence vasculaire : « *Vascular dementia (VaD) may result either from ischemic or hemorrhagic cerebrovascular disease (CVD), or from cardiovascular or circulatory disturbances that injure brain regions relevant to memory, cognition, and behavior* » (Neto et al., 2015, p. 1)

*revealed several connections in delta, alpha, and beta bands that were stronger in younger than in older participants. Testing age x condition interaction revealed significant effects in beta band* » (Knyazev et al., 2015). Dans leurs études EEG, Roh et al., (2011) ou encore Neto et al., (2015) ont également montré une diminution de l'amplitude des rythmes alpha et beta chez des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer comparées à des sujets contrôle : « *decreasing patterns of spectral power were found in frontal and temporal scalp regions (beta 2 frequency) and parieto-occipital scalp regions (alpha frequency)* » (Roh et al., 2011, p. 2172). Ces résultats pourraient également être expliqués par un dysfonctionnement thalamo-cortical (voir ci-dessus) et par la modification des connexions induite par la maladie d'Alzheimer.

Ainsi, comme l'amplitude des rythmes alpha et beta au repos peut varier d'une personne à l'autre en fonction de divers facteurs, il est pertinent, dans le cadre de ce travail, de mesurer ces rythmes chez des personnes lésées médullaires, d'autant plus que ce type d'étude n'a jamais été réalisé auparavant. Cet intérêt se justifie par le fait qu'une altération de l'axe thalamo-cortical pourrait être présente chez une personne présentant une lésion médullaire. En effet, une étude de Romeo et al (2013), réalisée chez des rats ayant subi une lésion médullaire, montre une diminution des fonctions du système cholinergique dans le tronc cérébral suite à la lésion. Un phénomène similaire pourrait donc se produire chez une personne lésée médullaire, impactant ensuite l'amplitude des rythmes alpha et beta au repos.





## 2 Problématique

Chez une personne lésée médullaire, des déficits moteurs et sensoriels d'une gravité variable sont observés, entraînant ainsi une baisse de la qualité de vie. Il est donc indispensable d'utiliser des techniques efficaces, permettant de contrebalancer cette dégradation en agissant sur les capacités motrices et sensorielles, mais également sur la plasticité cérébrale (phénomène observé chez des sujets SCI, permettant, au niveau cérébral, de compenser les pertes causées par la lésion). Des améliorations significatives ont été mises en évidence avec, d'une part, l'entraînement physique, et d'autre part, les méthodes perceptives telles que l'imagerie motrice, en complément ou en substitution à l'entraînement physique. L'imagerie motrice étant difficile à mettre en œuvre et à contrôler, et ayant déjà fait l'objet d'études chez des sujets SCI avec obtention de résultats significatifs (au niveau moteur, sensoriel et cérébral), il est donc pertinent de s'intéresser à une autre méthode perceptive. L'observation motrice, et plus particulièrement son effet au niveau cérébral, constitue ainsi un terrain de recherche intéressant et jamais étudié auparavant chez des sujets SCI. La question principale de ce travail est donc de déterminer si l'observation motrice active ou non des régions cérébrales motrices et sensorimotrices chez des personnes avec lésion médullaire.

Parallèlement à cette question principale, et n'ayant fait l'objet d'aucune étude jusqu'à présent, l'activité cérébrale des rythmes alpha et beta de repos chez des participants SCI sera mesurée. La question secondaire de ce travail est donc de déterminer si l'activité cérébrale des rythmes alpha et beta de repos chez des personnes avec lésion médullaire diffère ou non de celle présente chez des sujets contrôle (sans lésion).

## 2.1 Hypothèses

### Hypothèse 1 :

Des études démontrent une activation cérébrale des régions motrices et sensorimotrices lors de tâches d'observation motrice chez des sujets sains. Nous nous attendons donc à ce que l'observation motrice (de mouvements des membres inférieurs) induise une activation des régions motrices et sensorimotrices également chez des sujets SCI.

### Hypothèse 2 :

Nous faisons l'hypothèse d'une activation dans les régions motrices dans le groupe *SCI* (correspondant aux régions des membres inférieurs) compte tenu de la probable réduction de l'inhibition de l'activation du cortex moteur primaire dans le groupe *SCI* observée dans une tâche d'imagerie.

### Hypothèse 3 :

Puisqu'une lésion médullaire pourrait modifier l'axe thalamo-cortical, nous nous attendons à une différence d'amplitude des rythmes alpha entre le groupe *SCI* et le groupe *contrôle*.

## 3 Méthode

### 3.1 Sujets

Seize participants (âge :  $28.44 \pm 6.40$  ans) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Ils ont été répartis en trois groupes : onze sujets sains et sans lésion médullaire appartiennent au groupe *contrôle* (âge :  $26.41 \pm 5.35$  ans), deux participants atteints de paraplégie font partie du groupe *SCI-para* (âge : 36 et 22 ans) et trois sujets atteints de tétraplégie sont inclus dans le groupe *SCI-tetra* (âge :  $35.33 \pm 4.73$  ans) (tableau 1).

Tous les participants ont donné leur accord de participation en signant un formulaire de consentement, et pouvaient, s'ils le souhaitaient, arrêter l'expérimentation à tout moment. La participation à cette étude n'a pas été rémunérée; cependant elle a permis aux participants de découvrir quelques aspects de la recherche en électroencéphalographie.

*Tableau 1 : participants SCI*

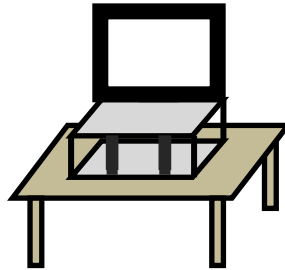
Age (années)	Paraplégique / Tétraplégique	Niveau de lésion	Temps après lésion (années)	Score ASIA
36	Paraplégique	T8-T9	11	A
22	Paraplégique	T2	3.5	A
37	Tétraplégique	C5-C6	13	A
39	Tétraplégique	C6-C7	11	A
30	Tétraplégique	C5-C6	10	A

### 3.2 Matériel

Pour cette étude, un électroencéphalogramme (EEG) a été enregistré avec le système « 64-channel Biosemi Active » (Biosemi, Pays-Bas). Nous avons également utilisé le logiciel E-prime 2.0 (Psychology Software Tool Inc., USA) pour effectuer les tâches qui seront décrites par la suite.

Un dispositif de réponse adapté (figure 1) aux personnes avec lésion médullaire a dû être créé. En effet, chez certains participants, les déficits moteurs des membres supérieurs induits par la lésion rendent impossible l'utilisation d'un clavier d'ordinateur. De ce fait, et comme notre étude comporte des tâches qui

nécessitent une réponse (habituellement donnée via un clavier d'ordinateur) de la part du sujet, une méthode alternative a dû être inventée. Ce dispositif de réponse, se trouvant sur une table de 75 cm de hauteur (ajustable en hauteur) devant un écran d'ordinateur, est donc constitué de deux manettes (de 15 cm de hauteur et séparées par une distance de 20 cm), une pour chaque main, directement reliées à deux touches du clavier de l'ordinateur (manette de gauche = touche 3, et manette de droite = touche 5).



*Figure 1 : schéma du dispositif de test*

### **3.3 Protocole**

#### **3.3.1 Procédure**

L'expérience s'est déroulée sur 1h15 environ<sup>11</sup> pour chaque participant, dans les locaux du laboratoire de recherche expérimentale sur le comportement (LERB) dans le bâtiment Géopolis de l'Université de Lausanne, accessibles aux chaises roulantes. À son arrivée, chaque participant a rempli un formulaire de consentement à la participation (annexe 2). Les personnes SCI ont également répondu à un questionnaire général sur leur état de santé (âge,

---

<sup>11</sup> Une autre étude réalisée en parallèle de celle-ci par une étudiante de l'Université de Lausanne s'intéresse à l'inhibition motrice chez des personnes lésées médullaires. Ainsi, afin de simplifier la procédure et le recrutement des sujets, nous avons pris les mêmes participants et n'avons fait qu'une seule session regroupant toutes les mesures nécessaires à ces deux études. En effet, les sujets ont été soumis aux trois tâches décrites ci-dessus (EEG de repos les yeux ouverts, EEG de repos les yeux fermés et observation motrice), mais également à une tâche Go/NoGo (d'une durée de 45 minutes environ), destinée à l'analyse de l'inhibition motrice. Cette tâche Go/NoGo a été réalisée aléatoirement soit avant, soit après les trois tâches de cette étude-ci, pour éviter un effet d'ordre. Mais, faisant l'objet d'un travail à part entière, la méthode et les résultats de l'étude sur l'inhibition motrice ne seront pas présentés dans ce travail.

niveau de la lésion, temps écoulé depuis la lésion, score ASIA, prise de médicaments, niveau de fatigue du jour, antécédents médicaux tels que crises d'épilepsie, traumatismes crâniens, etc. (annexe 3). Puis le bonnet EEG a été placé sur le cuir chevelu du sujet et les 64 électrodes, ainsi que les 2 électrodes externes (pour le clignement des yeux) ont été branchées. Du gel a été appliqué sur le cuir chevelu du participant afin d'améliorer la conductivité électrique. Le bon fonctionnement des électrodes et la qualité du signal EEG ont été vérifiés, et le sujet a été installé assis confortablement face à l'écran de l'ordinateur (distance écran-sujet = 70 cm), de telle sorte que ses pieds soient posés à plat sur le sol (ou sur la chaise roulante pour les personnes SCI) et qu'il puisse se saisir des deux manettes avec ses mains, en posant les coudes sur une petite table placée devant l'écran. Les sujets SCI ayant des déficits moteurs au niveau des membres supérieurs avaient à disposition des gants adaptés pour pouvoir tenir correctement et plus facilement les manettes. La pièce a ensuite été assombrie, avec le maintien d'une faible lumière derrière l'écran de l'ordinateur pour éviter un contraste de luminosité trop fort. Dans ces conditions, le sujet était séparé des expérimentateurs par une paroi en bois afin d'éviter toute distraction visuelle ou sonore (figure 2).



*Figure 2: photo des conditions expérimentales*

Les instructions ont été rappelées au participant au fur et à mesure de l'avancée de l'expérience. De plus, il a été demandé au sujet de ne pas cligner des yeux durant les vidéos (pour ne pas induire de « bruit » sur le signal EEG) et de se détendre le plus possible (pour avoir un signal EEG de meilleure qualité). Chaque participant était libre de faire des pauses à n'importe quel moment ou de stopper l'expérience pour une raison quelconque. À la fin de celle-ci, les

sujets avaient la possibilité de se laver les cheveux, et un moment de discussion et de partage d'expériences avec les participants était prévu.

### **3.3.2 Conditions expérimentales**

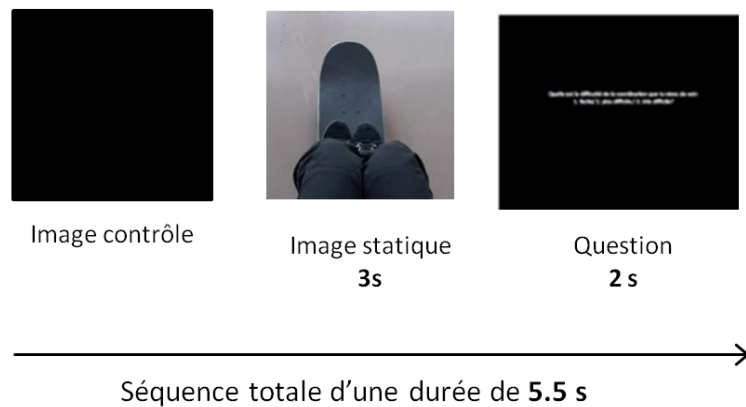
L'expérience s'est déroulée en trois parties, le sujet étant toujours dans les conditions expérimentales décrites ci-dessus.

La première partie consistait à enregistrer l'**EEG de repos les yeux ouverts** (EO). Pour ce faire, il a été demandé aux participants de fixer pendant 3 minutes le pointeur de la souris (blanc), qui avait été préalablement placé au centre de l'écran (noir). Pour cette tâche, le sujet devait essayer de se détendre au maximum (pieds posés au sol et mains appuyées sur la petite table), ainsi que de bouger et de cligner des yeux au minimum (afin d'éviter les perturbations dans le signal).

Lors de la deuxième partie, l'**EEG de repos les yeux fermés** a été enregistré. Les participants étaient dans des conditions identiques à celles de la première partie, et avaient pour tâche de fermer les yeux durant 3 minutes, toujours en essayant de se détendre au maximum et de bouger le moins possible.

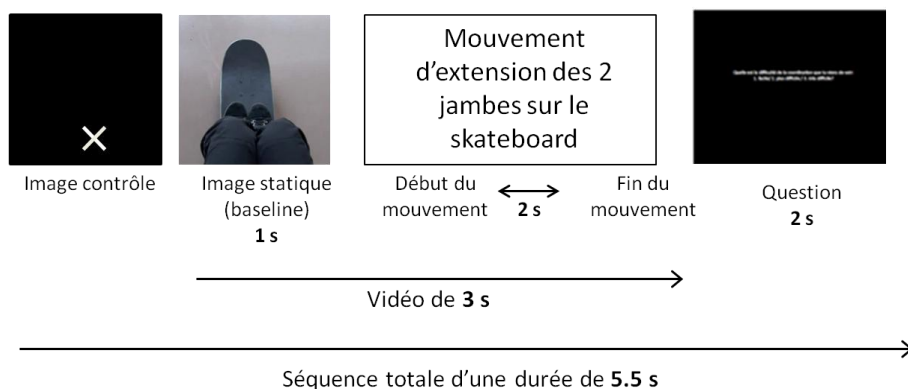
La troisième partie de l'expérience était une tâche d'**observation motrice**. Le sujet avait pour consigne d'observer passivement mais attentivement ce qu'il se passait à l'écran, sachant que quatre conditions différentes étaient présentées aléatoirement :

- 1) Image statique des 2 jambes pliées avec les 2 pieds posés sur un skateboard noir, vue depuis le dessus et à la première personne (comme si la personne voyait ses propres jambes). La durée de présentation à l'écran de l'image est de 3 secondes (figure 3).



**Figure 3** : procédure de la condition 1 de la troisième partie (observation motrice) de l'expérience

- 2) Vidéo d'une action d'extension des 2 jambes (les mêmes que celles de la condition 1) pour déplacer le skateboard vers l'avant. La durée totale de la vidéo est de 3 secondes : la première seconde est uniquement la présentation à l'écran de l'image statique de la condition 1, servant de baseline. Puis, après une seconde d'image statique (baseline), le mouvement d'extension des jambes est déclenché et dure 2 secondes (de la seconde une à la seconde 3) (figure 4).



**Figure 4** : procédure de la condition 2 de la troisième partie (observation motrice) de l'expérience

- 3) Image statique des 2 jambes pliées avec les 2 pieds posés au sol devant un ballon vert, vue depuis le dessus et à la première personne (comme si la personne voyait ses propres jambes). La durée de présentation à l'écran de l'image est de 3 secondes.
- 4) Vidéo d'une action d'extension des 2 jambes (les mêmes que celles de la condition 3) pour frapper le ballon avec les pieds. La durée totale de la vidéo est de 3 secondes : la première seconde est uniquement la présentation à l'écran de l'image statique de la condition 3, servant de

baseline. Puis, après une seconde d'image statique (baseline), le mouvement d'extension des jambes est déclenché et dure 2 secondes (de la seconde une à la seconde 3).

Les conditions 1 et 3 constituent des conditions de référence, qui ont permis de contraster les résultats des conditions durant lesquelles une action est présentée à l'écran (conditions 2 et 4).

Avant chaque image statique ou chaque vidéo, une croix blanche apparaissait en bas au centre de l'écran sur un fond noir. Le sujet devait fixer son regard sur cette croix, ce qui nous a servi de « condition contrôle ». Puis, directement après la croix blanche sur fond noir apparaissait une des 4 conditions décrites ci-dessus (soit image statique, soit vidéo). À la fin de chaque image statique et de chaque vidéo, et afin de s'assurer que le participant avait été attentif à ce qu'il avait vu, une question lui était posée, toujours identique (qui s'affichait à l'écran) : « *Quelle action avez-vous observée ?* »

*Déplacement du skateboard → manette de droite*

*Frappe dans le ballon → manette de gauche*

Il devait répondre à cette question uniquement après les vidéos de mouvement (ne pas répondre s'il s'agissait d'une image statique), et à l'aide des 2 manettes. En effet, si la vidéo observée était celle du déplacement du skateboard, il devait appuyer avec la manette de droite. Par contre, s'il s'agissait de la vidéo de la frappe dans le ballon, il devait appuyer avec la manette de gauche. La réponse devait être donnée durant le laps de temps où la question était affichée à l'écran, sinon la réponse était considérée comme fausse. À la fin de chaque bloc, un feedback avec le pourcentage de bonnes réponses était présenté à l'écran. De plus, il était demandé au sujet de ne pas cligner des yeux durant les 3s de vidéo ou d'image statique, ainsi que de bouger le moins possible en restant détendu.

Cette tâche était divisée en 2 sessions, composées de 2 blocs de 6 minutes chacune. Chaque bloc contenait 32 visionnements (8 visionnements de chacune des 4 conditions, répartis aléatoirement), ce qui nous faisait un total de 128 visionnements (2 (sessions) x 2 (blocs) x 32 (visionnements)). Entre chaque session et entre chaque bloc, le sujet était libre de faire une pause.



Les consignes données aux participants étaient donc premièrement de fixer la croix blanche en bas au centre de l'écran noir, deuxièmement d'observer attentivement l'image statique ou la vidéo de 3s, troisièmement de répondre à la question posée, à l'aide des 2 manettes, et pour terminer, de ne pas cligner des yeux et de rester détendu sans trop bouger durant les visionnements.

### **3.4 Analyse des données**

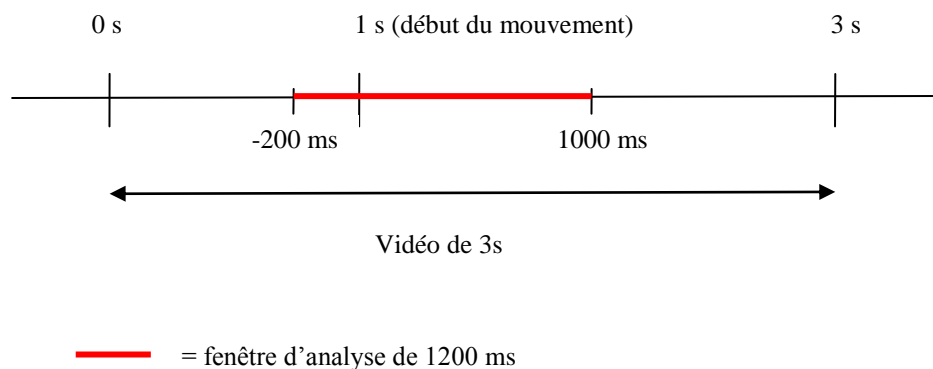
#### **3.4.1 Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés)**

Un électroencéphalogramme (EEG) à un taux d'échantillon de 2048 Hz a été enregistré avec le système « 64-channels Biosemi Active » (Biosemi, Pays-Bas). Les données ont ensuite été analysées grâce au programme informatique « Brain Vision Analyzer 2.0 », afin d'obtenir l'activité moyenne dans les deux conditions (yeux ouverts et yeux fermés). Pour ce faire, le signal a été sous-échantillonné à 512 Hz, les électrodes bruitées ont été retirées, et la référence moyenne a été appliquée pour que chaque électrode soit exprimée par rapport à l'ensemble du signal. Un filtre passe-bande (0,31-40 Hz) a été appliqué, avec un Notch de 50 Hz. Puis, une première segmentation a permis de retirer 30 secondes au début et à la fin du signal (d'une durée totale de 3 minutes, soit 180 secondes), pour nous donner un signal de 120 secondes, et une deuxième segmentation a été accomplie afin de couper des segments de 4 secondes (pour 5 sujets, des segments de 2 secondes ont été faits, afin d'éviter un rejet trop important de segments dû aux artefacts). Les segments avec un artefact supérieur ou inférieur à 80  $\mu$ V, généralement dû aux clignements des yeux, ont été rejetés. Une analyse de puissance a ensuite été réalisée (grâce à une transformation de Fourier rapide) pour chaque segment correct, comportant une fréquence de résolution de 0,5 Hz et une fenêtre de type Hanning de 10%. Pour terminer, une moyenne des segments a été effectuée, pour ainsi obtenir la puissance moyenne (en  $\mu$ V) des rythmes alpha (8-12 Hz) et beta (13-20 Hz) dans les 2 conditions (yeux ouverts et yeux fermés).

Il est à préciser que les données EEG concernant l'activité de repos les yeux fermés de l'un des sujets appartenant au groupe *SCI-tetra* ont été perdues, suite à une erreur de manipulation.

### 3.4.2 Tâche d'observation motrice

Un électroencéphalogramme à un taux d'échantillon de 2048 Hz a été enregistré avec le système « 64-channel Biosemi Active » (Biosemi, Pays-Bas). Les données ont ensuite été analysées grâce à un programme informatique : « BrainVision Analyzer 2.0 », afin d'obtenir l'ERP (Event-Related Potential) des données collectées. Pour ce faire, le signal a été sous-échantillonné à 512 Hz, et un filtre passe-bande (0,31- 80 Hz) a été appliqué, avec un Notch de 50 Hz. Les électrodes bruitées ont été retirées puis la référence moyenne a été appliquée pour que chaque électrode soit exprimée par rapport à l'ensemble du signal. L'EEG a ensuite été segmenté en fenêtres d'analyse (= époques) d'une durée de 1200 ms (-200 ms à 1000 ms) (figure 1), et ceci pour les 2 conditions : dynamique (200 ms avant le déclenchement du mouvement, qui commence après 1s d'image statique servant de baseline, et 1000 ms après le déclenchement du mouvement) et statique (200 ms avant la seconde une de l'image statique, et 1000 ms après).



**Figure 5** : image/vidéo de 3s avec le déclenchement du mouvement à la seconde 1. En rouge, fenêtre d'analyse d'une durée de 1200 ms (-200 ms à 1000 ms).

Une correction de la ligne de base a été effectuée sur la période -200 ms à 0 ms. Les fenêtres d'analyse comportant une amplitude de signal supérieur ou inférieur à 80  $\mu$ V ont été rejetées, puis les fenêtres restantes ont été moyennées, pour chaque sujet et chaque condition (statique ou dynamique). Pour terminer, une nouvelle moyenne, pour chacune des 2 conditions, a été réalisée avec les

fenêtres moyennes de tous les sujets de chaque groupe, ceci afin d'obtenir une moyenne pour chaque groupe (*SCI* et *contrôle*).

### **3.5 Traitement statistique**

#### **3.5.1 Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés)**

Les données concernant la puissance moyenne des rythmes alpha et beta, dans les deux conditions (yeux ouverts et yeux fermés), ont été exportées depuis le programme « Brain Vision Analyzer 2.0 » dans le programme informatique « Excel ».

Dans « Excel », la puissance moyenne des rythmes alpha et beta a été conservée uniquement pour 9 électrodes : AF3, AFz, AF4, C3, Cz, C4, PO3, POz et PO4. En regroupant ces 9 électrodes par trois et en moyennant la puissance moyenne (exprimée en valeur logarithmique) des trois (pour les rythmes alpha et beta, les yeux ouverts et fermés), la puissance moyenne de 3 régions (ROI = region of interest) a été obtenue :

- AF3-AFz-AF4 → puissance moyenne de la région frontale (ROI 1)
- C3-Cz-C4 → puissance moyenne de la région centrale (ROI 2)
- PO3-POz-PO4 → puissance moyenne de la région postérieure (=ROI 3).

Ainsi, les puissances moyennes pour chaque ROI ont été calculées dans les bandes de fréquences alpha et beta pour chaque sujet et chaque condition (yeux ouverts et yeux fermés).

Étant donné que l'étude ne comporte que peu de sujets, nous avons choisi de réaliser des statistiques non paramétriques (ou statistiques d'ordre), dans lesquelles les valeurs sont remplacées par des rangs. Les statistiques non paramétriques, également appliquées lorsqu'un problème de normalité est présent, donnent moins d'informations (moindre puissance) que les statistiques paramétriques si les conditions d'application sont vérifiées. Cependant, il est préférable de les utiliser tout de même, au vu du nombre restreint de sujets présents pour cette étude. Les analyses ont été effectuées grâce au logiciel R (R Development Core Team, 2005).

### ***Rythmes alpha et beta : Groupes Contrôle vs Paraplégique vs Tétraplégique***

Devant comparer chaque variable intergroupe (alpha yeux ouverts, alpha yeux fermés, beta yeux ouverts, et beta yeux fermés) entre 3 groupes indépendants (*contrôle*, *SCI-para* et *SCI-tetra*), le test de Kruskal-Wallis a été choisi. Pour ce test, les valeurs de puissances moyennes ont été transformées en valeurs logarithmiques. Une p-valeur égale ou inférieure à 0,05 a été définie comme significative.

### ***Rythmes alpha : régions cérébrales Frontale vs Centrale vs Postérieure***

Devant comparer une seule variable intragroupe (rythmes alpha) pour k mesures (régions frontale, centrale et postérieure), le test de Friedman a été choisi. En effet, le test de Friedman permet de comparer les conditions entre elles (alpha dans la région frontale, alpha dans la région centrale et alpha dans la région postérieure). Pour ce test, les valeurs de puissances moyennes ont été transformées en valeurs logarithmiques. Une p-valeur égale ou inférieure à 0,05 a été définie seuil de significativité.

## **3.5.2 Tâche d'observation motrice**

### **3.5.2.1 Analyse descriptive**

Des cartes de l'activité cérébrale mesurée lors de la condition dynamique ont été réalisées grâce au logiciel Cartool, et ceci pour tous les participants. Huit cartes ont été élaborées par sujet, le découpage correspondant à des échantillons de 80 points de données contiguës (ou time-frame), ce qui équivaut à une carte toutes les 160 ms. Les huit cartes moyennes des sujets contrôle ainsi que celles des sujets SCI ont également été réalisées.

### **3.5.2.2 Analyse statistique**

#### ***Analyse du champ électrique global***

L'analyse du champ électrique global a été effectuée avec le logiciel Cartool (Brunet et al., 2011). Contrairement à une analyse individuelle du potentiel évoqué ERP (Event-Related Potential), une analyse globale du champ est référence-indépendante et permet une interprétation neurophysiologique de la modulation des potentiels évoqués. L'analyse de la puissance globale du

champ **GFP** (Global Field Power) quantifie les changements de la *force* des mêmes générateurs du cortex dans le temps (Sallard et al., 2014). Le **GMD** (Global Map Dissimilarity - dissemblance globale de la carte) représente la différence de *topographie* de l'ERP. Il peut être interprété comme une implication de réseaux neuronaux distincts, car un changement dans la topographie du champ électrique enregistré au niveau du cuir chevelu est entraîné par un changement de la configuration des générateurs neuronaux sous-jacents (*Lehmann, 1987* dans (Manuel et al., 2013)). Les deux analyses peuvent être interprétées indépendamment : le GFP montre les changements quantitatifs de la force alors que le GMD représente les changements qualitatifs de configuration neuronale (Sallard et al., 2014).

Les modulations de force ont été évaluées avec le GFP. Il exprime l'écart type des changements de force du champ électrique au niveau du cuir chevelu (Sallard et al., 2014). La différence de GFP entre deux conditions a été calculée avec un t-test apparié. La modulation topographique a été mesurée à travers le GMD, avec l'application de statistiques de randomisation (*Lehmann et Skrandies, 1980; Tzovara et al., 2012* dans Sallard et al., 2014). Le GMD se calcule comme la valeur moyenne quadratique de la différence entre des vecteurs force-normalisés (les détails ont été décrits dans Sallard et al., 2014). La différence de GMD entre deux conditions a été établie avec le test de Tanova apparié.

Les résultats GFP et GMD se présentent sur un graphe où l'axe y montre la valeur en fonction du temps (axe x). Pour les différentes analyses réalisées, et en raison du caractère « exploratoire » de celles-ci, différents seuils de significativité, plus ou moins restrictifs, ont été définis (à 0,1%, 1%, 10% et 15%). Manuel et al., (2013, p. 1143) soulignent que la carte topographique est « caractérisée par des micro-états stables (20-100ms) avant de changer rapidement de configuration (*Lehmann et Skrandies, 1980; Britz et Michel, 2011*) ». Pour corriger d'éventuelles autocorrélations temporelles, un critère de temps (>11 points de données contiguës, environ 20 ms à 512 Hz) a été appliqué afin de détecter les changements significatifs.

### ***Estimation de la source électrique avec le modèle de solution inverse (IS)***

Les estimations de source ont été calculées à l'aide d'une solution de distribution linéaire inverse basée sur la « *local autoregressive average regularization approach (LAURA)* » (Sallard et al., 2014, p. 185). Ce modèle permet de localiser la source du signal mesuré à la superficie ( cuir chevelu). À partir du pattern topographique traité et moyenné, le modèle estime la source intracrâniale du signal. LAURA « *choisit la configuration de source qui imite au mieux le comportement biophysique des champs électriques (i.e. une activité à un point donné dépend de l'activité des points avoisinants selon les lois de l'électromagnétique)* » (Sallard et al., 2014, p. 185). 3005 points de solution – l'espace de solution basé sur un modèle réaliste du cerveau – sont répartis de façon homogène dans la matière grise (Sallard et al., 2014). Pour chaque groupe la source a été estimée, puis les deux conditions (statique et dynamique) ont été comparées avec des t-tests appariés pour chaque time-frame et chaque point de solution. Pour corriger d'éventuelles autocorrélations temporelles, un critère de temps (>11 points de données contiguës, environ 20 ms à 512 Hz) a été appliqué afin de détecter les changements d'effet significatifs. Les résultats graphiques représentent le nombre de points de solution qui diffèrent significativement. Un seuil de significativité de 1% ( $p < 0.01$ ) a été utilisé pour le groupe *contrôle*, et un seuil de 5% ( $p < 0.05$ ) a été utilisé pour le groupe *SCI*, en raison de la grande variabilité des résultats au sein de ce groupe-ci.

## 4 Résultats

Les données récoltées grâce à l'électroencéphalographie nous ont permis de réaliser diverses analyses. Les résultats concernant l'activité cérébrale de repos seront présentés en premier lieu, puis nous nous intéresserons aux principaux résultats de cette étude, à savoir ceux concernant l'observation motrice chez des sujets SCI comparés aux sujets du groupe *contrôle*.

### 4.1 Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés)

#### 4.1.1 Rythmes alpha et beta : Contrôle vs Paraplégique vs Tétraplégique

Les résultats ne montrent pas de différence significative entre les groupes *contrôle*, *SCI-para* et *SCI-tetra* en ce qui concerne les rythmes de repos alpha dans la région frontale (ROI 1), que cela soit dans la condition « yeux ouverts » [ $\chi^2(2)=4,689$  ;  $p=0,096$ ] ou « yeux fermés » [ $\chi^2(2)=4,939$  ;  $p=0,085$ ] (figure 6). Il en va de même pour les rythmes de repos alpha dans la région centrale (ROI 2) dans la condition « yeux ouverts » [ $\chi^2(2)=4,077$  ;  $p=0,13$ ] et yeux fermés [ $\chi^2(2)=4,174$  ;  $p=0,124$ ] (figure 7). Dans la région postérieure (ROI 3), les rythmes de repos alpha ne sont pas non plus significativement différents entre les groupes *contrôle*, *SCI-para* et *SCI-tetra*, ni dans la condition « yeux ouverts » [ $\chi^2(2)=4,416$  ;  $p=0,11$ ], ni dans la condition « yeux fermés » [ $\chi^2(2)=4,193$  ;  $p=0,123$ ] (figure 8).

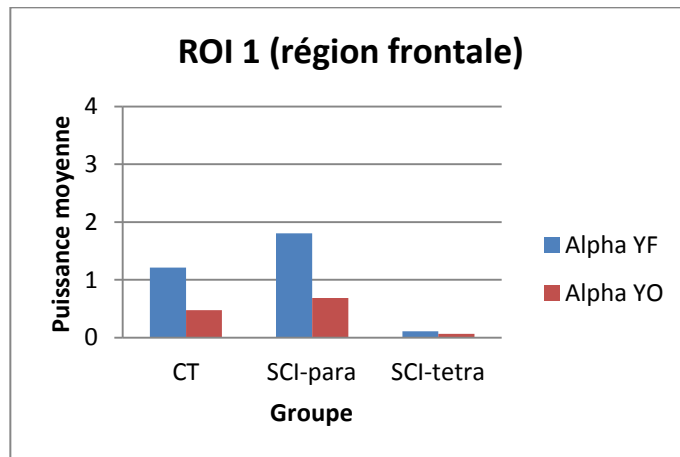
Les résultats ne sont donc pas significatifs ( $p > 0,05$ ), toutefois, une tendance peut être mise en évidence. En effet, la puissance moyenne des rythmes alpha dans les trois régions d'intérêt (frontale, centrale et postérieure), et que cela soit dans la condition « yeux ouverts » ou « yeux fermés », est toujours plus faible pour le groupe *SCI-tetra* que pour les deux autres groupes (*contrôle* et *SCI-para*) (tableaux 2 et 3).

**Tableau 2** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour la condition yeux ouverts (YO), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)

Groupe	Alpha (yeux ouverts)		
	ROI 1	ROI 2	ROI 3
CT	0.476	0.383	1.117
SCI-para	0.684	0.272	1.082
SCI-tetra	0.064	0.055	0.127

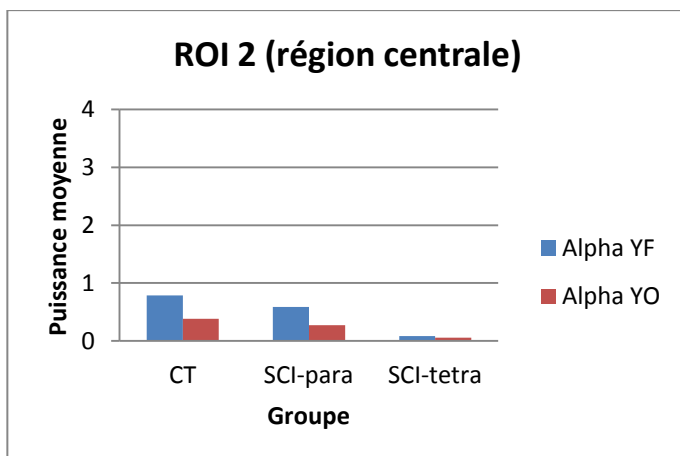
**Tableau 3** : résultats des puissances moyennes ( $Power[\mu V^2]$ ) des rythmes alpha (8-12Hz), pour la condition yeux fermés (YF), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)

Groupe	Alpha (yeux fermés)		
	ROI 1	ROI 2	ROI 3
CT	1.211	0.785	3.673
SCI-para	1.8034	0.588	3.296
SCI-tetra	0.11	0.082	0.335

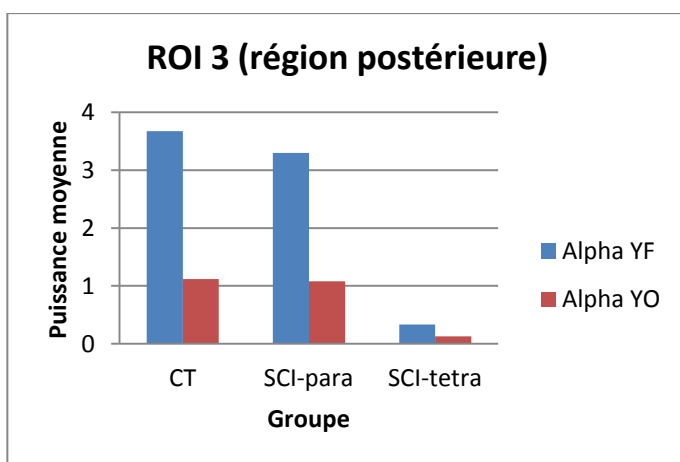


**Figure 6** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région frontale (ROI 1), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)





**Figure 7** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région centrale (ROI 2), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)



**Figure 8** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, pour les conditions yeux ouverts (YO, en rouge) et yeux fermés (YF, en bleu), dans la région postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)

Il est également à noter que la puissance moyenne des rythmes alpha est plus faible dans la condition « yeux ouverts » comparée à la condition « yeux fermés », et ceci dans tous les groupes. En effet, les rythmes alpha disparaissent, ou du moins diminuent fortement, lorsque les yeux sont ouverts, car la synchronisation neuronale est meilleure dans une condition de repos les yeux fermés.

Les résultats concernant les rythmes beta ne montrent pas de différence significative entre les groupes *contrôle*, *SCI-para* et *SCI-tetra*, et aucune tendance ne s'en dégage. Les rythmes de repos beta pour les conditions « yeux ouverts » et « yeux fermés », et dans les trois régions d'intérêt (frontale,

centrale et postérieure) sont donc relativement identiques entre ces trois groupes (tableaux 4 et 5).

**Tableau 4 :** résultats des puissances moyennes des rythmes beta, pour la condition yeux ouverts (YO), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)

Groupe	Beta (yeux ouverts)		
	ROI 1	ROI 2	ROI 3
CT	0.087	0.077	0.149
SCI-para	0.089	0.051	0.081
SCI-tetra	0.049	0.029	0.064

**Tableau 5 :** résultats des puissances moyennes des rythmes beta, pour la condition yeux fermés (YF), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3), pour les groupes contrôle (CT), paraplégique (SCI-para) et tétraplégique (SCI-tetra)

Groupe	Beta (yeux fermés)		
	ROI 1	ROI 2	ROI 3
CT	0.097	0.089	0.216
SCI-para	0.101	0.069	0.124
SCI-tetra	0.044	0.039	0.094

#### 4.1.2 Rythmes alpha : régions cérébrales Frontale vs Centrale vs Postérieure

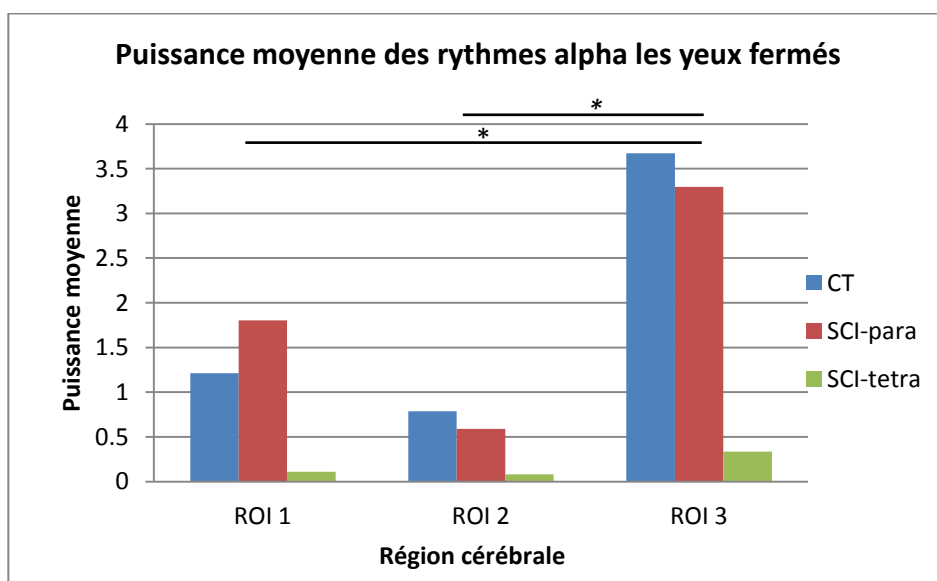
Les résultats concernant la puissance des rythmes alpha de repos dans la condition « yeux ouverts » montrent une différence significative entre les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3) [ch2 (2)=26 ;  $p < 0.05$ ]. En ce qui concerne la puissance de ces mêmes rythmes alpha de repos dans la condition « yeux fermés », les résultats montrent également une différence significative entre les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3) [ch2 (2)=30;  $p < 0.05$ ] (tableau 6).

**Tableau 6** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha, dans les conditions yeux ouverts (YO) et yeux (YF) fermés, pour les régions cérébrales frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3). Les puissances moyennes des rythmes alpha dans les conditions yeux ouverts et yeux fermés sont significativement plus élevées ( $p < 0.001$ ) dans la région postérieure (en bleu).

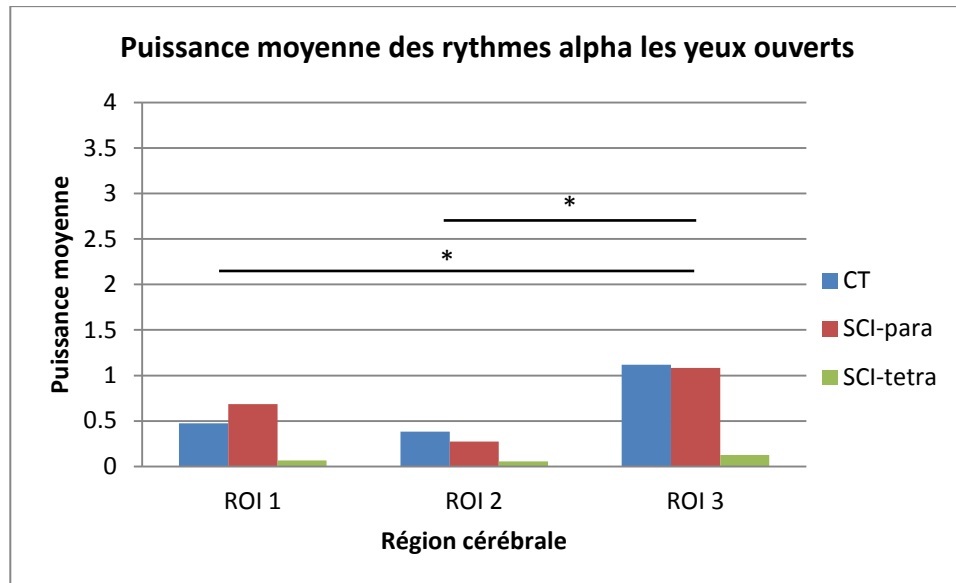
Région cérébrale	Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	
	Alpha YO	Alpha YF
ROI 1	0.424	1.143
ROI 2	0.308	0.665
ROI 3	0.927	3.178

p-valeur < 0.001                      p-valeur < 0.001

La puissance moyenne des rythmes alpha est donc significativement plus élevée dans la région postérieure en comparaison aux deux autres régions frontale et centrale, ceci pour les 2 conditions « yeux ouverts » et « yeux fermés » et quelque soit le groupe (figures 9 et 10).



**Figure 9** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha dans la condition yeux fermés (YF), pour les groupes contrôle (CT, en bleu), paraplégique (SCI-para, en rouge) et tétraplégique (SCI-tetra, en vert), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI 2) et postérieure (ROI 3).



**Figure 10** : résultats des puissances moyennes des rythmes alpha dans la condition yeux ouverts (YO), pour les groupes contrôle (CT, en bleu), paraplégique (SCI-para, en rouge) et tétraplégique (SCI-tetra, en vert), dans les régions frontale (ROI 1), centrale (ROI2) et postérieure (ROI 3).

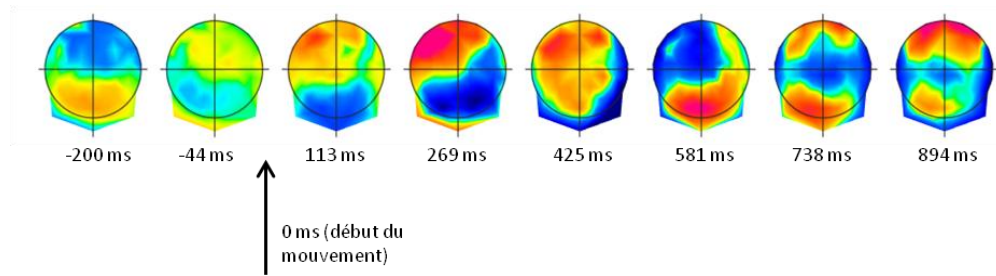
## 4.2 Tâche d'observation motrice : résultats EEG

Dans cette partie nous présentons les analyses descriptives et statistiques des données obtenues grâce à l'EEG. Premièrement, nous allons exposer les résultats de l'analyse descriptive de l'activité cérébrale mesurée lors de la tâche d'observation de vidéo (condition dynamique), pour les groupes *contrôle* et *SCI* (un seul groupe *SCI*, regroupant les deux groupes *SCI-para* et *SCI-tetra* a été utilisé pour l'analyse des résultats de cette partie sur l'observation motrice). Deuxièmement, nous décrivons les résultats des analyses statistiques (GFP, GMD et IS) effectuées afin de comparer l'activité cérébrale mesurée dans la condition statique à celle mesurée dans la condition dynamique, et ceci au sein des deux groupes *contrôle* et *SCI*.

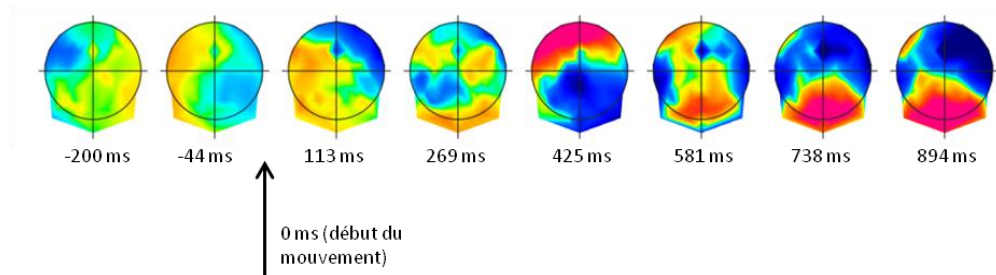
Mais avant cela, il est à mentionner que les résultats concernant les erreurs sur les réponses demandées aux participants (réponse avec la manette de droite ou de gauche en fonction du type de vidéo observé) ne montrent pas de différence entre les 2 groupes *contrôle* et *SCI*. En effet, le nombre d'erreurs étant quasiment nul chez les 2 groupes, il n'est pas utile de s'y intéresser davantage.

### 4.2.1 Résultats descriptifs

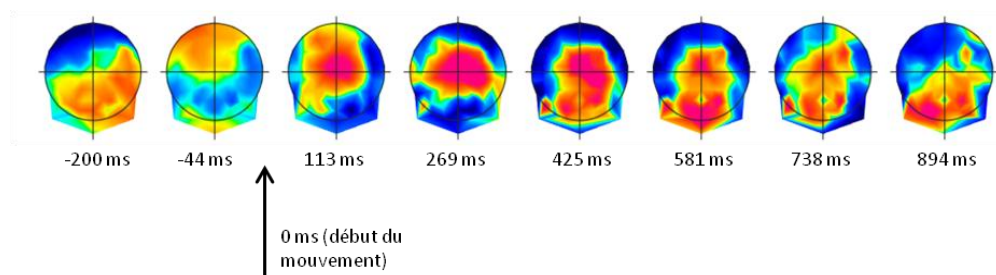
Les analyses ont permis d'élaborer des cartes de l'activité cérébrale (huit cartes par sujet) mesurée lors de la condition dynamique, et ceci pour tous les participants des groupes *contrôle* (voir annexe 5) et *SCI* (voir figures 11 à 15). Nous avons également réalisé les huit cartes moyennes des sujets *contrôle* (figure 16) ainsi que celles des sujets *SCI* (figure 17). Les couleurs jaune et verte représentent une non-activation (neutre), le bleu indique une négativité et le rouge une positivité.



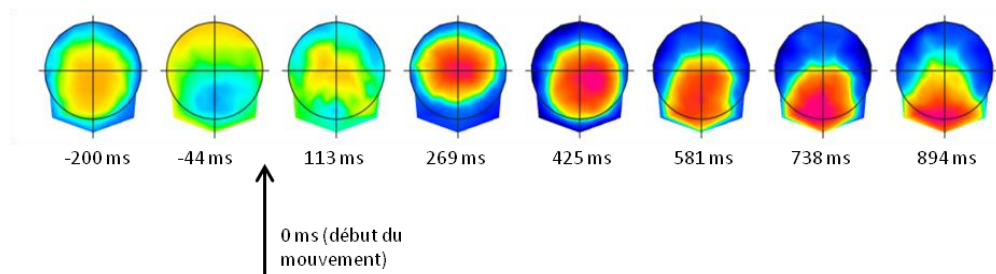
**Figure 11** : représentations topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 1, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.



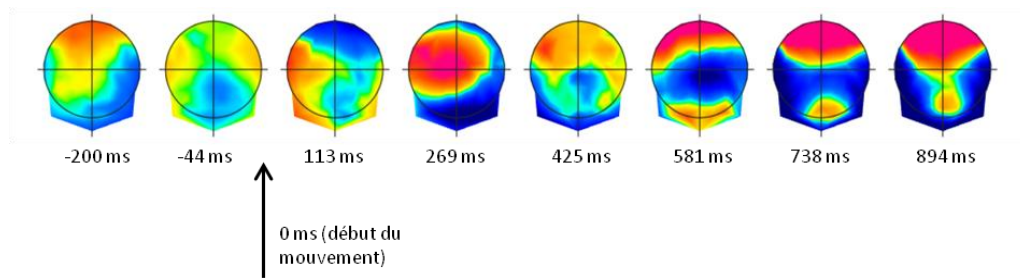
**Figure 12** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 2, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.



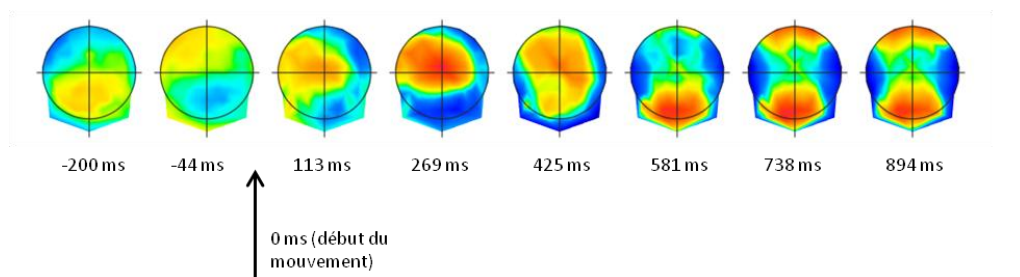
**Figure 13** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 3, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.



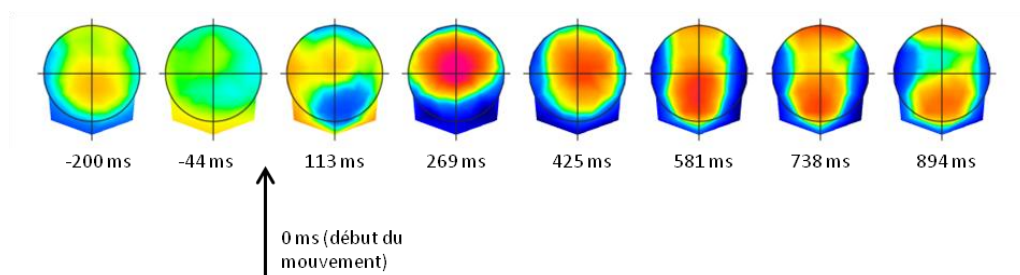
**Figure 14** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 4, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.



**Figure 15** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface en fonction du temps pour le sujet SCI 5, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.



**Figure 16** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface moyenne en fonction du temps pour le groupe SCI, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière



**Figure 17** : représentation topographiques (2D) de l'activité de surface moyenne en fonction du temps pour le groupe CT, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice. Le mouvement débute 200 ms après le commencement de la vidéo, soit à 0 ms sur la figure. Le haut de chaque carte correspond au devant de la tête et le bas correspond à l'arrière.

Les cartes moyennes pour les sujets du groupe *contrôle* (figure 17) mettent en évidence une activation cérébrale très faible au début de la vidéo (deux premières cartes), lorsque le mouvement n'a pas encore débuté. Puis, suite au déclenchement de celui-ci (à partir de la troisième carte), une négativité postérieure apparaît et qui s'accroît à 269 ms. Cette négativité est associée à une forte positivité dans les régions fronto-centrales (quatrième et cinquième cartes). Pour terminer, cette positivité se déplace dans les régions postérieures, avec une légère positivité frontale en parallèle, et ceci jusqu'à la fin du

mouvement et de la vidéo (trois dernières cartes). Pour le groupe *SCI* (figure 16), un pattern assez similaire est observable. En effet, les cartes montrent une très légère activation cérébrale avant le déclenchement du mouvement (deux premières cartes), suivie d'une faible négativité postérieure suite au déclenchement du mouvement (à partir de la troisième carte). Une positivité dans les régions fronto-centrales est visible (quatrième et cinquième cartes) qui reste cependant plus faible que pour le groupe *contrôle*. Enfin, et de manière identique au groupe *contrôle*, on peut observer un déplacement de cette positivité dans les régions postérieures avec une légère positivité frontale en parallèle, et ceci jusqu'à la fin de la fenêtre d'analyse. Cette fois encore, la positivité est légèrement plus faible comparée à celle des sujets du groupe *contrôle*.

La différence de force des potentiels électriques entre les deux groupes pourrait être expliquée par une forte variabilité entre les participants du groupe *SCI*. En considérant les cartes individuelles dans ce groupe, nous pouvons remarquer que ce pattern d'activation varie considérablement entre les participants. Cependant, la moyenne des sujets nous donne quelque chose d'assez similaire au groupe *contrôle*, avec toutefois une intensité d'activation souvent plus faible. Quant au groupe *contrôle*, des différences interindividuelles sont également observables. En effet, l'activité cérébrale étant propre à chaque individu, il est difficile, voire impossible d'avoir des patterns d'activation identiques entre les personnes. Cependant, comme mentionné ci-dessus, une tendance générale similaire entre les différents sujets peut être mise en évidence.

#### **4.2.2 Résultats statistiques : GFP (Global Field Power) et GMD (Global Map Dissimilarity)**

Les analyses statistiques ont permis de comparer l'activité cérébrale entre les deux conditions (statique versus dynamique), au sein de chacun des deux groupes.

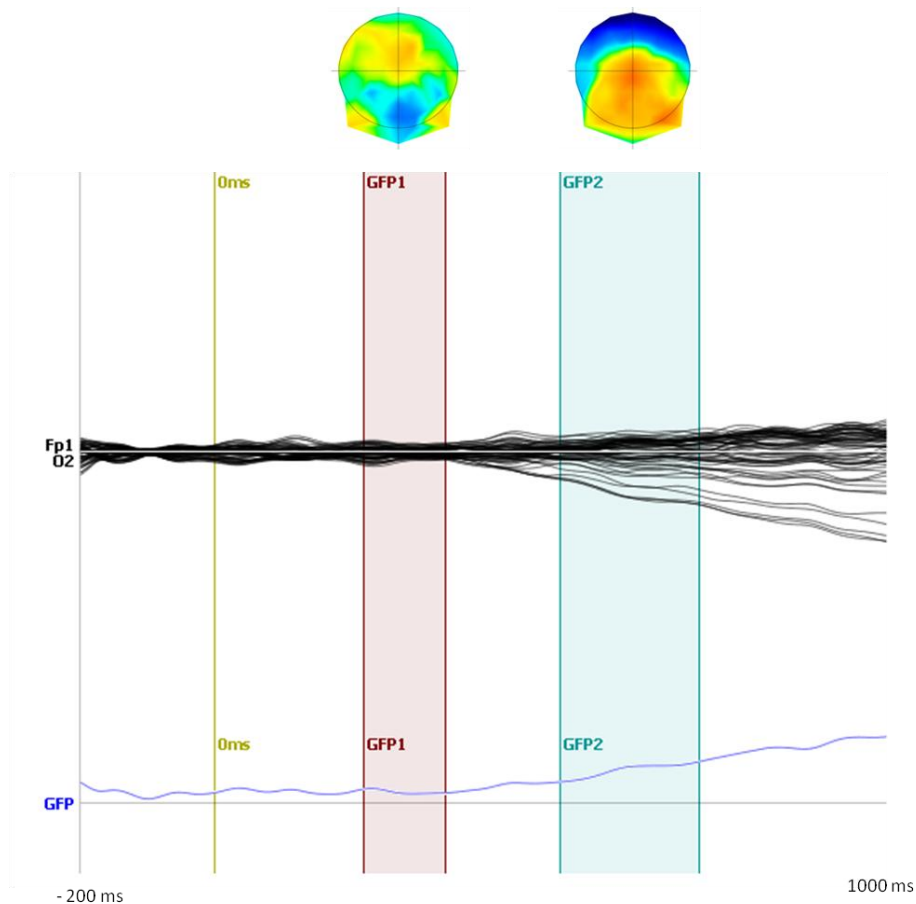
##### **4.2.2.1 Groupe *contrôle* : condition statique vs condition dynamique**

GFP : l'analyse GFP relève deux phases significativement différentes ( $p < 0.001$ ) : de 220 ms à 337 ms (=GFP 1), le GFP est plus important en

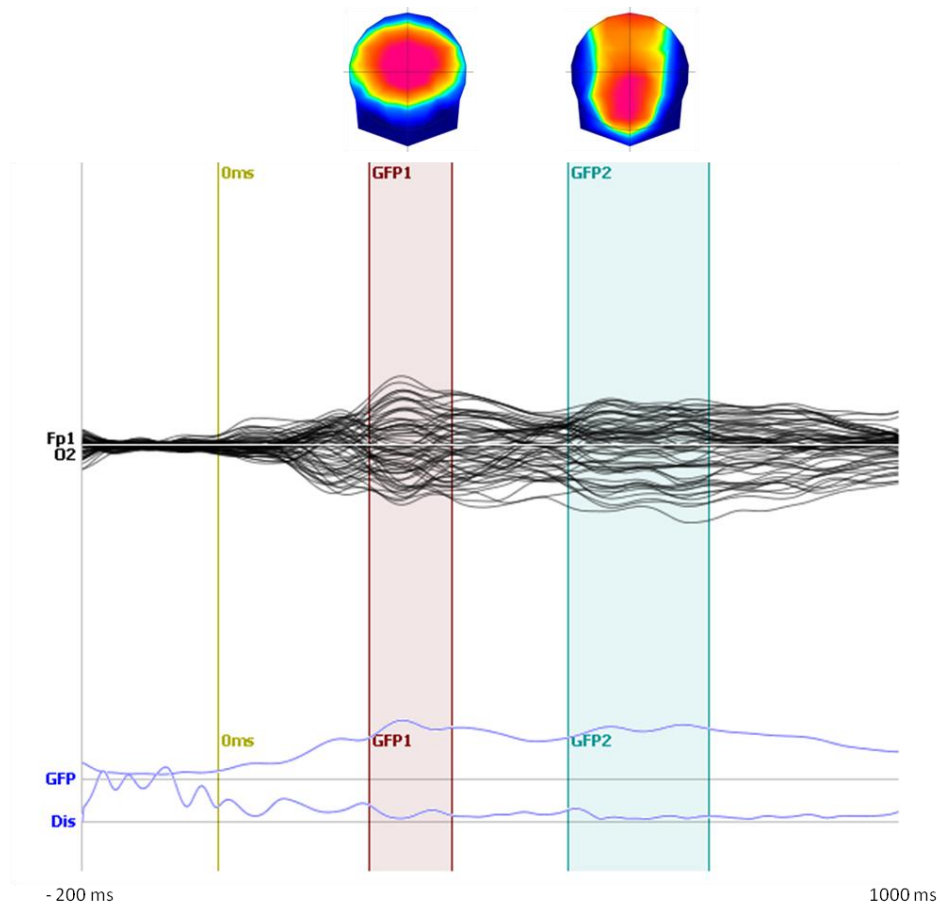


condition dynamique (voir figure 19) qu'en condition statique (voir figure 18). Puis de 511 ms à 718 ms (=GFP 2), le GFP est plus fort en dynamique qu'en statique.

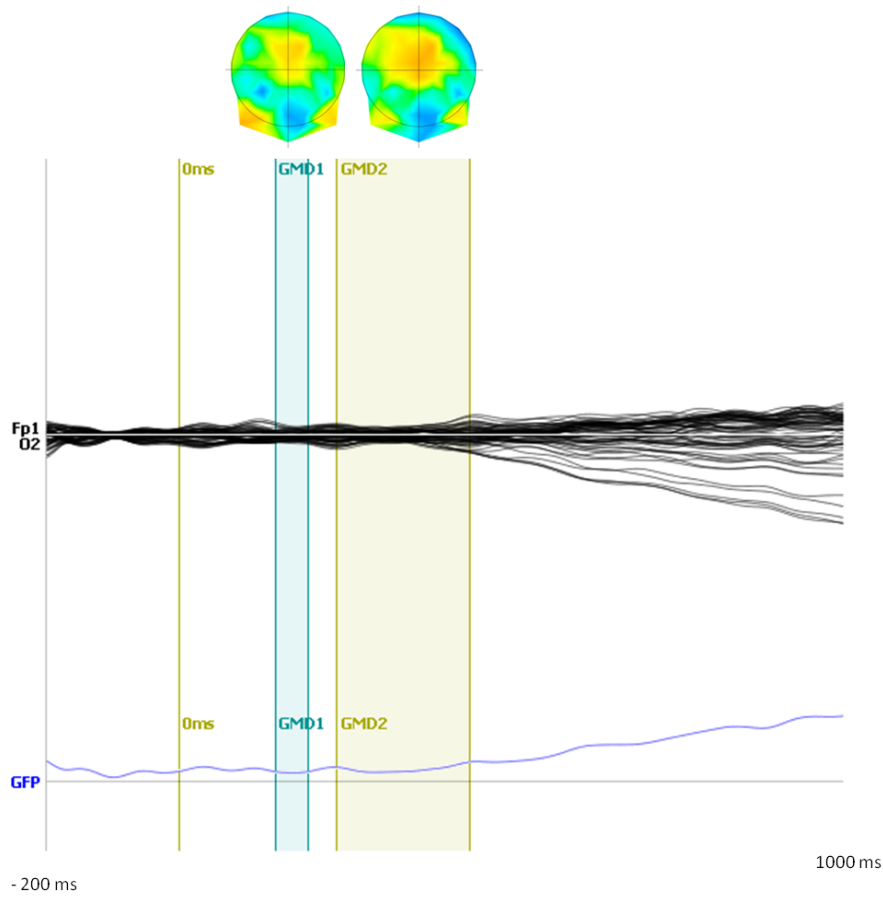
GMD : la modulation de la topographie varie significativement ( $p < 0.01$ ) de 144 ms à 195 ms (=GMD 1), et de 236 ms à 435 ms (=GMD 2) (voir figures 20 et 21).



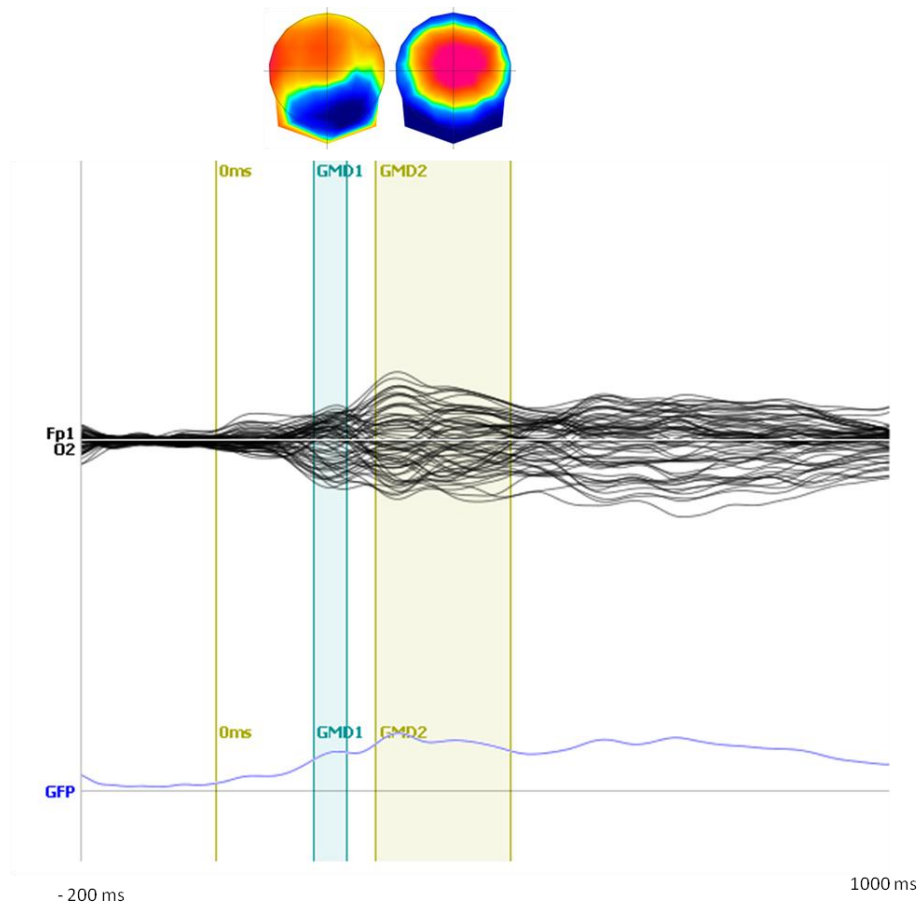
**Figure 18** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (148-166 ms ;  $p$ -valeur  $< 0.01$ , rouge) et GFP2 (261-293 ms ;  $p$ -valeur  $< 0.01$ , bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).



**Figure 19 :** potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (148-166 ms ; p-valeur<0.01, rouge) et GFP2 (261-293 ms ; p-valeur<0.01, bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).



**Figure 20 :** potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (144-195 ms ;  $p$ -valeur $<0.15$ , bleu) et GMD2 (236-435 ms ;  $p$ -valeur $<0.05$ , jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).

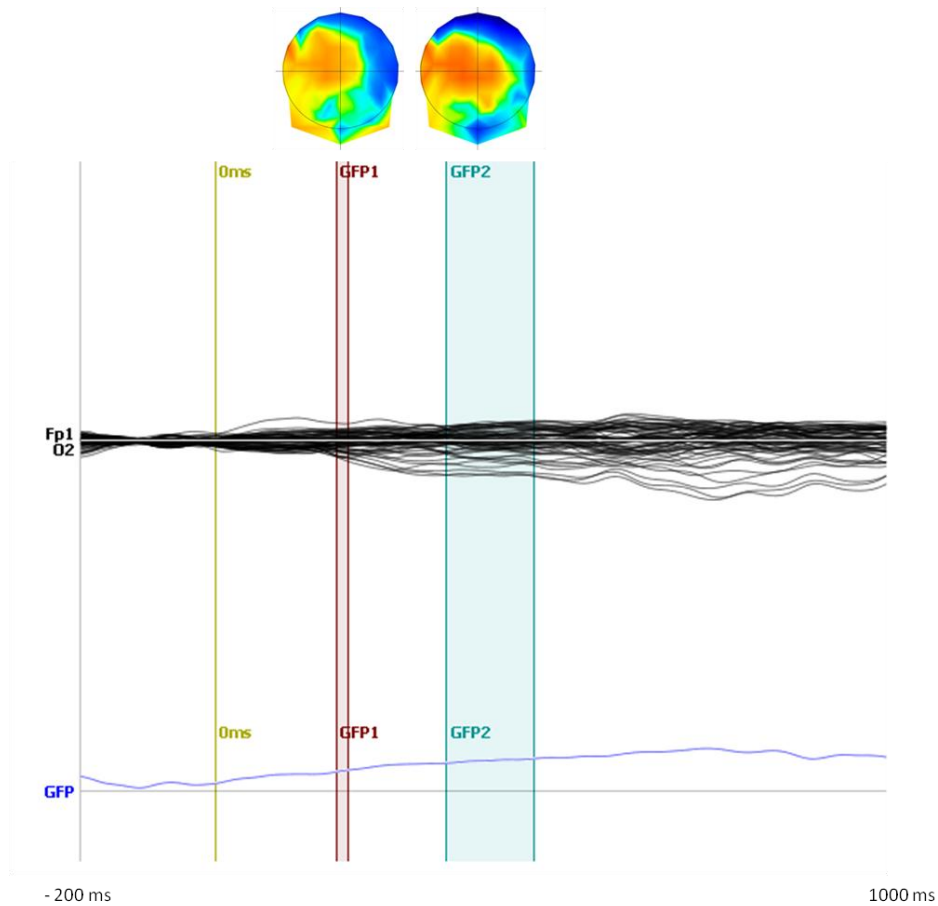


**Figure 21** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe CT avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (144-195 ms ;  $p$ -valeur $<0.15$ , bleu) et GMD2 (236-435 ms ;  $p$ -valeur $<0.05$ , jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).

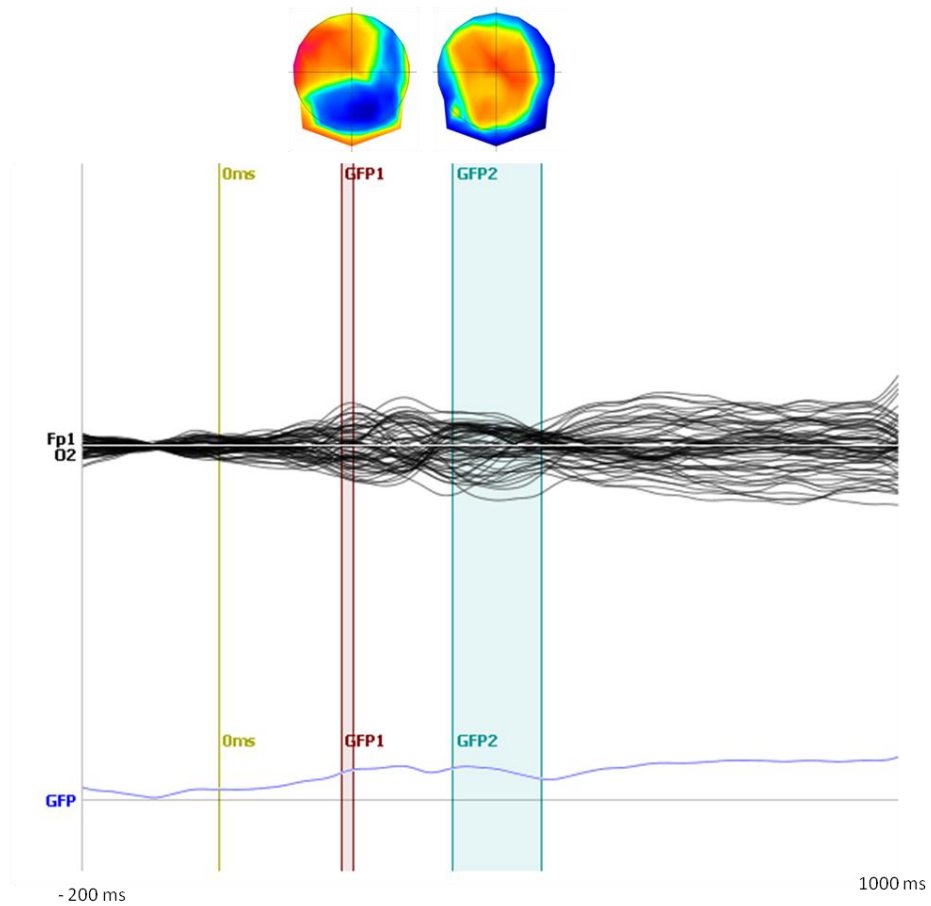
#### 4.2.2.2 Groupe SCI : condition statique vs condition dynamique

**GFP** : si l'on compare la condition statique (voir figure 22) avec la condition dynamique (voir figure 23), le GFP diffère de façon significative à deux stades ( $p<0.15$ ) : de 179 ms à 195 ms (=GFP 1), le champ global est plus puissant en condition dynamique qu'en condition statique. Puis de 343 ms à 472 ms (=GFP 2), le GFP est plus fort en dynamique qu'en statique.

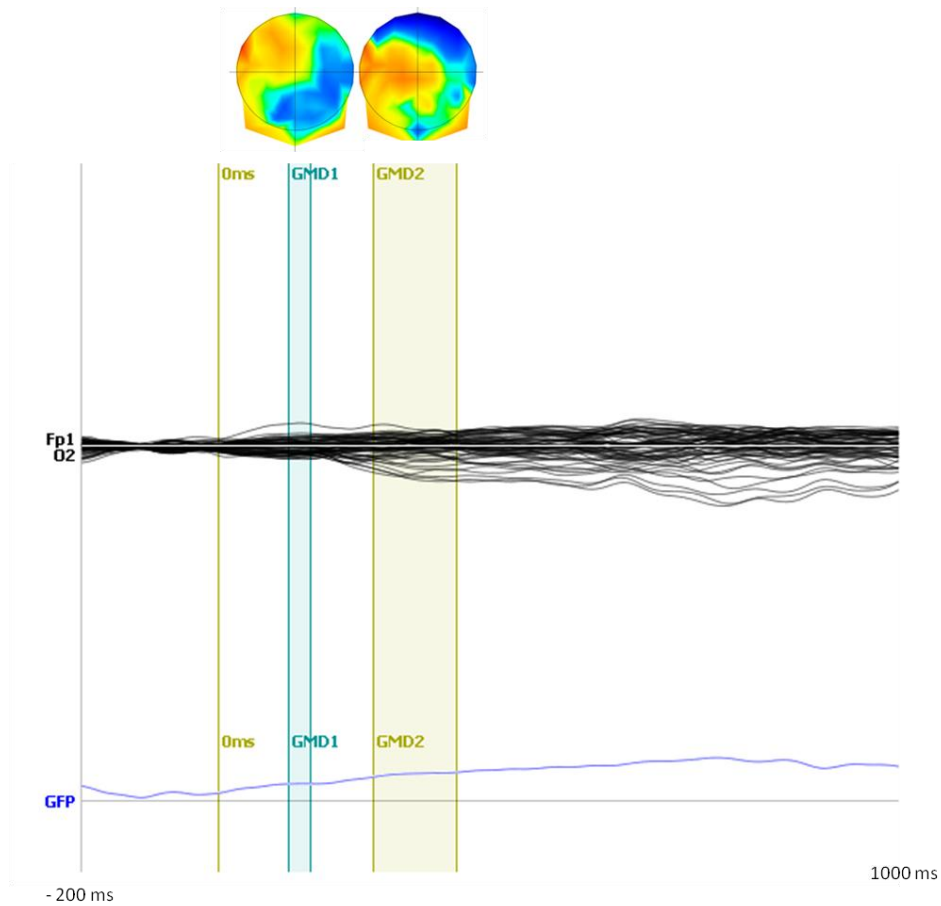
**GMD** : les changements de topographie diffèrent significativement ( $p<0.1$ ) entre les conditions de 103 ms à 136 ms (=GMD 1), et de 226 ms à 349 ms (=GMD 2) (voir figures 24 et 25)



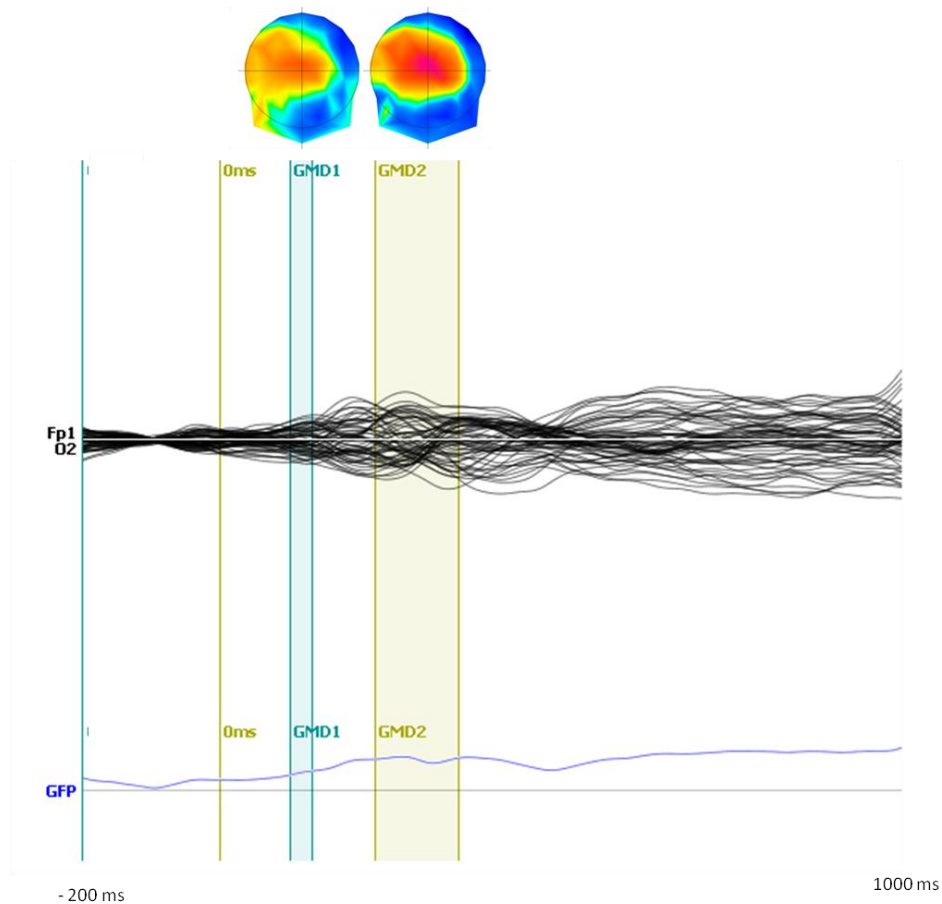
**Figure 22** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (179-195 ms ; p-valeur<0.15, rouge) et GFP2 (343-472 ms ; p-valeur<0.15, bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).



**Figure 23** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Field Power (GFP, tracé en bleu) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GFP1 (179-195 ms ; p-valeur<0.15, rouge) et GFP2 (343-472 ms ; p-valeur<0.15, bleu). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).



**Figure 24** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition statique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (103-136 ms ; p-valeur<0.1, bleu) et GMD2 (226-349 ms ; p-valeur<0.1, jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).



**Figure 25** : potentiels évoqués surimposés de toutes les électrodes dans la condition dynamique pour le groupe SCI avec les topographies des champs potentiels correspondant aux 2 périodes du Global Map Dissimilarity (GMD) qui ont montré une différence significative entre la condition dynamique et la condition statique : GMD1 (103-136 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , bleu) et GMD2 (226-349 ms ;  $p$ -valeur $<0.1$ , jaune). Le début du mouvement dans la condition dynamique est représenté par la ligne vert foncé (0 ms).

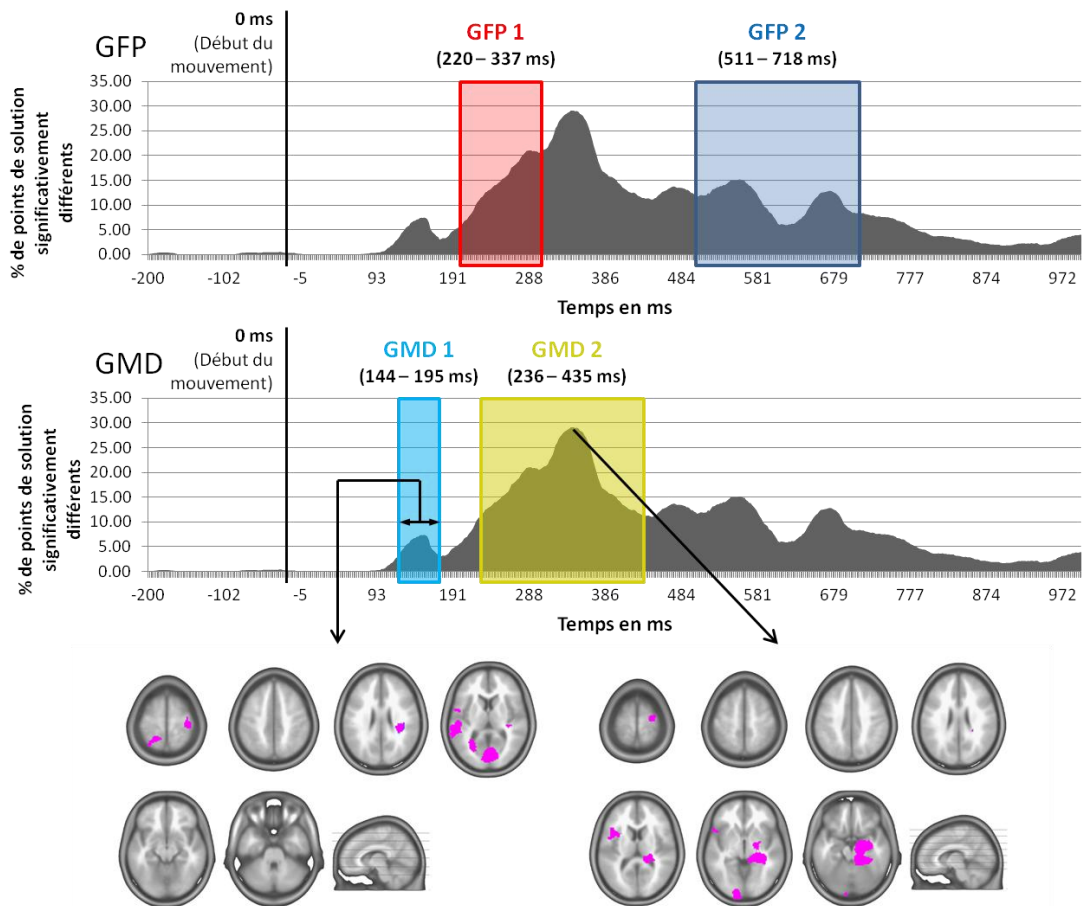
#### 4.2.3 Résultats statistiques : IS (modèle de solution inverse)

Une analyse d'estimation des sources (IS) a été réalisée, permettant de comparer les sources de l'activité cérébrale dans les deux conditions (statique et dynamique), au sein des deux groupes *contrôle* et *SCI*. L'analyse des sources a porté uniquement sur les GMD pour 2 raisons : 1) les pics de points de solution correspondaient parfaitement aux 2 périodes significatives (GMD1 et GMD2) issues des analyses de surface au niveau des électrodes et 2) ils se situaient tous les 2 les plus tôt dans la fenêtre d'analyse. Dans le groupe *contrôle* par exemple, le GFP 2 était plus tardif que les 2 GMD1 et GMD2 et comportait par ailleurs 2 pics de points de solution.



#### **4.2.3.1 Groupe *contrôle* : condition statique vs condition dynamique**

IS : l'analyse d'estimation des sources révèle des différences significatives ( $p < 0.01$ ) entre les deux conditions statique et dynamique (figure 15). Premièrement, l'activité moyenne de la période allant de 144 ms à 195 ms correspond à un champ global plus étendu dans la condition dynamique que statique, certaines régions s'activant en dynamique uniquement (en violet sur la figure 15). Il s'agit des aires de Brodmann 3 et 6, situées dans le gyrus précentral (lobe frontal), de l'aire de Brodmann 7 située dans le lobule pariétal supérieur (lobe pariétal gauche) et, dans le lobe temporal gauche, du gyrus temporal supérieur (aire de Brodmann 22), du gyrus temporal moyen (aire de Brodmann 22) et du gyrus temporal inférieur (aire de Brodmann 20). Puis, le pic à 341 ms représente toujours une activité supplémentaire dans la condition dynamique par rapport à la condition statique, et ceci dans l'aire de Brodmann 6, située dans le gyrus précentral (lobe frontal droit), dans les aires de Brodmann 44, 45 et 46, situées dans le gyrus frontal inférieur (lobe frontal gauche), au niveau du lobe occipital, dans les aires de Brodmann 17 et 18 du côté gauche, et 19 du côté droit, et dans le lobe limbique.

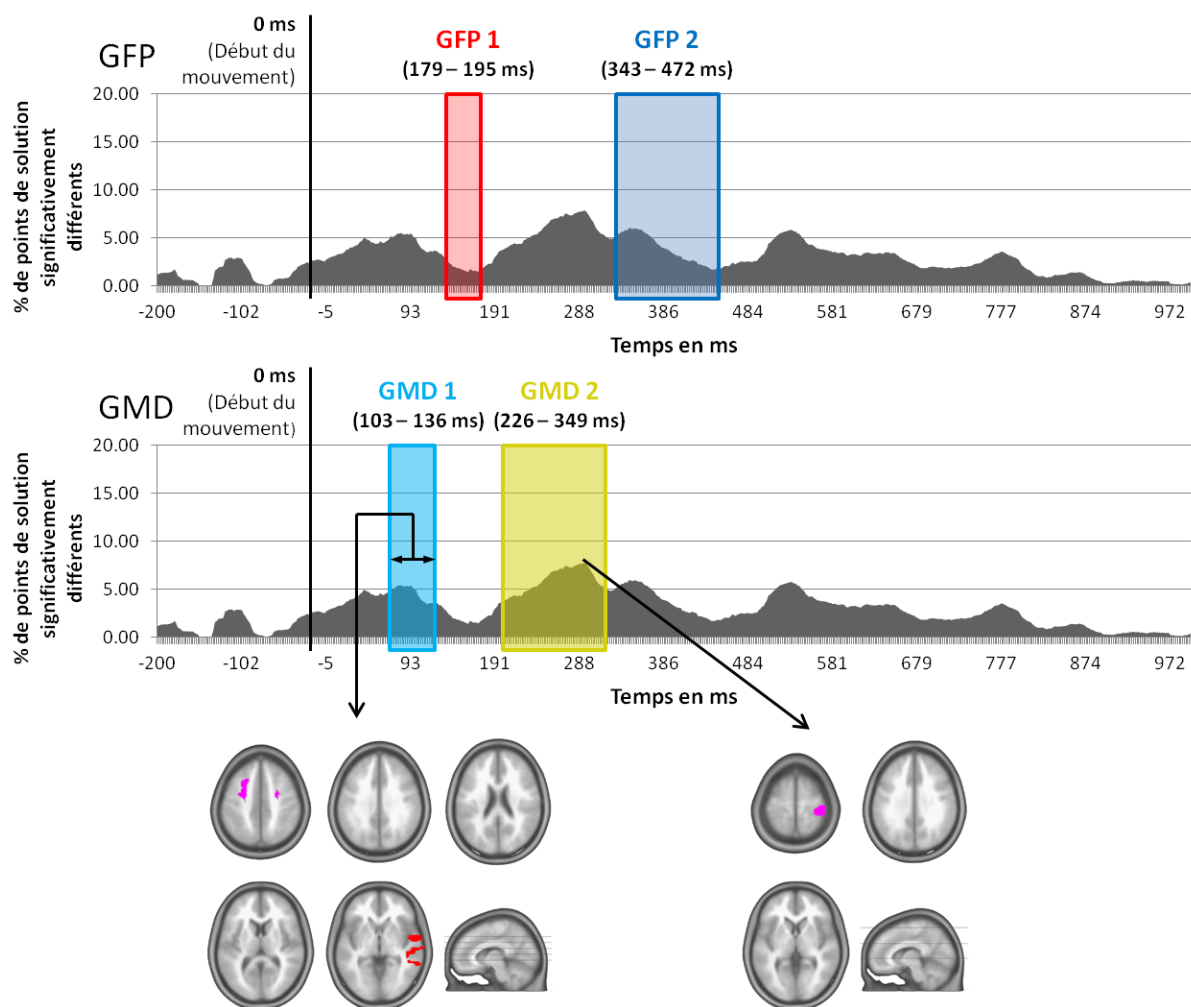


**Figure 26** : les deux graphiques du haut : total (en pourcentage) des points de solution significatifs ( $p < 0.01$ ) entre les deux conditions statique et dynamique, pour le groupe CT, en fonction du temps. Sur le premier graphique du haut sont représentées les deux périodes significatives du GFP (Global Field Power) : GFP 1 de 220 ms à 337 ms (en rouge) et GFP 2 de 511 ms à 718 ms (en bleu foncé). Sur le deuxième sont représentées les deux périodes significatives du GMD (Global Map Dissimilarity) : GMD 1 de 144 ms à 195 ms (en bleu clair) et GMD 2 de 236 ms à 435 ms (en jaune). La ligne verticale noire correspond au début du mouvement dans la condition dynamique. En bas : les résultats des t-tests (les valeurs t) pour toute la période du GMD1 et pour le pic du GMD2 sont projetés dans un modèle de cerveau (coupes horizontales). Les valeurs négatives (bleu/pourpre) indiquent les régions supplémentaires activées dans la condition dynamique par rapport à la condition statique. Les valeurs positives (rouge) indiquent l'inverse.

#### 4.2.3.2 Groupe SCI : condition statique vs condition dynamique

**IS** : l'analyse d'estimation des sources révèle des différences significatives ( $p < 0.05$ ) entre les deux conditions statique et dynamique (figure 16). Tout d'abord, l'activité moyenne de la période allant de 103 ms à 136 ms correspond à un champ global plus étendu dans la condition dynamique comparée à la condition statique, l'aire de Brodmann 6, située dans le gyrus frontal moyen (lobe frontal bilatéral) s'activant uniquement dans la condition dynamique (en violet sur la figure 16). Durant cette même période, certaines régions ne s'activent, cette fois-ci, que dans la condition statique (en rouge sur la figure

16). Il s'agit de l'aire de Brodmann 22, située dans le gyrus temporal moyen (lobe temporal droit), et de l'aire de Brodmann 38, située dans le gyrus temporal supérieur (lobe temporal droit). Puis, le pic à 294 ms correspond à un champ global plus étendu dans la condition dynamique en comparaison à la condition statique (en violet sur la figure 16). L'aire de Brodmann 40, située dans le lobule pariétal inférieur (lobe pariétal droit) ainsi que les aires de Brodmann 3 et 40, situées dans le gyrus post-central (lobe pariétal droit) ne s'active que dans la condition dynamique.



**Figure 27** : les deux graphiques du haut : total (en pourcentage) des points de solution significatifs ( $p < 0.05$ ) entre les deux conditions statique et dynamique, pour le groupe SCI, en fonction du temps. Sur le premier graphique du haut sont représentées les deux périodes significatives du GFP (Global Field Power) : GFP 1 de 179 ms à 195 ms (en rouge) et GFP 2 de 343 ms à 472 ms (en bleu foncé). Sur le deuxième sont représentées les deux périodes significatives du GMD (Global Map Dissimilarity) : GMD 1 de 103 ms à 136 ms (en bleu clair) et GMD 2 de 226 ms à 349 ms (en jaune). La ligne verticale noire correspond au début du mouvement dans la condition dynamique. En bas : les résultats des t-tests (les valeurs  $t$ ) pour toute la période du GMD1 et pour le pic du GMD2 sont projetés dans un modèle de cerveau (coupes horizontales). Les valeurs négatives (bleu/pourpre) indiquent les régions

*supplémentaires activées dans la condition dynamique par rapport à la condition statique. Les valeurs positives (rouge) indiquent l'inverse.*

## 5 Discussion

Ce travail a tenté de répondre à deux questions. La première question principale était de déterminer si l'observation motrice pouvait activer des régions cérébrales motrices et sensorimotrices chez des personnes avec lésion médullaire. Par ailleurs, nous avons également étudié cette question dans un groupe contrôle sans déficits sensorimoteurs. La question secondaire était de déterminer si l'activité cérébrale des rythmes alpha et beta de repos, chez ces mêmes sujets, diffère ou non de celle présente chez des sujets contrôles (sans lésion). Dans la suite du travail, les résultats obtenus sont discutés et interprétés, en commençant par ceux qui concernent l'activité cérébrale de repos. Nous terminerons ce chapitre de discussion avec les résultats obtenus pour la tâche d'observation motrice.

### 5.1 Activité cérébrale de repos (yeux ouverts et yeux fermés)

Les résultats de l'étude ne sont pas significatifs, cependant une tendance se dégage, qui indique que l'amplitude des rythmes alpha, mesurés dans une condition de repos (les yeux ouverts et les yeux fermés), sont plus faibles pour le groupe *SCI-tetra*, comparé au groupe *contrôle* ou au groupe *SCI-para*. Les participants du groupe *contrôle* et les participants paraplégiques ne semblent pas se différencier pour ces mesures. L'activité spontanée du cerveau au repos est donc différente chez les personnes tétraplégiques, ce qui confirme notre hypothèse de départ. La littérature ne comporte pas, à notre connaissance, d'études sur les rythmes de repos chez des sujets SCI, mais nous pouvons supposer que la diminution générale des rythmes alpha soient liée avec les modifications électrocorticales consécutives à une lésion médullaire. En effet, les rythmes alpha au repos étant un prédicateur de l'efficacité corticale de traitement de l'information pendant des tâches cognitives et sensori-motrices (Klimesch, 1999), une déficience au niveau des capacités motrices et sensorielles (plus ou moins élevée selon le niveau de lésion), pourrait peut-être expliquer cette diminution de l'amplitude de ces rythmes chez des sujets tétraplégiques. Cette explication est appuyée par le fait que les sujets paraplégiques ont une amplitude plus élevée que celle du groupe *SCI-tetra*,

mais plus faible que celle du groupe *contrôle*. Nous pourrions émettre l'hypothèse que l'amplitude des rythmes alpha au repos puisse être inversement proportionnelle au degré de lésion médullaire. Cette explication est également cohérente avec l'étude de Babiloni et al., (2010) qui montre que des athlètes élités ont une amplitude de rythmes alpha au repos plus élevée que des novices. En effet, des athlètes élités ont de meilleures capacités motrices et sensorielles qu'une personne novice, de même qu'une personne du groupe *contrôle* a de meilleures capacités sensori-motrice qu'une personne lésée médullaire. Si l'on s'intéresse un peu plus en détails à l'explication physiologique de ce phénomène, Klimesch (1999), dans son étude, affirme que les processus de traitement des tâches cognitives et sensorimotrices dépendent d'une connectivité fonctionnelle entre le prosencéphale, le thalamus et le cortex, qui, si elle est efficiente, va permettre un traitement plus sélectif des informations. D'autres études ont d'ailleurs mis en évidence les effets d'un dysfonctionnement thalamo-cortical (changement dans l'activité cholinergique du cerveau antérieur), impliquant une diminution de l'amplitude des rythmes alpha au repos chez des sujets tels que des personnes âgées (Babiloni et al., 2006) ou atteints de la maladie d'Alzheimer (Roh et al., 2011). Nous pouvons ainsi émettre l'hypothèse selon laquelle cette connectivité fonctionnelle thalamo-corticale est perturbée chez les personnes SCI. En effet, le thalamus est, entre autres, un centre de relais des modalités sensorielles et motrices, qui sont projetées ensuite vers le cortex (Marieb et Hoehn, 2012, p.505). De ce fait, une lésion médullaire, caractérisée par des déficits moteurs et sensoriels, va probablement perturber cette voie thalamo-corticale et le système cholinergique, induisant ainsi une diminution de l'amplitude des rythmes alpha au repos. Une étude réalisée sur des rats par Romeo et al (2013) soutient d'ailleurs cette hypothèse. En effet, ces auteurs mettent en évidence le rôle du système cholinergique dans le contrôle moteur. Leurs résultats montrent, chez des rats ayant subi une lésion médullaire, une diminution des fonctions du système cholinergique dans le tronc cérébral, induisant une augmentation des dysfonctions motrices et des problèmes locomoteurs. « *The present study indicates a drastic reduction in cholinergic function in SCI condition demonstrated by the decreased muscarinic and nicotinic receptors along with functional alterations in the enzymes in cholinergic pathway* » (Romeo et al.,

2013, p.393). Ainsi, chez les humains, la diminution de l'amplitude des rythmes alpha chez une personne SCI pourrait être expliquée par une perturbation du système cholinergique.

Mais ces résultats sont à considérer avec modération, au vu du nombre très restreint de sujets présents pour cette étude. Les données d'un participant tétraplégiques ont également été perdues, ce qui réduit encore davantage la fiabilité de nos résultats. De plus, concernant l'amplitude des rythmes cérébraux, les différences interindividuelles peuvent être relativement importantes, en fonction des perturbations sensorielles présentes, et de l'état de santé, de fatigue, de concentration, etc. du participant lors des mesures. De fait, les différences de résultats sont peut-être simplement dues à cette variabilité interindividuelle, et ne seraient donc pas forcément liés à un effet du groupe. Il est donc nécessaire, par la suite, de réaliser d'autres études à plus grande échelle, afin de confirmer ou non nos résultats, à savoir que les rythmes alpha de repos seraient plus faibles chez les sujets tétraplégiques comparé au sujets contrôles et paraplégiques.

En ce qui concerne la localisation des rythmes alpha au repos, des résultats significatifs cette fois-ci, mettent en évidence que ces rythmes sont d'avantage présent dans la région cérébrale postérieure (ROI 3), comparé aux régions frontale (ROI 1) et centrale (ROI 2), et ceci pour tous les sujets confondus. Nos résultats correspondent donc à ceux de la littérature (Chen et al., 2008).

## **5.2 Tâche d'observation motrice**

Les résultats descriptifs de l'activité cérébrale mesurée lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice chez les sujets contrôle et SCI montrent un pattern d'activation assez identique entre les deux groupes. En effet, une activité dans les régions postérieures apparaît suite au déclenchement du mouvement, puis cette activation se déplace dans les régions frontales-centrales lors du déroulement du mouvement, pour ensuite se terminer dans les régions postérieures lors de la fin de la vidéo (avec une légère activation en parallèle dans les régions frontales). Cependant, les activations sont plus faibles pour les sujets du groupe SCI comparés aux sujets du groupe *contrôle*.

Les résultats plus détaillés de l'analyse statistique montrent une variation de GFP et de GMD entre les deux conditions statique et dynamique, et ceci pour les groupes *contrôle* et *SCI*. La force et la topographie varient donc entre ces deux conditions, ce qui nous a conduits à réaliser une analyse de source, mais uniquement pour les GMD. Et effet, les périodes durant lesquelles le nombre de points de solution significativement différents est très élevé (pics) entre les deux conditions statique et dynamique ne correspondent pas aux périodes où le champ global est plus intense (GPF). Nous avons donc décidé de nous intéresser uniquement aux GMD en ce qui concerne l'analyse de source, car chaque période avec un nombre très élevé de points de solution significativement différents correspond à une période où le champ global est plus étendu (GMD). Nous allons donc, dans la suite de ce travail, discuter de ces résultats pour le groupe *contrôle* dans un premier temps, puis pour le groupe *SCI* par la suite.

### **5.2.1 Groupe *contrôle* : condition statique vs dynamique**

Au sein du groupe *contrôle*, le GMD varie entre les conditions statique et dynamique de 144 ms à 195 ms (GMD 1) et de 236 ms à 435 ms (GMD 2). L'analyse de source met en évidence une activation supplémentaire, dans la condition dynamique, entre 144 ms et 195 ms, et ceci dans les aires de Brodmann 3 et 6, situées dans le gyrus précentral (lobe frontal), dans l'aire de Brodmann 7 située dans le lobule pariétal supérieur (lobe pariétal gauche) et, au niveau du lobe temporal gauche, dans le gyrus temporal supérieur (aire de Brodmann 22), dans le gyrus temporal moyen (aire de Brodmann 22) et dans le gyrus temporal inférieur (aire de Brodmann 20). Puis, le pic à 341 ms représente une activité supplémentaire (toujours dans la condition dynamique par rapport à la condition statique) dans l'aire de Brodmann 6, située dans le gyrus précentral (lobe frontal droit), dans les aires de Brodmann 44, 45 et 46, situées dans le gyrus frontal inférieur (lobe frontal gauche), au niveau du lobe occipital, dans les aires de Brodmann 17 et 18 du côté gauche, et 19 du côté droit, et dans le lobe limbique.



### ***Localisation de l'activation***

Selon Roberts et al., (2014), le réseau d'action-observation (AON) est constitué du lobule pariétal inférieur (IPL), du gyrus frontal inférieur (IFG), du cortex prémoteur ventral (vPM) et du sulcus temporal supérieur (STS). Cross et al., (2009) mettent également en évidence un haut degré de correspondance entre certaines régions activées lors d'observation motrice et celles activées lors d'exécution de mouvements, à savoir le cortex prémoteur (PMC) et le lobule pariétal inférieur gauche (IPL). Toutes ces régions impliquées dans le réseau AON se retrouvent dans notre étude. En effet, pour les sujets du groupe *contrôle*, nous avons pu mettre en évidence une activité dans les régions prémotrices (gyrus précentral), frontales (gyrus frontal inférieur) pariétales (lobule pariétal) et temporales. Nos résultats sont également confirmés par les résultats de l'étude IRMf de Calvo-Merino et al., (2005), qui révèlent une activation bilatérale du cortex prémoteur dorsal et une activation du côté gauche plutôt pour le cortex prémoteur ventral dans une tâche d'observation d'action de danse lorsque les observateurs sont également des danseurs confirmés. Ils mettent également en évidence une activité dans les régions pariétales (cortex intrapariétal bilatéral et lobule pariétal supérieur droit), ainsi que dans le sulcus temporal supérieur gauche, comme montré dans notre travail. Une méta-analyse sur les régions cérébrales dotées de propriétés miroirs (Molenberghs et al., 2012) montre que, lors d'observation motrice, l'activité dans chacune des régions mises en évidence dans notre étude correspond à celle mise en évidence dans d'autres études, validant ainsi nos résultats. Ceci témoigne donc de la présence de ce réseau AON pour les sujets du groupe *contrôle*. En ce qui concerne la signification de l'activation de ces régions, nous pouvons nous référer à divers articles et études déjà réalisées sur le sujet.

Roberts et al., (2014) suggèrent que le STS fournit une description visuelle au circuit miroir fronto-pariétal. Selon Thompson & Parasuraman (2012), le STS est lié à la représentation visuelle des actions, mais il est également responsable de l'intégration de l'intention des mouvements et serait la région centrale de la reconnaissance des actions humaines. « *This region might be involved in decoding intentions at the earliest stages of action recognition* » (Ortigue et al.,

2009, p. 5). Un dommage dans le STS ou dans le cortex frontal inférieur induirait un déficit dans la perception des mouvements biologiques. De plus, le STS jouerait un rôle dans l'intégration d'informations sensorielles de sources multiples (visuelles, auditives, etc.), afin de construire une représentation des actions. Étant donné que, dans notre étude, le gyrus temporal est activé chez les sujets du groupe *contrôle*, et ceci dans un délai assez rapide (GMD 1, donc environ 150 ms après le début du mouvement), mais plus par la suite (GMD 2), nous pourrions donc associer cette activation du STS à la reconnaissance et à la compréhension de l'intention de l'action au début du mouvement.

L'IPL serait impliqué dans la compréhension des actions, et plus particulièrement en ce qui concerne le traitement du but de l'action observée plutôt que le traitement des détails cinématiques du mouvement ou d'intégration de la forme et du mouvement, qui, lui, est réalisé par le vPMC (Thompson & Parasuraman, 2012). L'IPL donne une représentation plus abstraite du but de l'action observée (Hamilton, 2008). Selon Cross et al., (2009), l'activation du vPMC est interprétée comme étant responsable de la liaison d'une séquence motrice spécifique à un signal visuel. Cette région est impliquée dans le codage cinématique des actions observées et est organisée somatotopiquement (voir introduction). L'IFG serait impliqué dans la représentation motrice des caractéristiques cinématiques de l'action. C'est dans l'IFG que la planification d'un mouvement est réalisée, après que la représentation du but de l'action ait été réalisée dans l'IPL (Hamilton, 2008). De même, selon Iacoboni et al., (1999), les aires frontales inférieures donnent une représentation de l'action observée en termes de but moteur, mais sans définition des détails précis du mouvement. Ensemble, l'IPL et l'IFG joueraient un rôle important dans l'interprétation et la compréhension des actions d'autrui.

Nos résultats montrent également une activité dans les régions occipitales ainsi que dans le lobe limbique, chez les sujets du groupe *contrôle*. Les résultats de Filimon et al., (2014) montrent une activation des régions occipito-temporales lors de l'observation d'action, qui serait liée à une activation visuelle et jouerait un rôle dans la représentation de l'action. Une activité dans le lobe limbique (lors d'une tâche d'observation d'expression d'émotions) a également été mise

en évidence dans la méta-analyse de Molenberghs et al., (2012). Carr et al., (2003), dans leur étude, affirment que « *the superior temporal and inferior frontal cortices are critical areas for action representation and are connected to the limbic system via the insula* » (Carr et al., 2003, p. 5497). Ainsi, les régions temporale et frontales que nous venons de voir comme étant impliquées dans le réseau AON seraient liées au système limbique lors d'une tâche d'observation impliquant la reconnaissance des émotions d'autrui. Le lobe limbique étant lié aux émotions, il est à ce stade difficile d'interpréter l'activation de ce lobe durant une tâche d'observation d'un mouvement des membres inférieurs.

### **Conclusion**

Au sein du groupe *contrôle*, l'observation motrice active des régions prémotrices, pariétales, temporales et frontales, qui ne sont pas activées durant la condition statique. Cela correspond à diverses études déjà réalisées et confirme donc la présence d'un réseau miroir chez l'homme (Rizzolatti et Fogassi, (2014), Buccino et al., (2001), Fadiga et al., (1995), Harri et al., (1998), Cochin et al., (1999), Trambley et al., (2004)), aussi connu sous le nom de réseau d'action-observation (AON) (Roberts et al., (2014), Cross et al., (2009)). L'analyse EEG nous a donc permis de localiser ce réseau AON chez des sujets contrôle, comme décrit dans la littérature, confirmant ainsi la validité de notre protocole.

### **5.2.2 Groupe SCI : condition statique vs dynamique**

Au sein du groupe *SCI*, le GMD varie entre les conditions statique et dynamique de 103 ms à 136 ms (GMD 1) et de 226 ms à 349 ms (GMD 2). L'analyse de source met en évidence une activation supplémentaire entre 103 ms et 136 ms, dans la condition dynamique, de l'aire de Brodmann 6, située dans le gyrus frontal moyen (lobe frontal bilatéral). Durant cette même période, une activation supplémentaire, dans la condition statique cette fois, est observée dans l'aire de Brodmann 22, située dans le gyrus temporal moyen (lobe temporal droit), et dans l'aire de Brodmann 38, située dans le gyrus temporal supérieur (lobe temporal droit). Le pic à 294 ms correspond à un champ global plus étendu dans la condition dynamique en comparaison à la condition statique, et ceci dans l'aire de Brodmann 40, située dans le lobule

pariétal inférieur (lobe pariétal droit) ainsi que dans les aires de Brodmann 3 et 40, situées dans le gyrus post-central (lobe pariétal droit).

### ***Localisation de l'activation***

Les deux régions activées en plus dans la condition dynamique comparée à la condition statique, à savoir le lobe frontal (régions prémotrices) ainsi que le lobe pariétal (IPL) correspondent au réseau AON mis en évidence chez les sujets du groupe *contrôle*. Une activité assez précoce (de 103 à 136 ms) des régions prémotrices met en évidence la présence d'un codage cinématique de l'action observée (rôle du vPMC vu ci-dessus, Cross et al., 2009), même après une lésion médullaire. L'activité du lobe pariétal (IPL) pourrait laisser penser que le but de l'action est bien représenté chez les sujets SCI. Nos résultats sont donc très encourageants, car ils sont en faveur de la présence de ce réseau AON, même après une lésion médullaire. Cependant, l'activation de ce réseau ne se fait pas de manière complète chez les sujets SCI comparés aux sujets contrôle. En effet, certaines régions activées chez les sujets contrôle ne le sont pas chez les participants SCI : le STS ainsi que l'IFG. Sachant que ce dernier est impliqué dans la représentation motrice des caractéristiques cinématiques de l'action, qui va permettre ensuite une planification du mouvement (Hamilton, 2008), le fait qu'une personne lésée médullaire soit dans l'incapacité de réaliser le mouvement observé (donc qu'elle n'ait pas besoin de planifier les paramètres pour le réaliser) expliquerait peut-être cette non-activation de l'IFG. Cependant, le rôle précis des régions du réseau AON n'est pas clairement défini et a été longuement débattu (Roberts et al., 2014). Ainsi, il est difficile de donner une explication précise à ces activations/inactivations.

### ***Conclusion***

L'observation motrice (condition dynamique) chez des sujets lésés médullaires active donc certaines parties du réseau d'action-observation, à savoir les régions prémotrices et pariétales. Cependant, ce réseau n'est pas complet, ou du moins pas totalement activé, comparé aux sujets du groupe *contrôle*. En effet, les régions temporales et frontales (IFG) activées chez les sujets contrôle ne le sont pas chez les sujets SCI. Il est difficile à ce stade de donner une explication à ce phénomène, mais nous pouvons émettre l'hypothèse d'une perte de la représentation des mouvements liée à la lésion, impliquant une

réduction de l'activation de ce réseau d'action-observation. Ainsi, notre hypothèse de départ affirmant que l'observation motrice active des réseaux sensorimoteurs chez des personnes lésées médullaires est en partie confirmée, car seule une partie du réseau AON est activée lors de la tâche d'observation motrice. Cette activité plus faible comparée à celles des sujets du groupe *contrôle* nous amène également à infirmer notre deuxième hypothèse de départ, basée sur l'étude de Di Rienzo et al., (2014), selon laquelle une activation plus forte du cortex moteur primaire (en raison de la diminution de l'inhibition intracorticale) serait présente chez les sujets SCI lors d'une tâche d'observation motrice des membres inférieurs. En effet, aucune activité de ce type n'a été trouvée chez nos sujets SCI. À ce stade se pose donc la question de savoir si une réactivation de la totalité de ce réseau AON est possible chez des personnes lésées médullaires. La réponse à cette question nécessiterait des recherches plus approfondies. Par ailleurs, les limites de ce travail nous contraignent à considérer ces résultats avec une grande prudence, comme nous allons le voir plus loin.

### **5.2.3 Temporalité de l'activation**

Nos résultats nous donnent également des informations concernant la temporalité de l'activation de ces différentes régions. Certaines études dans la littérature nous permettent de mieux comprendre à quoi correspond ce timing d'activation. Kumar et al., (2013) montrent que l'observation d'une image, représentant la prise congruente d'un objet, module déjà l'ERD entre 100 ms et 200 ms dans les aires motrices primaires et supplémentaires, ce qui indiquerait l'activation précoce d'une réponse motrice à ce stimulus : « *the sight of an object automatically activates its motoric properties, including its affordance and the representation of the associated motor interaction* » (Proverbio et al., 2011, p. 2711). Ce timing correspond à celui trouvé dans notre travail, à savoir une activation des régions prémotrices entre 144 ms et 195 ms chez les sujets *contrôle*, et entre 103 ms et 136 ms chez les sujets SCI. Dans leur étude, Proverbio et al., (2011) utilisent également une tâche d'observation d'images (soit d'objets manipulables, soit d'objets familiers non manipulables), afin de

déterminer le temps nécessaire au codage de l'affordance<sup>12</sup>. Les résultats montrent que l'affordance de l'action, lors de l'observation de l'image d'un objet manipulable, est codée dans les 250 premières millisecondes. En effet, une activité dans les aires prémotrices (aires de Brodmann 3 et 6) est observée durant cette période. Dans notre étude, nous retrouvons également une activation de ces régions prémotrices pour les sujets contrôle, et ceci entre 144 ms et 195 ms, ce qui pourrait correspondre au codage de l'affordance du mouvement observé. Il en va de même pour les sujets SCI, à la seule différence que cette activation se fait légèrement plus rapidement comparée au groupe *contrôle* (entre 103 ms et 136 ms). Cependant, ces études n'impliquent qu'une image statique, et non pas une vidéo comme dans notre travail, ce qui rend la comparaison avec nos résultats difficile. D'autres études se sont intéressées à l'effet, au niveau cérébral, de l'observation de mouvements biologiques<sup>13</sup>. Dans une étude ancienne de Johansson, (1973), il est déjà montré que la reconnaissance des mouvements biologiques est très rapide, dès la mise en mouvement. Jokisch et al., (2005) identifient deux composantes négatives dans le mécanisme de reconnaissance des mouvements biologiques. La première, avec un pic d'activation à 183 ms, dans les aires associées aux aspects attentionnels des processus visuels (cortex cingulaire postérieur), permet la génération d'une perception globale de la scène visuelle. « *Cette activité reflète l'activité d'une population neuronale impliquée dans le traitement des formes et des mouvements, et pas uniquement des indices visuels* » (Baccus et al., 2009, p. 1337). La deuxième composante, entre 230 ms et 360 ms, avec un pic dans le gyrus fusiforme et le STS, serait liée à une analyse plus spécifique du pattern du mouvement. Nos résultats montrent également une activation, un peu plus précoce, du STS chez les sujets contrôle (de 144 ms à 195 ms). Cependant, il est difficile de l'associer ou non à la perception fine du mouvement comme dans l'étude de Jockish et al., (2005), car la comparaison

---

<sup>12</sup> Affordance : « *Gibson was famous as a realist and described affordances as relational or dispositional properties that reflect potential relationships between an animal and the relevant aspects of objects and surfaces in the world* », « *the use of object properties in the organization and guidance of actions requires the actor to perceive those properties* » (Mon-Williams & Bingham, 2011, p. 146). Il s'agit donc d'indices, de propriétés, présents dans l'environnement, qui nous indiquent des possibilités d'action

<sup>13</sup> Mouvement biologique : le mouvement biologique est la représentation, par un ensemble structuré de points lumineux animés, des gestes d'un individu en mouvement dans une situation particulière (marche, golf, tennis, etc.) (Legault, 2012)

entre des études impliquant l'observation de mouvements biologiques et celles impliquant des mouvements réels (comme dans notre travail) est difficile.

Toutefois, nous pouvons nous poser la question de savoir si, dans notre étude, les activations mises en évidence lors du GMD 1 (chez les sujets contrôle comme chez les sujets *SCI*) sont significatives et déjà liées à la reconnaissance de l'action ou non. En effet, ces activations sont très rapides et interviennent avant la composante à 183 ms (mise en évidence dans les études que nous venons de citer), qui est déjà considérée comme précoce. Mais une étude plus récente va tout de même dans le sens de nos résultats, celle de Ortigue et al., (2009). Ces auteurs ont réalisé un travail sur la compréhension de l'intention de l'action observée sur une vidéo réelle cette fois-ci (de saisie d'un objet), et non pas d'un mouvement biologique. Leur étude s'intéresse à la différence d'activation cérébrale induite par une intention nouvelle ou répétée (déjà connue). La comparaison des résultats EEG obtenus dans leur étude avec ceux de ce travail est intéressante. En effet, leurs analyses EEG montrent une période précoce, à 120 ms après le mouvement de saisie, durant laquelle une activation est présente dans le STS et dans les régions temporales (aIPS), ainsi qu'une période plus tardive entre 300 ms et 400 ms, durant laquelle une activité est mesurée dans l'IFG plutôt. Ceci suggère un engagement précoce du STS et de l'aIPS dans le décodage de l'intention de l'action, puis une intervention de l'IFG plus tardive. Ces résultats sont similaires aux nôtres pour les sujets contrôle, avec un GMD 1 légèrement plus tardif (entre 144 ms et 195 ms), impliquant le STS et des régions pariétales, et un GMD 2 impliquant l'IFG à 341 ms. Cependant, ces résultats ne se retrouvent pas pour le groupe *SCI*. Une autre étude EEG de Ortigue et al., (2010), impliquant une tâche de reconnaissance de l'intention d'une action de saisie d'une tasse en contexte (tasse posée sur une table parmi d'autres éléments de vaisselle), observée grâce à une vidéo, montre des résultats intéressants. Lors de cette tâche d'observation, plusieurs périodes distinctes sont révélées au niveau de l'activité cérébrale, qui sont intéressantes à comparer avec nos résultats. Premièrement, une activité postérieure bilatérale, de 0 ms à 120 ms, est mesurée, correspondant au traitement des informations visuelles. Cette activation des régions postérieures au début du mouvement se retrouve pour les sujets

contrôle et SCI de notre étude, si l'on se réfère aux résultats descriptifs. Deuxièmement, de 122 ms à 208 ms, les aires temporales postérieures et pariétales inférieures gauches sont activées. Les résultats de notre étude montrent également une activation des régions temporales et pariétales gauches chez les sujets contrôle, entre 144 ms et 195 ms. Troisièmement, une activation des régions temporo-pariétales droites, et frontales bilatérales est observée dans l'étude de Ortigue et al., (2010), entre 200 ms et 300 ms environ. Une activation frontale est également mesurée chez les participants contrôle de notre travail, correspondant au GMD 2 à 341 ms, et une activation pariétale est mise en évidence chez les sujets SCI, à 294 ms.

Ces résultats mettent donc en évidence une activation assez rapide des régions impliquées dans le réseau AON. Nous pouvons donc faire l'hypothèse que les activations mesurées chez les participants à notre étude soient bien dues à ce réseau d'action-observation. Cependant, les résultats exposés dans ces études ne sont que partiellement retrouvés chez les sujets SCI, qui présentent un pattern d'activation différent et plus rapide, mais tout de même avec certaines activités (notamment pariétales) qui suggèrent la présence d'une partie au moins de ce réseau AON après une lésion médullaire. Cependant, des études futures seraient nécessaires à l'explication de ces différences et à la validation de nos résultats.

Nous pouvons également mentionner ici une limite à notre étude, qui pourrait entrer en jeu dans ces phénomènes de temporalité de l'activation. Il s'agit du fait que les sujets doivent émettre une réponse (à l'aide de manettes) après la vidéo. Il est donc plausible que, durant le déroulement de la vidéo, ils réfléchissent déjà à la réponse qu'ils vont devoir fournir par la suite (manette de gauche ou de droite). L'activité mesurée pourrait confondre alors celle liée à l'observation de la vidéo et celle liée à la mise en place de la future réponse à donner.



### 5.3 Limites et perspectives

Les résultats obtenus dans ce travail sont à considérer avec prudence, au vu des deux limites relativement importantes que comporte cette étude, à savoir le nombre très restreint de sujets, rendant impossible, à ce stade, une généralisation des résultats, ainsi que la grande variabilité entre les sujets du groupe *SCI* (niveau de lésion, temps après la lésion, etc.). Comme mentionné dans l'introduction, les différents niveaux de lésion, l'ancienneté du traumatisme, les différences interindividuelles, etc. peuvent expliquer cette grande variabilité dans les résultats. Comme nous l'avons vu en introduction de ce mémoire, un phénomène de plasticité cérébrale se produit suite à une lésion médullaire, rendant unique le cerveau de chaque participant. Ainsi, les régions cérébrales activées lors d'une tâche identique peuvent être différentes d'une personne à l'autre. Bruehlmeier et al., (1998) affirment que plus la lésion est haute (donc plus les informations venant de la moelle épinière sont altérées et diminuées), plus la réorganisation de l'activité neuronale au niveau cérébral (réseaux sensorimoteurs et sous-corticaux) est importante. Les résultats de Green et al., (1998) nous permettent également d'émettre l'hypothèse d'un lien entre le niveau de la lésion et le degré de décalage postérieur des potentiels moteurs (voir introduction). Lotze et al., (2006) ont réalisé une étude TMS et IRMf lors d'une tâche de mouvement du coude chez des sujets SCI. Leurs résultats IRMf montrent chez ces personnes un déplacement de la représentation du mouvement du coude dans le gyrus précentral vers la représentation corticale des régions désafférentées. De plus, grâce à la TMS, ils ont montré que les changements d'activation dans le tronc cérébral et les aires corticales primaires s'accroissent avec l'augmentation du temps après l'incidence de la lésion médullaire.

D'autres études n'impliquant pas uniquement des tâches motrices, mais également des tâches perceptives, mettent également en évidence des changements dans le traitement de l'information après une lésion médullaire. Lazzaro et al., (2013) ont réalisé une étude impliquant la reconnaissance de sons chez des sujets SCI : « *The ERP alterations in SCI reflect impairments in distributed integrative cortical/subcortical networks that are engaged in stimulus detection, evaluation, and executive functioning* » (Gordon, 2000;

*Williams, 2006 [cités par Lazzaro et al., 2013]*) (Lazzaro et al., 2013, p. 59). Richards et al., (1982) ont réalisé une étude durant laquelle des sujets contrôle ainsi que des sujets SCI ont été soumis à une tâche impliquant des stimulations auditives. Les résultats montrent que l'activation cérébrale relative au stimulus auditif est plus faible pour les sujets SCI avec traumatisme médullaire récent, comparés à ceux lésés depuis une longue période et aux sujets sains. Aucune étude concernant les changements dans le traitement des informations visuelles chez des personnes SCI n'a été trouvée, mais nous pouvons supposer que des modifications s'opèrent, similaires à celles mises au jour pour le traitement des informations auditives. Ainsi, tous ces résultats nous rappellent qu'il est important de tenir compte des modifications perceptives et motrices au niveau de l'activité cérébrale chez les sujets SCI. La dynamique électrocorticale étant différente pour chaque sujet, elle mériterait d'être investiguée individuellement. Cependant, avec l'analyse des moyennes des résultats obtenus par le groupe *SCI*, nous avons pu tout de même mettre en évidence une activité cérébrale dans les régions prémotrices et pariétales lors d'une tâche d'observation motrice. Ces résultats sont encourageants, car ils témoignent de la présence de ce réseau d'action-observation, ou du moins d'une partie de celui-ci, après une lésion médullaire.

De futures études sur les méthodes perceptives et d'observation motrice seraient nécessaires à l'acquisition de plus amples connaissances et à l'affirmation de leurs impacts sur la récupération motrice suite à une lésion médullaire.

Enfin, notre étude pourrait être améliorée sur différents points :

Premièrement, notre type d'analyse était très limité, car peu standardisé. Il aurait peut-être fallu réaliser un groupe *SCI* avec des sujets ayant un niveau de lésion identique, et d'une durée post-lésion similaire. De plus, nous aurions pu faire passer les tests à une heure de la journée identique pour chaque sujet, afin d'éviter des niveaux de fatigue différents entre les participants. Le laboratoire dans lequel nous avons fait les tests n'étant pas très bien isolé au niveau sonore, il est également possible que des perturbations sensorielles aient influencé les résultats.

Deuxièmement, le protocole de notre étude pourrait être amélioré, par exemple en remplaçant la tâche contrôle statique (image statique) par une tâche contrôle dynamique (vidéo neutre). En effet, afin de mettre en évidence d'une manière optimale l'activation cérébrale lors d'une tâche d'observation motrice des membres inférieurs, il aurait été plus judicieux de réaliser une tâche contrôle dynamique (mais sans agent humain), comme par exemple une vidéo d'une balle qui roule, comme utilisée dans l'étude de Heida et al., (2014), ou un documentaire géographique, comme dans l'étude de Belleli et al., (2010). Afin d'appuyer davantage nos résultats, nous aurions également pu intégrer une tâche de réalisation de l'action observée par le groupe *contrôle*, et de tentative de réalisation de cette même action par le groupe *SCI*. Ceci aurait permis une comparaison de l'activité cérébrale entre une tâche d'observation et une tâche d'exécution/tentative d'exécution.

Ce travail étant une étude pilote, des recherches futures sur l'observation motrice seraient donc nécessaires, afin d'étudier plus en détail son effet chez des personnes lésées médullaires complètes et incomplètes. Il serait également envisageable, par la suite, d'étudier l'effet de l'observation motrice chez des sujets atteints de diverses autres pathologies, impliquant un déficit au niveau neurologique.



## 6 Conclusion

Le but de cette étude était de voir si l'observation motrice d'actions connues pouvait activer des régions motrices et sensorimotrices chez des sujets SCI dans un protocole utilisant l'électroencéphalographie. En effet, certaines études ont montré que l'observation d'action permettait d'activer des régions motrices et sensorimotrices chez des sujets contrôle, de même que chez des personnes présentant diverses pathologies (AVC, problèmes orthopédiques, immobilisation, etc.), induisant un effet positif sur la réhabilitation des déficits moteurs. Nous nous sommes également intéressés aux rythmes de repos (alpha et beta) de cette population. Les résultats confirment qu'une activation de l'ensemble du réseau d'action-observation (AON), à savoir des régions prémotrices, pariétales, frontales (IFG) et temporales, est présente lors d'observation d'action chez les sujets contrôle. Nous avons également mis en évidence la préservation d'une partie de ce réseau d'action-observation chez des sujets SCI (activation des régions prémotrices et pariétales uniquement). Ces résultats sont encourageants et suggèrent la possible intégration de l'observation motrice dans les programmes de récupération suite à une lésion médullaire. Une tendance a également été mise en évidence concernant une diminution de l'amplitude des rythmes alpha au repos chez les personnes lésées médullaires comparées aux sujets du groupe *contrôle*. Selon les études réalisées sur l'analyse des rythmes spontanés (chez des personnes âgées et atteintes de la maladie d'Alzheimer), nous pouvons émettre l'hypothèse d'un possible dysfonctionnement thalamo-cortical chez les personnes lésées médullaires, qui entraînerait une réduction de l'amplitude des rythmes alpha. Bien entendu, l'ensemble des résultats de ce travail sont à considérer avec prudence, au vu du nombre très restreint de sujets SCI ayant participé à notre étude et des différences interindividuelles (niveau de lésion, temps après la lésion, âge, etc.). En effet, comme il s'agit d'une étude pilote, il serait nécessaire de réaliser de futures études à plus grande échelle afin de confirmer ou non ces résultats. Toutefois, ce travail constitue une première approche d'un sujet encore peu étudié chez des sujets lésés médullaires. Il est donc important de continuer les recherches dans ce domaine, afin d'innover, d'améliorer et d'optimiser les techniques de réhabilitation existantes, ceci dans le but

d'améliorer les capacités motrices et sensorielles des personnes lésées médullaires.

## 7 Bibliographie

- Alkadhi, H., Brugger, P., Boendermaker, S. H., Crelier, G., Curt, A., Hepp-Reymond, M.-C., & Kollias, S. S. (2005). What Disconnection Tells about Motor Imagery: Evidence from Paraplegic Patients. *Cerebral Cortex, 15*(2), 131–140.
- Babiloni, C., Binetti, G., Cassarino, A., Dal Forno, G., Del Percio, C., Ferreri, F., ... Rossini, P. M. (2006a). Sources of cortical rhythms in adults during physiological aging: a multicentric EEG study. *Human Brain Mapping, 27*(2), 162-172.
- Babiloni, C., Binetti, G., Cassarino, A., Dal Forno, G., Del Percio, C., Ferreri, F., ... Rossini, P. M. (2006b). Sources of cortical rhythms in adults during physiological aging: a multicentric EEG study. *Human Brain Mapping, 27*(2), 162-172.
- Babiloni, C., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., Aschieri, P., Buffo, P., ... Del Percio, C. (2010). Resting state cortical rhythms in athletes: a high-resolution EEG study. *Brain Research Bulletin, 81*(1), 149-156.
- Baccus, W., Mozgova, O., & Thompson, J. C. (2009). Early integration of form and motion in the neural response to biological motion. *Neuroreport, 20*(15), 1334-1338.
- Barker, A. T., Jalinous, R., & Freeston, I. L. (1985). NON-INVASIVE MAGNETIC STIMULATION OF HUMAN MOTOR CORTEX. *The Lancet, 325*(8437), 1106-1107.

- Bassolino, M., Campanella, M., Bove, M., Pozzo, T., & Fadiga, L. (2014). Training the Motor Cortex by Observing the Actions of Others During Immobilization. *Cerebral Cortex (New York, NY)*, *24*(12), 3268-3276.
- Bellelli, G., Buccino, G., Bernardini, B., Padovani, A., & Trabucchi, M. (2010). Action Observation Treatment Improves Recovery of Postsurgical Orthopedic Patients: Evidence for a Top-Down Effect? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*(10), 1489-1494.
- Bruehlmeier, M., Dietz, V., Leenders, K. L., Roelcke, U., Missimer, J., & Curt, A. (1998). How does the human brain deal with a spinal cord injury? *The European Journal of Neuroscience*, *10*(12), 3918-3922.
- Brunet, D., Murray, M. M., & Michel, C. M. (2011). Spatiotemporal Analysis of Multichannel EEG: CARTOOL. *Computational Intelligence and Neuroscience*, *2011*.
- Buccino, G. (2014). Action observation treatment: a novel tool in neurorehabilitation. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, *369*(1644), 20130185.
- Buccino, G., Binkofski, F., Fink, G. R., Fadiga, L., Fogassi, L., Gallese, V., ... Freund, H.-J. (2001). Action observation activates premotor and parietal areas in a somatotopic manner: an fMRI study. *European Journal of Neuroscience*, *13*(2), 400-404.
- Buccino, G., Lui, F., Canessa, N., Patteri, I., Lagravinese, G., Benuzzi, F., ... Rizzolatti, G. (2004). Neural circuits involved in the recognition of actions performed by nonconspecifics: an FMRI study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *16*(1), 114-126.



- Calvo-Merino, B., Glaser, D. E., Grèzes, J., Passingham, R. E., & Haggard, P. (2005). Action observation and acquired motor skills: an fMRI study with expert dancers. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)*, *15*(8), 1243-1249.
- Carr, L., Iacoboni, M., Dubeau, M.-C., Mazziotta, J. C., & Lenzi, G. L. (2003). Neural mechanisms of empathy in humans: A relay from neural systems for imitation to limbic areas. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *100*(9), 5497-5502.
- Castro, A., Díaz, F., & Sumich, A. (2013). Long-term neuroplasticity in spinal cord injury patients: A study on movement-related brain potentials. *International Journal of Psychophysiology*, *87*(2), 205–214.
- Castro, A., Díaz, F., & Van Boxtel, G. J. M. (2007). How does a short history of spinal cord injury affect movement-related brain potentials? *European Journal of Neuroscience*, *25*(9), 2927–2934.
- Chen, A. C. N., Feng, W., Zhao, H., Yin, Y., & Wang, P. (2008). EEG default mode network in the human brain: spectral regional field powers. *NeuroImage*, *41*(2), 561-574.
- Cochin, S., Barthelemy, C., Roux, S., & Martineau, J. (1999). Observation and execution of movement: similarities demonstrated by quantified electroencephalography. *European Journal of Neuroscience*, *11*(5), 1839-1842.
- Cramer, S. C., Lastra, L., Lacourse, M. G., & Cohen, M. J. (2005). Brain motor system function after chronic, complete spinal cord injury. *Brain*, *128*(12), 2941-2950.

- Cramer, S. C., Orr, E. L. R., Cohen, M. J., & Lacourse, M. G. (2007). Effects of motor imagery training after chronic, complete spinal cord injury. *Experimental Brain Research*, 177(2), 233–242.
- Cross, E. S., Kraemer, D. J. M., de C. Hamilton, A. F., Kelley, W. M., & Grafton, S. T. (2009). Sensitivity of the Action Observation Network to Physical and Observational Learning. *Cerebral Cortex (New York, NY)*, 19(2), 315–326.
- De Morand, A. (2010). 4 - Le patient blessé médullaire. In A. de Morand (Éd.), *Guide pratique de rééducation neurologique* (p. 217-282). Paris: Elsevier Masson.
- Di Rienzo, F., Guillot, A., Daligault, S., Delpuech, C., Rode, G., & Collet, C. (2014). Motor inhibition during motor imagery: A MEG study with a quadriplegic patient. *Neurocase*, 20(5), 524–539.
- Ertelt, D., Small, S., Solodkin, A., Dettmers, C., McNamara, A., Binkofski, F., & Buccino, G. (2007). Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *NeuroImage*, 36, Supplement 2, T164-T173.
- Fabbri-Destro, M., & Rizzolatti, G. (2008). Mirror Neurons and Mirror Systems in Monkeys and Humans. *Physiology*, 23(3), 171–179.
- Fadiga, L., Fogassi, L., Pavesi, G., & Rizzolatti, G. (1995). Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *Journal of Neurophysiology*, 73(6), 2608–2611.
- Filimon, F., Rieth, C. A., Sereno, M. I., & Cottrell, G. W. (2014). Observed, Executed, and Imagined Action Representations can be Decoded From Ventral and Dorsal Areas. *Cerebral Cortex*, bhu110.

- Gallese, V., Fadiga, L., Fogassi, L., & Rizzolatti, G. (1996). Action recognition in the premotor cortex. *Brain*, *119*(2), 593-609.
- Gourab, K., & Schmit, B. D. (2010). Changes in movement-related  $\beta$ -band EEG signals in human spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, *121*(12), 2017–2023.
- Grangeon, M., Guillot, A., & Collet, C. (2009). Effets de l'imagerie motrice dans la rééducation de lésions du système nerveux central et des atteintes musculo-articulaires. *Movement & Sport Sciences*, *67*(2), 9-9.
- Green, J. B., Sora, E., Bialy, Y., Ricamato, A., & Thatcher, R. W. (1998). Cortical sensorimotor reorganization after spinal cord injury: an electroencephalographic study. *Neurology*, *50*(4), 1115–1121.
- Green, J. B., Sora, E., Bialy, Y., Ricamato, A., & Thatcher, R. W. (1999). Cortical motor reorganization after paraplegia An EEG study. *Neurology*, *53*(4), 736–736.
- Hamilton, A. F. de C. (2008). Emulation and mimicry for social interaction: a theoretical approach to imitation in autism. *Quarterly Journal of Experimental Psychology (2006)*, *61*(1), 101-115.
- Hari, R., Forss, N., Avikainen, S., Kirveskari, E., Salenius, S., & Rizzolatti, G. (1998). Activation of human primary motor cortex during action observation: A neuromagnetic study. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *95*(25), 15061-15065.
- Harness, E. T., Yozbatiran, N., & Cramer, S. C. (2008). Effects of intense exercise in chronic spinal cord injury. *Spinal Cord*, *46*(11), 733-737.
- Heida, T., Poppe, N. R., de Vos, C. C., van Putten, M. J. A. M., & van Vugt, J. P. P. (2014). Event-related mu-rhythm desynchronization during

movement observation is impaired in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, *125*(9), 1819-1825.

Hotz-Boendermaker, S., Funk, M., Summers, P., Brugger, P., Hepp-Reymond, M.-C., Curt, A., & Kollias, S. S. (2008). Preservation of motor programs in paraplegics as demonstrated by attempted and imagined foot movements. *NeuroImage*, *39*(1), 383-394.

Iacoboni, M., Woods, R. P., Brass, M., Bekkering, H., Mazziotta, J. C., & Rizzolatti, G. (1999). Cortical mechanisms of human imitation. *Science (New York, N.Y.)*, *286*(5449), 2526-2528.

Jackson, P. L., Meltzoff, A. N., & Decety, J. (2006). Neural circuits involved in imitation and perspective-taking. *NeuroImage*, *31*(1), 429-439.

Johansson, G. (1973). Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception & Psychophysics*, *14*(2), 201-211.

Jokisch, D., Daum, I., Suchan, B., & Troje, N. F. (2005). Structural encoding and recognition of biological motion: evidence from event-related potentials and source analysis. *Behavioural Brain Research*, *157*(2), 195-204.

Jones, M. L., Harness, E., Denison, P., Tefertiller, C., Evans, N., & Larson, C. A. (2012). Activity-based Therapies in Spinal Cord Injury:: Clinical Focus and Empirical Evidence in Three Independent Programs. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, *18*(1), 34-42.

Jurkiewicz, M. T., Mikulis, D. J., McIlroy, W. E., Fehlings, M. G., & Verrier, M. C. (2007). Sensorimotor cortical plasticity during recovery

- following spinal cord injury: a longitudinal fMRI study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(6), 527-538.
- Kilner, J. M., & Lemon, R. N. (2013). What We Know Currently about Mirror Neurons. *Current Biology*, 23(23), R1057-R1062.
- Kim, H., & Shim, J. (2015). Investigation of the effects of mirror therapy on the upper extremity functions of stroke patients using the manual function test. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 227-229.
- Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., ... Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2011). *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 535-546.
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research. Brain Research Reviews*, 29(2-3), 169-195.
- Knyazev, G. G., Volf, N. V., & Belousova, L. V. (s. d.). Age-related differences in electroencephalogram connectivity and network topology. *Neurobiology of Aging*.
- Kokotilo, K. J., Eng, J. J., & Curt, A. (2009). Reorganization and Preservation of Motor Control of the Brain in Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Journal of neurotrauma*, 26(11), 2113-2126.
- Kumar, S., Riddoch, M. J., & Humphreys, G. (2013). Mu rhythm desynchronization reveals motoric influences of hand action on object recognition. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 66.
- Lazzaro, I., Tran, Y., Wijesuriya, N., & Craig, A. (2013). Central correlates of impaired information processing in people with spinal cord injury.

*Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 30(1), 59-65.

Legault, I. (2012). Mouvement biologique et entraînement perceptivo-cognitif chez les personnes âgées. Consulté à l'adresse

Loison, B., Moussaddaq, A.-S., Cormier, J., Richard, I., Ferrapie, A.-L., Ramond, A., & Dinomais, M. (2013). Translation and validation of the French Movement Imagery Questionnaire – Revised Second version (MIQ-RS). *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 56(3), 157-173.

Lotze, M., Laubis-Herrmann, U., & Topka, H. (2006). Combination of TMS and fMRI reveals a specific pattern of reorganization in M1 in patients after complete spinal cord injury. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 24(2), 97-107.

Manuel, A. L., Bernasconi, F., & Spierer, L. (2013). Plastic modifications within inhibitory control networks induced by practicing a stop-signal task: An electrical neuroimaging study. *Cortex*, 49(4), 1141-1147.

Molenberghs, P., Cunnington, R., & Mattingley, J. B. (2012). Brain regions with mirror properties: a meta-analysis of 125 human fMRI studies. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(1), 341-349.

Mon-Williams, M., & Bingham, G. P. (2011). Discovering affordances that determine the spatial structure of reach-to-grasp movements. *Experimental Brain Research*, 211(1), 145-160.

Neto, E., Allen, E. A., Aurlen, H., Nordby, H., & Eichele, T. (2015). EEG Spectral Features Discriminate between Alzheimer's and Vascular Dementia. *Frontiers in Neurology*, 6, 25.

- Ortigue, S., Sinigaglia, C., Rizzolatti, G., & Grafton, S. T. (2010). Understanding Actions of Others: The Electrodynamics of the Left and Right Hemispheres. A High-Density EEG Neuroimaging Study. *PLoS ONE*, 5(8).
- Ortigue, S., Thompson, J. C., Parasuraman, R., & Grafton, S. T. (2009). Spatio-Temporal Dynamics of Human Intention Understanding in Temporoparietal Cortex: A Combined EEG/fMRI Repetition Suppression Paradigm. *PLoS ONE*, 4(9).
- Pfurtscheller, G., Linortner, P., Winkler, R., Korisek, G., & Müller-Putz, G. (2009). Discrimination of Motor Imagery-Induced EEG Patterns in Patients with Complete Spinal Cord Injury. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2009, e104180.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., Brunner, C., & da Silva, F. L. (2005). Beta rebound after different types of motor imagery in man. *Neuroscience Letters*, 378(3), 156-159.
- Pfurtscheller, G., Stancák, A., & Neuper, C. (1996). Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98(4), 281-293.
- Proverbio, A. M., Adorni, R., & D'Aniello, G. E. (2011). 250 ms to code for action affordance during observation of manipulable objects. *Neuropsychologia*, 49(9), 2711-2717.
- Raineteau, O., & Schwab, M. E. (2001). Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. *Nature Reviews. Neuroscience*, 2(4), 263-273.

- R Development Core Team (2005). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL.
- Richards, J. S., Hirt, M., & Melamed, L. (1982). Spinal cord injury: a sensory restriction perspective. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 63(5), 195-199.
- Rizzolatti, G., & Fogassi, L. (2014). The mirror mechanism: recent findings and perspectives. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 369(1644), 20130420.
- Roberts, J. W., Bennett, S. J., Elliott, D., & Hayes, S. J. (2014). Top-down and bottom-up processes during observation: implications for motor learning. *European Journal of Sport Science*, 14 Suppl 1, S250-256.
- Roh, J. H., Park, M. H., Ko, D., Park, K.-W., Lee, D.-H., Han, C., ... Jung, K.-Y. (2011). Region and frequency specific changes of spectral power in Alzheimer's disease and mild cognitive impairment. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 122(11), 2169-2176.
- Romeo, C., Raveendran, A. T., Sobha, N. M., & Paulose, C. S. (2013). Cholinergic receptor alterations in the brain stem of spinal cord injured rats. *Neurochemical Research*, 38(2), 389-397.
- Sabbah, P., de, S. S., Leveque, C., Gay, S., Pfefer, F., Nioche, C., ... Cordoliani, Y. S. (2002). Sensorimotor cortical activity in patients with complete spinal cord injury: a functional magnetic resonance imaging study. *Journal of Neurotrauma*, 19(1), 53-60.



- Sallard, E., Barral, J., Chavan, C. F., & Spierer, L. (2014). Early attentional processes distinguish selective from global motor inhibitory control: An electrical neuroimaging study. *NeuroImage*, 87, 183-189.
- Sionneau, V., Bernaudeau, C., Thai N'Guyen, M., & Lacenaire, A. (2011). Apport de la thérapie miroir en rééducation chez l'hémiplégique: Systematic review of mirror applications protocol in rehabilitation with hemiplegic. *Kinésithérapie, la Revue*, 11(118), 15-19.
- Szelies, B., Mielke, R., Kessler, J., & Heiss, W. D. (1999). EEG power changes are related to regional cerebral glucose metabolism in vascular dementia. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(4), 615-620.
- Thompson, J., & Parasuraman, R. (2012). Attention, biological motion, and action recognition. *NeuroImage*, 59(1), 4-13.
- Tremblay, C., Robert, M., Pascual-Leone, A., Lepore, F., Nguyen, D. K., Carmant, L., ... Théoret, H. (2004). Action observation and execution: intracranial recordings in a human subject. *Neurology*, 63(5), 937-938.

**Livre et revue :**

- Bernard P. Ninot G. (2002). Les déficiences motrices. Edition Revue EPS: Paris.
- Marieb, E et Hoehn, K. (2010). *Anatomie et physiologie humaines*. ERPI, France.

**Site internet :**

<http://www.universalis.fr/dictionnaire/prosencephale/> (encyclopédie)

[http://www.cfrvr.ch/juridique/17\\_octobre\\_Le\\_Nouvelliste\\_Notwil.pdf](http://www.cfrvr.ch/juridique/17_octobre_Le_Nouvelliste_Notwil.pdf)

(journal quotidien valaisan, Suisse)

## 8 Annexes

<b><u>Annexe 1</u></b> : ASIA Impairment Scale (AIS).....	II
<b><u>Annexe 2</u></b> : formulaire de consentement.....	III
<b><u>Annexe 3</u></b> : questionnaire relatif au participant lésé médullaire.....	IV
<b><u>Annexe 4</u></b> : fiche participant (déroulement de l'expérience).....	V
<b><u>Annexe 5</u></b> : cartes de l'activité cérébrale des sujets du groupe <i>contrôle</i> , lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice.....	VI

**Annexe 1** : ASIA Impairment Scale (AIS), d'après (Kirshblum et al., 2011, pp.543)

*A = Complete. No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-S5*

*B = Sensory incomplete. Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-S5, AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body*

*C = Motor incomplete. Motor function is preserved below the neurological level, and more than half of key muscle functions below the single neurological level of injury have a muscle grade less than 3 (Grades 0–2).*

*D = Motor incomplete. Motor function is preserved below the neurological level, and at least half (half or more) of key muscle functions below the neurological level of injury have a muscle grade >3*

*E = Normal. If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without a SCI does not receive an AIS grade*

## Annexe 2 : formulaire de consentement



### Formulaire de consentement

Numéro de l'étude :	Etude pilote
Titre de l'étude :	<i>Analyses électro-corticales mécanismes d'inhibition et d'observation motrices : une étude chez les lésés-médullaires</i>
Promoteur :	<i>Institut des Sciences du Sport de l'Université de Lausanne (ISSUL)</i>
Lieu de réalisation :	<i>Laboratoire de recherche expérimentale sur le comportement CH-1005 Lausanne</i>
Coordinateur:	<i>Jérôme Barral, PhD, MER, ISSUL</i>
Directeur de l'étude:	<i>Jérôme Barral, PhD, MER, ISSUL</i>
Prénom, Nom / Date de naissance du volontaire	

Le volontaire:

- Certifie avoir été informé oralement et par écrit des objectifs et du déroulement de l'étude, des avantages et inconvénients possibles ainsi que des risques éventuels.
- Affirme avoir lu attentivement et compris les informations écrites fournies en annexe (Formulaire d'information), informations à propos desquelles il a pu poser toutes les questions qu'il souhaitait et que des réponses satisfaisantes ont été apportées.
- Atteste qu'un temps de réflexion suffisant lui a été accordé.
- Certifie avoir été informé qu'il pouvait interrompre à tout instant sa participation à cette étude sans préjudice d'aucune sorte.
- A été informé que les données recueillies pendant l'étude sont traitées de façon confidentielles et anonymes et qu'elles pourront faire l'objet de publications scientifiques.
- S'engage à informer l'investigateur responsable de tout phénomène inattendu pouvant survenir pendant cette étude et à se conformer aux recommandations de l'investigateur responsable de l'étude.
- Certifie que les exigences et restrictions mentionnées dans l'information fournie en annexe seront respectées.
- S'engage à informer l'investigateur de tout traitement concomitant ainsi que de la prise de médicaments prescrits par un médecin ou pris de son propre chef.
- Accepte de participer à cette étude.

Lausanne, le	Signature du-de la volontaire
--------------	-------------------------------

*Attestation des investigateurs : J'atteste pas ma signature avoir expliqué au volontaire, dont la signature figure ci-dessus, le déroulement et la portée de l'étude. Si je devais prendre connaissance, à quelque moment que ce soit durant la réalisation de l'étude, d'informations susceptibles d'influer sur le consentement du volontaire à participer à l'étude, je m'engage à l'en informer immédiatement.*

Lausanne, le	Signature du coordinateur
--------------	---------------------------

Lausanne, le	Signature du directeur de l'étude
--------------	-----------------------------------

**Annexe 3** : questionnaire relatif au participant lésé médullaire



**Etude EEG-SCI-ISSUL**

Questionnaire relatif au participant lésé médullaire

Code sujet : .....

- 1) Age et sexe du participant : .....
- 2) A quel niveau se situe la lésion ? .....
- 3) Quel est votre score ASIA ? .....
- 4) Combien de temps s'est écoulé depuis la lésion médullaire (+ date de la lésion) ? .....
- 5) Prise de médicaments ? .....
- 6) Niveau de fatigue ? .....
- 7) Antécédents médicaux (crises d'épilepsie, traumatismes crâniens, etc.) ? .....

Merci pour votre participation !

## Annexe 4 : fiche participant (déroulement de l'expérience)



### Fiche Participant / Etude EEG-SCI

Date : \_\_\_/\_\_\_/ 2015

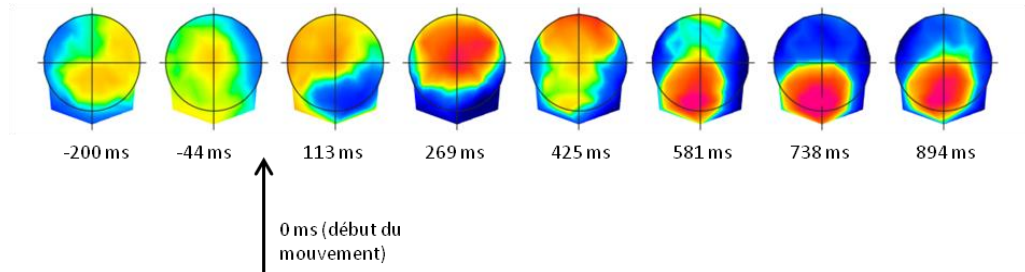
Code \_\_\_\_\_ (#initiales / ex. '01/B') - A utiliser pour les noms des fichiers EEG

#### Déroulement de l'expérience

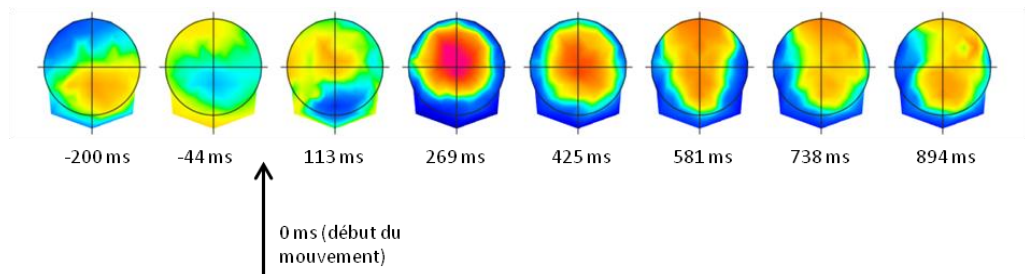
Validation	ETAPES		
	Installation du bonnet + pose des électrodes	Heure début :	
	EEG de repos yeux ouvert (EO)	Heure début :	
	EEG de repos yeux fermés (EC)		
	Tâche contrôle GONOGO (Control)	Heure début :	Session 1
			Session 2
	Remarques :		
	ESSAI GONOGO		
	GONOGO	Heure début :	Session 1
			Session 2
	Remarques :		
	OBSERVATION (test2)	Heure début :	Session 1
			Session 2
	Remarques :		

**Annexe 5** : cartes de l'activité cérébrale des sujets du groupe *contrôle*, lors de la condition dynamique de la tâche d'observation motrice

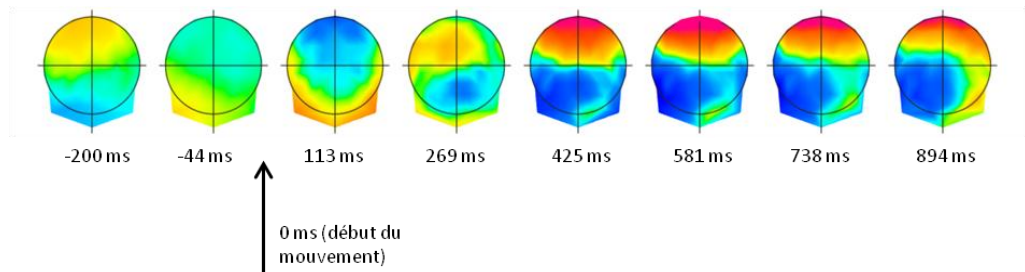
Sujet contrôle 1 :



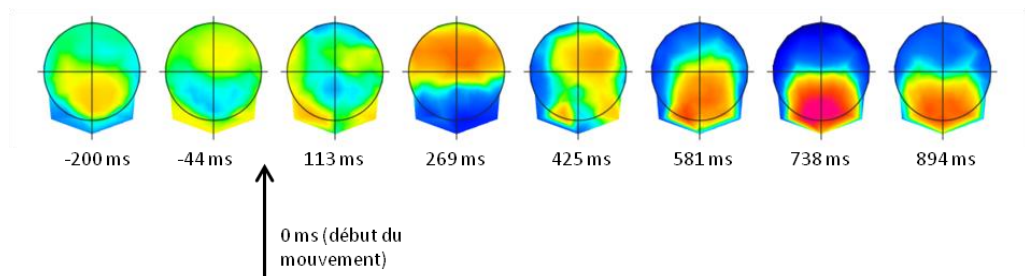
Sujet contrôle 2 :



Sujet contrôle 3 :

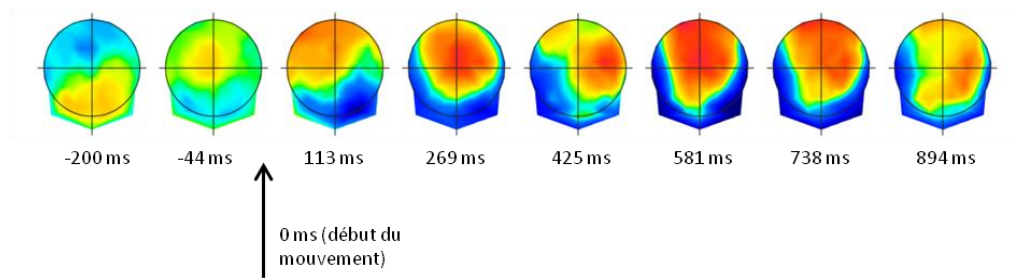


Sujet contrôle 4 :

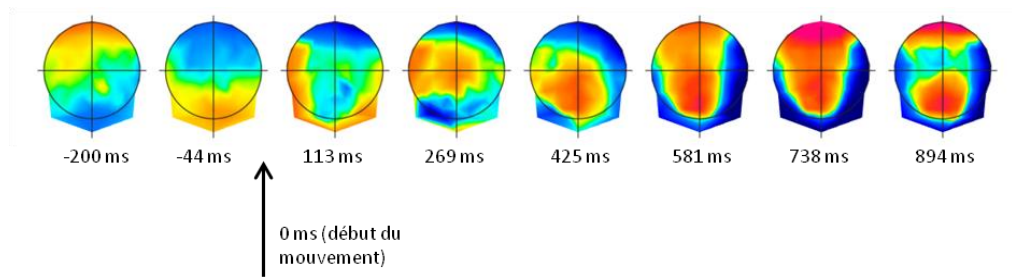




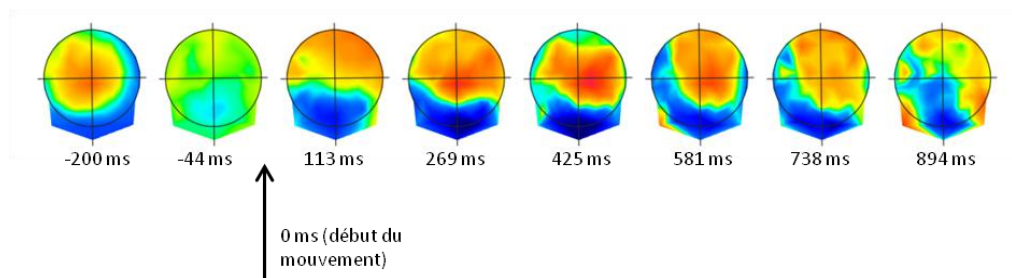
Sujet contrôle 5 :



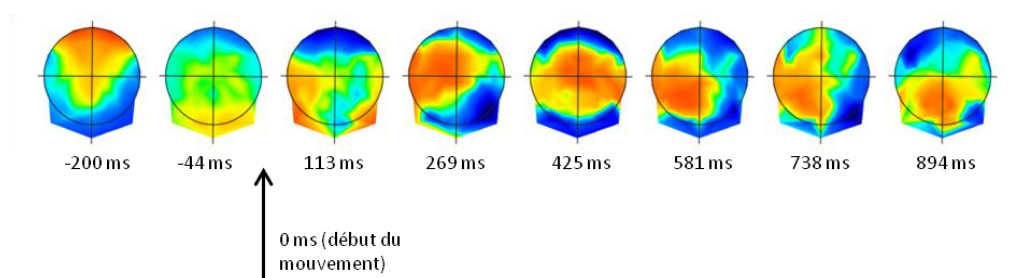
Sujet contrôle 6 :



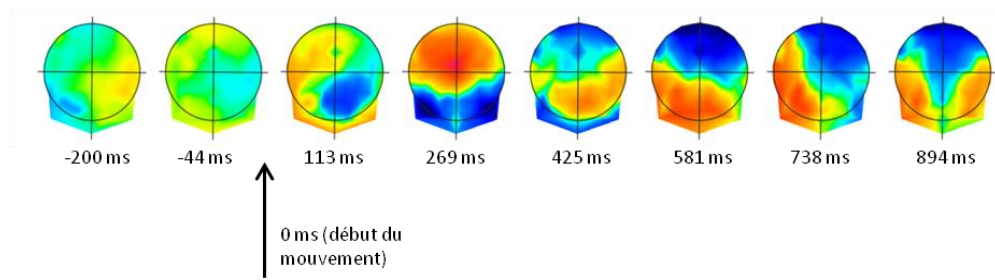
Sujet contrôle 7 :



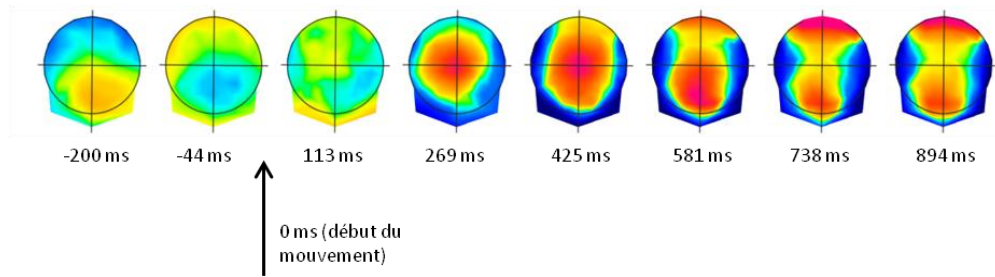
Sujet contrôle 8 :



Sujet contrôle 9 :



Sujet contrôle 10 :



Sujet contrôle 11 :

