



HAL
open science

Imagerie motrice et amputation du membre inférieur

Elodie Saruco

► **To cite this version:**

Elodie Saruco. Imagerie motrice et amputation du membre inférieur. Neurosciences [q-bio.NC]. Université de Lyon, 2017. Français. NNT : 2017LYSE1237 . tel-01724601

HAL Id: tel-01724601

<https://theses.hal.science/tel-01724601>

Submitted on 6 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THESE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON

OPÉRÉE AU SEIN DE
L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1

ÉCOLE DOCTORALE INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES ET SANTÉ
N° 205

SPÉCIALITÉ DE DOCTORAT : SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITÉS PHYSIQUES ET
SPORTIVES

DISCIPLINE : NEUROSCIENCES

SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 21/11/2017, PAR :
ELODIE SARUCO

IMAGERIE MOTRICE ET AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR

DEVANT LE JURY COMPOSÉ DE :

PERREY	STÉPHANE	PROFESSEUR	UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER	PRÉSIDENT
MOUREY	FRANCE	PROFESSEURE	UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE	RAPPORTEURE
TOUSSAINT	LUCETTE	PROFESSEURE	UNIVERSITÉ DE POITIERS	RAPPORTEURE
JACKSON	PHILIP	PROFESSEUR	UNIVERSITÉ DE LAVAL	EXAMINATEUR
PERREY	STÉPHANE	PROFESSEUR	UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER	EXAMINATEUR
GUILLOT	AYMERIC	PROFESSEUR	UNIVERSITÉ DE LYON	DIRECTEUR DE THÈSE
SAIMPONT	ARNAUD	DOCTEUR	UNIVERSITÉ DE LYON	CO-DIRECTEUR DE THÈSE

PRÉSIDENCE DE L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON1

Université : Monsieur le Professeur Frédéric FLEURY

Conseil Académique : Monsieur le Professeur Hamda BEN HADID

Vice-présidence du Conseil d'Administration : Monsieur le Professeur DIDIER REVEL

Vice-présidence de la Commission Recherche : Monsieur le Docteur Fabrice VALLÉE

Vice-présidence de la Commission Formation et Vie Universitaire : Monsieur le Professeur Philippe CHEVALIER

Direction Générale des Services : Madame Dominique MARCHAND

DIRECTION DES COMPOSANTES SANTÉ

Faculté de Médecine Lyon-Est : Monsieur le Professeur Gilles RODE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon-Sud : Madame la Professeure Carole BURILLON

Faculté d'Ontologie : Monsieur le Professeur Denis Bourgeois

Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation : Monsieur le Docteur Xavier Perrot

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques : Madame la Professeure Christine VINCIGUERRA

Département de Biologie Humaine : Madame la Professeure Anne-Marie SCHOTT

DIRECTION DES COMPOSANTES SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies : Monsieur le Professeur Fabien DE MARCHI

UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives : Monsieur le Docteur Yannick VANPOULLE

Institut des Sciences Financières et Assurance : Monsieur le Docteur Nicolas LEBOISNE

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Éducation : Monsieur le Professeur Alain MOUGNIOTTE

Observatoire des Sciences de l'Univers : Monsieur le Docteur Bruno GUIDERDONI

Polytech Lyon : Monsieur le Professeur Emmanuel PERRIN

Institut Universitaire de Technologie : Monsieur le Professeur Christophe VITON

Je dédie ce travail de thèse à mes parents.

À toi Maman, pour ton amour et soutien inconditionnels depuis toujours, et pour représenter mon plus bel exemple de force, de générosité et de bienveillance.

À toi Papa, pour tout ce que tu m'auras appris, et dans l'espoir que tu puisses percevoir les réussites de ta fille, et qu'elles t'emplissent de joie.

REMERCIEMENTS

Mes remerciements les plus chaleureux vont à mon directeur et désormais très cher ami, le Professeur Aymeric Guillot. Merci d'avoir cru en moi dès le premier instant, d'avoir permis ma reprise d'études dans les meilleures conditions possibles, et de m'avoir toujours assuré un soutien infaillible dans toutes mes entreprises, aussi bien professionnelles que personnelles. Se proposer de faire un doctorat peut s'apparenter une traversée maritime à la barque, avec des passages parfois houleux, mais le faire sous ta direction m'aura placée sous des vents favorables tout au long de l'épreuve. Merci pour ton aide sur tous les plans, et pour avoir toujours constitué un grand moteur de motivation interne.

Je remercie mon ami le Dr Franck Di Rienzo pour l'immense aide apportée sur les analyses statistiques de mes différents travaux. De manière plus personnelle, je le remercie de tout cœur pour son soutien si précieux et sincère lors des expériences de vie difficiles que j'ai pu rencontrer au cours de ces 3 années.

Je remercie mon co-directeur de thèse, le Dr Arnaud Saimpont, pour la confiance qu'il m'a accordée tout au long de ce travail. M'avoir laissé toute cette autonomie, dont j'avais tant besoin, m'a permis de travailler selon un rythme et un modèle qui me sont chers, et a largement contribué au développement de mes compétences professionnelles.

Je tiens à remercier le Pr Christian Collet pour toute sa sympathie et bienveillance à mon égard. Je le remercie également pour les relectures approfondies des articles de recherches rédigés au cours de ces 3 années, et pour ce qu'elles m'ont enseigné.

Je remercie Vanessa pour sa foi en moi, particulièrement appréciable dans les moments difficiles, ceux de doute... Je la remercie de me soutenir dans mes projets professionnels, si chers à mes yeux et indispensables à mon épanouissement personnel. Merci pour ton regard valorisant...

Un grand merci à toute l'équipe des doctorants du LIBM pour tous ces bons moments partagés ensemble, pour votre sympathie et empathie. Je remercie tout particulièrement Benjamin De Witte, pour tout le travail effectué en tant qu'évaluateur de mon principal protocole expérimental. Je tiens également à transmettre mes remerciements les plus chaleureux à mon Thiago. Merci pour ton amitié, merci de m'avoir demandé d'être ta demoiselle d'honneur le jour de ton mariage...

Je remercie l'équipe soignante du centre médico-chirurgical des Massues, Le Dr Isabelle Laroyenne, madame Isabelle Perettant, et toutes les kinésithérapeutes pour le travail fourni sur notre protocole clinique. Aussi, je remercie grandement tous les patients qui ont accepté d'y participer. Je remercie également toutes les personnes recrutées pour les besoins des autres études formant partie de cette thèse.

Je n'oublie pas les docteurs Karine Monteil, Isabelle Rogowski, Yoann Blache, Nady El Hoyek et Ustrula Debarnot pour toute leur sympathie et les bons moments passés ensemble. Enfin, je tiens à remercier très sincèrement Marie pour toute son aide lorsque je préparais le concours pour l'obtention de la bourse qui allait me permettre de réaliser cette thèse.

Y obviamente, no me olvido de mi querida Susana. Te quiero dar las gracias Wey, por todo ese apoyo, todo es amor. El conocerla habrá sido uno de los mejores momentos de mi tesis. Espero que sigamos compartiendo muchos más protocolos experimentales y sobre todo, momentos de gran amistad, como la que nos une. También doy las gracias a Miguel Angel, por la ayuda enorme con el programa Matlab, y por tanta simpatía. Espero sinceramente tener la oportunidad de volver a colaborar contigo.

RÉSUMÉ

L'imagerie motrice, ou représentation interne d'un mouvement, est une technique d'entraînement mental ayant la particularité d'impacter la plasticité cérébrale activité-dépendante. La pertinence de son intégration au sein des programmes de rééducation fonctionnelle a été validée par de nombreuses études expérimentales, tout particulièrement pour les personnes victimes d'un accident vasculaire cérébral ou d'une lésion de la moelle épinière. Les résultats obtenus par ce travail de thèse élargissent l'éventail des populations pouvant bénéficier de cette approche en validant la faisabilité et en précisant les conditions optimales de l'intégration de l'imagerie motrice dans le cadre de la rééducation de personnes amputées du membre inférieur. Nous rapportons également des résultats préliminaires prometteurs quant à ses effets sur le recouvrement de leurs capacités locomotrices. Les données montrent que le travail en imagerie motrice devrait être spécifique aux mouvements fonctionnels bilatéraux et que, sous réserve d'une prochaine validation auprès de cette population, l'imagerie motrice de tâches posturales ainsi que l'utilisation conjointe de la stimulation transcrânienne à courant continu, devraient permettre de maximiser son pouvoir d'action sur le recouvrement de la locomotion de personnes amputées du membre inférieur.

MOTS-CLÉS : imagerie motrice, amputation du membre inférieur, locomotion, tDCS

ABSTRACT

Motor imagery, which refers to the internal representation of a movement, has the potential to impact activity-dependent plasticity. The relevance of motor imagery, as a technique allowing substantial motor performance gains and motor recovery in the field of rehabilitation, has been validated by numerous experimental studies in stroke patients and persons suffering from spinal cord injury. By highlighting the possibility of integrating motor imagery within the framework of lower-limb amputees' rehabilitation programs, and revealing promising preliminary data regarding locomotion recovery, the results of this thesis broaden the range of people which might benefit from this technique. Data further suggest that motor imagery should specifically focus on functional and bilateral tasks, and that concomitant use of transcranial direct current stimulation should contribute to potentiate the impact of motor imagery on locomotion recovery of lower-limb amputees.

KEY-WORDS: motor imagery, lower-limb amputation, locomotion, tDCS

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	5
ABSTRACT	6
LISTE DES ABRÉVIATIONS	10
LISTE DES FIGURES	11
LISTE DES TABLEAUX	13
<u>INTRODUCTION GÉNÉRALE</u>	14
<u>CADRE THÉORIQUE</u>	17
I) IMAGERIE MOTRICE	17
A) DÉFINITION	17
B) ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE	19
C) FACTEURS DE MODIFICATION DE L'ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE	27
1) NIVEAU D'EXPERTISE	27
(i) PHYSIQUE	27
(ii) MENTAL	29
2) CARACTÉRISTIQUES DE L'IMAGERIE MOTRICE	30
(i) MODALITÉ	30
(ii) TYPE	32
3) CONGRUENCE POSTURALE	35
D) IMAGERIE MOTRICE ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE	36
1) CHEZ LE SUJET SAIN	41
2) DANS LE CADRE DE LA RÉÉDUCATION FONCTIONNELLE	48
E) IMAGERIE MOTRICE ET RÉÉDUCATION DE LA LOCOMOTION	52
<i>TRAVAIL DE SYNTHÈSE</i>	58
II) AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR	74
A) ÉPIDÉMIOLOGIE	75
B) CONSÉQUENCES	77

1) FONCTIONS MOTRICES	77
2) PLASTICITÉ DE COMPENSATION SPONTANÉE	79
3) DOULEURS FANTÔMES	81
C) RÉÉDUCATION	84
1) PROTOCOLES	84
2) PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE	85
<u>CADRE MÉTHODOLOGIQUE</u>	91
I) MESURE DES CAPACITÉS D'IMAGERIE MOTRICE	91
A) TESTS PSYCHOMÉTRIQUES	91
1) KVIQ	92
2) MIQ-R	93
3) AUTO-ÉVALUATIONS	93
B) TEST COMPORTEMENTAL : LA CHRONOMÉTRIE MENTALE	94
II) STIMULATION TRANSCRÂNIENNE À COURANT CONTINU	96
A) DESCRIPTION	96
B) EFFETS IMMÉDIATS	96
C) EFFICACITÉ SYNAPTIQUE	98
D) EFFETS À LONG TERME	99
1) NEUROTRANSMISSION GLUTAMATERGIQUE	99
2) NEUROTRANSMISSION GABAERGIQUE	100
3) FACTEUR NEUROTROPHIQUE ISSU DU CERVEAU	101
E) APPRENTISSAGE MOTEUR	101
F) MODALITÉS D'APPLICATION	102
1) DURÉE ET INTENSITÉ	102
2) ÉLECTRODES	103
(i) CONFIGURATION	103
(ii) PLACEMENT	103

<u>CADRE EXPÉRIMENTAL</u>	105
I) CAPACITÉS D’IMAGERIE MOTRICE ET AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR	105
<i>ÉTUDE N°1</i>	107
II) IMAGERIE MOTRICE ET RÉÉDUCATION DE LA LOCOMOTION	139
A) CHEZ LE PATIENT AMPUTÉ DU MEMBRE INFÉRIEUR	139
<i>ÉTUDE N°2</i>	140
B) L’APPORT ADDITIONNEL DE LA STIMULATION TRANSCRÂNIENNE À COURANT CONTINU	166
<i>ÉTUDE N°3</i>	167
<i>ÉTUDE N°4</i>	176
<u>CADRE ANALYTIQUE</u>	198
I) INTÉGRATION DE L’IMAGERIE MOTRICE DANS LA RÉÉDUCATION DE PERSONNES AMPUTÉES DU MEMBRE INFÉRIEUR	199
A) FAISABILITÉ ET MODALITÉS D’APPLICATION	199
B) EFFETS THÉRAPEUTIQUES	201
1) MOTRICITÉ	201
2) DOULEURS FANTÔMES	203
C) POTENTIALISATION DES EFFETS DE L’IMAGERIE MOTRICE	204
CONCLUSION	206
II) PERSPECTIVES DE RECHERCHE	208
A) CLINIQUES	208
B) FONDAMENTALES	208
<u>ANNEXES</u>	211
<u>RÉFÉRENCES</u>	221

LISTE DES ABBRÉVIATIONS

AMS : Aire Motrice Supplémentaire

ARAT : Action Research Arm Test

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

DF : Douleur Fantôme

DLT : Dépression à Long Terme

EEG : Électroencéphalographie

GABA : Acide γ -Aminobutyrique

IM : Imagerie Motrice

IRMf : Imagerie par Résonance
Magnétique fonctionnelle

KVIQ : Kinesthetic and Visual Imagery
Questionnaire

M₁ : Cortex moteur primaire

MEG : Magnétoencéphalographie

MIQ-R : Movement Imagery
Questionnaire-Revised

NIRSf : Imagerie Spectroscopique Proche
Infrarouge fonctionnelle

NMDA : N-méthyl-D-aspartate

PAS : Paired Associative Stimulation

PLT : Potentialisation à Long Terme

PP : Pratique Physique

SN : Système Nerveux

tDCS : Stimulation Transcrânienne à
Courant Continu

TMS : Stimulation Magnétique
Transcrânienne

LISTE DES FIGURES

- Figure 1** : Inhibition de la commande motrice lors de l'IM et différentes modalités.
- Figure 2** : Équivalence neurofonctionnelle au sein du cortex moteur primaire.
- Figure 3** : Schématisation des aires motrices secondaires activées lors de l'IM.
- Figure 4** : Schématisation des structures sous-corticales activées lors de l'IM.
- Figure 5** : Équivalence neurofonctionnelle entre IM et PP.
- Figure 6** : Équivalence neurofonctionnelle et différences d'intensité d'activation.
- Figure 7** : Connectivité fonctionnelle lors de l'IM et de la PP.
- Figure 8** : Niveau d'expertise motrice et réseaux fonctionnels de l'IM.
- Figure 9** : Capacité d'IM et réseaux fonctionnels associés.
- Figure 10** : Modalités d'IM et activations cérébrales.
- Figure 11** : Types d'IM et activations cérébrales schématisées.
- Figure 12** : Types d'IM et réseaux de connectivité.
- Figure 13** : IM et congruence posturale.
- Figure 14** : Plasticité activité-dépendante et synaptogenèse.
- Figure 15** : Plasticité activité-dépendante et réorganisations cytoarchitectoniques de M₁.
- Figure 16** : Apprentissage moteur et activité cérébrale.
- Figure 17** : IM et plasticité activité-dépendante du point de vue de la TMS.
- Figure 18** : Modulation de l'activité cérébrale induite par l'apprentissage par PP et par IM.
- Figure 19** : Modification de la connectivité fonctionnelle induite par l'IM.
- Figure 20** : IM et plasticité activité-dépendante mesurée en « resting-state ».
- Figure 21** : IM et plasticité activité-dépendante lors de la rééducation d'un AVC.
- Figure 22** : IM et plasticité activité-dépendante lors de la rééducation de patients lésés médullaires.

Figure 23 : Équivalence neurofonctionnelle entre IM et PP lors de tâches locomotrices.

Figure 24 : Incidence des amputations du membre inférieur dans différents pays industrialisés selon le sexe et l'origine.

Figure 25 : Étiologie des amputations du membre inférieur aux Royaume-Uni.

Figure 26 : Illustration et étiologie des différents niveaux d'amputation du membre inférieur.

Figure 27 : Prothèses et niveau de mobilité.

Figure 28 : Amputation du membre supérieur et réorganisation des cartes somatotopiques du cortex sensorimoteur chez l'homme.

Figure 29 : Réorganisation somatotopique du cortex sensorimoteur et DF.

Figure 30 : Plasticité activité-dépendante induite par la rééducation fonctionnelle suite à un AVC chez le singe et l'homme.

Figure 31 : Amputation du membre supérieur et rééducation fonctionnelle avant-gardiste.

Figure 32 : Amputation d'un membre inférieur et réhabilitation par discrimination sensorielle.

Figure 33 : Mouvements du MIQ-R.

Figure 34 : Tâches de chronométrie mentale.

Figure 35 : Matériel et principes de fonctionnement.

Figure 36 : Effets immédiats de la tDCS.

Figure 37 : Effets de la tDCS sur l'efficacité synaptique mesurés par les potentiels postsynaptiques excitateurs.

Figure 38 : Effets du blocage des récepteurs au NMDA sur les effets à long terme de la tDCS.

Figure 39 : Volume de stimulation nécessaire à l'apparition d'effets à long terme de la tDCS.

Figure 40 : Placement des électrodes dans le cadre de la stimulation de M₁.

Figure 41 : Synthèse de l'apport expérimental.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Aires impliquées dans le contrôle de la marche effective et activées lors de l'IM.

Tableau 2 : Impact de l'IM spécifique à la marche sur le recouvrement de la locomotion.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'amputation d'un membre inférieur constitue un acte chirurgical majeur et définitif. Cette atteinte entraîne une forte altération des capacités locomotrices (Boonstra et al., 1993 ; Dingwell et al., 1996), qui à son tour conduit inévitablement à une diminution des niveaux d'autonomie et de qualité de vie (e.g., Schoppen, 2002 ; Samuelsson et al., 2012). Les répercussions d'une telle perte de mobilité s'inscrivent aussi bien dans la dimension personnelle que dans les sphères professionnelle et sociale de la vie quotidienne de la personne. De manière plus subjective, les patients estiment aussi comme étant primordial le fait de pouvoir se déplacer dans la rue (Legro et al., 2001). Cette capacité à pouvoir marcher est un facteur déterminant de l'état de santé perçu (Schoppen, 2002). Ainsi, recouvrer la locomotion est l'un des enjeux majeurs et prioritaires des programmes de rééducation fonctionnelle. Cependant, bien que 87,9% des patients finissent par sortir du centre de rééducation pour rentrer chez eux (Villa, 2014), seuls 60% des patients amputés au niveau transtibial et 20% de ceux l'étant au niveau transfémoral parviennent à retrouver une autonomie locomotrice complète (Zingg et al., 2014).

On estimait à plus d'1 million le nombre de personnes amputées aux Etats-Unis en 2005 (Resnik & Borgia, 2011), avec une incidence de 30 000 à 40 000 nouveaux cas par an (Stancu et al., 2016). En France, l'incidence annuelle serait d'environ 15 000 cas (Institut National de Veille Sanitaire, 2006). Malheureusement, en dépit des progrès de la médecine et de l'amélioration de la prévention, ces chiffres ne tendent pas à la baisse. En effet, le vieillissement de la population et la forte croissance de la prévalence du diabète laissent même présager que le nombre d'amputation du membre inférieur aura augmenté de 100% en 2050 (Ziegler-Graham et al., 2008). Afin d'améliorer la qualité de prise en charge des patients amputés du membre inférieur, le recours à d'autres techniques, en parallèle des programmes de rééducation fonctionnelle, devient de plus en plus fréquent. L'exemple le plus connu à ce jour est sans doute

la thérapie miroir, développée par le Professeur Vilanyur Ramachandran (1995). Cette approche consiste à placer un miroir de manière à renvoyer l'image du membre controlatéral et ainsi créer l'illusion que le membre amputé est mobilisé. Le cerveau ainsi dupé reçoit les afférences constituées par ce retour d'information visuelle (Ramachandran & Rogers-Ramachandran, 1996). Tout l'intérêt de cette technique réside dans le fait qu'elle contribuerait fortement au soulagement des douleurs fantômes (i.e., douleurs perçues dans le segment du corps pourtant absent ; Thatcher et al., 2016 ; Mercier & Sirigu, 2009 ; Ramachandran et al., 1995) et au recouvrement de la capacité à imaginer des mouvements avec le membre fantôme (Ramachandran & Hirstein, 1998). Être capable de pouvoir simuler mentalement des mouvements avec le membre fantôme est une faculté dont la pertinence pourrait toutefois être questionnée. Quel pourrait bien en être l'intérêt ?

La représentation mentale d'une action, ou imagerie motrice (IM), est au cœur des recherches de nombreux scientifiques. Définie en 1985 par Denis et al. comme étant la représentation mentale d'une action sans production concomitante de contraction musculaire permettant l'exécution du mouvement, l'IM a rapidement connu un intérêt grandissant. Le nombre annuel de publication traitant de cette technique est passé d'une vingtaine en 1990 à plus de 180 en 2015 (Di Rienzo et al., 2016). Sa grande particularité réside dans le fort degré de similarité qu'elle partage avec la pratique physique (PP). Par exemple, les durées nécessaires pour exécuter et simuler une même action sont fortement corrélés (Decety et al., 1989). Aussi, l'étude de certains indicateurs neurovégétatifs (i.e., activités électrodermale, thermovasculaire et cardiorespiratoire) a révélé l'existence de réponses similaires du système nerveux autonome lors de l'IM et de la PP (pour une revue, voir Guillot & Collet, 2005a). Fait encore plus remarquable, les cartes d'activations cérébrales induites par l'IM et la PP sont en grande partie superposables (e.g., Hanakawa et al., 2008).

Les fortes similarités entre IM et PP et, plus particulièrement, l'équivalence neurofonctionnelle qui les caractérise, permettraient d'expliquer ses effets bénéfiques sur l'apprentissage moteur dans le domaine du sport (Guillot & Collet, 2008) et, ce à quoi nous nous intéresserons plus particulièrement dans ce travail de thèse, dans celui de la rééducation (Malouin & Richards, 2010 ; Malouin et al., 2013a).

Après avoir plus amplement détaillé les notions d'amputation du membre inférieur et d'IM au sein du CADRE THÉORIQUE de ce manuscrit, et décrit dans le CADRE MÉTHODOLOGIQUE les différents outils utilisés dans les études présentées, un CADRE EXPÉRIMENTAL composé de deux axes sera présenté. Le premier axe explore les effets de l'amputation du membre inférieur sur les capacités d'IM, et dans quelle mesure celles-ci évoluent au cours de la rééducation fonctionnelle. Le deuxième axe s'intéresse aux effets de l'implémentation d'un programme d'entraînement par IM sur le recouvrement de la locomotion de patients appareillés d'une prothèse. Les potentiels apports de la stimulation cérébrale lors d'un entraînement par IM du contrôle postural, susceptible de pouvoir bénéficier à des personnes amputées du membre inférieur, ainsi que ses modalités de mise en œuvre pour l'obtention d'effets optimum, seront également abordés dans ce deuxième axe du CADRE EXPÉRIMENTAL. Enfin, une conclusion générale dans laquelle sera discuté l'ensemble des résultats obtenus, et les différentes perspectives qu'offrent les études réalisées lors de cette thèse de doctorat, seront exposées dans le CADRE ANALYTIQUE.

CADRE THÉORIQUE

I. IMAGERIE MOTRICE

A) DÉFINITION

L'imagerie motrice (IM) est la représentation mentale d'une action sans exécution concomitante. L'IM implique sans doute l'élaboration centrale d'une commande motrice, toutefois bloquée par des processus inhibiteurs (Guillot et al., 2012a ; **FIGURE 1A**). Lors de la reconstitution mentale d'une action, il est commun d'y intégrer les informations fournies par les systèmes visuel, kinesthésique, auditif, tactile et olfactif. Nous nous intéresserons aux deux types d'IM les plus étudiés, le type visuel, où la personne reconstitue mentalement les éléments visuels de l'action, et le type kinesthésique, où elle tente de percevoir les sensations physiques qui sont normalement associées à la réalisation du mouvement. Ces représentations mentales peuvent par ailleurs se réaliser depuis deux modalités différentes, interne (i.e., à la première personne ou associée) et externe (i.e., à la troisième personne ou dissociée) (**FIGURE 1B**).

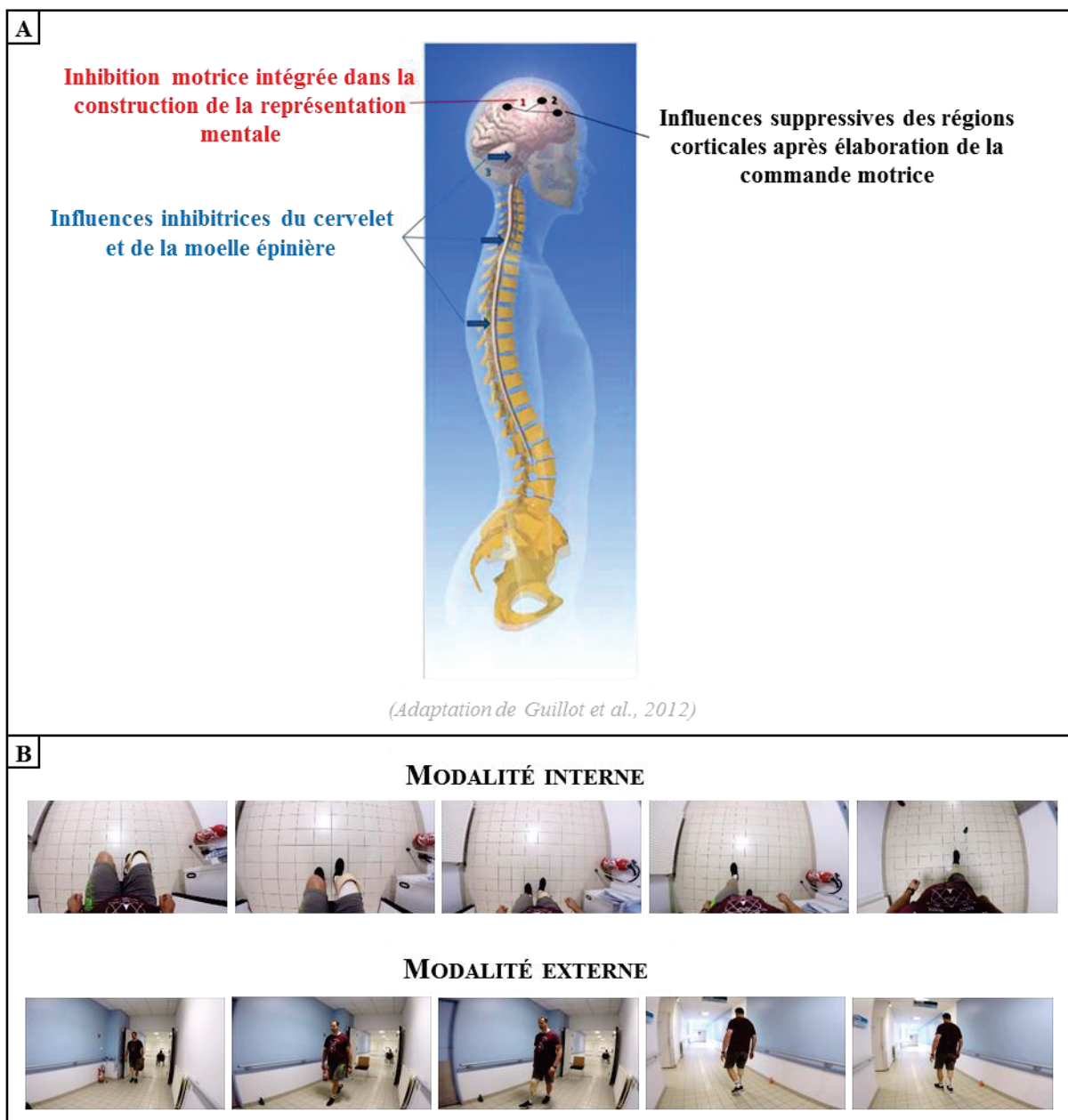


FIGURE 1 : INHIBITION DE LA COMMANDE MOTRICE LORS DE L’IM ET DIFFÉRENTES MODALITÉS. *A – Schématisation des possibles sites d’inhibition de la commande motrice lors de l’IM. B – Illustration des modalités à la première et troisième personne lors d’une tâche locomotrice chez un patient amputé du membre inférieur.*

Se représenter mentalement une action est une technique facile d’utilisation, ne présentant par ailleurs aucun coût économique. Ses effets sur les processus d’apprentissage moteur et, ce à quoi nous nous intéressons plus particulièrement dans ce travail de thèse, ceux de rééducation, sont pourtant tout à fait remarquables. L’efficacité de l’IM résiderait

principalement dans les similitudes neurophysiologiques qu'elle partage avec la PP et de l'impact sur la plasticité cérébrale qui en découle.

B) ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE

De nombreuses études de neuroimagerie ont mis en évidence l'existence d'une équivalence neurofonctionnelle entre pratiques physique et imaginée, caractérisée par des schémas d'activations cérébrales fortement similaires (pour revues, voir Lotze & Halsband, 2006 ; Guillot et al., 2012a, 2014 ; Munzert et al., 2009 ; Jeannerod 2001). Bien que controversée¹ (pour une revue voir Héту et al., 2013), l'activation du cortex moteur primaire (M₁) lors de tâches d'IM a été largement rapportée (e.g., Burianová et al., 2013 ; Porro et al., 2000 ; Lotze et al., 1999a ; Lacourse et al., 2005 ; Leonardo et al., 1995 ; Michelon et al., 2006 ; Guillot et al., 2009 ; Miyai et al., 2001 ; Roth et al., 1996 ; voir Munzert et al., 2009 pour une revue). Fait intéressant, les parties de M₁ activées lors de l'IM correspondraient aux représentations corticales des membres sollicités, respectant ainsi l'organisation somatotopique connue lors de mouvements effectivement exécutés (Ehrsson et al., 2003 ; Szameitat et al., 2007 ; Stippich et al., 2002 ; **FIGURE 2**).

¹ Les divergences concernant l'activation de M₁ seraient principalement imputables à la méthodologie utilisée (Lotze & Halsband, 2006). Les techniques de neuroimagerie présentant une moindre résolution temporelle (i.e., tomographie par émission de positrons) seraient moins à même de détecter la présence d'activité que celles à forte résolution temporelle (i.e., magnétoencéphalographie, électroencéphalographie). Par ailleurs, les instructions seraient également susceptibles d'influencer la présence/absence d'activation, avec une importance du type d'IM sollicité (i.e., l'IM kinesthésique solliciterait davantage M₁ que l'IM visuelle, Solodkin et al., 2004). Enfin, les aptitudes individuelles à former des images mentales (Guillot et al., 2008), ainsi que la difficulté de la tâche (Kuhtz-Buschbeck et al., 2003) auraient également une influence sur la présence d'activation ainsi que sur son intensité.

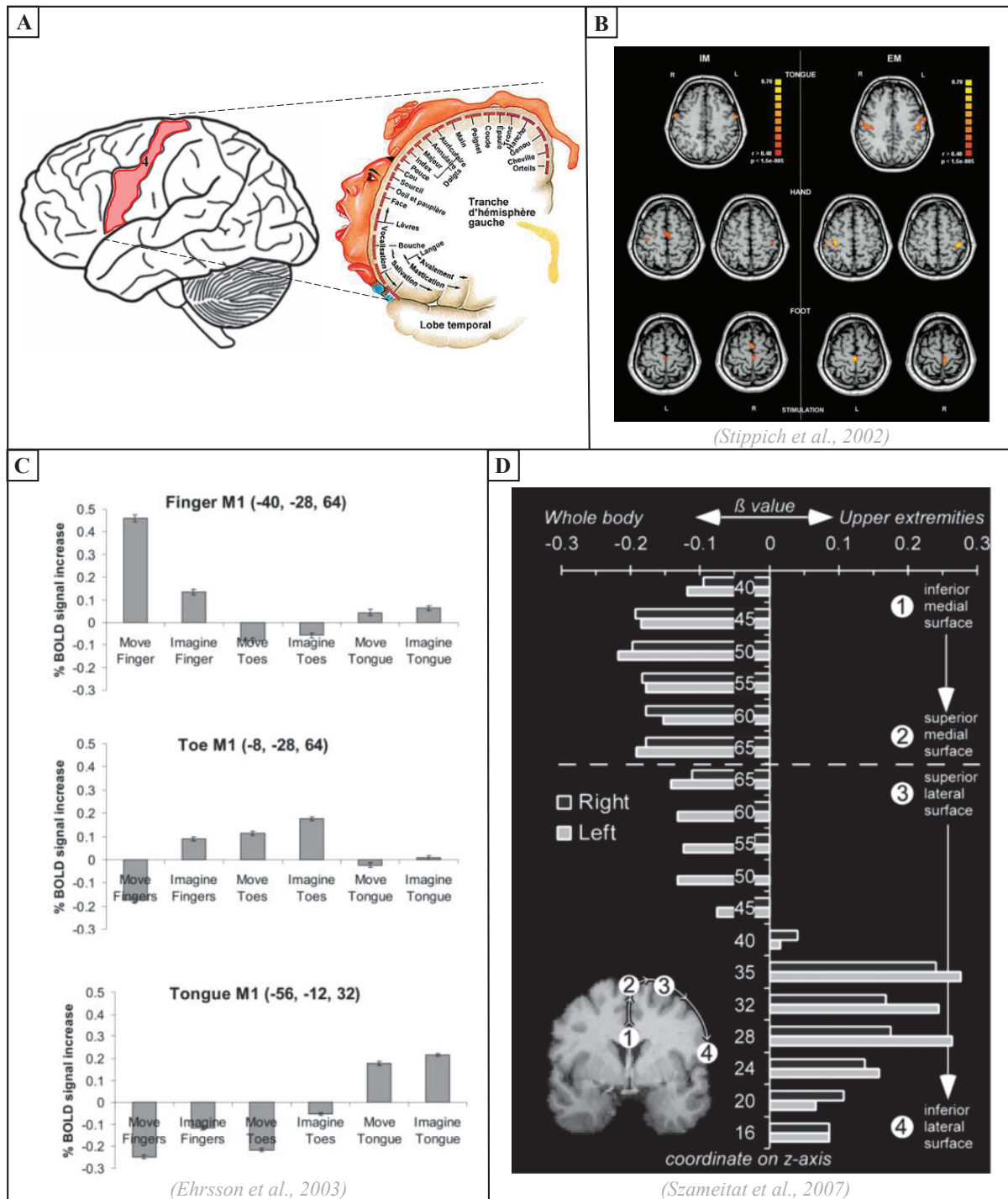


FIGURE 2 : ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE AU SEIN DU CORTEX MOTEUR PRIMAIRE.

A – Représentation schématique du cortex moteur primaire (comprenant principalement l'aire de Brodmann n°4) dont le détail de l'organisation de la commande motrice est illustré par l'homonculus de Penfield. B – Les zones activées lors de l'IM de la langue, de la main et du pied reflètent l'organisation de l'homonculus et se recourent avec celles observées lors de leur exécution physique. C – Les aires dédiées au contrôle moteur des doigts de la main, de ceux des pieds et de la langue ne sont activées, lors de l'exécution et – dans une moindre mesure – lors de l'IM, que pour des mouvements impliquant précisément les parties corporelles

correspondantes. D – L'IM des membres supérieurs active la partie latérale du sulcus central, conformément aux organisations décrites par l'homonculus.

L'activation de régions motrices secondaires, telles que l'aire motrice supplémentaire (AMS), impliquée dans l'initiation et l'exécution du mouvement (e.g., Passingham, 1995), le cortex prémoteur, comprenant l'aire de Brodmann 6 qui a un rôle crucial dans l'exécution de tâches motrices complexes (e.g., Wise, 1985), ou encore l'aire 44, région abritant des neurones miroirs (e.g., Rizzolati et al., 1998) a été largement démontrée lors de tâches en IM (e.g., Deiber et al., 1998 ; Lotze et al., 1999a ; Roth et al., 1996 ; Dechent et al., 2004 ; Ingvar & Philipson, 1977 ; Gerardin et al., 2000 ; Solodkin et al., 2004 ; Gao et al., 2011, **FIGURE 3A**). Le cortex préfrontal dorsolatéral, ayant des fonctions importantes dans les processus de sélection et de planification des mouvements volontaires (Frith et al., 1991) serait également sollicité par l'IM (e.g., Malouin et al., 2003 ; Hanakawa et al., 2003 ; **FIGURE 3B**). Enfin, le cortex pariétal, qui permettrait les représentations visuelle et kinesthésique de la position du corps (Sirigu et al., 1996), et serait impliqué dans la détection des perturbations sensorielles lors de l'anticipation de mouvements volontaires (Duhamel et al., 1992), sont également activés lors de l'IM (e.g., Naito et al., 2002 ; Dechent et al., 2004 ; Macuga & Frey, 2012 ; Iseki et al., 2008 ; Jahn et al., 2004 ; **FIGURE 3C**).

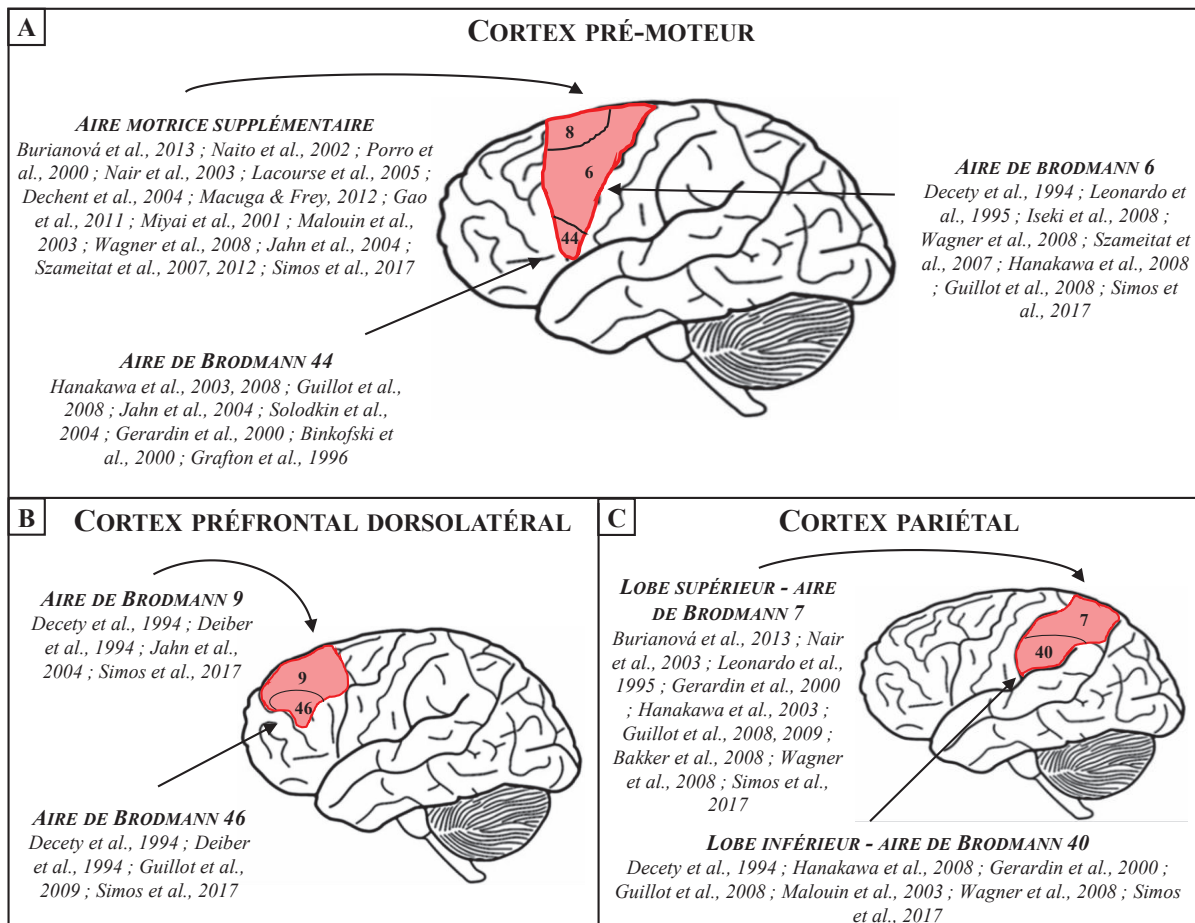


FIGURE 3 : SCHÉMATISATION DES AIRES MOTRICES SECONDAIRES ACTIVÉES LORS DE L'IM. Études ayant enregistré des activations des cortex prémoteur (A), préfrontal dorsolatéral (B) et pariétal (C) lors de tâches en IM.

L'équivalence neurofonctionnelle s'étend au-delà des structures corticales avec le recrutement de régions sous-corticales impliquées dans le contrôle moteur lors de l'IM. En effet, plusieurs études ont enregistré l'activation du cortex cingulaire (e.g., Naito et al., 2002 ; Macuga & Frey, 2012 ; Simos et al., 2017 ; **FIGURE 4A**), dont la partie antérieure est fortement connectée aux cortex moteur et prémoteur (Roth, 2010), celle du cervelet (e.g., Decety et al., 1990, 1994 ; Naito et al., 2002 ; Burianová et al., 2013 ; Lotze et al., 1999a, Lacourse et al., 2005 ; Macuga & Frey, 2012 ; Guillot et al., 2008, 2009 ; Solodkin et al., 2004 ; Hanakawa et al., 2008 ; **FIGURE 4B**), impliqué notamment dans la coordination des mouvements (Bastian, 2006), et enfin celle des noyaux gris centraux (e.g., Gerardin et al., 2000 ; Hanakawa et al., 2003 ; **FIGURE 4C**), fortement connectés avec le cortex moteur (Obeso et al., 2014).

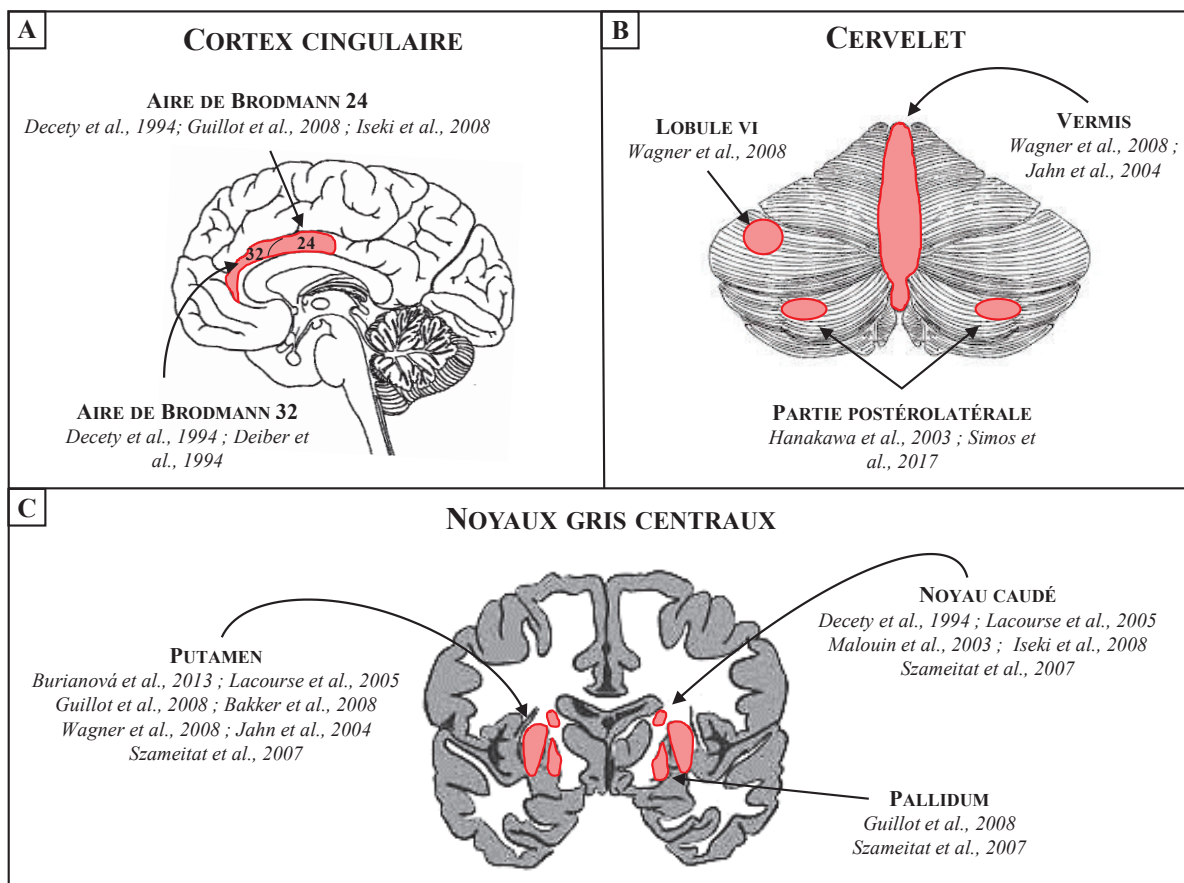


FIGURE 4 : SCHÉMATISATION DES STRUCTURES SOUS-CORTICALES ACTIVÉES LORS DE L'IM. *Études rapportant des activations du cortex cingulaire (A), du cervelet (B) et des noyaux gris centraux (C) lors de tâches en IM.*

Si les schémas d'activations et de connectivité se recourent fortement (**FIGURE 5**), l'équivalence neurofonctionnelle entre PP et IM n'est toutefois pas totale dans la mesure où les intensités d'activation du cortex sensorimoteur rapportées de l'IM sont 30 à 50% inférieures à celles enregistrées lors de la PP (e.g., Lotze & Halsband, 2006). Par ailleurs, les réseaux cérébraux recrutés par ces deux modalités de pratique semblent répondre à une organisation hiérarchique. Il semblerait que la PP sollicite les régions centrale (i.e., aires situées autour du sulcus central) et cérébelleuse de manière plus marquée que l'IM, tandis que cette dernière recruterait davantage certaines régions des cortex prémoteur et préfrontal (Gerardin et al., 2000 ; Hanakawa et al., 2003 ; **FIGURE 6**).

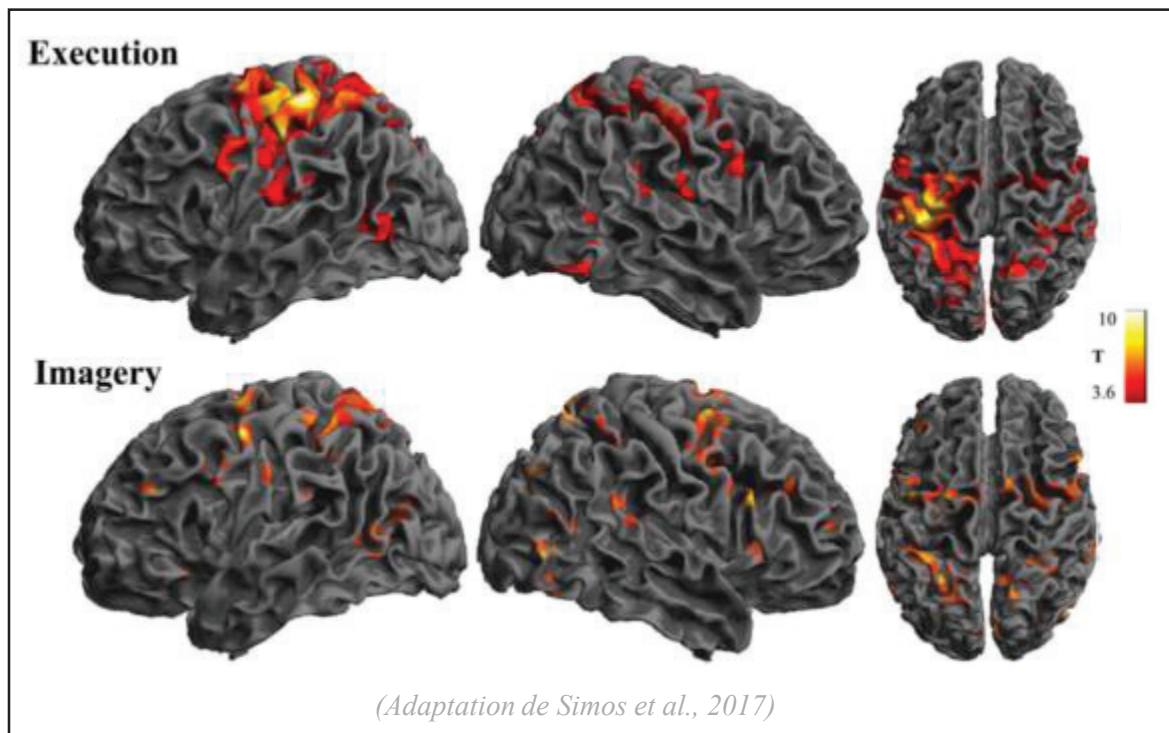


FIGURE 5 : ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE ENTRE IM ET PP. Aires conjointement activées par l'exécution physique et mentale d'une tâche de la main : la représentation du membre supérieur au sein des cortex moteur et somatosensoriel primaires, le cortex prémoteur dorsal et ventral, la partie ventrale de l'aire motrice supplémentaire, le gyrus frontal moyen, le cortex pariétal supérieur et inférieur, la jonction temporopariétale, la partie postérieure du gyrus temporal moyen, le cortex cingulaire et le cervelet.

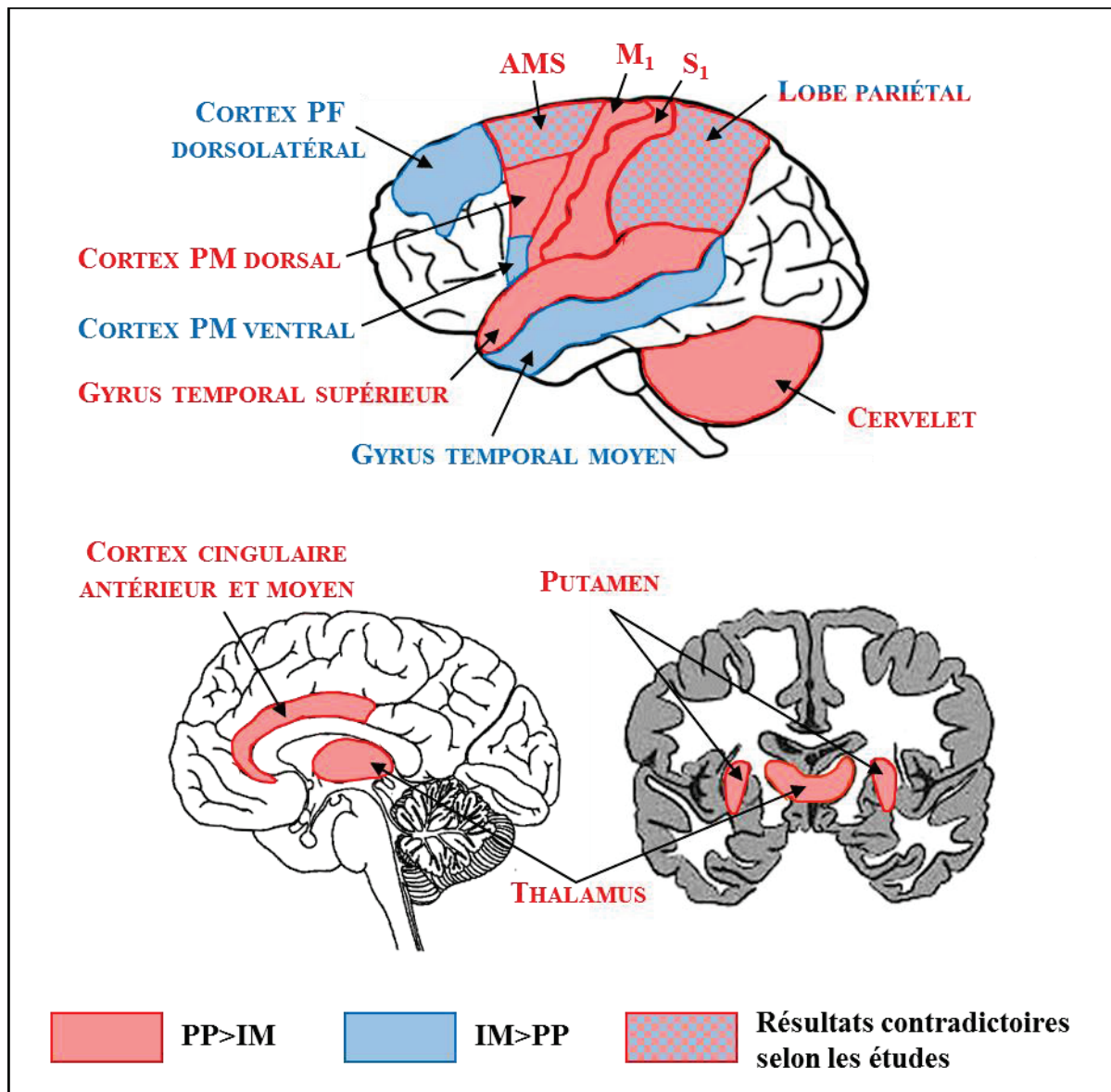


FIGURE 6 : ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE ET DIFFÉRENCES D'INTENSITÉ D'ACTIVATION. Représentation schématique des aires activées lors de la PP et de l'IM. Les aires activées par une seule des deux modalités ne sont pas illustrées. Données collectées dans des études permettant la comparaison directe des activations induites par l'IM et la PP : Magura & Frey, 2012 ; Hanakawa et al., 2003, 2008 ; Gerardin et al., 2000 ; Stephan et al., 1995 ; Nair et al., 2003 ; Simos et al., 2017. AMS = aire motrice supplémentaire ; M₁ = cortex moteur primaire ; PF = préfrontal ; PM = prémoteur ; S₁ = cortex somatosensoriel primaire.

Différentes zones cérébrales interagissent entre elles lors de la réalisation d'une tâche (e.g., Büchel & Friston, 2000). On parle de connectivité fonctionnelle. L'étude récente des échanges informationnels entre les principales régions d'intérêt renforce la notion

d'équivalence neurofonctionnelle entre PP et IM, et permet également de déterminer les spécificités de chacune d'elles en termes de communication inter-régionale (FIGURE 7).

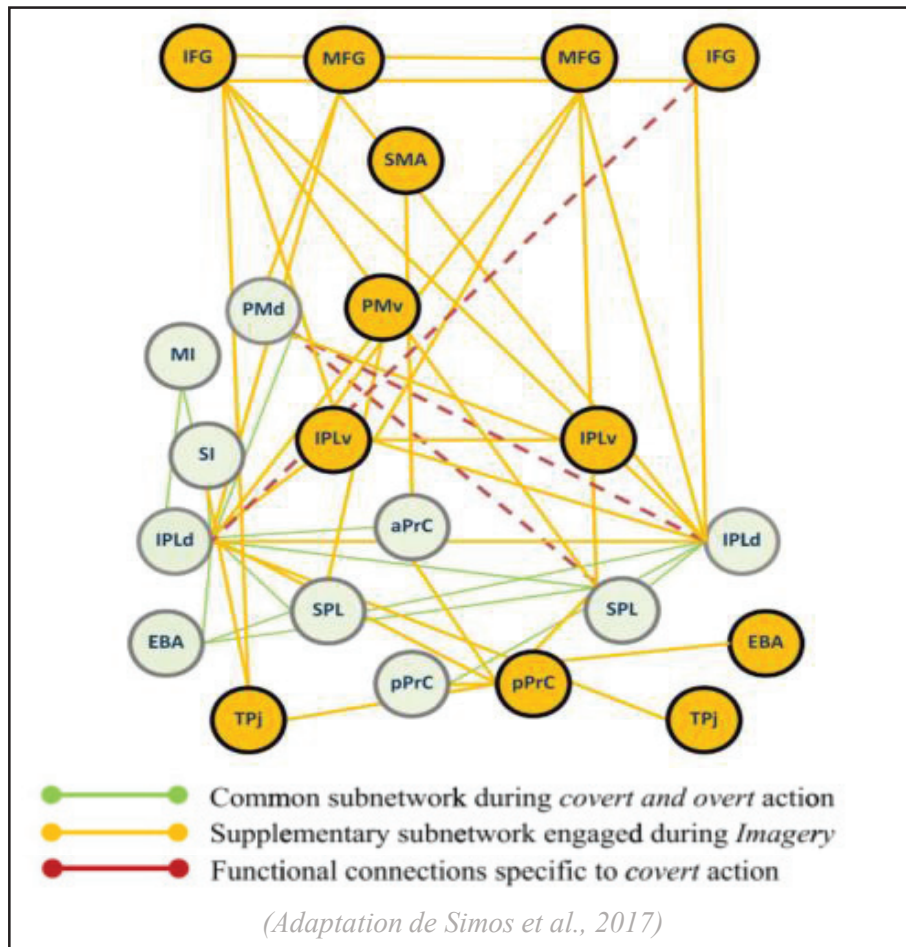


FIGURE 7 : CONNECTIVITÉ FONCTIONNELLE LORS DE L'IM ET DE LA PP. PP et IM présentent des connexions fonctionnelles similaires entre les régions d'intérêt suivantes (illustrées en vert) : M_1 , S_1 , PMd, EBA/MT, précuneus antérieur et postérieur dans l'hémisphère gauche, et IPLd et SPL bilatéraux. Les connexions entre le cortex sensorimoteur gauche et les cortex IPLd et SPL bilatéraux sont toutefois plus intenses lors de la PP. Une connexion entre SPL et S_1 (non représentée sur le schéma) est propre à la PP uniquement. Les connexions spécifiques à l'IM (illustrées en jaune) se situent entre MFG, IFG, IPLv et TPj bilatéraux, SMA et PMv gauches, et précuneus postérieur et EBA droits. d = dorsal ; EBA = aire extrastriée ; IFG = gyrus frontal inférieur ; IPL = lobule pariétal inférieur ; M_1 = cortex moteur primaire ; MFG = gyrus frontal moyen ; MT = cortex temporal

moyen ; PMd = cortex prémoteur dorsal ; S₁ = cortex somatosensoriel primaire ; SMA = aire motrice supplémentaire ; SPL = lobule pariétal supérieur ; TPj = jonction temporo-pariétale ; v = ventral.

Les différents protocoles de neuroimagerie ayant directement observé les modèles d'activations entre IM et PP ne permettent toutefois pas de conclusion systématique quant à ces différences entre les schémas d'activations, dans la mesure où de nombreux paramètres sont susceptibles de les modifier.

C) FACTEURS DE MODIFICATION DE L'ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE

Puisque l'efficacité d'un travail par IM dépendrait en partie de l'intensité d'activation des régions impliquées dans l'apprentissage moteur (e.g., Blefari et al., 2015), il convient de distinguer les éléments susceptibles de modifier l'existence d'une forte équivalence neurofonctionnelle entre IM et PP.

1) Niveau d'expertise

(i) Physique

Via des processus de plasticité cérébrale activité-dépendante, la pratique répétée d'une tâche motrice entraîne des modifications fonctionnelles au sein des réseaux neuronaux, reflétant ainsi le niveau individuel d'expertise (e.g., Doyon & Benali, 2005). Cette distinction entre les activations cérébrales provoquées par la pratique d'une tâche nouvelle ou hautement maîtrisée se retrouve également lors de son exécution mentale (pour revue, voir Debarnot et al., 2014 ; **FIGURE 8**). Chang et al., (2011), ont montré que si les tireurs à l'arc novices activaient les régions prémotrice et frontale inférieure, l'AMS, les noyaux gris centraux, ainsi que le cervelet lors de l'IM d'un tir, les tireurs experts activaient principalement l'AMS. Ces résultats

corroborent les précédentes observations faites sur le lien entre niveau d'expertise et degré de concentration des activations cérébrales déclenchées par l'IM (Lotze et al., 2003 ; Milton et al., 2007), et selon lesquelles un faible niveau de pratique conduirait à des activations plus diffuses tandis que l'expertise permettrait des schémas d'activations davantage concentrés au sein du système moteur. D'autres études, utilisant cette fois-ci un design intra-sujet, rapportent également ce lien entre le niveau d'expertise et les schémas d'activations cérébrales. Au fur et à mesure que les participants augmentaient leur niveau d'expertise, une diminution des activations au sein de l'AMS et du cervelet, ainsi qu'une augmentation de l'activité des aires frontales et pariétales et des noyaux gris centraux étaient observées, traduisant ainsi des schémas d'activation de plus en plus congruents lors de la PP et de l'IM (Ross et al., 2003 ; Lafleur et al., 2002 ; Baeck et al., 2012 ; Lacourse et al., 2005). De façon intéressante, il a été suggéré que l'évolution des schémas d'activations induits par l'IM au cours de l'apprentissage, caractérisée par une diminution des activations cérébelleuses et le recours progressif à un circuit cortico-striatal (Lacourse et al., 2005 ; Lafleur et al., 2002) reflétait les modulations neuronales associées à l'apprentissage moteur, telles que décrites par Penhune et Doyon (2002).

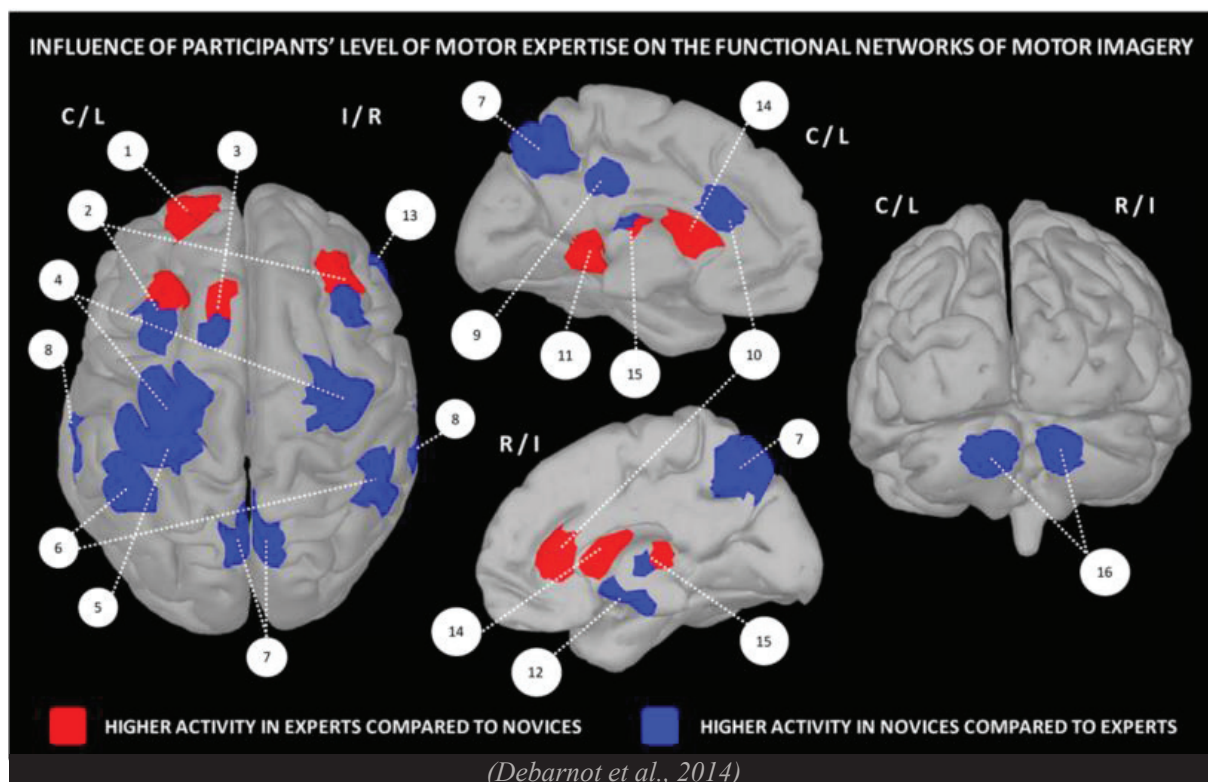


FIGURE 8 : NIVEAU D'EXPERTISE MOTRICE ET RÉSEAUX FONCTIONNELS DE L'IM. 1 – Cortex frontal (BA10), 2 – cortex prémoteur, 3 – aire motrice supplémentaire, 4 – cortex moteur primaire, 5 – cortex somatosensoriel primaire, 6 – cortex pariétal inférieur, 7 – précuneus, 8 – lobe temporal supérieur, 9 – cortex cingulaire postérieure, 10 – cortex cingulaire antérieure, 11 – gyrus para-hippocampique, 12 – hippocampe, 13 – insula/cortex frontal inférieur, 14 – striatum, 15 – putamen, 16 – cervelet.

(ii) Mental

Tout comme l'aptitude à exécuter une tâche motrice, la capacité à se la représenter mentalement diffère d'un individu à l'autre. Les capacités d'IM, dont la mesure a fait l'objet de nombreuses études (pour une revue voir Guillot & Collet, 2005a), présenteraient également des corrélats neurofonctionnels (Debarnot et al., 2014, **FIGURE 9**). Le recrutement d'un circuit cortico-striatal ne serait observé que chez les bons imageurs, les mauvais imageurs continuant de prioritairement recruter le réseau cortico-cérébelleux (Guillot et al., 2008). Plus précisément, les bons imageurs recruteraient davantage les aires pariétales (Guillot et al., 2008 ; Lorey et al., 2011 ; Hanakawa et al., 2003), et celles appartenant au système moteur, telles que l'AMS, M₁, le thalamus, le putamen, le cervelet et les noyaux gris centraux (Lorey et al., 2011 ; van der

Meulen et al., 2014). Le recrutement focalisé des structures motrices serait ainsi dépendant de la capacité d'IM, et ne s'observerait que chez les meilleurs imageurs.

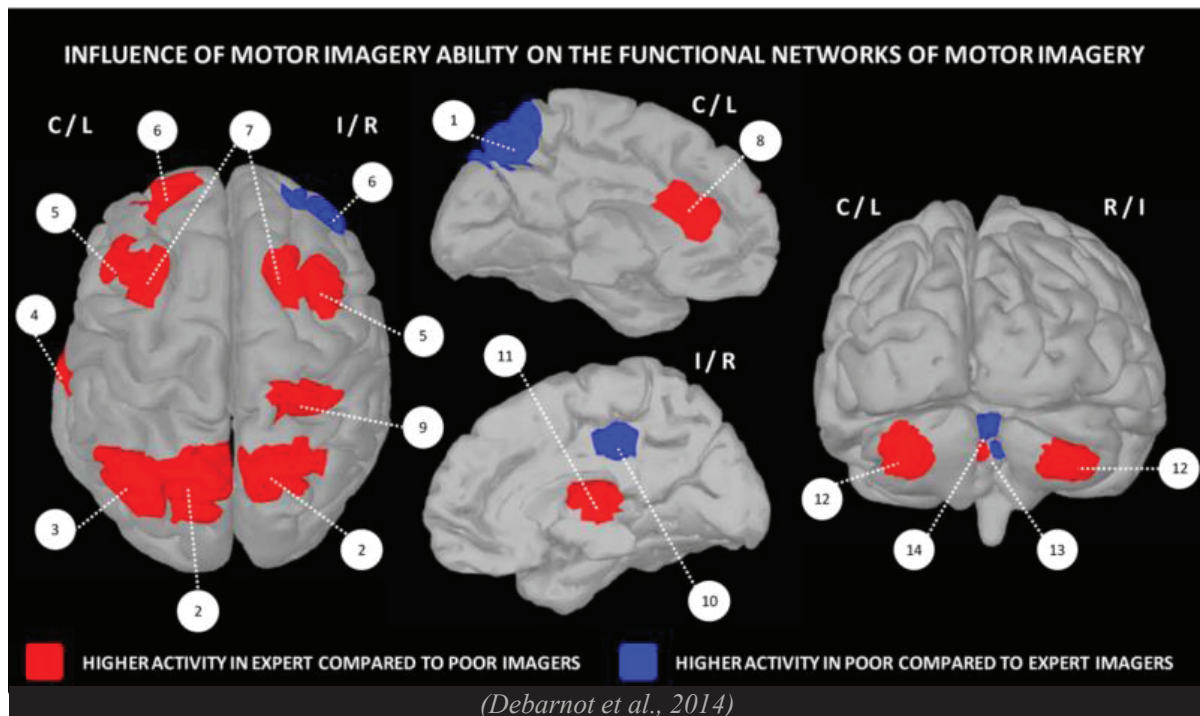


FIGURE 9 : CAPACITÉ D'IM ET RÉSEAUX FONCTIONNELS ASSOCIÉS. 1 – *Précuneus*, 2 – *cortex pariétal supérieur*, 3- *cortex pariétal inférieur*, 4 – *gyrus fusiforme*, 5 – *cortex prémoteur latéral*, 6 – *cortex frontal*, 7 – *cortex prémoteur dorsal*, 8 – *cortex cingulaire antérieure*, 9 – *gyrus post-central*, 10 – *cortex cingulaire postérieure*, 11 – *thalamus*, 12 – *cortex cérébelleux*, 13 – *lobule cérébelleux IV*, 14 – *lobules cérébelleux IV/V*.

2) Caractéristiques de l'IM

(i) Modalité

L'imagerie visuelle, qui consiste à se voir exécuter une action, peut s'opérer depuis la modalité interne (1^{ère} personne) ou externe (3^{ème} personne). Dans le premier cas, il s'agit de reconstituer les éléments visuels de l'action depuis « ses propres yeux », comme dans le cas d'une caméra embarquée. Dans le second, l'action est vécue depuis « l'extérieur », et la personne se voit par exemple sous un plan antérieur, postérieur, sagittal, ou supérieur (FIGURE1B). Ici, il est également possible que l'action imaginée soit réalisée par une tierce

personne. Quelques études ont cherché à identifier les corrélats neuronaux de ces différentes modalités d'imagerie. Toutes s'accordent à dire que, bien que certaines aires soient communément activées lors des deux modalités, l'imagerie visuelle interne recrute davantage les systèmes moteurs (**FIGURES 10A ET 10B**). La visualisation à la première personne permet ainsi de solliciter des réseaux neuronaux plus étroitement liés à ceux engagés lors de la PP (Jackson et al., 2006). Ruby et Decety (2001) ont par ailleurs suggéré que cette distinction entre la représentation de soi-même et celle d'une tierce personne se faisait au niveau du cortex somatosensoriel primaire (**FIGURE 10C**).

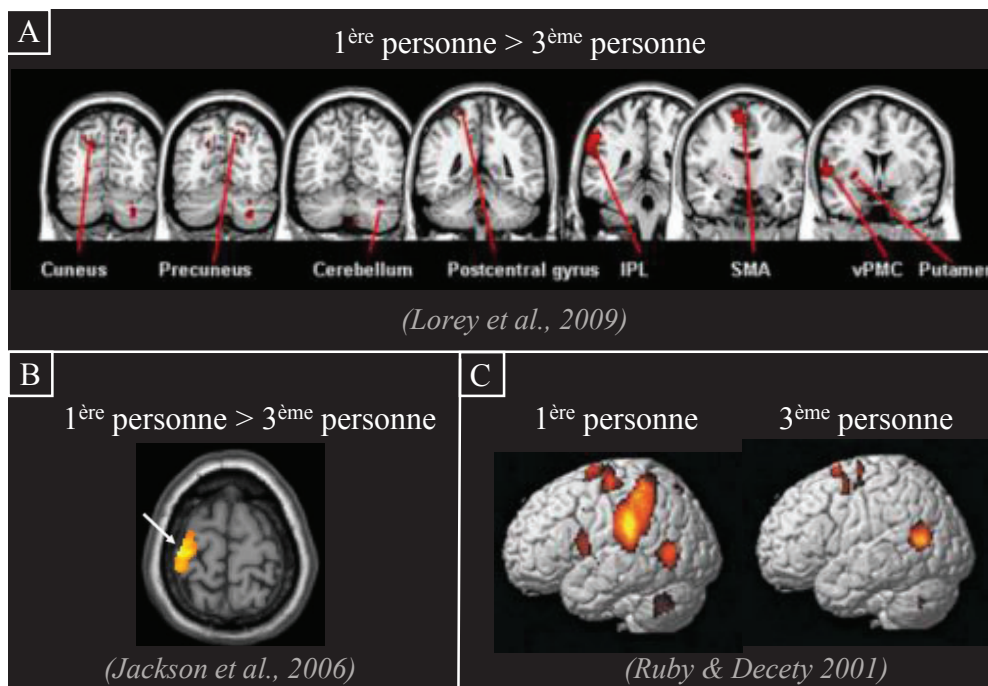


FIGURE 10 : MODALITÉS D'IM ET ACTIVATIONS CÉRÉBRALES. *A – Activations plus importantes relevées dans le cuneus, le précuneus, le cervelet, le gyrus post-central, le lobule pariétal inférieur, l'aire motrice supplémentaire, le cortex prémoteur ventral et le putamen lors de l'IM à la 1^{ère} personne par rapport à la 3^{ème} personne. B – Le cortex sensorimoteur est davantage activé par l'IM à la 1^{ère} personne. C – Le cortex sensoriel primaire est activé uniquement lors de l'IM à la 1^{ère} personne.*

(ii) Type

L'IM peut être visuelle mais également kinesthésique. Dans ce dernier cas, l'expérience mentale intègre les sensations physiques qui sont normalement perçues lors de la pratique effective. Guillot et al. (2009) ont cherché à comparer les corrélats neuronaux de chacune de ces deux types d'IM. Alors que l'IM visuelle activait principalement l'aire visuelle primaire située dans le cortex occipital, l'imagerie kinesthésique se caractérisait davantage par le recrutement des régions motrices (i.e., cortex moteur et prémoteur, noyaux gris centraux et cervelet ; **FIGURE 11**). Ces résultats suggèrent que l'IM kinesthésique, tout comme l'IM à la première personne, favorise l'intégration du programme moteur généré lors de la simulation de l'action ainsi que celle des retours sensoriels qui lui sont associés (Guillot et al., 2009). Cette comparaison a par ailleurs permis d'observer une activation de la partie supérieure du cortex pariétal (i.e., aire de Brodmann 7, impliquée dans l'intégration des informations visuelles) lors de l'IM visuelle et de la partie ventrale du cortex prémoteur (i.e., aire de Brodmann 44, région des neurones miroirs, dont l'activation dépendrait de l'importance des rétroactions kinesthésiques perçues (Koski et al., 2002) lors de l'IM kinesthésique (pour des résultats contradictoires, voir toutefois Bakker et al., 2008 ; Binkofski et al., 2002).

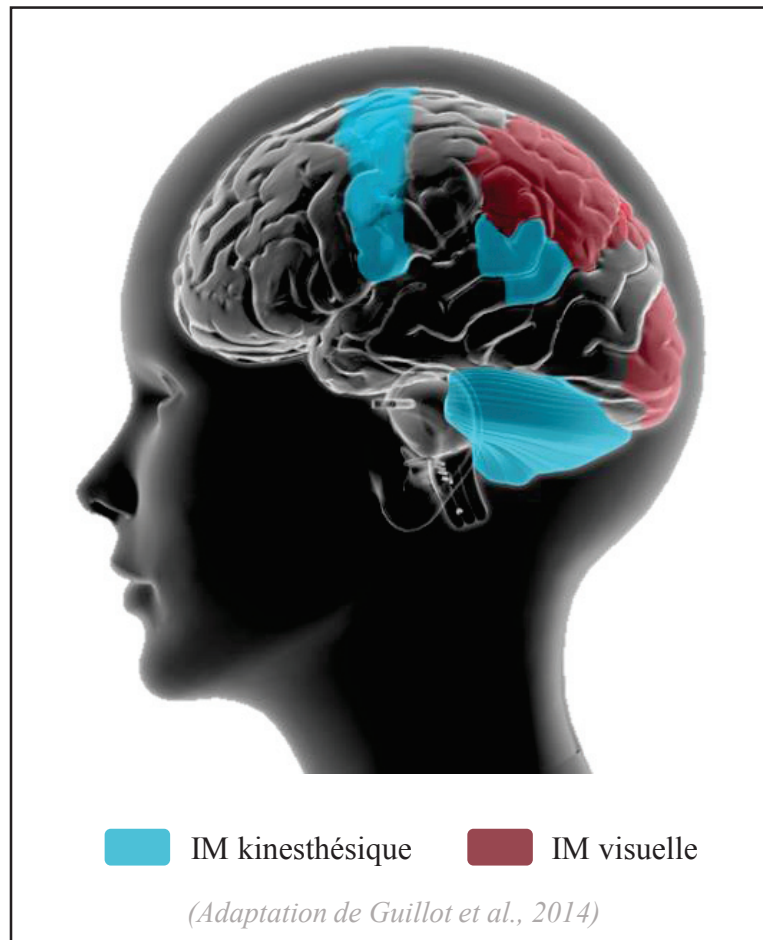


FIGURE 11 : TYPES D'IM ET ACTIVATIONS CÉRÉBRALES SCHÉMATISÉES. *Activation des aires impliquées dans la motricité (cortex moteur primaire controlatéral, cortex prémoteur, aire motrice supplémentaire, cervelet et noyaux gris centraux) lors de l'IM kinesthésique. L'IM visuelle active préférentiellement les régions occipitales et le lobe pariétal supérieur.*

Cette activation préférentielle des réseaux impliqués dans le contrôle moteur lors de l'IM kinesthésique et de ceux associés à la vision lors de l'IM visuelle s'observe également lors des analyses de connectivité fonctionnelle. Tandis que les schémas de connectivité entre les différentes aires activées lors de l'IM kinesthésique et de la PP sont comparables, suggérant ainsi que les différentes influences exercées sur les aires sensorimotrices lors de la PP sont conservées lors de l'IM kinesthésique, celui associé à l'IM visuelle est fortement modifié en faveur des zones visuelles (**FIGURE 12**).

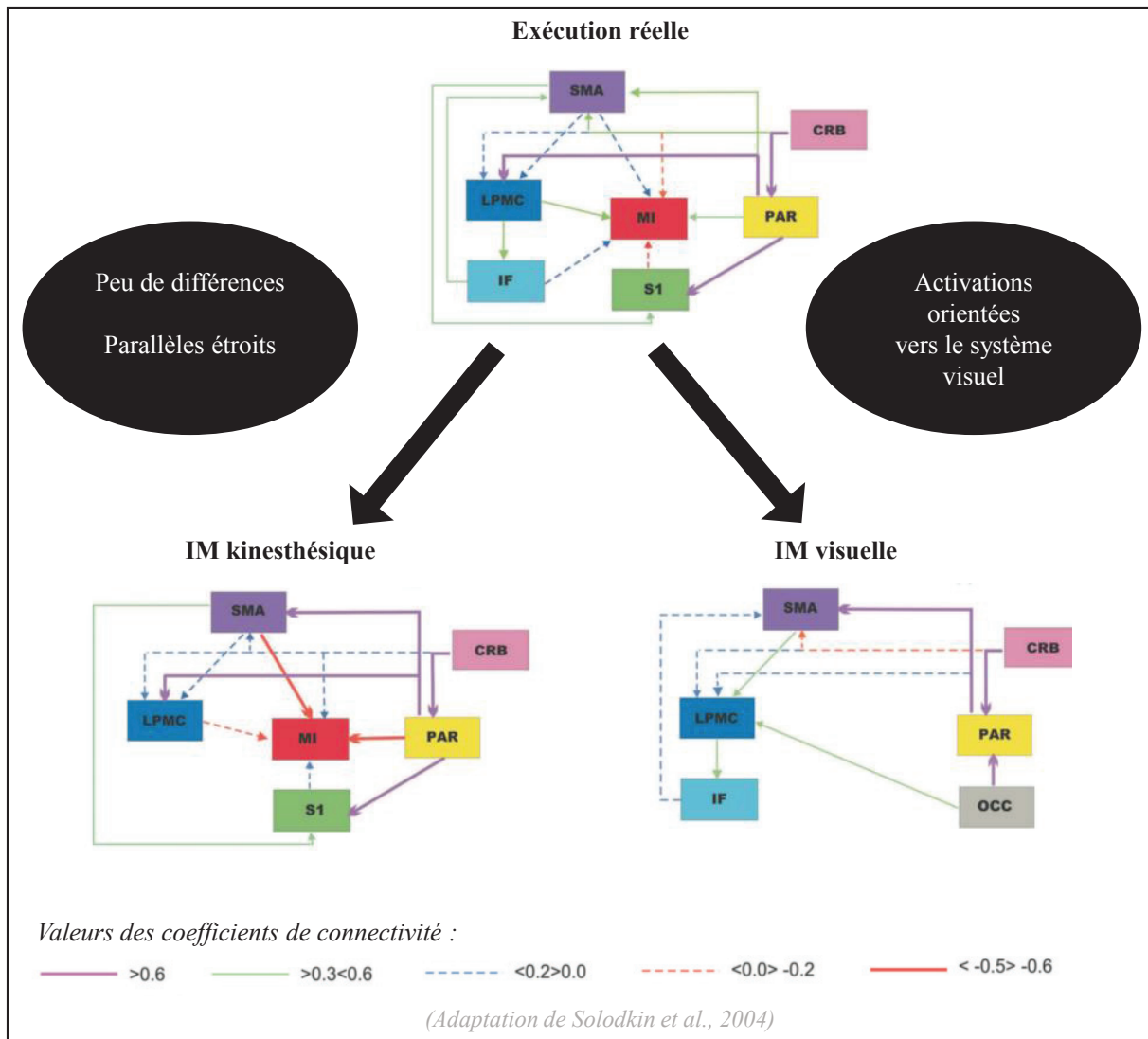


FIGURE 12 : TYPE D’IM ET RÉSEAUX DE CONNECTIVITÉ. *Présence et intensité des connexions observées pour l’exécution physique et maintenues lors de l’IM kinesthésique : du lobule pariétal supérieur et sulcus intrapariétal au cortex prémoteur dorsolatéral, du lobule pariétal supérieur et sulcus intrapariétal aux cortex somatosensoriels primaire et secondaire, des cortex somatosensoriels primaire et secondaire au cortex moteur primaire, de l’aire motrice supplémentaire au cortex prémoteur dorsolatéral, du cervelet au cortex moteur primaire, et du cervelet au cortex prémoteur dorsolatéral. Les principales différences sont dues aux apports destinés au cortex moteur primaire : diminution en provenance du cortex prémoteur dorsolatéral, et modifié de positif à négatif depuis l’aire motrice supplémentaire, le lobule pariétal supérieur et sulcus intrapariétal, et les cortex somatosensoriels primaire et secondaire. On remarque également l’absence totale d’interaction avec le gyrus frontal inférieur. L’IM visuelle ne permet aucune connexion avec le cortex moteur primaire ni les cortex somatosensoriels primaire et secondaire, mais fait apparaître de forts échanges avec les aires occipitales. SMA = aire motrice supplémentaire ; CRB = cervelet ; LPMC = cortex*

prémoteur dorsolatéral ; M_1 = cortex moteur primaire ; PAR = lobule pariétal supérieur et sulcus intrapariétal ; IF = gyrus frontal inférieur ; S_1 = Cortex somatosensoriels primaire et secondaire ; OCC = aires occipitales.

3) Congruence posturale

Bien qu'il s'agisse d'une simulation sans production concomitante de mouvement, l'IM repose sur un cadre de référence corporel sensible aux différentes informations visuo-kinesthésiques perçues par le système nerveux (SN) (Imbiriba et al., 2006 ; Toussaint et al., 2010). De nombreuses études d'imagerie implicite (i.e., simulation mentale présumée lors de tâches de rotation mentale de parties corporelles) ont mis en évidence l'importance d'adopter une position congruente lors de l'IM (compatibilité entre la position réelle d'une partie ou de la totalité du corps et celle à imaginer ; **FIGURE 13A**) dans la mesure où les participants montraient systématiquement plus de difficulté à simuler mentalement la tâche lorsque le membre imaginé se trouvait dans une position incongruente (e.g., Parsons, 1994 ; Sirigu & Duhamel, 2001). La neuroimagerie a permis d'étudier les corrélats neuronaux relatifs à cette notion de congruence posturale lors de l'imagerie implicite. D'après de Lange et al. (2006), le sulcus intrapariétal serait impliqué dans le traitement de la position corporelle adoptée lors de la tâche de rotation mentale, avec une augmentation de son activité lorsque celle-ci est incongruente (**FIGURE 13B**). La compatibilité de la position lors de tâches d'IM (i.e., imagerie explicite) influencerait quant à elle l'activité du lobe pariétal inférieur et de l'insula (Lorey et al., 2009, **FIGURE 13C**). Les auteurs ont par ailleurs spécifié que cette augmentation de l'activité cérébrale lorsque la position de la main impliquée dans la tâche était congruente ne s'observait que lorsque l'IM était réalisée depuis une modalité interne, ce qui suggère que les informations visuo-kinesthésiques perçues ne sont susceptibles d'affecter que l'IM à la 1^{ère} personne et renforce la notion « incarnée » qui lui est associée.

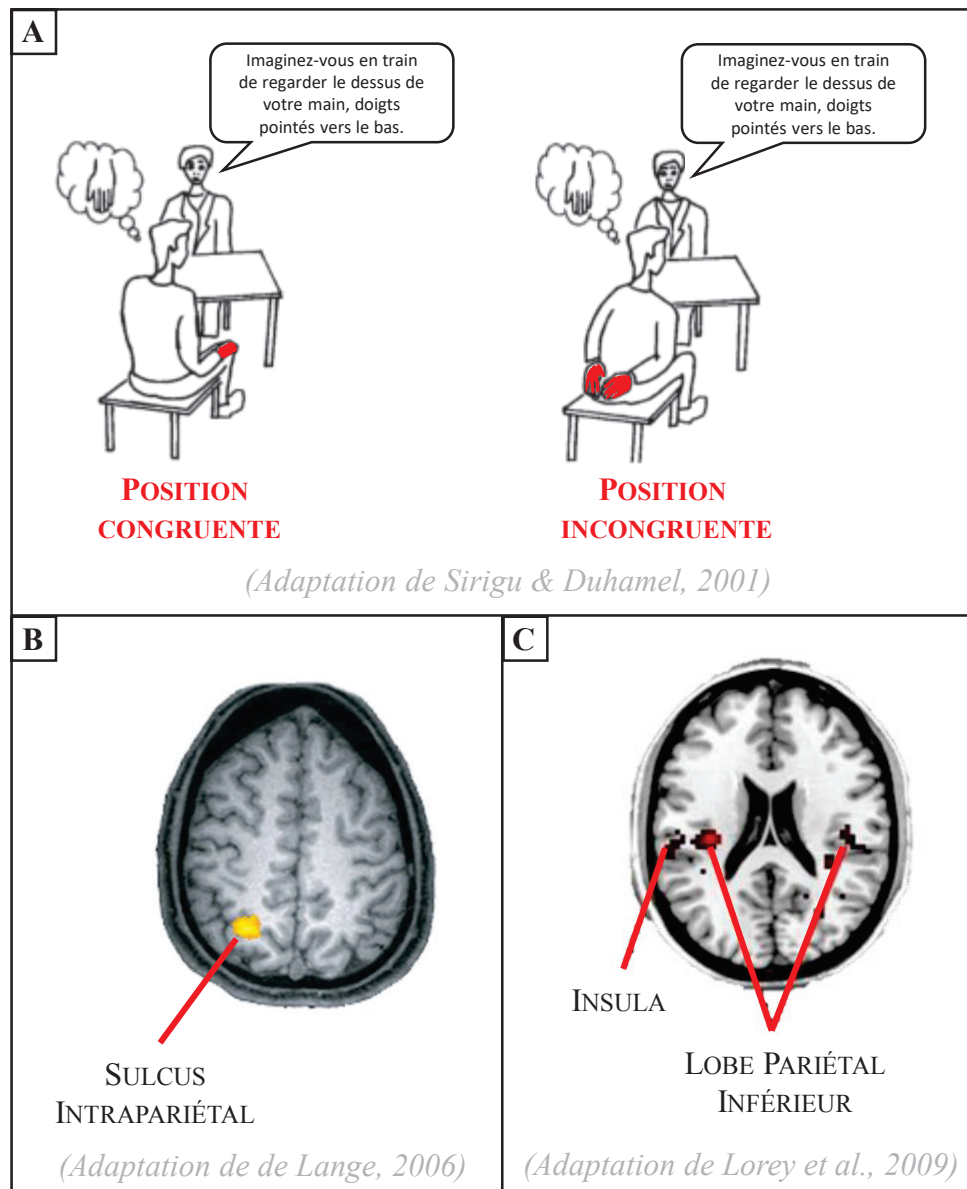


FIGURE 13 : IM ET CONGRUENCE POSTURALE. *A – Exemple de positions congruente et incongruente lors de tâches d’IM. B – Augmentation de l’activité du sulcus intrapariétal lors de positions incongruentes. C – Augmentation de l’activité de l’insula et du lobe pariétal inférieur lors de positions congruentes.*

D) IM ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE

La plasticité cérébrale est un processus dynamique d’adaptation dont dispose le cerveau. Elle renvoie à « *la capacité à produire des changements adaptatifs en lien avec la structure et la fonction du système nerveux* » (Zilles, 1992). La qualité de connectivité des neurones est

ainsi en perpétuelle modification. Parmi leurs nombreuses fonctions, ces réorganisations cérébrales f (Dayan & Cohen, 2011).

Les modifications neuronales induites par la stimulation du SN, telle que la PP, font référence au principe de plasticité activité-dépendante (Voir Ganguly & Poo, 2013, pour une revue). De nombreuses études se sont intéressées aux processus impliqués dans cette forme de neuroplasticité. Il a ainsi été mis en évidence chez l'animal que, parmi les facteurs structurels de ces réorganisations, on pouvait observer un effet de l'apprentissage moteur sur la synaptogénèse (i.e., la création de nouvelles synapses) dans les cortex cérébelleux (Kleim et al., 1998 ; Anderson et al., 1994 ; Black et al., 1990) et moteur (Kleim et al., 1996, 2002). La synaptogénèse dépend en partie de l'expansion de la surface dendritique, principalement permise par l'augmentation du nombre d'épines dendritiques (Bayona et al., 2005). Des études chez le rat ont montré que la PP permettait d'augmenter la quantité d'épines dendritiques (Yang et al., 2009, **FIGURE 14A**), ainsi que la densité et la complexité de l'arborescence dendritique (e.g., Bury & Jones, 2002 ; Greenough et al., 1985) au sein du cortex moteur. Il a par ailleurs été montré que la rétention des tâches apprises dépendait de la proportion de survie des épines formées lors des deux premiers jours d'un apprentissage (Yang et al., 2009, **FIGURE 14B**).

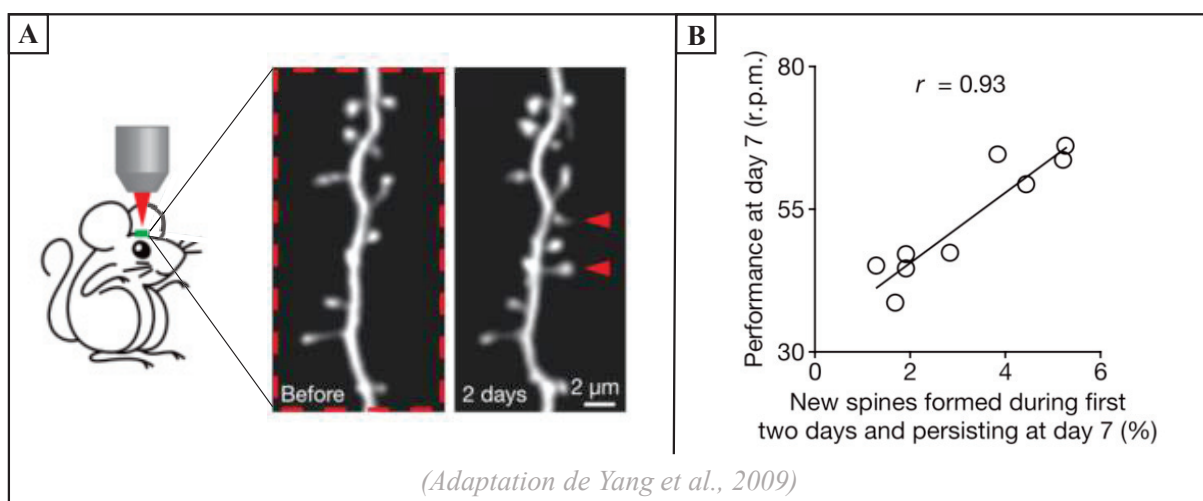


FIGURE 14 : PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE ET SYNAPTOGÉNÈSE. *A – L'imagerie répétée d'une branche dendritique au sein du cortex moteur montre la formation de nouvelles épines après deux jours d'apprentissage (flèches rouges). B – la performance lors du test de rétention*

(jour 7) est corrélée à la quantité d'épines dendritiques formées lors des deux premiers jours et ayant perduré.

Ces modifications synaptiques induites par la PP pourraient expliquer le phénomène d'expansion de la représentation corticale des effecteurs impliqués dans la tâche motrice au cours de l'apprentissage (Adkins et al., 2006). L'étude de Kleim et al. (2002), chez le rat, a été la première à mettre en évidence que la synaptogenèse activité-dépendante ne s'observait que dans les régions du cortex moteur concernées par le développement de la représentation corticale des muscles mobilisés par l'entraînement. L'élargissement des représentations corticales spécifique aux membres sollicités de manière répétitive a également été rapporté dans plusieurs études chez l'animal (voir Buonomano & Merzenich, 1998 pour une revue ; **FIGURES 15A ET 15B**) et l'homme (Elbert et al., 1995 ; Karni et al., 1995 ; Pearce et al., 2000 ; Svensson et al., 2003 ; **FIGURE 15C**). Les modifications anatomiques induites par la plasticité activité-dépendante peuvent également se caractériser par une augmentation du volume et de la densité de la matière grise (Dayan et Cohen, 2011, pour une revue). La plasticité activité-dépendante se traduit donc par différentes modifications structurelles, mais elle peut également être modulée par la fonctionnalité des neurones. Les célèbres travaux de Donald Hebb (1949) ont mis en évidence la capacité dont disposent les réseaux synaptiques à se renforcer lorsque les neurones pré- et post- synaptiques sont activés de manière synchrone (« *cells that fire together, wire together* »). Selon la règle Hebbienne, la PP pourrait donc améliorer l'efficacité synaptique au sein de M₁, via des processus de potentialisation à long terme (PLT) (Rioult-Pedotti et al., 1998).

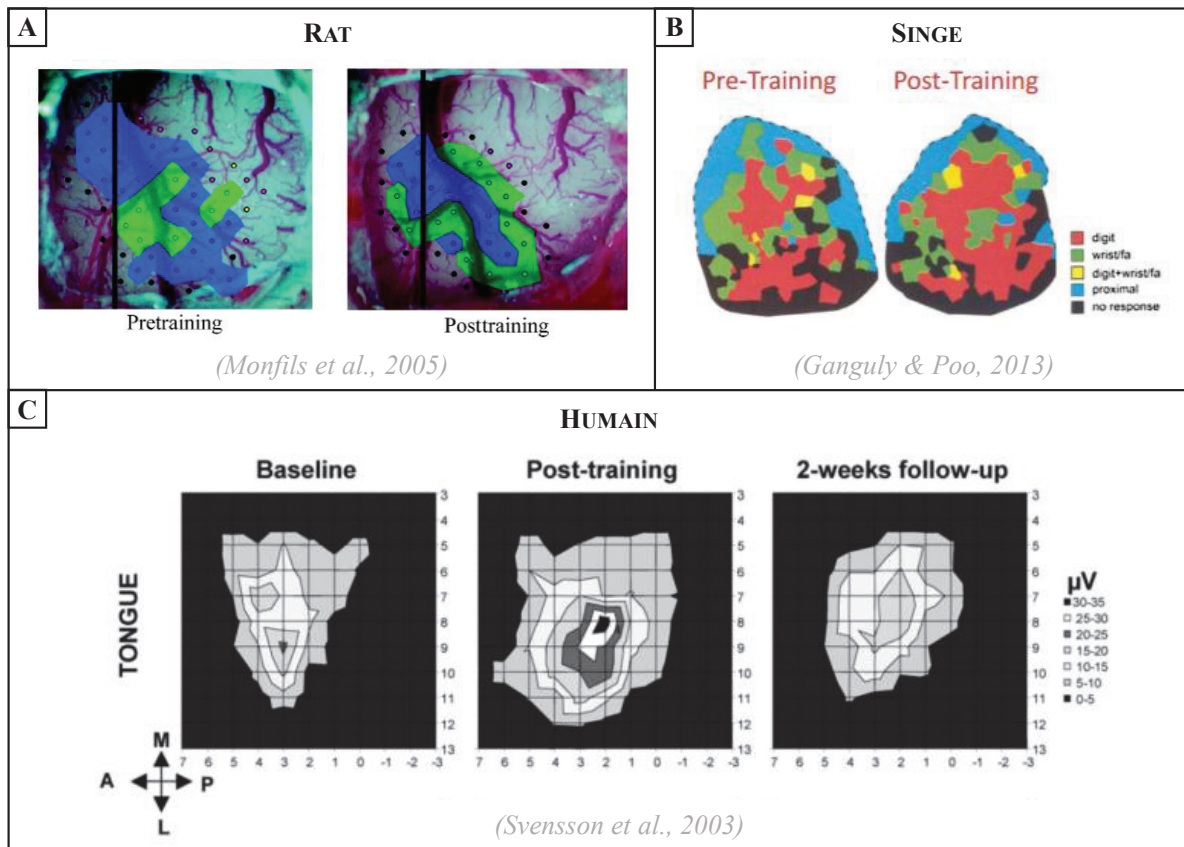


FIGURE 15 : PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE ET RÉORGANISATIONS CYTOARCHITECTONIQUES DE M₁. *A – Expansion des représentations des doigts et du poignet (en vert) dans celle du coude/épaule (en bleu) induites par 10 jours d’entraînement chez le rat. B – Expansion de la représentation des doigts chez le singe suite à 11 jours d’entraînement. C – Expansion de la représentation de la langue chez l’homme après 7 jours d’entraînement.*

Chez l’être humain, les substrats neuronaux de l’apprentissage moteur ont principalement été étudiés par neuroimagerie. Durant la phase rapide de l’apprentissage, une augmentation de l’activité, pouvant refléter le recrutement de substrats corticaux supplémentaires (Karni et al., 1995), a été observée dans le cortex prémoteur, l’AMS, le thalamus, le cervelet et les régions pariétales (Grafton et al., 2002 ; Honda 1998 ; Floyer-Lea & Matthews, 2005). À l’inverse, la diminution de l’activité au sein de M₁, de l’aire prémotrice supplémentaire et du cortex préfrontal dorsolatéral (Floyer-Lea & Matthews, 2005 ; Sakai et al., 1999 ; **FIGURE 16A**), montre que la réalisation de la tâche nécessite moins de ressources neuronales dans ces régions au profit d’une meilleure efficacité synaptique (Poldrack, 2000 ;

Kelly & Garavan, 2005). Une fois la courbe asymptotique de l'apprentissage atteinte, celui-ci entre dans une phase lente, et la plasticité activité-dépendante correspondante semble davantage caractérisée par un déplacement de l'activité cérébelleuse vers les régions sensorimotrices du cerveau (Dayan et Cohen, 2011 ; **FIGURE 16A**), illustrant un recours dégressif aux ressources attentionnelles et une sollicitation plus importante des aires spécifiques à la réalisation de la tâche (Kelly et Garavan, 2005). La modulation de l'activité cérébrale induite dans la phase rapide de l'apprentissage est complexe et diffère selon les études. Doyon et Ungerleider (2002) ont proposé un modèle selon lequel cette modification des schémas d'activation s'opère suivant une logique de changements fonctionnels au sein de deux circuits complémentaires, cortico-striatal et cortico-cérébelleux (**FIGURE 16B**).

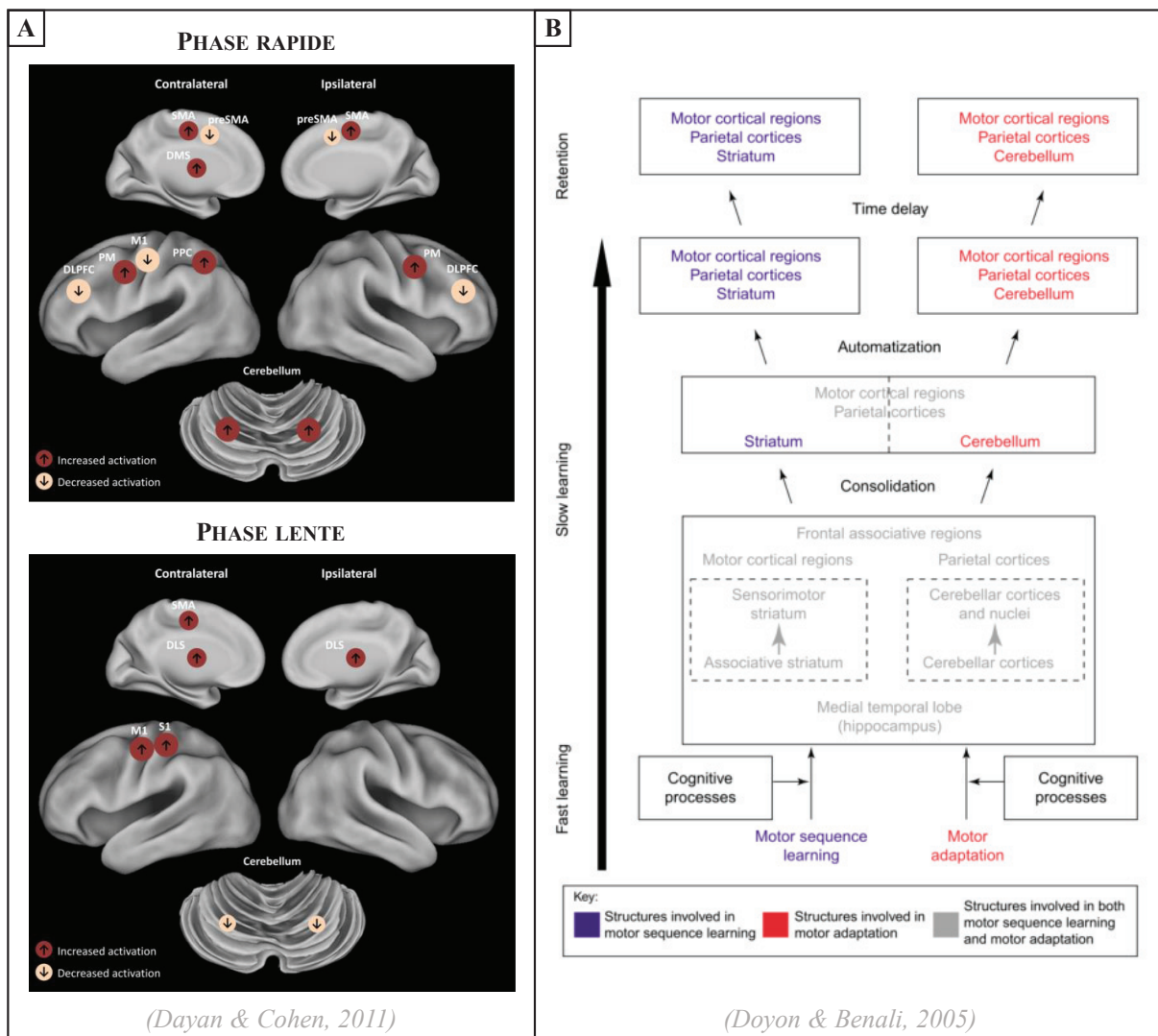


FIGURE 16 : APPRENTISSAGE MOTEUR ET ACTIVITÉ CÉRÉBRALE. *A – Représentation schématique des principales aires actives lors des phases rapide et lente de l'apprentissage. Les flèches illustrent une augmentation ou diminution de l'activité induite par l'apprentissage dans chacune des phases. B – Modèle décrivant la plasticité cérébrale au sein des réseaux cortico-striatal et cortico-cérébelleux au cours de l'apprentissage moteur. DLPFC = cortex préfrontal dorsolatéral ; DLS = striatum dorsolatéral ; DMS = striatum dorsomédial ; M₁ = cortex moteur primaire ; PM = cortex prémoteur ; PPC = cortex pariétal postérieur ; preSMA = aire prémotrice supplémentaire ; S₁ = cortex somatosensoriel primaire ; SMA = aire motrice supplémentaire.*

1) Chez le sujet sain

En 1995, l'étude de Pascual-Leone et al. a mis en évidence pour la première fois l'impact de l'entraînement par IM sur la plasticité cérébrale. En utilisant la stimulation magnétique transcrânienne (TMS), technique permettant de cartographier les représentations motrices corticales, les auteurs ont montré que l'apprentissage d'une séquence de piano conduisait à un élargissement de la représentation corticale des muscles extenseurs et fléchisseurs de l'index, indépendamment de la nature physique ou mentale de l'entraînement. Bien que le groupe ayant suivi l'entraînement physique affichait un niveau de performance supérieur à celui obtenu par l'IM, les modifications corticales induites par les deux types de pratique au bout de 5 jours d'entraînement étaient similaires (**FIGURE 17A**). Contrairement à Pascual-Leone et al. (1995) qui, parallèlement aux modifications neuroanatomiques, avaient également rapporté une diminution du seuil de dépolarisation suite à l'entraînement par IM, Avanzino et al. (2015) n'ont observé une augmentation de l'excitabilité corticospinale que suite à l'entraînement physique. La stimulation du nerf médian lors de ce protocole de TMS (« Paired Associative Stimulation », PAS) a toutefois permis d'apporter de nouveaux éléments sur la nature de la plasticité corticale induite par l'IM au sein de M₁. La modulation de l'excitabilité corticospinale dépendrait de l'intervalle inter-stimuli, qui est de l'ordre de 10 ou 25ms. Tandis que l'utilisation d'un protocole PAS_{10MS} diminue l'excitabilité corticospinale et favorise ainsi la dépression à

long terme (DLT), un protocole PAS_{25MS} l'augmente et facilite la PLT. Afin de maintenir l'homéostasie, la modulation du seuil de modification en dessous duquel était induite la DLT et au-dessus duquel l'était la PLT dépendrait des antécédents de l'activité synaptique (Bienenstock et al., 1982). Plus précisément, si l'activité synaptique est importante, les processus de plasticité homéostatique augmenteront le seuil de modification synaptique, favorisant ainsi la DLT. Il a ainsi été démontré que la PP, favorisant la PLT, inversait les effets d'un protocole PAS_{25MS} s'il lui succédait (Rosenkranz et al., 2007). En observant les mêmes effets suite à un entraînement par IM, Avanzino et al. (2015) démontrent que la plasticité corticale qui lui est associée implique des processus d'efficacité synaptique (FIGURE 17B).

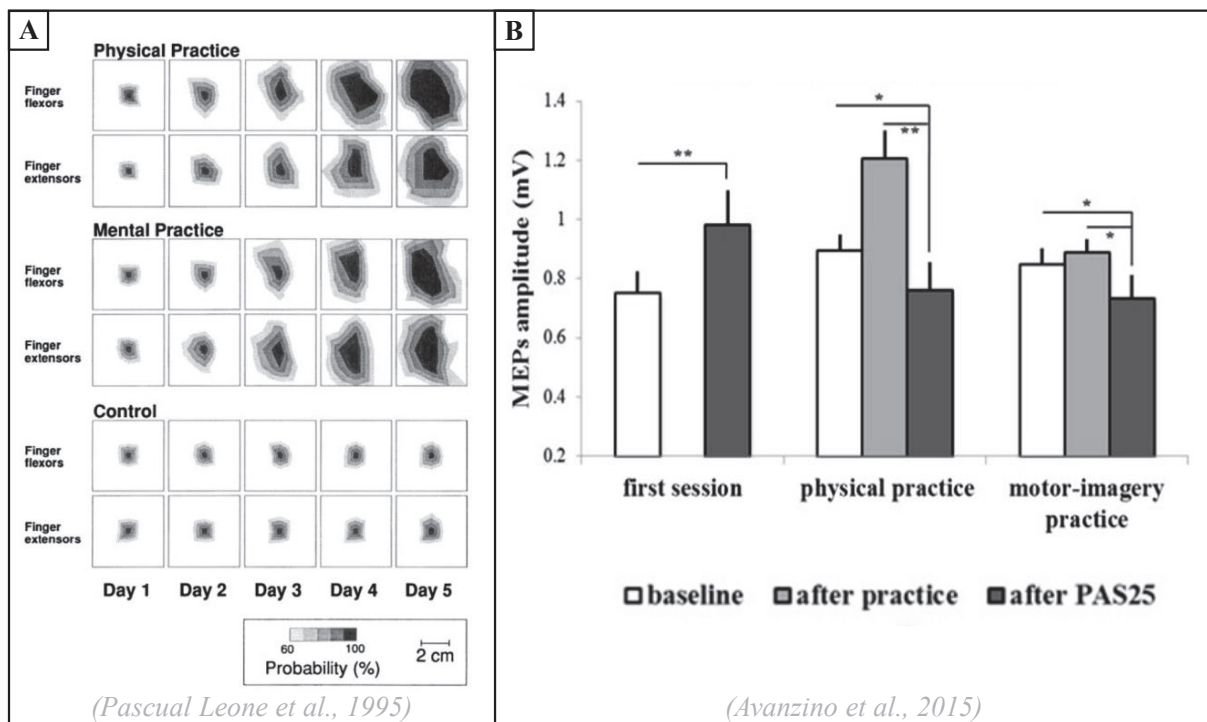


FIGURE 17 : IM ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE DU POINT DE VUE DE LA TMS. *A – L'augmentation de la représentation corticale de l'index enregistrée au cours de l'apprentissage par PP et IM est similaire, et non observable chez le groupe n'ayant pas suivi d'entraînement. B – Le protocole PAS_{25ms} induit une augmentation de l'excitabilité corticale mais cet effet est inversé s'il est consécutif à l'entraînement physique ou mental.*

Jackson et al. (2003) ont utilisé la tomographie par émission de positrons pour mesurer les modifications de l'activité cérébrale que pouvait induire l'apprentissage par IM. Suite à la

phase d'entraînement d'une séquence motrice du pied, le cortex orbitofrontal controlatéral, structure impliquée dans l'acquisition d'une tâche séquentielle de mouvements du pied (Lafleur et al., 2002), montrait une augmentation de son activité métabolique. Par ailleurs, l'activité du cervelet, région engagée lors des phases précoces d'apprentissage moteur (Doyon et al., 2003), diminuait significativement du côté ipsilatéral suite à l'entraînement par IM. Bien que le protocole expérimental n'incluait pas de groupe d'entraînement par PP, et ne permettait donc pas de comparaison directe de la plasticité activité-dépendante induite par les deux modalités de pratique, la mise en relation de ces résultats avec ceux de Lafleur et al. (2002) ont toutefois permis de prétendre à une dynamique de réorganisation neuronale similaire suite à la PP et à l'IM.

L'étude des processus de plasticité activité-dépendante provoqués par l'IM a ensuite fait l'objet de diverses études par imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf). Toutes s'accordent à dire que, parallèlement aux bénéfices observés sur la performance, l'entraînement mental conduit à une modification des schémas d'activations sollicités par l'exécution de la tâche apprise. Malgré l'évidence apportée quant à l'existence de modèles de changements neuroplastiques différents selon qu'ils sont induits par l'IM ou la PP (**FIGURE 18**), plusieurs études valident l'impact de l'IM sur les processus de plasticité activité-dépendante et sa pertinence pour l'apprentissage moteur. Plus précisément, ces études rapportent que l'entraînement par IM induit une neuroplasticité similaire à celle permise par la PP dans plusieurs aires cérébrales fortement impliquées dans le contrôle moteur (**FIGURE 18**).

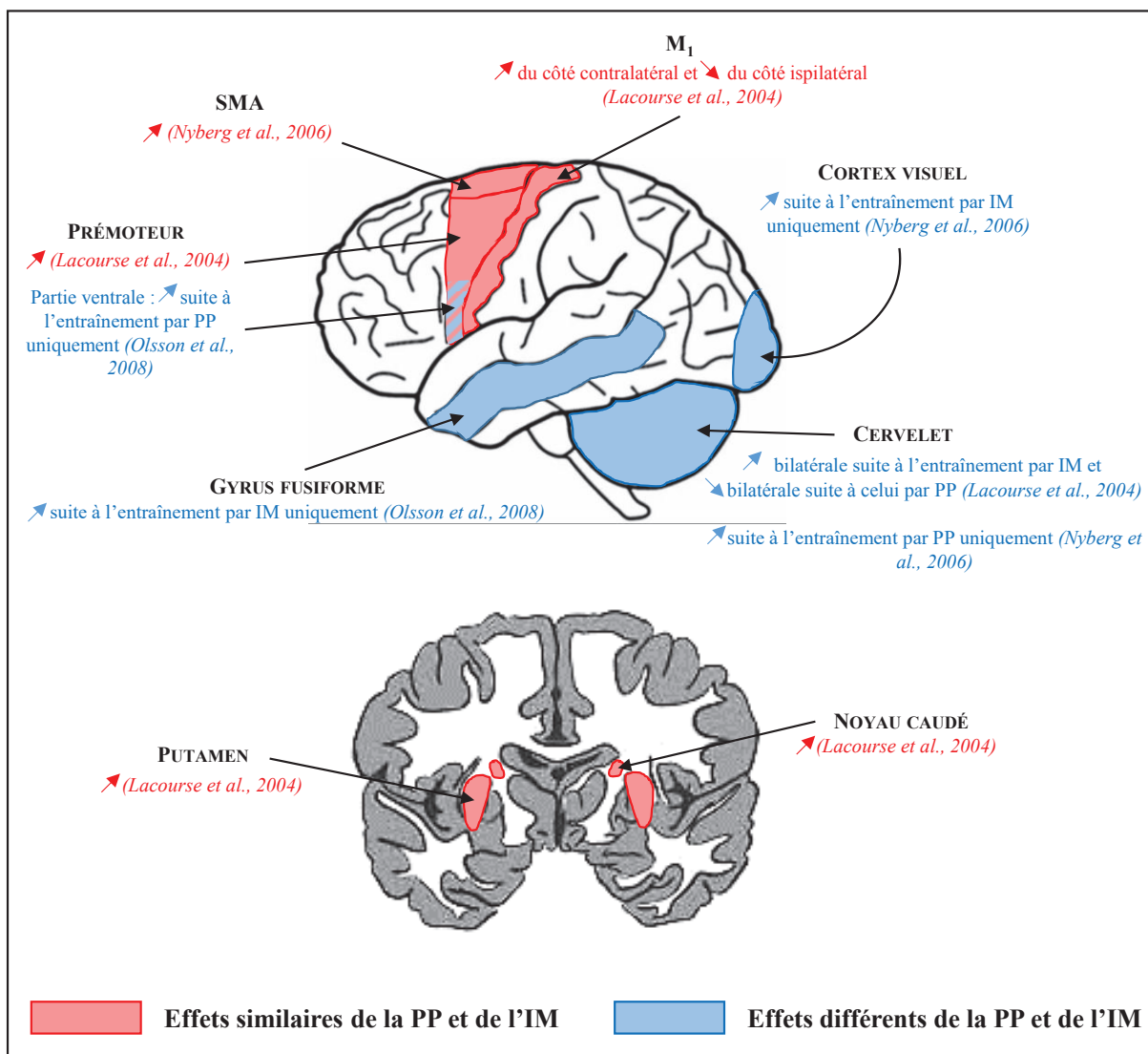


FIGURE 18 : MODULATION DE L'ACTIVITÉ CÉRÉBRALE INDUITE PAR L'APPRENTISSAGE PAR PP ET PAR IM. Aires pour lesquelles la plasticité activité-dépendante induite par la PP et l'IM se traduit par des modifications de l'activité cérébrale (augmentation ou diminution) similaires (illustrées en rouge) ou différentes (illustrées en bleu). Seules les études permettant la comparaison directe de la modification des activations induite par les deux formes de pratique sont intégrées dans cette illustration.

La plasticité activité-dépendante sous-jacente à l'apprentissage moteur ne se résume toutefois pas à des modifications intra-régionales, avec une augmentation ou diminution de l'activité des zones concernées. L'apprentissage par la PP semble également conduire à une diminution des interactions inter-régionales, impliquant notamment M₁, l'AMS, le cortex prémoteur et le lobe pariétal postérieur (Sun et al., 2007 ; Coynel et al., 2010). Zhang et al.

(2012) ont voulu observer si l'apprentissage par IM était également susceptible d'avoir un effet sur la connectivité fonctionnelle. Les auteurs ont montré que 14 séances de 30min d'IM, planifiées sur 14 jours consécutifs, conduisaient à une diminution de la connectivité entre le cortex pariétal supérieur, l'AMS et le striatum (**FIGURE 19**). Cette modification de connectivité fonctionnelle entre le cortex pariétal supérieur et l'AMS observée lors de l'exécution effective de la tâche apprise l'était également lors de son exécution imaginée, ce qui atteste du caractère dynamique de l'équivalence fonctionnelle entre IM et PP.

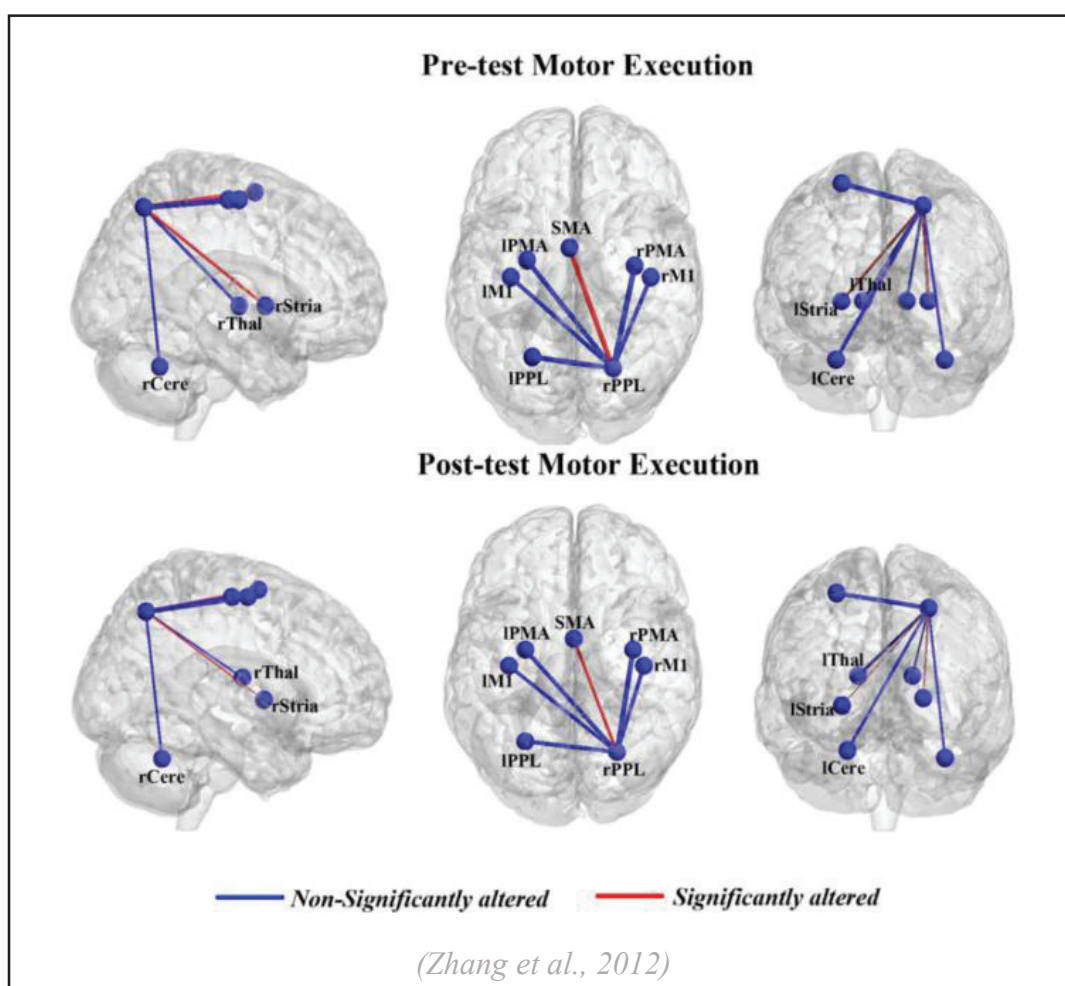


FIGURE 19 : MODIFICATION DE LA CONNECTIVITÉ FONCTIONNELLE INDUITE PAR L'IM. La connectivité fonctionnelle entre chaque aire, dont l'intensité est représentée par la largeur des lignes, diminue entre le cortex pariétal postérieur droit et l'AMS, ainsi qu'avec le striatum (lignes rouges) suite à l'entraînement par IM. Cere = cervelet ; l = gauche ; M₁ = cortex moteur primaire ; PMA = aire

prémotrice ; PPL = lobe pariétal postérieur ; r = droit ; SMA = aire motrice supplémentaire ; Stria = striatum ; Thal = thalamus.

Les observations sur la modification de la connectivité fonctionnelle induite par l'apprentissage pourraient être « biaisées » par les changements comportementaux, tels qu'enregistrés lors de l'exécution de la tâche en post-test (Vahdat et al., 2011). Les interactions entre les différentes régions cérébrales peuvent toutefois être analysées en l'absence de mouvement, via l'analyse par IRMf en « resting-state » (état de repos). Diverses études ont ainsi montré que la plasticité activité-dépendante induite par l'apprentissage moteur se reflétait également dans la connectivité fonctionnelle enregistrée au repos (e.g., Ma et al., 2011 ; Vahdat et al., 2011 ; Albert et al., 2009). La capacité dont dispose l'IM à impacter la connectivité fonctionnelle au repos a été mise en évidence par l'étude pionnière de Zhang et al. (2014). Plus précisément, la force du réseau cognitif de l'état de repos (mesuré par le réseau du mode par défaut – « default mode network ») diminuait suite à la période d'entraînement par IM (**FIGURE 20A**). À l'inverse, la connectivité fonctionnelle augmentait dans certaines zones des réseaux sensori-moteur et visuel (**FIGURE 20B**). Ge et al. (2015) ont précisé les effets de l'entraînement par IM sur la connectivité des différentes structures impliquées dans le réseau du mode par défaut. Parmi les 9 régions d'intérêts le composant, le lobe temporal médial et le cortex pariétal latéral affichent des degrés de connectivité plus importants suite à l'entraînement par IM. Leur analyse a également permis de détailler la connectivité inter-régionale de ces deux structures au sein du réseau du mode par défaut (**FIGURE 20C**).

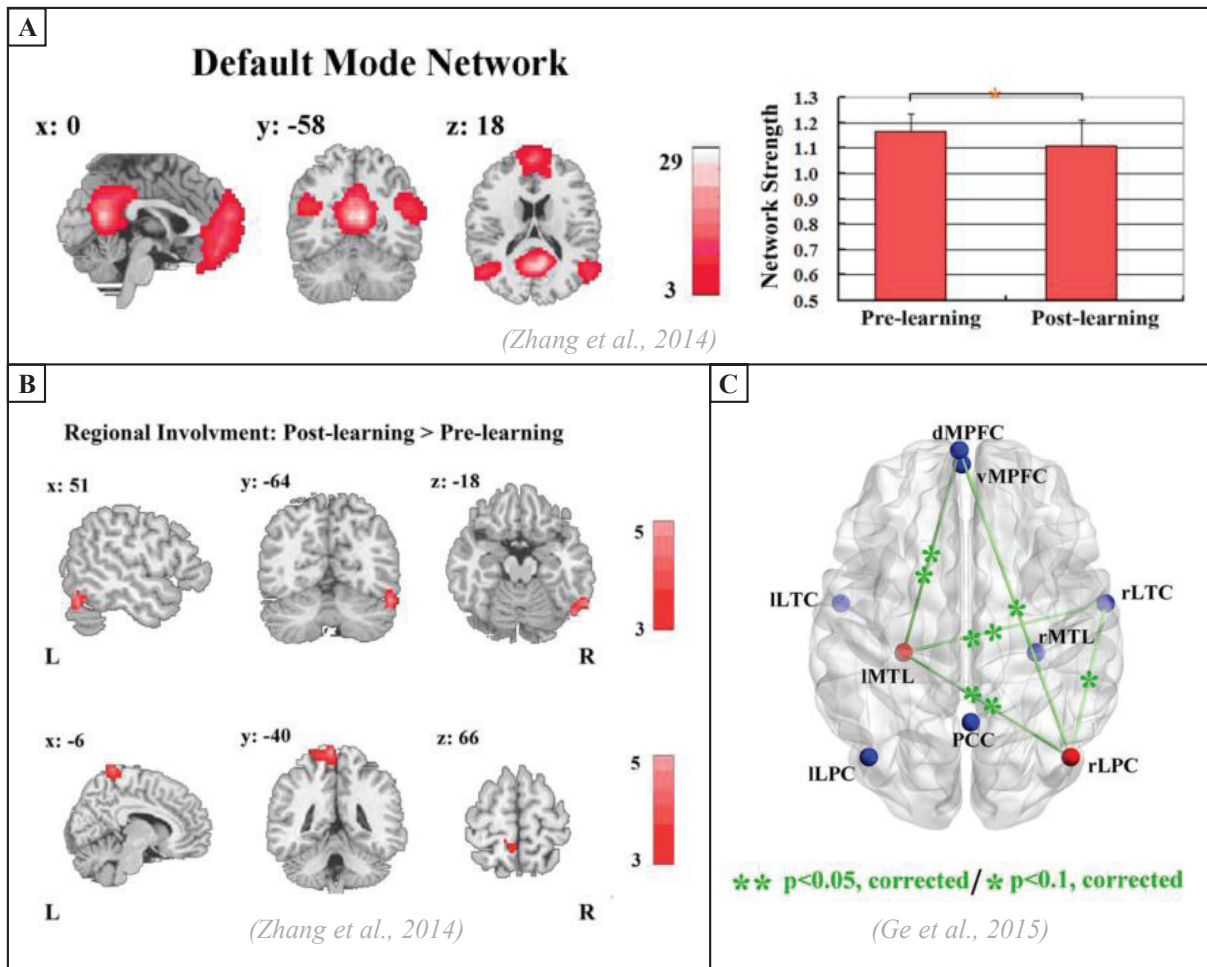


FIGURE 20 : IM ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE MESURÉE EN « RESTING-STATE ». *Modulations induites par l'entraînement en IM. A – Diminution du flux d'échange au sein du réseau cognitif évaluée en « resting state » suite à l'entraînement par IM. B – Augmentation de la connectivité du gyrus fusiforme droit (schéma supérieur) et du précuneus gauche (schéma inférieur). C – Augmentation de la connectivité du lobe temporal médial gauche avec le cortex temporal latéral droit, le cortex pariétal latéral droit et le cortex préfrontal dorso-médial, et du cortex pariétal latéral droit avec le cortex temporal latéral droit et le cortex préfrontal dorso-médial. d = dorsal ; l = gauche ; LPC = cortex pariétal latéral ; LTC = cortex temporal latéral ; MPFC = cortex préfrontal médial ; MTL = lobe médial temporal ; PCC = cortex cingulaire postérieur ; r = droit ; v = ventral.*

Parallèlement aux changements fonctionnels, caractérisés par une augmentation de l'activité des aires sensorimotrices controlatérales, Zich et al. (2015) ont rapporté des modifications structurelles suite à 14 séances d'entraînement par IM avec neurofeedback. Par rapport au pré-test, une augmentation de 5.4% de la densité de la matière grise située dans les

aires sensorimotrices était enregistrée lors du post-test. Ces changements, similaires en volume à ceux qui ont pu être observés suite à un entraînement physique (Scholz et al., 2009), soulignent que l'IM pourrait influencer des processus cellulaires tels que la synaptogénèse (Black et al., 1990).

2) Dans le cadre de la rééducation fonctionnelle

À ce jour, peu d'études se sont intéressées à la neuroplasticité activité-dépendante susceptible d'être induite par l'IM lors de programmes de rééducation de la motricité. Les rares données dans ce domaine sont toutefois prometteuses. Page et al. (2009) ont par exemple montré, chez des patients victimes d'un accident vasculaire cérébral (AVC), que 30 séances de 30min d'IM ciblées sur des activités du quotidien, conjointement au programme de rééducation classique, permettaient d'améliorer le score des patients au « Action Research Arm Test » (ARAT ; Lyle, 1981) ainsi qu'à la section des membres supérieurs de la « Fugl-Meyer Scale » (Fugl-Meyer et al., 1975), et conduisaient parallèlement à une modification significative de l'activité cérébrale lors de la réalisation de mouvements de dorsiflexions du poignet du côté affecté. Plus précisément, une augmentation de l'activité des cortex primaire et prémoteur bilatéraux, ainsi que du cortex pariétal supérieur ipsilatéral a été enregistrée lors du post-test. Ces résultats correspondent en partie à ceux observés suite à une intervention (efficace) de rééducation basée sur la PP seule (Johansen-Berg et al., 2002) et montrent que la modulation de l'activité au sein des aires motrices permet, tout au moins partiellement, les gains fonctionnels observés suite à l'entraînement par PP et IM combinées. Le plan expérimental de cette étude ne permet toutefois pas d'identifier la part de ces effets directement attribuable à l'IM. Butler et Page (2006), dans une étude de cas, ont comparé les modifications de l'activité cérébrale induites par la PP seule, l'IM seule et la combinaison de la PP avec l'IM auprès de trois patients ayant souffert d'un AVC dans les 14 derniers mois. Les post-tests réalisés par

IRMf à l'issue des 2 semaines d'entraînement par IM ou PP seules ont montré une augmentation similaire de l'activité des aires motrices. L'entraînement combinant la pratique physique et mentale permettait quant à lui une activation contralatérale plus focalisée au sein de M₁, montrant que si l'IM et la PP seules induisent une plasticité activité-dépendante lors de la rééducation de patients ayant souffert d'un AVC, de meilleurs effets sont obtenus lorsque les deux techniques sont utilisées conjointement. Étonnamment, en dépit de l'évolution de l'activité cérébrale induite par l'entraînement par IM seule, les gains comportementaux associés n'étaient pas significatifs. Cependant, des facteurs susceptibles de modifier l'équivalence neurofonctionnelle et d'expliquer cette absence d'effets sur le recouvrement de la fonctionnalité du poignet, tels que les capacités d'IM du patient, ses capacités motrices résiduelles ou son adhérence au programme n'étaient pas contrôlés. Sun et al. (2013) ont également déterminé les gains additionnels procurés par l'IM lorsqu'elle était intégrée à un programme de rééducation fonctionnelle classique composé de PP, mais ici, avec une cohorte de 9 patients par groupe. Leurs observations ne vont pas dans le sens d'une différenciation entre les modèles de plasticité induits par la PP seule et ceux permis par l'ajout de l'IM au programme de PP, mais de l'existence de deux modèles de réorganisation corticale selon les patients, indépendamment du groupe auquel ils appartenaient (FIGURE 21).

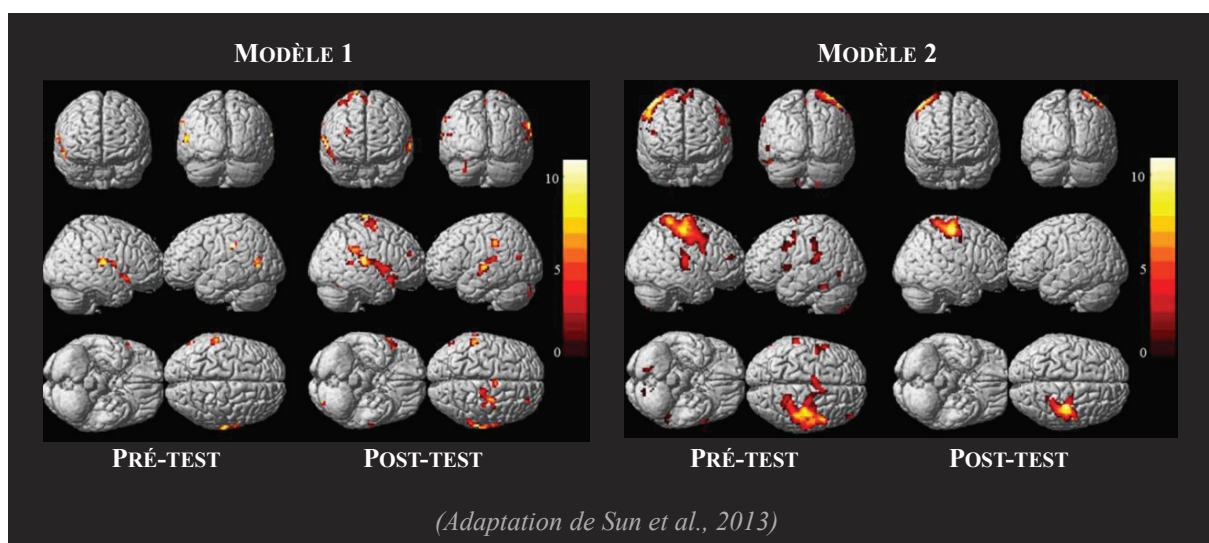


FIGURE 21 : IM ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE LORS DE LA RÉÉDUCATION D'UN AVC. *Deux types de réorganisations corticales sont induits par la pratique de l'IM. Le premier modèle inclut augmentation de l'activité du cortex sensorimoteur primaire controlatéral lors du mouvement passif de la main affectée (6 patients du groupe IM+PP et 5 patients du groupe PP seule). Le deuxième modèle de réorganisation corticale est caractérisé par une diminution de l'activation du cortex sensorimoteur primaire bilatéral et une concentration de l'activation du côté controlatéral (3 patients du groupe IM+PP et 1 patient du groupe PP seule).*

Chez des patients lésés médullaires, Di Rienzo et al. (2014a) ont comparé les modèles d'activations déclenchés lors de la réalisation d'une prise par ténodèse suite à 15 séances d'entraînement par IM à ceux observés chez des sujets sains lors de cette même tâche. Les données délivrées par la magnétoencéphalographie (MEG) ont révélé que l'entraînement par IM a permis de diminuer les activations compensatoires observées lors des pré-tests (FIGURE 22). La plasticité activité-dépendante induite par l'IM, associée à une amélioration de la performance lors de la prise par ténodèse, a permis de restaurer l'activité des effecteurs impliqués au sein du cortex sensorimoteur, avec des schémas d'activations davantage semblables à ceux enregistrés chez les contrôles sains lors des post-tests.

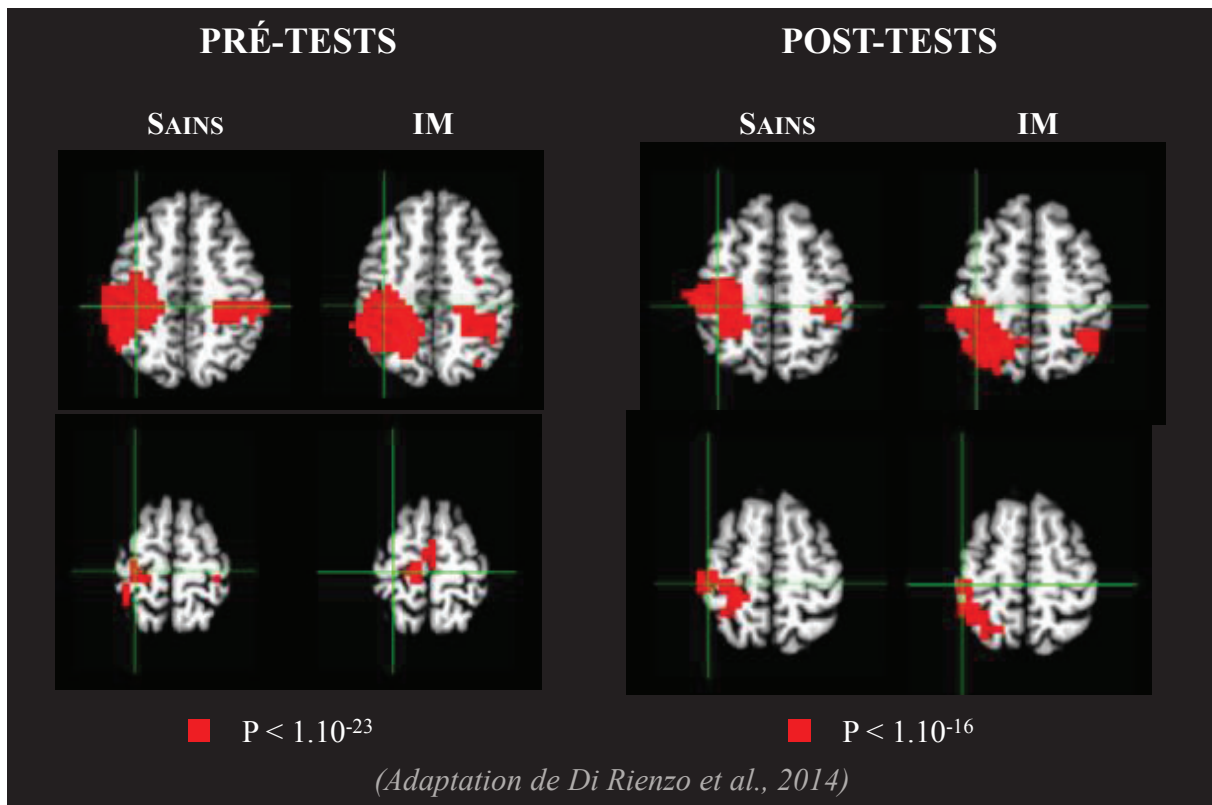


FIGURE 22 : IM ET PLASTICITÉ ACTIVITÉ-DÉPENDANTE LORS DE LA RÉÉDUCATION DE PATIENTS LÉSÉS MÉDULLAIRES. Réseaux neuronaux activés lors de la préhension par ténodèse avant et après l'entraînement par IM. Lors des pré-tests, les patients et les sujets sains montraient une activation du gyrus précentral controlatéral, du lobe pariétal inférieur, du précuneus ainsi que les gyrus pré et post centraux et le lobe pariétal inférieur ipsilatéraux. La partie du gyrus précentral controlatéral activée chez les sujets sains correspondait à la représentation des mains, et à celle des jambes chez les patients lésés de la moelle épinière. Le gyrus post-central controlatéral n'était activé que chez les sujets sains. À l'inverse, l'activation du précuneus controlatéral n'était observée que chez les patients. Lors des post-tests, les deux groupes recrutèrent la partie controlatérale des gyrus pré et post centraux, du lobe pariétal inférieur et du précuneus. La représentation des membres supérieurs au sein des cortex moteurs et somatosensoriels primaires étaient également activée dans les deux groupes. L'activation du lobe pariétal supérieur n'était enregistrée que chez les patients lésés médullaires, qui montraient également une activité ipsilatérale moins importante des gyrus pré- et post-centraux.

E) IM ET RÉÉDUCATION DE LA LOCOMOTION

Bien que principalement étudié lors de tâches simples, le principe d'équivalence neurofonctionnelle entre IM et PP a également été validé pour des tâches complexes, telle que la locomotion. Différentes études en imagerie spectroscopique proche infrarouge fonctionnelle (NIRSf) et en tomographie par émission monophotonique ont permis de mettre en évidence les régions impliquées dans le contrôle de la locomotion. Elles comprennent les aires prémotrice et les régions antérieures (rostrales) de l'AMS, M₁, les cortex frontal, préfrontal, pariétal, cingulaire antérieur et occipital, les aires somatosensorielles, le lobe temporal, les noyaux gris centraux, le gyrus parahippocampique et le cervelet (voir Hamacher et al., 2015 pour une revue). La grande majorité de ces régions a également montré des activations lors de protocoles en IM de la marche conduits par IRMf (TABLEAU 1).

Auteurs	AMS	M1	CPM	CSS	CPF	CP	CO	CT	C	CC	NG	GP
Cremers et al., 2012	✓		✓		✓	✓			✓	✓	✓	✓
Godde & Voelcker-Rehage, 2010	✓							✓	✓			
Ionta et al., 2010	✓								✓		✓	
Jahn et al., 2004	✓				✓	✓		✓	✓		✓	✓
Jahn et al., 2008	✓				✓					✓		✓
Jahn et al., 2009												✓
La Fougère et al., 2010	✓				✓				✓		✓	✓
Miyai et al., 2001	✓											
Peterson et al., 2014	✓								✓		✓	
Sacco et al., 2006	✓			✓	✓	✓			✓	✓		
Van der Meulen et al., 2014	✓					✓			✓			
Wagner et al., 2008	✓	✓				✓	✓		✓		✓	✓
Wang et al., 2008	✓	✓	✓		✓	✓		✓	✓	✓	✓	
Wutte et al., 2012		✓			✓				✓	✓	✓	✓
Zwergal et al., 2012								✓		✓		

TABLEAU 1 : AIRES IMPLIQUÉES DANS LE CONTRÔLE DE LA MARCHÉ EFFECTIVE ET ACTIVÉES LORS DE L'IM. AMS = aire motrice supplémentaire ; C = cervelet ; CC = cortex cingulaire ; CO = cortex occipital ; CP = cortex pariétal ; CPF = cortex préfrontal ; CPM = cortex prémoteur ; CSS = cortex somatosensoriel ; CT = cortex temporal ; GP = gyrus parahippocampique ; M₁ = cortex moteur primaire ; NG = noyaux gris centraux.

La comparaison directe, par IRMf, des activations cérébrales induite par la marche effective et imaginée reste toutefois inexplorée en raison des limites de mouvement imposées par la structure de l'appareil et des déplacements de la tête qu'induirait la mobilisation des membres inférieurs. Toutefois, l'enregistrement de l'activité cérébrale par NIRSf lors de la marche et de mouvements de dorsiflexions et flexions plantaires alternées a révélé une analogie entre les schémas d'activations induits par ces deux tâches (Miyai et al., 2001). Produire ces

mouvements de la cheville lors d'un protocole par IRMf permettrait ainsi de palier aux contraintes méthodologiques de cette technique de neuroimagerie, et de pouvoir bénéficier de sa qualité de résolution spatiale pour l'appréciation des aires impliquées dans le contrôle de la marche. La comparaison directe de l'activité cérébrale induite par la réalisation des mouvements de la cheville et l'IM de la marche permettrait ainsi de distinguer une activation commune du cortex sensorimoteur et de l'AMS (Miyai et al., 2001 ; Labriffe et al., 2017 ; **FIGURE 23**). Ces données renforcent la notion d'équivalence fonctionnelle entre PP et IM lors de tâches locomotrices.

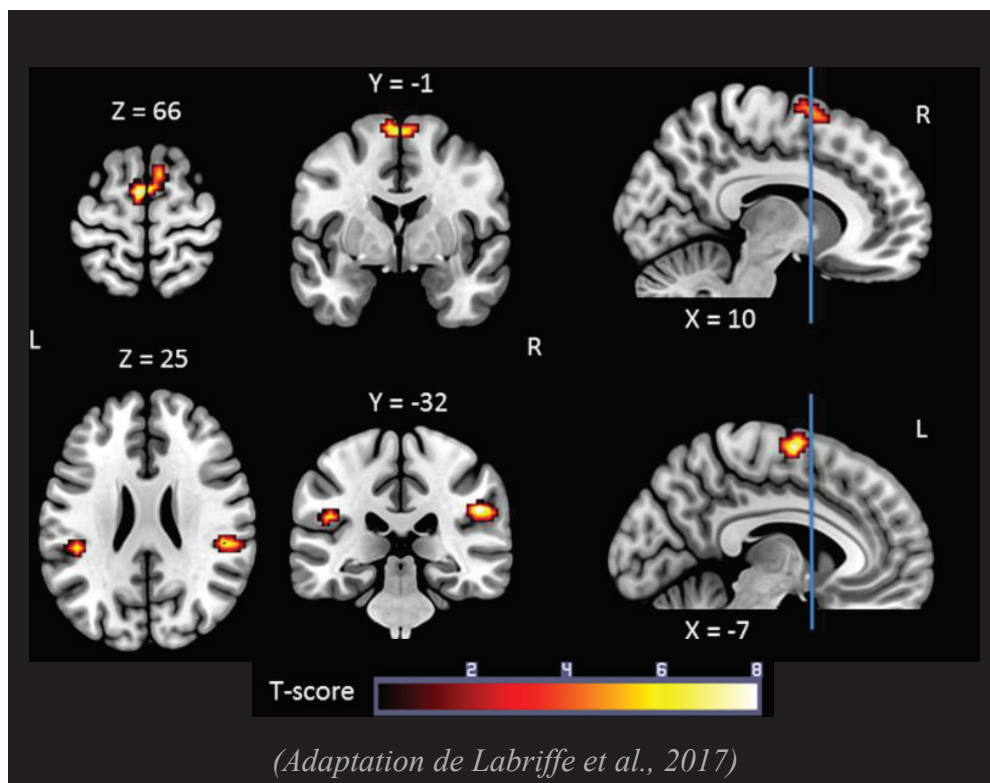


FIGURE 23 : ÉQUIVALENCE NEUROFONCTIONNELLE ENTRE IM ET PP LORS DE TÂCHES LOCOMOTRICES. *Illustration des aires communément activées par les mouvements de la cheville et l'IM de la marche, comprenant les aires prémotrice et motrice supplémentaire bilatérales, et le cortex somatosensoriel secondaire bilatéral.*

Les effets d'un entraînement par IM de mouvements de dorsiflexions et flexions plantaires alternées sur les processus de plasticité activité-dépendante (Jackson et al., 2003), et

la similitude des réseaux cérébraux impliqués lors de ces mouvements et de la marche (Miyai et al., 2001), laissent penser que l'entraînement par IM de la locomotion est susceptible d'impacter les processus de plasticité activité-dépendante sous-jacents à l'apprentissage de cette tâche motrice. Cependant, les dynamiques neuronales d'un travail par IM sur le recouvrement de la locomotion restent, à ce jour, inexplorées. Le recours à l'IM reste une alternative sérieuse, sa pertinence (lorsqu'utilisée seule ou intégrée à un programme de rééducation fonctionnelle) ayant été rapportée par de nombreuses études comportementales, principalement chez les personnes victimes d'un AVC (TABLEAU 2). Il a été largement montré que l'entraînement par IM permet de diminuer le temps requis par les participants pour effectuer une tâche de marche simple en ligne droite, ainsi que d'améliorer différents paramètres de la marche tels que la longueur et la symétrie du pas, et la charge supportée par le membre affecté (Cho et al., 2013 ; Dickstein et al., 2004 ; Oostra et al., 2015 ; Deutsch et al., 2012 ; Dunsky et al., 2006, 2008 ; Hwang et al., 2010). L'entraînement par IM permettrait également d'améliorer la performance lors de tests fonctionnels cliniques comme le Timed Up and Go Test (TUG, Schoppen et al., 1999), tâche locomotrice complexe comprenant notamment un demi-tour (Cho et al., 2013 ; Deutsch et al., 2012 ; Hosseini et al., 2012 ; Kim et al., 2011). Le TUG comprend toutefois des phases consistant à se lever et se rasseoir sur une chaise, et le gain de performance spécifiquement imputable aux moments de marche n'est pas précisé. Une amélioration de la performance lors de ce test a également été relevée chez des patients atteints de la maladie de Parkinson. Tamir et al. (2007) ont en effet enregistré une augmentation de la vitesse d'exécution plus importante chez les patients ayant suivi un programme de rééducation composé de PP et d'IM que chez ceux n'ayant bénéficié que de la PP, traduisant ainsi un effet prometteur sur la diminution de la bradykinésie (i.e., symptôme de la maladie de Parkinson caractérisé par la lenteur des mouvements volontaires) (voir Braun et al., 2011 pour des résultats contradictoires).

Auteurs	Sujets	Volume d'IM	Mesures	Résultats
<i>Accident Vasculaire Cérébral</i>				
Braun et al. (2012)	n = 36 (18 exp)	Minimum 10 sessions de 10-20' organisées sur 6 semaines	Motricity Index Barthel Index BBS Rivermead Mobility Index Marche de 10m	Ø Ø Ø Ø Ø
Cho et al. (2013)	n = 28 (15 exp)	15'/jour - 3 jours/semaine pendant 6 semaines	Functional Reach Test TUG Marche de 10m Fugl-Meyer	↗ ↗ ↗ ↗
Deutsch et al. (2012)*	n = 1	Durée totale des sessions de 45 à 60' (pas d'information sur la durée spécifique de l'IM)	Vitesse de marche TUG	↗ ↗
Dickstein et al. (2004)*	n = 1	15'/jour - 3 jours/semaine pendant 6 semaines	Tinetti Ambulation Scale Marche de 10m Amplitude de mouvement du genou affecté <u>Paramètres de la marche</u> : Longueur du pas ; Cadence; Symétrie	Ø ↗ ↗ ↗ ; ↗ ; Ø
Dunsky et al. (2006)*	n = 4 exp	15'/jour - 3 jours / semaine pendant 6 semaines	Tinetti Gait and Balance Assessment Fugl-Meyer <u>Paramètres de la marche</u> : Vitesse ; longueur du pas ; Cadence Support sur le membre affecté	↗ Ø ↗ ; ↗ ; ↗ ↗
Dunsky et al. (2008)*	n = 17 exp	15'/jour - 3 jours/semaine pendant 6 semaines (Pas de PP, IM seule)	Modified Functional Walking Gait scale of POMA Fugl-Meyer <u>Paramètres de la marche</u> : Vitesse ; longueur du pas ; Cadence Support sur le membre affecté Symétrie <u>Amplitude de mouvement du côté affecté</u> : genou ; cheville	↗ ↗ Ø ↗ ; ↗ ; ↗ ↗ ↗ ↗ ; Ø
Hosseini et al. (2012)	n = 30 (15 exp)	10'/jour - 3 jours/semaine pendant 5 semaines	TUG BBS	↗ ↗

Auteurs	Sujets	Volume d'IM	Mesures	Résultats
Hwang et al. (2010)	n = 24 (13 exp)	25-30'/jour - 5 jours/semaine pendant 4 semaines	BBS	↗
			Dynamic Gait Index	↗
			Emory Functional Ambulation	↗
			<u>Paramètres de la marche</u> :	
			Vitesse ; longueur du pas ; Cadence	↗ ; ↗ ; Ø
Kim et al. (2011)*	n = 15 exp	8-10'/jours – pendant 4 jours	<u>Amplitude de mouvement du côté affecté</u> :	
			cheville ; genou ; hanche	Ø ; ↗ ; ↗
			TUG	↗**
			<u>Amplitude de mouvement du côté affecté</u> :	
			cheville ; genou ; hanche	↗*** ; Ø ; ↗***
Oostra et al. (2015)	n = 44 (21 exp)	30'/jour - 5 jours/semaine pendant 6 semaines	Marche de 10m	↗
			Fugl-Meyer	Ø
Verma et al. (2011)	n = 30 (15 exp)	15'/jour - 7 jours/semaine pendant 2 semaines	Functional Ambulation	↗
			Rivermead Visual Gait Assessment	↗
			Symétrie de la marche	Ø
			Vitesse de marche	↗
			Test de 6' de marche	↗
Parkinson				
Tamir et al. (2007)	n = 19 (11 exp)	2 jours/semaine dans le centre de rééducation+entraînem ent autonome à domicile pendant 12 semaines	TUG	↗
			<u>Temps requis pour</u> :	
			se lever et se coucher ; faire un tour de 360° sur place	↗ ; ↗
Braun et al. (2011)	n = 47 (25 exp)	20'/semaine pendant 6 semaines	<u>Tâches d'équilibre</u> :	
			Position tandem ; Functional reach test	Ø
			TUG	Ø
			Marche de 10m	Ø

TABLEAU 2 : IMPACT DE L'IM SPÉCIFIQUE À LA MARCHÉ SUR RECOUVREMENT DE LA LOCOMOTION. ↗ = amélioration de la performance ; Ø = absence d'effet sur la performance ; Exp = participants du groupe expérimental ; BBS = Berg Balance Scale ; TUG = Test Timed Up and Go ; POMA = Performance-Oriented Mobility Assessment ; * = l'étude n'inclut pas de groupe contrôle ; ** = uniquement suite à l'IM kinesthésique combinée à l'écoute d'une rythmicité ; *** = uniquement suite à l'IM kinesthésique ; Note : seules les mesures objectives et concernant les membres inférieurs sont rapportées.

TRAVAIL DE SYNTHÈSE : Franck Di Rienzo, Ursula Debarnot, Sébastien Daligault, **Elodie Saruco**, Claude Delpuech, Julien Doyon, Christian Collet & Aymeric Guillot. (2016). “*Online and Offline Performance Gains Following Motor Imagery Practice: A Comprehensive Review of Behavioral and Neuroimaging Studies*”. Frontiers in Human Neuroscience, 10, article 315 (1-15).

Cette revue de la littérature propose dans sa première partie une présentation détaillée des études, comportementales et de neuroimagerie, traitant de l’impact de l’IM sur l’apprentissage moteur (gains de performance « online »). La seconde partie de ce travail de synthèse fait état de l’impact du sommeil sur la consolidation des apprentissages moteurs acquis par IM (gains de performance « offline », thème non développé dans cette thèse de doctorat).

L’analyse des différents articles inclus dans ce travail de synthèse permet de placer la plasticité cérébrale activité-dépendante comme processus neurophysiologique sous-jacent aux gains comportementaux observés suite à un entraînement par IM. Bien que les corrélats neurophysiologiques de l’IM sur la consolidation de l’apprentissage restent à déterminer, les résultats comportementaux rapportés permettent de considérer la combinaison de l’IM et du sommeil comme étant une approche pertinente, et confirment que cet axe de recherche, encore novateur, mérite d’être approfondi.



Online and Offline Performance Gains Following Motor Imagery Practice: A Comprehensive Review of Behavioral and Neuroimaging Studies

Franck Di Rienzo¹, Ursula Debarnot^{1,2}, Sébastien Daligault³, Elodie Saruco¹, Claude Delpuech³, Julien Doyon⁴, Christian Collet¹ and Aymeric Guillot^{1,5*}

¹ Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France, ² Laboratoire de Neurologie et d'Imagerie Cognitive, Université de Genève, Geneva, Switzerland, ³ INSERM U821, Département MEG, CERMEP Imagerie Du Vivant, Bron, France, ⁴ Unité de Neuroimagerie Fonctionnelle, Département de Psychologie, Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal, Université de Montréal, Montréal, QC, Canada, ⁵ Institut Universitaire de France, Paris, France

OPEN ACCESS

Edited by:

Jean-Claude Baron,
University of Cambridge, UK

Reviewed by:

Nikhil Sharma,
University College London, UK

Shaun Boe,
Dalhousie University, Canada

Laura Avanzino,
University of Genoa, Italy

*Correspondence:

Aymeric Guillot
aymeric.guillot@univ-lyon1.fr

Received: 01 February 2016

Accepted: 10 June 2016

Published: 28 June 2016

Citation:

Di Rienzo F, Debarnot U, Daligault S, Saruco E, Delpuech C, Doyon J, Collet C and Guillot A (2016) Online and Offline Performance Gains Following Motor Imagery Practice: A Comprehensive Review of Behavioral and Neuroimaging Studies. *Front. Hum. Neurosci.* 10:315. doi: 10.3389/fnhum.2016.00315

There is now compelling evidence that motor imagery (MI) promotes motor learning. While MI has been shown to influence the early stages of the learning process, recent data revealed that sleep also contributes to the consolidation of the memory trace. How such “online” and “offline” processes take place and how they interact to impact the neural underpinnings of movements has received little attention. The aim of the present review is twofold: (i) providing an overview of recent applied and fundamental studies investigating the effects of MI practice (MIP) on motor learning; and (ii) detangling applied and fundamental findings in support of a sleep contribution to motor consolidation after MIP. We conclude with an integrative approach of online and offline learning resulting from intense MIP in healthy participants, and underline research avenues in the motor learning/clinical domains.

Keywords: movement imagery, dynamic imagery, motor consolidation, cerebral plasticity, mental processes, sleep, motor learning

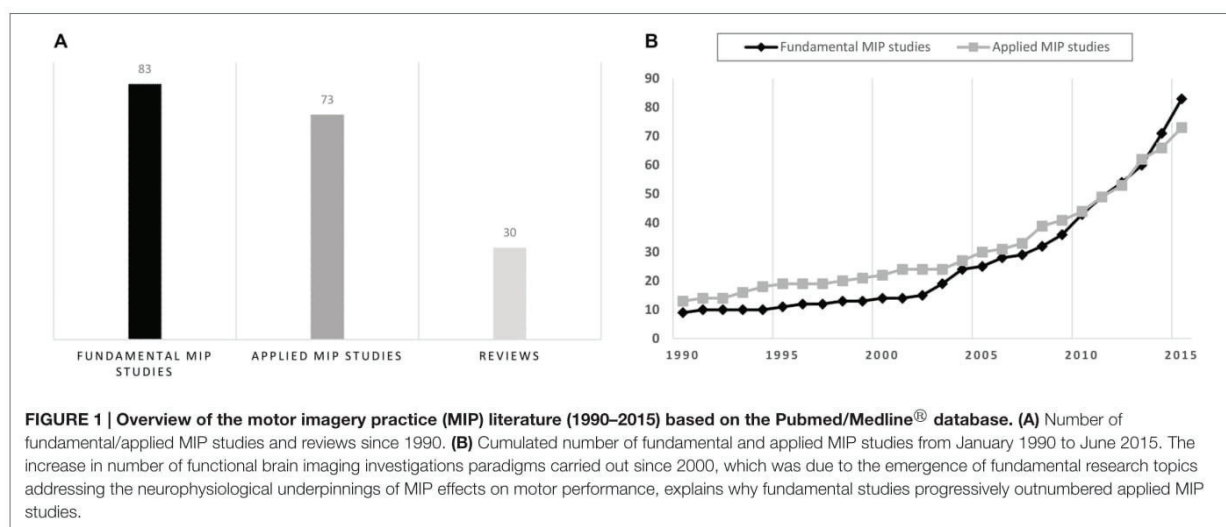
INTRODUCTION

Motor imagery (MI) is the mental representation of an action without engaging its actual execution. MI practice (MIP) refers to the repetitive use of MI to improve performance (Jackson et al., 2001). MIP research usually combines psychological and neurophysiological approaches, and represents a relevant research topic for integrative neuroscience. There is now compelling evidence that MIP positively affects motor learning, with pioneering reports dating from the first half of the 20th century (e.g., Sackett, 1934, 1935). MIP has now multiple applications in both sport sciences and rehabilitation (for an overview, see Guillot and Collet, 2008). Here, we will focus on the effects of MIP on performance in healthy individuals. Scanning the MEDLINE[®]/Pubmed[®] database (until June 2015) through the systematic crossover of the following terms: [“Motor imagery”/“Movement imagery”/“Mental rehearsal”/“Mental imagery”/“Mental practice”] by [“Performance”/“Learning”/“Sport”] yielded 188 studies (including 30, i.e., 16% of review articles). This was thought to provide a reliable corpus to convey both the development and current trends in the field. Only interventions targeting the acquisition/improvement of motor skills were included in the pool of

“motor learning” MIP articles. A related—yet distinct—research topic, since the pioneering contribution by Cornwall et al. (1991), is whether MIP can yield to force gains. Such studies primarily focused on isometric contractions, and therefore did not directly aim at improving movement kinematics. Additionally, results regarding the benefits of MIP on force remain contradictory (Guillot et al., 2010; Manochio et al., 2015).

Overall, MIP articles included both applied and fundamental motor learning studies (Figure 1). Applied MIP studies followed a pragmatic approach, and primary aimed at assessing MIP efficacy at the behavioral level. Interventions were delivered in the actual context of a specific sport/professional discipline (e.g., music, sports, surgery, etc.). Fundamental MIP studies additionally addressed research issues related to the psychophysiological underpinnings of the hypothesized effects on learning. Further, these studies frequently considered simple movements (typically single-joint actions) performed in standardized laboratory contexts. MIP studies published before the 1990s almost exclusively belong to the field of sport psychology. These have been elegantly summarized in seminal review articles and meta-analyses (Feltz and Landers, 1983; Driskell et al., 1994). MIP studies since 2000 include a larger proportion of fundamental studies, with an increase in functional brain imaging investigations intended to delineate the psychophysiological processes underlying MIP efficacy. Fundamental studies thus progressively outnumbered applied MIP studies (Figure 1). Fundamental findings on the psychophysiological underpinnings of MIP should ideally guide applied research (e.g., new domains of applications, optimal conditions of practice, etc.). Yet, the field in fact progressively evolved from applied to more fundamental research. To convey how the field developed during the last decades, we chose to first discuss applied, and then fundamental findings, in the forthcoming sections.

Motor learning is classically defined as a change in motor behavior resulting from practice. Accordingly, motor learning is quantified in terms of performance improvements before and after a practice intervention in longitudinal research designs. When the practice intervention involves multiple sessions within a span of several days/weeks, the cumulated effects on performance are evaluated to attest motor learning. These can be summarized as *online* learning processes, since they occur as a *direct* consequence of practice. Several authors underlined in conceptual frameworks that motor learning cannot be considered a linear process of performance improvement (e.g., Yelle, 1979; Mayer-Kress et al., 2009). For instance, Doyon and Benali (2005) highlighted the involvement of functional interactions between cortico-striatal and cortico-cerebellar brain systems during the early stages of motor learning, i.e., corresponding to the rapid performance improvements consecutive to a single/a series of practice session(s). The automatization stage of motor learning, corresponding to slower performance improvements yielding to increased motor efficiency, involved to a greater extent the cortico-striatal system (Doyon and Ungerleider, 2002). While learning stages differ in terms of behavioral/neurophysiological correlates, they commonly result from online learning processes. Doyon and Benali (2005) also acknowledged the consolidation stage, characterized by delayed performance gains occurring after a latent period of approximately 6 h, in the absence of additional practice. These can be summarized as *offline* learning processes, since they *indirectly* result from practice. Performance improvements consecutive to a night of sleep is a well-established correlate of offline learning (Brashers-Krug et al., 1996; Karni et al., 1998). Delayed/spontaneous performance improvements are also sensitive to motor interferences (e.g., Korman et al., 2007). Practically, delayed performance gains and robustness to interference are two important behavioral correlates of offline learning processes (for a review see Krakauer and Shadmehr, 2006), and should thus be considered concurrently



when investigating whether a period of sleep contributes to enhance motor performance. Former review articles considered performance improvements immediately resulting from MIP interventions (i.e., MIP effects on *online* learning processes). Surprisingly, they did not consider the potential *delayed* performance gains consecutive to MIP, in other words the MIP effects on offline learning. The present review was therefore designed to provide a comprehensive overview of motor learning after MIP in healthy participants in relation to both online and offline processes.

ONLINE LEARNING PROCESSES

Applied Studies

Effect on Quantitative and Qualitative Indexes of Performance

From a conceptual viewpoint, there has been a great deal of research on imagery processes for well over a century (Kosslyn et al., 2006), and there is now ample evidence that MIP can substantially contribute to promote motor learning. In the sport domain, MI is very popular among athletes and coaches, and has been described as a “*Centre pillar of applied sport psychology*” (Morris et al., 2005; Cumming and Williams, 2013). As mentioned previously, there has been an important number of relevant reviews and meta-analyses focusing on the benefits of MIP (Feltz and Landers, 1983; Driskell et al., 1994; Holmes and Collins, 2001; Guillot and Collet, 2008; Murphy et al., 2008; Weinberg, 2008; Schuster et al., 2011; Cumming and Williams, 2013; Rao et al., 2015). All focused on MIP findings attesting positive effects on online learning processes. This yielded multiple practical applications and theoretical models. Among them, Guillot and Collet (2008) distinguished four main imagery outcomes in their model (Motor Imagery Integrative Model in Sport), covering the main practical applications of MIP: (i) Motor learning and Performance; (ii) Motivation, Self-confidence and Anxiety; (iii) Strategies and Problem-solving; and (iv) Injury Rehabilitation. Overall, particular attention has been paid to the effect of cost-effective MIP interventions in enhancing online learning, MIP improving both quantitative and qualitative aspects of the motor performance (Figure 2).

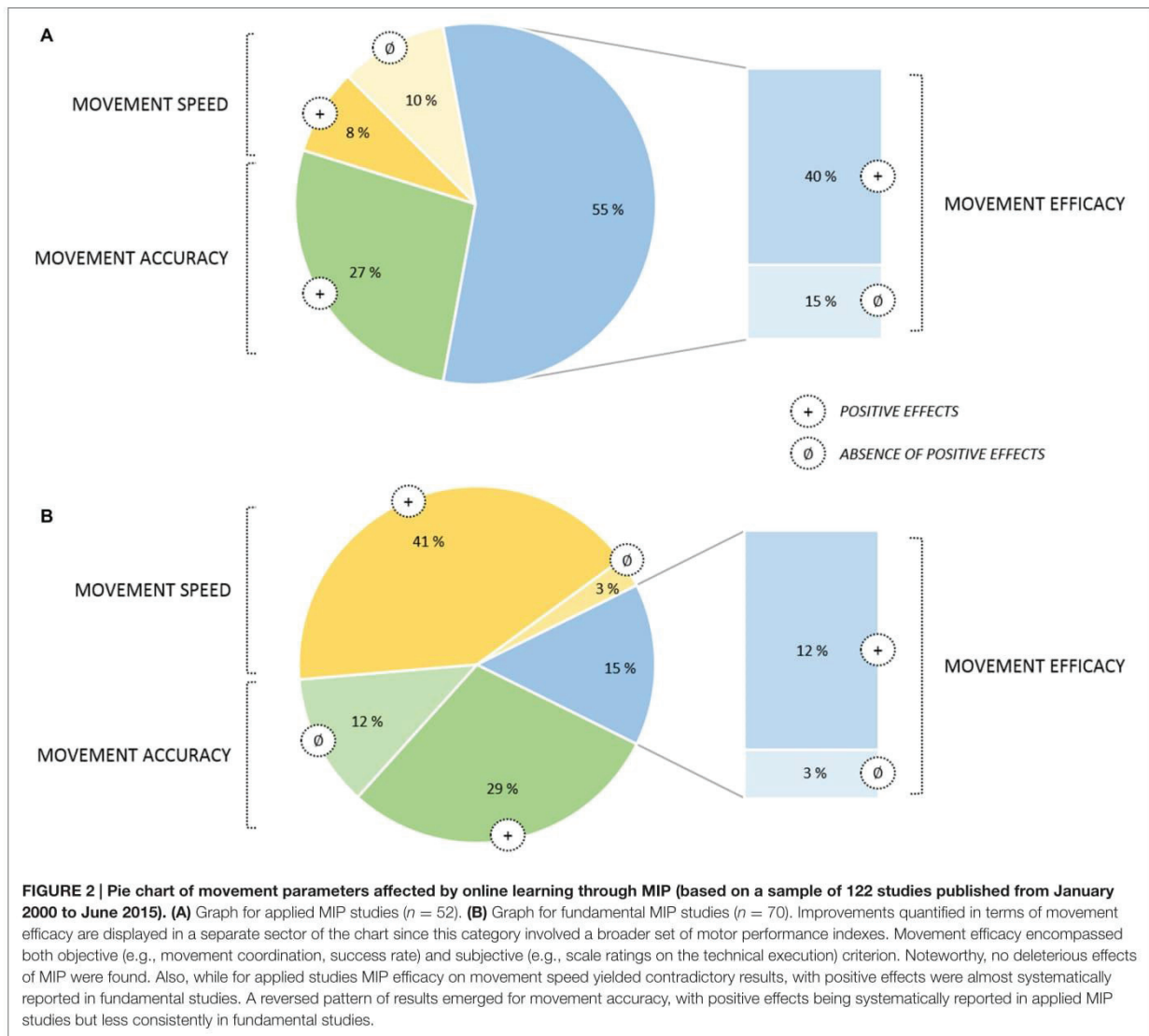
MIP was first shown to enhance movement accuracy. For instance, Guillot et al. (2015) showed that embedded MIP blunted the decrease of subsequent tennis shot accuracy usually observed during high intensity interval training sessions, hence preserving the level of performance during intense practice. Afrouzeh et al. (2015) also reported greater pass accuracy in volley-ball players after MIP. A second set of applied studies provided strong evidence that MIP is likely to impact movement speed. Boschker et al. (2000) first reported that increasing or decreasing MI speed of a motor sequence might elicit comparable changes in actual movement speed. They investigated the effect of mentally or physically performing a sequence of 12 rhythmic basic steps at a slow/fast pace, and provided evidence that changing MI speed resulted in similar modifications of the actual speed during a subsequent retention test. Louis et al. (2008)

confirmed that MI might affect the execution time of subsequent motor tasks, even in highly automated sport actions. Using sequential finger movement sequences, Debarnot et al. (2010) and Avanzino et al. (2009) reported that MIP, either performed in real time or at a faster pace, was likely to increase movement velocity, particularly for the most complex sequences (i.e., bimanual). Although such effects of MI on actual movement speed are not systematic (O and Munroe-Chandler, 2008), and even though decreasing MI speed to correct and adjust fine visual-motor tasks might be beneficial during the early stages of learning (O and Hall, 2009), this may be frequently detrimental to achieve expert performance—where accurate timing is seminal. Surprisingly, there is yet no experimental data examining the effect of MIP on actual movement speed which controlled, concomitantly, the possible alterations of the technical execution. Concluding about the effects of changing MI speed might thus be premature before ensuring that movement efficacy is not altered.

Finally, MIP was found to improve movement efficacy. This is reflected through both objective and subjective evaluations which addressed qualitative/quantitative aspects of the motor performance (e.g., scoring performance in a given discipline, technical realization). Overall, there is accumulated evidence that MIP contributes to achieve a greater level of sporting performance (Schuster et al., 2011; Guillot et al., 2013a; Williams et al., 2013), or through a subjective/qualitative appreciation of movement efficacy (Arora et al., 2011; Guillot et al., 2013b). Furthermore, MIP was shown not only to improve the overall performance, but also to impact specific movement kinematics. For instance, Battaglia et al. (2014) reported that both the flight time and the ground-contact time were significantly improved during performance of the Hopping and Drop Jump tests, after a mental training program in national rhythmic gymnasts. Likewise, Giron et al. (2012) provided evidence that MIP contributed to enhance pelvis and hip kinematics during dance movements, with visual and kinesthetic imagery leading to distinct peak external hip rotations. Olsson et al. (2008b) further reported that MIP might specifically improve some technical components of complex motor tasks (i.e., high-jump). The authors investigated the efficacy of an internal imagery intervention in active high jumpers by measuring four appropriate outcome measures of performance: jumping height, number of false jumps, take-off angle, and bar clearance (i.e., the virtual line-distance from the foot to the shoulder when the athlete is over the bar). Data revealed a significant improvement on bar clearance only, which is the most complex technical component of the motor sequence. Such findings confirm that researchers should not only pay attention to the final performance, but also consider technical outcome measures. This conceptual approach of performance analysis is of importance, as improving bar clearance might result in higher jumping height over time, even in the absence of immediate positive effects.

Practical Implications

Both the theoretical accounts of MI use and the experimental data designed to determine the best way to perform MI



adequately cover the main key-components that need to be carefully controlled to ensure the effectiveness of MI to achieve greater motor performance. Several theoretical models and MI frameworks have been designed to support efficient MI interventions (e.g., Holmes and Collins, 2001; Guillot and Collet, 2008), enabling researchers to infer optimal MIP guidelines across several disciplines requiring motor expertise (for a systematic review see Schuster et al., 2011). This approach, which is nicely and extensively illustrated in the imagery literature, will not be developed in the present review. Interestingly, there is a substantial overlap of active brain regions during MIP and physical practice of the corresponding movement (for exhaustive reviews see Munzert et al., 2009; Guillot et al., 2012a; Héту et al., 2013). Efficient forms of MIP may strongly engage the motor systems to increase the connectivity between motor system regions. MIP should thus be more efficient

if it involves the same processes than those engaged while preparing, programming and controlling actual movements (see “Theoretical Implications” section, for further development). While common brain networks are activated during both physical practice and MI of the same task, and as there is no actual feedback during MI, an important question remained to determine how adequately combining these two forms of practice and the optimal ratio of physical vs. MIP.

Courtine et al. (2004) demonstrated the superiority of alternating MI and physical practice compared to performing a single block of MI trials, as shown by a significant decrease in timing variability. A recent study by Rozand et al. (2015) further showed that performing a prolonged session of MI without any sensory feedback might be harmful, but including regular physical execution trials contributed to reduce the sensation of mental fatigue and prevented from the alteration of actual and

imagined movement durations. Interestingly, Allami et al. (2008) examined the selective efficacy of different ratios of physical to MIP. Overall, data revealed that performing MI at high rates (e.g., 50–75%) along with physical practice might result (at least) in comparable levels of performance compared to physical practice alone. A similar finding was reported by Sanders et al. (2004), who investigated the benefits of MIP in medical students learning basic surgical procedures. They concluded that MI might be as effective as PP once students have received adequate instructions and followed a monitored physical practice session beforehand.

When considering the place of MIP in mental training programs, another promising avenue is its combination with action observation (for an extensive review see Vogt et al., 2013). While the effects of action observation and MI have been extensively studied and documented in isolation from each other, Vogt et al. (2013) recently proposed an interesting spectrum ranging from congruent to conflicting action observation and MI coupling, in order to probe the two component processes. Results from recent neuroimaging and electrophysiological studies have confirmed that combining MI and action observation might result in enhanced cortical and subcortical activations relative to each form of practice alone, in regions of interest including the motor systems and the parietal areas (Macuga and Frey, 2012; Nedelko et al., 2012; Berends et al., 2013; Villiger et al., 2013; Taube et al., 2015). A substantial overlap is also observed when comparing combined action observation/MI with action execution, hence supporting the degree of functional equivalence and both the immediate facilitative and longer-term positive effects of coupling these techniques (Taube et al., 2014, 2015). Therefore, instead of contrasting the respective benefits of action observation and MIP on motor (re)learning, the best training effects might be expected by combined MI/action observation practice. Such mental training procedures might yield to a higher level of functional equivalence and potentiate the stimulation.

A debated point of consideration is the intrinsic nature of the MI work, and how it relates to physical practice. The static/dynamic distinction of imagery processes has been early considered by researchers. Paivio and Clark (1991) provided a comprehensive review of how one can imagine stationary objects, but also objects in motion or being rotated and transformed. This conceptualization refers to the perception of movement during MI of objects with a dynamic quality, or images of objects being transformed and manipulated. Since these studies, however, the dynamic properties of MI no longer characterize the symbolic representation of movements and transformations. A second and more practical consideration of static/dynamic imagery considered whether participants were moving or remained motionless during MI. According to Gould and Damarjian (1996), however, replicating the actual movements during MI, while holding a piece of equipment relevant to the sport/situation, might contribute to facilitate and increase the efficacy of MIP. We all have in mind pictures of athletes moving while imagining their subsequent performance during pre-performance routines, which challenges the traditional assumption that MI requires the athlete remaining

motionless. The fact that athletes often move slightly while engaged in MI has therefore spawned interest in MI research. Experimental studies showed that such dynamic imagery might contribute to increase the vividness and temporal accuracy of MI (Callow et al., 2006; Guillot et al., 2013b; Fusco et al., 2014). As initially suggested by Gould and Damarjian (1996), who proposed that dynamic imagery promotes the recall of the sensations associated with the actual performance, we state that moving while imagining may prime and facilitate the MI experience based on the actual feedback, and therefore contribute to improve subsequent motor performance. This might also improve temporal congruence by emphasizing the degree of behavioral matching, and possibly enhance the functional equivalence between MI and motor performance (van der Meulen et al., 2014). Interestingly, Ferreira Dias Kanthack et al. (2016) investigated whether the benefits of dynamic over static MI remained effective under physical fatigue. They showed that the optimal use of static and dynamic MI may be linked to exhaustion/energy expenditure, as dynamic MI was superior to static MI to improve movement accuracy when athletes were not fatigued. In contrast, static MI remained more efficient to enhance performance under physical fatigue. They argued that the current physical state might affect the body representation, so that performing dynamic MI under fatigue may create interferences between actual and predicted body states (Demougeot and Papaxanthis, 2011). Dynamic MI might therefore be prioritized in the absence of fatigue, while static MI should be preferred under fatigue state. Based on these data, we state that dynamic imagery should incorporate slight congruent movements to enhance the process, but the amplitude of these movements should be carefully defined to avoid a misunderstanding between MI and motor performance. We therefore propose to define dynamic MI as:

“A type of MI where athletes adopt a congruent body position and embody spatial and/or temporal invariants of the movement without entirely performing it”.

Conceptually, performing dynamic imagery is different from imagining while moving by engaging the full body in the action. The latter form has received less attention and is not common, even though athletes can punctually form mental representations during physical practice (Van Gyn et al., 1990; Hanrahan, 1995; Nordin and Cumming, 2007). For instance, Vergeer and Roberts (2006) investigated the efficacy of MIP during stretching on flexibility gains, imagery vividness, and perceived comfort. While there was no significant effect on performance, they reported a positive effect on the perceived comfort. More recently, Kanthack et al. (2016) examined the short-term effects of MIP during a stretching exercise, with a specific focus on its effects on muscle and autonomic nervous system responses. They reported reduced muscle activation allowing a more effective stretch of the connective tissues, hence eliciting significant stretching performance gains. Taken together, these data provide evidence of the benefits of using MI during movements, even though it challenges the common belief that MI occurs in the absence of sensory input. As outlined by MacIntyre and Moran

(2010), performing dynamic imagery and/or using MI during actual practice requires reconsidering our theoretical conceptual definitions of MI.

Fundamental Studies

Effects on Neural Plasticity

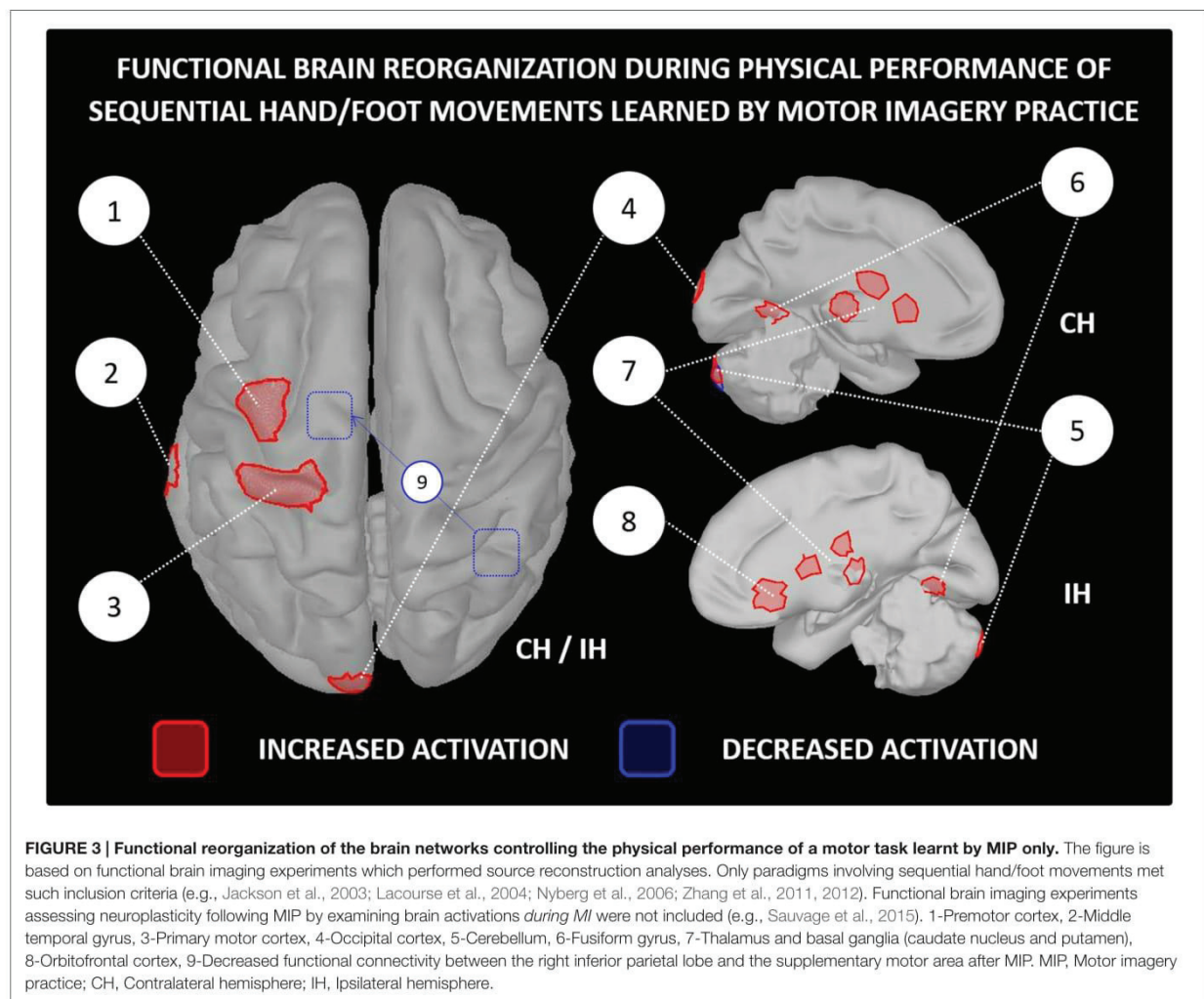
There is a general consensus that experience-dependent changes in motor behavior originate from structural and/or functional reorganizations in the connectivity of neurons, i.e., activity-dependent neuroplasticity (for reviews see Salmon and Butters, 1995; Sanes, 2003; Ioffe, 2004; May, 2011). Empirically, the assumption that MIP could induce activity-dependent neuroplasticity has been early considered (e.g., Warner and McNeill, 1988). This postulate was driven by: (i) motor learning experiments attesting MIP efficacy (behavioral changes being hypothetically grounded in parallel neurophysiological adaptations to those underlying the effects of physical training); and (ii) functional brain imaging findings supporting the functional equivalence principle. Accordingly, MI and physical practice of the corresponding action engage both overlapping neural networks and comparable patterns of connectivity between brain motor system regions (e.g., Lotze and Halsband, 2006; Munzert et al., 2009; Gao et al., 2011). Peripheral neurophysiological recordings of somatic and autonomic activities have further established a solid scientific background supporting that physical practice and MI belong to the same action-state continuum (for reviews see Stinear, 2010; Guillot et al., 2012a; Collet et al., 2013). This is in keeping with the early postulate by Stephan and Frackowiak (1996), who considered MI as an intermediate motor behavior between the cognitive motor processes and the physical performance of an action. MI would thus represent an efficient method to stimulate brain motor networks mediating skill acquisition (for recent insights, see Kraeutner et al., 2014).

While scientific evidence of activity-dependent neuroplasticity is accumulating in the field of brain computer interfaces and neurologic rehabilitation (Mokienko et al., 2013; Di Rienzo et al., 2014; Ahn and Jun, 2015), scientific reports of learning-dependent brain changes after MIP in healthy participants remain somehow limited. Pascual-Leone et al. (1995) provided a pioneering straightforward evidence of activity-dependent neuroplasticity consecutive to MIP. Using transcranial magnetic stimulation, the authors observed an enlargement of the cortical representation of hand muscles controlling a piano sequence learned by MI (2 h of practice per day during 5 days). The cortical changes were identical in the MIP and physical training groups, although physical training outperformed MIP in terms of performance improvements. Interestingly, the adjunction of a single physical practice session in the MIP group enabled to reach a similar level of performance. The authors suggested that while MIP prompts activity-dependent neuroplasticity at the brain level, physical practice facilitates the actualization of the central changes at the behavioral level (stabilization of labile reorganizations). Accordingly, for simple motor tasks, MIP may replace up

to 75% the physical training if a minimal ratio of physical practice is delivered to compensate the deficits in performance improvements (Allami et al., 2014). In reference to the principle of functional equivalence, and in the same vein of Pascual-Leone et al. (1995), Jackson et al. (2003) hypothesized that MIP would induce learning-dependent brain changes comparable to those observed after physical practice, and that such changes would be measured during both physical and mental performance. Based on a sequence of foot movements learnt over the course of 1 week (5 MIP sessions), functional brain imaging data with positron emission tomography confirmed the main hypotheses. Increased contralateral orbitofrontal cortex and reduced ipsilateral cerebellum activations were recorded in the MIP group, but not in the control group. These brain changes corresponded to those elicited after physical practice of the same task, as reported in an earlier study (Lafleur et al., 2002). Findings of: (i) reinforcement of brain activity within motor system regions (i.e., more intense and focused activations, sometimes with reduced recruitment of associative regions, **Figure 3**); and (ii) preservation of functional equivalence between MI and physical practice after motor learning (i.e., learning-dependent changes being reflected in brain activations during both physical and MI) were later replicated in several experiments (e.g., Lacourse et al., 2004; Nyberg et al., 2006; Olsson et al., 2008c; Zhang et al., 2011), in spite of the different nature of the motor tasks across protocols (e.g., sequential hand/foot movements, locomotor abilities).

The effects of MIP on activity-dependent neuroplasticity in longitudinal designs have not only been observed as participants physically performed the task learnt, but also as they imagined it before and after a MIP program. For instance, Sacco et al. (2006) administered a 5-day MIP intervention embedded within classical tango dance lessons, to emphasize the attentional control of locomotion in participants without any prior dance experience. During the post-test, the authors observed increased activation of the bilateral primary sensorimotor and left parietal cortices, with concomitant decrease of cerebellar activations during MI of walking. In a more fundamental approach, Sauvage et al. (2015) observed reduced fronto-parietal activations and increased cingulate/basal ganglia recruitment during MI of a sequence of foot movements learnt by MIP over a 1 week period (five sessions of 100 MI trials). Notably, transversal studies examining the neural networks controlling MI in novices and expert athletes/professionals emphasized long-term brain reorganizations mediating expertise. The most recent experiments reported differences in the resting state brain networks after MIP intervention. Particularly, these experiments emphasized increased connectivity between regions of the brain motor system, rather than differences in resting state levels of activation (Zhang et al., 2014; Ge et al., 2015). These data therefore suggest that MIP leads to large-scale functional reorganizations of the motor networks, which can be assessed from various brain states.

Recent findings keep extending the knowledge regarding the effects of MIP on online learning processes. For instance, in addition to classical brain activation contrasts, functional



connectivity measures brought further knowledge regarding how MIP affect the functional interplay between brain motor regions. Using graph theory analyses, Zhang et al. (2012) observed that learning effects during a finger tapping sequence in the MIP group (2 weeks of practice, 30 min of practice per day) reduced the connectivity of the ipsilateral posterior parietal cortex with cortical/subcortical regions of the motor network, notably the SMA, during both actual and imagined performance. Such changes were absent in the no-learning control group, and thus potentially reflected a more efficient allocation of mental resources to complete the task after MIP. Additionally, brain stimulation paradigms demonstrated their efficacy to facilitate or interfere with the effects of MIP on motor learning. For instance, Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) applied over the inferior parietal lobe interfered with implicit learning of a sequential button-press task (Kraeutner et al., 2015). Conversely, applying transcranial direct current stimulation to the primary motor cortex during MI increased its beneficial effects on the online learning of a finger tapping

sequence (Saimpont et al., 2015). Previously, Foerster et al. (2013) reported similar findings on writing skills using transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex and dorsolateral prefrontal cortex. Yet, these paradigms did not include a physical training condition (with or without brain stimulation). Nonetheless, they adopted a radically different use of electromagnetic brain stimulations compared to the early neurophysiological MIP studies. Brain stimulation techniques were primarily used to assess brain changes after MIP (e.g., Pascual-Leone et al., 1995; see also Avanzino et al., 2015 for a recent TMS investigation of primary motor cortex neuroplasticity). Fundamental MIP experiments on healthy participants frequently put their findings in the perspective of clinical applications, albeit the guidelines for efficient MIP with clinical populations may vary to a great extent compared to those in healthy participants (Di Rienzo et al., 2014). In this vein, recent approaches attempted to evaluate *a priori* the clinical efficacy of MIP (and their neurophysiological basis) from data measured in healthy participants. Particularly, Volz et al. (2015)

studied whether a single session of MIP (20 min of finger-to-thumb oppositions) decreased the pain threshold evoked by thenar pressure (see Einsiedel et al., 2011; Frenkel et al., 2014 for a similar approach in a clinical model of joint immobilization). The authors measured reduced pain threshold in the MIP group, but not in control subjects. The changes in pain perception were correlated to decreased corticospinal excitability in the efferent pathways targeting the thenar during voluntary contractions, which may have implications for patients suffering from chronic pain.

The positive effects of MIP on neuroplasticity in motor performance paradigms may not be systematic. For instance, Bassolino et al. (2014) observed that, contrary to action observation, MIP of grasping exercises failed to prevent the corticomotor depression caused by 10 h of arm immobilization in healthy subjects (i.e., reduction of the corticomotor map of the first dorsal interosseus evoked by TMS). Unfortunately, the experimental paradigm did not involve any behavioral measures. While the authors concluded that MIP was inefficient to prevent corticospinal depression after immobilization (for an opposite pattern of results of MIP and action observation on corticospinal excitability, see Bianco et al., 2012), this lack of behavioral control is somehow problematic as the results contradict several experiments attesting at a behavioral and/or neurophysiological level the efficacy of MIP to limit the deleterious effects of immobilization on joint range of motion (Einsiedel et al., 2011; Frenkel et al., 2014). The number of experiments investigating activity-dependent brain changes in healthy participants after MIP increases on a regular basis since 2000, hence reflecting the consideration of neuroscientists for the method. Future research should highlight new factors which may influence the outcome of MIP interventions, thereby explaining divergent results. A recent work by Herholz et al. (2015) underlined the issue of individual profiles of responsiveness to MIP. In a piano-sequence learning paradigm, the authors detangled the neurophysiological correlates of the inter-individual predispositions to benefit from MIP. Before the intervention, participants who exhibited the highest activation intensities in the primary auditory cortex and hippocampus (while listening to the piano sequence), and in the premotor cortex and thalamic regions (while imagining the piano sequence), achieved the highest learning rates. Notably, reduced activations in frontal and occipital cortices (as well as in the precuneus) were also significant predictors of the learning rate. Future research on the neurophysiological correlates of individual predispositions towards MIP effects on activity-dependent neuroplasticity may enable to adjust MIP intervention frameworks to optimize their efficacy and potentially account for contradictory results related to the efficacy of some interventions.

Theoretical Implications

Until the end of the 20th century, the effects of MIP on online learning processes were attributed to psychological and/or cognitive factors (Kohl and Roenker, 1983). For instance, the “*Symbolic learning*” theory by Sackett (1934) proposed that mental rehearsal involved a specific focus on symbolic components such as the spatial and/or temporal invariants of the movement (due to the absence of actual motor output).

This was assumed to facilitate cognitive processing during the forthcoming task performance. These theories of MIP were emphasized in early reviews that focused on MIP and online learning (Feltz and Landers, 1983) as an account of higher benefits of MIP on online learning of skills requiring a high cognitive demand (Driskell et al., 1994). Another classification of MIP use was based on the 2 × 2 conceptual framework by Paivio (1985). MI was assumed to impact both cognitive and motivational functions and to operate on general and specific levels. This resulted in four functions of MIP. Hall et al. (1998) extended this model by subdividing the motivational-general function into motivational general-arousal and motivational general-mastery sub-modalities. Overall, such classifications support a contribution of MIP to improve motor performance by driving focus on psychological factors such as strategies and routine, self-achievement, arousal/affect, self-confidence and mental toughness (for an extensive review see Cumming and Williams, 2013).

The seminal contribution of M. Jeannerod, referred to as the “*simulation theory*” (e.g., Jeannerod, 2001) conceptualized MI as an inhibited form of voluntary motor behavior (see also Jeannerod and Decety, 1995; Jeannerod, 1995). According to this framework, MI is a conscious access to the content of the motor preparation. The motor preparation would be emulated into a sensory experience due to its active inhibition during mental rehearsal: “*If motor preparation (...) could be prolonged, the intention to act would become progressively a MI of the same action (...). Actions which fail or which are cancelled at the last moment may be situations where a non-conscious program is transformed into a conscious image*” (Jeannerod, 1994, p. 7–8). Gandevia et al. (1997) argued, in the same vein, that MIP facilitates neural processing within the neural circuits controlling the action, due to subliminal activation of the somatic pathways. These theories of MIP share the postulate that MIP improves performance through the preliminary rehearsal of psychological/cognitive/neurophysiological components, which exerts a preparatory effect on the actual performance. MIP effects on performance would thus reflect “*priming effects*”, namely: “*(...) A type of implicit learning wherein a stimulus prompts a change in behavior*” (Stoykov and Madhavan, 2015, p. 1).

These approaches are obviously sound and scientifically grounded. They may be extended at the scope of recent evidence that MI not only engages the psychophysiological processes involved during motor preparation but also those mediating the actual execution. Functional brain imaging demonstrated that MIP stimulates both premotor and primary sensorimotor brain structures (for recent insights, see Gemignani et al., 2004; Burianová et al., 2013; Kraeutner et al., 2014)¹.

¹This result is unanimously supported by neurophysiological methods affording a high temporal resolution (e.g., magnetoencephalography, electroencephalography, transcranial magnetic stimulation), but less consistently reported in functional brain imaging experiments with a lower temporal resolution (e.g., functional magnetic resonance imaging, positron emission tomography).

Functional brain imaging evidence of activity-dependent brain reorganizations consecutive to MIP is accumulating (**Figure 3**). Assuming that both short- and long-term effects of MIP on motor performance are mediated by activity-dependent neural reorganizations (e.g., short-term changes in synaptic gain and/or long-term scaling of labile networks through stabilization of latent synapses), a neural plasticity approach of MIP effects would represent a unified framework to explain/interpret the positive results of MIP on online learning processes (for pioneering insights, see Decety and Ingvar, 1990). It is worth mentioning that this postulate derives from findings yielded by explicit online learning paradigms, where participants focused on a specific movement during MIP. Original findings by Kraeutner et al. (2016) revealed that MIP could also promote implicit learning of sequential movements (see Ingram et al., 2016 for recent insights regarding the nature of implicit learning through MIP, as revealed by transfer/interference conditions). TMS data further revealed that inhibiting parietal structures prevented implicit learning (Kraeutner et al., 2015). Detangling the neurophysiological correlates mediating implicit vs. explicit online learning through MIP thus represents a novel and exciting research issue. Finally, the postulate that MIP efficacy is grounded in activity-dependent neural reorganizations provides a neurophysiological rationale to the practical guidelines supporting efficient MIP. For instance, practicing MI in an environmental context and according to sensory modalities matching those encountered during physical practice contributes to reduce the “*subjective distance*” (Jeannerod, 1995) between overt and covert motor performance, which in turn enhances recruitment of brain motor areas (e.g., Fourkas et al., 2008; Lorey et al., 2009; Mizuguchi et al., 2013; Bisio et al., 2014; Wang et al., 2014).

OFFLINE LEARNING PROCESSES

Applied Studies

Despite some challenging results (Rickard et al., 2008; Nettersheim et al., 2015), sleep has been shown to play a critical role in the consolidation of motor performance after physical practice (Stickgold and Walker, 2005; Doyon et al., 2009; Albouy et al., 2013b), as well as action observation (Van Der Werf et al., 2009). Yet, looking for similar effects following MIP has received little attention but showed promising results. However, experimental studies looking at this issue only investigated whether a period of sleep contributed to delayed performance gains for simple movements performed in a standardized laboratory context. There is therefore no real applied studies exploring offline learning processes according to the theoretical definition of applied vs. fundamental studies adopted for the present review. Such line of research is of practical interest in the motor learning and clinical domains, but preliminarily requires fundamental studies providing strong evidence of the benefits of sleep after MIP, and determining the neural underpinnings of such offline learning effects.

Fundamental Studies

Based on the functional equivalence between MI and actual motor performance, offline performance gains following MIP might be expected during sleep, as it has been established for physical practice. First evidence of such effects comes from studies in which healthy participants performed either a motor adaptation task (requiring compensating the movement for environmental changes, Doyon and Benali, 2005; Hardwick et al., 2013), a motor sequential learning task, or a mental rotation task, before and after a night of sleep (Debarnot et al., 2009a,b, 2013). In all cases, data revealed the existence of substantial sleep-related gains following MIP. Interestingly, there was no correlation between the measure of underestimation of the time to imagine the motor sequence, which is likely to affect the MI quality (Louis et al., 2008; Guillot et al., 2012b), and actual speed gains after sleep. These results provided evidence that sleep contributes to motor memory consolidation after MIP, and further suggested that offline delayed gains are not related to the intrinsic characteristics (e.g., speed) of MI. As shown by Kuriyama et al. (2004) for actual practice, Debarnot et al. (2012a) later demonstrated that the most complex sequential finger movements to be imagined were the most effective in promoting sleep-related performance gains, with larger overnight improvement for movements involving bimanual coordination. These findings support that delayed performance gains for imagined movements partially depend on motor skill complexity. Analyses of the transitions between the elements of the motor task further revealed greatest speed enhancement for the most difficult transitions. In a more recent study, Debarnot et al. (2015) compared the effects of variable and constant MIP on the acquisition, consolidation, and transfer of visuomotor sequential learning. Data revealed significant delayed performance gains after variable MIP compared to both constant MI and the simple passage of daytime, hence providing new insight in the scheduling and content of MI sessions. Interestingly, not only a night of sleep, but also daytime naps were found to facilitate the motor memory consolidation of imagined movements, compared with spending a similar time interval in the awake state (Debarnot et al., 2011). Delayed performance gains were observed regardless of the nap duration, i.e., after short naps including 10 min of stage 2 sleep or long naps of 60–90 min period including slow-wave and rapid eye movement sleep. This result highlights the importance of non-rapid eye movement sleep including the stage 2 for efficient motor consolidation (Nishida and Walker, 2007; Morin et al., 2008; Albouy et al., 2013a).

Besides delayed gains in performance (Korman et al., 2007), the susceptibility to retrograde interference (disruptive effect of a later experience on the consolidation in memory of a prior training experience) should also be considered (Krakauer and Shadmehr, 2006). Yet, only Debarnot et al. (2010) examined the effect of a retroactive motor interference (administered 2 h after MIP) on motor consolidation after a night of sleep. As in Korman et al. (2007), they showed that performing a motor interference task prevented the expression of delayed gains at 24 h post-physical training,

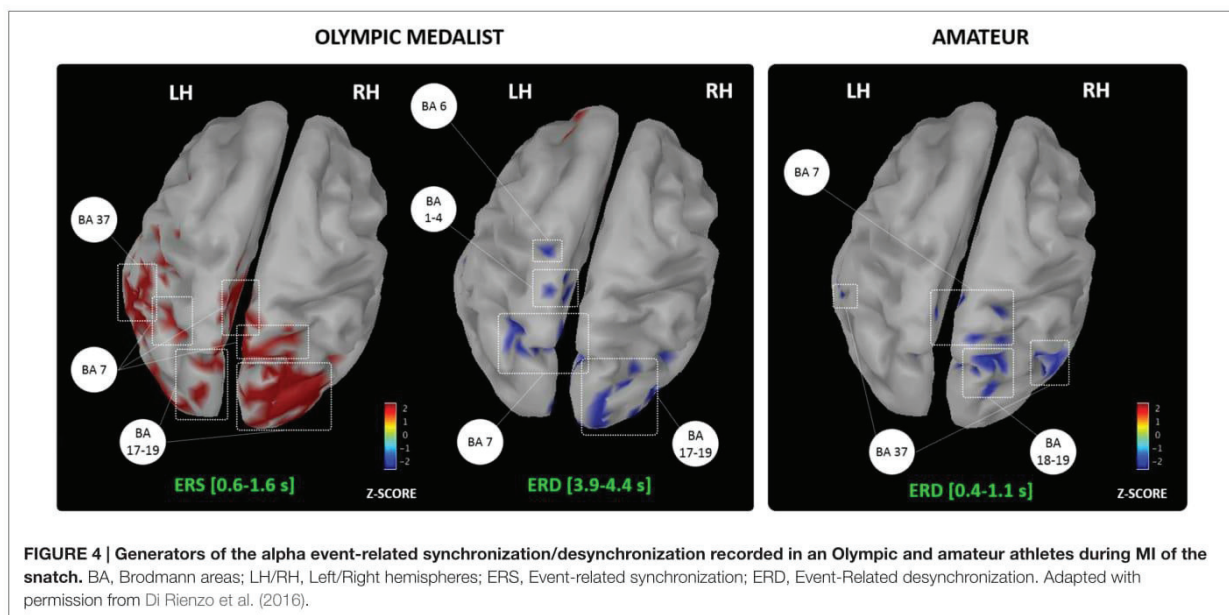
while practicing the first motor learning through MIP followed by the physical interfering task did not alter the motor consolidation process (Debarnot et al., 2010). This result highlights the relevance of a period of sleep for motor consolidation after MIP, and further supports that MIP might result in a durable and flexible representation of task requirements (Wohldmann et al., 2008). Moreover, this finding suggests that MIP may occasionally be a better alternative to consolidate motor skills than physical practice, by strengthening an abstract representation that does not involve specific effectors. Interestingly, in contrast to such procedural motor interference, Debarnot et al. (2012b) later showed that a declarative interference task might affect the offline motor consolidation following MIP. Data revealed that declarative interference (i.e., word-list task) altered overnight and daytime consolidation of MIP learning, but with delayed gains in performance still occurring after a night of sleep compared to wakefulness. In other words, sleep compensated the detrimental effect of declarative interference, unlike wakefulness. Surprisingly, a last issue that has been neglected in the current literature is the potential (lack of) retrograde interference of a secondary MI task on the motor consolidation of a first motor task also learnt through MIP. Future studies will certainly consider this retrograde influence and contribute to better understand the effects of MIP on motor consolidation.

Spurred by the data mentioned above, and albeit this line of research is quite recent, combining sleep and MIP in motor learning protocols is a promising avenue. From a more theoretical viewpoint, determining the neural processes underpinning the need for sleep to consolidate motor memories after MIP, as well as the factors susceptible to limit benefits of sleep, are questions currently under consideration. Yet, whether brain plasticity observed during MI is later reactivated during the

period of sleep following MIP, as shown for physical practice (e.g., Stickgold and Walker, 2007), needs to be addressed. Likewise, future research should better determine the stages of sleep that are critical for discrete steps in motor consolidation following MI. As for motor skill consolidation, there may be more than a single phase of sleep-dependent consolidation. In particular, as sleep-spindle activity is thought to play a critical role in motor consolidation by facilitating the neuronal plasticity (Barakat et al., 2011; Albouy et al., 2013b), further investigations including recording sleep-related polysomnographic data after MIP are required.

CONCLUSION

We reviewed the effects of MIP on both online and offline learning processes in healthy participants. Activity-dependent neuroplasticity resulting from MIP is a plausible origin to online learning effects assessed at a behavioral level (e.g., movement accuracy, movement speed and movement efficacy, **Figure 2**). Yet, the neurophysiological correlates of MIP on offline learning processes remain unexplored. Overall, MIP can facilitate access to motor expertise, which can be considered the long-term result of successive online and offline learning processes. Interestingly, motor expertise, in turn, yields to activity-dependent neural reorganizations of brain networks controlling both actual and imagined performance. The imagery literature provided ample evidence of such reorganizations across various disciplines (Olsson et al., 2008a; Sacco et al., 2009; Wei and Luo, 2010; Chang et al., 2011; Baeck et al., 2012; Bezzola et al., 2012; Olshansky et al., 2015; Wolf et al., 2015), hence attesting that brain activations during MI reflected life-long brain changes resulting from successive online and offline neural reorganizations elicited by intense amounts of practice.



Brain activity during MI reflects the motor automatization taking place along the course of development (Cebolla et al., 2015), but also mirrors expertise-dependent changes in the brain networks of *athletes* (for a review see Debarnot et al., 2014). Nonetheless, past studies on expertise-dependent changes of MI networks rarely compared two *extreme* levels on the expertise continuum, namely an Olympic level champion vs. a novice athlete. The study by Di Rienzo et al. (2016) may be an original and informative illustration of such contrast to punctuate this review. Using magnetoencephalography (MEG), they gained access to the generators of mu desynchronization during the representation of MI of a snatch in an Olympic weightlifting athlete and a novice participant competing at a departmental level (Figure 4). They discussed the dynamic and interdependent nature of the relationship between MI and online/offline learning processes leading to motor expertise.

They first reported an event-related synchronization of alpha and beta frequencies during the first instants following the MI onset stimuli in the Olympic athlete, usually reflecting neural inhibition and resting brain areas (Pfurtscheller, 1992; Neuper et al., 2006). They argued that the Olympic participant engaged in a kind of “reset phase” involving the occipital and parietal associative cortices, which is congruent with his subjective reports of absence of visual focus and “empty mind”. This phase appears very close from a meditative state of internal attentional focus (for a review see Aftanas and Golocheikine, 2001; Fell et al., 2010), and possibly allowed greater focus during forthcoming MI. Interestingly, the novice athlete did not report such use of contextualization strategies. Second, both participants exhibited an alpha desynchronization, but this comparable oscillatory pattern originated from the activation of very distinct neural networks. In the Olympic athlete, in addition to the bilateral precuneus activation emphasized for its role in the generation of motor images (Ogiso et al., 2000; Cavanna and Trimble, 2006), the desynchronization originated from premotor, primary sensorimotor and parietal activations. In the novice athlete, brain activations were more diffuse, and involved, in addition to associative parietal and occipital regions, the fusiform gyrus, which is emphasized for its role in online learning processes resulting from MIP interventions (Olsson et al., 2008c; Zhang et al., 2011). Overall, these data not only provide new insight about the time course of neural oscillations during MI, but also confirm that expertise is

associated to a more focused recruitment of brain motor system regions during MI (for a review see Debarnot et al., 2014). By contrast, novices engage to a greater extent associative areas involved in the early phases of learning, and allocate a greater amount of mental resources to complete the MI task.

Historically, applied and fundamental MIP findings in healthy participants frequently provided a scientific rationale preceding clinical applications. Prompted by insights from Warner and McNeill (1988) (see also Decety, 1993), the number of clinical uses of MIP dramatically increased since the beginning of the 21st century (Di Rienzo et al., 2014). This attests an effective and positive transfer of MIP findings from sport sciences to clinical rehabilitation. Yet, this primarily concerns MIP findings related to online learning processes. Whether a greater understanding of MIP effects on offline learning processes (for instance at a fundamental level by determining the brain correlates of delayed performance gains) will contribute in the near future to the efficacy of clinical interventions represents a promising research issue. For instance, scheduling MIP sessions before/after periods of sleep could substantially boost the benefits and promote motor recovery. Likewise, whether current findings on online learning in healthy participants will also contribute to design effective MIP programs for clinical applications is a critical challenge. Considering the state-of-art in the field, extending our current understanding of: (i) the neurophysiological underpinnings of the individual predispositions to benefit from MIP; (ii) the relationship between MI ability and MIP effects on motor performance, assessed at behavioral and/or neurophysiological level; and (iii) the efficacy of combined MIP intervention (e.g., dynamic MI, action observation, etc., see “Practical Implications” Section) will have strong practical implications.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

FDR, UD, SD, ES, CD, JD, CC and AG contributed to the conceptual background of the review and to the preparation of the manuscript (structure of the article, determination of the content of each section, search of information within the relevant literature). FDR, AG, UD, CC and JD wrote the article. FDR, UD, SD, ES, CD, JD, CC and AG all read and commented the article throughout the writing. They also reviewed the final article before submission.

REFERENCES

- Afrouzeh, M., Sohrabi, E., Haghkhan, A., Rowshani, F., and Goharrokhi, S. (2015). Effectiveness of PETTLEP imager on performance of passing skill in volleyball. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 55, 30–36.
- Aftanas, L. I., and Golocheikine, S. A. (2001). Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation. *Neurosci. Lett.* 310, 57–60. doi: 10.1016/S0304-3940(01)02094-8
- Ahn, M., and Jun, S. C. (2015). Performance variation in motor imagery brain-computer interface: a brief review. *J. Neurosci. Methods* 243, 103–110. doi: 10.1016/j.jneumeth.2015.01.033
- Albouy, G., Fogel, S., Pottiez, H., Nguyen, V. A., Ray, L., Lungu, O., et al. (2013a). Daytime sleep enhances consolidation of the spatial but not motoric representation of motor sequence memory. *PLoS One* 8:e52805. doi: 10.1371/journal.pone.0052805
- Albouy, G., King, B. R., Maquet, P., and Doyon, J. (2013b). Hippocampus and striatum: dynamics and interaction during acquisition and sleep-related motor sequence memory consolidation. *Hippocampus* 23, 985–1004. doi: 10.1002/hipo.22183
- Allami, N., Brovelli, A., Hamzaoui el, M., Regragui, F., Paulignan, Y., and Boussaoud, D. (2014). Neurophysiological correlates of visuo-motor learning through mental and physical practice. *Neuropsychologia* 55, 6–14. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2013.12.017

- Allami, N., Paulignan, Y., Brovelli, A., and Boussaoud, D. (2008). Visuo-motor learning with combination of different rates of motor imagery and physical practice. *Exp. Brain Res.* 184, 105–113. doi: 10.1007/s00221-007-1086-x
- Arora, S., Aggarwal, R., Sirimanna, P., Moran, A., Grantcharov, T., Kneebone, R., et al. (2011). Mental practice enhances surgical technical skills: a randomized controlled study. *Ann. Surg.* 253, 265–270. doi: 10.1097/SLA.0b013e318207a789
- Avanzino, L., Giannini, A., Tacchino, A., Pelosin, E., Ruggeri, P., and Bove, M. (2009). Motor imagery influences the execution of repetitive finger opposition movements. *Neurosci Lett* 466, 11–15. doi: 10.1016/j.neulet.2009.09.036
- Avanzino, L., Gueugneau, N., Bisio, A., Ruggeri, P., Papaxanthis, C., and Bove, M. (2015). Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. *Front. Behav. Neurosci.* 9:105. doi: 10.3389/fnbeh.2015.00105
- Baek, J. S., Kim, Y. T., Seo, J. H., Ryeom, H. K., Lee, J., Choi, S. M., et al. (2012). Brain activation patterns of motor imagery reflect plastic changes associated with intensive shooting training. *Behav. Brain Res.* 234, 26–32. doi: 10.1016/j.bbr.2012.06.001
- Barakat, M., Doyon, J., Debas, K., Vandewalle, G., Morin, A., Poirier, G., et al. (2011). Fast and slow spindle involvement in the consolidation of a new motor sequence. *Behav. Brain Res.* 217, 117–121. doi: 10.1016/j.bbr.2010.10.019
- Bassolino, M., Campanella, M., Bove, M., Pozzo, T., and Fadiga, L. (2014). Training the motor cortex by observing the actions of others during immobilization. *Cereb. Cortex* 24, 3268–3276. doi: 10.1093/cercor/bht190
- Battaglia, C., D'Artibale, E., Fiorilli, G., Piazza, M., Tsopani, D., Giombini, A., et al. (2014). Use of video observation and motor imagery on jumping performance in national rhythmic gymnastics athletes. *Hum. Mov. Sci.* 38, 225–234. doi: 10.1016/j.humov.2014.10.001
- Berends, H., Wolkorte, R., Ijzerman, M., and van Putten, M. (2013). Differential cortical activation during observation and observation-and-imagination. *Exp. Brain Res.* 229, 337–345. doi: 10.1007/s00221-013-3571-8
- Bezzola, L., Mérillat, S., and Jäncke, L. (2012). The effect of leisure activity golf practice on motor imagery: an fMRI study in middle adulthood. *Front. Hum. Neurosci.* 6:67. doi: 10.3389/fnhum.2012.00067
- Bianco, G., Feurra, M., Fadiga, L., Rossi, A., and Rossi, S. (2012). Bi-hemispheric effects on corticospinal excitability induced by repeated sessions of imagery versus observation of actions. *Restor. Neurol. Neurosci.* 30, 481–489. doi: 10.3233/RNN-2012-120241
- Bisio, A., Avanzino, L., Ruggeri, P., and Bove, M. (2014). The tool as the last piece of the athlete's gesture imagery puzzle. *Neuroscience* 265, 196–203. doi: 10.1016/j.neuroscience.2014.01.050
- Boschker, M. S., Bakker, F. C., and Rietberg, M. B. (2000). Retroactive interference effects of mentally imagined movement speed. *J. Sports Sci.* 18, 593–603. doi: 10.1080/02640410050082305
- Brashers-Krug, T., Shadmehr, R., and Bizzi, E. (1996). Consolidation in human motor memory. *Nature* 382, 252–255. doi: 10.1038/382252a0
- Burianová, H., Marstaller, L., Sowman, P., Tesan, G., Rich, A. N., Williams, M., et al. (2013). Multimodal functional imaging of motor imagery using a novel paradigm. *Neuroimage* 71, 50–58. doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.01.001
- Callow, N., Roberts, R., and Fawkes, J. Z. (2006). Effects of dynamic and static imagery on vividness of imagery, skiing performance and confidence. *J. Imagery Res. Sport Phys. Act.* 1, 1–15. doi: 10.2202/1932-0191.1001
- Cavanna, A. E., and Trimble, M. R. (2006). The precuneus: a review of its functional anatomy and behavioural correlates. *Brain* 129, 564–583. doi: 10.1093/brain/awl004
- Cebolla, A. M., Petieau, M., Cevallos, C., Leroy, A., Dan, B., and Cheron, G. (2015). Long-lasting cortical reorganization as the result of motor imagery of throwing a ball in a virtual tennis court. *Front. Psychol.* 6:1869. doi: 10.3389/fpsyg.2015.01869
- Chang, Y., Lee, J. J., Seo, J. H., Song, H. J., Kim, Y. T., Lee, H. J., et al. (2011). Neural correlates of motor imagery for elite archers. *NMR Biomed.* 24, 366–372. doi: 10.1002/nbm.1600
- Collet, C., Di Rienzo, F., El Hoyek, N., and Guillot, A. (2013). Autonomic nervous system correlates in movement observation and motor imagery. *Front. Hum. Neurosci.* 7:415. doi: 10.3389/fnhum.2013.00415
- Cornwall, M. W., Bruscatto, M. P., and Barry, S. (1991). Effect of mental practice on isometric muscular strength. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 13, 231–234. doi: 10.2519/jospt.1991.13.5.231
- Courtine, G., Papaxanthis, C., Gentili, R., and Pozzo, T. (2004). Gait-dependent motor memory facilitation in covert movement execution. *Brain Res. Cogn. Brain Res.* 22, 67–75. doi: 10.1016/j.cogbrainres.2004.07.008
- Cumming, J., and Williams, S. E. (2013). Introducing the revised applied model of deliberate imagery use for sport, dance, exercise and rehabilitation. *Mov. Sport Sci.* 82, 69–81. doi: 10.1051/sm/2013098
- Debarnot, U., Abichou, K., Kalenzaga, S., Sperduti, M., and Piolino, P. (2015). Variable motor imagery training induces sleep memory consolidation and transfer improvements. *Neurobiol. Learn Mem.* 119, 85–92. doi: 10.1016/j.nlm.2014.12.010
- Debarnot, U., Castellani, E., and Guillot, A. (2012a). Selective delayed gains following motor imagery of complex movements. *Arch. Ital. Biol.* 150, 238–250. doi: 10.4449/aib.v150i4.1394
- Debarnot, U., Castellani, E., Guillot, A., Giannotti, V., Dimarco, M., and Sebastiani, L. (2012b). Declarative interference affects off-line processing of motor imagery learning during both sleep and wakefulness. *Neurobiol. Learn Mem.* 98, 361–367. doi: 10.1016/j.nlm.2012.10.009
- Debarnot, U., Castellani, E., Valenza, G., Sebastiani, L., and Guillot, A. (2011). Daytime naps improve motor imagery learning. *Cogn. Affect. Behav. Neurosci.* 11, 541–550. doi: 10.3758/s13415-011-0052-z
- Debarnot, U., Creveaux, T., Collet, C., Doyon, J., and Guillot, A. (2009a). Sleep contribution to motor memory consolidation: a motor imagery study. *Sleep* 32, 1559–1565.
- Debarnot, U., Creveaux, T., Collet, C., Gemignani, A., Massarelli, R., Doyon, J., et al. (2009b). Sleep-related improvements in motor learning following mental practice. *Brain Cogn.* 69, 398–405. doi: 10.1016/j.bandc.2008.08.029
- Debarnot, U., Maley, L., Rossi, D. D., and Guillot, A. (2010). Motor interference does not impair the memory consolidation of imagined movements. *Brain Cogn.* 74, 52–57. doi: 10.1016/j.bandc.2010.06.004
- Debarnot, U., Piolino, P., Baron, J. C., and Guillot, A. (2013). Mental rotation: effects of gender, training and sleep consolidation. *PLoS One* 8:e60296. doi: 10.1371/journal.pone.0060296
- Debarnot, U., Sperduti, M., Di Rienzo, F., and Guillot, A. (2014). Experts bodies, experts minds: how physical and mental training shape the brain. *Front. Hum. Neurosci.* 8:280. doi: 10.3389/fnhum.2014.00280
- Decety, J. (1993). Should motor imagery be used in physiotherapy? Recent advances in cognitive neurosciences. *Physiother. Theory Pract.* 9, 193–203. doi: 10.3109/09593989309036491
- Decety, J., and Ingvar, D. H. (1990). Brain structures participating in mental simulation of motor behavior: a neuropsychological interpretation. *Acta Psychol. (Amst)* 73, 13–34. doi: 10.1016/0001-6918(90)90056-1
- Demougeot, L., and Papaxanthis, C. (2011). Muscle fatigue affects mental simulation of action. *J. Neurosci.* 31, 10712–10720. doi: 10.1523/JNEUROSCI.6032-10.2011
- Di Rienzo, F., Collet, C., Hoyek, N., and Guillot, A. (2014). Impact of neurologic deficits on motor imagery: a systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychol. Rev.* 24, 116–147. doi: 10.1007/s11065-014-9257-6
- Di Rienzo, F., Debarnot, U., Daligault, S., Saruco, S., Delpuech, C., Doyon, J., et al. (2016). “Long-term neuroplasticity of motor imagery networks: magnetoencephalographic insights in an Olympic medalist and an amateur athlete,” in *European Workshop of Imagery and Cognition* (Paris, France), 6–8.
- Doyon, J., and Benali, H. (2005). Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Curr. Opin. Neurobiol.* 15, 161–167. doi: 10.1016/j.conb.2005.03.004
- Doyon, J., and Ungerleider, L. G. (2002). “Functional anatomy of motor skill learning,” in *Neuropsychology of Memory*, eds L. R. Squire and D. L. Schacter (New York, NY: The Guilford Press), 225–238.
- Doyon, J., Korman, M., Morin, A., Dostie, V., Hadj Tahar, A., Benali, H., et al. (2009). Contribution of night and day sleep vs. simple passage of time to the consolidation of motor sequence and visuomotor adaptation learning. *Exp. Brain Res.* 195, 15–26. doi: 10.1007/s00221-009-1748-y
- Driskell, J. E., Copper, C., and Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *J. Appl. Psychol.* 79, 481–492. doi: 10.1037/0021-9010.79.4.481
- Einsiedel, T., Herzog, D., Grön, G., Mayer, J., Becker, C., and Gebhard, F. (2011). Mental practice has influence on limitation of motion and muscle atrophy following immobilisation of the radiocarpal joint—a prospective randomised

- experimental study. *Z. Orthop. Unfall.* 149, 288–295. doi: 10.1055/s-0030-1270918
- Fell, J., Axmacher, N., and Haupt, S. (2010). From alpha to gamma: electrophysiological correlates of meditation-related states of consciousness. *Med. Hypotheses* 75, 218–224. doi: 10.1016/j.mehy.2010.02.025
- Ferreira Dias Kanthack, T., Guillot, A., Ricardo Altimari, L., Nunez Nagy, S., Collet, C., and Di Rienzo, F. (2016). Selective efficacy of static and dynamic imagery in different states of physical fatigue. *PLoS One* 11:e0149654. doi: 10.1371/journal.pone.0149654
- Feltz, D. L., and Landers, D. M. (1983). The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *J. Sport Exerc. Psychol.* 5, 25–57.
- Foerster, A., Rocha, S., Wiesiolek, C., Chagas, A. P., Machado, G., Silva, E., et al. (2013). Site-specific effects of mental practice combined with transcranial direct current stimulation on motor learning. *Eur. J. Neurosci.* 37, 786–794. doi: 10.1111/ejn.12079
- Fourkas, A. D., Bonavolontà, V., Avenanti, A., and Aglioti, S. M. (2008). Kinesthetic imagery and tool-specific modulation of corticospinal representations in expert tennis players. *Cereb. Cortex* 18, 2382–2390. doi: 10.1093/cercor/bhn005
- Frenkel, M. O., Herzig, D. S., Gebhard, F., Mayer, J., Becker, C., and Einsiedel, T. (2014). Mental practice maintains range of motion despite forearm immobilization: a pilot study in healthy persons. *J. Rehabil. Med.* 46, 225–232. doi: 10.2340/16501977-1263
- Fusco, A., Iosa, M., Gallotta, M. C., Paolucci, S., Baldari, C., and Guidetti, L. (2014). Different performances in static and dynamic imagery and real locomotion. An exploratory trial. *Front. Hum. Neurosci.* 8:760. doi: 10.3389/fnhum.2014.00760
- Gandevia, S. C., Wilson, L. R., Inglis, J. T., and Burke, D. (1997). Mental rehearsal of motor tasks recruits alpha-motoneurons but fails to recruit human fusiform neurons selectively. *J. Physiol.* 505, 259–266. doi: 10.1111/j.1469-7793.1997.259bc.x
- Gao, Q., Duan, X., and Chen, H. (2011). Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality. *Neuroimage* 54, 1280–1288. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.08.071
- Ge, R., Zhang, H., Yao, L., and Long, Z. (2015). Motor imagery learning induced changes in functional connectivity of the default mode network. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 23, 138–148. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2332353
- Gemignani, A., Di Stefano, M., Sebastiani, L., Ghelarducci, B., Jeannerod, M., Guazzelli, M., et al. (2004). Influence of mental motor imagery on the execution of a finger-to-thumb opposition task. *Arch. Ital. Biol.* 142, 1–9.
- Giron, E. C., McIsaac, T., and Nilsen, D. (2012). Effects of kinesthetic versus visual imagery practice on two technical dance movements: a pilot study. *J. Dance Med. Sci.* 16, 36–38.
- Gould, D., and Damarjian, N. (1996). “Imagery training for peak performance,” in *Exploring Sport and Exercise Psychology*, eds J. L. Van Raalte and B. W. Brewer (Washington, DC: American Psychological Association), 20–50.
- Guillot, A., and Collet, C. (2008). Construction of the motor imagery integrative model in Sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *Int. Rev. Sport Exerc. Psychol.* 1, 31–44. doi: 10.1080/17509840701823139
- Guillot, A., Desliens, S., Rouyer, C., and Rogowski, I. (2013a). Motor imagery and tennis serve performance: the external focus efficacy. *J. Sports Sci. Med.* 12, 332–338.
- Guillot, A., Moschberger, K., and Collet, C. (2013b). Coupling movement with imagery as a new perspective for motor imagery practice. *Behav. Brain Funct.* 9:8. doi: 10.1186/1744-9081-9-8
- Guillot, A., Di Rienzo, F., Macintyre, T., Moran, A., and Collet, C. (2012a). Imagining is not doing but involves specific motor commands: a review of experimental data related to motor inhibition. *Front. Hum. Neurosci.* 6:247. doi: 10.3389/fnhum.2012.00247
- Guillot, A., Hoyek, N., Louis, M., and Collet, C. (2012b). Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. *Int. Rev. Sport Exerc. Psychol.* 5, 3–22. doi: 10.1080/1750984x.2011.623787
- Guillot, A., Di Rienzo, F., Pialoux, V., Simon, G., Skinner, S., and Rogowski, I. (2015). Implementation of motor imagery during specific aerobic training session in young tennis players. *PLoS One* 10:e0143331. doi: 10.1371/journal.pone.0143331
- Guillot, A., Lebon, F., and Collet, C. (2010). “Electromyographic activity during motor imagery,” in *The Neurophysiological Foundations of Mental and Motor Imagery*, eds A. Guillot and C. Collet (New York, NY: Oxford University Press), 83–93.
- Hall, C. R., Mack, D. E., Paivio, A., and Hausenblas, H. A. (1998). Imagery use by athletes: development of the sport imagery questionnaire. *Int. J. Sport Psychol.* 29, 73–89.
- Hanrahan, C. (1995). Creating dance images: basic principles for teachers. *J. Phys. Educ. Recreation Dance* 66, 33–40. doi: 10.1080/07303084.1995.10607021
- Hardwick, R. M., Rottschy, C., Miall, R. C., and Eickhoff, S. B. (2013). A quantitative meta-analysis and review of motor learning in the human brain. *Neuroimage* 67, 283–297. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.11.020
- Herholz, S. C., Coffey, E. B., Pantev, C., and Zatorre, R. J. (2015). Dissociation of neural networks for predisposition and for training-related plasticity in auditory-motor learning. *Cereb. Cortex* 26, 3125–3134. doi: 10.1093/cercor/bhv138
- Héту, S., Grégoire, M., Saimpont, A., Coll, M.-P., Eugène, F., Michon, P.-E., et al. (2013). The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 37, 930–949. doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.03.017
- Holmes, P. S., and Collins, D. J. (2001). The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *J. Appl. Sport Psychol.* 13, 60–83. doi: 10.1080/104132001753155958
- Ingram, T. G., Kraeutner, S. N., Solomon, J. P., Westwood, D. A., and Boe, S. G. (2016). Skill acquisition via motor imagery relies on both motor and perceptual learning. *Behav. Neurosci.* 130, 252–260. doi: 10.1037/bne0000126
- Ioffe, M. E. (2004). Brain mechanisms for the formation of new movements during learning: the evolution of classical concepts. *Neurosci. Behav. Physiol.* 34, 5–18. doi: 10.1023/b:neab.0000003241.12053.47
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C., and Doyon, J. (2001). Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 1133–1141. doi: 10.1053/apmr.2001.24286
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. L., and Doyon, J. (2003). Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage* 20, 1171–1180. doi: 10.1016/s1053-8119(03)00369-0
- Jeannerod, M. (1994). The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behav. Brain Sci.* 17, 187–202. doi: 10.1017/s0140525x00034026
- Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia* 33, 1419–1432. doi: 10.1016/0028-3932(95)00073-c
- Jeannerod, M. (2001). Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage* 14, S103–S109. doi: 10.1006/nimg.2001.0832
- Jeannerod, M., and Decety, J. (1995). Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. *Curr. Opin. Neurobiol.* 5, 727–732. doi: 10.1016/0959-4388(95)80099-9
- Kanthack, T. F. D., Guillot, A., Papaxanthis, C., Guizard, T., Collet, C., and Di Rienzo, F. (2016). “Neurophysiological investigation of the facilitatory effects of motor imagery practice during stretching performance,” in *European Workshop of Imagery and Cognition* (Paris, France), 6–8.
- Karni, A., Meyer, G., Rey-Hipolito, C., Jezzard, P., Adams, M. M., Turner, R., et al. (1998). The acquisition of skilled motor performance: fast and slow experience-driven changes in primary motor cortex. *Proc. Natl. Acad. Sci. U S A* 95, 861–868. doi: 10.1073/pnas.95.3.861
- Kohl, R. M., and Roenker, D. L. (1983). Mechanism involvement during skill imagery. *J. Mot. Behav.* 15, 179–190. doi: 10.1080/00222895.1983.10735295
- Korman, M., Doyon, J., Doljansky, J., Carrier, J., Dagan, Y., and Karni, A. (2007). Daytime sleep condenses the time course of motor memory consolidation. *Nat. Neurosci.* 10, 1206–1213. doi: 10.1038/nn1959
- Kosslyn, S. M., Thompson, W. L., and Ganis, G. (2006). *The Case for Mental Imagery*. Oxford, UK: Oxford University Press.
- Kraeutner, S., Gionfriddo, A., Bardouille, T., and Boe, S. (2014). Motor imagery-based brain activity parallels that of motor execution: evidence from magnetic source imaging of cortical oscillations. *Brain Res.* 1588, 81–91. doi: 10.1016/j.brainres.2014.09.001
- Kraeutner, S. N., Keeler, L. T., and Boe, S. G. (2015). Motor imagery-based skill acquisition disrupted following rTMS of the inferior parietal lobule. *Exp. Brain Res.* 234, 397–407. doi: 10.1007/s00221-015-4472-9
- Kraeutner, S. N., MacKenzie, L. A., Westwood, D. A., and Boe, S. G. (2016). Characterizing skill acquisition through motor imagery with no prior physical

- practice. *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* 42, 257–265. doi: 10.1037/xhp0000148
- Krakauer, J. W., and Shadmehr, R. (2006). Consolidation of motor memory. *Trends Neurosci.* 29, 58–64. doi: 10.1016/j.tins.2005.10.003
- Kuriyama, K., Stickgold, R., and Walker, M. P. (2004). Sleep-dependent learning and motor-skill complexity. *Learn. Mem.* 11, 705–713. doi: 10.1101/lm.76304
- Lacourse, M. G., Turner, J. A., Randolph-Orr, E., Schandler, S. L., and Cohen, M. J. (2004). Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. *J. Rehabil. Res. Dev.* 41, 505–524. doi: 10.1682/jrrd.2004.04.0505
- Lafleur, M. F., Jackson, P. L., Malouin, F., Richards, C. L., Evans, A. C., and Doyon, J. (2002). Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *Neuroimage* 16, 142–157. doi: 10.1006/nimg.2001.1048
- Lorey, B., Bischoff, M., Pilgramm, S., Stark, R., Munzert, J., and Zentgraf, K. (2009). The embodied nature of motor imagery: the influence of posture and perspective. *Exp. Brain Res.* 194, 233–243. doi: 10.1007/s00221-008-1693-1
- Lotze, M., and Halsband, U. (2006). Motor imagery. *J. Physiol. Paris* 99, 386–395. doi: 10.1016/j.jphysparis.2006.03.012
- Louis, M., Guillot, A., Maton, S., Doyon, J., and Collet, C. (2008). Effect of imagined movement speed on subsequent motor performance. *J. Mot. Behav.* 40, 117–132. doi: 10.3200/JMBR.40.2.117-132
- MacIntyre, M., and Moran, A. (2010). “Meta-imagery processes among elite sports performers,” in *The Neurophysiological Foundations of Mental and Motor Imagery*, eds A. Guillot and C. Collet. (Oxford, UK: Oxford University Press), 227–244.
- Macuga, K. L., and Frey, S. H. (2012). Neural representations involved in observed, imagined and imitated actions are dissociable and hierarchically organized. *Neuroimage* 59, 2798–2807. doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.09.083
- Manochio, J. P., Lattari, E., Portugal, E. M., Monteiro-Junior, R. S., Paes, F., Budde, H., et al. (2015). From mind to body: is mental practice effective on strength gains? A meta analysis. *CNS Neurol. Disord. Drug Targets* 14, 1145–1151. doi: 10.2174/187152731566615111125847
- May, A. (2011). Experience-dependent structural plasticity in the adult human brain. *Trends Cogn. Sci.* 15, 475–482. doi: 10.1016/j.tics.2011.08.002
- Mayer-Kress, G., Newell, K. M., and Liu, Y. T. (2009). Nonlinear dynamics of motor learning. *Nonlinear Dynamics Psychol. Life Sci.* 13, 3–26.
- Mizuguchi, N., Nakata, H., Hayashi, T., Sakamoto, M., Muraoka, T., Uchida, Y., et al. (2013). Brain activity during motor imagery of an action with an object: a functional magnetic resonance imaging study. *Neurosci. Res.* 76, 150–155. doi: 10.1016/j.neures.2013.03.012
- Mokienko, O. A., Chernikova, L. A., Frolov, A. A., and Bobrov, P. D. (2013). Motor imagery and its practical application. *Zh. Vyssh. Nerv. Deiat. Im. I P Pavlova* 63, 195–204.
- Morin, A., Doyon, J., Dostie, V., Barakat, M., Hadj Tahar, A., Korman, M., et al. (2008). Motor sequence learning increases sleep spindles and fast frequencies in post-training sleep. *Sleep* 31, 1149–1156.
- Morris, T., Spittle, M., and Watt, A. P. (2005). *Imagery in Sport*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Munzert, J., Lorey, B., and Zentgraf, K. (2009). Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Res. Rev.* 60, 306–326. doi: 10.1016/j.brainresrev.2008.12.024
- Murphy, S., Nordin, S. M., and Cumming, J. (2008). “Imagery in sport, exercise and dance,” in *Advances in Sport Psychology*, ed. T. Horn (Champaign, IL: Human Kinetics), 306–315.
- Nedelko, V., Hassa, T., Hamzei, F., Schoenfeld, M. A., and Dettmers, C. (2012). Action imagery combined with action observation activates more corticomotor regions than action observation alone. *J. Neurol. Phys. Ther.* 36, 182–188. doi: 10.1097/NPT.0b013e318272cad1
- Nettersheim, A., Hallschmid, M., Born, J., and Diekelmann, S. (2015). The role of sleep in motor sequence consolidation: stabilization rather than enhancement. *J. Neurosci.* 35, 6696–6702. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1236-14.2015
- Neuper, C., Wörtz, M., and Pfurtscheller, G. (2006). ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Prog. Brain Res.* 159, 211–222. doi: 10.1016/s0079-6123(06)59014-4
- Nishida, M., and Walker, M. P. (2007). Daytime naps, motor memory consolidation and regionally specific sleep spindles. *PLoS One* 2:e341. doi: 10.1371/journal.pone.0000341
- Nordin, S. M., and Cumming, J. (2007). Where, when and how: a quantitative account of dance imagery. *Res. Q. Exerc. Sport* 78, 390–395. doi: 10.1080/02701367.2007.10599437
- Nyberg, L., Eriksson, J., Larsson, A., and Marklund, P. (2006). Learning by doing versus learning by thinking: an fMRI study of motor and mental training. *Neuropsychologia* 44, 711–717. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2005.08.006
- O, J., and Hall, C. (2009). A quantitative analysis of athletes’ voluntary use of slow motion, real time and fast motion images. *J. Appl. Sport Psychol.* 21, 15–30. doi: 10.1080/10413200802541892
- O, J., and Munroe-Chandler, K. J. (2008). The effects of image speed on the performance of a soccer task. *Sport Psychol.* 22, 1–17.
- Ogiso, T., Kobayashi, K., and Sugishita, M. (2000). The precuneus in motor imagery: a magnetoencephalographic study. *Neuroreport* 11, 1345–1349. doi: 10.1097/00001756-200004270-00039
- Olshansky, M. P., Bar, R. J., Fogarty, M., and DeSouza, J. F. (2015). Supplementary motor area and primary auditory cortex activation in an expert break-dancer during the kinesthetic motor imagery of dance to music. *Neurocase* 21, 607–617. doi: 10.1080/13554794.2014.960428
- Olsson, C. J., Jonsson, B., Larsson, A., and Nyberg, L. (2008a). Motor representations and practice affect brain systems underlying imagery: an fMRI study of internal imagery in novices and active high jumpers. *Open Neuroimag. J.* 2, 5–13. doi: 10.2174/187444000802010005
- Olsson, C. J., Jonsson, B., and Nyberg, L. (2008b). Internal imagery training in active high jumpers. *Scand. J. Psychol.* 49, 133–140. doi: 10.1111/j.1467-9450.2008.00625.x
- Olsson, C. J., Jonsson, B., and Nyberg, L. (2008c). Learning by doing and learning by thinking: an fMRI study of combining motor and mental training. *Front. Hum. Neurosci.* 2:5. doi: 10.3389/neuro.09.005.2008
- Paivio, A. (1985). Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. *Can. J. Appl. Sport Sci.* 10, 22S–28S.
- Paivio, A., and Clark, J. M. (1991). “Static versus dynamic imagery,” in *Imagery and Cognition*, eds C. Cornoldi and M. A. McDaniel (New York, NY: Springer), 221–245.
- Pascual-Leone, A., Nguyet, D., Cohen, L. G., Brasil-Neto, J. P., Cammarota, A., and Hallett, M. (1995). Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J. Neurophysiol.* 74, 1037–1045.
- Pfurtscheller, G. (1992). Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 83, 62–69. doi: 10.1016/0013-4694(92)90133-3
- Rao, A., Tait, I., and Alijani, A. (2015). Systematic review and meta-analysis of the role of mental training in the acquisition of technical skills in surgery. *Am. J. Surg.* 210, 545–553. doi: 10.1016/j.amsurg.2015.01.028
- Rickard, T. C., Cai, D. J., Rieth, C. A., Jones, J., and Ard, M. C. (2008). Sleep does not enhance motor sequence learning. *J. Exp. Psychol. Learn. Mem. Cognit.* 34, 834–842. doi: 10.1037/0278-7393.34.4.834
- Rozand, V., Lebon, F., Stapley, P. J., Papaxanthis, C., and Lepers, R. (2015). A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: potential implications for neurorehabilitation. *Behav. Brain Res.* 297, 67–75. doi: 10.1016/j.bbr.2015.09.036
- Sacco, K., Cauda, F., Cerliani, L., Mate, D., Duca, S., and Geminiani, G. C. (2006). Motor imagery of walking following training in locomotor attention. The effect of “the tango lesson”. *Neuroimage* 32, 1441–1449. doi: 10.1016/j.neuroimage.2006.05.018
- Sacco, K., Cauda, F., D’Agata, F., Mate, D., Duca, S., and Geminiani, G. (2009). Reorganization and enhanced functional connectivity of motor areas in repetitive ankle movements after training in locomotor attention. *Brain Res.* 1297, 124–134. doi: 10.1016/j.brainres.2009.08.049
- Sackett, R. S. (1934). The influence of symbolic rehearsal upon the retention of a maze habit. *J. Gen. Psychol.* 10, 376–395. doi: 10.1080/00221309.1934.9917742
- Sackett, R. S. (1935). The relationship between amount of symbolic rehearsal and retention of a maze habit. *J. Gen. Psychol.* 13, 113–130. doi: 10.1080/00221309.1935.9917869
- Saimpont, A., Mercier, C., Malouin, F., Guillot, A., Collet, C., Doyon, J., et al. (2015). Anodal tDCS enhances the effects of motor imagery training in a finger tapping task. *Eur. J. Neurosci.* 43, 113–119. doi: 10.1111/ejn.13122

- Salmon, D. P., and Butters, N. (1995). Neurobiology of skill and habit learning. *Curr. Opin. Neurobiol.* 5, 184–190. doi: 10.1016/0959-4388(95)80025-5
- Sanders, C. W., Sadoski, M., Bramson, R., Wiprud, R., and Van Walsum, K. (2004). Comparing the effects of physical practice and mental imagery rehearsal on learning basic surgical skills by medical students. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 191, 1811–1814. doi: 10.1016/j.ajog.2004.07.075
- Sanes, J. N. (2003). Neocortical mechanisms in motor learning. *Curr. Opin. Neurobiol.* 13, 225–231. doi: 10.1016/s0959-4388(03)00046-1
- Sauvage, C., De Greef, N., Manto, M., Jissendi, P., Nioche, C., and Habas, C. (2015). Reorganization of large-scale cognitive networks during automation of imagination of a complex sequential movement. *J. Neuroradiol.* 42, 115–125. doi: 10.1016/j.neurad.2014.04.001
- Schuster, C., Hilfiker, R., Amft, O., Scheidhauer, A., Andrews, B., Butler, J., et al. (2011). Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Med.* 9:75. doi: 10.1186/1741-7015-9-75
- Stephan, K. M., and Frackowiak, R. S. (1996). Motor imagery—anatomical representation and electrophysiological characteristics. *Neurochem. Res.* 21, 1105–1116. doi: 10.1007/bf02532421
- Stickgold, R., and Walker, M. P. (2005). Memory consolidation and reconsolidation: what is the role of sleep? *Trends Neurosci.* 28, 408–415. doi: 10.1016/j.tins.2005.06.004
- Stickgold, R., and Walker, M. P. (2007). Sleep-dependent memory consolidation and reconsolidation. *Sleep Med.* 8, 331–343. doi: 10.1016/j.sleep.2007.03.011
- Stinear, C. M. (2010). “Corticospinal facilitation during motor imagery,” in *The Neurophysiological Foundations of Mental and Motor Imagery*, eds A. Guillot and C. Collet (New York, NY: Oxford University Press), 47–61.
- Stoykov, M. E., and Madhavan, S. (2015). Motor priming in neurorehabilitation. *J. Neurol. Phys. Ther.* 39, 33–42. doi: 10.1097/NPT.0000000000000065
- Taube, W., Lorch, M., Zeiter, S., and Keller, M. (2014). Non-physical practice improves task performance in an unstable, perturbed environment: motor imagery and observational balance training. *Front. Hum. Neurosci.* 8:972. doi: 10.3389/fnhum.2014.00972
- Taube, W., Mouthon, M., Leukel, C., Hoogewoud, H. M., Annoni, J. M., and Keller, M. (2015). Brain activity during observation and motor imagery of different balance tasks: an fMRI study. *Cortex* 64, 102–114. doi: 10.1016/j.cortex.2014.09.022
- van der Meulen, M., Allali, G., Rieger, S. W., Assal, F., and Vuilleumier, P. (2014). The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Hum. Brain Mapp.* 35, 455–470. doi: 10.1002/hbm.22192
- Van Der Werf, Y. D., Van Der Helm, E., Schoonheim, M. M., Ridderikhoff, A., and Van Someren, E. J. W. (2009). Learning by observation requires an early sleep window. *Proc. Natl. Acad. Sci. U S A* 106, 18926–18930. doi: 10.1073/pnas.0901320106
- Van Gyn, G. H., Wenger, H. A., and Gaul, C. A. (1990). Imagery as a method of enhancing transfer from training to performance. *J. Sport Exerc. Psychol.* 12, 366–375.
- Vergeer, I., and Roberts, J. (2006). Movement and stretching imagery during flexibility training. *J. Sports Sci.* 24, 197–208. doi: 10.1080/02640410500131811
- Villiger, M., Estevez, N., Hepp-Reymond, M. C., Kiper, D., Kollias, S. S., Eng, K., et al. (2013). Enhanced activation of motor execution networks using action observation combined with imagination of lower limb movements. *PLoS One* 8:e72403. doi: 10.1371/journal.pone.0072403
- Vogt, S., Di Rienzo, F., Collet, C., Collins, A., and Guillot, A. (2013). Multiple roles of motor imagery during action observation. *Front. Hum. Neurosci.* 7:807. doi: 10.3389/fnhum.2013.00807
- Volz, M. S., Suarez-Contreras, V., Portilla, A. L., and Fregni, F. (2015). Mental imagery-induced attention modulates pain perception and cortical excitability. *BMC Neurosci.* 16:15. doi: 10.1186/s12868-015-0146-6
- Wang, Z., Wang, S., Shi, F. Y., Guan, Y., Wu, Y., Zhang, L. L., et al. (2014). The effect of motor imagery with specific implement in expert badminton player. *Neuroscience* 275, 102–112. doi: 10.1016/j.neuroscience.2014.06.004
- Warner, L., and McNeill, M. E. (1988). Mental imagery and its potential for physical therapy. *Phys. Ther.* 68, 516–521.
- Wei, G., and Luo, J. (2010). Sport expert’s motor imagery: functional imaging of professional motor skills and simple motor skills. *Brain Res.* 1341, 52–62. doi: 10.1016/j.brainres.2009.08.014
- Weinberg, R. (2008). Does imagery work? Effects on performance and mental skills. *J. Imagery Res. Sport Phys. Act.* 3, 1–21. doi: 10.2202/1932-0191.1025
- Williams, S. E., Cooley, S. J., and Cumming, J. (2013). Layered stimulus response training improves motor imagery ability and movement execution. *J. Sport Exerc. Psychol.* 35, 60–71.
- Wohldmann, E. L., Healy, A. F., and Bourne, L. E. (2008). A mental practice superiority effect: less retroactive interference and more transfer than physical practice. *J. Exp. Psychol. Learn. Mem. Cogn.* 34, 823–833. doi: 10.1037/0278-7393.34.4.823
- Wolf, S., Brölz, E., Keune, P. M., Wesa, B., Hautzinger, M., Birbaumer, N., et al. (2015). Motor skill failure or flow-experience? Functional brain asymmetry and brain connectivity in elite and amateur table tennis players. *Biol. Psychol.* 105, 95–105. doi: 10.1016/j.biopsycho.2015.01.007
- Yelle, L. E. (1979). The learning curve: historical review and comprehensive survey. *Decision Sciences* 10, 302–328. doi: 10.1111/j.1540-5915.1979.tb00026.x
- Zhang, H., Long, Z., Ge, R., Xu, L., Jin, Z., Yao, L., et al. (2014). Motor imagery learning modulates functional connectivity of multiple brain systems in resting state. *PLoS One* 9:e85489. doi: 10.1371/journal.pone.0085489
- Zhang, H., Xu, L., Wang, S., Xie, B., Guo, J., Long, Z., et al. (2011). Behavioral improvements and brain functional alterations by motor imagery training. *Brain Res.* 1407, 38–46. doi: 10.1016/j.brainres.2011.06.038
- Zhang, H., Xu, L., Zhang, R., Hui, M., Long, Z., Zhao, X., et al. (2012). Parallel alterations of functional connectivity during execution and imagination after motor imagery learning. *PLoS One* 7:e36052. doi: 10.1371/journal.pone.0036052

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2016 Di Rienzo, Debarnot, Daligault, Saruco, Delpuech, Doyon, Collet and Guillot. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution and reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Les études fondamentales et comportementales s'accordent à dire que L'IM constitue une approche pertinente dans le cadre de l'apprentissage moteur et, ce à quoi nous nous intéressons plus particulièrement dans cette thèse, dans celui de la réacquisition des fonctions motrices, telles celles de la marche, suite à une atteinte du système nerveux.

Malgré la forte incidence d'amputations du membre inférieur et les conséquences dramatiques de cette atteinte périphérique sur les capacités fonctionnelles, l'intérêt d'un travail en IM auprès de cette population reste inexploré. Après présentation de la pathologie à continuation de ce CADRE THÉORIQUE, la faisabilité de la mise en œuvre d'un programme d'IM auprès de personnes amputées du membre inférieur, ses potentiels effets thérapeutiques, ainsi que le recours à la stimulation transcrânienne pour maximiser l'impact bénéfique de l'entraînement mental seront développés dans le CADRE EXPÉRIMENTAL.

II) AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR

A) ÉPIDÉMIOLOGIE

L'amputation du membre inférieur est un acte chirurgical lourd, tant par ses aspects invasif et irréversible que sur ses conséquences à court, moyen et long termes. Bien que les données épidémiologiques concernant cette pathologie restent rares, une étude de l'Institut National de Veille Sanitaire (2006) évaluait le nombre de personnes amputées du membre inférieur au cours de l'année 2003 à 15 353, ce qui représente une incidence de 26/100 000 personnes. Plus précisément, l'incidence d'amputations était de 184/100 000 au sein de la population diabétique, de 13/100 000 dans celle non diabétique, et touchait deux fois plus les hommes que les femmes. Les données provenant d'autres pays industrialisés se rapprochent de nos statistiques nationales (**FIGURE 24**).

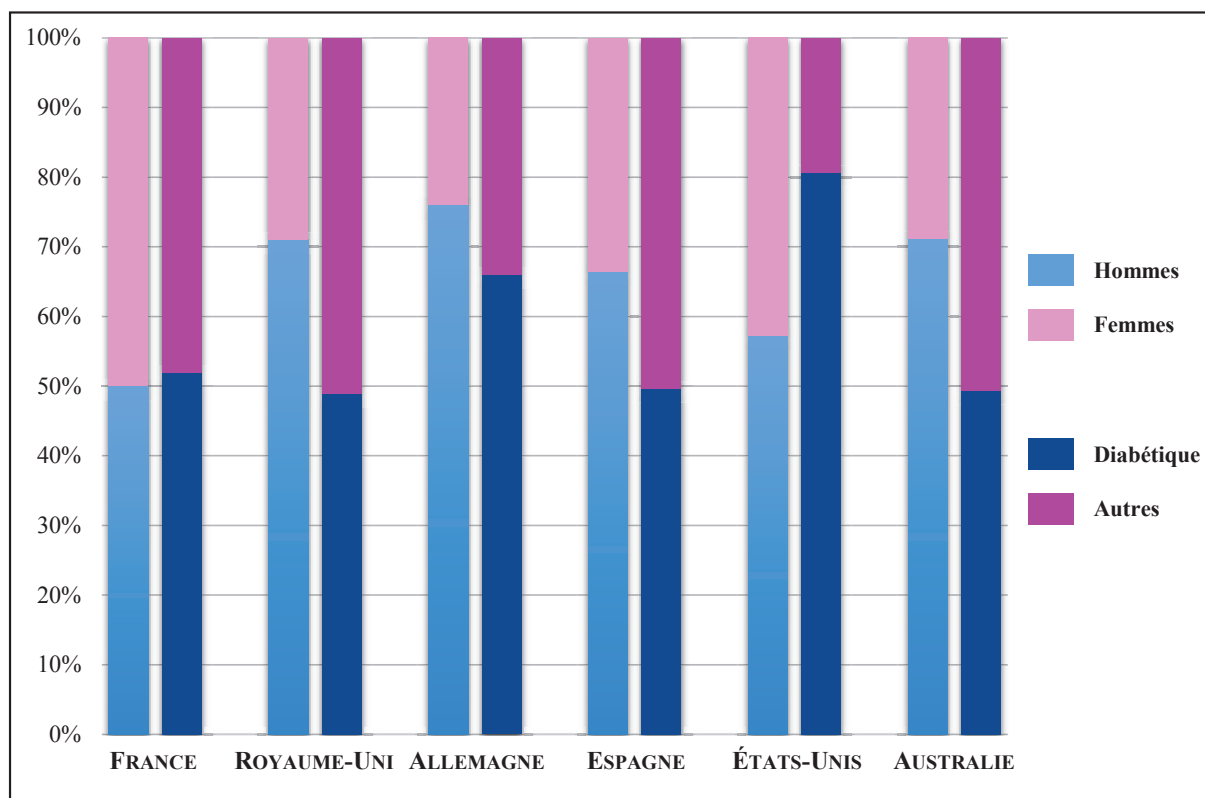


FIGURE 24 : INCIDENCE DES AMPUTATIONS DU MEMBRE INFÉRIEUR DANS DIFFÉRENTS PAYS INDUSTRIALISÉS SELON LE SEXE ET L'ORIGINE. *L'incidence d'amputation du membre inférieur en France (Institut de Veille Sanitaire, 2006), Allemagne (Icks et al., 2009), Espagne (Almaraz et al., 2012), Australie (Lim et al., 2006), ainsi qu'au Royaume-Uni (Holman et al., 2012 ;*

NASDAB, 2009) et aux États-Unis (Aulivola et al., 2004) est plus importante chez les hommes et les personnes diabétiques.

Les amputations consécutives au diabète concernent principalement les personnes âgées de plus de 60 ans, celles dont l'âge est compris entre 18 et 60 ans lors de l'amputation étant davantage touchées par des causes traumatiques ou cancéreuses (Shoppen, 2002). Bien qu'il n'existe pas de consensus quant à la classification des différentes causes d'amputation du membre inférieur, une étude récente du National Amputee Statistical Database (2009) a proposé des données sur l'étiologie d'amputations réalisées au cours des années 2006-2007 au Royaume-Uni (FIGURE 25) et a ainsi permis de répertorier les troubles vasculaires, les infections et les traumatismes comme principales causes de cet acte chirurgical.

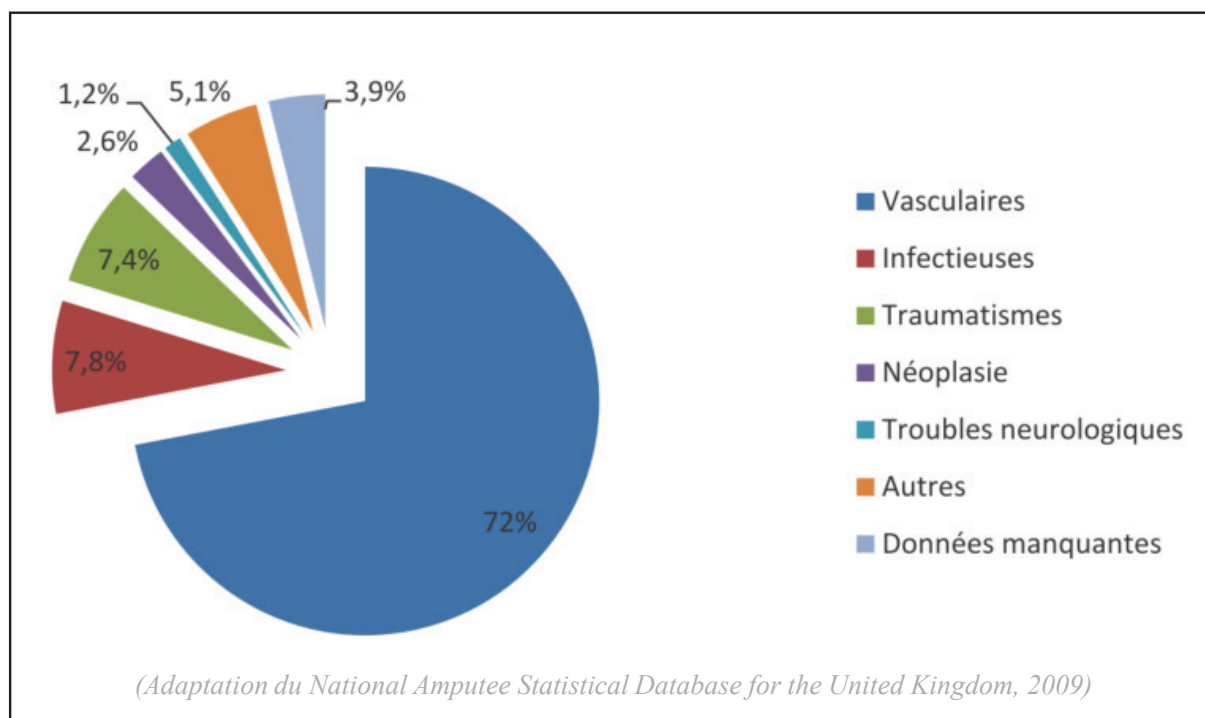


FIGURE 25 : ÉTILOGIE DES AMPUTATIONS DU MEMBRE INFÉRIEUR AUX ROYAUME-UNI. Illustration en pourcentage des différentes causes d'amputation du membre inférieur au Royaume-Uni au cours des années 2006-2007.

L'amputation d'un membre inférieur peut se réaliser à différents niveaux. Les amputations dites majeures comprennent celles situées à partir de la cheville (FIGURE 26A),

celles des orteils étant considérées comme mineures. Ce travail de thèse ne s'intéressera qu'aux personnes victimes d'une amputation unilatérale transtibiale ou transfémorale, par ailleurs majoritaires (**FIGURE 26B**).

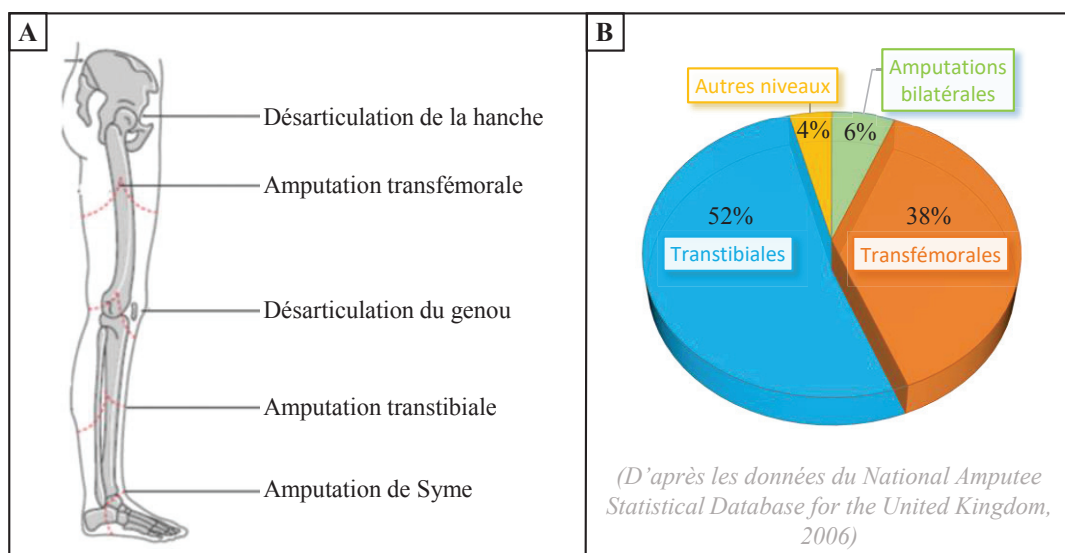


FIGURE 26 : ILLUSTRATION ET ÉTILOGIE DES DIFFÉRENTS NIVEAUX D'AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR. A – *Illustration des niveaux d'amputation majeure du membre inférieur.* B – *Classification des amputations du membre inférieur réalisées au Royaume-Uni au cours des années 2004-2005 selon leur niveau.*

B) CONSEQUENCES

1) Fonctions motrices

L'amputation du membre inférieur impacte lourdement les fonctions motrices permettant le déplacement. Pour pallier à cette perte de fonctionnalité, les patients peuvent être appareillés avec une prothèse. Néanmoins, malgré les avancées récentes dans le domaine de l'appareillage, recouvrer la locomotion constitue un enjeu de rééducation conséquent. Par ailleurs, tous les patients n'ont pas accès aux derniers modèles mis sur le marché et doivent ainsi réapprendre à marcher à l'aide de modèles plus « basiques » (**FIGURE 27**).

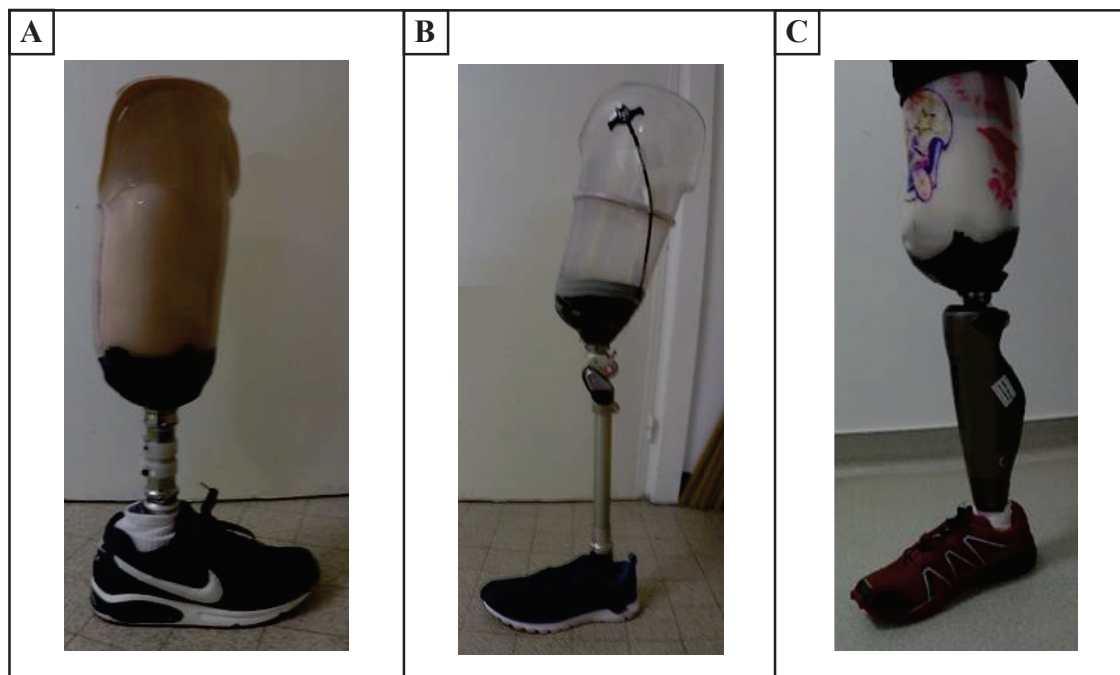


FIGURE 27 : PROTHÈSES ET NIVEAU DE MOBILITÉ. A – Prothèse transtibiale. B – Prothèse transfémorale avec genou mécanique. C – Prothèse transfémorale avec genou électrique programmable par ordinateur et permettant la pratique de diverses activités physiques.

De façon générale, les personnes amputées d'un membre inférieur et porteuses d'une prothèse auront tendance à passer davantage de temps en appui sur le membre sain (Schaarschmidt et al., 2012), ce qui permettrait une force de réaction au sol plus importante que du côté appareillé (Engsberg et al., 1993). Ces différences en termes de temps d'appui et de force entre les deux côtés provoque une asymétrie lors de la marche, néfaste pour les structures musculo-squelettiques du patient (Gailey, 2008). Aussi, le pas effectué avec la prothèse est plus long qu'avec le côté sain, et la largeur des pas est plus importante que chez les personnes non amputées. La capacité de marche, caractérisée par sa symétrie mais également sa vitesse, se retrouve donc considérablement amoindrie (Boonstra et al., 1993 ; Dingwell et al., 1996). En raison du fort coût énergétique engendré par une marche pathologique (Czerniecki & Gitter, 1996), le recouvrement de la symétrie et de la vitesse de la marche constitue l'objectif majeur des programmes de rééducation fonctionnelle (Donker & Beek, 2002).

2) Plasticité de compensation spontanée

Contrairement à la plasticité activité-dépendante, qui résulte d'une stimulation du SN, la plasticité de compensation spontanée survient suite à une perturbation de celui-ci. Consécutivement à l'amputation d'un membre, on observe une restructuration des cartes corticales, probablement dû aux différentes réorganisations opérées aux niveaux cortical et sous cortical (cortex, thalamus, tronc cérébral et moelle épinière, pour revue, voir Di Pino et al., 2009). De par leur caractère réversible, les cartes somatotopiques des cortex somatosensoriel et moteur sont sensibles à la déafférentation (absence de retour sensoriel) et à la déefférentation (absence de mobilisation volontaire) provoquées par cette atteinte périphérique du SN. Les premières études, réalisées chez le singe, ont permis de mettre en évidence un envahissement de la zone déafférentée par les aires corticales adjacentes, conformément à l'homunculus de Penfield, au sein du cortex somatosensoriel (Merzenich et al., 1983 ; Pons et al., 1991). Suite à une amputation du membre supérieur, on observe ainsi une expansion de la représentation corticale des zones du visage vers celle de la main (**FIGURE 28A**). Ce phénomène a également été observé chez l'homme lors d'études en MEG (Yang et al., 2014 ; Elbert et al., 1994, 1997 ; Flor et al., 1995 ; Knecht et al., 1995, 1996), électroencéphalographie (EEG) (Montoya et al., 1998 ; Flor et al., 1998) et IRMf (Lotze et al., 1999b, 2001).

Les effets de la déefférentation au sein de M₁, se caractérisant par un élargissement de la représentation corticale des muscles proximaux au site d'amputation, ont d'abord été observés chez le rat (Donoghue & Sanes, 1988) et le singe (Wu & Kaas, 1999). Des résultats similaires ont ensuite été rapportés chez l'homme. Chez des personnes amputées d'un membre supérieur, Cohen et al. (1991) ont relevé une augmentation de l'excitabilité et de la taille de la représentation corticale des muscles du moignon. Une autre étude en TMS a montré que non seulement les muscles du moignon, mais également ceux du visage présentaient une augmentation de la surface de leur représentation corticale (Pascual-Leone et al., 1996). Ainsi,

le phénomène d’envahissement de la zone déafférentée par les représentations corticales adjacentes (i.e., muscles du visage dans le cas d’une amputation du membre supérieur) au sein du cortex somatosensoriel semblerait également s’appliquer pour la région déefférentée du cortex moteur. Ces résultats ont ensuite été confirmés par l’IRMf. Au-delà de l’enregistrement de l’augmentation de l’excitabilité corticale de la région de la langue, Karl et al. (2004) ont mis en évidence le déplacement de sa représentation vers la zone déefférentée au sein de M₁. Des résultats semblables ont également été rapportés par Lotze et al. (1999b) pour la représentation des muscles des lèvres (FIGURE 28B).

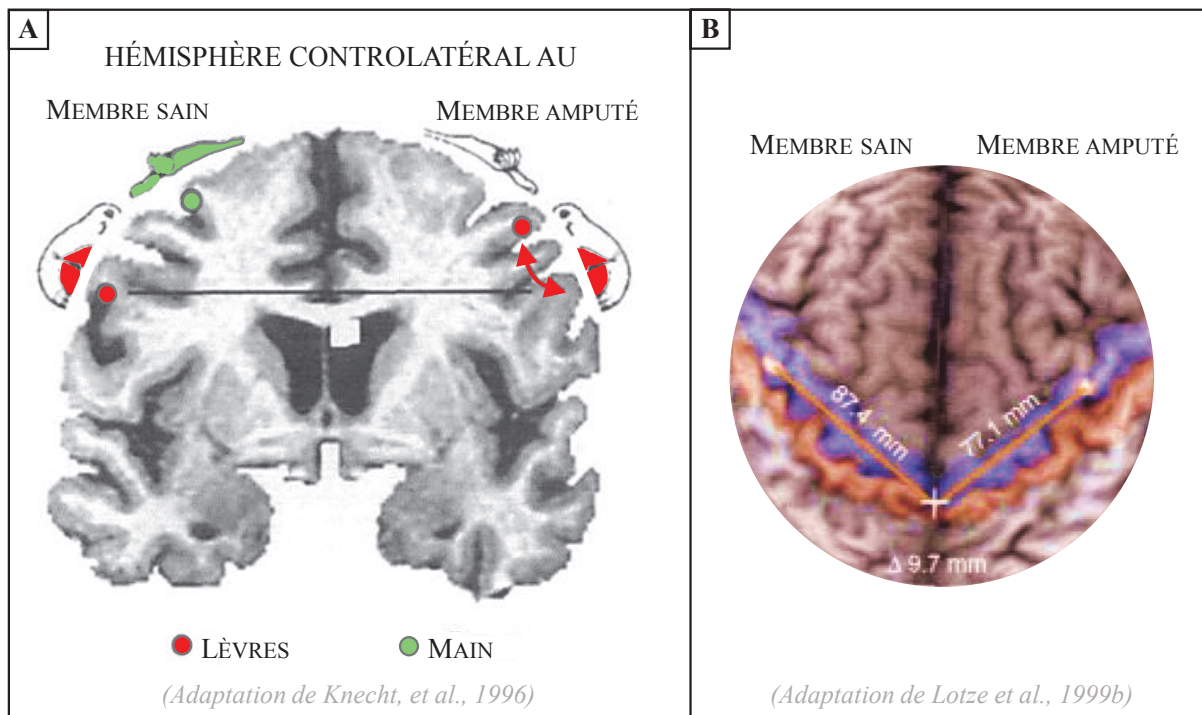


FIGURE 28 : AMPUTATION DU MEMBRE SUPÉRIEUR ET RÉORGANISATION DES CARTES SOMATOTOPIQUES DU CORTEX SENSORIMOTEUR CHEZ L’HOMME. A – Représentation schématique du déplacement de la représentation somatosensorielle de la lèvre du côté controlatéral à l’amputation. B – Déplacement de 9.7mm du maximum d’activation des lèvres vers la main dans le cortex moteur controlatéral à l’amputation.

Malgré la nette prévalence d’amputations du membre inférieur par rapport au membre supérieur (National Amputee Statistical Database, 2005), la plasticité de compensation spontanée induite par l’amputation d’un membre inférieur n’a été que très peu explorée. Bien

que l'augmentation de la surface de la représentation corticale des muscles proches du moignon dans le cortex sensorimoteur ait été rapportée auprès de cette population (Fuhr et al., 1992 ; Simões et al., 2012), et que l'origine de ces réorganisations, probablement liée à une baisse des taux d'acide γ -aminobutyrique (GABA) (diminution de l'inhibition GABAergique), aurait principalement lieu à un niveau cortical (Chen et al., 1998), les spécificités du remaniement des cartes corticales suivant une amputation de membre inférieur restent méconnues à ce jour. Cette modification de la somatotopie du cortex sensorimoteur n'est toutefois pas négligeable dans la mesure où son ampleur serait corrélée avec l'intensité des douleurs fantômes (DF) perçues par les patients.

3) Douleurs fantômes

Les DF renvoient aux sensations douloureuses perçues dans le membre amputé (Mitchell, 1872). Ce phénomène, décrit pour la première fois par Ambroise Paré en 1552 (Keil, 1990), se caractérise par des sensations de crampes, de brûlures, de chocs électriques ou encore de coups de couteaux. Il est à différencier des sensations non douloureuses telles que par exemple les illusions de mouvement, de changement de température, de picotement ou d'engourdissement (Flor, 2002). Les DF concernent jusqu'à 80% des personnes amputées (Nikolajsen & Jensen, 2001) et se montrent très résistantes aux traitements pharmaceutiques et chirurgicaux (Flor, 2003). Ces douleurs, amoindrissant la capacité à effectuer des tâches du quotidien (Ehde et al., 2000), diminuent considérablement leur qualité de vie (Luo & Anderson, 2016). Bien que les mécanismes exacts de ces douleurs neuropathiques ne soient pas totalement élucidés à ce jour, certains facteurs périphériques, tels que les techniques chirurgicales employées pour la section des nerfs ainsi que l'apparition de névromes (repousse des nerfs sectionnés conduisant à une cicatrice excessive) sur le moignon, pourraient contribuer à la genèse des DF (Rouillet et al., 2009). Cependant, l'absence de caractéristiques pathologiques sur le moignon tout comme l'anesthésie n'empêche pas l'expression des DF, suggérant ainsi un

rôle limité des facteurs périphériques dans leur apparition et l'implication de facteurs centraux (pour revue, voir Flor, 2002). Flor et al. (1995, 1998) ont mis en évidence l'existence d'une corrélation positive entre l'intensité des DF et l'importance des réorganisations corticales observées dans le cortex somatosensoriel (**FIGURE 29A**). Plus la représentation de la bouche envahissait celle de la main, plus les sujets rapportaient des scores de douleur élevés dans le membre absent. Ces résultats sont toutefois limités aux DF dans la mesure où aucun lien n'a pu être établi à partir des sensations non douloureuses perçues dans le membre fantôme (voir Grüsser et al., 2001 pour des résultats similaires). Ce lien entre DF et plasticité de compensation spontanée, dont le sens de causalité n'est pas encore élucidé (Flor, 2008), a également été observé dans le cortex moteur lors d'études en TMS (Karl et al., 2001) et IRMf (Karl et al., 2004 ; Lotze et al., 2001 ; Raffin et al., 2016 ; **FIGURE 29B**).

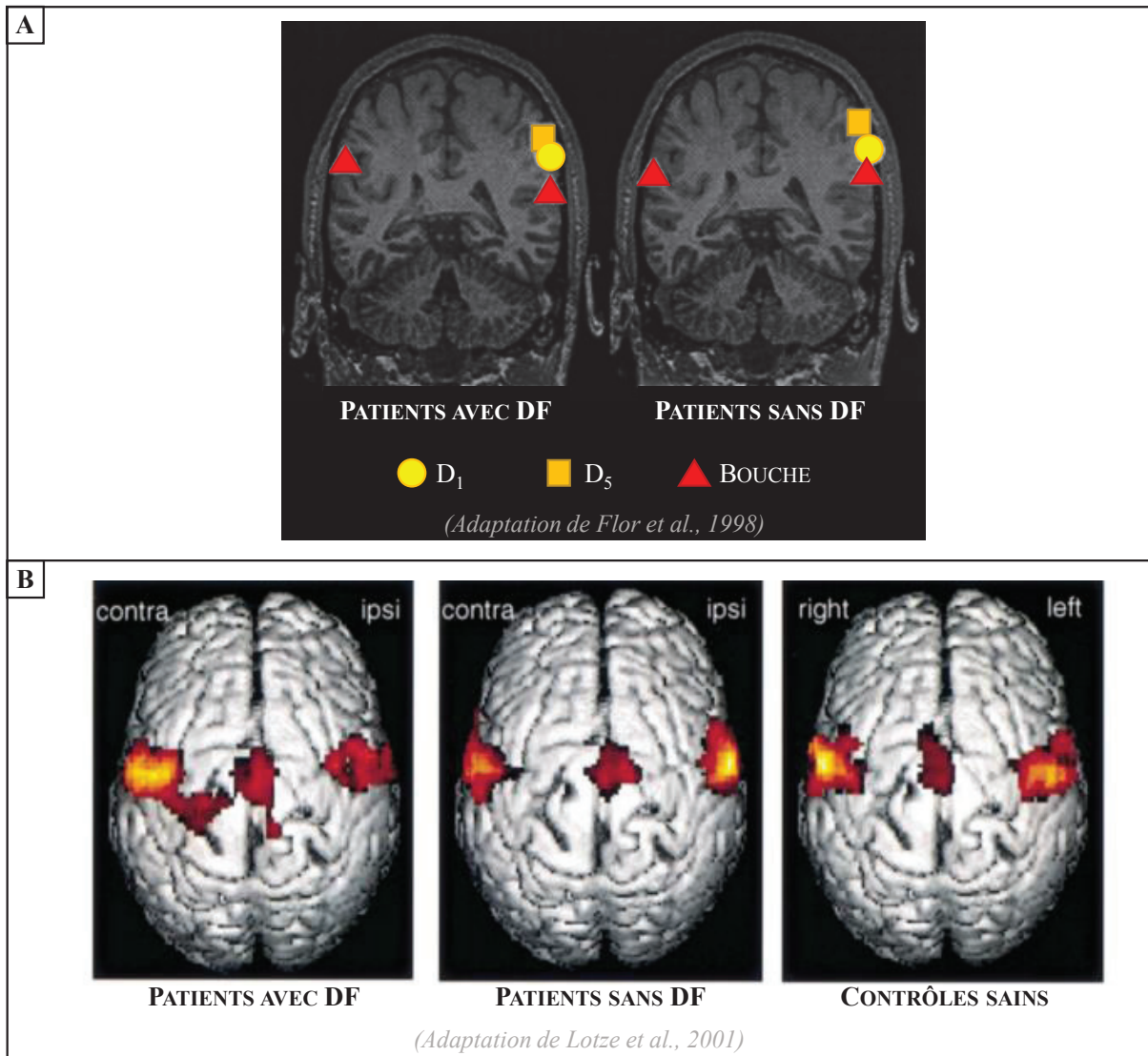


FIGURE 29 : RÉORGANISATION SOMATOTOPIQUE DU CORTEX SENSORIMOTEUR ET DF. *A – Représentation du premier (D_1) et cinquième (D_5) doigts, et de la bouche au sein du cortex somatosensoriel de personnes amputées d'un membre supérieur. Le déplacement de la représentation corticale de la bouche controlatérale au côté amputé, vers celle de la main, ne s'observe que chez les participants souffrant de DF. B – Activations induites par un mouvement de pincement de lèvres. Seuls les patients avec DF montrent un déplacement médial de la représentation de la lèvre au sein du cortex sensorimoteur. Les patients sans DF ont des schémas d'activation plus proches de ceux observés chez les sujets sains.*

C) RÉÉDUCATION

1) Protocoles

Bien qu'il n'existe pas de cadre prédéfini quant aux modalités de rééducation des patients amputés du membre inférieur, les diverses recommandations proposées par la « *British Society of Rehabilitation Medicine* » (2003), la « *British Association of Chartered Physiotherapists in Amputee Rehabilitation* » (2016) ou encore le « *Brigham and Women's Hospital* » (2011), ainsi que les travaux de synthèse de différents auteurs (e.g., Coletta et al., 2000 ; Geertzen et al., 2001 ; Fleury et al., 2013) ont conduit à une harmonisation des modalités de prise en charge dans les différents centres de rééducation (Quesnel, 2013). Ce processus de rééducation fonctionnelle s'organise par étapes, chacune ayant ses objectifs précis (pour revue, voir Esquenazi & DiGiacomo, 2001). On distingue alors les phases aigüe (les jours suivants l'amputation du membre), pré-prothétique, puis prothétique.

Parallèlement aux soins apportés au moignon pour sa cicatrisation, le patient commence sa rééducation dès le premier jour suivant l'amputation lorsque l'état physique le permet. Les exercices consisteront principalement à travailler les qualités d'endurance cardiovasculaire, de force musculaire et d'équilibre en appui unipodal. Dès la fin des soins aigus, la rééducation pré-prothétique débute, assurant la continuité des exercices musculaires et cardiovasculaires mais désormais à une intensité plus conséquente. Le travail d'équilibre unipodal se complexifie également, avec davantage de fonctionnalité dans les exercices, et notamment le travail de déambulation entre les barres parallèles. Puis, idéalement 3 à 4 semaines après l'amputation, l'appareillage est effectué, et le travail de rééducation s'articule principalement autour de l'apprentissage de la marche prothétique. Suite aux entraînements de l'équilibre statique et de la proprioception, celui de la marche, également organisé en différentes étapes (Quesnel, 2013), peut débiter. D'abord entre les barres parallèles, puis à l'aide de déambulateur/cannes et,

finalement, sans accessoire lorsque possible, les patients s'exercent à la marche en avant, puis en arrière, latérale et aux demi-tours. Ils s'entraînent d'abord sur des plans horizontaux et réguliers, puis en pente, descente, dans les escaliers et sur des surfaces irrégulières.

Dans la mesure où la capacité de marche contribue grandement au retour à un niveau d'autonomie, de réinsertion professionnelle et de qualité de vie satisfaisants (Schoppen, 2002 ; Burger & Marincek, 2007), son recouvrement constitue l'objectif principal des programmes de rééducation des patients amputés d'un membre inférieur. En effet, cette population rapporte souvent que recouvrer la capacité à déambuler leur permet de retrouver le style de vie, les rôles, les activités et la vie sociale dont ils disposaient avant l'amputation (Esquenazi & DiGiacomo, 2001).

2) Plasticité activité-dépendante

Recouvrer la motricité suite à une atteinte du SN implique la mise en œuvre de processus de plasticité activité-dépendante (Fox, 2009 ; Kerr et al., 2011). Ainsi, stimuler les membres affectés est indispensable pour améliorer les fonctions motrices altérées. Cette nécessité est bien illustrée par la modification des cartes somatotopiques de singes bénéficiant ou non de rééducation fonctionnelle du membre affecté suite à une lésion au sein de la représentation corticale des doigts et du poignet/avant-bras dans le cortex moteur (Nudo et al., 1997). Tandis que les processus de plasticité de compensation spontanée (envahissement de la représentation corticale des doigts par les zones adjacentes) et une incapacité à produire des mouvements avec les effecteurs concernés par l'atteinte centrale étaient observés chez les singes contraints à l'immobilisation, ceux ayant mobilisé le membre atteint affichaient une expansion de sa représentation corticale (**FIGURE 30A**) ainsi qu'une amélioration des fonctions motrices. Des résultats similaires ont ensuite été rapportés chez l'homme. Par exemple, Liepert et al. (1998) ont utilisé la technique de mouvement induit par la contrainte chez des patients victimes d'un AVC. Leurs résultats montrent que 10 jours d'entraînement, à raison de 6h par jour et répartis

sur deux semaines, ont permis une augmentation significative de la représentation corticale du pouce ainsi que, bien que non corrélée, de la fonction motrice du côté affecté (FIGURE 30B).

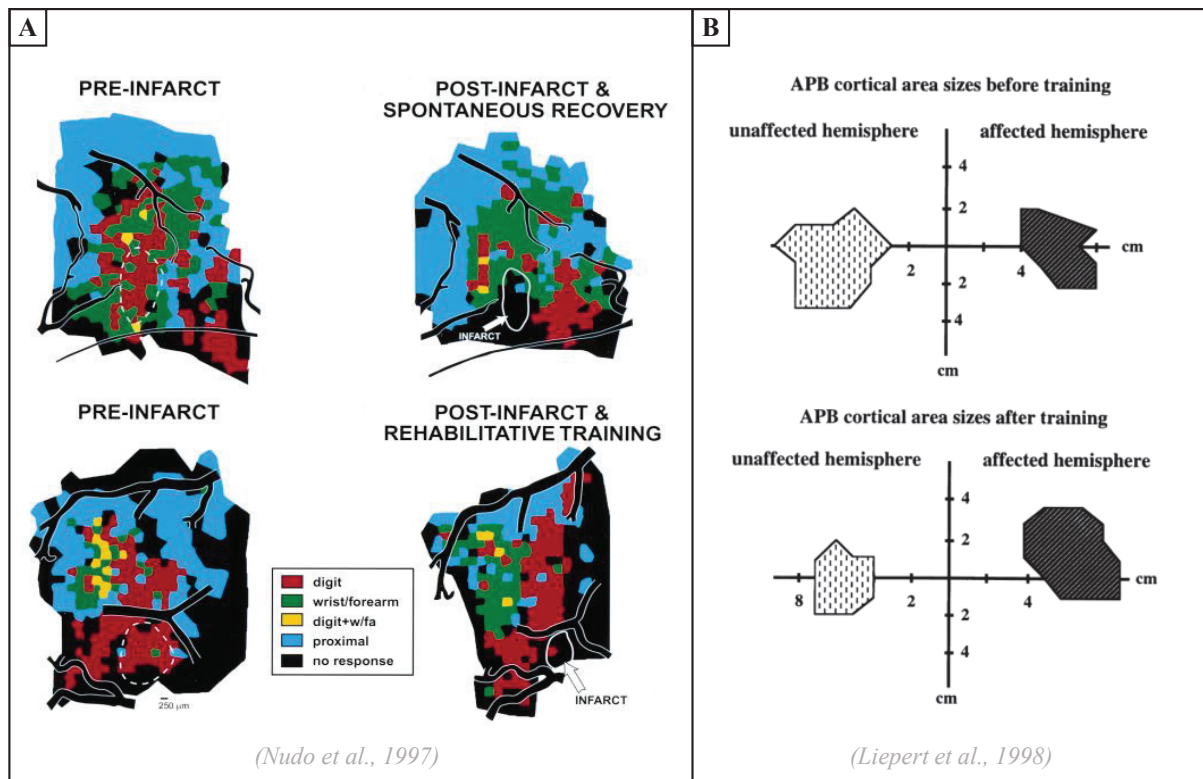


Figure 30 : Plasticité activité-dépendante induite par la rééducation fonctionnelle suite à un AVC chez le singe et l'homme. A - Effets de la réhabilitation sur la représentation motrice de la main suite à infarctus vasculaire localisé dans M₁. La plasticité de compensation observée chez les singes n'ayant pas suivi de programme de rééducation, 3 mois après la lésion cérébrale, conduit à une diminution supplémentaire de 40% de la représentation motrice des doigts. Ceux ayant bénéficié de rééducation du membre lésé montrent une augmentation de 15% de la représentation des doigts et de 59% de celle du poignet/avant-bras au sein de M₁. B – Avant la thérapie de mouvement induit par la contrainte chez des patients victimes d'un AVC, la représentation corticale du pouce est significativement moins importante dans l'hémisphère affecté que sain. L'entraînement permet d'augmenter sa représentation du côté affecté et de la diminuer du côté sain de manière significative. APB = abductor pollicis brevis.

La mobilisation passive du membre atteint ne peut pas s'appliquer dans le cas d'une lésion périphérique telle que l'amputation. Afin de contrebalancer la plasticité de compensation spontanée, d'autres approches thérapeutiques doivent par conséquent être envisagées. Une mesure exceptionnelle consiste à « remplacer » le membre amputé par un membre sain,

provenant d'un donneur. Chez un patient ayant bénéficié d'une greffe bilatérale de mains, Giraux et al. (2001) ont montré que la plasticité de compensation spontanée qui s'était installée dans M_1 , chez ce patient amputé depuis 6 ans, était renversée par la possible réutilisation de ses mains (**FIGURE 31A**). La greffe reste toutefois un cas de figure rare, dont très peu de patients peuvent bénéficier. Une autre approche consiste à innover la prothèse à partir des nerfs préservés du moignon (main cybernétique). Au-delà du recouvrement de la motricité et des informations sensorielles, ce modèle interfacé de prothèse de la main a montré des effets prometteurs sur le renversement de la plasticité de compensation spontanée. En effet, 4 semaines d'entraînement au contrôle moteur de la main et à ses perceptions sensorielles avec la main cybernétique permettraient de diminuer la surreprésentation corticale des muscles proximaux au site d'amputation (**FIGURE 31B**), ainsi que les DF (Rossini et al., 2010). Bien que plus accessible que la greffe de nouveaux membres, être appareillé avec une main cybernétique reste une approche novatrice et encore peu répandue au sein de la population de personnes amputées d'un membre supérieur.

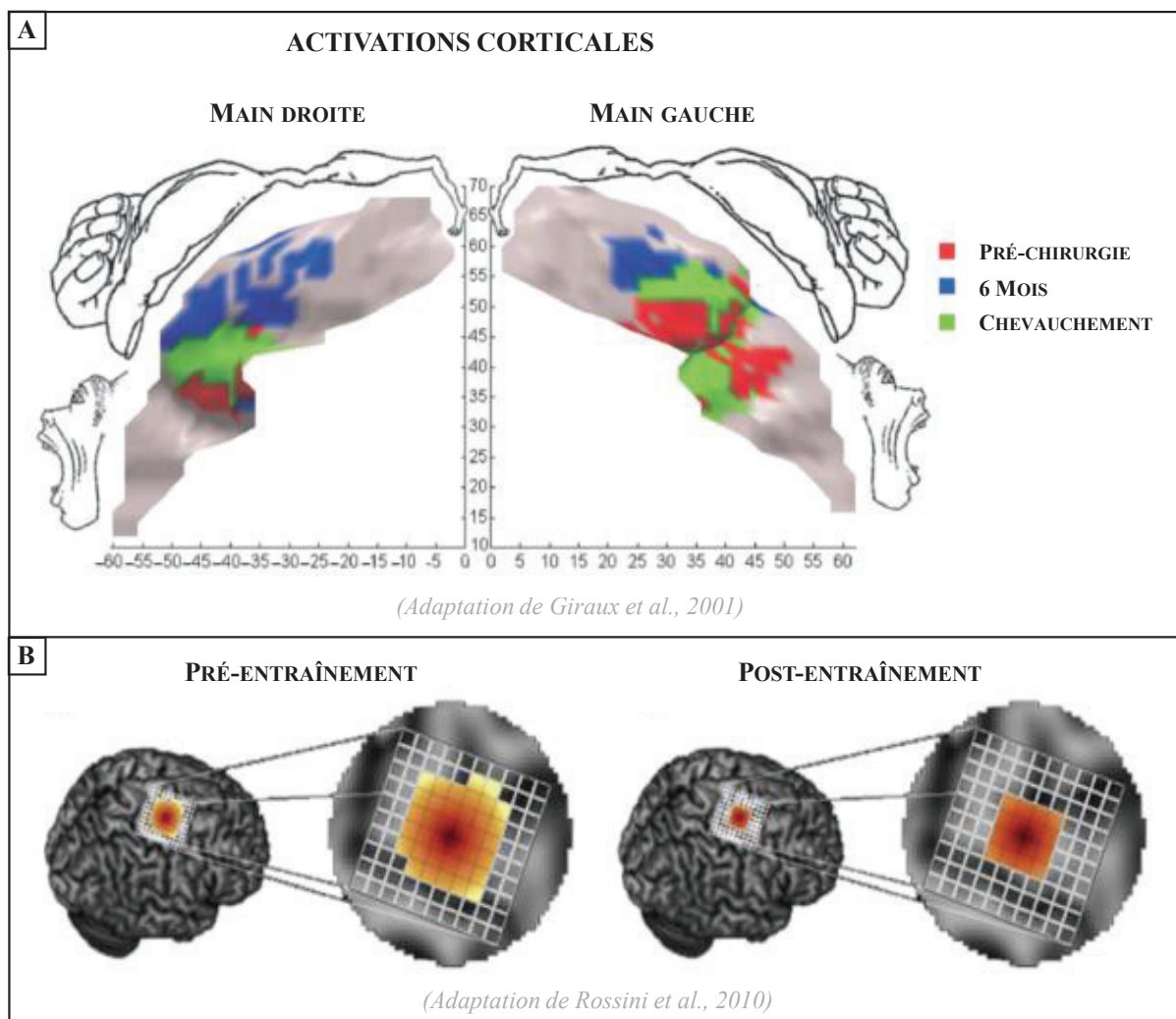


FIGURE 31 : AMPUTATION DU MEMBRE SUPÉRIEUR ET RÉÉDUCATION FONCTIONNELLE AVANT-GARDISTE. *A – Déplacement médial de la représentation motrice des mains dans les deux hémisphères enregistrée 6 mois après la greffe bilatérale, conduisant à un schéma d'activation plus proche de la normalité. B – Diminution de la représentation sensorimotrice des muscles de l'épaule et du bras (proximaux à l'amputation) suite à l'entraînement avec la prothèse de main cybernétique.*

Heureusement, stimuler le SN afin d'activer les processus de plasticité activité-dépendante permettant de contrebalancer ceux de plasticité de compensation spontanée peut être réalisé de manière plus abordable. Flor et al. (2001) ont utilisé la discrimination sensitive à cet effet. Dans cette étude, 5 patients amputés d'un bras ont suivi 10 séances de 90min, réparties sur 2 semaines, au cours desquelles ils devaient déterminer la fréquence du stimulus électrique qui leur était envoyé et son placement parmi les 8 électrodes situées sur le moignon.

Les patients du groupe expérimental ont montré une amélioration significative de leur capacité à déterminer les caractéristiques des stimuli électriques (i.e., fréquence et emplacement), un déplacement latéral de la représentation des lèvres, et une diminution des DF. Ces résultats n'ont pas été observés pour le groupe contrôle (FIGURE 32).

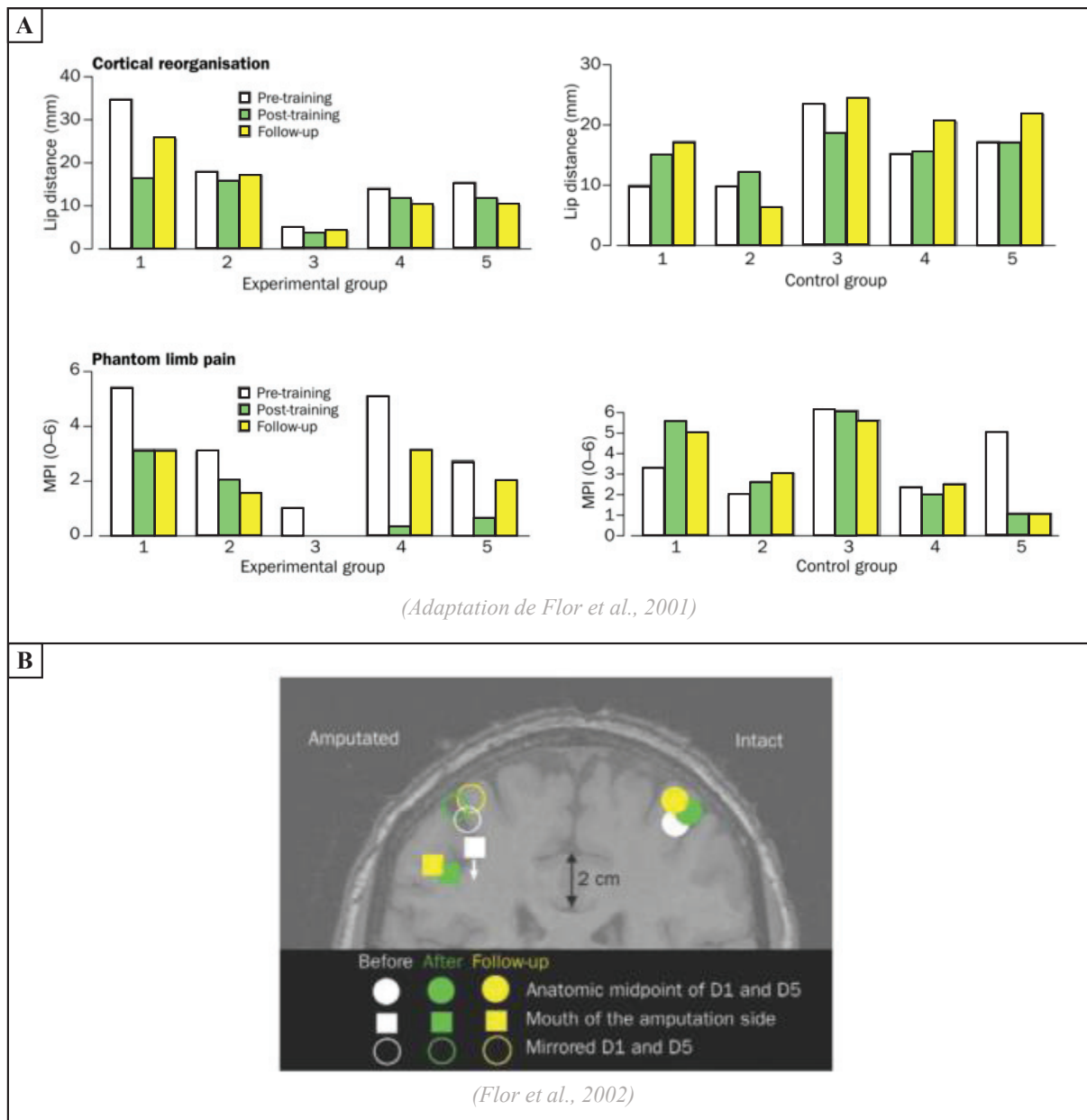


FIGURE 32 : AMPUTATION D'UN MEMBRE INFÉRIEUR ET RÉHABILITATION PAR DISCRIMINATION SENSORIELLE. A – Diminution significative de la distance entre la représentation corticale des lèvres et des DF entre le pré-test et le post-test, et maintenues lors du test de rétention programmé 3 mois plus tard. B – Illustration du déplacement latéral de la représentation des lèvres suite au programme de rééducation.

Malgré les observations encourageantes collectées auprès de personnes amputées d'un membre supérieur, il semblerait qu'à ce jour, aucune étude sur les processus de plasticité activité-dépendante induits par la rééducation fonctionnelle n'ait été conduite auprès de patients amputés d'un membre inférieur.

CADRE MÉTHODOLOGIQUE

La capacité des participants à former des images mentales a été contrôlée lors de chaque étude réalisée dans ce travail de doctorat. La première partie du présent CADRE MÉTHODOLOGIQUE propose une description de l'approche employée pour la réalisation de ces mesures. Elle sera suivie de la présentation de l'outil de stimulation cérébrale utilisé lors des **ÉTUDES N°3 ET N°4**.

I) MESURE DES CAPACITÉS D'IM

Afin de conduire une évaluation précise des capacités d'IM (Guillot et al., 2005a ; Collet et al., 2011), une combinaison de tests psychométriques et comportementaux a été effectuée avec les patients de **L'ÉTUDE N° 2**. Bien que les indicateurs neurovégétatifs constituent une mesure objective et fiable de la qualité de l'IM (Collet et al., 2003), sa mise en œuvre répétée n'est toutefois pas idéale dans le domaine clinique. L'IM des patients a ainsi été évaluée à l'aide de tests de vivacité de l'IM et de chronométrie mentale, dont la simplicité et le caractère très ambulatoire en font des outils privilégiés auprès de populations pathologiques (Malouin et al., 2013b). Lors des **ÉTUDES N° 3 ET N° 4**, des tests de vivacité ainsi que des auto-évaluations ont été effectués.

A) TESTS PSYCHOMÉTRIQUES

La capacité des participants à former des images de qualité a été mesurée, d'une part, à l'aide de questionnaires où le sujet rapporte la vivacité de l'image obtenue à partir d'échelles analogiques et, d'autre part, lors d'auto-évaluations. Malgré leur validité clairement établie, la nature subjective des tests psychométriques questionne leur fiabilité (Sharma et al., 2006). Des études plus objectives, comme celles permettant de mesurer l'activité cérébrale, ont toutefois

permis de renforcer leur pertinence en tant qu'indicateurs de la qualité de l'IM. L'étude des activations cérébrales enregistrées lors d'examen IRMf (Lorey et al., 2011), ainsi que le degré d'excitabilité corticospinale relevé par TMS (Williams et al., 2012), ont en effet mis en évidence une corrélation entre scores d'IM et degré d'activation cérébrale lors de l'imagination. Ce lien a également été observé auprès de personnes amputées d'un membre supérieur (Lotze et al., 2001).

1) KVIQ

Le « Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire » (KVIQ ; Malouin et al., 2007) est un test permettant d'évaluer les capacités d'IM depuis la position assise. Il est tout à fait indiqué pour les personnes atteintes d'un trouble moteur et la pertinence de son utilisation a été rapportée pour des personnes atteintes d'un AVC (Malouin et al., 2007, 2008), de la maladie de Parkinson (Randhawa et al., 2010), de sclérose multiple (Tabrizi et al., 2013), ou encore d'une amputation du membre inférieur (Malouin et al., 2009). Dans sa version longue, le KVIQ comporte 20 items impliquant la mobilisation d'articulations du tronc, de la tête, des membres supérieurs et inférieurs. Dans la mesure où nous sommes intéressés à la motricité de personnes amputées d'un membre inférieur, une version simplifiée du questionnaire a été utilisée afin de cibler uniquement les articulations de la hanche, du genou, ainsi que de la cheville (ANNEXE N° 1). Après avoir exécuté le mouvement, ou avoir observé l'expérimentateur le faire dans le cas où l'incapacité motrice rend le mouvement impossible, le participant cote de 1 (pas d'image/pas de sensation) à 5 (image aussi claire que dans un film/sensation aussi intense qu'en faisant l'action) sur les échelles visuelle/kinesthésique la clarté/intensité des images/sensations perçues lors de l'imagination des différents mouvements. La qualité de l'IM est d'abord évaluée selon le mode visuel pour les différents items, puis selon le mode kinesthésique.

2) MIQ-R

La version révisée du « Movement Imagery Questionnaire » (MIQ-R, Hall & Martin, 1997) implique des mouvements pluri-articulaires (ANNEXE N° 2). Les 4 items du test (FIGURE 33) sont d'abord réalisés physiquement par le participant avant qu'il lui soit demandé de coter de 1 (très difficile à imaginer/très difficile à percevoir) à 7 (très facile à imaginer/très facile à percevoir) le degré de difficulté perçu pour visualiser/percevoir le mouvement lors de son exécution imaginée. Les types visuel et kinesthésique sont alternés à chaque item.

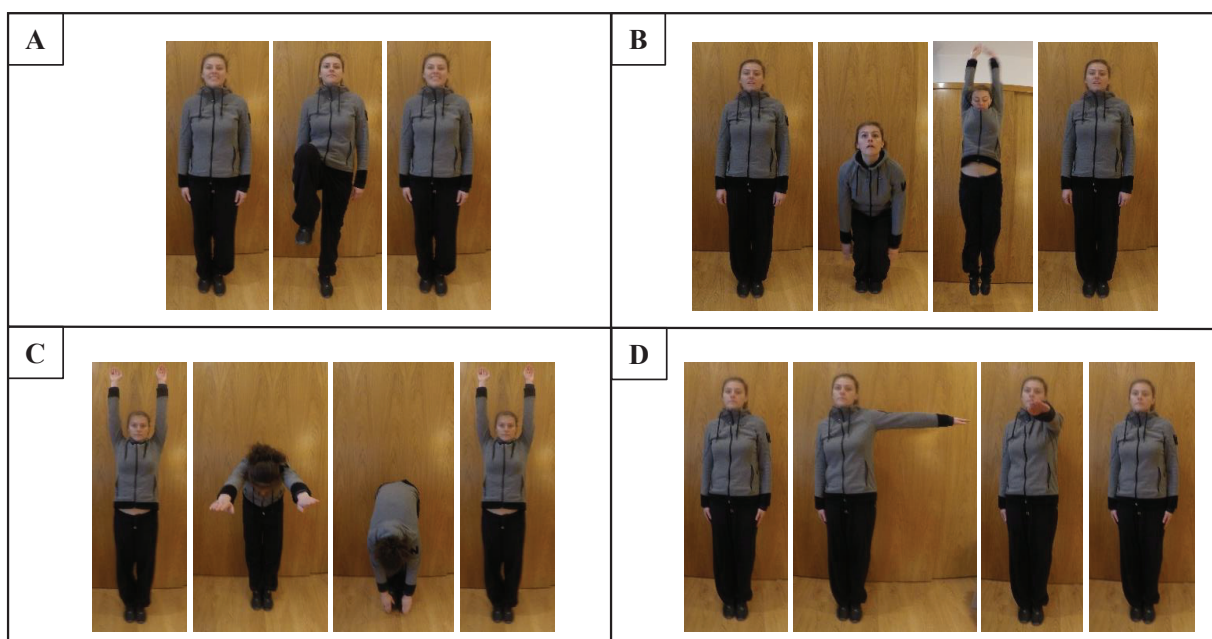


FIGURE 33 : MOUVEMENTS DU MIQ-R. *Mouvements mono-articulaires de la hanche (A) et de l'épaule (D). Mouvements pluri-articulaires impliquant les articulations de l'épaule, de la hanche, du genou et de la cheville (B), et de l'épaule et de la hanche (C).*

3) Auto-évaluations

Afin de contrôler la qualité du travail effectué en IM lors des différents protocoles expérimentaux de cette thèse, une auto-estimation de la vivacité de l'image était relevée, à l'aide d'une échelle analogique graduée de 1 (pas d'image/pas de sensation) à 5 (image aussi claire

que dans un film/sensation aussi intense qu'en faisant l'action), après chaque séance effectuée par les patients de L'ÉTUDE N° 2 et chaque condition des ÉTUDES N° 3 ET N°4.

B) TEST COMPORTEMENTAL : LA CHRONOMÉTRIE MENTALE

La chronométrie mentale renvoie à la durée de traitement de l'information par le SN central (Posner, 1978) et repose sur le fait que les actions exécutées et imaginées obéissent de manière similaire à la loi de Fitts (1954), selon laquelle la durée d'une action augmente avec sa complexité. La comparaison des temps requis pour l'exécution du mouvement et sa simulation mentale constitue un indice fiable de la précision temporelle de l'IM (pour revue, voir Guillot et al., 2012b). Une surestimation du temps nécessaire à la réalisation du mouvement lors de l'IM peut, entre autres, refléter une difficulté à former des images, obligeant l'imageur à y consacrer davantage de temps. Une sous-estimation peut quant à elle indiquer une incapacité de l'imageur à reconstituer mentalement les différents éléments de l'action (Guillot, 2007). Sur- et sous-estimations peuvent également être liées à d'autres facteurs d'influence, comme les caractéristiques temporelles de la tâche. Il est par exemple admis que les tâches supérieures à 30s sont généralement sous-estimées tandis que celles inférieures à 5s sont surestimées (Guillot & Collet, 2005b).

L'équivalence temporelle, synonyme de précision lors de l'IM, englobe généralement les notions de congruence temporelle et d'isochronie (Di Rienzo et al., 2014a). Alors que l'isochronie renvoie à une absence de différence significative entre les temps relevés lors de la pratique physique et mentale d'une même action, la congruence temporelle fait référence à une corrélation entre eux (une modification dans la pratique physique engendrera une modification similaire lors de l'IM).

Dans le but de tester l'impact du déficit moteur que représente l'amputation d'un membre inférieur, ainsi que les effets de la rééducation sur l'équivalence temporelle de l'IM, les patients des ÉTUDES N° 1 ET N°2 ont été chronométrés lors de la réalisation et de l'imagination de différents mouvements dont la durée, généralement comprise entre 5 et 30s, ne présentait pas de contraintes temporelles susceptibles d'influencer l'équivalence temporelle (FIGURE 34).

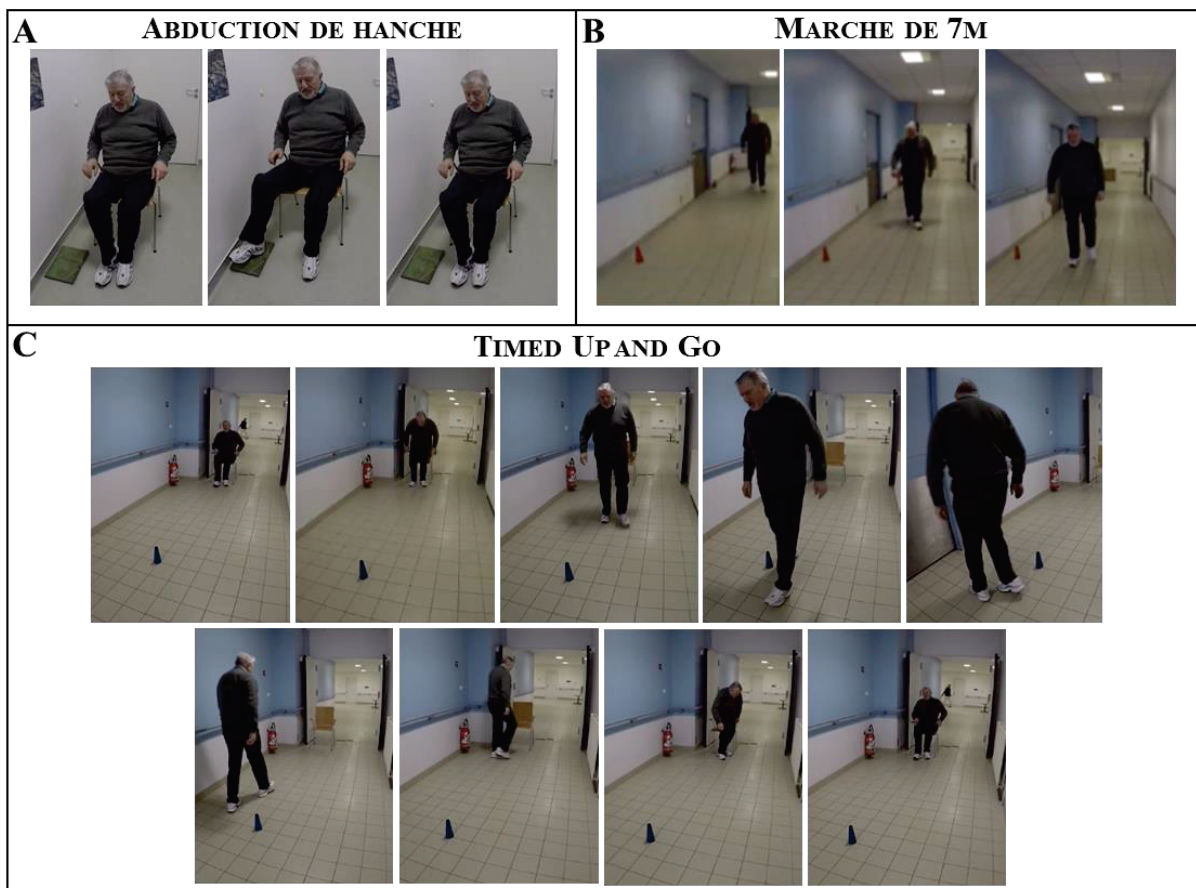


FIGURE 34 : TÂCHES DE CHRONOMÉTRIE MENTALE. *Enregistrement du temps requis pour l'exécution puis la simulation mentale d'une tâche composée de 5 abductions de hanche (A), d'une tâche locomotrice de 7m (B), et du Timed Up and Go test (C)*

II) STIMULATION TRANSCRÂNIENNE À COURANT CONTINU

A) DESCRIPTION

La stimulation transcrânienne à courant continu (tDCS) est une technique non invasive d'électrostimulation du cerveau (**FIGURE 35A**) permettant de moduler l'excitabilité corticale. Le principe consiste à induire un faible courant sur le scalp par le biais de deux électrodes de polarités opposées. Le courant se déplace depuis l'électrode positivement chargée, l'anode, vers celle qui l'est négativement, la cathode (**FIGURE 35B**).

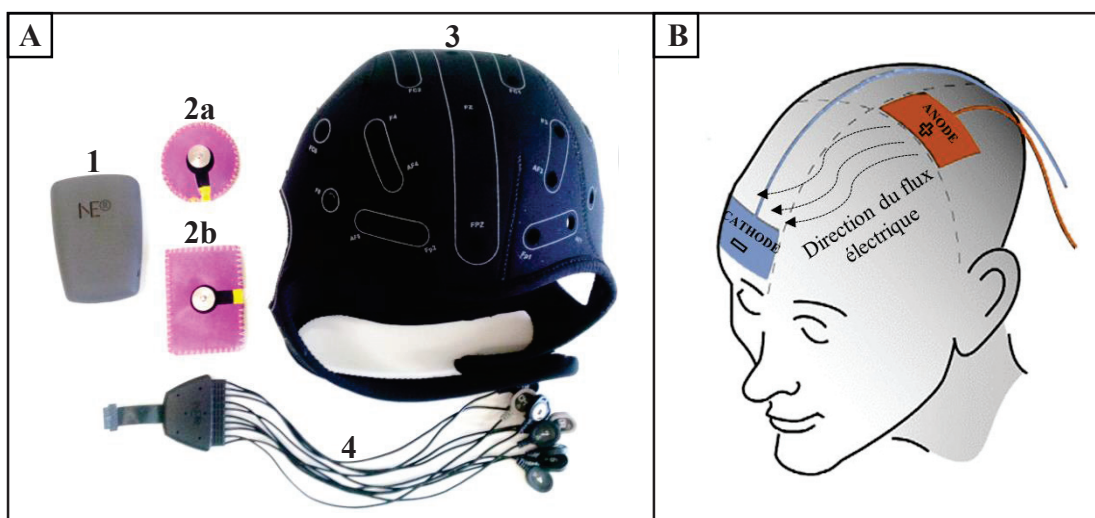


FIGURE 35 : MATÉRIEL ET PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT. A - 1) Batterie, 2) Électrodes a) Anode et b) Cathode, 3) Casque, et 4) Câbles de branchement. B - Déplacement du courant de l'anode vers la cathode (modélisation du crâne empruntée à Utz et al., 2010).

B) EFFETS IMMÉDIATS

La modulation de l'excitabilité corticale de la zone stimulée, provoquée par le flux de courant, est polarité-dépendante. Alors que la stimulation anodale augmente l'excitabilité corticale, la stimulation cathodale la diminue (Nitsche et Paulus, 2000 ; Nitsche et al., 2003a). Il est généralement admis que les effets immédiats de la tDCS sont provoqués par les actions

de dépolarisation ou hyperpolarisation de la membrane neuronale (e.g., Nitsche et al., 2005), qui auront pour effets respectifs l'augmentation ou la diminution de l'excitabilité corticale.

Bien que les principes d'action exacts de la tDCS sur l'excitabilité corticale ne soient pas totalement élucidés, ils sont sensés fonctionner selon une logique de polarisation bimodale (inversée pour dendrites et corps cellulaires d'un même neurone, Bikson et al., 2004 ; Rahman et al., 2013) où les corps cellulaires seraient les éléments décisifs des effets sur l'excitabilité corticale (Rahman et al., 2013 ; Radman et al., 2009). Le courant induit par l'anode et pénétrant les neurones corticaux entraînerait une hyperpolarisation des dendrites et une dépolarisation des corps cellulaires favorisant l'excitabilité corticale, tandis qu'à l'inverse, le courant sortant sous la cathode dépolariserait les dendrites et hyperpolariserait les corps cellulaires, contribuant alors à son inhibition (**FIGURE 36**).

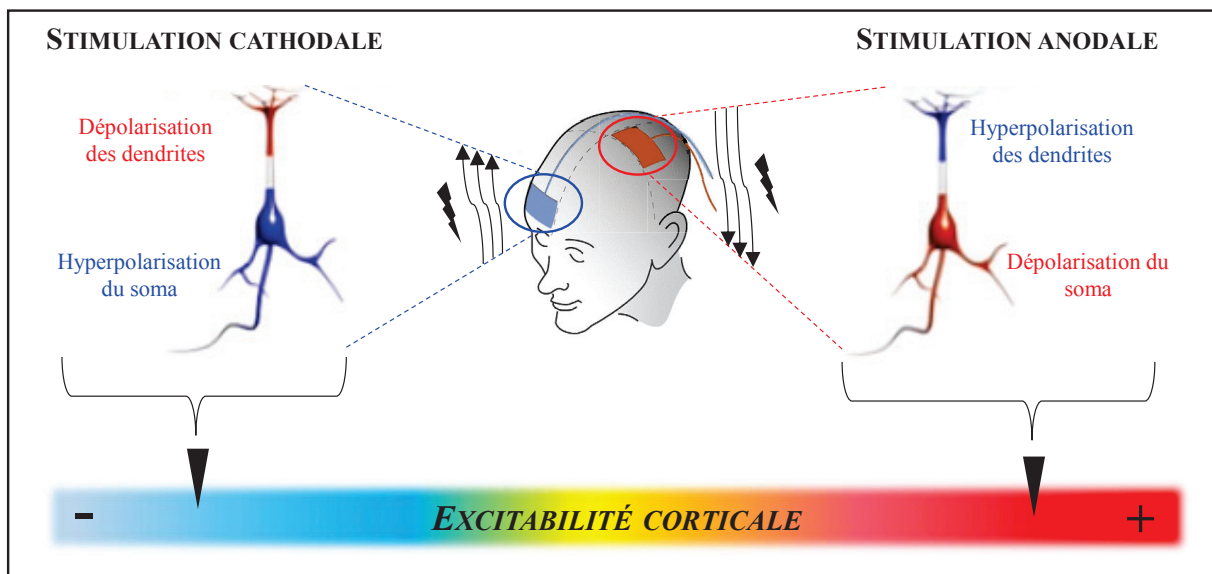


FIGURE 36 : EFFETS IMMÉDIATS DE LA TDCS. *Sous la cathode, le courant remonte vers la surface du crâne et entraîne une hyperpolarisation du soma et ainsi une diminution de l'excitabilité corticale. À l'inverse, le courant pénètre dans le crâne sous l'anode, dépolarise le soma et augmente l'excitabilité corticale (modélisation du crâne empruntée à Utz et al., 2010).*

C) EFFICACITÉ SYNAPTIQUE

De la modulation de l'excitabilité corticale dépendra celle de l'efficacité synaptique, définie comme étant la capacité du neurone présynaptique à transmettre l'information à la cellule post-synaptique. Comme en témoignent diverses mesures des potentiels post-synaptiques excitateurs relevées dans le cortex moteur (Rahman et al., 2013 ; Fritsch et al., 2010) et l'hippocampe chez l'animal (Bikson et al., 2004 ; Kabakov et al., 2012 ; Jefferys, 1981), les stimulations anodale/cathodale, entraînant respectivement une augmentation/diminution de l'excitabilité corticale, provoqueraient une facilitation/inhibition de l'efficacité synaptique (**FIGURE 37A ET B**), et ce aussi bien pendant la stimulation que jusqu'à une heure après la fin de celle-ci (**FIGURE 37C**). Une meilleure efficacité synaptique est associée au phénomène de PLT, synonyme de renforcement synaptique (i.e., augmentation de la transmission des messages entre deux neurones) et connu comme étant le principal processus responsable de l'apprentissage (Bliss & Collingridge, 1993 ; Martin et al., 2000 ; Rioult-Pedotti et al., 2000). La stimulation anodale serait ainsi capable de renforcer les connexions synaptiques (Nitsche et al., 2004 ; Cheeran et al., 2008) et, par conséquent, de promouvoir la plasticité synaptique essentielle à l'apprentissage.

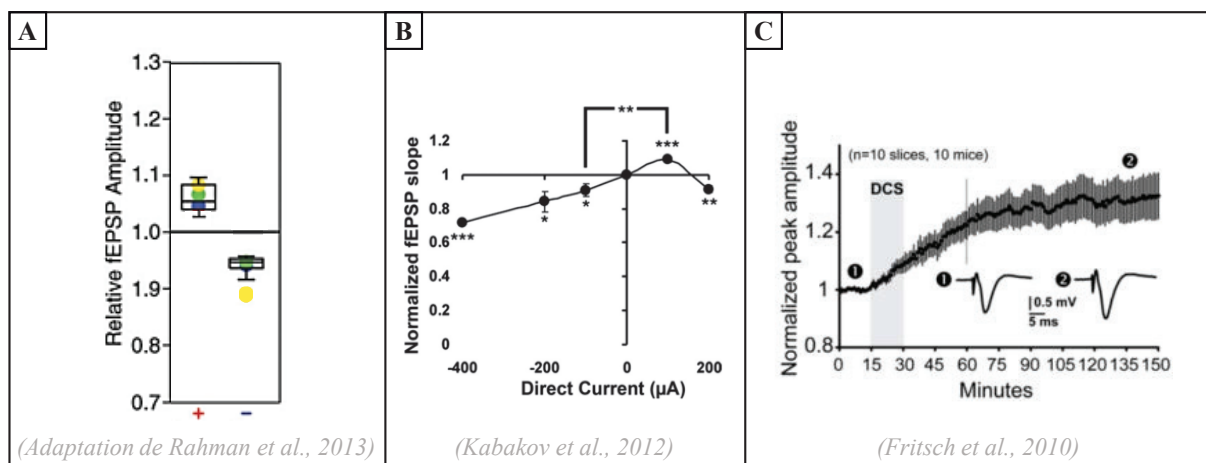


FIGURE 37 : EFFETS DE LA TDCS SUR L'EFFICACITÉ SYNAPTIQUE MESURÉS PAR LES POTENTIELS POSTSYNAPTiques EXCITATEURS. A - L'efficacité synaptique relevée dans le cortex moteur du rat est significativement facilitée par la stimulation anodale (+8 V m⁻¹,

graphique de gauche) et réduite par la stimulation cathodale (-8 V m^{-1} , graphique de droite) dans les trois voies afférentes suivantes : « posterior horizontal layer II/III, horizontal layer V » et « vertical layer II/III », respectivement illustrées par les cercles bleus, verts et jaunes. B - La stimulation anodale à -400 , -200 et $-100 \mu\text{A}$ inhibe l'efficacité synaptique mesurée dans l'hippocampe, tandis que la stimulation anodale à $100 \mu\text{A}$ l'augmente. Une stimulation anodale trop importante ($200 \mu\text{A}$) conduit toutefois ici à une inhibition de l'efficacité corticale. C - L'augmentation de l'efficacité synaptique commence dès le début de la stimulation synaptique et continue à augmenter pendant environ 1 h, avant d'atteindre un plateau.

D'un point de vue neurophysiologique, la modulation de l'excitabilité corticale à court terme (pendant la stimulation) et celle toujours observable dans l'heure qui suit la stimulation ne sont pas attribuées aux mêmes processus. Tandis que les effets immédiats seraient dus à l'altération du potentiel de repos de la membrane, ceux à long terme seraient provoqués par un changement d'activité des neuromodulateurs (Nitsche et al., 2005).

D) EFFETS À LONG TERME

1) Neurotransmission glutamatergique

Le récepteur N-méthyl-D-aspartate (NMDA) est le récepteur au glutamate, principal neuromodulateur excitateur du système nerveux central. L'injection d'agonistes ou d'antagonistes des récepteurs NMDA, visant à favoriser ou limiter l'activation de ces derniers, a permis de mettre en évidence l'importance du système glutamatergique dans les effets à long terme de la tDCS. Tandis qu'un agoniste prolongerait les effets de la stimulation, un antagoniste les diminuerait (**FIGURE 38** ; Nitsche et al., 2003b, 2004 ; Liebetanz et al., 2002). Par ailleurs, l'activité des récepteurs NMDA, fortement impliqués dans les processus de PLT (Bennett, 2000) et ainsi d'apprentissage (Collingridge, 1987), serait améliorée par la stimulation anodale (Nitsche et al., 2003b). Une modulation suffisamment importante de ces récepteurs, permettant

d'induire une potentialisation à long terme, ne serait toutefois possible que dans un environnement où l'inhibition neuronale est diminuée (Stagg & Nitsche, 2011).

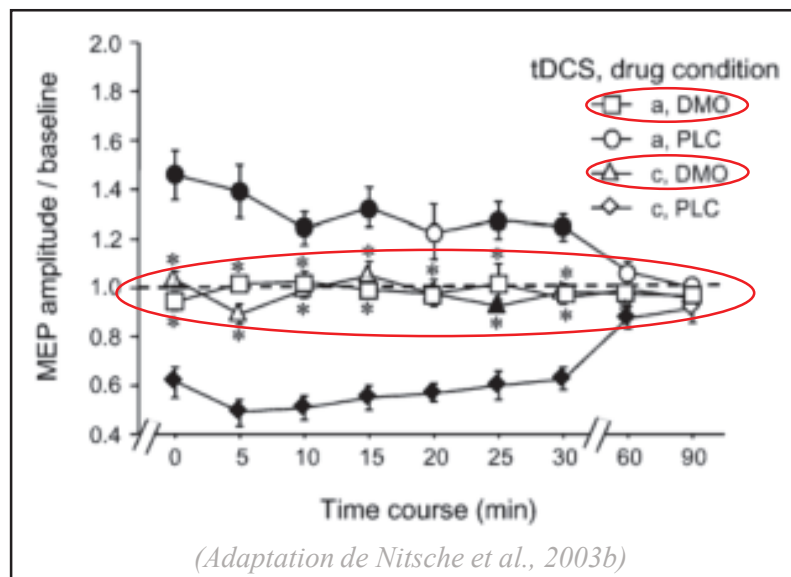


FIGURE 38 : EFFETS DU BLOCAGE DES RÉCEPTEURS AU NMDA SUR LES EFFETS À LONG TERME DE LA TDCS. *Le dextrométhorphane, antagoniste aux récepteurs NMDA, empêche les effets à long terme de la tDCS lors de stimulations anodale et athodale. DMO = dextrométhorphane ; PLC = placebo.*

2) Neurotransmission GABAergique

Une amélioration de l'excitabilité corticale n'est pas uniquement attribuable à une augmentation de l'activité glutamatergique, mais également à une diminution des processus inhibiteurs. Or, les effets à long terme de la tDCS sembleraient être également liés à la modulation des taux de GABA (Nitsche et al., 2004b), principal neuromodulateur inhibiteur du système nerveux central. Aussi, la stimulation anodale aurait pour conséquence une diminution des niveaux de GABA (Nitsche et al., 2005 ; Stagg et al., 2009). Fait intéressant, Stagg et al. (2011a) ont mis en évidence une corrélation entre cette la diminution de concentration de GABA provoquée par la tDCS et la performance enregistrée lors d'une tâche d'apprentissage moteur, démontrant ainsi l'importance de la modulation GABAergique provoquée par la

stimulation anodale dans les processus de plasticité synaptique inhérents à l'apprentissage moteur.

3) Facteur neurotrophique issu du cerveau (Brain-Derived Neurotrophic Factor, BDNF)

Au-delà de ses effets sur les neuromodulateurs, la tDCS impacterait également le BDNF, protéine clé dans la régulation de la plasticité synaptique (Lu et al., 2008 ; Yamada et al., 2002) et entraînant d'importants effets sur la plasticité activité-dépendante en raison de sa capacité à augmenter la PLT (Figurov et al., 1996). Sa libération étant en partie activité-dépendante, une stimulation externe, telle que celle permise par la tDCS, permettrait d'augmenter ses niveaux de sécrétion et donc de favoriser les processus neuronaux liés à l'apprentissage (Fritsch et al., 2010).

E) APPRENTISSAGE MOTEUR

Fortement engagé dans les processus d'apprentissage moteur (Classen et al., 1998 ; Karni et al., 1995 ; Pascual Leone et al., 1995), M₁ est une région d'intérêt pour la tDCS. Dans la mesure où les changements synaptiques liés à l'apprentissage moteur au sein de M₁ seraient dépendants des mécanismes de PLT (Stagg & Nitsche, 2011), la stimulation anodale appliquée à cette région cérébrale est d'une grande pertinence pour l'amélioration des fonctions motrices. Diverses études ont démontré qu'une seule session de tDCS couplée à l'entraînement permettait d'améliorer l'apprentissage moteur (Nitsche et al., 2003a ; Boggio et al., 2006 ; Cuypers et al., 2013 ; Kantak et al., 2012 ; voir Hashemirad et al., 2016, pour revue). Par ailleurs, l'impact positif de séances répétées de stimulation anodale sur l'apprentissage moteur relevé chez des personnes ayant souffert d'un AVC, et ce même en l'absence de PP concomitante (Boggio et al., 2007 ; Hummel et al., 2005), amplifie l'éventail du champ d'application de cette technique

en justifiant son intérêt après de personnes souffrant d'un handicap moteur, et pour lesquelles l'entraînement physique est difficilement accessible.

Nettement moins nombreuses que dans le contexte de l'apprentissage moteur, qui implique l'acquisition de nouveaux mouvements, certaines recherches ont été dédiées aux effets de la tDCS sur l'adaptation motrice, qui repose sur des synergies motrices déjà existantes et fait référence aux réponses qu'un individu est capable de fournir en situation de perturbation extérieure (Doyon & Benali, 2005). Ces quelques études s'accordent à trouver un intérêt à la stimulation de M₁, avec une amélioration de la performance chez des sujets sains (Kaski et al., 2012 ; Hunter et al., 2009) ou dont la motricité est altérée (Kaski et al., 2013, 2014). Si les résultats de Galea et al. (2011) ne révèlent aucun effet de la tDCS sur M₁ en ce qui concerne l'amélioration de la performance en tant que telle, ils soulignent toutefois son impact sur la rétention de la performance.

F) MODALITÉS D'APPLICATION

1) Durée et intensité

Alors que quelques secondes de tDCS suffisent pour augmenter ou diminuer l'excitabilité corticale pendant la stimulation (Nitsche et al., 2005, 2007), l'apparition d'effets persistant après la fin de celle-ci nécessitent quant à eux un dosage plus important. Aussi, l'amplitude des effets à long terme de la tDCS dépendent directement de la durée et de l'intensité de la stimulation (Nitsche & Paulus, 2000, 2001). Si un minimum de 0.6mA pendant 5min (**FIGURE 39A**) ou de 1mA pendant 3min (**FIGURE 39B**) sont nécessaires pour l'apparition d'effets sur la modulation de l'excitabilité corticale postérieurs à la stimulation, des volumes de stimulation plus importants avec des intensités et durées variant respectivement de 1mA à 2mA et de 10 à 30min - considérées comme état sans danger - sont toutefois les plus fréquemment utilisés (Brunoni et al., 2012 ; Hashemirad et al., 2016).

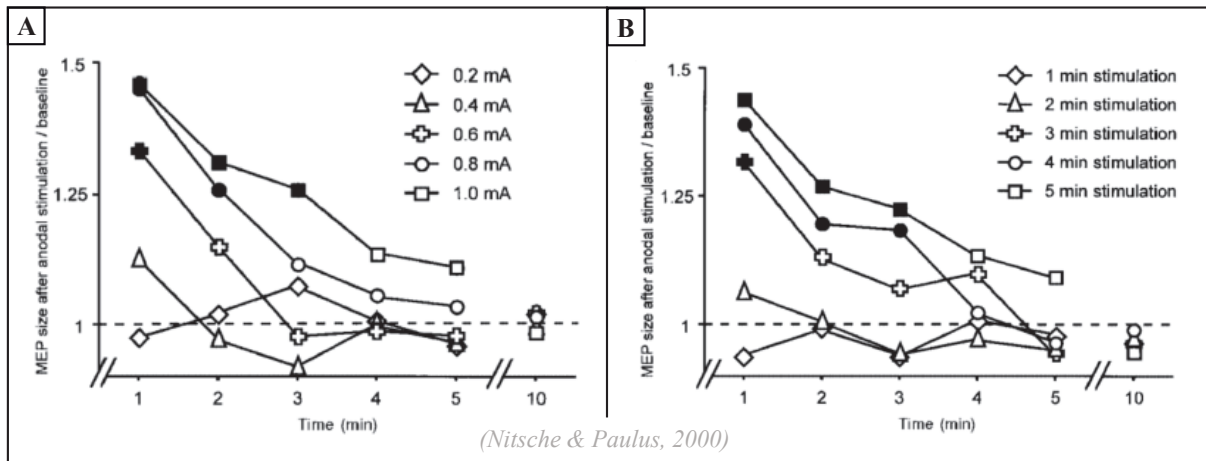


FIGURE 39 : VOLUME DE STIMULATION NÉCESSAIRE À L'APPARITION D'EFFETS À LONG TERME DE LA TDCS. Les symboles pleins indiquent une différence significative avec les résultats obtenus pour (A) l'intensité de stimulation la plus faible (0.2mA) et (B) la durée de stimulation la plus courte (1min). L'obtention d'effets à long terme ne peut être obtenue qu'à partir d'une stimulation d'une intensité de 0.6 mA (A) ou d'une durée de 3min (B).

2) Électrodes

(i) Configuration

Bien qu'il n'y ait pas de consigne arrêtée sur la taille des électrodes, les dimensions les plus utilisées varient entre 25 et 35cm² (Utz et al., 2010). Pour des stimulations allant de 1 à 2mA, la densité de courant est alors de 0.03 à 0.08mA/cm². Afin d'augmenter la précision spatiale, et ainsi de concentrer les effets sur la zone choisie, Nitsche et al. (2007) recommandent l'utilisation de plus petites électrodes de stimulation (de l'anode dans le cas d'une stimulation anodale).

(ii) Placement

Parmi les différents montages possibles pour la stimulation du système moteur (**FIGURE 40A, B ET C**), le placement retenu par Nitsche et Paulus (2000) est celui de l'électrode active sur M₁ unilatéral et de l'électrode de référence sur la région orbito-frontale controlatérale (**FIGURE 40 C ET D**). Bien que critiqué pour son manque de précision (Reis & Fritsch, 2011), ce montage

a été démontré comme ayant un fort impact sur l'apprentissage moteur (Nitsche et al., 2003a ; Reis et al., 2009 ; Stagg et al., 2011b ; Fritsch et al., 2010) et reste un standard dans les protocoles centrés sur la performance motrice (Hashemirad et al., 2016).

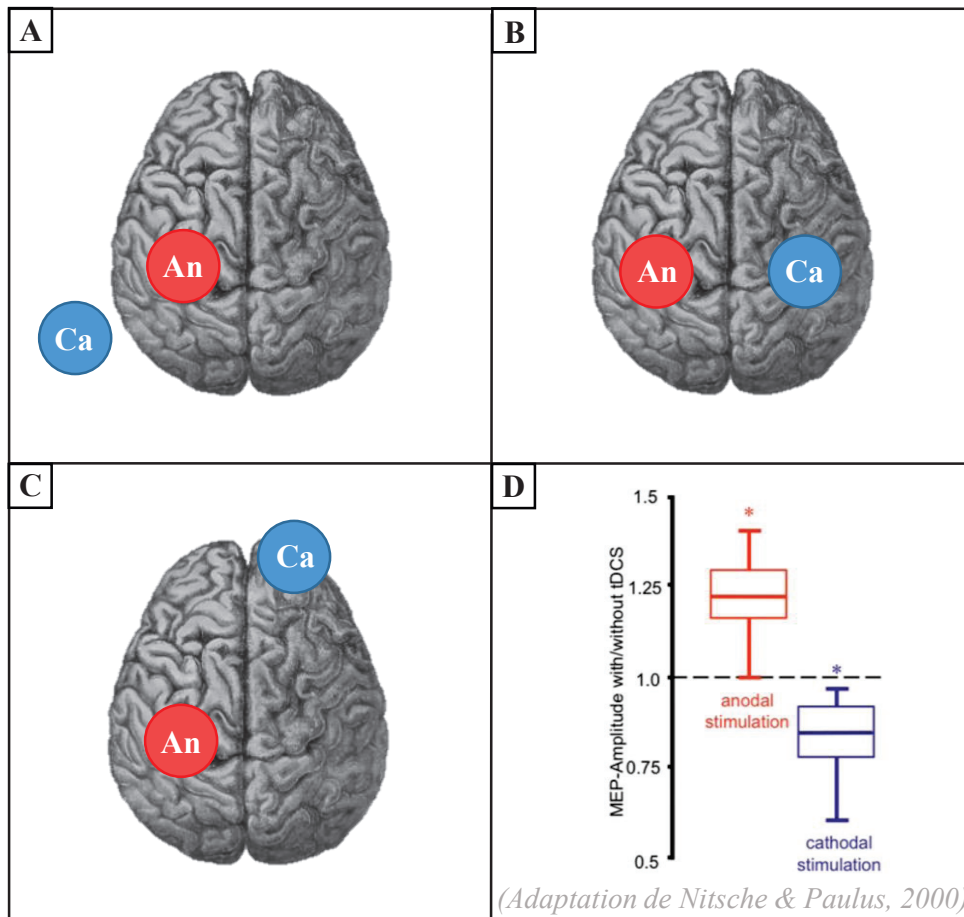


FIGURE 40 : PLACEMENT DES ÉLECTRODES DANS LE CADRE DE LA STIMULATION DE M₁. Les figures A, B et C illustrent la modulation de M₁ gauche. A – Électrode active située sur M₁ et placement extracéphalique de l'électrode de référence. B – Électrodes active et de référence respectivement situées sur M₁ gauche et M₁ droit. C – Électrode active placée sur M₁ gauche et électrode de référence sur la zone orbito-frontale controlatérale. D – Excitabilité corticale augmentée par la stimulation anodale et diminuée par la stimulation cathodale lorsque les électrodes sont situées tel qu'illustré en C. An = Anode ; Ca = Cathode.

CADRE EXPÉRIMENTAL

I. CAPACITÉS D'IMAGERIE MOTRICE ET AMPUTATION DU MEMBRE INFÉRIEUR

ÉTUDE N° 1 : Elodie Saruco, Aymeric Guillot, Arnaud Saimpont, Franck Di Rienzo, Anne Durand, Catherine Mercier, Francine Malouin & Philip Jackson. (2017). *“Motor imagery ability of lower-limb amputees: Exploring the course of functional rehabilitation effects”*. European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine. En révision.

Suite à l'amputation d'un membre, la capacité à se représenter des mouvements peut être altérée. Bien que l'absence du membre ne semble pas empêcher l'imagination de mouvements l'impliquant, elle pourrait la rendre plus difficile. Il a notamment été rapporté chez des personnes amputées d'un membre supérieur que, bien que la vivacité de l'IM soit similaire à celle observée auprès de contrôles sains (Raffin et al., 2012a), sa précision est quant à elle diminuée. En effet, la capacité à effectuer un jugement de latéralité des mains (Nico et al., 2004) ainsi que le maintien d'une congruence temporelle entre mouvements imaginés et exécutés (telle que mesurée lors de la tentative de mouvement) avec le côté amputé (Raffin et al., 2012a) sont affectés. À l'inverse, chez des personnes amputées d'un membre inférieur, tandis que la vivacité de l'IM serait moindre, la congruence temporelle semble conservée avec une augmentation parallèle des temps requis pour l'exécution et l'imagination des mouvements proximaux avec le membre affecté (toujours possible à effectuer ; Malouin et al., 2009). L'utilisation répétée de la prothèse lors de tâches locomotrices permettrait toutefois d'améliorer la vivacité de l'IM auprès de cette population (Malouin et al., 2009).

Compte-tenu de l'impact de la qualité des représentations mentales sur la possibilité de recruter les régions motrices de manière focale et intense (Guillot et al., 2008 ; Di Rienzo et al., 2016), s'assurer que cette capacité est préservée doit précéder tout travail de rééducation par IM. Les données concernant la qualité de l'IM des personnes amputées d'un membre inférieur sont rares, et, malheureusement, exclusivement centrées sur des personnes au stade chronique de la pathologie. **L'ÉTUDE N°1** a pour objectif d'évaluer les capacités d'IM à un stade plus aigu (juste après l'appareillage) et d'observer dans quelle mesure celles-ci peuvent être modifiées par la rééducation fonctionnelle.

Motor imagery ability of lower-limb amputees: Exploring the course of functional rehabilitation effects

Elodie SARUCO^{1*}, Aymeric GUILLOT^{1,2}, Arnaud SAIMPONT¹, Franck DI RIENZO¹, Anne DURAND^{3,4}, Catherine MERCIER^{3,4}, Francine MALOUIN^{3,4} & Philip JACKSON^{4,5}

¹ *Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (EA 7424, LIBM), F-69622 Villeurbanne, France*

² *Institut Universitaire de France, Paris, France.*

³ *Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec, Canada*

⁴ *Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration, Quebec, Canada.*

⁵ *Department of Psychology, Laval University, Quebec, Canada*

* Correspondence:

Elodie SARUCO EA 7424, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité,
Bâtiment Raphaël Dubois, RDC, Université Claude Bernard Lyon 1, Campus de la Doua, 27-
29 Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

e-mail: elodie.saruco@univ-lyon1.fr / Phone: +33 472 43 28 37

ABSTRACT

BACKGROUND: Amputation of a lower-limb results in a severe decrease of functional mobility that deeply alters independent living. Motor imagery (MI) refers to the mental representation of an action without engaging its actual execution. The repetitive use of MI has been shown to contribute to promote motor recovery and phantom-limb pain alleviation.

Aim: Given the importance of invoking accurate images to benefit from MI practice, and considering the link between motor capacities and MI, the present study investigated the effect of a functional rehabilitation program on MI ability in lower-limb amputees. **DESIGN:** Observational, longitudinal and double-blind study. **POPULATION:** Ten below- or above-knee amputees following a functional rehabilitation program as outpatients. **METHODS:** MI ability of the patients was measured at three different time point along the course of physical therapy. **RESULTS:** The data revealed *i)* a positive effect of the rehabilitation program on MI accuracy of locomotor tasks, and *ii)* greater MI vividness and accuracy for single-joint movements that patients were still able to physically perform. **CONCLUSION:** These findings suggest that MI abilities and actual motor performance are mirrored in a congruent fashion. **CLINICAL REHABILITATION IMPACT:** Therapists should consider this critical aspect when including MI practice in functional rehabilitation programs among lower-limb amputees.

KEY-WORDS: Lower-limb amputation - Motor imagery - Locomotor rehabilitation - Mental chronometry - Motor imagery vividness.

INTRODUCTION

People suffering from lower-limb amputation experience important morphological changes that impair functional mobility. Such decrease of capacity for accomplishing everyday tasks independently seriously alters quality of life¹. In order to restore some functional capacities and further promote motor recovery for everyday life, patients can be fitted with a functional prosthesis. Lower-limb amputation, however, not only entails the relearning of walking with a prosthesis, as phantom limb pain (sensory perceptions of “*stabbing, throbbing, burning, or cramping*”²) may also directly affect their quality of life and alter mobility³. The loss of sensory inputs (deafferentation) and motor deprivation (deafferentation⁴) induces brain reorganization (remapping of the sensorimotor cortex) occurring predominantly at the cortical level⁵, also called maladaptive plasticity. In the latter case, the representation of unaffected muscles in the body part adjacent to that of the missing limb expands over the deafferented cortical area dedicated to the amputated segment in somatosensory⁶ and motor⁷ cortices. Such maladaptive plasticity may contribute to the occurrence of phantom limb pain^{7,8}, perceived by 50 to 80% of patients⁹. There is now compelling evidence that the repetitive use of motor imagery (MI, the mental representation of an action without engaging its actual execution) is a therapeutically relevant technique to promote motor recovery after both neurologic and peripheral disorders¹⁰⁻¹², and to manage pain¹³. Its efficacy may be explained by the neurofunctional equivalence, as revealed by the substantial overlap of the neural networks during MI and actual execution, and the comparable patterns of connectivity between brain motor system regions¹⁴⁻¹⁶. In a seminal study, MacIver et al.⁸ investigated the cortical shift from the face area to the hand/arm area in upper limb amputees subjected to a 6 weeks MI training program of movements with the missing hand. They observed a promising reversal effect of MI practice on maladaptive-plasticity. While the lip purse execution activated concurrently the cortical representation of the hand before the MI intervention, only the area responsible for

mouth motor control was recruited after MI practice, along with a reduction of pain sensation. These results confirm the impact of MI training on activity-dependent plasticity in upper-limb amputees and its efficacy to manage phantom limb pain, and suggest that a similar approach could be used for pain management after lower-limb amputations.

Yet, other challenges await the relearning of walking after amputation. For instance, complications related to the healing of the stump (skin rash, infection) can arise, resulting in stump pain, and making standing and walking activities more difficult. Likewise, other conditions such as diabetes, osteoarthritis, cardio-respiratory problems (especially in older persons) can also hinder locomotor rehabilitation by limiting the amount of physical practice. Although the effects of MI training on locomotor outcomes after lower-limb amputation have not been explored yet, implementing MI practice into classical rehabilitation programs would likely promote the relearning of walking and improve dynamic balance by increasing the amount of practice through mental rehearsals, as documented in persons with stroke and Parkinson's Disease^{11,17,18}.

Prior to MI training, one must ensure that MI ability is preserved after limb amputation. Given that persons with high MI abilities recruit a more focused and intense pattern of activity in brain motor regions^{19,20} it is important to determine the level of MI ability. Screening whether motor disorders may alter such ability to form accurate mental representation of a movement is therefore critical. In order to measure this individual capacity to form mental images of motor actions, researchers developed psychometric, behavioral and psychophysiological assessments²¹. In the clinical field, MI vividness (the clarity of the images and intensity of the sensations perceived during MI) and temporal congruence (the comparison of the times required to mentally and actually perform the same movement) were found to be particularly reliable and relevant assessment tools to measure MI accuracy^{22,23}.

To date, studies suggest that limb amputation does not prevent the imagination of action, but that MI vividness is modified. While Raffin et al.²⁴ reported similar global MI vividness (not limb-specific) to that of healthy control subjects, Nico et al.²⁵ found that after upper-limb amputation, the accuracy during a left/right hand judgment task was decreased, suggesting that MI is possible but more difficult. Likewise, MI vividness after lower-limb amputation was significantly decreased for foot movements of the missing limb, further indicating that the vividness of the imagined actions was selectively affected after the loss of a limb²³. In addition, MI vividness of movement with the amputated limb increased along with the walking time with the prosthesis²³, hence supporting the impact of functional prosthesis on body schema restoration observed in upper-limb amputees²⁵. The latter findings also indicate that MI ability is a dynamic process that can evolve over time during motor recovery, and that one can expect MI ability to improve with motor recovery.

Lastly, when comparing the time to mentally and actually perform a finger-to-thumb opposition task (temporal congruence) in chronic upper-limb amputees, Raffin et al.²⁴ pointed out that, on the intact side, the imagery duration was longer than the actual execution time (overestimation), but the duration was the same for both imagination and execution (as reported when attempting to perform the task with the phantom hand) on the amputated side, suggesting that temporal congruence was maintained. Likewise, the temporal congruence was maintained in chronic lower-limb amputees²³, with a comparable increase of actual execution and MI durations during proximal movements, which were still possible to actually execute with the affected side.

Overall, the above findings in chronic limb amputees indicate that while temporal congruence appears intact, the vividness of MI is likely modulated by sensorimotor inputs²³. The dynamic property of MI ability has also been pointed out in acute^{26,27} and chronic patients with stroke²⁸. At both stages post-stroke, MI ability (vividness) improved during the course of

regular rehabilitation program (without specific MI training). However, when comparing groups of patients with and without MI training, MI ability improved together with gait performance, particularly in patients who receive MI training²⁸. These results in stroke population suggest that MI ability is expected to improve to a certain extent spontaneously (without specific MI training) during physical rehabilitation along gains in motor performance. In addition, they indicate that MI training yields larger gains in both MI ability and locomotor performance.

So far, the transversal studies on MI ability following amputation principally focused on upper-limb amputation, at a chronic stage. Despite a greater prevalence of lower-limb over upper-limb amputations²⁹, little is known about MI ability of lower-limb amputees, and more specifically during the sub-acute stage (i.e., just after prosthesis fitting). Experimental data investigating the direct impact of the functional rehabilitation process on MI ability is also lacking in amputees. Considering the functional equivalence between MI and motor performance, we investigated the impact of functional rehabilitation on MI capacities in prosthesis fitted lower-limb amputees. Practically, this exploratory longitudinal study aimed at documenting MI abilities in lower-limb amputees before and after a locomotor training program within a rehabilitation context. MI vividness assessment focused on lower-limbs, whereas temporal congruence of two locomotor tasks (walking, Timed up and Go test) and a single-joint movement (hip abduction) were examined in a group of lower-limb amputees. Based on studies in other populations with motor deficits^{26,28}, it was expected that MI ability would improve together with functional gains (walking, stairs and mobility tasks) along the course of functional rehabilitation. Another aim was to confirm the feasibility of the study design and the choice of outcome measures, in preparation of a future randomized controlled study (RCT) that would investigate the relevance of including MI training in the course of rehabilitation in order to maximize functional recovery, prosthesis integration, and phantom limb pain alleviation.

METHODS

Participants and Design

This study included 10 persons (mean age 59 ± 14 years) with a lower limb amputation (transtibial or transfemoral, Table 1), recruited from the Amputation program at the Institut de Réadaptation en Déficience Physique de Québec (IRDPQ), in Quebec City, Canada. One patient (n°2) left the study before the end of the evaluations, and was therefore excluded from statistical analyses. In the course of the rehabilitation program, patients benefited from stump care, as well as physical (i.e., muscular strengthening of upper and lower limbs, locomotor and proprioceptive exercises) and occupational therapy (i.e., transfers, and activities of daily living), 5 times/week until they reached satisfactory functional capacities (mean duration = 74 ± 37 days).

Patients were screened by a research therapist to determine whether they met the following inclusion criteria: (1) men or women between the age of 18 and 80 years, with (2) unilateral lower limb amputation from traumatic or vascular origin, and (3) prosthesis fitted. They were excluded if they had (1) already been trained with a prosthesis for that amputation, (2) other associated evolving conditions such as cancer, Parkinson's disease, other neurologic condition (e.g., stroke, traumatic brain injury, dementia), or other conditions interfering with a locomotor training program (e.g., intermittent claudication), (3) a score lower than 24/30 on the Mini Mental State Examination³⁰ (MMSE), and (4) an inability to perform MI as assessed with the time-dependent motor imagery (TDMI) screening test (the number of imagined stepping movements over increasing time periods of 15 s, 25 s and 45 s presented randomly were expected to increase with longer time periods²²). Individuals volunteering to participate in the study signed an informed written consent approved by the Ethics Committee (#2012-287) of the IRDPQ.

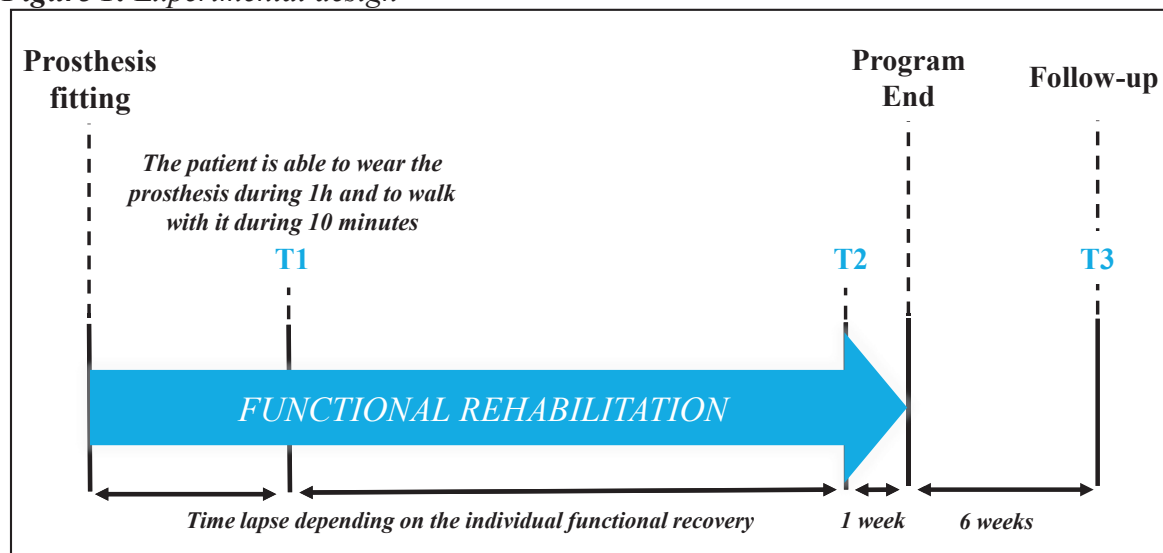
Participants took part in three testing sessions (Figure 1): after they were fitted with the prosthesis, able to wear it continuously during 1 hour and walk during 10 minutes (T1), one week before the end of the rehabilitation program (T2), and at follow-up scheduled 6 weeks after they had left the rehabilitation center (T3).

Table 1: Characteristics of the participants

Patient	Age (years)	Time since amputation (months)	Gender	Dominant leg amputated	Etiology	Amputation level	Training amount between T1 and T2 (days)
1	40	4	Male	NO	Traumatic	TT	49
3	73	10	Male	YES	Vascular	TT	78
4	67	5	Female	YES	Traumatic	TF	59
5	48	4.5	Male	NO	Traumatic	TF	48
6	57	5	Male	YES	Traumatic	TT	161
7	53	5.5	Female	NO	Traumatic	TT	75
8	44	8	Female	NO	Tumoral	TT	88
9	78	4	Male	NO	Infectious	TT	84
10	78	4	Male	NO	Vascular	TT	32
<i>M = 59 ± 14</i>		<i>M = 5.5 ± 2</i>		<i>M = 74 ± 37</i>			

M = Mean; TT = transtibial; TF = transfemoral

Figure 1: Experimental design



T = Testing

Experimental Procedures

At T1, participants were administered a short questionnaire about personal information (age, sex, medication, etc.) and tested for limb dominance with an adapted version³¹ of a questionnaire designed to measure foot preference³². At all testing sessions (T1, T2 and T3), MI vividness was assessed through a MI questionnaire, temporal congruence was evaluated using three chronometric tests, and functional motor capacity rehabilitation was measured by three locomotor-related tests (see below). All evaluations were carried out by the same research therapist, familiar with the administration of these tests in disabled populations. In order to reduce potential fatigue, testing was conducted over two sessions, except at T3 (follow-up: one session) when one chronometric (Timed Up and Go, TUG) and the Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) tests were omitted due to time constraints (Table 2).

Table 2: Evaluation of locomotor skills, pain and MI ability

	Evaluations	T1	T2	T3
Locomotor skills	-Walking	×	×	×
	-TUG	×	×	×
	-Stairs	×	×	×
Pain	Rating (VRS)	×	×	×
	<i>1) Vividness</i>			
	-KVIQ	×	×	Ø
	<i>2) Temporal congruence</i>			
MI ability	-Walking	×	×	×
	-TUG	×	×	Ø
	-Hip abduction	×	×	×

TUG = Timed Up and Go; KVIQ = Kinesthetic and Visual Imagery

Questionnaire; VRS = Verbal Rating Scale

1) Psychometric test: motor imagery vividness assessment

An adapted version of the KVIQ-10³³ was used to assess MI vividness. Two proximal movements that could be performed physically irrespective of the amputation level (hip abduction and hip flexion), and two distal movements (foot external rotation and foot tapping) that could not be performed physically after trans-femoral and trans-tibial amputations, were

tested. The KVIQ uses a 5-point scale to rate the clarity of the images (visual scale) and the intensity of the sensations (kinesthetic scale); a score of 5 corresponds to the highest level of imagery and a score of 1 to the lowest. Participants were asked to imagine from the first-person perspective, and the visual modality was tested first. The examiner read the instructions and recorded the score.

Testing procedures of the KVIQ included 4 consecutive stages for a given movement, where participants were asked to: (1) adopt the starting position demonstrated by the examiner, (2) physically perform the movement once after demonstration by the examiner (for impossible movements involving the amputated limb, patients used the unaffected limb), (3) re-adopt the starting position and mentally simulate the same movement, and (4) rate the clarity of the images or the intensity of the sensations of the imagined movement using the 5-point analog scale.

2) Chronometric tests: Temporal congruence assessment

The temporal congruence between imagination and execution times of three motor tasks was examined with chronometric tests. The motor tasks included: a series of hip abductions (single joint movement²³), a simple 7 m walking task, and the TUG (a more complex mobility task³⁴). Participants performed two trials of each motor task (10 s rest between each trial), with the MI condition (with eyes closed) presented first to minimize the influence of the actual movement duration. For each condition, if time difference between the first and the second trial was more than 10%, a third trial was carried out. During the walking task and the TUG, patients were allowed to use an accessory for their safety³⁵.

The unilateral hip abduction task, carried out from a seating position, consisted in series of 5 hip abduction movements. Patients were asked to imagine or actually touch with their foot a 40x25x2 cm board placed laterally at a distance of 5cm. The examiner first demonstrated the movement with the leg corresponding to the intact side of the patient. The series of 5 hip

abductions were carried out on both sides (on the intact side first). Whatever the condition, a go signal was given by the examiner and the participant verbally signaled the end of the hip abduction series.

The walking task was performed while standing in front of a 7 m walkway delineated with both start and finish lines. Following a demonstration by the examiner, patients were required to imagine and then actually walk towards the finish line. A go signal was given by the examiner and the participant verbally indicated when reaching the line.

The TUG task implied, after demonstration, to either mentally or actually rise from a chair, walk 3 m, turn around, walk back to the chair, and sit down. A go signal was given by the examiner and the participant verbally indicated the end of the task.

To control for MI compliance, patients rated the vividness of the images and the intensity of the sensations experienced during MI after each imagined trial of each task by using the same 5-point analog scale as that of the KVIQ.

3) Functional tests: Locomotor recovery assessment

To document changes over time of the locomotor function throughout the rehabilitation training period, three functional tests were administered following their respective standardized procedures. The 10 m walking test³⁶: the time to walk at a comfortable pace over a distance of 10 m was recorded. The length of the walkway was such that it included a 2 m distance at the beginning and the end of the 10 m marks, to account for the acceleration and deceleration periods³⁷. The TUG test³⁴: the time to rise from a chair, walk 3 m, turn around, come back to the chair, turn around and sit was recorded. The stair climbing test³⁸: the duration required to climb up and down 4 standard steps was recorded. If needed, patients could use an accessory for their safety³⁵.

An electronic digital stopwatch (Extech Instruments, model 365515, USA) with a temporal resolution of 1/100th s was used to record actual and MI times. Participants never

received any feedback on their performance times to avoid any knowledge that might have influenced the duration of subsequent trials.

Pain assessment

To assess the effect of functional recovery over pain, the intensity of phantom limb and stump pain experienced over the last 24 hours was evaluated using a verbal analog scale rated from 0 (no pain at all) to 100 (the greatest pain intensity) during each evaluation (T1, T2, and T3).

Data Reduction and Data Analysis

We used R³⁹ and the R package labelled *lme4*⁴⁰ to run a linear mixed effect analysis of the effect of the rehabilitation intervention on the dependent variables quantifying: (1) motor performance (10 m walking, TUG and 4 stairs climbing times), (2) pain intensity scores, and (3) MI ability (chronometric, KVIQ and self-reported vividness data).

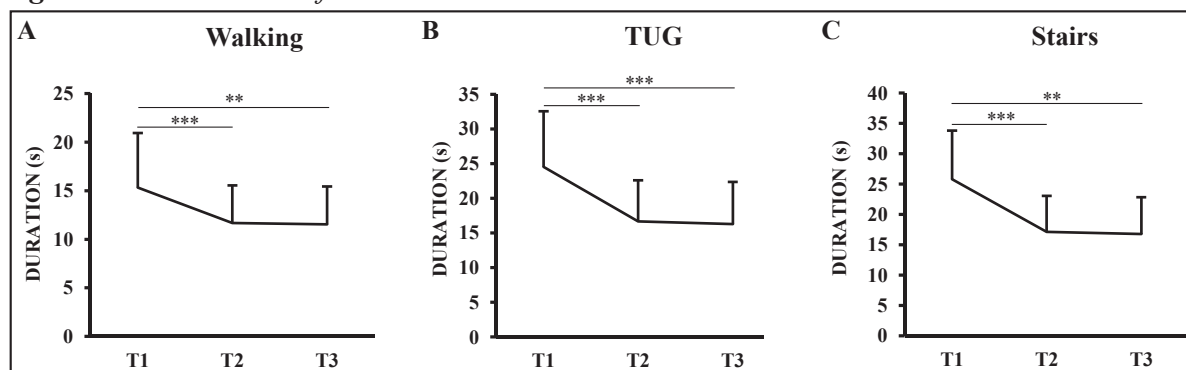
A series of random-coefficient regression models with random intercepts was built for each participant. For motor performance data (time required to perform each functional task), we used TESTING (T1, T2 and T3) as a fixed effect. For chronometric data, the ratios between MI and actual execution (AE) durations (MI/AE duration) quantified the temporal congruence between MI and execution; they were calculated for each subject by dividing the mean MI duration by the mean execution duration. For the walking and TUG tasks, this dependent variable was investigated using TESTING as fixed effect. For the hip abduction task, we used TESTING, SIDE (intact, amputated) and LIMB SEGMENT (proximal, distal) as fixed effects (with interaction term). For MI vividness data, we calculated KVIQ subscores for the proximal movements (mean of the hip flexion and hip abduction scores) and distal movements (mean of the foot rotation and foot tapping scores). These subscores were analyzed with TESTING, SIDE and LIMB SEGMENT as fixed effects (with interaction term). For each model, *p*-values were determined using likelihood ratio tests of the full model compared to the model without the

effect tested⁴¹. For post-hoc comparisons, we iterated the mixed linear model after having removed classes of the factor investigated to allow dual comparisons. We used Holm's corrections for multiple comparisons to control the false discovery rate⁴².

RESULTS

Effects of the rehabilitation program on the locomotor function

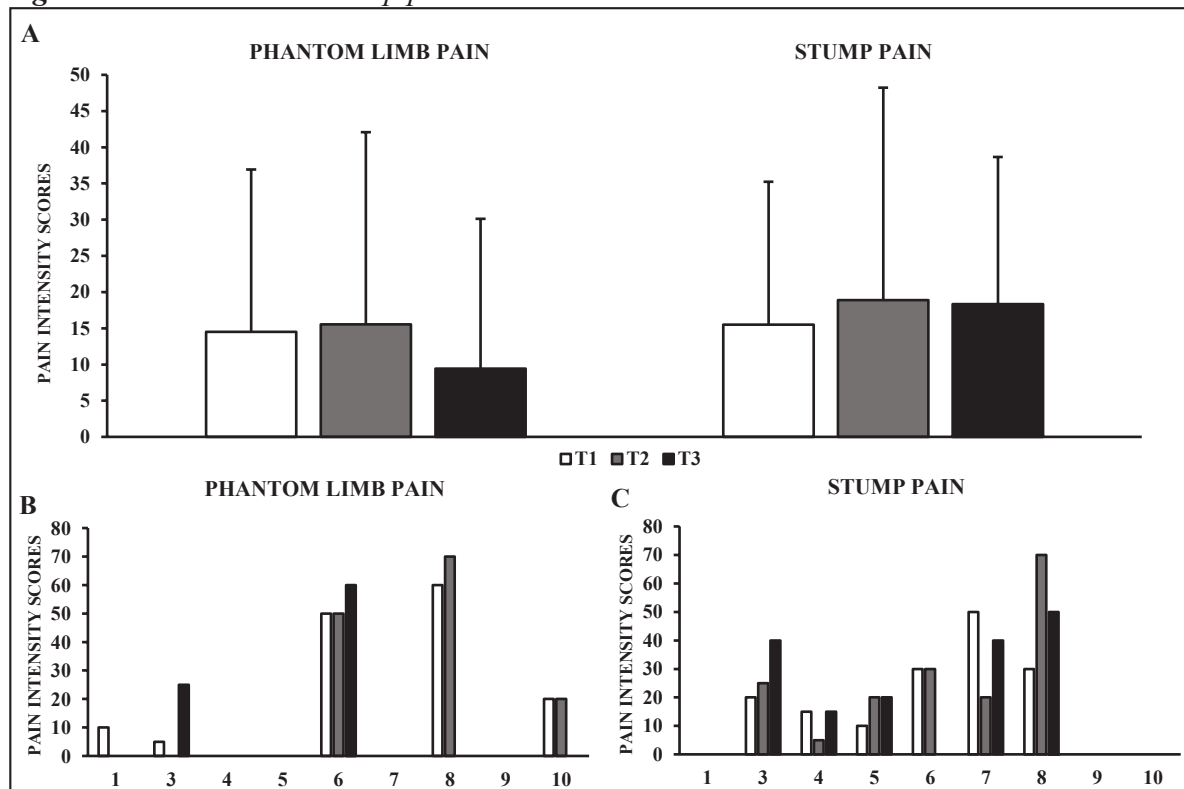
Figure 2 illustrates mean (+1SD) task duration for the 3 locomotor tasks at T1, T2 and T3. Results showed that the time needed to walk, complete the TUG, and climb up and down 4 stairs decreased markedly from T1 to T2 (walking: -24%, TUG: -32% and stairs: -34%), before reaching a plateau from T2 to T3 (Figure 2), indicating that the improvement of the locomotor performance observed after training was maintained at follow-up. Results from the statistical analysis revealed that these decreases in task duration over time were significant (effect of TESTING for the walking task ($\chi^2(2) = 15.90$, $p < 0.001$), the TUG ($\chi^2(2) = 23.68$, $p < 0.001$) and the stairs ($\chi^2(2) = 16.68$, $p = 0.001$). Post-hoc tests indicated that the main improvement was between T1 and T2 (walking: $p = 0.001$, TUG: $p < 0.001$, and stairs: $p < 0.001$), and between T1 and T3 (walking: $p < 0.01$, TUG: $p < 0.001$, and stairs: $p < 0.01$). No significant difference in task duration was found between T2 and T3 for walking ($p = 0.40$), TUG ($p = 0.06$), and stairs ($p = 0.30$) conditions.

Figure 2: Task duration for the three locomotor tasks

Mean (+1 SD) durations required to perform the three locomotor tasks. Significant decrease of the duration between T1 and T2, and T1 and T3 were recorded for A- the walking, B- the TUG, and C- the stairs tasks. SD = Standard Deviation; T = Testing; TUG = Timed Up and Go test

Effects of the rehabilitation program on pain

Figure 3 illustrates in A) mean (+1SD) phantom and stump pain scores over time and in B) and C) individual scores. There was no significant effect of TESTING for both phantom limb pain ($\chi^2(2) = 0.32$, $p = 0.84$) and stump pain ($\chi^2(2) = 1.15$, $p = 0.56$). Note however, that pain levels were generally low and varied markedly across participants (Figures 3B and C). In those reporting some pain, the levels increased only slightly (except patient 8) after training suggesting that the use of the prosthesis had little effect on pain.

Figure 3 : Phantom and stump pain levels


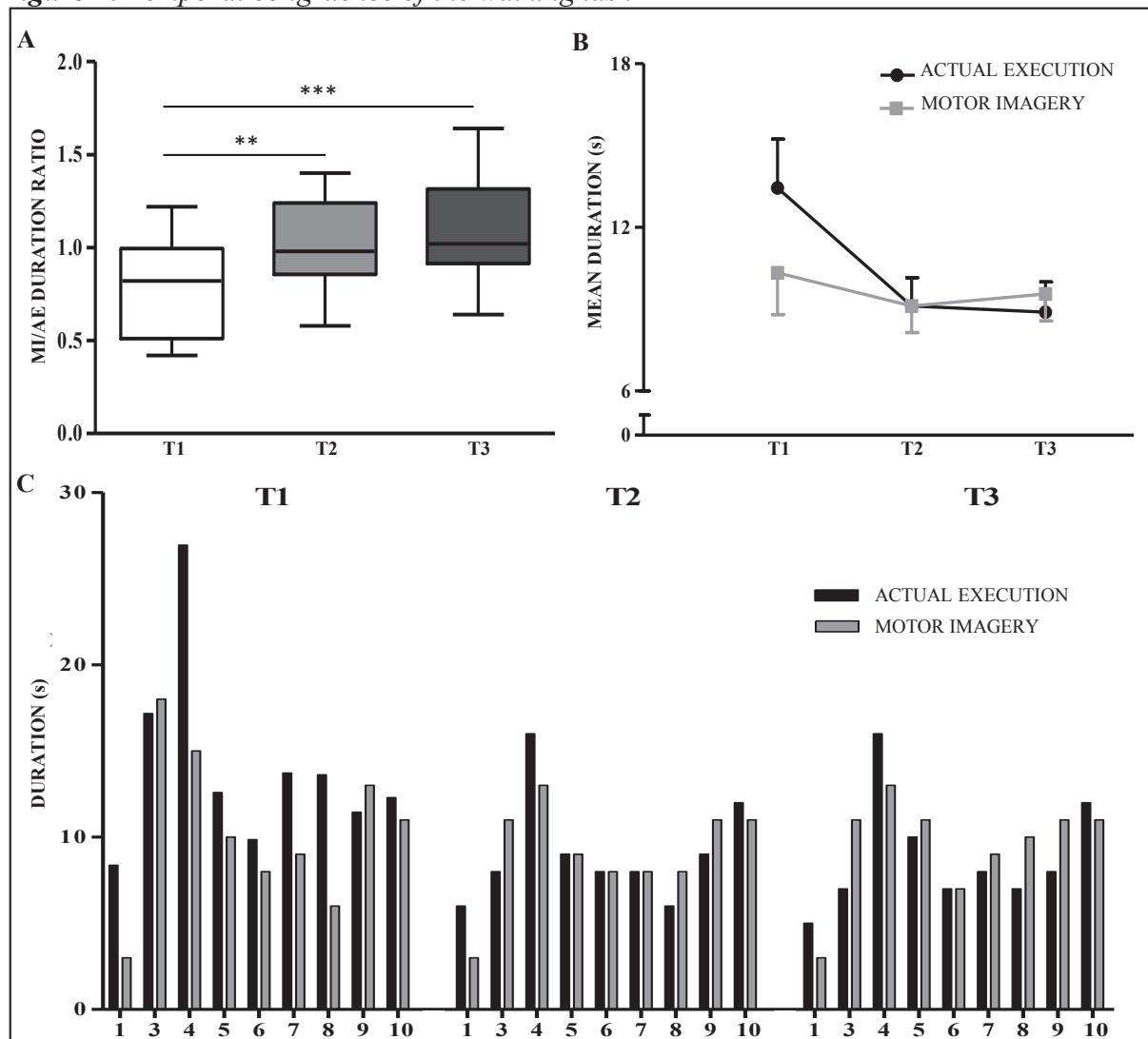
A- Mean (+1 SD) phantom limb pain and stump pain. B/C- Individual data; Most patients reported relatively low pain intensities with little, if any, variation between T1 and T2, and varying changes between T2 and T3. Also, some patients did not experience any pain during the course of the rehabilitation process (no phantom limb pain for patients 4, 5, 7, 9, and no stump pain for patients 1, 9, 10). SD = Standard Deviation; T = Testing

Effects of the rehabilitation program on MI ability

Temporal congruence. Before training, the MI/AE ratios for walking and the TUG were lower than 1, indicating an underestimation of movement time duration during MI. After training the temporal congruence improved as shown by the MI/AE duration ratios that increased to approach the 1 MI/AE ratio value for the walking task ($\chi^2(2) = 16.18$, $p < 0.001$, Figure 4A) and the TUG ($\chi^2(1) = 5.86$, $p = 0.01$, Figure 5A). For the walking task, also reassessed at follow-up, post-hoc tests showed a significant increase of MI/AE ratios between T1 and T2 ($p < 0.01$), and T1 and T3 ($p < 0.001$), but not between T2 and T3 ($p = 0.30$), indicating again that significant changes taking place after training were maintained at follow-

up (Figure 4A). As shown in Figures 4B and 5B for both locomotor tasks (walking and TUG), the increase in the MI/AE duration ratios (between T1-T2) corresponded with a marked decrease in the duration of actual execution, while the duration of imagined movement changed very little indicating a relatively steady mental representation of the task duration over time. Individual data, illustrated in Figures 4C and 5C, showed that at T1 shorter imagination times (underestimation pattern) were common for the locomotor tasks (walking: 7/9; TUG : 9/9) but that these differences between imagination and execution times decreased at T2 and T3 (see figure text for details).

Figure 4: Temporal congruence of the walking task

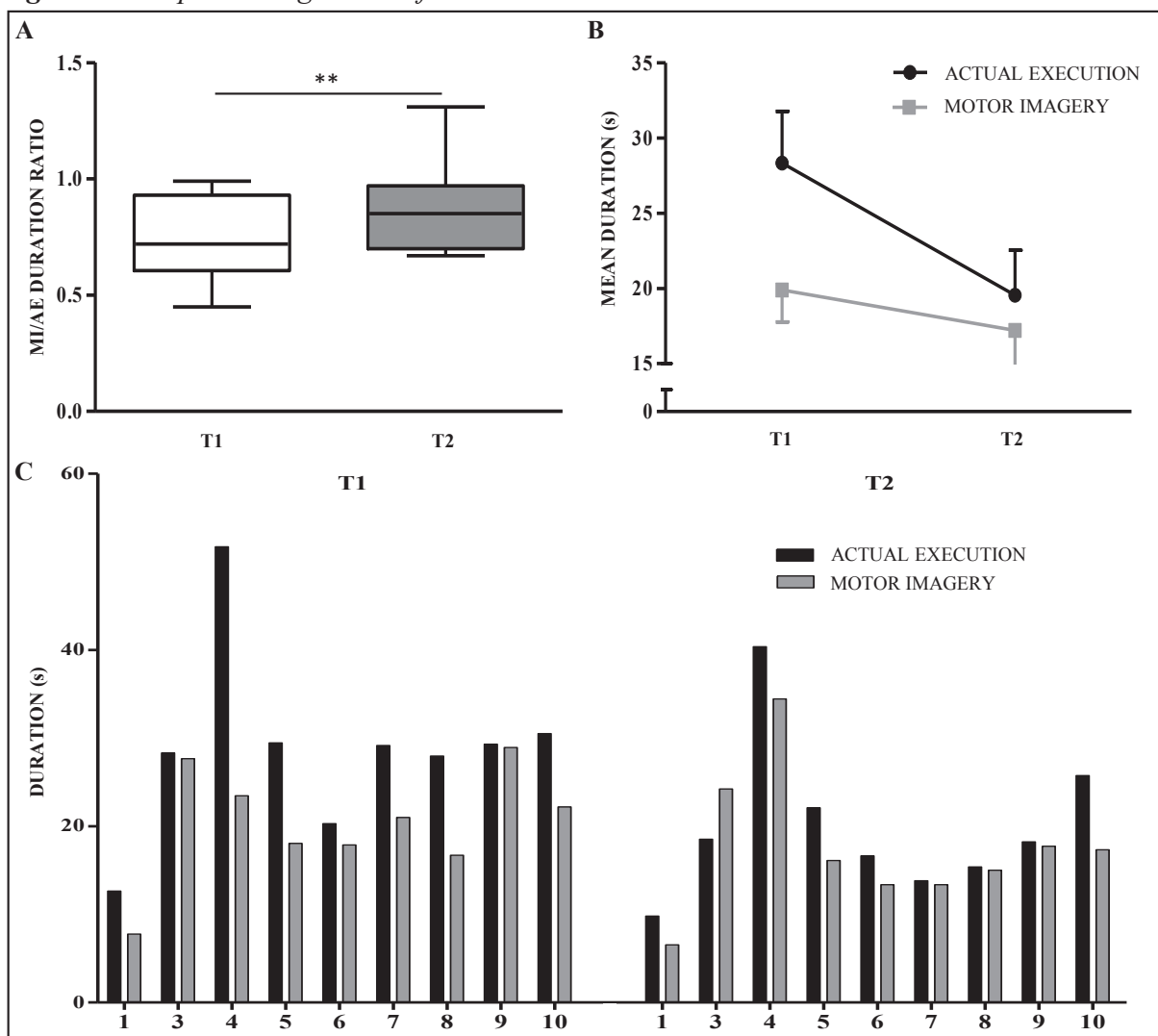


A- MI/AE duration ratios (horizontal line = median; whiskers = minimum and maximum values). B-C- Mean (+1 SE) AE and MI durations for the healthy intact and amputated limbs.

D-E- Individual durations for the intact and amputated limbs respectively. While most patients (except #5 and #10) overestimated actual durations during MI at T1 for both sides, the differences between imagination and execution times were smaller at T2 only for the intact limb, which was associated with improvement of the temporal congruence. Note that data from patient #3 are missing as the analysis for this task was carried out in 8/9 patients.

AE = Actual Execution; AMP = Amputated; INT = Intact; MI = Motor Imagery; SE = Standard Error; T = Testing

Figure 5: Temporal congruence of the TUG test

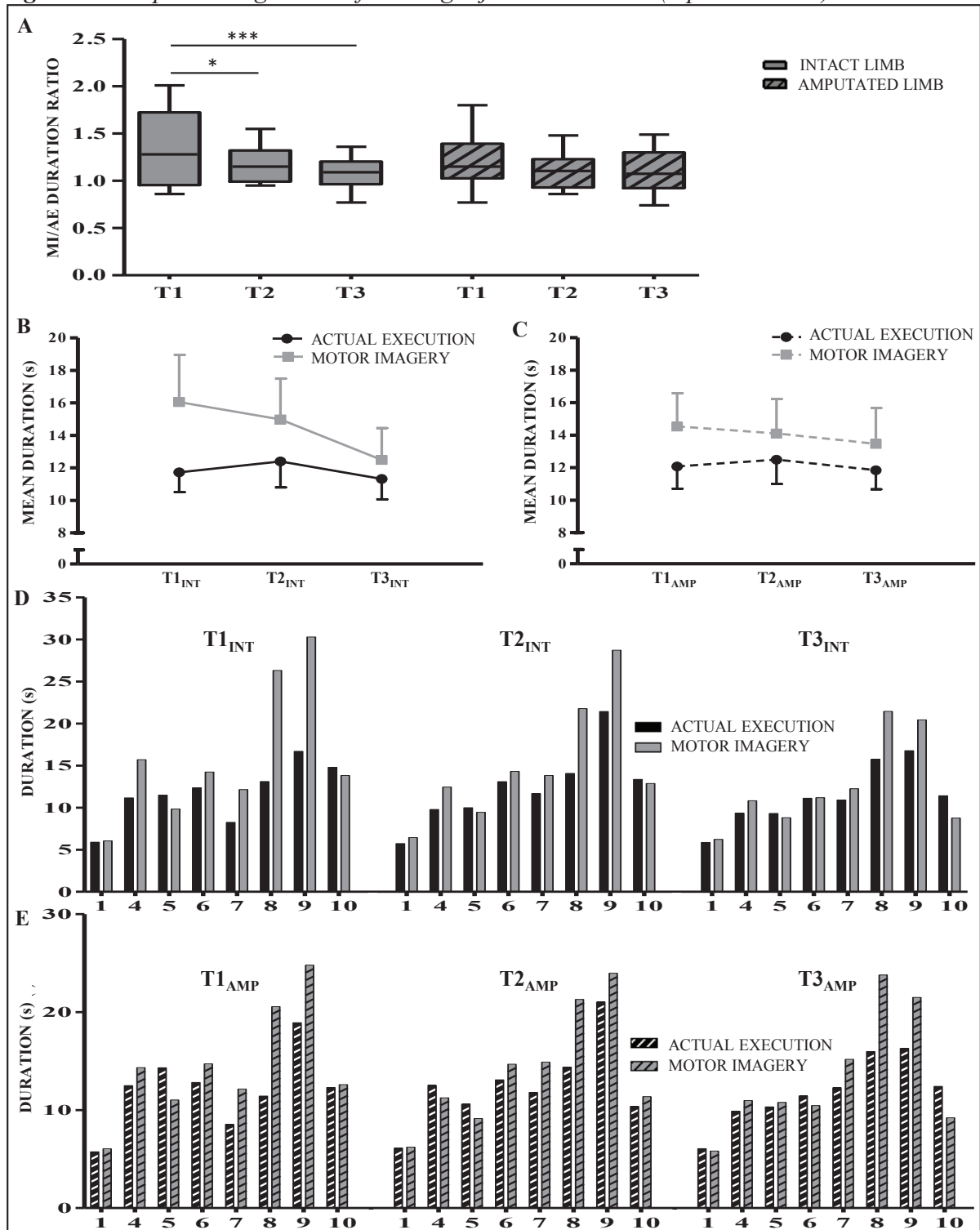


A- MI/AE duration ratios (horizontal line = median; whiskers = minimum and maximum values). B- Mean (+1 SE) AE and MI durations. C- Individual durations. Note that at T1, all patients showed an underestimation pattern (shorter imagination than execution times). After training (T2), the difference between imagination and execution times was less in most which

corresponded to improved temporal congruence. AE = Actual Execution; MI = Motor Imagery; SE = Standard Error; T = Testing; TUG = Timed Up and Go test

For the single-joint movements, the MI/AE ratios on both sides, before training, were higher than 1, indicating an overestimation of movement duration during MI, in contrast to the underestimation found for the locomotor tasks (Figure 6A). After training, the temporal congruence improved as shown by the decrease of MI/AE duration ratios closer to the 1 ratio value on both sides ($\chi^2(2) = 5.65$, $p = 0.05$, Figure 6A). Post-hoc test, however, disclosed significant decreases of the MI/AE ratios only on the intact side between T1 and T2 ($p = 0.05$) and T1 and T3 ($p < 0.001$), but not between T2 and T3 ($p = 0.08$) as the, MI/AE ratios on the amputated side changed less compared to the intact side (T1/T2: $p = 0.20$, T2/T3: $p = 0.80$, T1/T3: $p = 0.30$, Figure 6A). Note that the improved temporal congruence was associated to a decrease in the imagination duration (Figure 6B), while actual execution times varied little over time. A closer look at individual data at T1 (Figures 6C and 6D) indicates that the great majority of patients overestimated the time to imagine hip abduction on both sides. Patients #5 and #10, who underestimated movement duration, also adopted the same MI pattern on both sides. These observations imply that for each individual, the mental representation of a unilateral motor task is consistent for both sides.

Figure 6: Temporal congruence of the single-joint movements (hip abductions)

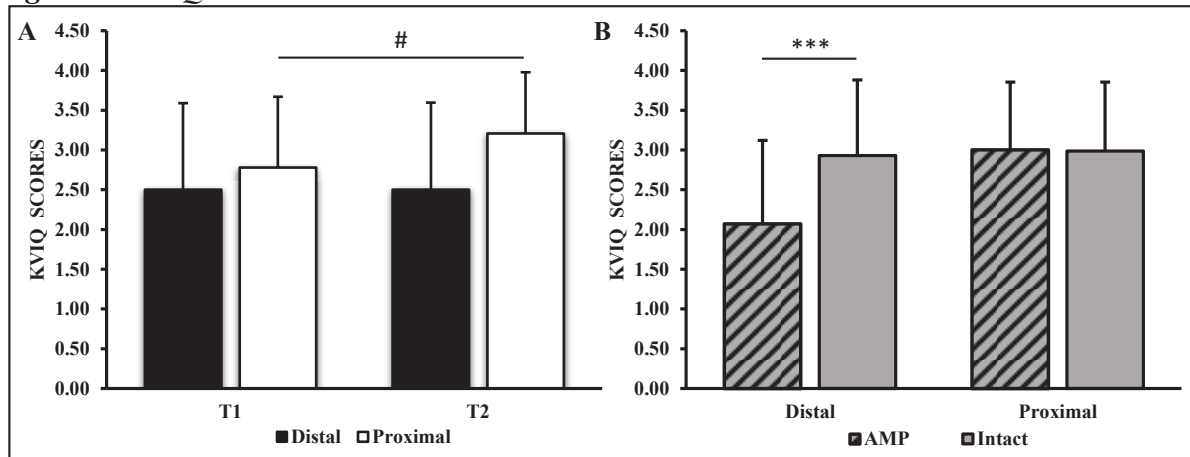


A- MI/AE duration ratios (horizontal line = median; whiskers = minimum and maximum values). B-C- Mean (+1 SE) AE and MI durations for the healthy intact and amputated limbs.

D-E- Individual durations for the intact and amputated limbs respectively. While most patients (except #5 and #10) overestimated actual durations during MI at T1 for both sides, the differences between imagination and execution times were smaller at T2 only for the intact limb, which was associated with improvement of the temporal congruence. Note that data

from patient #3 are missing as the analysis for this task was carried out in 8/9 patients. AE = Actual Execution; AMP = Amputated; INT = Intact; MI = Motor Imagery; SE = Standard Error; T = Testing

KVIQ-10. Mean (+1 SD) total KVIQ scores including both sides were 2.63 (1.08) at T1, and 2.85 (1.09) at T2. Respective visual and kinesthetic scores were 2.76 and 2.51 at T1, and 2.90 and 2.80 at T2. MI vividness improved but only for proximal movements (Figure 7A: left graph). The TESTING \times LIMB SEGMENT interaction tended to be significant ($\chi^2(3) = 4.92$, $p = 0.08$) and post-hoc tests showed a significant difference between T1 and T2 for proximal movements ($p < 0.001$), but not for distal movements ($p = 0.50$), indicating a trend for MI vividness to improve only for movements that could be executed physically. When comparing the KVIQ scores of distal and proximal movements (including both T1 and T2), the SIDE \times LIMB SEGMENT interaction however reached a high level of significance ($\chi^2(3) = 17.89$, $p < 0.001$, Figure 7B); post-hoc tests showed significantly greater KVIQ scores for the intact limb compared to the amputated limb for distal ($p < 0.001$), but not proximal movements ($p = 0.30$), implying that only movement that could not be performed physically had a lower vividness level compared to the intact limb. No TESTING \times LIMB SIDE interaction or significant difference between visual and kinesthetic scores were found, indicating similar level of MI ability in visual and kinesthetic modalities.

Figure 7: KVIQ scores

A- Mean (+1 SD) MI vividness of both intact and amputated sides tended to improve only for distal movements from T1 to T2. B- Mean (+1 SD) KVIQ scores recorded at T1 and T2 revealed a between-side difference of vividness only for distal movements. AMP = Amputated; MI = Motor Imagery; SD = Standard Deviation; T = Testing; # = approached the statistical threshold

Self-reported vividness. Mean MI vividness ratings recorded during the walking task were 2.61 at T1, 2.50 at T2, and 2.78 at T3, for the TUG test 2.67 at T1, and 2.78 at T2, and for the hip abduction task 2.35 at T1, 2.50 at T2, and 3.05 at T3 for the intact side, and 2.60 at T1, 2.30 at T2, and 2.70 at T3 for the amputated side. These results suggest that a good level of MI vividness was maintained throughout the study; these scores further reveal that participants were compliant to MI instructions.

DISCUSSION

This is the first longitudinal study investigating MI ability in a group of persons with lower-limb amputation before and after a locomotor training program. The main findings were (1) that MI ability (temporal congruence and vividness) improved together with the locomotor functions after the rehabilitation program, such gains being maintained at follow-up, (2) predominant MI patterns were specific to the type of tasks (locomotor versus single-joint

movement), and (3) improved MI vividness was specific to movements that could still be performed physically (proximal).

As expected, after a rehabilitation program aimed at improving the locomotor function, large gains (i.e., $\approx 30\%$) were found in motor performance during walking, TUG and stairs activities. It is interesting to note that chronometric evaluations yielded a quite comparable profile of MI ability changes along with the gains in motor performance. A first chronometric finding was that there was a predominant MI pattern (either underestimation or overestimation of movement duration) specific to the type of tasks (locomotor vs. single-joint movement). During both locomotor tasks (walking and TUG), patients underestimated movements times, whereas during single-joint movement (hip abduction), duration was overestimated. Nonetheless, after locomotor training, the MI/AE ratio respectively increased (locomotor tasks) or decreased (hip abduction), thus denoting a better temporal congruence for both types of tasks. More specifically, data showed that temporal congruence for locomotor tasks mainly resulted from a decrease in actual task duration (participants walked faster after training).

The underestimation shown by patients for the walking tasks at T1 is not surprising as they had little walking experience with their prosthesis. Therefore, when asked to imagine walking (imagination condition being tested before actual walking), patients may have based their estimation on their walking speed prior to amputation. After training, as they had time to adapt to their actual walking speed, they showed better estimation of task duration, as revealed by higher MI/AE time ratio. This trend towards a similar duration between MI and AE after training is in line with previous findings for cyclical movements such as walking or rowing in healthy populations⁴³⁻⁴⁶. Practically, comparing these data with those of a matched control group might be necessary to see whether the MI pattern and the level of temporal congruence attained at the chronic stage are within “normal values”. In support to this idea, the findings of Raffin et al.²⁴ described that the temporal coupling patterns observed in healthy controls were

adequately reproduced by amputees for hand movements with the intact upper-limb, but not with the phantom limb. In fact, in certain conditions, even in healthy individuals, temporal congruence may not systematically be observed since several factors such as level of skill, motor experience⁴⁶, or instructions⁴⁷, can influence the level of temporal congruence, hence resulting in higher or lower MI/AE duration ratio.

In addition to locomotor tasks, the present paradigm involved motor recovery measures of single-joint movements (hip abduction). The MI pattern (overestimation) was predominant on both sides but the amount of overestimation was larger on the intact side at T1. Data revealed a progressive improvement of the temporal congruence between actual and imagined hip abductions on the intact side. In spite of a greater temporal congruence, data revealed that for most patients MI durations were slightly longer than AE ones at T2. While MI durations decreased from T1 to T2, the actual duration of hip abduction on both sides did not change much with training (no decrease). A possible reason could be that there was no specific training of this movement, and hip abduction is rarely performed in sitting (unfamiliar task). It is interesting to note that the patients who overestimated the duration of hip abduction (6 out of 8) adopted the same MI pattern on both sides; likewise, the two other patients underestimating movement duration showed the same pattern on both sides. These results underline the individual consistency in the mental representation for a unilateral motor task.

One finding that seemed, at first glance, counterintuitive, was that actual hip abduction was not faster on the intact side. A possible reason may be a higher biomechanical demand on the opposite limb (prosthesis side) during faster hip abduction. Indeed, the faster the hip abduction, the more force must be generated by the prosthetic limb (for stabilization purpose). Thus, the movement duration had to be adjusted accordingly given the early stage and the very little experience with the prosthesis. Such adjustment may have rendered the mental representation of this novel movement more difficult, and contributed to longer MI duration⁴⁶.

To our knowledge, no longitudinal study has documented the changes in temporal congruence during different motor tasks in lower-limb-amputees, but we can find some similarities in studies investigating each type of tasks separately. For instance, in a well-documented study in patients early post-stroke²⁷, temporal congruence for finger movement sequences has also been found to evolve in parallel with motor recovery. More specifically, the difference between imagination (overestimation pattern) and execution times decreased up to 8 weeks after stroke. The present results, for a single-joint movement, also bear some similarities with the temporal congruence described for finger movement sequences after upper-limb amputation with longer imagination than execution times on the intact side²⁴. Similar findings have been reported for stepping movement (from a sitting position) in persons with chronic stroke⁴⁸. In both studies, these patterns coincided with a bilateral slowing of MI.

The second dimension of MI ability assessed before and after locomotor training was MI vividness through a valid questionnaire (KVIQ-10³³). The present results indicate that MI vividness for movements in the distal segment of the amputated side (that cannot be executed physically) was significantly decreased compared to the intact side. By contrast, KVIQ scores for both proximal movements involving the amputated side (i.e., movements that amputees could perform physically) and proximal/distal movements of the intact side were comparable. These findings are in line with previous results in chronic lower-limb amputees²³ displaying significantly lower KVIQ scores for the distal movements on the amputated side compared to the intact side, and suggest MI vividness to be selectively affected. Interestingly, after locomotor training, MI vividness slightly increased for movements that could be executed physically (proximal), but not for distal movements (which could be performed only with the intact limb). The latter results further suggest the role of sensorimotor inputs on the vividness of mental representation of movements⁴⁹, and that MI remains more difficult for movements of the missing segment²⁵. While at a chronic stage MI vividness scores for proximal segment have

been found to be higher compared to distal movements of the amputated limb²³, this difference was not significant in the present study. This may be due to a smaller sample, but it is also possible that such difference appear later, e.g., at a more chronic stage if vividness continues to improve for proximal movements. Current findings are thus in line with the idea that MI vividness is selectively affected and that the level of MI vividness is expected to improve with the amount of experience with a functional prosthesis^{23,25}. As already highlighted by Malouin et al.²³, we finally observed an absence of difference between visual and kinesthetic KVIQ scores. Although visual scores are usually higher than kinesthetic ones in healthy persons, amputees reported comparable self-estimations scores, which may be explained by the sensorimotor reorganization following amputation²³.

Although this exploratory longitudinal study presents a unique approach to the study of MI ability during locomotor rehabilitation early after lower limb amputation, given the small sample, results cannot be generalized to a larger population. Corroborating literature findings on the progressive integration of prostheses with a functionality (contrary to purely esthetic prosthesis) to the body schema^{25,50} would require a larger and varied sample of patients. Also, a control group of healthy participants should ideally be included in future experimental designs to provide a reference and apprehend in greater details the changes observed in the present sample of patients. As another main limitation is that the present study included patients amputated for less than one year, which did not allow to test the correlation between the onset of walking with the prosthesis and MI vividness during movements involving the amputated side, as shown by Malouin et al.²³ in a different sample of amputees. Despite such limitations, the present study clearly established the feasibility of carrying out repeated psychometric and clinical assessments throughout the rehabilitation program. The results also validated the testing protocols and the selection of the outcome measures to carry out a randomized controlled study

(RCT) wherein the effects of MI training on both locomotor recovery and MI ability will be assessed.

To conclude, our data provided indirect evidence, on the basis of psychometric and chronometric evaluations of MI ability, of the preservation of a dynamic functional equivalence relationship between MI and the corresponding motor performance after amputation. Data first confirmed that MI chronometric patterns changed over time with motor recovery, suggesting that selective task-specific strategies may be adopted to reach temporal equivalence. In addition, data indicated consistency between sides in the patterns of response for unilateral tasks. MI vividness, which was selectively affected at a sub-acute stage, was also found to evolve in a congruent fashion with actual motor capacities, and could be expected to improve with further use of the prosthesis. While the present findings are consistent with previous reports of changes in MI accuracy, future experimental studies are required to understand in greater details the different strategies and processes underlying the temporal congruence and vividness, and their changes following lower-limb amputation. Experimental studies should also investigate the effects of MI practice on functional rehabilitation recovery.

FOOTNOTE

¹ The protocol involved a stair walking assessment of locomotor performance. Results were similar to those recorded for TUG and walking, but were not included in the manuscript since we did not implement measures of MI ability for this specific task.

ACKNOWLEDGMENTS

This research was supported by a grant from the “Programme de soutien à la recherche (PSR)- Soutien à des initiatives internationales de recherche et d'innovation (SIIRI)” from the Ministry of Economy, Science, and Innovation of the Quebec provincial government. PLJ and

CM received Chercheur-Boursier Senior salary awards from the Fonds de la recherche du Quebec – Santé (FRQ-S).

REFERENCES

1. Weiss GN, Gorton T, Read RC, Neal LA. Outcomes of lower extremity amputations. *J Am Geriat Soc.* 1990;38(8):877–883.
2. Flor H. Phantom-limb pain: characteristics, causes, and treatment. *Lancet Neurol.* 2002;1(3):182–189.
3. van der Schans CP, Geertzen JH, Schoppen T, Dijkstra PU. Phantom pain and health-related quality of life in lower limb amputees. *J Pain Symptom Manage.* 2002;24(4):429-436.
4. Di Pino G, Guglielmelli E, Rossini PM. Neuroplasticity in amputees: main implications on bidirectional interfacing of cybernetic hand prostheses. *Prog Neurobiol.* 2009;88(2):114–126.
5. Chen R, Corwell B, Yaseen Z, Hallett M, Cohen LG. Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *J Neurosci.* 1998;18(9):3443–3450.
6. Mackert BM, Sappok T, Grüsser S, Flor H, Curio G. The eloquence of silent cortex: analysis of afferent input to deafferented cortex in arm amputees. *Neuroreport.* 2003;14(3):409–412.
7. Lotze M, Flor H, Grodd W, Larbig W, Birbaumer N. Phantom movements and pain An fMRI study in upper limb amputees. *Brain.* 2001;124(11):2268–2277.
8. MacIver K, Lloyd DM, Kelly S, Roberts N, Nurmikko T. Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain.* 2008;131(8):2181–2191.

9. Kooijman CM, Dijkstra PU, Geertzen JH, Elzinga A, van der Schans CP. Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemiological study. *Pain*. 2000;87(1):33–41.
10. Malouin F, Jackson PL, Richards CL. Towards the integration of mental practice in rehabilitation programs. A critical review. *Front Hum Neurosci*. 2013;7.
11. Malouin F, Richards CL. Mental Practice for Relearning Motor Skills. *Phys Ther*. 2010;90:240-251
12. Di Rienzo F, Collet C, Hoyek N, Guillot A. Impact of neurologic deficits on motor imagery: a systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychol Rev*. 2014;24(2):116–147.
13. Saimpont A, Malouin F, Jackson P. Imagerie motrice et douleurs neuropathiques. [Motor imagery and neuropathic pain]. *Movement & Sport Sciences*. 2013;82:83-91.
14. Lotze M, Halsband U. Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris*. 2006;99(4):386–395.
15. Munzert J, Lorey B, Zentgraf K. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Res Rev*. 2009;60(2):306–326.
16. Gao Q, Duan X, Chen H. Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality. *Neuroimage*. 2011;54(2):1280–1288.
17. Hwang S, Jeon HS, Yi C, Kwon O, Cho S, You S. Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clini Rehabil*. 2010;24(6):514–522.
18. Tamir R, Dickstein R, Huberman M. Integration of motor imagery and physical practice in group treatment applied to subjects with Parkinson's disease. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21(1):68–75.

19. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage*. 2008 ;41(4):1471–1483.
20. Di Rienzo F, Debarnot U, Daligault S, Saruco E, Delpuech C, Doyon J, Collet C, Guillot A. Online and offline performance gains following motor imagery: A comprehensive review of behavioral and neuroimaging studies. *Front Hum Neurosci*. 2016;10:1-15.
21. Collet C, Guillot A, Lebon F, MacIntyre T, Moran A. Measuring Motor Imagery Using Psychometric, Behavioral, and Psychophysiological Tools. *Exerc Sport Sci Rev*. 2011;39(2):85-92.
22. Malouin F, Richards CL, Durand A, Doyon J. Reliability of mental chronometry for assessing motor imagery ability after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(2):311–319.
23. Malouin F, Richards CL, Durand A, Descent M, Poiré D, Frémont P, Doyon J. Effects of practice, visual loss, limb amputation, and disuse on motor imagery vividness. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009;23(5):449-463.
24. Raffin E, Giroux P, Reilly KT. The moving phantom: motor execution or motor imagery? *Cortex*. 2012;48(6):746–757.
25. Nico D, Daprati E, Rigal F, Parsons L, Sirigu A. Left and right hand recognition in upper limb amputees. *Brain*. 2004;127(1):120–132.
26. de Vries S, Tepper M, Otten B, Mulder T. Recovery of motor imagery ability in stroke patients. *Rehabil Res and Pract*. 2011;283840.
27. Sabaté M, González B, Rodríguez M. Adapting movement planning to motor impairments: the motor-scanning system. *Neuropsychologia*. 2007;45(2):378–386.

28. Oostra KM, Oomen A, Vanderstraeten G, Vingerhoets G. Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: a randomized controlled trial. *J Rehabil Med.* 2015;47(3):204–209.
29. National Amputee Statistical Database (NASDAB). Crown Copyright, Edinburgh (2005).
30. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. “Mini-mental state”: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiat Res.* 1975; 12(3):189–198.
31. Lafleur MF, Jackson PL, Malouin F, Richards CL, Evans AC, Doyon J. Motor Learning Produces Parallel Dynamic Functional Changes during the Execution and Imagination of Sequential Foot Movements. *Neuroimage.* 2002 ;16(1):142–157.
32. Chapman JP, Chapman LJ, Allen JJ. The measurement of foot preference. *Neuropsychologia.* 1987;25(3):579–584.
33. Malouin F, Richards CL, Jackson PL, Lafleur MF, Durand A, Doyon J. The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *J Neurol Phys Ther.* 2007;31(1):20–29.
34. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, de Vries J, Göeken LN, Eisma WH. The Timed “up and go” test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med and Rehabil.* 1999;80(7):825–828.
35. Perron M, Malouin F, Moffet H. Assessing advanced locomotor recovery after total hip arthroplasty with the timed stair test. *Clin Rehabil.* 2003;17(7):780–786.
36. Watson M. Refining the Ten-metre Walking Test for Use with Neurologically Impaired People. *Physiotherapy.* 2002;88(7):386-397.
37. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med and Rehabil.* 2001;82(9):1204–1212.

38. Bennell K, Dobson F, Hinman R. Measures of Physical Performance Assessments. *Arthritis Care Res.* 2011;66(11):350-370.
39. R-Core-Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. 2014. ISBN 3-900051-07-0.
40. Bates D, Maechler M, Bolker B, Walker S. lme4: Linear mixed-effects models using Eigen and S4. R Package Version. 2014;1(7).
41. Winter B. Linear models and linear mixed effects models in R with linguistic applications. *arXiv Preprint arXiv.* 2013;1308.5499.
42. Holm, S. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scand J Stat.* 1979;65–70.
43. Skoura X, Papaxanthis C, Vinter A, Pozzo T. Mentally represented motor actions in normal aging: I. Age effects on the temporal features of overt and covert execution of actions. *Behav Brain Res.* 2005;165(2):229–239.
44. Bakker M, De Lange FP, Stevens JA, Toni, I, Bloem, BR. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Exp Brain Res.* 2007;179(3):497–504.
45. Schott N, Munzert J. Temporal accuracy of motor imagery in older women. *Int J Sport Psychol.* 2007;38(3):304-320.
46. Guillot A, Collet C. Duration of mentally simulated movement: a review. *J Mot Behav.* 2005;37(1):10–20.
47. Saimpont A, Malouin F, Tousignant B, Jackson PL. The influence of body configuration on motor imagery of walking in younger and older adults. *Neuroscience.* 2012;222:49–57.
48. Malouin F, Richards CL, Doyon J, Desrosiers J, Belleville S. Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2004;18(2):66–75.

49. Toussaint L, Robin N, Blandin Y. On the content of sensorimotor representations after actual and motor imagery practice. *Motor Control*. 2010;14(2):159-175.
50. Mayer A, Kudar K, Bretz K, Tihanyi J. Body schema and body awareness of amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2008;32(3):363–382.

II) IMAGERIE MOTRICE ET RÉÉDUCATION DE LA LOCOMOTION

A) CHEZ LE PATIENT AMPUTÉ DU MEMBRE INFÉRIEUR

ÉTUDE N° 2 : Elodie Saruco, Arnaud Saimpont, Benjamin De Witte, Franck Di Rienzo, Isabelle Laroyenne, Francine Malouin, Philip Jackson, Isabelle Perretant, Christian Collet & Aymeric Guillot. « *Imagerie Motrice et Rééducation Locomotrice de Patients Amputés du Membre Inférieur* ». Expérimentation en cours.

Pouvoir retrouver une marche autonome suite à l'amputation d'un membre inférieur est une étape indispensable à la réinsertion professionnelle, à l'indépendance et au bon niveau de qualité de vie des patients (Admirat, 2013). L'objectif de ce travail expérimental, actuellement en cours, est de mesurer les potentiels effets bénéfiques d'un entraînement par IM sur le recouvrement de la locomotion de personnes amputées du membre inférieur.

RÉSUMÉ

Recouvrer la locomotion suite à l'amputation d'un membre inférieur constitue un facteur essentiel au rétablissement de niveaux d'autonomie et de qualité de vie satisfaisants. L'imagerie motrice (IM) est une technique d'entraînement mental connue pour ses effets bénéfiques sur la rééducation fonctionnelle de personnes victimes d'atteintes du système nerveux. Sa portée thérapeutique auprès de personnes amputées du membre inférieur reste toutefois méconnue à ce jour. Afin de déterminer les effets de l'IM sur les capacités locomotrices de cette population, le niveau de motricité de patients participant à un programme de rééducation a été mesuré à différents moments du processus de prise en charge. Les expérimentations étant actuellement en cours, nous disposons des données de 10 patients formant partie du groupe contrôle et de 3 patients du groupe expérimental. Les résultats préliminaires montrent une amélioration des capacités fonctionnelles pour les patients des deux groupes. Celle-ci est toutefois plus marquée pour ceux du groupe expérimental, et ce, dès le début de la marche prothétique. Dans l'hypothèse où les résultats à venir iraient dans ce même sens, il pourrait être conclu que la pratique de l'IM favorise le recouvrement de la locomotion de personnes amputées du membre inférieur et qu'une utilisation précoce après l'amputation est à favoriser.

Mots clés : amputation du membre inférieur, imagerie motrice, locomotion, rééducation.

INTRODUCTION

L'imagerie motrice (IM), ou représentation mentale d'un mouvement, présente la particularité d'une équivalence neurofonctionnelle avec la pratique physique. Celle-ci se caractérise par des configurations d'activations cérébrales communes (Jeannerod, 1995 ; Decety, 1996 ; Lotze & Halsband 2006 ; Munzert et al., 2009 ; Guillot et al., 2014). Ainsi, les processus de plasticité activité-dépendante (capacité des réseaux neuronaux à se restructurer suite à une stimulation du système nerveux) sous-jacents à l'apprentissage moteur et permis par la pratique physique (Dayan & Cohen, 2011), seraient également induits par l'IM (Pascual-Leone et al., 1995 ; Jackson et al., 2003 ; Di Rienzo et al., 2014a). La notion d'équivalence neurofonctionnelle entre IM et pratique physique, principalement étudiée lors de tâches manuelles (Simos et al., 2017 ; Macuga & Frey, 2012 ; Hanakawa et al., 2003 ; Nair et al., 2003 ; Gerardin et al., 2000), a également été observée au cours d'une tâche complexe telle que la locomotion (voir Hamacher et al., 2015 pour revue).

Être en mesure de pouvoir se déplacer de manière autonome est un facteur déterminant à un niveau de qualité de vie satisfaisant (Schoppen, 2002 ; van der Schans et al., 2002). Ainsi, en cas d'atteinte motrice des membres inférieurs, recouvrer la locomotion constitue un enjeu majeur (Donker & Beek, 2002). L'amputation d'un membre inférieur, considéré comme un véritable problème de Santé Publique (Direction de la Recherche, des Études, de l'Évaluation et des Statistiques, 2017), aboutit à une détérioration considérable des capacités locomotrices (Boonstra et al., 1993 ; Dingwell et al., 1996). Lorsque l'entraînement physique s'avère délicat en raison d'une grande fatigabilité voire d'une impossibilité à réaliser le mouvement, l'IM représente alors un outil tout à fait pertinent. Malgré les résultats très satisfaisants observés sur le recouvrement de la locomotion de personnes victimes d'une atteinte centrale du système nerveux (i.e., accident vasculaire cérébral, maladie de Parkinson, Oostra et al., 2015 ; Cho et

al., 2013 ; Verma et al., 2011 ; Hwang et al., 2010 ; Tamir et al., 2007), les effets de l'IM restent à ce jour peu explorés auprès de personnes amputées du membre inférieur.

Chez des personnes amputées d'un membre supérieur, l'étude de l'organisation du cortex somatosensoriel par IRMf a révélé les effets prometteurs d'un programme de 6 semaines d'entraînement par IM sur les processus de plasticité activité-dépendante, par ailleurs corrélés à une diminution significative des douleurs fantômes (MacIver et al., 2008). Ces résultats laissent penser que l'entraînement par IM pourrait également bénéficier aux personnes victimes d'une amputation du membre inférieur. Cette hypothèse a récemment été étayée par les résultats comportementaux de Cunha et al. (2017). Les auteurs rapportent que 3 séances de 40min d'IM par semaine, sur une durée de 4 semaines, permettent d'améliorer significativement la force de réaction au sol de patients amputés au niveau transtibial. Cette étude ne rapporte toutefois que des données biomécaniques fondamentales qui, même si elles laissent présager d'une amélioration fonctionnelle, ne permettent aucune conclusion sur les capacités de marche des patients observés. Par ailleurs, la cohorte étudiée est composée de patients chroniques, dont la durée depuis l'amputation présente une forte variabilité (entre 1 et 40ans). Enfin, seuls les patients amputés au niveau transtibial ont été inclus, malgré la forte incidence d'amputations transfémorales (38%, The National Amputee Statistical Database for the United Kingdom, 2005).

Ce protocole expérimental novateur a été conçu dans le but de mesurer les effets d'un entraînement par IM sur le recouvrement de la locomotion de patients amputés d'un membre inférieur, de niveau transtibial ou transfémoral, à partir du stade aigu de la pathologie.

MÉTHODE

Participants

Un total de 30 patients, permettant de former un groupe contrôle et un groupe expérimental de 15 patients chacun, est prévu pour cette étude. Afin d'éviter le phénomène de « cross-over » et la contamination inter-groupe qui lui est associé, un premier groupe de 10 sujets contrôles a été complété. La constitution du groupe expérimental est actuellement en cours ; 3 patients, parmi les 5 inclus, ont déjà terminé l'étude. Ces 13 patients, dont les caractéristiques sont rapportées dans le tableau 1, ont été recrutés au sein du Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation des Massues (Lyon, France), sur la base du volontariat. Afin de pouvoir être enrôlé dans l'étude, ils devaient remplir les critères d'inclusion suivants : *i*) être âgé de 18 à 80 ans, *ii*) avoir subi une amputation transtibiale ou transfémorale unilatérale, d'origine vasculaire, traumatique, infectieuse ou cancéreuse, *iii*) présenter un score au Mini Mental Status Examination supérieur à 24/30, *iv*) être affilié à un régime de sécurité sociale, et *v*) ne pas actuellement participer à un autre protocole de recherche. La présence de *i*) troubles neurologiques et/ou psychiatriques, *ii*) troubles moteurs sévères autres que ceux liés à l'amputation de leur membre inférieur, et *iii*) tutelle, curatelle ou toute autre mesure administrative ou judiciaire de privation de droit ou de liberté, présentait un critère d'exclusion. Après la validation de ces critères par le médecin investigateur et l'acceptation par le volontaire de sa participation à l'étude, un formulaire de consentement était signé par ce dernier.

Suite à leur amputation, les patients arrivent au Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation des Massues où ils reçoivent dans un premier temps des soins du moignon puis, dans un deuxième temps, en moyenne 3 semaines plus tard (délai variable en fonction du temps de cicatrisation propre à chaque patient), sont appareillés d'une prothèse. Les patients participent à un programme de rééducation fonctionnel classique, à raison de 1 à 3 heures par jour (selon leur niveau de fatigabilité), cinq jours par semaine, jusqu'à obtention de résultats

fonctionnels satisfaisants (la durée du programme de rééducation étant donc variable d'un patient à l'autre).

Tableau 1 : caractéristiques des participants

Patient	Âge (années)	Genre	Jambe dominante amputée	Étiologie	Niveau d'amputation
1CTRL	55	M	OUI	Cancéreuse	TT
2CTRL	66	M	OUI	Infectieuse	TF
3CTRL	51	M	NON	Infectieuse	TT
4CTRL	57	F	OUI	Cancéreuse	TT
5CTRL	73	M	NON	Vasculaire	TT
6CTRL	60	M	NON	Infectieuse	TT
7CTRL	69	F	OUI	Vasculaire	DG
8CTRL	61	M	OUI	Infectieuse	TF
9CTRL	63	M	OUI	Infectieuse	TT
10CTRL	55	F	NON	Vasculaire	TF
1EXP	70	M	OUI	Vasculaire	TT
2EXP	47	M	OUI	Traumatique	TT
3EXP	44	F	OUI	Infectieuse	TF

CTRL = contrôle ; *EXP* = expérimental ; *DG* = désarticulation du genou ; *F* = féminin ; *M* = masculin ; *TF* = transfémoral ; *TT* = transtibial.

Design expérimental

Imagerie motrice

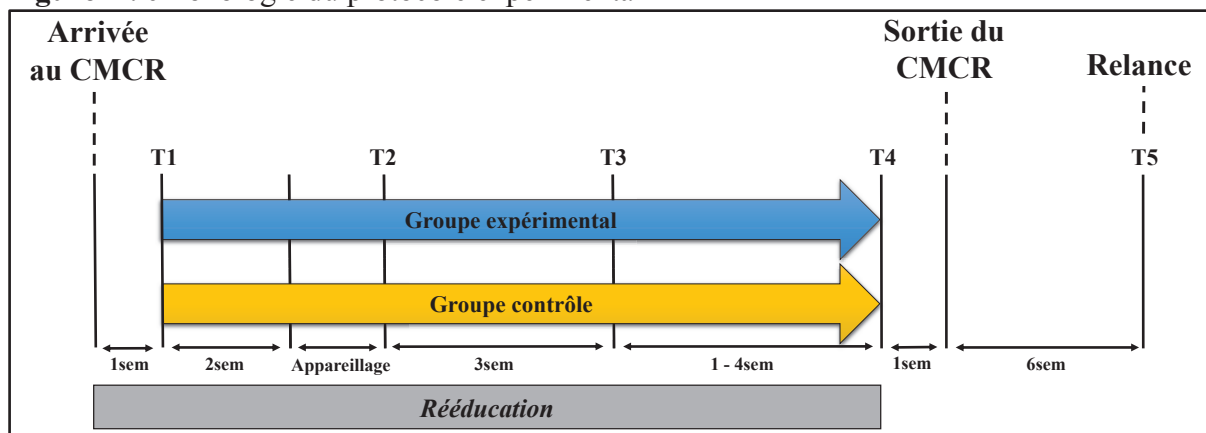
Conjointement aux exercices programmés par les kinésithérapeutes et ergothérapeutes, les patients du groupe expérimental suivent un entraînement par IM, lors de leurs temps de pause, entre les exercices de pratique physique du programme de rééducation. Il est demandé au patient de revivre mentalement l'exercice qu'il vient d'exécuter, en mobilisant les composantes kinesthésique et visuelle de l'imagerie. L'entraînement mental est exécuté après la pratique physique afin d'avoir en mémoire une représentation précise de l'action, et ainsi favoriser la qualité du travail en IM (Mulder et al., 2004). La durée de chaque répétition mentale est de 2min et l'exercice est répété 5 fois. Un total de 10min d'entraînement mental effectif est ainsi effectué chaque jour, à raison de 5 jours par semaine, en prenant en compte l'état de fatigue du

patient (les séances peuvent, si besoin est, être réparties sur la matinée et l'après-midi). Le groupe contrôle effectue une tâche cognitive neutre de durée équivalente (jeux de mots et de lettres), en présence de l'expérimentateur. Dans un souci éthique, il bénéficie toutefois d'une formation à l'IM de la locomotion dès sa sortie du centre thérapeutique.

Mesures

Différentes évaluations sont programmées sur toute la durée prévue par la clinique pour la prise en charge des patients (Figure 1). Une première évaluation a lieu une semaine après leur arrivée à la clinique, puis une seconde immédiatement après l'appareillage. En raison des différences interindividuelles en termes de recouvrement des capacités motrices, une troisième évaluation est programmée 3 semaines après le début du travail de rééducation avec la prothèse, afin d'obtenir une série de données avec un délai comparable de récupération entre les patients. Ce laps de temps constitue la période minimale durant laquelle les patients restent au centre pour les soins liés à la pose et l'intégration de la prothèse. Une semaine avant la fin du programme de rééducation, une quatrième évaluation est prévue afin d'obtenir des données à niveau fonctionnel de récupération équivalent entre tous les patients. Enfin, 6 semaines après leur sortie de la clinique, les patients passent une dernière évaluation lors de la visite de contrôle programmée par l'équipe soignante.

Figure 1 : chronologie du protocole expérimental



CMCR = Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation ; Sem = semaine ; T = test.

Lors de chaque évaluation, les capacités motrices et d'IM des patients sont mesurées, et les douleurs fantômes évaluées (Tableau 2). Lors de la première évaluation uniquement, la dominance pédestre est testée à l'aide de la version adaptée (Lafleur et al., 2002) d'un questionnaire de préférence pédestre (Chapman et al., 1987). Par ailleurs, l'absence de prothèse à ce stade du processus de rééducation empêche la réalisation des tests de motricité. Aussi, le test de montée est descente de marche d'escaliers ne peut pas être réalisé lors de la 2^{ème} évaluation, en raison de sa difficulté et d'un faible temps de travail cumulé avec la prothèse.

Tableau 2 : organisation des évaluations

Tests	T1	T2	T3	T4	T5
Marche 10m	Ø	√	√	√	√
TUG	Ø	√	√	√	√
Escaliers	Ø	Ø	√	√	√
Score (EVA)	√	√	√	√	√
<i>Vivacité</i>					
KVIQ	√	√	√	√	√
<i>Congruence temporelle</i>					
Abduction de hanche	√	√	√	√	√
Marche 7m	Ø	√	√	√	√
TUG	Ø	√	√	√	√

IM = imagerie motrice ; KVIQ = Kinesthetic and Visual Imagery

Questionnaire ; T = test ; TUG = Test Time Up and Go

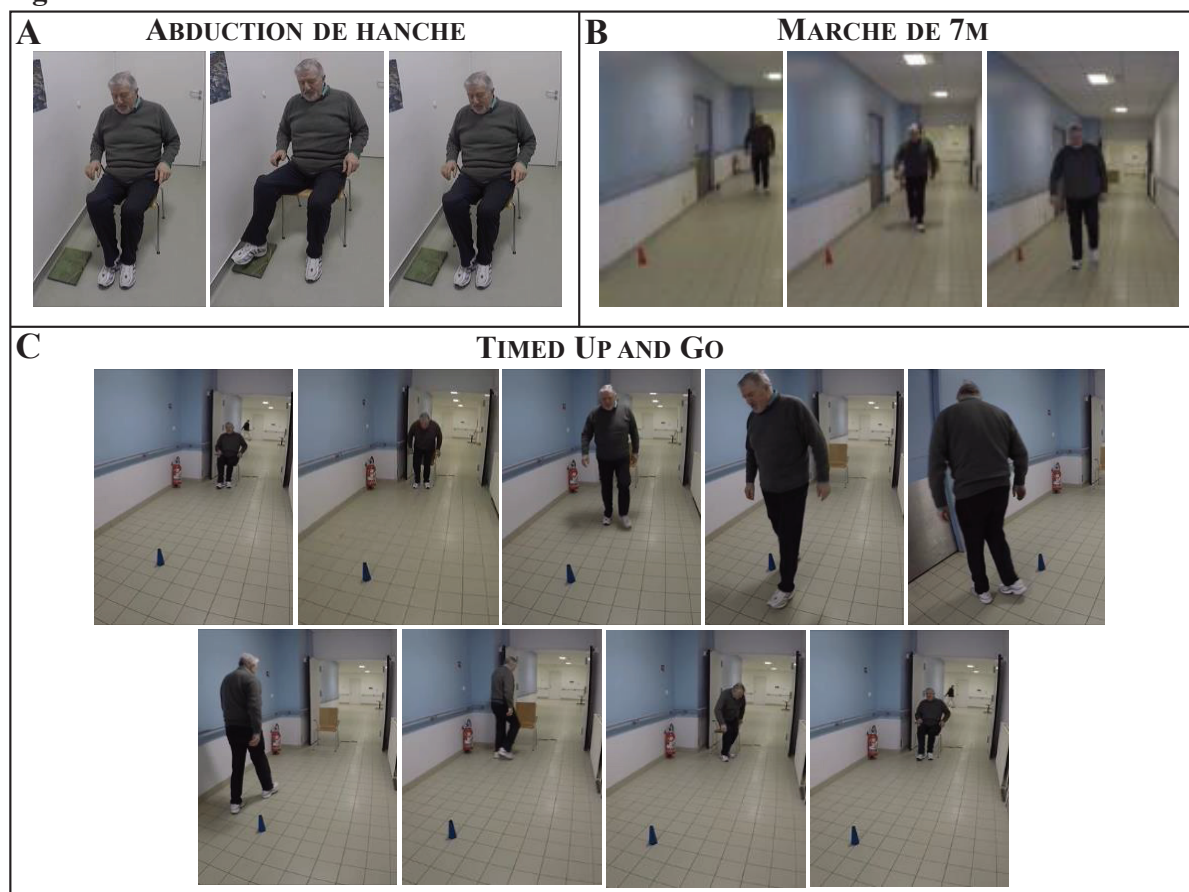
1) Motricité : évaluation du recouvrement de la locomotion

L'évaluation du recouvrement de la locomotion s'organise avec 3 tests fonctionnels. 1) Le test de marche sur 10m (Watson, 2002) : temps nécessaire pour marcher une distance de 10m, à une allure sécuritaire et confortable. 2) Le Timed Up and Go test (TUG, Schoppen et al., 1999) : temps requis pour se lever d'une chaise, marcher 3m, faire demi-tour, revenir à la chaise, faire demi-tour et s'asseoir. 3) Le test de l'escalier : temps nécessaire à la montée et descente de 4 marches d'escalier. Lors de chacun de ces tests, les patients peuvent utiliser un accessoire (béquille(s), déambulateur, barres parallèles) pour leur sécurité si nécessaire (Perron et al., 2003).

2) Capacités d'IM : évaluation de la vivacité et de la congruence temporelle

La vivacité de l'IM est mesurée à partir d'une version simplifiée du Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ-10, Malouin et al., 2007) comprenant deux mouvements proximaux qui, indépendamment du niveau d'amputation, peuvent toujours être réalisés (abduction et flexion de la hanche) et deux mouvements distaux (flexion/extension et rotation externe de la cheville) ne pouvant pas être physiquement réalisés du côté amputé. Il est demandé aux participants de réaliser d'abord physiquement le mouvement (en cas d'impossibilité en raison de l'amputation le sujet peut réaliser le mouvement avec son membre sain), puis de simuler mentalement le même mouvement et enfin de scorer sur une échelle de 1 (aucune image/sensation) à 5 (image aussi claire qu'un film/sensation aussi intense qu'en faisant l'action) la clarté/intensité des images/sensations perçues lors de l'IM du mouvement.

La congruence entre le temps requis pour exécuter physiquement et imaginer la même action est mesurée lors de 3 tests : une tâche mono-articulaire consistant à effectuer 5 abductions de hanche (figure 2A), une tâche locomotrice simple de marche en ligne droite sur une distance de 7m (figure 2B), et le TUG, tâche locomotrice plus complexe (Figure 2C).

Figure 2 : tests de chronométrie mentale

Pour chacun des tests, l'expérimentateur enregistre le temps nécessaire à la réalisation physique de la tâche puis, dans un second temps, à sa réalisation mentale. Chaque tâche est exécutée 1 fois physiquement et 2 fois mentalement. Le chronomètre est déclenché depuis la position de départ (1^{ère} photo), lorsque le patient annonce le début du mouvement par un signal verbal et est arrêté lorsque la tâche est entièrement réalisée (dernière photo). Le temps retenu pour l'exécution mentale est la moyenne des deux essais. A – En position assise, le patient effectue une série de 5 abductions de hanche en venant toucher une planche située latéralement à une distance de 10cm. B – Depuis la position debout, le patient effectue une distance de 7m en marchant. C – Depuis la position assise, le patient se lève, marche 3m, effectue un demi-tour, marche 3m, effectue un nouveau demi-tour et s'assoit sur la chaise.

3) Douleur fantôme

Afin de mesurer les effets de la rééducation sur les douleurs du membre fantôme, l'intensité perçue au cours des dernières 24h est relevée par une échelle verbale analogue graduée de 0 (aucune douleur) à 100 (pire douleur possible), et ce, lors de chaque évaluation.

Analyse des données

L'échantillon actuel ne permettant pas la réalisation de statistiques, les résultats préliminaires dont nous disposons à ce jour seront présentés sous forme descriptive. Pour chaque variable mesurée, une comparaison inter-sujets appariés, pour lesquels les caractéristiques personnelles sont les plus proches possibles (Tableau 3), vient compléter l'analyse inter-groupe. Le patient 2EXP n'a pas pu participer à l'évaluation de relance pour des motifs personnels.

Tableau 3 : Sujets appariés

Patient	Âge (années)	Genre	Jambe dominante amputée	Étiologie	Niveau d'amputation
1EXP	70	M	OUI	Vasculaire	TT
5CTRL	73	M	NON	Vasculaire	TT
2EXP	47	M	OUI	Traumatique	TT
3CTRL	51	M	NON	Infectieuse	TT
3EXP	44	F	OUI	Infectieuse	TF
10CTRL	55	F	NON	Vasculaire	TF

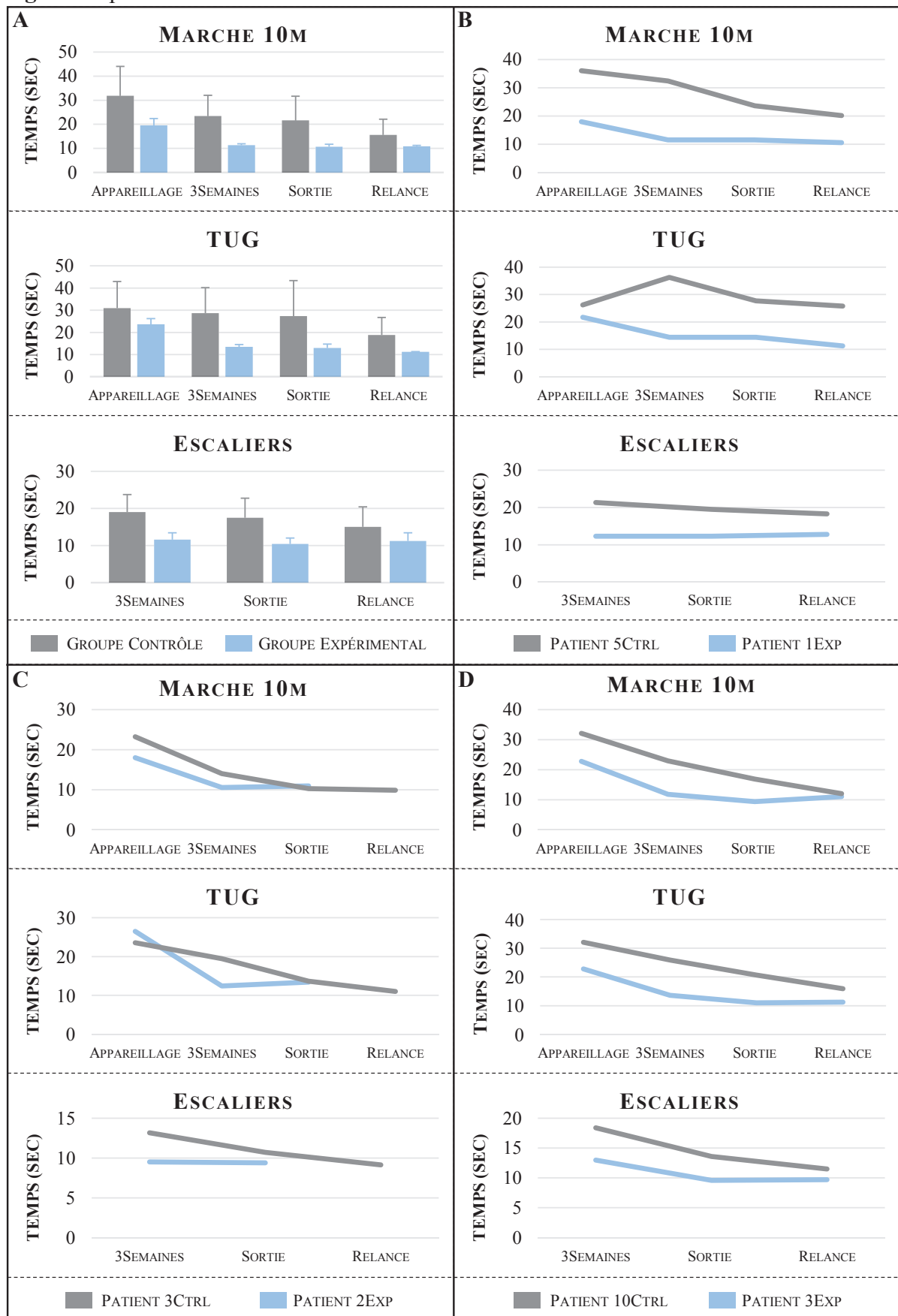
Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

RÉSULTATS

Motricité

Les durées nécessaires pour réaliser les 3 tâches motrices diminuent au cours de la rééducation, et sont systématiquement moins élevées dans le groupe expérimental que dans le groupe contrôle (Figure 3A). Cette tendance s'observe également à l'échelle individuelle, lors de la comparaison entre sujets appariés (Figure 3A, B et C).

Figure 3 : performances motrices

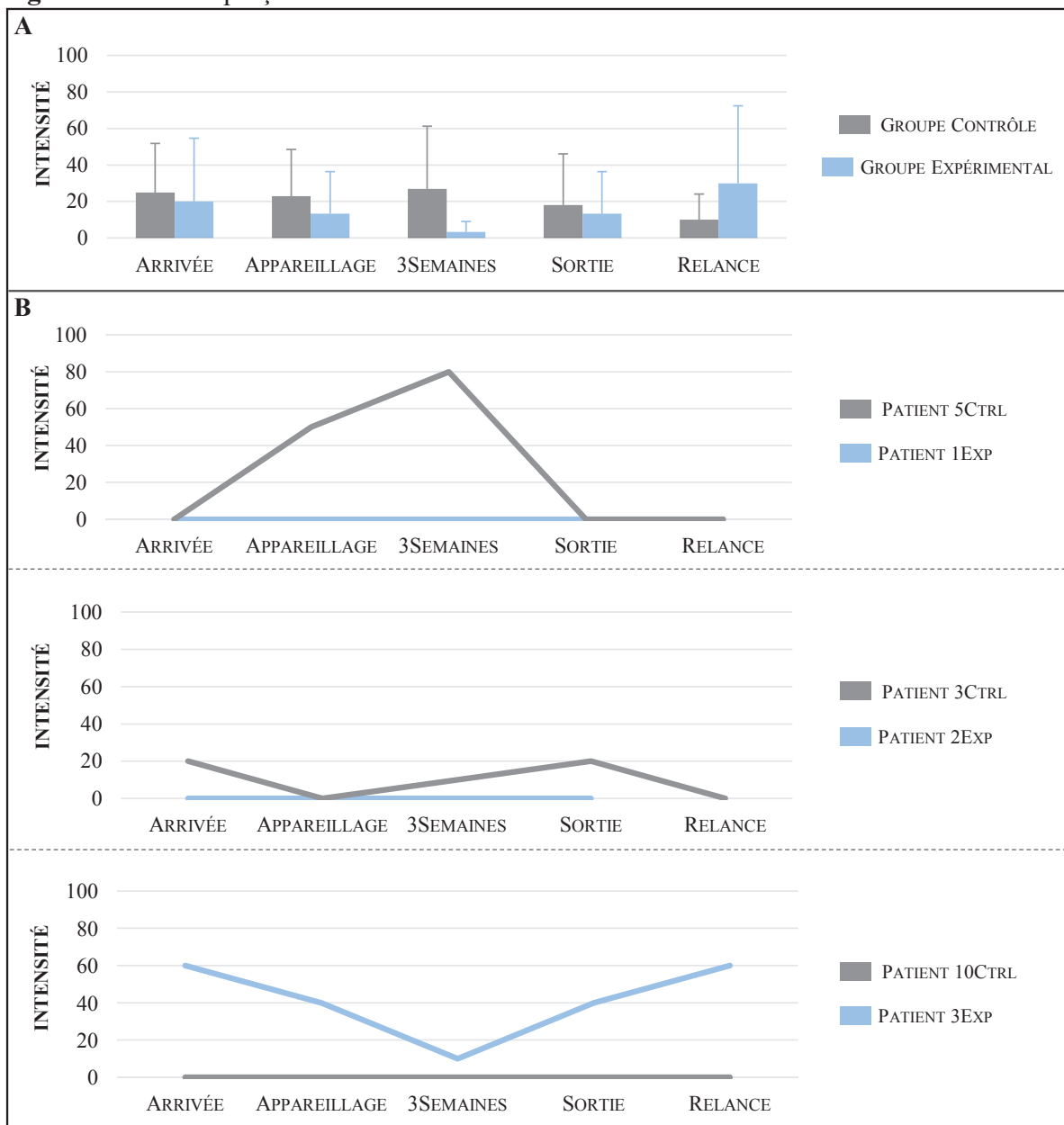


Ctrl = contrôle ; Exp = expérimental ; TUG = test Timed Up and Go.

Douleur

Les données présentées à l'échelle du groupe (Figure 4A) révèlent une intensité de douleur perçue inférieure chez les patients du groupe expérimental par rapport au groupe contrôle, bien que non décroissante au fil de la rééducation. Les résultats individuels témoignent d'une variabilité importante entre les sujets, avec les 2 premiers patients du groupe contrôle ne présentant aucune douleur et le troisième rapportant des douleurs importantes (Figure 4B).

Figure 4 : douleur perçue dans le membre fantôme



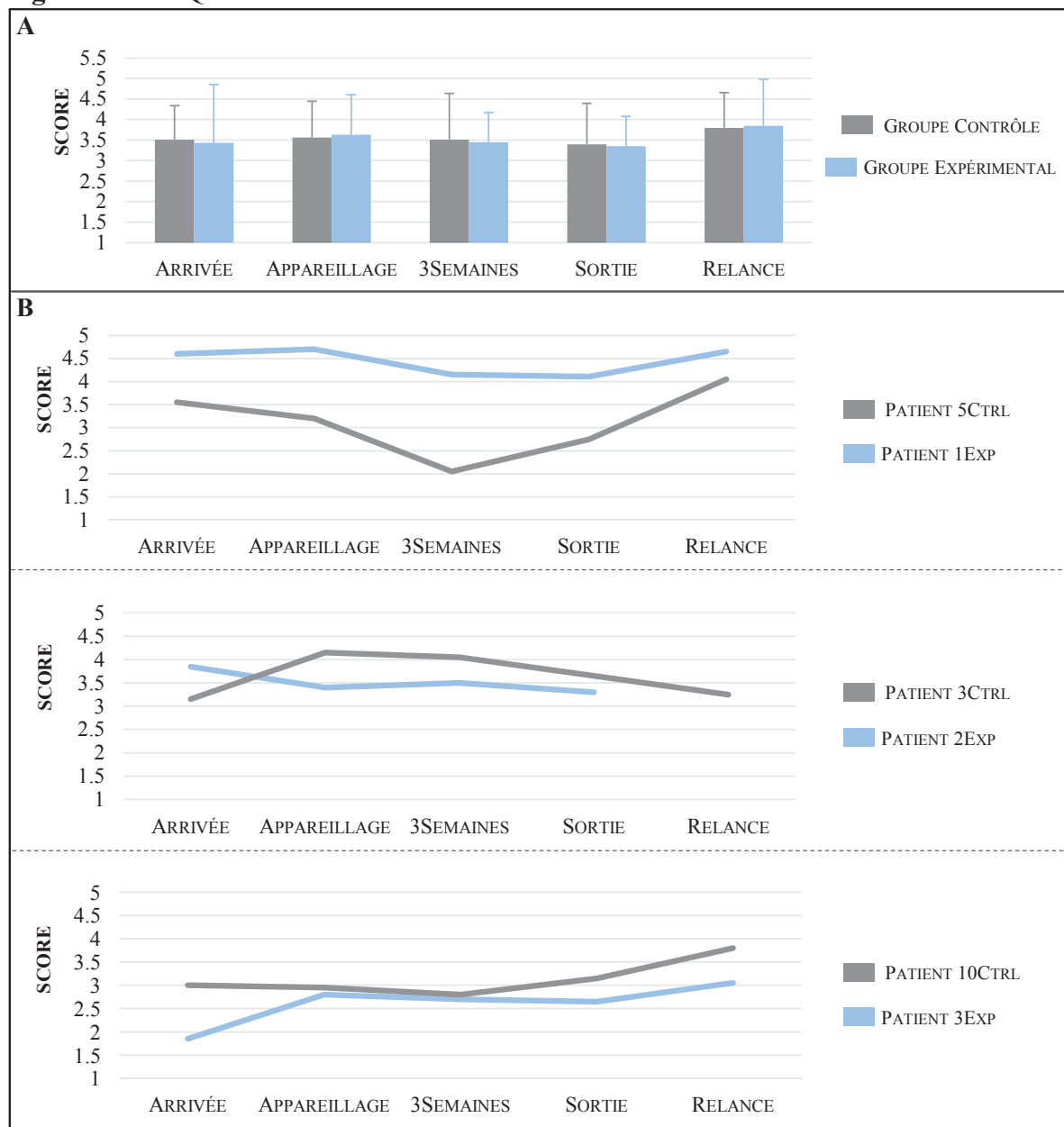
Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

Capacités d'IM

Vivacité

Les scores totaux du KVIQ n'évoluent pas au cours de la rééducation, que ce soit à l'échelle du groupe (Figure 5A) ou à titre individuel (Figure 5B).

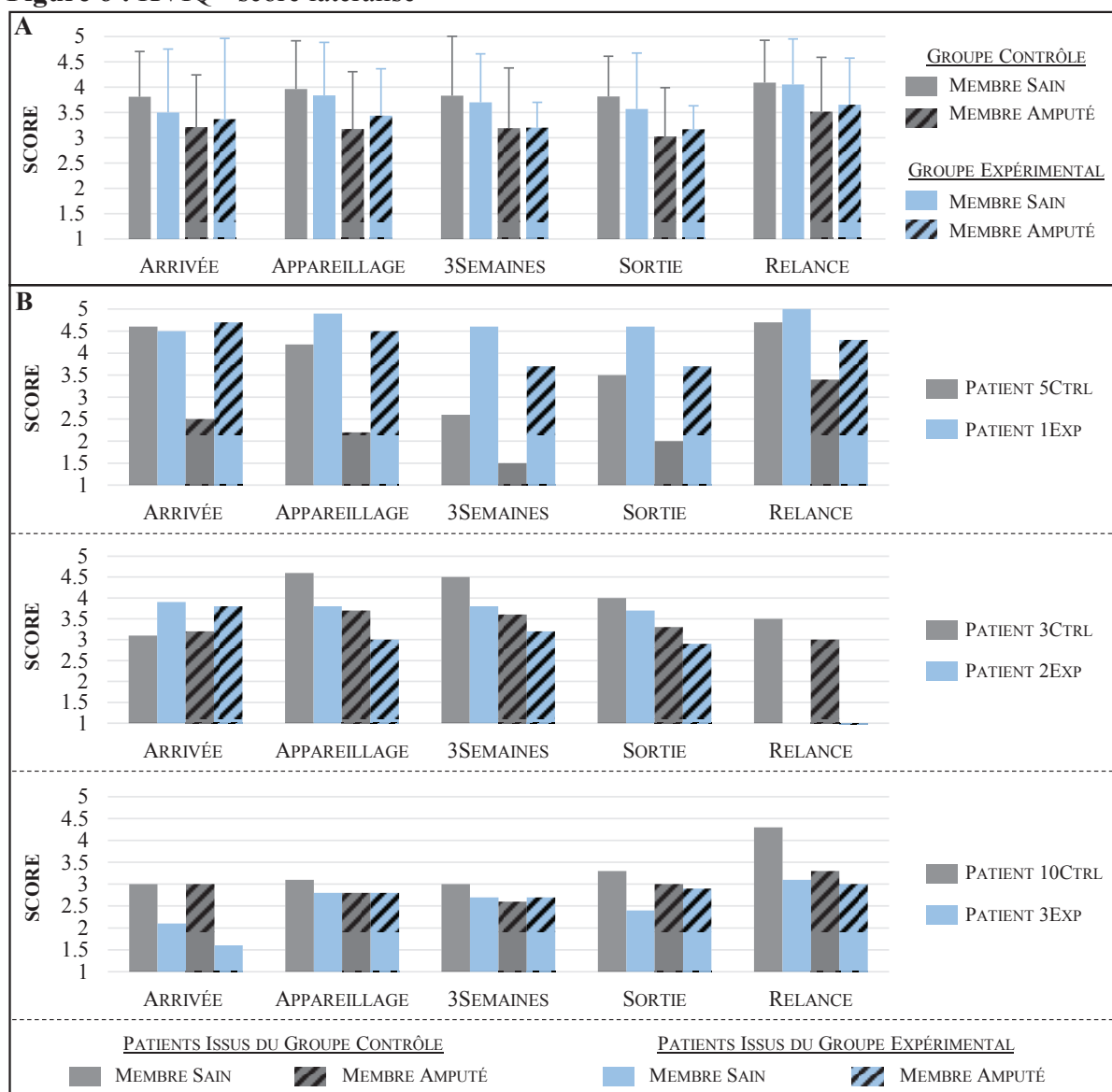
Figure 5 : KVIQ - score total



Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

Indépendamment du groupe d'appartenance, les scores obtenus pour le côté amputé sont inférieurs à ceux enregistrés pour le côté sain (Figure 6A). Cette tendance se vérifie à l'échelle individuelle pour 5 des 6 patients. Le patient 3EXP rapporte une vivacité moins importante pour le côté amputé que pour le côté sain, mais uniquement à son arrivée.

Figure 6 : KVIQ - score latéralisé



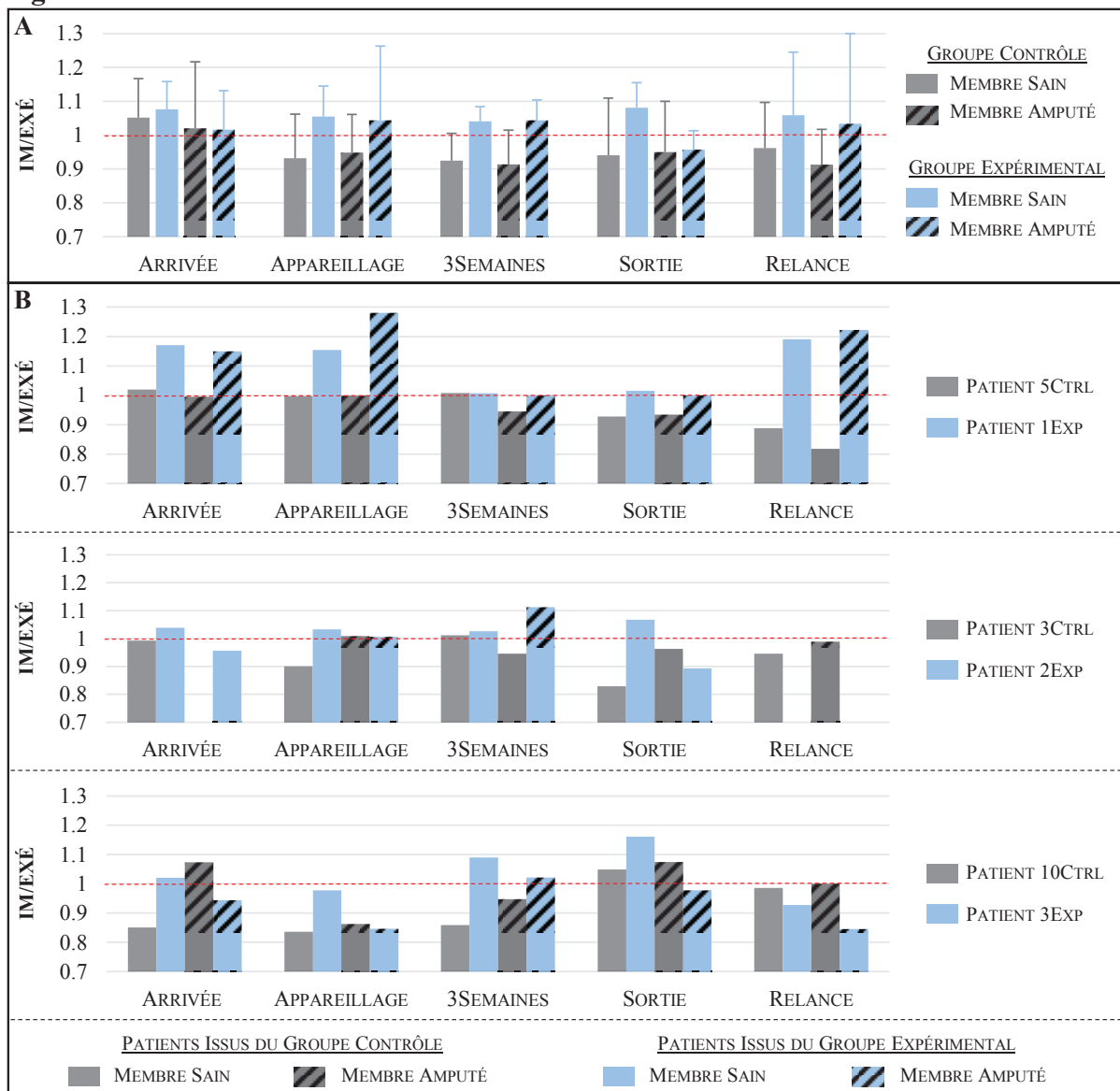
Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

Congruence temporelle

L'illustration des ratios obtenus lors du test d'abduction de la hanche montre une surestimation de la durée requise pour la réalisation de la tâche lors de l'IM à l'arrivée des

patients des 2 groupes. Avec le processus de rééducation, le groupe expérimental continue à surestimer, tandis que le groupe contrôle a tendance à sous-estimer. Aucune différence entre le membre sain et celui amputé ne se dégage (Figure 7A). Cette tendance à surestimer pour les patients du groupe expérimental et à sous-estimer pour le groupe contrôle s’observe également, bien que de façon moins nette, lors de la comparaison inter-individuelle (Figure 7B).

Figure 7 : chronométrie mentale – abduction de la hanche

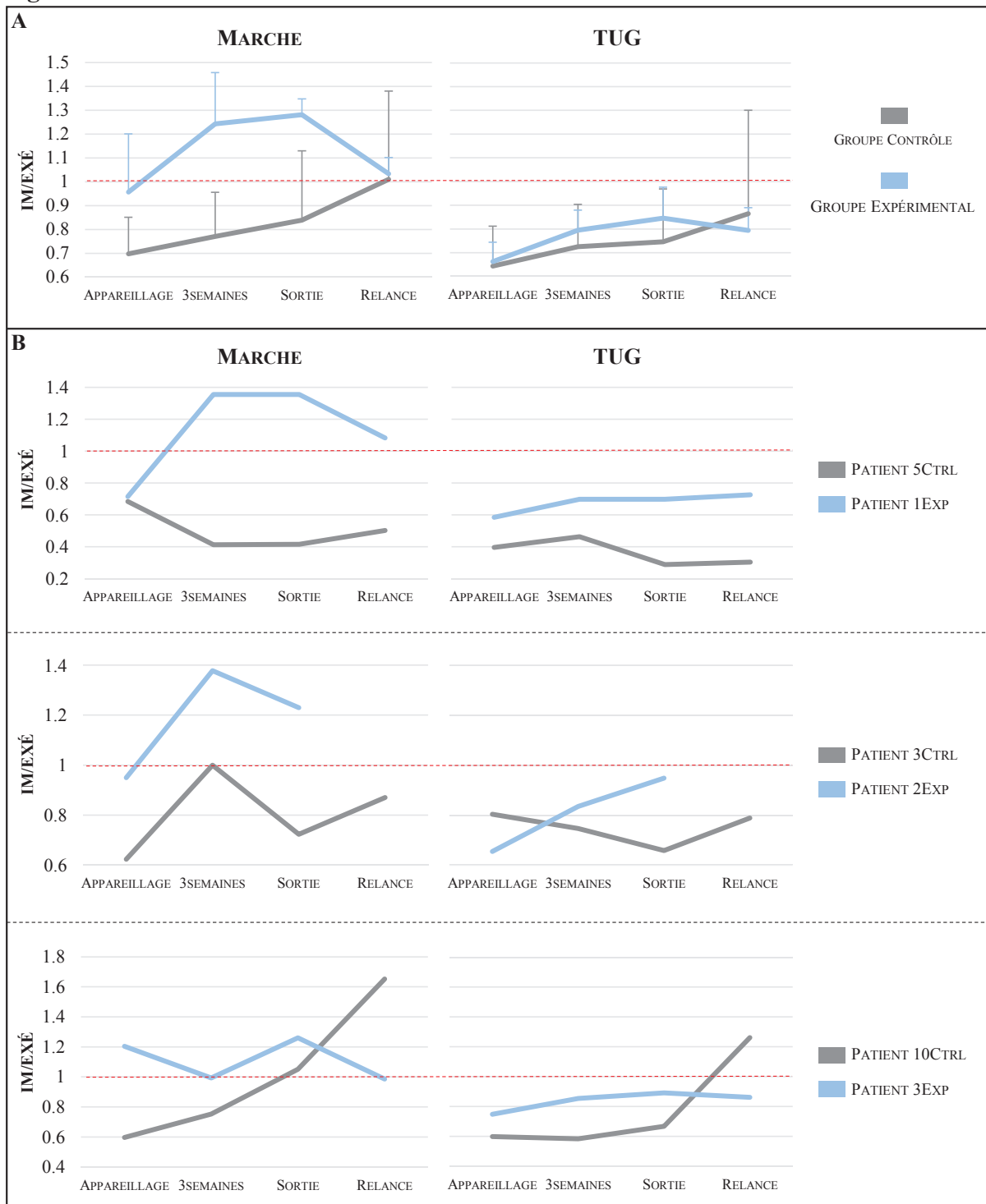


Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

Les ratios de congruence temporelle diffèrent entre les 2 tests locomoteurs. Tandis que la sous-estimation initiale pour les deux groupes, observée lors du test d’abduction de la hanche

et tendant à évoluer vers une surestimation uniquement pour le groupe expérimental, apparaît également lors du test de marche, les ratios montrent une sous-estimation pour les deux groupes lors du TUG (Figure 8A). À l'exception du patient 10CTRL, au moment de l'évaluation de relance, les données individuelles confirment cette tendance (Figure 8B).

Figure 8 : chronométrie mentale – tâches locomotrices



Ctrl = contrôle ; Exp = experimental.

DISCUSSION

Ce protocole expérimental avait pour objectif principal d'étudier les effets thérapeutiques de l'IM sur le recouvrement de la locomotion de personnes amputées du membre inférieur. Compte tenu du faible nombre d'entrées dans le service, l'expérimentation est toujours en cours, seuls trois patients expérimentaux ayant pu être intégrés, parallèlement aux dix patients contrôles. Les résultats préliminaires, qui devront être complétés avant de pouvoir conclure, montrent que l'IM contribue au recouvrement de la locomotion de patients amputés du membre inférieur, mais que l'amélioration des fonctions motrices ne permet pas directement d'atténuer les douleurs fantômes ni de promouvoir les capacités d'IM.

La durée nécessaire à la réalisation des trois tests locomoteurs (marche de 10m, TUG, et montée et descente de marches d'escaliers) diminue pour les deux groupes au cours de la rééducation fonctionnelle, attestant de fait les effets du travail en kinésithérapie sur le recouvrement de la motricité fonctionnelle. Cette amélioration des performances semble toutefois plus marquée pour le groupe expérimental, qui affiche des durées d'exécution systématiquement inférieures à celles enregistrées dans le groupe contrôle. Dans une étude menée auprès de patients amputés transtibiaux, Cunha et al. (2017) rapportaient une amélioration de la force propulsive et du temps de support du côté appareillé suite à 12 séances d'IM. Selon ces auteurs, cette diminution de l'asymétrie des paramètres de marche entre les côtés sain et affecté laisserait présager d'une amélioration des qualités proprioceptives et d'équilibre, ainsi que de la cadence de marche. Nos résultats comportementaux, bien que préliminaires, vont dans le sens d'un effet bénéfique de l'IM sur les processus de recouvrement de la locomotion de personnes amputées du membre inférieur, et suggèrent par ailleurs qu'il s'applique aux patients amputés à un niveau aussi bien transtibial que transfémoral. Aussi, bien qu'il soit conseillé de combiner IM et pratique physique pour des gains optimaux (Malouin & Richards, 2010), l'IM seule a déjà montré des effets bénéfiques sur le recouvrement de la

locomotion de personnes victimes d'un AVC (e.g., Dunsky et al., 2008). Nos données préliminaires corroborent ces résultats et vont dans le sens d'une utilisation de l'IM en phase précoce de rééducation suite à l'amputation d'un membre inférieur. En effet, les patients du groupe expérimental affichent de meilleures performances que ceux du groupe contrôle lors du début de travail de rééducation avec la prothèse (évaluation post-prothétique), en dépit de l'absence d'entraînement physique à la marche. Cette observation suppose que l'entraînement par IM seule lors de la phase pré-prothétique a permis un gain de motricité avec le membre amputé, contribuant de fait à favoriser l'utilisation de la prothèse.

Chez des patients amputés du membre supérieur, il a été mis en évidence que l'entraînement par IM de mouvements de la main amputée permettait une diminution substantielle des douleurs fantômes (MacIver et al., 2008). Les auteurs ont souligné que le travail par IM, grâce à son impact sur la plasticité activité-dépendante, permettait de contrebalancer les processus de plasticité de compensation spontanée responsables des douleurs fantômes (envahissement des aires corticales responsables du contrôle moteur du membre désormais amputé par les aires contrôlant la motricité des régions adjacentes). L'amélioration des performances motrices que nous observons dans notre groupe expérimental devrait ainsi s'accompagner d'une atténuation de leurs douleurs fantômes. Malheureusement, l'absence totale de douleur dans le membre amputé de 2 des 3 patients amputés (1EXP et 2EXP) ne permet aucune analyse de l'impact de l'entraînement moteur sur les douleurs fantômes. L'intensité des douleurs perçues par le troisième patient (3EXP) semble diminuer au cours de la rééducation, et ce jusqu'à la 3^{ème} semaine post-appareillage. Malgré l'amélioration continue des fonctions motrices, on observe ensuite une amplification croissante des douleurs. Ces données, bien qu'observées à l'échelle d'une seule personne, rappellent que le phénomène des douleurs fantôme est complexe et qu'au-delà du facteur central (i.e., plasticité de compensation spontanée), des influences périphériques et psychologiques, tels que l'apparition de neurome

sur le moignon et le niveau de stress du patient, sont également à prendre en compte (pour revue, voir Flor, 2002). Ainsi, à ce stade de l'étude, la faible cohorte, la variabilité qu'elle présente en termes de douleur à leur arrivée, et la quantité de facteurs susceptibles de moduler les douleurs fantômes non contrôlées, constituent autant de limites quant à l'interprétation des effets de l'IM sur les douleurs fantômes de patients amputés du membre inférieur.

L'analyse des capacités d'IM auprès de plusieurs populations pathologiques a permis de postuler que ces dernières reflétaient l'état du système moteur (Di Rienzo et al., 2014). Plus particulièrement, auprès de personnes amputées du membre inférieur, Malouin et al. (2009) ont montré que les patients avaient des difficultés pour former des images claires de mouvements qu'ils n'étaient plus en mesure d'exécuter. Dans notre jeu de données, nous remarquons que la vivacité des mouvements imaginés pour le côté amputé est moindre par rapport à celle des mouvements impliquant le côté sain. Cependant, l'étude longitudinale des capacités d'IM de patients amputés du membre inférieur suivant un programme de rééducation, a montré que la vivacité de l'IM s'améliorait parallèlement au recouvrement des fonctions motrices préservées par l'amputation (Saruco et al., 2017, en révision). De façon similaire, la précision de l'IM, mesurée par la chronométrie mentale, s'améliorait pour les tâches locomotrices (patients équipés d'une prothèse) et les mouvements d'abduction de la hanche avec le côté sain. Les résultats préliminaires dont nous disposons ne permettent pas de valider la corrélation entre les capacités d'IM et les gains fonctionnels obtenus. Indépendamment du groupe, les patients ne montrent pas d'évolution du score de la vivacité d'IM, ni une tendance à présenter un ratio de plus en plus proche de 1 lors des tests de chronométrie mentale. Il semblerait cependant que la pratique de l'IM puisse modifier les stratégies mentales mises en place pour la reconstitution temporelle de l'action, puisque les patients du groupe expérimental ont davantage tendance à surestimer la durée du mouvement effectif, et ceux du groupe contrôle à la sous-estimer. En l'absence de contraintes temporelles, la durée du mouvement n'est plus l'aspect prioritaire lors

de l'imagination et davantage de temps est ainsi accordé pour la formation d'images vivaces et fidèles à la réalité (Guillot & Collet, 2005). La surestimation, observée uniquement dans le groupe expérimental, laisse présager que la pratique de l'IM permet une connaissance plus approfondie des éléments de la tâche à effectuer, et expliquerait ainsi la nécessité d'une durée plus importante pour pouvoir les reconstituer de la manière la plus fidèle possible. Cette observation reste toutefois limitée aux tâches d'abduction de la hanche et de marche. Lors du TUG, les patients des deux groupes sous-estiment en effet la durée nécessaire à la réalisation de la tâche. Nous savons que la chronométrie mentale peut être affectée par les caractéristiques temporelles de l'action, puisque si les tâches très rapides sont surestimées, la tendance s'inverse à partir d'une durée de 30s (Guillot et al., 2012). La sous-estimation observée pour tous les patients lors du TUG pourrait donc potentiellement s'expliquer par la durée nécessaire à la réalisation de cette tâche locomotrice complexe.

Conclusion

Ces résultats préliminaires suggèrent que malgré les difficultés rencontrées par les patients pour imaginer des mouvements avec le membre amputé, la mise en place d'un entraînement par IM, en parallèle au protocole de rééducation classique, pourrait favoriser le recouvrement de la locomotion. Il serait par ailleurs pertinent de l'engager dès lors que l'acte chirurgical est réalisé. Il convient toutefois de prendre ces interprétations avec précaution en raison de la faible cohorte étudiée à ce stade de l'étude, d'autant qu'il s'agit d'une analyse purement descriptive et qu'il est nécessaire d'inclure d'autres patients pour permettre une analyse statistique approfondie.

RÉFÉRENCES

- Boonstra, A. M., Fidler, V., & Eisma, W. H. (1993). Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. *Prosthetics and Orthotics International*, *17*(2), 78–82.
- Chapman, J. P., Chapman, L. J., & Allen, J. J. (1987). The measurement of foot preference. *Neuropsychologia*, *25*(3), 579–584.
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *27*(8), 675–680.
- Cunha, R. G., Da-Silva, P. J. G., Paz, C. C. dos S. C., da Silva Ferreira, A. C., & Tierra-Criollo, C. J. (2017). Influence of functional task-oriented mental practice on the gait of transtibial amputees: a randomized, clinical trial. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *14*(1), 28.
- Dayan, E., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity subserving motor skill learning. *Neuron*, *72*(3), 443–454.
- Decety, J. (1996). Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cognitive Brain Research*, *3*(2), 87–93.
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., & Frazder, D. M. (1996). Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, *20*(2), 101–110.
<https://doi.org/10.3109/03093649609164426>

- Direction de la Recherche, des Études, de l'Évaluation et des Statistiques. (2017). *L'état de santé de la population en France. Rapport 2017*. Repéré à <http://drees.solidarites-sante.gouv.fr/IMG/pdf/esp2017.pdf>
- Di Rienzo, F., Collet, C., Hoyek, N., & Guillot, A. (2014). Impact of neurologic deficits on motor imagery: a systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychology Review*, 24(2), 116–147.
- Di Rienzo, F., Guillot, A., Mateo, S., Daligault, S., Delpuech, C., Rode, G., & Collet, C. (2014). Neuroplasticity of prehensile neural networks after quadriplegia. *Neuroscience*, 274, 82–92.
- Donker, S. F., & Beek, P. J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica*, 110(2), 265–288.
- Dunsky, A., Dickstein, R., Marcovitz, E., Levy, S., & Deutsch, J. (2008). Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(8), 1580–1588.
- Flor, H. (2002). Phantom-limb pain: characteristics, causes, and treatment. *The Lancet Neurology*, 1(3), 182–189.
- Gerardin, E., Sirigu, A., Lehericy, S., Poline, J.-B., Gaymard, B., Marsault, C., Agid, Y., & Le Bihan, D. (2000). Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*, 10(11), 1093–1104.
- Guillot, A., & Collet, C. (2005). Duration of mentally simulated movement: a review. *Journal of Motor Behavior*, 37(1), 10–20.
- Guillot, A., Di Rienzo, F., & Collet, C. (2014). The neurofunctional architecture of motor imagery. In *Advanced Brain Neuroimaging Topics in Health and Disease-Methods and*

Applications. InTech. Repéré à <https://www.intechopen.com/books/advanced-brain-neuroimaging-topics-in-health-and-disease-methods-and-applications/the-neurofunctional-architecture-of-motor-imagery>

Guillot, A., Hoyek, N., Louis, M., & Collet, C. (2012). Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 5(1), 3–22.

Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: a systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 57, 310–327.

Hanakawa, T., Immisch, I., Toma, K., Dimyan, M. A., Van Gelderen, P., & Hallett, M. (2003). Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of Neurophysiology*, 89(2), 989–1002.

Hwang, S., Jeon, H.-S., Yi, C., Kwon, O., Cho, S., & You, S. (2010). Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, 24(6), 514–522.

Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. L., & Doyon, J. (2003). Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage*, 20(2), 1171–1180.

Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia*, 33(11), 1419–1432.

Lafleur, M. F., Jackson, P. L., Malouin, F., Richards, C. L., Evans, A. C., & Doyon, J. (2002). Motor Learning Produces Parallel Dynamic Functional Changes during the Execution and Imagination of Sequential Foot Movements. *NeuroImage*, 16(1), 142–157. <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.1048>

- Lotze, M., & Halsband, U. (2006). Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris*, 99(4), 386–395.
- MacIver, K., Lloyd, D. M., Kelly, S., Roberts, N., & Nurmikko, T. (2008). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, 131(8), 2181–2191. <https://doi.org/10.1093/brain/awn124>
- Macuga, K. L., & Frey, S. H. (2012). Neural representations involved in observed, imagined, and imitated actions are dissociable and hierarchically organized. *Neuroimage*, 59(3), 2798–2807.
- Malouin, F., & Richards, C. L. (2010). Mental practice for relearning locomotor skills. *Physical Therapy*, 90(2), 240–251.
- Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., Descent, M., Poiré, D., Frémont, P., ... Doyon, J. (2009). Effects of practice, visual loss, limb amputation, and disuse on motor imagery vividness. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(5), 449–463.
- Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Durand, A., & Doyon, J. (2007). The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31(1), 20–29.
- Mulder, T., Zijlstra, S., Zijlstra, W., & Hochstenbach, J. (2004). The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research*, 154(2), 211–217.
- Munzert, J., Lorey, B., & Zentgraf, K. (2009). Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews*, 60(2), 306–326.
- Nair, D. G., Purcott, K. L., Fuchs, A., Steinberg, F., & Kelso, J. S. (2003). Cortical and cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and

- bimanual action sequences: a functional MRI study. *Cognitive Brain Research*, 15(3), 250–260.
- Oostra, K. M., Oomen, A., Vanderstraeten, G., & Vingerhoets, G. (2015). Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47(3), 204–209.
- Pascual-Leone, A., Nguyet, D., Cohen, L. G., Brasil-Neto, J. P., Cammarota, A., & Hallett, M. (1995). Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of Neurophysiology*, 74(3), 1037–1045.
- Perron, M., Malouin, F., & Moffet, H. (2003). Assessing advanced locomotor recovery after total hip arthroplasty with the timed stair test. *Clinical Rehabilitation*, 17(7), 780–786.
- Saruco, E., Guillot, A., Saimpont, A., Di Rienzo, F., Durand, A., Mercier, C., Malouin, F., & Jackson, P. (2017). Motor imagery ability of lower-limb amputees: exploring the course of functional rehabilitation effects. *Manuscrit soumis pour publication*.
- Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., de Vries, J., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (1999). The Timed “up and go” test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(7), 825–828.
- Schoppen, T. (2002). *Functional outcome after a lower limb amputation* (Thèse de doctorat). Université de Groningen, Pays-Bas.
- Simos, P. G., Kavroulakis, E., Maris, T., Papadaki, E., Boursianis, T., Kalaitzakis, G., & Savaki, H. E. (2017). Neural foundations of overt and covert actions. *NeuroImage*, 152, 482–496.

- Tamir, R., Dickstein, R., & Huberman, M. (2007). Integration of motor imagery and physical practice in group treatment applied to subjects with Parkinson's disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(1), 68–75.
- The National Amputee Statistical Database. (2005). *The Amputee Statistical Database for the United Kingdom: 2004/2005*. Repéré à http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/Amput2004_05.pdf
- van der Schans, C. P., Geertzen, J. H., Schoppen, T., & Dijkstra, P. U. (2002). Phantom pain and health-related quality of life in lower limb amputees. *Journal of Pain and Symptom Management*, 24(4), 429–436.
- Verma, R., Narayan Arya, K., Garg, R. K., & Singh, T. (2011). Task-oriented circuit class training program with motor imagery for gait rehabilitation in poststroke patients: a randomized controlled trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 18(sup1), 620–632.
- Watson, M. J. (2002). Refining the ten-metre walking test for use with neurologically impaired people. *Physiotherapy*, 88(7), 386–397.

B) L'APPORT ADDITIONNEL DE LA TDCS

ÉTUDE N°3 : Elodie Saruco, Franck Di Rienzo, Susana Nunez-Nagy, Miguel A. Rubio-Gonzalez, Philip Jackson, Christian Collet, Arnaud Saimpont & Aymeric Guillot. (2017).
 « *Anodal tDCS over the primary motor cortex improves motor imagery benefits on postural control: A pilot study.* ». Scientific Reports.

ÉTUDE N°4 : Elodie Saruco, Franck Di Rienzo, Susana Nunez-Nagy, Miguel A. Rubio-Gonzalez, Ursula Debarnot, Christian Collet, Aymeric Guillot & Arnaud Saimpont. (2017).
 « *Optimal combination of anodal transcranial direct current stimulations and motor imagery interventions* ». Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience. En révision.

Les capacités locomotrices sont étroitement liées au niveau de contrôle postural (van Velzen et al., 2006), lui-même fortement modifié par l'amputation du membre inférieur (Geurts & Mulder, 1992 ; Ku et al., 2014). Dans la mesure où l'entraînement par IM de tâches manuelles a montré des bénéfices supplémentaires lorsqu'il était couplé à la tDCS (Foerster et al., 2013 ; Saimpont et al., 2016), l'hypothèse d'effets similaires lors de tâches relatives au contrôle postural a été posée. Dans l'objectif d'amplifier les connaissances susceptibles de bénéficier aux techniques de rééducation des patients amputés d'un membre inférieur, **L'ÉTUDE N°3** propose de tester l'éventuel apport additionnel de la tDCS lors de l'IM de tâches posturales, dans un premier temps auprès de sujets sains. Par ailleurs, les effets de la tDCS pouvant perdurer après la fin de la stimulation, mais via des mécanismes neurobiologiques différents (Nitsche et al., 2005), la question du meilleur moment d'application pour l'obtention d'effets optimums a été explorée dans **L'ÉTUDE N°4**.

SCIENTIFIC REPORTS

OPEN

Anodal tDCS over the primary motor cortex improves motor imagery benefits on postural control: A pilot study

Received: 6 October 2016
Accepted: 28 February 2017
Published online: 28 March 2017

Elodie Saruco¹, Franck Di Rienzo¹, Susana Nunez-Nagy², Miguel A. Rubio-Gonzalez³, Philip L. Jackson^{4,5}, Christian Collet¹, Arnaud Saimpont¹ & Aymeric Guillot^{1,6}

Performing everyday actions requires fine postural control, which is a major focus of functional rehabilitation programs. Among the various range of training methods likely to improve balance and postural stability, motor imagery practice (MIP) yielded promising results. Transcranial direct current stimulation (tDCS) applied over the primary motor cortex was also found to potentiate the benefits of MIP on upper-limb motor tasks. Yet, combining both techniques has not been tested for tasks requiring fine postural control. To determine the impact of MIP and the additional effects of tDCS, 14 participants performed a postural control task before and after two experimental (MIP + anodal or sham tDCS over the primary motor cortex) and one control (control task + sham tDCS) conditions, in a double blind randomized study. Data revealed a significant decrease of the time required to perform the postural task. Greater performance gains were recorded when MIP was paired with anodal tDCS and when the task involved the most complex postural adjustments. Altogether, findings highlight short-term effects of MIP on postural control and suggest that combining MIP with tDCS might also be effective in rehabilitation programs for regaining postural skills in easily fatigable persons and neurologic populations.

Posture is the ability to maintain an adequate body alignment relative to the gravitational vector¹. From a functional viewpoint, postural control includes balance, which refers to the dynamics of the body preventing falls¹. The possibility of completing every-day tasks is inherent to this basic function of human motor control. A lack of postural control leads to a loss of autonomy and a reduction of daily activities affecting the quality of life². Therefore, in the case of severe motor impairments, recovering postural functionalities is one of the main focuses of rehabilitation programs³.

Among the various range of training methods used to improve balance and postural stability, motor imagery as well as action observation provided promising results⁴. Motor imagery is the internal representation of a movement without engaging its actual execution. The benefits of motor imagery practice (the repeated use of motor imagery, MIP) on performance have been widely reported in sport and rehabilitation domains^{5,6}. In the specific context of postural control, Choi *et al.*⁷ provided evidence that MIP enhanced motor performance during a weight-shifting task. They revealed that MIP significantly decreased the time required to perform the postural task, although to a lesser extent than physical training. In a recent study, Taube *et al.*⁴ showed that MIP might contribute to both promote learning of postural tasks and improve dynamic balance in unstable and non-predictable environments. MIP has further been found to activate the neural regions involved in gait planning⁸, and might therefore contribute to enhance postural control in easily fatigable and physically impaired populations such as elderly persons^{9,10} and stroke patients^{11–14}. Specifically, decreased anteroposterior and mediolateral sway, as

¹Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (EA 7424, LIBM), F-69622, Villeurbanne, France. ²Universidad de Alcalá, Unidad de Fisioterapia. Campus Universitario, Ctra. Madrid Barcelona, 28801, Alcalá de Henares, Madrid, Spain. ³Facultad de Ciencias, UNED, Departamento Automática e Informática, Paseo Senda del Rey 9, 28040, Madrid, Spain. ⁴Université Laval, École de Psychologie, Ville de Québec, Québec, Canada. ⁵Centre Interdisciplinaire de Recherche en Réadaptation et Intégration Sociale, Québec, Canada. ⁶Institut Universitaire de France, Paris, France. Correspondence and requests for materials should be addressed to A.G. (email: aymeric.guillot@univ-lyon1.fr)

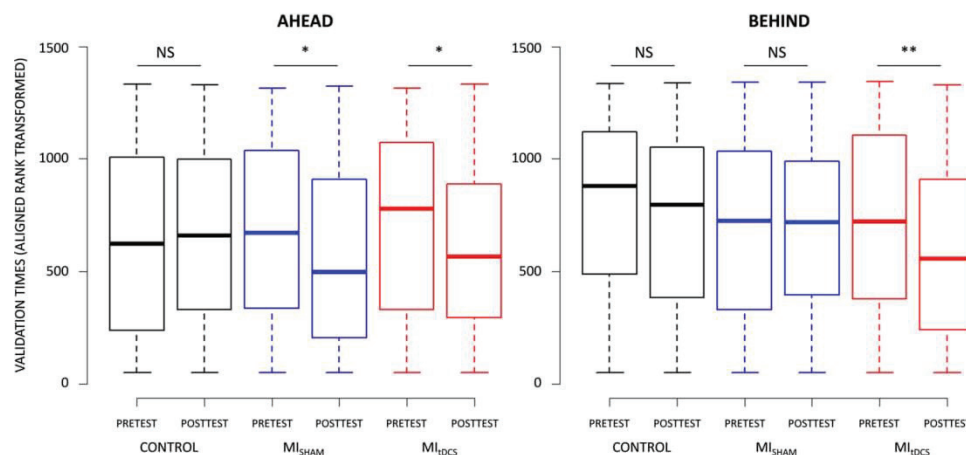


Figure 1. Effect of CONTROL, MI_{SHAM} and MI_{tDCS} conditions on AHEAD and BEHIND targets validation.

well as increased holding balance durations on one leg, were measured after MIP during static postural tasks (maintaining a stable stance). Benefits from this method were also recorded for dynamic components of postural control (i.e., remaining stable while performing movements, such as during locomotor tasks). MIP effects on motor performance are frequently interpreted as an account of the neurofunctional equivalence with the physical practice of the same movement¹⁵. A handful of neuroimaging studies demonstrated that these types of practice shared overlapping brain activations, including the primary motor cortex [M₁]^{16–20}. MIP may thus affect activity-dependent plasticity (i.e., the capacity of neurons to adjust their connectivity to the cognitive/behavioral demand), the neural correlate of the motor learning process²¹. Motor imagery has also been shown to increase the motor evoked potentials and decrease the depolarization threshold of cortical motor regions^{22–24}, thus matching the neural excitability changes elicited by physical practice, and certainly promoting motor learning.

Facilitation of motor learning through modulations of the cortical excitability can also result from transcranial direct current stimulation (tDCS), which is a noninvasive brain stimulation method²⁵. Neural excitability increases induced by anodal tDCS potentiates inter-neurons communication during physical practice (i.e., increased synaptic gain), thus facilitating motor learning²⁶. This might explain the positive impact of anodal tDCS applied during physical practice on sequential/visuomotor tasks, reaction times and functional performances²⁷. Interestingly, applying anodal tDCS over M₁ during motor imagery of a hand movement was found to increase Mu desynchronization, a neural signature of movement execution, imagination and observation²⁸. Anodal tDCS might thus facilitate activity-dependent neuroplasticity within the neural networks recruited during motor imagery, thereby accounting for MIP effects on performance. Foerster *et al.*²⁹ confirmed the enhancement of motor performance through MIP paired with anodal tDCS applied over M₁. While MIP alone tended to improve handwriting, additional gains were recorded when MIP was combined with anodal tDCS. Saimpont *et al.*³⁰ finally reported greater performance increase after MIP combined with anodal tDCS compared to both MIP and tDCS alone in a sequential task.

Spurred by the results mentioned above, the present study was designed to investigate whether anodal tDCS applied over M₁ might contribute to potentiate the benefits of MIP on a postural task. As the effects of tDCS alone on postural skills have been the focus of previous studies^{31,32}, we hypothesized that MIP alone and MIP paired with anodal tDCS might contribute to improve performance on a weight-shifting task.

Results

Motor imagery ability data. Participants' KVIQ mean visual score (\pm SD) was 3.46 (\pm 0.70), while their KVIQ mean kinesthetic score was 3.42 (\pm 0.72). Mean total KVIQ score was 3.44 (\pm 0.61).

The comparison of vividness scores on the 5-points Likert scale (Wilcoxon's paired tests) after MI training under MI_{tDCS} (3.28 ± 0.72) and MI_{sham} (2.92 ± 0.82) was not statistically significant ($V = 18$, $p = 0.11$).

Motor performance data. The analysis of validation times revealed a CONDITION \times TEST \times PLAN interaction ($F_{(2,1235)} = 7.51$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.03$). As shown in Fig. 1A, a decrease from the PRETEST to the POSTTEST of validation times of AHEAD targets was recorded under both MI_{tDCS} (PRETEST: $4.17 \text{ s} \pm 1.19$, POSTTEST: $3.98 \text{ s} \pm 1.39$; $p_{(\text{ART})} = 0.02$) and MI_{sham} (PRETEST: $4.18 \text{ s} \pm 1.27$, POSTTEST: $3.97 \text{ s} \pm 1.36$; $p_{(\text{ART})} = 0.03$), but not for the CONTROL condition (PRETEST: $4.16 \text{ s} \pm 1.58$, POSTTEST: $4.13 \text{ s} \pm 1.47$; $p_{(\text{ART})} > 0.05$). Furthermore, we observed a decrease in validation times from the PRETEST ($4.37 \text{ s} \pm 1.99$) to the POSTTEST ($3.93 \text{ s} \pm 1.34$) for BEHIND targets under MI_{tDCS} only ($p_{(\text{ART})} = 0.01$, Fig. 1B).

A CONDITION \times TEST \times DIFFICULTY interaction was also present ($F_{(2,1235)} = 4.09$, $p_{(\text{ART})} = 0.01$, partial $\eta^2 = 0.07$). Validation times of HARD targets decreased from the PRETEST to the POSTTEST under both MI_{tDCS} (PRETEST: $4.97 \text{ s} \pm 2.25$, POSTTEST: $4.31 \text{ s} \pm 1.31$; $p_{(\text{ART})} = 0.03$) and MI_{sham} (PRETEST: $4.91 \text{ s} \pm 1.66$, POSTTEST: $4.38 \text{ s} \pm 1.38$; $p_{(\text{ART})} = 0.002$), but not under CONTROL (PRETEST: $5.06 \text{ s} \pm 1.98$, POSTTEST: $4.99 \text{ s} \pm 1.84$; $p_{(\text{ART})} > 0.05$). POSTTEST validation times of HARD targets were lower during MI_{tDCS} than during CONTROL

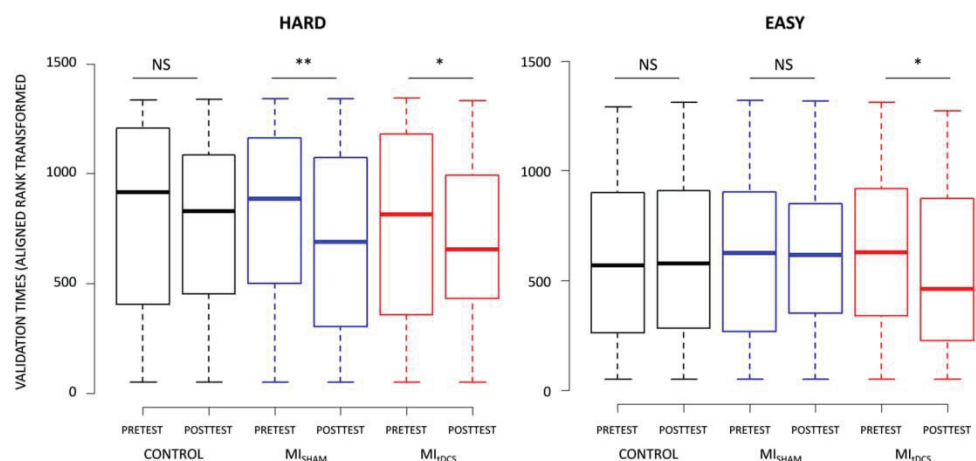


Figure 2. Effect of CONTROL, MI_{SHAM} and MI_{IDCS} conditions on Easy and Hard targets validation.

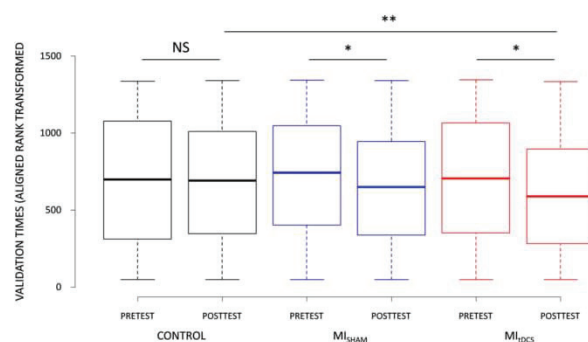


Figure 3. Effect of CONTROL, MI_{SHAM} and MI_{IDCS} conditions on postural task validation.

($p_{(ART)} = 0.03$) while the comparison between MI_{sham} and CONTROL approached the statistical threshold ($p_{(ART)} = 0.07$) (Fig. 2A). Noteworthy, validation times of Easy targets decreased from the PRETEST to the POSTTEST only after the MI_{IDCS} training (PRETEST: $4.04 \text{ s} \pm .79$, POSTTEST: $3.82 \text{ s} \pm .76$; $p_{(ART)} = 0.02$, Fig. 2B). The CONDITION \times TEST \times DIRECTION interaction approached the statistical threshold ($F_{(2,1235)} = 2.50$, $p = 0.08$). Lastly, no CONDITION \times TEST \times LATERALITY interaction emerged ($F_{(4,1235)} = 0.90$, $p > 0.05$).

In contrast to PLAN, DIFFICULTY and LATERALITY ($F_{(1,1235)} = 77.92$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.01$; $F_{(1,1235)} = 228.41$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.06$; $F_{(2,1235)} = 19.34$, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.01$, respectively), there was no main effect of DIRECTION on validation times ($F_{(1,1235)} = 0.03$, $p > 0.05$). Participants overall exhibited longer validation times for BEHIND ($4.22 \text{ s} \pm 1.88$) compared to AHEAD ($4.04 \text{ s} \pm 1.13$) targets ($p_{(ART)} = 0.002$), and comparison between BEHIND targets compared to Neutral approached the statistical threshold (Neutral: 4.08 ± 1.14 ; $p_{(ART)} = 0.09$). Hard targets also involved longer validation times than Easy targets (Hard: $4.91 \text{ s} \pm 2.30$; Easy: 4.05 ± 1.00 ; $p_{(ART)} < 0.001$), while both Dominant ($4.16 \text{ s} \pm 1.47$) and Non-dominant ($4.20 \text{ s} \pm 1.63$) targets involved longer validation times than Neutral ($3.94 \text{ s} \pm 1.03$) targets ($p_{(ART)} = 0.02$ and $p_{(ART)} = 0.01$, respectively).

The factorial analysis yielded a CONDITION \times TEST interaction ($F_{(2,1235)} = 11.80$, $p < 0.001$). Validation times were reduced during the POSTTEST compared to the PRETEST under both MI_{IDCS} (PRETEST: $4.23 \text{ s} \pm 1.47$, POSTTEST: $3.86 \text{ s} \pm .91$; $p_{(ART)} = 0.002$) and MI_{sham} (PRETEST: $4.16 \text{ s} \pm 1.26$, POSTTEST: $3.93 \text{ s} \pm 1.08$; $p_{(ART)} = 0.02$), but remained similar during CONTROL (PRETEST: $4.15 \text{ s} \pm 1.25$, POSTTEST: $4.06 \text{ s} \pm 1.16$; $p_{(ART)} > 0.05$). Validation times under MI_{IDCS} were lower compared to CONTROL during the POSTTEST ($p_{(ART)} = 0.01$), but there was no difference in POSTTEST validation times between MI_{IDCS} and MI_{sham}, nor between MI_{IDCS} and CONTROL ($p > 0.05$, Fig. 3).

Discussion

This study was designed to investigate the effects of MIP on postural control and determine the additional benefits when paired with anodal tDCS over M₁. Data revealed *i*) a significant decrease of the time required to perform the postural task after MIP, and *ii*) greater performance gains when MIP was coupled with anodal tDCS when the task involved high demands in terms of postural adjustments.

While there is ample evidence that MIP contributes to improve motor performance and promote motor learning, its potential benefits on the postural control have been far less examined. Our data confirmed that MIP might

significantly enhance motor performance of a complex postural task. Previous behavioral studies focusing on the impact of MIP on postural control (usually incorporated in a locomotor task) used longitudinal assessments and involved several training sessions per week, within a span of at least 2 weeks^{11,33–37}. Interestingly, the present study extends these findings and provides evidence that a small amount of MIP without any physical practice might be sufficient to impact the postural control. The short-term performance gains (time decrease of 8%) observed after only one single MIP session of 12 min were slightly lower than those reported by Choi *et al.*⁷ after 15 imagery sessions of 30 min (time decrease of 14%) for a postural task requiring to reach and validate targets located forward. Malouin *et al.*³⁸ underlined the potential of one single session of MIP to elicit significant enhancement of a functional movement including postural skills in stroke patients, i.e., a greater loading on the affected limb while standing up and sitting down. In this study, the improvement on limb loading was recorded consecutively to 30 min of MIP. As patients also benefited from some physical execution trials in addition to MIP (physical practice/mental practice ratio of 1 to 5), the present results pioneer that a single session of 12 min of MIP without any physical practice may be effective to improve postural control.

It is commonly agreed that the neurofunctional equivalence between motor imagery and actual execution of the same movement is the most plausible explanation for MIP effects on motor performance^{19,21}. In a recent study investigating the neural networks involved during motor imagery of a postural task, Taube *et al.*³⁹ reported activations in the putamen, the cerebellum, and the supplementary motor area, which play a crucial role during postural control^{40,41}. These regions were also found to be strongly involved during the kinesthetic modality of imagery^{42,43}. Although this remains a working hypothesis, we assume that 12 min of MIP using kinesthetic imagery would predominantly engage these task-specific networks, and therefore prompt performance gains.

A second finding of this study is that applying anodal tDCS over M₁ during MIP resulted in slightly greater performance compared to both MIP with sham tDCS and CONTROL conditions. The additional effect of anodal tDCS on MIP-induced performance improvements confirms the results by Foerster *et al.*²⁹ where a single session of MIP yielded to significant performance gains only when imagery was coupled with tDCS. Using a finger sequential task, Saimpont *et al.*³⁰ further showed that MIP contributed to improve performance, however with results when tDCS was simultaneously applied over M₁. Yet, only these two experimental studies focusing on upper-limb motor performance investigated the combined effect of both tDCS and MIP. The present study tends to support the effectiveness of applying tDCS over M₁ during MIP to improve postural control. How anodal tDCS could increase the impact of MIP may be explained by greater stimulation of M₁. As enhanced cortical excitability is known to facilitate motor learning²⁵, combining both techniques is likely to improve the strengthening of synaptic transmission. Specifically, Nitsche *et al.*⁴⁴ showed that applying tDCS over M₁ might modulate the motor cortical transmitter system by reducing the activity of the gamma-aminobutyric acid (GABA)-ergic system. Whether a similar mechanism is effective when combining MIP with anodal tDCS yet remains a working hypothesis awaiting experimental investigation. Given the diffuse nature of tDCS⁴⁵, however, some areas adjacent to M₁ may also have been stimulated concomitantly. In particular, we cannot totally rule out that the SMA, which plays an important role in postural control^{40,41}, and is activated during motor imagery of postural tasks³⁹, was also stimulated. Although Antal *et al.*⁴⁶ reported a decreased activation in this region after anodal tDCS over M₁, divergent findings have been found when directly applying tDCS over the SMA. While Kaminski *et al.*⁴⁷ showed that stimulating the SMA impaired motor learning of a dynamic balance task, some recent data provided evidence of substantial performance gains in different motor tasks^{48–51}. Taken together, the contribution of the SMA, although being debated, can thus not be completely ruled out in the present study.

The beneficial effects of applying tDCS over M₁ during MIP were mainly observed when looking at the fine postural adjustments required by the task. The present paradigm involved targets located at different directions with two levels of difficulty (Easy and Hard targets), both forward and backward (AHEAD and BEHIND targets). Performance improvements during both MIP_{tDCS} and MIP_{sham} conditions were recorded for Hard targets, whereas the time needed to complete Easy targets was reduced only under the MIP_{tDCS} condition. Different strategies might be used to maintain balance. Validating Hard targets may imply a shift of the CoP soliciting the hip joint, whereas minor deviations, such as those required to validate the Easy targets, might primarily manage through ankle involvement⁵². Furthermore, one can postulate that the margin for performance improvements was higher for Hard than for Easy. Data therefore demonstrate that only MIP_{tDCS} resulted in performance gains for both types of targets. Likewise, both conditions yielded to significant performance enhancement for AHEAD targets, but only MIP_{tDCS} improved the postural control for trials involving BEHIND targets. Considering the importance of rehearsal in motor learning, backward CoP displacement are more complicated than those in the forward direction where daily activities are more frequently oriented (e.g., locomotion, prehension). Furthermore, while movements in the forward direction might benefit from a broad support area (i.e., the 5 toes and the midfoot), backward movements rely on a narrow base (i.e., the heel), hence increasing the difficulty of validating BEHIND targets⁵³. Taken together, these results suggest that the cortical activity in M₁ induced by tDCS during MIP might contribute to reinforce the positive effect of MIP and result in greater performance for particularly demanding postural adjustments. As suggested by Foerster *et al.*²⁹ and Saimpont *et al.*³⁰, tDCS may therefore appear a promising stimulation method to potentiate the effects of MIP.

As with all experimental research, the present pilot study has some limitations which should be overcome in future experiments. As mentioned previously, applying tDCS over M₁ might have activated other cortical adjacent regions, such as the SMA. One alternative to resolve this issue might be to stimulate M₁ and the SMA in two separate sessions, as shown by Foerster *et al.*²⁹. From a pure methodological viewpoint, however, Lang *et al.*⁵⁴ argued that tDCS stimulation is likely to induce widespread bi-directional changes in regional neuronal activity, hence resulting in profound effects on the overall level of regional activity in many other brain regions. Future studies should certainly combine electroencephalographic measurements to tDCS stimulation in order to better understand and improve the neurophysiological correlates of the brain activity during each experimental condition. Within a behavioral perspective, additional postural variables (e.g., sway length) could have

been informative regarding the qualitative aspects of the experimentally-induced changes in postural control. Here, the data revealed that both MI_{tDCS} and MI_{sham} led to performance gains, as shown by decreased time to validate targets. Interestingly, Choi *et al.*⁷ reported that similar effects were not paralleled by reduced sway length, hence suggesting that participants took less time to perform the task, but were not necessarily more accurate. Replicating the study while recording postural sway might thus be relevant to clarify this issue. Third, future studies might include retention tests in order to see whether the effects observed after one single session of MIP are strictly maintained over time. Fourth, the experimental design did not involve a tDCS “only” condition. Based on recent findings by Saimpont *et al.*³⁰, however, coupling MIP with tDCS applied over M_1 resulted in significant greater performance compared to tDCS alone. Finally, other experimental conditions should ideally be included in future experimental designs to adequately frame and conclude about the relevance of combining MIP and tDCS. A pure physical practice condition might be necessary to compare the effects of physical and mental practice. Investigating the effects of tDCS during different ratios of physical and MIP (see Reiser *et al.*⁵⁵) might also be very informative to improve the reasoning about the functional relevance of combining MIP with tDCS.

Overall, our results provide evidence of short-term beneficial effects of both MIP combined with tDCS and MIP alone on postural control. Combining MIP with tDCS applied over M_1 might further appear a promising approach to enhance fine postural skills. Determining whether combining tDCS during MIP leads to greater performance than performing MIP before/after a tDCS session may be an exciting focus of research for future studies. More generally, these results have theoretical and practical applications in both motor learning and (neuro) rehabilitation. Clinical studies should notably address the relevance of combining both methods as an adjunctive rehabilitation practice to classical physical therapy for regaining postural skills in easily fatigable persons (e.g., elderly people) and neurologic populations (e.g., stroke patients).

Methods

Participants. Fourteen right-handed healthy participants (8 males, 6 women, mean age 25.78 ± 3.76 years) voluntarily participated in this double-blind study, which was approved by the Research Ethics Committee of the Center of Research and Innovation in Sport (University Claude Bernard Lyon 1). Handedness was surveyed by a brief self-report patient-based questionnaire adapted from Olfield⁵⁶. Only persons reporting a strong dominance of the right hand to perform everyday activities were recruited in the experimental design. Contra-indication to tDCS and musculoskeletal disorders were considered exclusion criteria. Shoe size above 10.5 (US size) was also an exclusion criterion to avoid feet extending beyond the postural tool assessment area. The experiment was performed in accordance with relevant guidelines and regulations. Informed consent in agreement with the terms of the Declaration of Helsinki (2013) was obtained from all participants. The procedure of the experiment and the tasks were individually explained, but no information was provided about the objectives of the study or the variables of interest before experimentation began. Participants were debriefed at the end of the study. Due to the novelty of the postural task investigated in this pilot study, and the lack of corresponding information in the literature, we were not able to run a power analysis to determine sample size *a priori*.

Design. The experiment took place in a quiet room, lit by homogeneous white light, i.e., in stable and reproducible environmental conditions. Two experimental (MI_{tDCS} , MI_{sham}) and one control (CONTROL) conditions were scheduled, within a test-retest procedure. All sessions were randomized and separated by one week. Participants were thus randomly assigned to one of the 6 possible session orders, to avoid both practice and order effects. Before engaging in the experimental design, participants were subjected to a pre-visit to assess their MI vividness (i.e., the clarity of the mental images and the intensity of the sensations perceived during MI) through the Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ-10)⁵⁷. The questionnaire includes 10 items corresponding to 5 basic movements that participants must perform and then mentally imagine using both visual and kinesthetic imagery. For each movement, participants were requested to rate the clarity of the images (visual imagery) or the intensity of the sensations they perceived (kinesthetic imagery) during the imagined movement using a 5-point analog scale. A score of 5 corresponded to the highest level of MI (images as clear as seeing and sensations as intense as perceived when performing the action). Conversely, a score of 1 corresponded to the poorest imagery (no images/no sensations).

For both experimental and CONTROL conditions, participants were subjected to identical pre- and post-tests, and consisted on a complex postural task (Fig. 4A). Participants had to shift their center of pressure (CoP), without lifting their feet nor losing balance, to validate 16 targets that appeared in 8 different directions. CoP was measured using a Wii Balance Board (Nintendo, USA), which has shown consistent concurrent validity when tested with healthy and young people⁵⁸. When compared to a laboratory force plate, Clark *et al.*⁵⁸ found good test-retest and between-device intra-class correlation coefficient (>0.66). Moreover, the use of the Wii Balance Board as a posture measure tool was validated in young people^{31,32}, elderly⁵⁹, persons with Parkinson's disease⁶⁰, visual impairment⁶¹, and reconstructed anterior cruciate ligament⁶². A software (Polyenco, France) was specifically developed to connect the Wii Balance Board to the computer in order to display the CoP position in a form of a cross on the screen, and randomly picture the targets to validate (Fig. 4A). Targets were located in 8 directions (Front, Back, Left, Right, Front-Left, Front-Right, Back-Left and Back-Right), at two levels of difficulty (easy and hard) directly based on the individual sustentation polygon (Fig. 5A). Coordinates of feet position were measured at six different points (thumbs, pinky fingers and heels) to delimitate the individual theoretical stability limitations in both axes, and to fix the places where targets randomly appeared for each participant. To respect the individual characteristics of the natural stance position, participants were asked to stand comfortably and motionless during measurement. Coordinates were recorded once, and then reused for each condition. Back-Left and Back-Right axes were the lines connecting the center to the heels. Front-Left and Front-Right axes connected the center to the point of equilibrium between toes (i.e., half distance between the big toe and the pinky toe, Fig. 5B). Easy targets corresponded to 20% of the theoretical maximum stability limitation, regardless

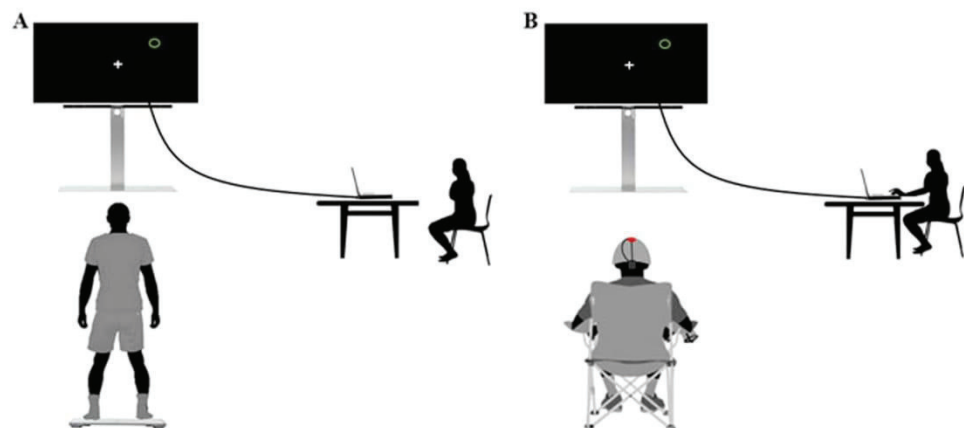


Figure 4. Actual performance and MI of the postural task. (A) Actual performance assessed during Pre and Post-Test. (B) MI of the task during MI_{tDCS} , MI_{sham} and CONTROL conditions.

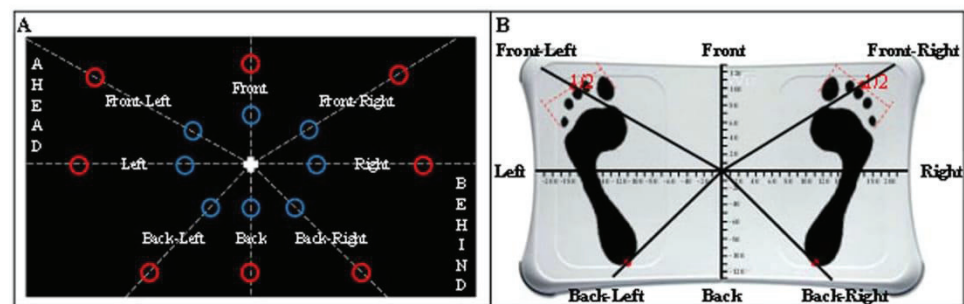


Figure 5. Axes and targets. (A) Location of the 16 targets on each of the 8 locations, for easy (blue targets) and hard (red targets) difficulty levels. Note that targets appeared only in green during the experimentation. (B) Measurement of individual support polygon for personalized theoretical stability limitations and directions definition.

of the forward/backward direction, while hard targets were placed at 50% of this limit. All AHEAD targets located in the forward direction, as well as all BEHIND targets, located in the backward direction, were therefore either considered easy or hard. The 16 targets (one per location and difficulty) had to be validated by placing the CoP into each target during 3 s (time was cumulated if participants moved outside the target area). Participants should systematically move back to the center before validating the next target, and were never allowed to lift their feet throughout the testing session.

Immediately after the PRETEST, participants were subjected either to a 12 min experimental (MI_{tDCS} or MI_{sham}) or CONTROL condition. During each experimental condition, participants were requested to mentally imagine the postural task while receiving anodal tDCS (MI_{tDCS} condition) or sham tDCS (MI_{sham} condition) over M_1 . To avoid muscular contractions and fatigue due while remaining motionless in a standing position for a long time, the MI session was performed while participants seated on a chair, at the exact place where they actually performed the postural task on the Wii Balance Board. They were asked to imagine that they validated each target by mentally shifting their body weight, through kinesthetic imagery, as well as to focus on tactile sensation of their feet on the Wii board. Using a custom made program, individual targets, similar to those presented during both pre- and post-test, randomly appeared on the screen. Participants verbally indicated when the target was validated and the investigator clicked to make the next target appear (Fig. 4B). As during both the pre- and post-test, they were asked to imagine moving back to the center before mentally validating the next appearing target. After both experimental conditions, participants rated on a 5-point Likert scale (graduated from 1: no sensation, to 5: as intense as during actual performance) the intensity of the sensations perceived during the 12 min of MIP. In the CONTROL condition, participants played a manual precision interactive game while receiving sham tDCS.

Apparatus. tDCS was delivered with a constant current stimulator (STARSTIM, Neuroelectronics) using two sponge electrodes impregnated with a saline-soaked solution. To increase cortical excitability of lower-limbs, the anode electrode was placed medially over the leg areas of both M_1 ⁶³, which are located laterally to the vertex^{64, 65}. To cover both left and right hemispheres, the anode (25 cm², current density 0.04 mA/cm²) was placed at Cz⁶⁶, with reference to the International 10/20 system. The cathode electrode (35 cm², current density 0.028 mA/

cm²) was placed on the middle of the forehead. To avoid discomfort, current ramped up during 40 s until it reached 1 mA, and then ramped-down during 40 s after 12 min of stimulation. For blinding effect, the current was ramped up to 1 mA and down to 0 during the first and last 40 s of the sham conditions, but was nil during the remaining time. At the end of each session, participants were asked whether they received a real stimulation and could answer “Yes”, “No”, or “I don’t know”. We performed conformity Chi-squared test on the proportions of participants’ “Yes” and “No” answers for each session against proportions corresponding to the chance level (50%). Participants who responded “I don’t know” were not included in this analysis since they acknowledged not being able to discriminate sham from real stimulations. The conformity Chi-squared test were not statistically significant (all $p > 0.05$).

Data analysis. The time elapsed from target display to target validation (i.e., validation time) was the dependent variable quantifying motor performance. In addition to CONDITION (MI_{tDCS} , MI_{sham} , and CONTROL) and TEST (PRETEST; POSTTEST), we included DIFFICULTY (Easy: easy targets; Hard: hard targets), LATERALITY (Dominant: front-right, right and back-right targets, Non-Dominant: front-left, left and back-left targets; Neutral: front and back targets), PLAN (AHEAD: front-left, front and front-right targets; BEHIND: back-left, back and back-right targets; Neutral: left and right targets), and DIRECTION (Antero-posterior: front and back targets; Medio-lateral: left and right targets; Mixed: front-left, front-right, back-left and back-right targets) as independent variables (see Fig. 2A).

We used R⁶⁷ and the packages *lme4*⁶⁸ and *ARTool*⁶⁹ to perform a nonparametric factorial analysis of motor performance data. Due to deviations from normality (Q-Q plots), we implemented a validated aligned rank transform (ART) procedure⁷⁰. The ART procedure consists in a preliminary step of data alignment based on the mean estimates of main and interaction effects of a given factorial model, followed by rank assignment (for further details, see Wobbrock *et al.*⁷⁰). We applied the ART to a mixed linear model with validation times as response variable. As fixed effects, we entered the independent variables (with interaction term). As random effect, we entered the by-subject random intercept. As post-hoc investigations, we used contrast tests with ART (least square means difference) and ran a systematic investigation of the three-way interactions involving CONDITION, TEST and one of the target location factor (i.e., DIFFICULTY, DIRECTION, LATERALITY and PLAN). The main effect of DIFFICULTY, DIRECTION, LATERALITY and PLAN was also investigated. The statistical significance threshold was set for a type I error rate of 5%. Holm’s corrections for multiple comparisons were applied to control the false discovery rate⁷¹. Effect sizes were reported for each significant result. Small effect sizes were, however, expected due to the small sample size, the short duration of the experimental design (investigating immediate effects on performance at the session level), as well as the variable of interest (i.e., validation of the targets with limited magnitude of performance gains) and the three-way interactions.

References

1. Winter, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* **3**, 193–214 (1995).
2. Weiss, G. N., Gorton, T., Read, R. C. & Neal, L. A. Outcomes of lower extremity amputations. *J. Am. Geriatr. Soc.* **38**, 877–883 (1990).
3. Löfgren, B., Nyberg, L., Österlind, P. O. & Gustafson, Y. In-patient rehabilitation after stroke: outcome and factors associated with improvement. *Disabil. Rehabil.* **20**, 55–61 (1998).
4. Taube, W., Lorch, M., Zeiter, S. & Keller, M. Non-physical practice improves task performance in an unstable, perturbed environment: motor imagery and observational balance training. *Front. Hum. Neurosci.* **8**, 972 (2014).
5. Schuster, C. *et al.* Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Med.* **9**, 1 (2011).
6. Dickstein, R. & Deutsch, J. E. Motor imagery in physical therapist practice. *Phys. Ther.* **87**, 942–953 (2007).
7. Choi, J. H. *et al.* Effect of mental training on the balance control ability of healthy subjects. *J. Phys. Ther. Sci.* **22**, 51–55 (2010).
8. Snijders, A. H. & Leunissen, I. *et al.* “Gait-related cerebral alterations in patients with Parkinson’s disease with freezing of gait”. *Brain* **134**, 59–72 (2011).
9. Fansler, C. L., Poff, C. L. & Shepard, K. F. Effects of mental practice on balance in elderly women. *Phys. Ther.* **65**, 1332–1338 (1985).
10. Hamel, M. F. & Lajoie, Y. Mental imagery. Effects on static balance and attentional demands of the elderly. *Aging Clin. Exp. Res.* **17**, 223–228 (2005).
11. Dickstein, R., Dunskey, A. & Marcovitz, E. Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Phys. Ther.* **84**, 1167–1177 (2004).
12. Hwang, S. *et al.* Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clin. Rehabil.* **24**, 514–522 (2010).
13. Kim, J.-S., Oh, D.-W., Kim, S.-Y. & Choi, J.-D. Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clin. Rehabil.* **25**, 134–145 (2011).
14. Kim, S. S., Lee, H. J. & You, Y. Y. Effects of ankle strengthening exercises combined with motor imagery training on the timed up and go test score and weight bearing ratio in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* **27**, 2303 (2015).
15. Di Rienzo, F., Collet, C., Hoyek, N. & Guillot, A. Impact of neurologic deficits on motor imagery: A systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychol. Rev.* **24**, 116–147 (2014).
16. Decety, J. *et al.* Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* **371**, 13 (1994).
17. Porro, C. A. *et al.* Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *J. Neurosci.* **16**, 7688–7698 (1996).
18. Lafleur, M. F. *et al.* Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements. *Neuroimage* **16**, 142–157 (2002).
19. Munzert, J., Lorey, B. & Zentgraf, K. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Res. Rev.* **60**, 306–326 (2009).
20. Guillot, A. *et al.* Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage* **41**, 1471–1483 (2008).
21. Di Rienzo, F. *et al.* Online and offline performance gains following motor imagery: A comprehensive review of behavioral and neuroimaging studies. *Front. Hum. Neurosci.* **10**, 1–15 (2016).
22. Kasai, T., Kawai, S., Kawaniishi, M. & Yahagi, S. Evidence for facilitation of motor evoked potentials (MEPs) induced by motor imagery. *Brain Res.* **744**, 147–150 (1997).

23. Rossini, P. M., Rossi, S., Pasqualetti, P. & Tecchio, F. Corticospinal excitability modulation to hand muscles during movement imagery. *Cereb. Cortex* **9**, 161–167 (1999).
24. Facchini, S., Muellbacher, W., Battaglia, F., Boroojerdi, B. & Hallett, M. Focal enhancement of motor cortex excitability during motor imagery: a transcranial magnetic stimulation study. *Acta Neurol. Scand.* **105**, 146–151 (2002).
25. Nitsche, M. A. *et al.* Facilitation of implicit motor learning by weak transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex in the human. *J. Cogn. Neurosci* **15**, 619–626 (2003).
26. Reis, J. & Fritsch, B. Modulation of motor performance and motor learning by transcranial direct current stimulation. *Curr. Opin. Neurol.* **24**, 590–596 (2011).
27. Reis, J. *et al.* Consensus: can transcranial direct current stimulation and transcranial magnetic stimulation enhance motor learning and memory formation? *Brain Stimulat.* **1**, 363–369 (2008).
28. Matsumoto, J. *et al.* Modulation of mu rhythm desynchronization during motor imagery by transcranial direct current stimulation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **7**, 1 (2010).
29. Foerster, A. *et al.* Site-specific effects of mental practice combined with transcranial direct current stimulation on motor learning. *Eur. J. Neurosci.* **37**, 786–794 (2013).
30. Saimpont, A. *et al.* Anodal transcranial direct current stimulation enhances the effects of motor imagery training in a finger tapping task. *Eur. J. Neurosci.* **43**, 113–119 (2016).
31. Chugh, S., Banerjee, A. & Dutta, A. Effects of transcranial direct current stimulation on functional reach tasks. *NeuroRehabilitation* **34**(4), 789–798 (2013).
32. Dutta, A. & Chugh, S. Effect of transcranial direct current stimulation on cortico-muscular coherence and standing postural steadiness. *In the 2nd IASTED International Conference on Assistive Technologies* (2012).
33. Yoo, E. & Chung, B. The effect of visual feedback plus mental practice on symmetrical weight-bearing training in people with hemiparesis. *Clin. Rehabil.* **20**, 388–397 (2006).
34. Hosseini, S. A., Fallahpour, M., Sayadi, M., Gharib, M. & Haghgoo, H. The impact of mental practice on stroke patients' postural balance. *J. Neurol. Sci.* **322**, 263–267 (2012).
35. Lee, H., Kim, H., Ahn, M. & You, Y. Effects of proprioception training with exercise imagery on balance ability of stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* **27**, 1–4 (2015).
36. Dunsky, A., Dickstein, R., Ariav, C., Deutsch, J. & Marcovitz, E. Motor imagery practice in gait rehabilitation of chronic post-stroke hemiparesis: four case studies. *Int. J. Rehabil. Res.* **29**, 351–356 (2006).
37. Bae, Y. H. *et al.* An efficacy study on improving balance and gait in subacute stroke patients by balance training with additional motor imagery: a pilot study. *J. Phys. Ther. Sci.* **27**, 3245 (2015).
38. Malouin, F., Richards, C. L., Doyon, J., Desrosiers, J. & Belleville, S. Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabil. Neural Repair* **18**, 66–75 (2004).
39. Taube, W. *et al.* Brain activity during observation and motor imagery of different balance tasks: An fMRI study. *Cortex* **64**, 102–114 (2015).
40. Taubert, M. *et al.* Dynamic properties of human brain structure: learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections. *J. Neurosci.* **30**, 11670–11677 (2010).
41. Taubert, M., Lohmann, G., Margulies, D. S., Villringer, A. & Ragert, P. Long-term effects of motor training on resting-state networks and underlying brain structure. *Neuroimage* **57**, 1492–1498 (2011).
42. Solodkin, A., Hlustik, P., Chen, E. E. & Small, S. L. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cereb. Cortex* **14**, 1246–1255 (2004).
43. Guillot, A. *et al.* Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum. Brain Map.* **30**, 2157–2172 (2009).
44. Nitsche, M. A. *et al.* Modulating parameters of excitability during and after transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *J. Physiol* **568**, 291–303 (2005).
45. Nitsche, M. A. *et al.* Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimul.* **1**, 206–223 (2008).
46. Antal, A., Polania, R., Schmidt-Samoa, C., Dechent, P. & Paulus, W. Transcranial direct current stimulation over the primary motor cortex during fMRI. *Neuroimage* **55**, 590–596 (2011).
47. Kaminski, E. *et al.* Effect of transcranial direct current stimulation (tDCS) during complex whole body motor skill learning. *Neurosci. Lett.* **552**, 76–80 (2013).
48. Vollman, H. *et al.* Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) over supplementary motor area (SMA) but not pre-SMA promotes short-term visuomotor learning. *Brain Stimul.* **6**, 101–107 (2013).
49. Carter, M. J., Maslovat, D. & Carlsen, A. N. Anodal direct current stimulation applied over the supplementary motor area delays spontaneous antiphase-to-in-phase transitions. *J. Neurophysiol.* **113**, 780–785 (2015).
50. Carlsen, A. N., Eagles, J. S. & MacKinnon, C. D. Transcranial direct current stimulation over the supplementary motor area modulates the preparatory activation level in the human motor system. *Behav. Brain Res.* **279**, 68–75 (2015).
51. Hupfeld, K.E., Ketcham, C. J., Schneider, H. D. Transcranial direct current stimulation (tDCS) to the supplementary motor area (SMA) influences performance on motor tasks. *Exp. Brain Res.* In press (2017).
52. Karlsson, A. & Lanshammar, H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. *Gait Posture* **5**, 198–203 (1997).
53. Baydal-Bertomeu, J. M. *et al.* Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. [Determination of postural behavior patterns in Spanish healthy people]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* **55**, 260–269 (2004).
54. Lang, N. *et al.* How does transcranial DC stimulation of the primary motor cortex alter regional neuronal activity in the human brain? *Eur. J. Neurosci.* **22**, 495–504 (2005).
55. Reiser, M., Büsch, D. & Munzert, J. Strength gains by motor imagery with different ratios of physical to mental practice. *Front. Psychol.* **2**, 1–8 (2011).
56. Oldfield, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* **9**, 97–113 (1971).
57. Malouin, F. *et al.* The kinesthetic and visual imagery questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *JNPT* **31**, 20–29 (2007).
58. Clark, R. A. *et al.* Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture* **31**, 307–310 (2010).
59. Dutta, A., Chugh, S., Banerjee, A. & Dutta, A. Point-of-care-testing of standing posture with Wii balance board and microsoft kinect during transcranial direct current stimulation: a feasibility study. *NeuroRehabilitation* **34**, 789–798 (2014).
60. Holmes, J. D., Jenkins, M. E., Johnson, A. M., Hunt, M. A. & Clark, R. A. Validity of the Nintendo Wii® balance board for the assessment of standing balance in Parkinson's disease. *Clin. Rehabil.* **27**, 361–366 (2013).
61. Jeter, P. E. *et al.* Intra-session test-retest reliability of magnitude and structure of center of pressure from the Nintendo Wii Balance Board™ for a visually impaired and normally sighted population. *Gait Posture* **41**, 482–487 (2015).
62. Howells, B. E. *et al.* The assessment of postural control and the influence of a secondary task in people with anterior cruciate ligament reconstructed knees using a Nintendo Wii Balance Board. *Br. J. Sports Med.* **47**, 914–919 (2012).
63. Kaminski, E. *et al.* Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *Clin. Neurophysiol.* **127**, 2455–2462 (2016).
64. Madhavan, S. & Stinear, J. W. Focal and bidirectional modulation of lower limb motor cortex using anodal transcranial direct current stimulation. *Brain Stimulat.* **3**, 42–50 (2010).

65. Madhavan, S., Weber, K. A. II & Stinear, J. W. Non-invasive brain stimulation enhances fine motor control of the hemiparetic ankle: implications for rehabilitation. *Exp. Brain Res.* **209**, 9–17 (2011).
66. Lee, Y. S. *et al.* The effects of transcranial direct current stimulation on functional movement performance and balance of the lower extremities. *J. Phys. Ther. Sci.* **24**, 1215–1218 (2012).
67. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. *R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.* <https://www.R-project.org> (2015).
68. Bates, D., Maechler, M., Bolker, B. & Walker, S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *J. Stat. Softw.* **67**(1), 1–48 (2015).
69. Kay, M. & Wobbrock, J. ARTool: Aligned Rank Transform for Nonparametric Factorial ANOVAs. *R package version 0.10.2.* <https://github.com/mjskay/ARTool> (2016).
70. Wobbrock, J., Findlater, L., Gergle, D. & Higgins, J. The Aligned Rank Transform for Nonparametric Factorial Analyses Using Only ANOVA Procedures. In *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems.* <http://depts.washington.edu/aimgroup/proj/art/> (2011).
71. Holm, S. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scand. J. Stat* **6**, 65–67 (1979).

Author Contributions

E.S., F.D.R., S.N.N., M.A.R.G., and A.G. participated to the development of the experimental design. E.S. conducted the experiment and collected the data. F.D.R. Performed statistical analyses. E.S., F.D.R., and A.G. wrote the manuscript. P.L.J., C.C., A.S. and A.G. reviewed the manuscript.

Additional Information

Competing Interests: The authors declare that they have no competing interests.

Publisher's note: Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons license, unless indicated otherwise in the credit line; if the material is not included under the Creative Commons license, users will need to obtain permission from the license holder to reproduce the material. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

© The Author(s) 2017

**Optimal combination of anodal transcranial direct current stimulations and motor
imagery interventions**

Elodie Saruco^{1*}, Franck Di Rienzo¹, Susana Nunez-Nagy², Miguel A. Rubio-Gonzalez³,
Ursula Debarnot¹, Christian Collet¹, Aymeric Guillot^{1,4} & Arnaud Saimpont¹

¹ *Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de
la Motricité (EA 7424, LIBM), F-69622 Villeurbanne, France*

² *Universidad de Alcalá, Unidad de Fisioterapia. Campus Universitario, Ctra. Madrid
Barcelona. 28801, Alcalá de Henares, Madrid, España*

³ *Facultad de Ciencias, UNED, Departamento Automática e Informática, Paseo Senda del
Rey 9. 28040 Madrid, España*

⁴ *Institut Universitaire de France, Paris, France.*

* Corresponding author:

Elodie Saruco, EA 7424, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité,
Bâtiment Raphaël Dubois, RDC, Université Claude Bernard Lyon 1, Campus de la Doua,
27-29 Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France
e-mail : elodie.saruco@univ-lyon1.fr

ABSTRACT

Motor imagery contributes to enhance the (re)learning of motor skills through remapping of cortical networks. Combining motor imagery to anodal transcranial direct current stimulation (a-tDCS) over the primary motor cortex has further been shown to promote its beneficial effects on postural control. Whether motor imagery should be performed concomitantly to a-tDCS or consecutively, i.e. when cortical excitability increase is due to membrane depolarization or modified neurotransmitters activity, however remains to be elucidated. In the present study, the performance on a postural control task was measured before and after three experimental conditions. Participants practiced motor imagery during (tDCS_{DURING}), after (tDCS_{BEFORE}), or both during and after a-tDCS (tDCS_{BEFORE+DURING}). Performance was improved after tDCS_{DURING}, but not after both the tDCS_{BEFORE} and tDCS_{BEFORE+DURING} conditions. This suggests that homeostatic plasticity is likely to operate following a-tDCS through decreasing cortical excitability, and that motor imagery should be performed concomitantly to anodal stimulation for optimum gains.

Keywords: motor imagery, anodal transcranial direct current stimulation, postural control.

INTRODUCTION

Motor imagery – the mental simulation of an action – and actual execution of the corresponding movement share overlapping neural substrate (Lotze & Halsband, 2006; Guillot, Collet, Nguyen, Malouin, Richards, & Doyon, 2009; Munzert, Lorey, & Zentgraf, 2009). Based on such neurofunctional equivalence, motor imagery (MI) has been shown to promote the capacity of neurons to adjust their connectivity to the cognitive/behavioral demand, thus eliciting activity-dependent plasticity (Jackson, Lafleur, Malouin, Richards, & Doyon, 2003) and significant effects on motor (re)learning (Di Rienzo, Debarnot, Daligault, Saruco, Delpuech, Doyon, Collet, & Guillot, 2016). During the last two decades, investigating the beneficial effects of MI on motor function recovery has been the subject of a compelling body of research (for reviews, see Dickstein & Deutsch, 2007; Malouin & Richards, 2010; Carrasco & Cantalapiedra, 2016). Of specific interest, MI has been found to facilitate the ability to perform daily activities requiring an adequate postural control in young (Choi, Choi, Nam, Cho, Hwang, & Kwon, 2010) and elderly persons (Hamel & Lajoie, 2005), as well as in stroke patients (Cho, Kim, & Lee, 2013; Bae, Ko, Ha, Ahn, & Lee, 2015).

Recent years have witnessed a surge in interest in the brain stimulation concomitantly delivered to MI. Applying anodal transcranial direct current stimulation (a-tDCS), a non-invasive brain stimulation technique known to increase cortical excitability (Nitsche & Paulus, 2000), over the primary motor cortex (M_1) during MI, has been found to yield additional performance gains in hand motor tasks compared to MI alone (Foerster, Rocha, Wiesiolek, Chagas, Machado, Silva, Fregni, & Monte-Silva, 2013; Saimpont, Mercier, Malouin, Guillot, Collet, Doyon, & Jackson, 2016). Interestingly, Saruco et al. (2017) further reported that combining MI with a-tDCS resulted in greater performance improvements in a task requiring strong postural regulations. The data showed that postural adjustments with low margins for

performance improvement, and/or which were particularly difficult to acquire, were enhanced only when MI was combined to a-tDCS.

The effect of a-tDCS on cortical excitability may outlast the stimulation period and persist for up to 90 min (Nitsche & Paulus, 2001). Interestingly, while the modulation of cortical excitability during stimulation stems from resting membrane potential modifications (i.e., depolarization, Nitsche, Fricke, Henschke, Schlitterlau, Liebetanz, Lang, Henning, Tergau, & Paulus, 2003), the after-effects originate from changes in neuromodulators activity (increased intracortical facilitation and decreased intracortical inhibition, Nitsche, Seeber, Frommann, Klein, Rochford, Nitsche, Fricke, Liebetanz, Lang, Antal, Paulus, & Tergau, 2005). Whether a MI session should ideally be scheduled over depolarized neuronal membranes (i.e., during a-tDCS) or during relevant neuromodulatory states (i.e., right after a-tDCS) requires further investigation. So far, research addressing the timing-dependent effects of a-tDCS on motor learning has provided inconsistent results. Giacobbe et al. (2013) found that motor performance of stroke patients on a robotic wrist extension task improved when a-tDCS was delivered before training, but stagnated when applied concomitantly to the training session. Likewise, Kuntz et al. (2016) observed that training on a digit serial reaction time task right after a-tDCS resulted in performance gains, whereas combining a-tDCS and actual practice had no significant effects on learning. Using a similar paradigm, Kuo et al. (2008) reported divergent findings. They found that preconditioning cortical excitability through a-tDCS did not contribute to promote implicit motor learning. Other researchers further demonstrated that applying a-tDCS prior to a sequence-learning task even hindered explicit learning (Amadi, Allman, Johansen-Berg, & Stagg, 2015), whereas delivering the brain stimulation during actual practice improved performance (Stagg, Jayaram, Pastor, Kincses, Matthews, & Johansen-Berg, 2011). To our knowledge, only Sriraman et al. (2014) addressed similar timing-dependent effects of a-tDCS on a motor task with lower-limbs. They found that delivering a-tDCS during practice increased

motor performance greater than applying a-tDCS prior to motor practice, however without hindering the enhanced retention of motor performance.

Aside the context of physical training, the timing of a-tDCS delivery with reference to training practice has never been considered, specifically in regards to MI. The present protocol was therefore designed to determine whether MI should ideally be scheduled right after or during a-tDCS, or whether it should benefit from both previous and concomitant stimulations.

MATERIAL AND METHODS

Participants

Sixteen right-handed and right-footed healthy students (7 men and 9 women, mean age 20 ± 2 years) voluntarily participated in this study. Participants had no contra-indication to tDCS and a shoe size above 10.5 (US size), allowing a correct use of the postural tool. Each participant gave a written informed consent in agreement with the Declaration of Helsinki (2013) before engaging in this double-blind experiment, which was approved by the local research ethics committee of the University.

Experimental design

Motor imagery ability was first assessed using the revised version of the Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R, Hall & Martin, 1997). The test addresses the ease to perform motor imagery in the visual and kinesthetic modalities, using four movements (hip abduction, squat jump, arm movement, and forward bending). For each item, participants read a description and physically performed the movement, before imagining across each modality. Motor imagery ease is rated on a 7-point Likert-type scale ranging from 1 (*very hard to see/feel*) to 7 (*very easy to see/feel*). An average score for each modality and one for the entire

questionnaire is calculated, with higher score representing greater ease of imaging. Also, motor imagery vividness was controlled after each experimental condition with the use of a 5-point Likert-type scale. Specifically, participants self-reported from 1 (no sensation at all) to 5 (sensation as intense as during the actual execution) the intensity of the sensation perceived (i.e., kinesthetic motor imagery vividness).

This double-blinding test-retest involved a MI session during which participants mentally rehearsed a postural task while being subjected to three conditions of M_1 stimulation. During the PRE-TEST, participants were first requested to actually perform a postural task (Figure 1A). Right after, they received 10 min of either sham or anodal stimulation, and then performed 10 min of MI, which was also combined to a second sham or anodal stimulation. Three experimental conditions were therefore scheduled: 1) a-tDCS, then MI associated with sham stimulation ($tDCS_{\text{BEFORE}}$), 2) sham stimulation, then MI associated to a-tDCS ($tDCS_{\text{DURING}}$), and 3) a-tDCS both before and during MI ($tDCS_{\text{BEFORE+DURING}}$) (Figures 1B and 1C). A POST-TEST session, strictly similar to the PRE-TEST, was performed immediately after completing the experimental conditions (Figure 1D). All participants randomly performed the three conditions, with a one-week delay between each session to avoid any carry-over effect (Nitsche, Cohen, Wassermann, Priori, Lang, Antal, Paulus, Hummel, Boggio, Fregni, & Pascual-Leone, 2008).

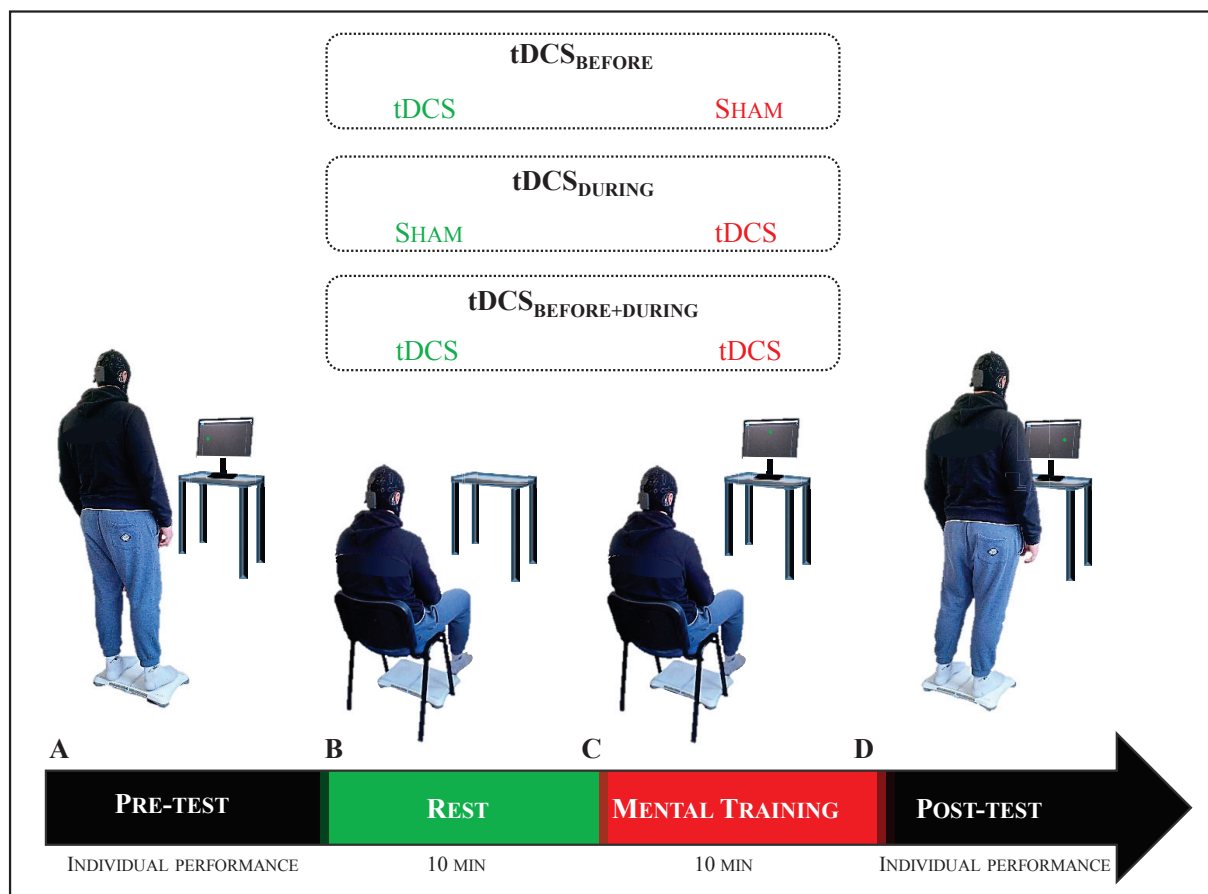


Figure 1: Time course of the experimental design. Participants performed the postural task during the pre-test (A), immediately followed by 10min rest while they received either sham or anodal stimulation over M_1 (B). A 10min MI session was then completed while participants received either another sham or anodal stimulation (C). Finally, participants performed the post-test (D), which was strictly similar to the pre-test.

Postural task

During both the PRE- and POST-TEST, participants were required to perform a postural task which consisted in the validation of 16 targets that randomly appeared on a screen (Saruco et al., 2017). Data were collected from a Wii Balance Board, which reliability as a tool of postural assessment was validated (Clark, Bryant, Pua, McCrory, Bennell, & Hunt, 2010; Howells, Clark, Arden, Bryant, Feller, Whitehead, & Webster, 2013; Holmes, Jenkins,

Johnson, Hunt, & Clark, 2013; Dutta, Chugh, Banerjee, & Dutta, 2014; Jeter, Wang, Gu, Barry, Roach, Corson, Yang, & Dagnelie, 2015). From a standing position on the balance board, participants received a continuous visual feedback of their center of pressure (CoP) on the screen, represented by a cross. By shifting their CoP without lifting any feet, the cross had to reach and stand into each target area during 3s to complete its validation (Figure 2A). Targets were individually located in 8 different directions with two difficulty levels each, according to the distance from the initial position (Figure 2B). Difficulty thresholds were determined according to the sustentation polygon of each participant (Figure 2C). After each of the 16 targets, a reference target (located in the center) had to be validated before shifting the CoP to the next target (Figure 2A).

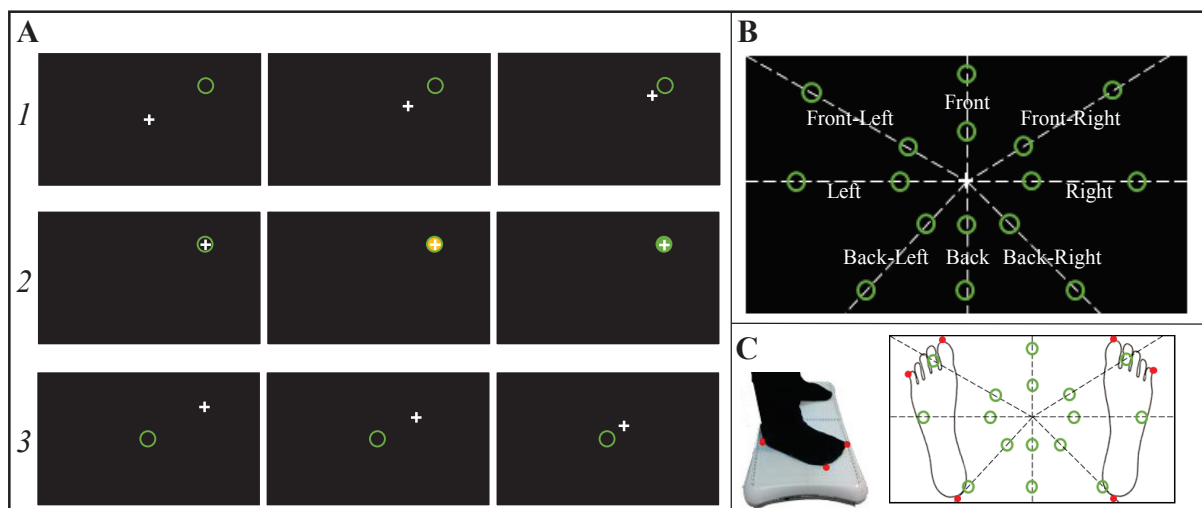


Figure 2: Postural task characteristics. *A₁* – Shift of the CoP (white cross) from a reference position until reaching a randomly assigned target (green circle). *A₂* – The target changed into yellow when the CoP remained within the target during 2 seconds, green after 3 seconds, and then disappeared (i.e., target validated). *A₃* – Participants shift back their CoP to validate a reference target, before the next randomly assigned target appeared. *B* – A total of 16 targets appeared on 8 different locations, with two levels of difficulty. Easy and hard targets were respectively located at 20% and 50% of the theoretical maximum stability limitation, previously individually delimited according to the feet positions. *C* – Comfortably standing on the Wii

Balance Board, coordinates of the heel, thumb and pinky toes were used to define the lines on which the targets appeared. Diagonals were calculated with the heels points and half of the distance between thumb and pinky toes points.

Motor imagery

As in Saruco et al. (2017), the participants performed MI while seating on a chair, positioned exactly the same place as the Wii Balance Board (i.e., where the PRE- and POST-TESTS were performed, Figure 1C). During 10 min, participants were requested to mentally shift their CoP to the randomly assigned targets that appeared on the screen, which were identical to those presented during both PRE- and POST-TESTS. Through kinesthetic motor imagery, they were asked to mentally shift and keep their CoP into the targets until their validation. Verbal indication was delivered by the participants at the end of each target validation, so that the experimenter was able to launch the next target. As during the PRE- and POST-TESTS, a reference target had to be validated between two randomly assigned targets.

Brain stimulation

Brain stimulation of 1mA intensity was continuously delivered during 10 min through two saline-soaked sponge electrodes, with a constant-current stimulator (STARSTIM, Neuroelectronics, Barcelona, Spain). Such stimulation charge has been previously shown to induce after-effects on cortical excitability during 1 h (Nitsche & Paulus, 2001). For a bi-hemispheric stimulation of lower-limbs, the 25 cm² anode electrode was fixed at Cz (Lee, Yang, Jeong, Yoo, Jeong, Jeon, Park, & Shin, 2012), with reference to the International 10/20 system. The 35 cm² cathode electrode was placed at the center of the forehead. This montage was previously shown as being relevant to enhance the beneficial effects of MI on postural control (Saruco et al., 2017). At the onset of the stimulation, intensity linearly increased during 30s until reaching 1mA, then ramped down to 0 during the last 30s. For a good level of blinding,

sham stimulation was strictly similar to anodal stimulation except that current stopped just right after the first 30 sec.

Data analysis

MIQ-R scores and participants' self-reports of motor imagery vividness were the psychometric variables for motor imagery ability. The time elapsed from the initial contact of the CoP with the target until it was validated (3 seconds inside the target) was the dependent variable for motor performance (Figure 2).

We used R (R Core Team, 2015), the packages *lme4* (Bates, Maechler, Bolker, & Walter, 2015) and *ARTool* (Kay & Wobbrock, 2016) to run a non-parametric analysis of validation times. Due to deviations from normality (visual inspection of Q-Q plots), we implemented a validated aligned rank transformation (ART) procedure (Wobbrock, Findlater, Gergle, & Higgins, 2011). This procedure consists in a preliminary step of data alignment based on the mean estimates of main/interaction effects of a given factorial model, followed by rank assignment (for further details, see Wobbrock et al., 2011). We applied the ART to a mixed linear model with validation times as the response variable. As fixed effects, we included CONDITION (tDCS_{BEFORE}, tDCS_{DURING}, and tDCS_{BEFORE+DURING}), TEST (PRE-TEST; POST-TEST) and DIFFICULTY (EASY and HARD targets). As random effect, we entered the by-subject and by-target random intercepts (front, right-front, left-front, back, back-left, back-front locations). As post-hoc investigations, we used contrast tests with ART (least square means difference) and ran a systematic investigation of main and interaction effects. Finally, non-parametric correlation analyses between motor imagery ability data (MIQ-R scores and participants' self-reports of motor imagery vividness during training) and interaction effects recorded on validation times were calculated (Spearman's rank correlation). The statistical significance threshold was set up for a type 1 error rate of 5%. We applied Holm's corrections for multiple comparisons to control the false discovery rate (Holm, 1979).

RESULTS

MI ability data

Participant's MIQ-R global score ($M \pm SD$) was 5.07 ± 0.69 . Visual and kinesthetic subscores were 5.52 ± 0.74 and 4.62 ± 0.98 , respectively. Mean participants' self-reports of motor imagery vividness was 2.96 ± 0.70 .

Performance data

The linear mixed effects analysis with ART carried on validation times revealed a TEST \times CONDITION interaction ($F_{(2, 1502)} = 2.60$, $p = 0.03$). Validation times were reduced during the POST-TEST ($4.25 \text{ s} \pm 1.36$) compared to the PRE-TEST ($4.67 \text{ s} \pm 1.97$) in the tDCS_{DURING} condition ($p_{(\text{ART})} < 0.001$). However, there was no difference between PRE-TEST and POST-TEST validation times in the tDCS_{BEFORE} (PRE-TEST: $4.60 \text{ s} \pm 1.58$, POST-TEST: $4.37 \text{ s} \pm 1.71$, $p_{(\text{ART})} > 0.05$) and tDCS_{BEFORE+DURING} (PRE-TEST: $4.41 \text{ s} \pm 1.50$, POST-TEST: $4.24 \text{ s} \pm 1.09$, $p_{(\text{ART})} > 0.05$) conditions (Figure 3). We also observed a TEST \times DIFFICULTY interaction ($F_{(2, 1502)} = 10.92$, $p < 0.001$). DIFFICULT targets were validated more rapidly during the POST-TEST than during the PRE-TEST (PRE-TEST: $5.03 \text{ s} \pm 2.00$, POST-TEST: $4.59 \text{ s} \pm 1.67$, $p_{(\text{ART})} < 0.001$), while there was no significant difference between the PRE-TEST ($4.09 \text{ s} \pm 1.13$) and the POST-TEST ($3.99 \text{ s} \pm 1.00$) for EASY targets ($p_{(\text{ART})} > 0.05$).

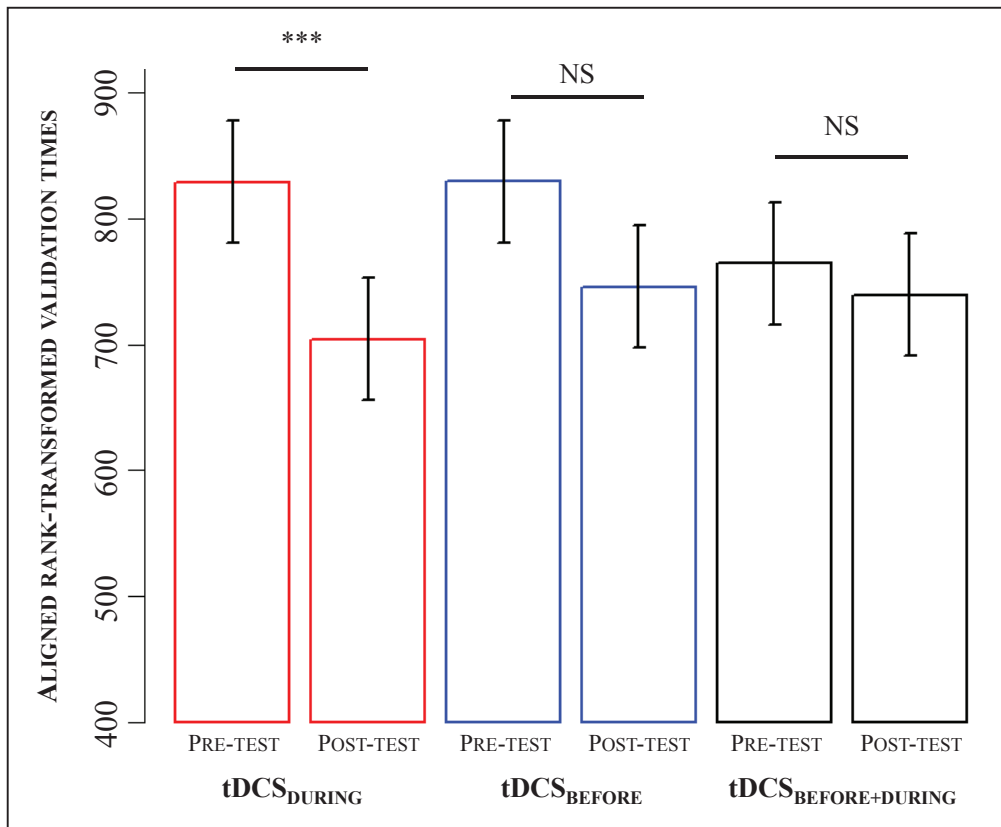


Figure 3: Behavioral outcomes. *Least square mean estimates of validation times during the pretest and the post-test across experimental conditions yielded by the linear mixed effects analysis with ART. NS: No statistically significant difference (corrected $p_{(ART)}$ -values), ***: $p_{(ART)}$ -value < 0.001.*

The linear mixed effects analysis with ART also revealed a main effect of TEST ($F_{(2, 1502)} = 19.79$, $p_{(ART)} < 0.001$) and DIFFICULTY ($F_{(2, 1502)} = 150.80$, $p_{(ART)} < 0.001$). POST-TEST targets were overall validated faster than PRE-TEST targets (PRETEST: $4.56 \text{ s} \pm 1.69$, POST-TEST: $4.29 \text{ s} \pm 1.40$), and EASY targets were validated faster than HARD targets (EASY: $4.04 \text{ s} \pm 1.07$, HARD: 4.81 ± 1.86).

Correlation analysis

There were no significant correlations between MIQ-R scores and the difference between the PRE-TEST and the POST-TEST validation times in the tDCS_{DURING} condition

(Spearman's $Rho < 0.20$, $p > 0.05$). However, the Spearman's rank correlation between participants' self-reports of motor imagery vividness during training and the difference between the PRE-TEST and the POST-TEST validation times approached the statistical threshold (Spearman's $Rho = 0.40$, $p = 0.06$) in this condition.

DISCUSSION

This study aimed to investigate the optimal timing of a-tDCS delivery when designing a MI intervention for postural control training. Practically, we studied whether MI should ideally be scheduled right after, during, or both right after and during a-tDCS, in order to evaluate the respective effects of modified neurotransmitters activity and membrane depolarization. While a performance improvement was observed after the concomitant use of a-tDCS and MI (tDCS_{DURING}), applying a-tDCS just before MI (either tDCS_{BEFORE} or tDCS_{BEFORE+DURING}) did not affect the motor performance.

Present data first provided evidence that applying a-tDCS during MI (tDCS_{DURING}) contributed to increase postural regulation to reach a target. This finding confirms previous data supporting that combining MI with a-tDCS can promote motor learning (Foerster et al., 2013; Saimpont et al., 2016; Saruco et al., 2017). Using a comparable experimental design, Saruco et al. (2017) reported that such combination yielded to better performance improvement compared to MI alone, hence supporting that performing MI while membrane potential modulation processes enhance cortical excitability might result in substantial performance gains. Interestingly, the amount of performance gains tended to correlate with the vividness of motor imagery perceived during this condition, which suggests that higher imagers might benefit from combining a-tDCS and MI more extensively than poorer imagers.

In contrast, performing MI right after a-tDCS (tDCS_{BEFORE}) did not significantly improve motor performance, hence suggesting that participants might not benefit from possible synaptic modulations fostering the long-term potentiation (Stagg & Nitsche, 2011). This latter finding is in line with previous results showing no effects (Kuo et al., 2008; Sriraman et al. 2014) or even deleterious effects of a-tDCS on motor learning when stimulation was delivered before physical practice (Stagg et al., 2011; Amadi et al., 2015). We thus extend this conclusion to motor learning by MI, confirming again the functional equivalence between actual execution and its mental representation. Interestingly, present result further suggests that applying stimulation just before practice might hinder the benefits observed after a session of MI without tDCS (Saruco et al., 2017).

The timing-dependent influence of a-tDCS on motor learning through MI might be explained by homeostatic plasticity processes as proposed by the Bienenstock-Cooper-Munro rule. This stipulates that synaptic modifications, based on the history of their activation, are operated in order to maintain neuronal connectivity within a useful range (Bienenstock, Cooper, & Munro, 1982). Motor learning relies on activity-dependent plasticity which can destabilize neural network properties (Abbot & Nelson, 2000). The Bienenstock-Cooper-Munro rule postulates that a sliding of the modification threshold (i.e., the level of post-synaptic activity), negatively correlated to the previous neuronal firing rates, operates to avoid such destabilization. In other words, following high levels of neural activity, homeostatic plasticity processes raise the modification threshold for synaptic strengthening, hence fostering inhibition. Regulatory homeostatic plasticity, which occurs in M₁ following a-tDCS induction (Siebner, Lang, Rizzo, Nitsche, Paulus, Lemon, & Rothwell, 2004; Lang, Siebner, Ernst, Nitsche, Paulus, Lemon, & Rothwell, 2004), might therefore constitute a reliable explanation for the present results. Delivering an excitatory input through MI right after preconditioning a-tDCS might thus have elicited neural inhibition, hence hampering learning. The exact molecular

functioning governing such homeostatic plasticity is not yet fully identified. While some studies highlighted the implication of the N-methyl-D-aspartate (excitatory neurotransmitter, NMDA) receptors' activity as an important process involved in homeostatic plasticity (Lee, Yasuda, & Ehlers, 2010; for reviews see Abraham & Bear 1996; Ziemann & Siebner, 2008), Amadi et al. (2015) hypothesized that the homeostatic relationship between a-tDCS and motor learning might also occur at the level of gamma-aminobutyric acid (inhibitory neurotransmitter, GABA)-ergic synapses. This suggests that the sliding of modification threshold may be governed by a modulation of both excitatory and inhibitory nervous processes.

Another original result is the lack of effect of combining a-tDCS and MI after a-tDCS preconditioning (tDCS_{BEFORE+DURING}). As there was a possibility that tDCS_{BEFORE} would positively influence motor learning (Kuntz, Sturm, Krause, Pollok, & Keitel, 2016) and as positive effects of tDCS_{DURING} were anticipated (Saruco et al., 2017), it was relevant to test whether this combination could yield additional improvements. We postulate that further stimulation of the neural state (sparked by tDCS_{DURING}) contributed to trigger the sliding of the modification threshold towards inhibition processes. This result suggests that exogenous modulations of cortical excitability (i.e., a-tDCS) were not sufficient to overcome endogenous homeostatic plasticity processes. Moreover, as we did not find any difference when comparing the level of performance during the POST-TESTS of tDCS_{BEFORE} and tDCS_{BEFORE+DURING} conditions (Figure 1), we hypothesize that a greater input (tDCS_{BEFORE+DURING}) did not lead to a greater reversibility of the neural state (i.e., decrease of the cortical excitability operated by homeostatic processes). Hence, irrespectively of the stimulation charge (tDCS_{BEFORE+DURING} or tDCS_{BEFORE} only), such processes would operate in a similar manner.

This study has some limitations that should be considered in future experiments. First, we did not include a control of cortical excitability modulations induced by a-tDCS and potential homeostatic plasticity processes. Such interaction has previously been considered by

Siebner et al. (2004) and Lang et al. (2004). Also, assessing the neurobiological factors involved in the relationship between a-tDCS and homeostatic plasticity processes certainly deserves further consideration (Amadi et al., 2015). From a practical perspective, this study addressed the short-term effects of preconditioning the neural state with a-tDCS, without scheduling a retention test. As Sriraman et al. (2014) showed that a-tDCS applied before and during motor learning led to similar performance improvement 24 hours after practice, the effect of time on homeostatic plasticity should be investigated. Finally, there was no control group receiving no stimulation (e.g., sham stimulations before and during MI) in the design, hence preventing from drawing final conclusions regarding the relevance of delivering a-tDCS during MI in order to improve the postural control. However, such direct comparison of the benefits of simultaneous combining a-tDCS and MI and those observed after MI alone (with sham a-tDCS) were assessed in a previous study (Saruco et al., 2017).

The aim of this experiment was to investigate whether a-tDCS should be applied before, concomitantly, or both before and concomitantly to MI. Data revealed that a-tDCS scheduled before MI (either combined with sham or anodal stimulations) did not significantly improve the motor performance whereas a-tDCS delivered during MI remained beneficial. Promising practical applications can be considered in the motor (re)learning domain, as present data support the relevance of applying a-tDCS during MI. This overall suggest that this timing should be regarded for optimal results. Considering the growing interest in brain stimulations and MI, specifically during the neurorehabilitation of patients suffering from locomotor and postural disorders, future studies should investigate in greater details how these two techniques might be adequately combined.

REFERENCES

- Abbott, L. F., & Nelson, S. B. (2000). Synaptic plasticity: taming the beast. *Nature Neuroscience*, 3, 1178–1183.
- Abraham, W. C., & Bear, M. F. (1996). Metaplasticity: the plasticity of synaptic plasticity. *Trends in Neurosciences*, 19(4), 126–130.
- Amadi, U., Allman, C., Johansen-Berg, H., & Stagg, C. J. (2015). The homeostatic interaction between anodal transcranial direct current stimulation and motor learning in humans is related to GABA A activity. *Brain Stimulation*, 8(5), 898–905.
- Bae, Y.-H., Ko, Y., Ha, H., Ahn, S. Y., Lee, W., & Lee, S. M. (2015). An efficacy study on improving balance and gait in subacute stroke patients by balance training with additional motor imagery: a pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3245.
- Bates, D., Maechler, M., Bolker, B. & Walker, S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67, (1), 1–48. (2015).
- Bienenstock, E. L., Cooper, L. N., & Munro, P. W. (1982). Theory for the development of neuron selectivity: orientation specificity and binocular interaction in visual cortex. *Journal of Neuroscience*, 2, 32–48.
- Carrasco, D. G., & Cantalapedra, J. A. (2016). Effectiveness of motor imagery or mental practice in functional recovery after stroke: a systematic review. *Neurologia*, Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2173580815001637>
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675–680.

- Choi, J. H., Choi, Y., Nam, K. S., Cho, I. S., Hwang, Y. T., & Kwon, Y. H. (2010). Effect of mental training on the balance control ability of healthy subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 22(1), 51–55.
- Clark, R. A., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., & Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture*, 31(3), 307–310.
- Dickstein, R., & Deutsch, J. E. (2007). Motor imagery in physical therapist practice. *Physical Therapy*, 87(7), 942–953.
- Di Rienzo, F., Debarnot, U., Daligault, S., Saruco, E., Delpuech, C., Doyon, J., Collet, C., & Guillot, A. (2016). Online and offline performance gains following motor imagery practice: a comprehensive review of behavioral and neuroimaging studies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4923126/>
- Dutta, A., Chugh, S., Banerjee, A., & Dutta, A. (2014). Point-of-care-testing of standing posture with Wii balance board and microsoft kinect during transcranial direct current stimulation: a feasibility study. *NeuroRehabilitation*, 34(4), 789–798.
- Foerster, Á., Rocha, S., Wiesiolek, C., Chagas, A. P., Machado, G., Silva, E., Fregni, F., & Monte-Silva, K. (2013). Site-specific effects of mental practice combined with transcranial direct current stimulation on motor learning. *European Journal of Neuroscience*, 37(5), 786–794.
- Giacobbe, V., Krebs, H. I., Volpe, B. T., Pascual-Leone, A., Rykman, A., Zeiarati, G., Fregni, F., Dipietro, L., Thickbroom, G. W., & Edwards, D. J. (2013). Transcranial direct current stimulation (tDCS) and robotic practice in chronic stroke: the dimension of timing. *NeuroRehabilitation*, 33(1), 49–56.

- Guillot, A., Collet, C., Nguyen, V. A., Malouin, F., Richards, C., & Doyon, J. (2009). Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Human Brain Mapping, 30*(7), 2157–2172.
- Hall, C. R., & Martin, K. A. (1997). Measuring movement imagery abilities: A revision of the Movement Imagery Questionnaire. *Journal of Mental Imagery*. Retrieved from <http://psycnet.apa.org/psycinfo/1997-04645-004>
- Hamel, M. F., & Lajoie, Y. (2005). Mental imagery. Effects on static balance and attentional demands of the elderly. *Aging Clinical and Experimental Research, 17*(3), 223–228.
- Holmes, J. D., Jenkins, M. E., Johnson, A. M., Hunt, M. A., & Clark, R. A. (2013). Validity of the Nintendo Wii® balance board for the assessment of standing balance in Parkinson's disease. *Clinical Rehabilitation, 27*(4), 361–366.
- Holm, S. (1979). A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scandinavian Journal of Statistics, 6*, 65–70.
- Howells, B. E., Clark, R. A., Ardern, C. L., Bryant, A. L., Feller, J. A., Whitehead, T. S., & Webster, K. E. (2013). The assessment of postural control and the influence of a secondary task in people with anterior cruciate ligament reconstructed knees using a Nintendo Wii Balance Board. *British Journal of Sports Medicine, 47*, 914-919.
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. L., & Doyon, J. (2003). Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage, 20*(2), 1171–1180.
- Jeter, P. E., Wang, J., Gu, J., Barry, M. P., Roach, C., Corson, M., Yang, L., & Dagnelie, G. (2015). Intra-session test-retest reliability of magnitude and structure of center of

- pressure from the Nintendo Wii Balance Board™ for a visually impaired and normally sighted population. *Gait & Posture*, 41(2), 482–487.
- Kay, M. & Wobbrock, J. (2016) ARTool: Aligned Rank Transform for Nonparametric Factorial ANOVAs. R package version 0.10.2. Retrieved from R package version 0.10.2. <https://github.com/mjskay/ARTool>.
- Kuntz, T., Sturm, A. P., Krause, V., Pollok, B., & Keitel, A. (2016). EP 129. The effect of tDCS over M1 prior to and during implicit motor sequence learning. *Clinical Neurophysiology*, 127(9), e295.
- Kuo, M.-F., Unger, M., Liebetanz, D., Lang, N., Tergau, F., Paulus, W., & Nitsche, M. A. (2008). Limited impact of homeostatic plasticity on motor learning in humans. *Neuropsychologia*, 46(8), 2122–2128.
- Lang, N., Siebner, H. R., Ernst, D., Nitsche, M. A., Paulus, W., Lemon, R. N., & Rothwell, J. C. (2004). Preconditioning with transcranial direct current stimulation sensitizes the motor cortex to rapid-rate transcranial magnetic stimulation and controls the direction of after-effects. *Biological Psychiatry*, 56(9), 634–639.
- Lee, M.-C., Yasuda, R., & Ehlers, M. D. (2010). Metaplasticity at single glutamatergic synapses. *Neuron*, 66(6), 859–870.
- Lee, Y.-S., Yang, H.-S., Jeong, C.-J., Yoo, Y.-D., Jeong, S.-H., Jeon, O.-K., Park, H.-Y., & Shin, H.-W. (2012). The effects of transcranial direct current stimulation on functional movement performance and balance of the lower extremities. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(12), 1215–1218.
- Lotze, M., & Halsband, U. (2006). Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris*, 99(4), 386–395.

- Malouin, F., & Richards, C. L. (2010). Mental practice for relearning locomotor skills. *Physical Therapy*, 90(2), 240–251.
- Munzert, J., Lorey, B., & Zentgraf, K. (2009). Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews*, 60(2), 306–326.
- Nitsche, M. A., Cohen, L. G., Wassermann, E. M., Priori, A., Lang, N., Antal, A., Paulus, W., Hummel, F., Boggio, P. S., Fregni, F., & Pascual-Leone, A. (2008). Transcranial direct current stimulation: state of the art 2008. *Brain Stimulation*, 1(3), 206–223.
- Nitsche, M. A., Fricke, K., Henschke, U., Schlitterlau, A., Liebetanz, D., Lang, N., Henning, S., Tergau, F., Paulus, W. (2003). Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. *The Journal of Physiology*, 553(1), 293–301.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 57(10), 1899–1901.
- Nitsche, M. A., Seeber, A., Frommann, K., Klein, C. C., Rochford, C., Nitsche, M. S., Fricke, K., Liebetanz, D., Lang, N., Antal, A., Paulus, W., & Tergau, F. (2005). Modulating parameters of excitability during and after transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *The Journal of Physiology*, 568(1), 291–303.
- R Core Team. (2015). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. <https://www.R-project.org>
- Saimpont, A., Mercier, C., Malouin, F., Guillot, A., Collet, C., Doyon, J., & Jackson, P. L. (2015). Anodal transcranial direct current stimulation enhances the effects of motor imagery training in a finger tapping task. *European Journal of Neuroscience*, 43(1), 113–119.

- Saruco, E., Di Rienzo, F., Nunez-Nagy, S., Rubio-Gonzalez, M. A., Jackson, P. L., Collet, C., Saimpont, A., & Guillot, A. (2017). Anodal tDCS over the primary motor cortex improves motor imagery benefits on postural control: A pilot study. *Scientific Reports*, 7. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5428691/>
- Siebner, H. R., Lang, N., Rizzo, V., Nitsche, M. A., Paulus, W., Lemon, R. N., & Rothwell, J. C. (2004). Preconditioning of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation with transcranial direct current stimulation: evidence for homeostatic plasticity in the human motor cortex. *Journal of Neuroscience*, 24(13), 3379–3385.
- Sriraman, A., Oishi, T., & Madhavan, S. (2014). Timing-dependent priming effects of tDCS on ankle motor skill learning. *Brain Research*, 1581, 23–29.
- Stagg, C. J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z. T., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2011). Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia*, 49(5), 800–804.
- Stagg, C. J., & Nitsche, M. A. (2011). Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *The Neuroscientist*, 17(1), 37–53.
- Wobbrock, J., Findlater, L., Gergle, D. & Higgins, J. (2011). The Aligned Rank Transform for Nonparametric Factorial Analyses Using Only ANOVA Procedures. *In Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*.
<http://depts.washington.edu/aimgroup/proj/art/>
- World Medical Association (2013). Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *Jama* 310 (20):2191-2194.
- Ziemann, U., & Siebner, H. R. (2008). Modifying motor learning through gating and homeostatic metaplasticity. *Brain Stimulation*, 1(1), 60–66.

CADRE ANALYTIQUE

DISCUSSION GÉNÉRALE

En raison de son équivalence fonctionnelle avec la PP et de son impact sur la plasticité activité-dépendante, l'IM suscite un intérêt grandissant parmi les cliniciens et se présente comme une véritable piste thérapeutique pour les programmes de rééducation existants, avec l'avantage d'être complémentaire, à moindre coût et facile d'accès. Ses effets bénéfiques sur le recouvrement de la motricité de personnes victimes d'une atteinte du système nerveux ont été rapportés par de nombreuses études (pour revues, voir Malouin & Richards, 2010 ; Malouin et al., 2013b). Malgré la forte incidence d'amputations du membre inférieur et les conséquences dramatiques de cet acte chirurgical sur la motricité fonctionnelle, l'apport que pourrait fournir l'IM sur la rééducation de cette population reste toutefois à explorer et approfondir. Ce travail de thèse avait ainsi comme objectifs 1) de vérifier la faisabilité de l'intégration de l'IM dans les programmes de rééducation de personnes amputées du membre inférieur et de préciser les préconisations sur ses modalités d'application, 2) d'évaluer son impact sur le recouvrement des capacités locomotrices, et 3) d'investiguer l'apport de la tDCS, concomitante et/ou préalable à l'IM, afin d'en potentialiser les bénéfices pour de futures applications clinique.

I) INTÉGRATION DE L’IM DANS LA RÉÉDUCATION DE PERSONNES AMPUTÉES DU MEMBRE INFÉRIEUR

A) FAISABILITÉ ET MODALITÉS D’APPLICATION

Pouvoir adhérer à un programme d’IM implique d’être capable de former des représentations internes de mouvements précises et fidèles à la réalité. En effet, les atteintes du système nerveux, l’âge élevé et les éventuelles limites en termes de capacités cognitives constituent des obstacles à la compliance des patients avec le programme d’entraînement mental, ou à son efficacité (Malouin et al., 2013). Par ailleurs, l’étude par neuroimagerie des structures cérébrales activées lors de l’IM chez de bons et mauvais imageurs a permis de mettre en évidence l’importance que revêt la capacité à former des images mentales de qualité (Guillot et al., 2008 ; van der Meulen et al., 2014). Les résultats obtenus par ces auteurs démontrent que de bonnes capacités d’IM permettent un meilleur recrutement du système moteur lors du travail d’imagination (pour revue, voir Debarnot et al., 2014). Ainsi, dans la mesure où les bénéfices induits par l’IM seraient permis par l’impact sur la plasticité activité-dépendante qui lui est conféré (e.g., Pascual-Leone et al., 1995 ; Jackson et al., 2003), il est indispensable de s’assurer de la qualité de l’IM des patients engagés dans un programme de rééducation intégrant cette pratique mentale. La chronométrie mentale et les questionnaires psychométriques, qui renseignent sur la modalité temporelle et la vivacité des images mentales, sont les outils de mesure des capacités d’IM privilégiés dans le milieu clinique, en raison de leur passation rapide et de leur facilité d’application (Malouin et al., 2013b).

La temporalité et la vivacité de l’IM sont susceptibles d’être influencées par les atteintes du système nerveux, qu’elles soient centrales ou périphériques (pour revue, voir Di Rienzo et al., 2014b). Suite à l’amputation d’un membre supérieur, bien que le principe d’équivalence

neurofonctionnelle entre IM et PP soit partiellement préservé (Raffin et al., 2012b), les caractéristiques temporelles de l’IM sont affectées. En particulier, tandis que le schéma de temporalité observé entre PP et IM d’une même tâche chez les sujets sains est reproduit pour le côté sain des patients amputés, il ne l’est toutefois pas pour le côté atteint (Raffin et al., 2012a). Chez des patients amputés du membre inférieur, Malouin et al. (2009) ont pour leur part rapporté une vivacité moindre pour les mouvements distaux avec le côté amputé (impossibles à exécuter physiquement). Ces résultats permettent de postuler que les capacités d’IM reflètent l’état du système moteur.

Afin d’observer les effets du recouvrement moteur sur les capacités d’IM, **L’ÉTUDE N°1** de ce travail de thèse consistait en une évaluation longitudinale des capacités à simuler un mouvement impliquant les membres inférieurs. La temporalité et la vivacité de l’IM de 10 patients amputés du membre inférieur ont été mesurées au cours d’un programme de rééducation fonctionnelle auquel ils participaient. Les résultats ont montré une amélioration de la congruence temporelle lors des tâches locomotrices. Cet effet du programme de rééducation sur les corrélats temporels de l’IM corrobore les données existantes sur le lien entre expertise motrice et isochronie, à savoir un renforcement de la congruence temporelle entre IM et PP d’une même tâche au cours de l’apprentissage (Guillot et al., 2012b). Les données chronométriques observées lors du test d’abduction de la hanche montrent également une amélioration de la congruence temporelle au cours du programme de rééducation, mais uniquement pour le côté sain. De façon similaire, la vivacité de l’IM ne s’améliore que pour les mouvements pouvant toujours être exécutés. Ces résultats soulignent le caractère dynamique du lien entre capacités d’IM et état du système moteur.

Ces données longitudinales apportent un éclairage sur l’évolution des profils d’imageurs des patients conjointement avec l’amélioration du système moteur. En rapportant *i)* un effet positif de la rééducation sur les capacités d’IM lors des tâches locomotrices (impliquant le

recours aux capacités motrices résiduelles du membre amputé et l’usage adéquat de la prothèse) et *ii*) une amélioration sélective des tâches mono-articulaires en fonction de l’état du membre (sain ou amputé), elles confirment l’existence de profils sélectifs de perturbation des qualités d’IM, qui reste limitée aux actions impliquant le membre affecté (Di Rienzo et al., 2014b). Nous posons ainsi l’hypothèse que le travail par IM lors de la rééducation de patients amputés du membre inférieur devrait essentiellement s’articuler autour de tâches fonctionnelles et bilatérales. Par ailleurs, nous pensons que la plasticité activité-dépendante consécutive au programme de rééducation est indirectement reflétée dans les corrélats chronométriques et psychométriques de l’IM. L’hypothèse selon laquelle les corrélats neurophysiologiques de l’IM pourraient rendre compte de l’amélioration du système moteur a été validée auprès de personnes victimes d’une amputation du membre supérieur (MacIver et al., 2008), d’un AVC (Szameitat et al., 2012 ; Butler & Page), ou encore d’une lésion de la moelle épinière (Di Rienzo et al., 2014a). Cette hypothèse reste toutefois à vérifier expérimentalement chez les personnes amputées du membre inférieur. L’étude des régions activées par l’IM au cours de la rééducation fonctionnelle, à travers un protocole longitudinal, devrait contribuer à la compréhension du lien potentiel entre les corrélats neurophysiologiques de l’IM et les indicateurs de qualité de l’IM utilisés dans le domaine clinique. D’un point de vue pratique, cela permettrait de moduler la conception des programmes d’IM destinés aux patients amputés du membre inférieur, dans le but d’en maximiser l’efficacité.

B) EFFETS THÉRAPEUTIQUES

1) Motricité

Afin d’étudier les effets thérapeutiques de l’IM chez des personnes amputées du membre inférieur, et tout particulièrement dans le cadre du recouvrement de la motricité fonctionnelle, L’ÉTUDE N°2 a été conçue de manière à pouvoir mesurer les progrès de patients suivant un

entraînement par IM lors des temps de pause de leur programme de rééducation classique (groupe expérimental) et à les comparer à ceux obtenus auprès de patients pratiquant une tâche cognitive neutre lors de ces mêmes moments de pause (groupe contrôle). Dans la mesure où les capacités de marche des personnes amputées du membre inférieur sont fortement liées à la qualité de leur contrôle postural (van Velzen et al., 2006), nous avons également cherché à explorer les effets de l'IM sur ce paramètre lors de L'ÉTUDE N°3, dans un premier temps auprès de sujets sains.

Les résultats fournis par L'ÉTUDE N°2 sont à interpréter avec précaution dans la mesure où il s'agit de données préliminaires, observées à l'échelle des 3 patients inclus à ce stade du protocole. Ceux-ci montrent que les 3 patients du groupe expérimental présentent un niveau de motricité supérieur comparativement aux patients du groupe contrôle. Quel que soit le moment de l'évaluation, les durées nécessaires à la réalisation des différentes tâches locomotrices par les patients du groupe expérimental sont systématiquement inférieures à celles enregistrées pour les patients du groupe contrôle. Il est intéressant de relever que c'est également le cas lors de l'évaluation post-prothétique, et ce, malgré le fait que très peu d'entraînement physique à la marche ait été effectué. Ces données, si elles se vérifient à l'échelle d'un échantillon plus large, laissent présager que même en l'absence de PP, l'IM pourrait contribuer au recouvrement de la motricité du membre atteint et favoriser l'intégration de la prothèse.

Afin d'enrichir l'éventail des modalités d'entraînement par IM susceptibles de bénéficier aux capacités locomotrices, l'impact de l'IM sur le contrôle postural a été investigué lors de L'ÉTUDE N°3. Les données montrent que seuls les participants du groupe ayant bénéficié de l'entraînement en IM entre le pré et le post-test d'une tâche posturale, consistant à déplacer son centre de gravité afin de valider des cibles présentées sur un écran, améliorent leur performance lors du post-test. L'effet bénéfique de l'IM sur le contrôle postural avait déjà été révélé par Choi et al. (2010) dans un protocole d'entraînement comptabilisant 15 séances d'IM.

L'amélioration de la performance rapportée par ces auteurs (gain temporel de 14%) est supérieure à celle que nous avons observée (gain de 8%), mais la quantité de pratique était nettement plus importante puisque le volume d'entraînement par IM était 30 fois supérieur à celui administré dans notre étude (15 séances de 30min contre 1 séance de 12min). L'impact d'une seule session d'IM sur le contrôle postural avait été, jusqu'alors, évoqué par Malouin et al. (2004) auprès de patients victimes d'un AVC, mais l'entraînement mental, dans cette étude, avait duré 30min et était couplé à de la PP. À notre connaissance, les résultats de L'ÉTUDE N°3 sont les premiers à montrer qu'une seule séance d'IM de 12min, sans PP parallèle, serait suffisante pour une amélioration significative du contrôle postural.

Si les données recueillies suite aux nouvelles inclusions corroboraient celles déjà rapportées dans L'ÉTUDE N°2, nous pourrions conclure qu'il est pertinent d'introduire un travail par IM de tâches fonctionnelles au sein des programmes de rééducation classiques, afin de contribuer au recouvrement des capacités locomotrices de personnes amputées du membre inférieur, et que celui-ci devrait débiter dès le stade pré-prothétique. Par ailleurs, l'obtention de résultats prometteurs auprès de sujets sains, ainsi que l'importance du contrôle postural dans le cadre du recouvrement de la locomotion, justifient la mise en place d'un protocole expérimental similaire à celui de L'ÉTUDE N°3 auprès de personnes amputées du membre inférieur. Cela permettrait de valider l'intégration d'un travail par IM spécifique au contrôle postural, contribuant à son tour au recouvrement des fonctions locomotrices de cette population.

2) Douleurs fantômes (DF)

L'importance des réorganisations corticales dans M_1 , suite à l'amputation (plasticité de compensation spontanée), est positivement corrélée à l'intensité des DF (Lotze et al., 2001 ; Raffin et al., 2016). Grâce aux processus de plasticité activité-dépendante, l'entraînement moteur avec le membre fantôme permet de contrebalancer la plasticité de compensation

spontanée, aboutissant à une activité au sein de M_1 plus proche de la norme et contribuant ainsi à diminuer l’intensité des DF (MacIver et al., 2008). Ainsi, bien que l’objectif principal de L’ÉTUDE N°2 soit d’analyser les effets de l’IM sur le recouvrement de la locomotion, l’existence de ce lien entre niveau de motricité et intensité des DF laisse présager l’existence d’un bénéfice secondaire de l’entraînement moteur sur ces dernières.

Les données fournies par cette ÉTUDE N°2, actuellement en cours, ne sont pas suffisantes pour apprécier un éventuel effet indirect de l’IM sur les DF. Elles rappellent toutefois que ces douleurs neuropathiques sont à l’origine de divers processus. En effet, l’ampleur de la plasticité de compensation spontanée ne serait pas le seul facteur de présence et d’intensité des DF (pour revue, voir Flor, 2002). Cela souligne l’importance de procéder à un contrôle exhaustif des différents éléments à l’origine des DF.

L’objectif principal de cette étude étant de nature motrice, une importance secondaire a effectivement été accordée à la dimension douloureuse lors du design du protocole. Toutefois, l’accès à certaines de ces informations essentielles devraient être permis par la consultation du dossier clinique de chacun des patients, dans le but de corriger cette faiblesse méthodologique et de pouvoir expliquer au mieux les résultats définitifs, une fois l’étude complétée.

C) POTENTIALISATION DES EFFETS DE L’IM

La tDCS est une technique de stimulation cérébrale permettant de moduler l’excitabilité corticale. De nombreuses études ont démontré sa capacité à favoriser l’apprentissage moteur lors qu’elle est appliquée conjointement à la PP (pour revue, voir Hashemirad et al., 2016). Plus récemment, l’intérêt de combiner la tDCS avec l’entraînement moteur a également été rapporté lors de protocoles d’IM de tâches manuelles (Foerster et al., 2013 ; Saimpont et al., 2016). L’objectif de L’ÉTUDE N°3 était d’évaluer la pertinence de cette combinaison à l’IM de tâches

posturales. Dans la mesure où les effets de la tDCS sur l'excitabilité corticale perdurent après l'arrêt de la stimulation, mais sont permis par des processus différents de ceux impliqués lors de la stimulation effective, L'ÉTUDE N°4 visait pour sa part à déterminer l'apport du travail en IM lorsque l'augmentation de l'excitabilité corticale est induite par la dépolarisation de la membrane (pendant l'induction de la tDCS) ou par la modulation de l'activité des neurotransmetteurs (après l'arrêt de la stimulation).

Lors de L'ÉTUDE N°3 il a été observé que le groupe ayant bénéficié de la tDCS lors de l'IM affichait un gain de performance supérieur à celui ayant reçu une fausse stimulation (Sham) lors de l'entraînement mental. Ce gain était plus spécifiquement dû à l'amélioration de la validation des cibles qui nécessitaient un contrôle postural particulièrement fin, rendue possible uniquement lorsque l'IM était couplée à la tDCS. Cela suggère que si l'IM seule suffit à pouvoir renforcer le niveau de contrôle postural de manière générale, l'amélioration de certains ajustements posturaux plus exigeants requiert l'application conjointe de la tDCS.

Les résultats de L'ÉTUDE N°4 ont par ailleurs permis de confirmer que cette combinaison doit être organisée de façon concomitante. Tandis qu'une amélioration de la performance a été enregistrée suite à la condition au cours de laquelle IM et tDCS étaient appliquées simultanément, aucun gain n'a été relevé suite à celles où la tDCS précédait l'IM, même dans le cas où la stimulation était maintenue lors de la pratique mentale. Ces données impliquent que, probablement en raison de la plasticité homéostatique, réaliser l'entraînement par IM après la stimulation cérébrale par tDCS empêcherait l'effet bénéfique de l'entraînement observé lors de L'ÉTUDE N°3.

LES ÉTUDES N° 3 ET N°4 valident la combinaison de l'IM avec la tDCS à des fins d'amélioration du contrôle postural de sujets sains. Par ailleurs, en révélant l'importance d'une application simultanée, L'ÉTUDE N°4 précise les modalités d'application préconisées pour

l’obtention de gains optimaux. Il convient désormais de réitérer ces protocoles expérimentaux auprès de personnes amputées du membre inférieur et d’en vérifier les corrélats comportementaux lors de tâches locomotrices. Cela contribuerait à enrichir les modes d’intervention en IM dans le cadre de la rééducation fonctionnelle des patients victimes de cette atteinte périphérique du système nerveux.

CONCLUSION

Les différentes études réalisées lors de cette thèse tendent à valider la pertinence d’un travail en IM spécifique à la rééducation de la locomotion chez des patients amputés du membre inférieur et suggèrent que, bien que l’utilisation parallèle de la tDCS lors de l’IM reste à valider auprès de cette population, cette combinaison devrait contribuer à maximiser les effets obtenus par la pratique mentale, et ainsi faciliter le recouvrement moteur attendu et recherché lors des programmes de rééducation (**FIGURE 41**).

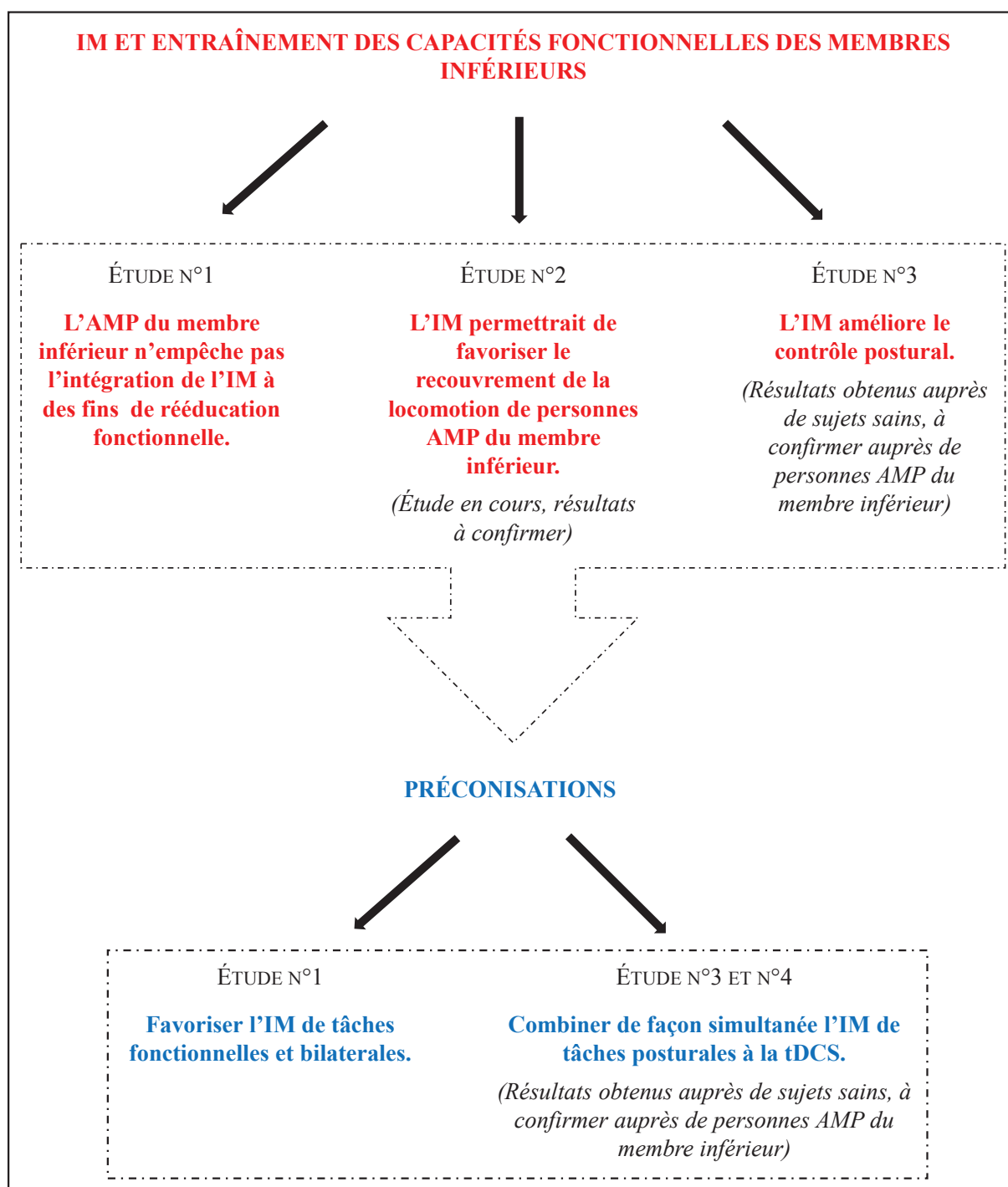


FIGURE 41 : SYNTHÈSE DE L’APPORT EXPÉRIMENTAL. AMP = amputation/amputées

II) PERSPECTIVES DE RECHERCHE

A) CLINIQUES

L'intérêt de la tDCS lors d'un travail en IM spécifique au contrôle postural a été validé par **LES ÉTUDES N°3 ET N°4** auprès d'un échantillon de personnes saines. Comme suggéré précédemment, il convient désormais de questionner sa pertinence dans le domaine clinique, en particulier auprès de personnes amputées d'un membre inférieur. Sa validité contribuerait à promouvoir l'utilisation de la tDCS par les professionnels de santé et ainsi à enrichir les techniques de neuro-réhabilitation susceptibles de servir cette population. Par ailleurs, le programme informatique spécifiquement élaboré pour l'évaluation du contrôle postural, comprenant la validation effective de cibles, l'entraînement mental de cette même tâche, et la génération de fichiers de données permettant d'étudier en détail la performance du sujet, pourrait faire l'objet d'un dépôt de brevet. Cet outil particulièrement adapté à l'entraînement et à l'évaluation de la qualité du contrôle postural pourrait ainsi être proposé dans un deuxième temps aux centres de rééducation, dans le but de favoriser le recouvrement d'un contrôle postural fonctionnel.

B) FONDAMENTALES

S'il est désormais clairement établi que suite à l'amputation d'une main, les régions corticales susceptibles d'envahir celles qui étaient dédiées au contrôle du membre manquant sont celles du visage et, plus particulièrement, de la lèvre (Ramachandran et al., 1992), la topographie de ces réorganisations reste largement méconnue chez les personnes amputées du membre inférieur. Ainsi, des acquisitions en IRMf auprès de patients n'ayant pas retrouvé un degré de mobilité fonctionnelle, et sollicitant les représentations motrices susceptibles d'avoir

envahi celle du membre désormais absent, devraient permettre de mettre en évidence les spécificités de la plasticité de compensation spontanée propres à cette population.

Une subvention a été allouée par la région Rhône Alpes pour la mise en œuvre de ce protocole expérimental, actuellement en cours au sein de l'Hôpital Ruber International de Madrid (Espagne), avec qui nous collaborons activement. Nous incluons des patients amputés du membre inférieur, mais n'ayant pas encore été appareillés, et leur demandons d'effectuer des mouvements du coude et du poignet lors d'acquisitions en IRMf. Les représentations motrices de ces membres sont adjacentes à la celle de la jambe d'après la distribution spatiale des aires corticales détaillée dans l'homonculus. Les études d'imagerie cérébrale (Lotze et al., 2000, Ehrsson et al., 2000) montrent que ces régions seraient susceptibles d'avoir envahi la zone dédiée au contrôle moteur des membres inférieurs, suite à la plasticité de compensation spontanée induite par l'amputation. Enfin, des mouvements répétés de dorsiflexions et flexions plantaires de la cheville, impliquant un modèle d'activation cortical similaire à celui de la marche (Miyai et al., 2001), sont également effectués (tentative d'exécution pour le côté amputé), afin d'en déterminer la localisation fonctionnelle chez chaque patient. Des sujets sains, permettant de renseigner sur les activations corticales normalement déclenchées en réponse aux tâches demandées, seront également recrutés pour les besoins de l'étude.

Ces données fondamentales sur la nature de la plasticité de compensation spontanée induite par l'amputation du membre inférieur permettraient dans un deuxième temps d'étudier les corrélats neurophysiologiques d'un entraînement par IM auprès de cette population. Nous postulons que les régions dédiées au contrôle de la cheville seront davantage recrutées à l'issue du protocole d'entraînement par IM, avec des modèles d'activations plus proches de ceux des contrôles sains. Les régions corticales responsables du contrôle des mouvements du coude/poignet ne devraient par ailleurs plus montrer d'activation excessive, ni de chevauchement sur le territoire de celles liées à la motricité de la cheville. D'un point de vue

clinique, de tels résultats renforceraient les fondements scientifiques de la pratique de l'IM dans le cadre de la rééducation fonctionnelle de personnes amputées du membre inférieur, et favoriseraient l'utilisation de cette technique peu coûteuse, facile à mettre en œuvre et fortement modulable, permettant d'augmenter le degré de motricité fonctionnelle des patients et contribuant ainsi considérablement à l'amélioration de leur qualité de vie.

ANNEXES

ANNEXE N°1 : Version simplifiée du KVIQ-10 (utilisée dans l'étude n°2).

ANNEXE N°2 : MIQ-R

QUESTIONNAIRE D'IMAGERIE VISUELLE ET KINESTHESIQUE
ADAPTE AUX PERSONNES AMPUTEES D'UN MEMBRE INFERIEUR

KVIQ AMPUTÉS MEMBRE INFÉRIEUR / PARTIE VISUELLE

Dans cette première partie du questionnaire, au moment d'imaginer les différents mouvements, essayez de « voir » mentalement ce vous voyez quand vous effectuez physiquement ces mouvements. Vous coterez la clarté de votre image selon l'échelle suivante :

5	4	3	2	1

Image aussi claire qu'un film	Image claire	Image modérément claire	Image floue	Pas d'image

Item 6bis Vd. Flexion de la hanche

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur le siège de chaque côté du corps.
2. Amenez votre cuisse du côté *dominant* vers le haut au maximum tout en gardant le genou plié puis reposez votre pied au sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

Item 7Vnd. Extension du genou

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Relevez votre avant-jambe du côté *non-dominant* le plus près possible de l'horizontale puis redescendez-la.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

Item 8Vd. Abduction de la hanche

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Déplacez le pied de votre côté *dominant* d'environ 30 centimètres (12 pouces) vers l'extérieur puis ramenez-le.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

Item 9Vnd. Taper du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Avec votre jambe *non-dominante*, tapez du bout du pied trois fois au rythme de un mouvement par seconde tout en gardant le talon en contact avec le sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

Item 10Vd. Rotation externe du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Sans bouger le talon, déplacez le bout du pied de votre jambe *dominante* vers l'extérieur, le plus loin possible.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez le mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....**Item 6bis Vnd. Flexion de la hanche**

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur le siège de chaque côté du corps.
2. Amenez votre cuisse du côté *non dominant* vers le haut au maximum tout en gardant le genou plié puis reposez votre pied au sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....**Item 7Vd. Extension du genou**

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Relevez votre avant-jambe du côté *dominant* le plus près possible de l'horizontale puis redescendez-la.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....**Item 8Vnd. Abduction de la hanche**

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Déplacez le pied de votre côté *non-dominant* d'environ 30 centimètres (12 pouces) vers l'extérieur puis ramenez-le.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....**Item 9Vd. Taper du pied**

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Avec votre jambe *dominante*, tapez du bout du pied trois fois au rythme de un mouvement par seconde tout en gardant le talon en contact avec le sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

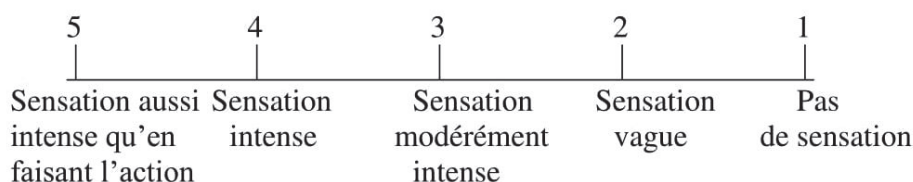
Item 10Vnd. Rotation externe du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Sans bouger le talon, déplacez le bout du pied de votre jambe *non-dominante* vers l'extérieur, le plus loin possible.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez le mouvement. Concentrez-vous sur la clarté de l'image.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre image du mouvement.

Note.....

KVIQ AMPUTÉS MEMBRE INFÉRIEUR / PARTIE KINESTHÉSIQUE

Dans cette deuxième partie du questionnaire, au moment d'imaginer les différents mouvements, essayez de « ressentir » mentalement ce vous ressentez quand vous effectuez physiquement ces mouvements. Vous coterez l'intensité de votre sensation selon l'échelle suivante :

**Item 6bis Vd. Flexion de la hanche**

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur le siège de chaque côté du corps.
2. Amenez votre cuisse du côté *dominant* vers le haut au maximum tout en gardant le genou plié puis reposez votre pied au sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 7Vnd. Extension du genou

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Relevez votre avant-jambe du côté *non-dominant* le plus près possible de l'horizontale puis redescendez-la.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 8Vd. Abduction de la hanche

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Déplacez le pied de votre côté *dominant* d'environ 30 centimètres (12 pouces) vers l'extérieur puis ramenez-le.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 9Vnd. Taper du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Avec votre jambe *non-dominante*, tapez du bout du pied trois fois au rythme de un mouvement par seconde tout en gardant le talon en contact avec le sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 10Vd. Rotation externe du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Sans bouger le talon, déplacez le bout du pied de votre jambe *dominante* vers l'extérieur, le plus loin possible.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 6bis Vnd. Flexion de la hanche

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur le siège de chaque côté du corps.
2. Amenez votre cuisse du côté *non dominant* vers le haut au maximum tout en gardant le genou plié puis reposez votre pied au sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 7Vd. Extension du genou

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Relevez votre avant-jambe du côté *dominant* le plus près possible de l'horizontale puis redescendez-la.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 8Vnd. Abduction de la hanche

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Déplacez le pied de votre côté *non-dominant* d'environ 30 centimètres (12 pouces) vers l'extérieur puis ramenez-le.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 9Vd. Taper du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Avec votre jambe *dominante*, tapez du bout du pied trois fois au rythme de un mouvement par seconde tout en gardant le talon en contact avec le sol.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Item 10Vnd. Rotation externe du pied

1. Demeurez assis, la tête bien droite, les deux mains posées sur vos cuisses.
2. Sans bouger le talon, déplacez le bout du pied de votre jambe *non-dominante* vers l'extérieur, le plus loin possible.
3. Revenez à la position initiale. Maintenant, imaginez ce mouvement. Concentrez-vous sur l'intensité de la sensation.
4. Indiquez sur l'échelle suivante l'énoncé qualifiant le mieux votre sensation du mouvement.

Note.....

Movement Imagery Questionnaire – version révisée

Le présent questionnaire étudie 2 façons de se **représenter mentalement** un mouvement. Ces techniques sont utilisées plus fréquemment par certaines personnes que par d'autres, ou sont plus applicables à certains mouvements que d'autres. La première consiste à visualiser le mouvement (se voir en train de l'effectuer). La seconde consiste à percevoir, ou ressentir, ce que produit l'exécution d'un mouvement, sans pour autant l'accomplir dans la réalité. Ce questionnaire demande d'effectuer ces deux types de représentations mentales, pour différents mouvements simples, et d'évaluer la difficulté ou la facilité avec laquelle vous l'avez visualisé ou senti. Les scores que vous indiquerez ne serviront pas à évaluer la justesse de votre représentation mentale, mais davantage à évaluer vos capacités à imaginer plus ou moins facilement le mouvement. Il n'y a pas de « bons » ni de « mauvais » scores.

Chacun des énoncés suivants décrit un mouvement simple. Lisez bien chaque énoncé et **effectuez le mouvement tel qu'il est décrit. Ne l'effectuez qu'une seule fois**. Reprenez à la position initiale du mouvement, comme si vous alliez le refaire. Ensuite, en fonction des consignes, 1) **visualisez** aussi clairement que possible le mouvement que vous venez de faire (essayez de vous voir en train de l'effectuer), ou 2) essayez **d'imaginer, de percevoir les sensations produites par le mouvement**, sans pour autant le faire réellement.

Une fois le mouvement imaginé, inscrivez le score correspondant à la difficulté ou facilité avec laquelle vous avez effectué la tâche mentale demandée. L'échelle à utiliser se trouve à la fin du document. Soyez aussi précis que possible et prenez le temps qu'il faudra pour donner une réponse précise. Il se peut que vous ayez le même score pour plusieurs mouvements « imaginés » ou « ressentis », et il est aussi possible que vous n'utilisiez pas toute l'échelle. Lisez bien tout le mouvement avant de le faire.

1. POSITION DE DEPART : Tenez-vous debout, bien droit, les pieds et les jambes ensemble, les bras le long du corps.

ACTIVITE PHYSIQUE : Levez le genou droit aussi haut que possible de sorte que vous soyez en équilibre sur la jambe gauche, la jambe droite pliée au niveau du genou. Redescendez la jambe droite pour revenir en position initiale, sur les deux pieds. Effectuez ce mouvement LENTEMENT.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Essayez de ressentir intérieurement le mouvement que vous venez de faire, sans en faire les gestes. Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette activité.

ECHELLE 2 : score

2. POSITION DE DEPART : Tenez-vous debout, bien droit, les jambes légèrement écartées, les bras le long du corps.

ACTIVITE PHYSIQUE : Accroupissez-vous et sautez ensuite aussi haut que possible, les deux bras levés au-dessus de la tête. Retombez sur vos pieds, légèrement écartés, et replacez les bras le long du corps.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Visualisez aussi clairement que possible le mouvement que vous venez de faire (sans l'effectuer). Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette activité.

ECHELLE 1 : score

3. POSITION DE DEPART : Étendez le bras de votre main non dominante sur le côté, parallèle au sol, paume vers le plancher.

ACTIVITE PHYSIQUE : Ramenez le bras jusqu'à ce qu'il soit en face de vous, toujours parallèle au sol. Gardez le bras bien tendu durant le mouvement. Effectuez-le lentement.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Essayez de ressentir intérieurement le mouvement que vous venez de faire, sans en faire les gestes. Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette activité.

ECHELLE 2 : score

4. POSITION DE DEPART : Tenez-vous debout, bien droit, les jambes légèrement écartées, les bras tendus au-dessus de la tête.

ACTIVITE PHYSIQUE : Penchez légèrement le haut du corps et tentez de toucher les orteils avec le bout des doigts (ou si c'est possible, touchez le plancher avec vos doigts ou avec les paumes de main). Reprenez ensuite la position initiale, les mains étendues au-dessus de la tête.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Visualisez aussi clairement que possible le mouvement que vous venez de faire (sans l'effectuer). Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette activité.

ECHELLE 1 : score

5. **POSITION DE DEPART** : Tenez-vous debout, bien droit, les jambes légèrement écartées, les bras le long du corps.

ACTIVITE PHYSIQUE : Accroupissez-vous et sautez ensuite aussi haut que possible, les deux bras étendus au-dessus de la tête. Retombez sur vos pieds légèrement écartés et replacez les bras le long du corps.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Essayez de ressentir intérieurement le mouvement que vous venez de faire, sans en faire les gestes. Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette tâche.

ECHELLE 2 : score

6. **POSITION DE DEPART** : Tenez-vous debout, bien droit, les pieds et les jambes ensemble, les bras le long du corps.

ACTIVITE PHYSIQUE : Levez le genou droit aussi haut que possible de sorte que vous soyez en équilibre sur la jambe gauche, la jambe droite pliée au niveau du genou. Redescendez la jambe droite pour revenir en position initiale, sur les deux pieds. Faites ce mouvement lentement.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Visualisez aussi clairement que possible le mouvement que vous venez de faire (sans l'effectuer). Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette activité.

ECHELLE 1 : score

7. **POSITION DE DEPART** : Tenez-vous debout, bien droit, les jambes légèrement écartées, les bras tendus au-dessus de la tête.

ACTIVITE PHYSIQUE : Penchez légèrement le haut du corps et tentez de toucher les orteils avec le bout des doigts (ou si possible, touchez le plancher avec vos doigts ou avec les paumes de main). Reprenez la position initiale, avec les mains étendues au-dessus de la tête.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Essayez de ressentir intérieurement le mouvement que vous venez de faire, sans en faire les gestes. Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette tâche.

ECHELLE 2 : score

8. **POSITION DE DEPART** : Étendez le bras de votre main non dominante sur le côté, parallèle au sol, paume vers le plancher.

ACTIVITE PHYSIQUE : Ramenez le bras jusqu'à ce qu'il soit en face de vous, toujours parallèle au sol. Gardez le bras bien tendu durant le mouvement. Effectuez-le lentement.

ACTIVITE MENTALE : Prenez la position de départ. Visualisez aussi clairement que possible le mouvement que vous venez de faire (sans l'effectuer). Inscrivez maintenant le degré de difficulté/facilité que vous a demandé cette tâche.

ECHELLE 1 : score

ECHELLES D'AUTO-ESTIMATION**ECHELLE 1 :**

7	6	5	4	3	2	1
Très facile à imaginer	Facile à imaginer	Assez facile à imaginer	Neutre : ni facile ni difficile	Assez difficile à imaginer	Difficile à imaginer	Très difficile à imaginer

ECHELLE 2 :

7	6	5	4	3	2	1
Très facile à ressentir	Facile à ressentir	Assez facile à ressentir	Neutre : ni facile ni difficile	Assez difficile à ressentir	Difficile à ressentir	Très difficile à ressentir

RÉFÉRENCES

- Adkins, D. L., Boychuk, J., Remple, M. S., & Kleim, J. A. (2006). Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology*, *101*(6), 1776–1782.
- Albert, N. B., Robertson, E. M., & Miall, R. C. (2009). The resting human brain and motor learning. *Current Biology*, *19*(12), 1023–1027.
- Almaraz, M. C., González-Romero, S., Bravo, M., Caballero, F. F., Palomo, M. J., Vallejo, R., Esteva, I., Celleja, F., & Soriguer, F. (2012). Incidence of lower limb amputations in individuals with and without diabetes mellitus in Andalusia (Spain) from 1998 to 2006. *Diabetes Research and Clinical Practice*, *95*(3), 399–405.
- Anderson, B. J., Li, X., Alcantara, A. A., Isaacs, K. R., Black, J. E., & Greenough, W. T. (1994). Glial hypertrophy is associated with synaptogenesis following motor-skill learning, but not with angiogenesis following exercise. *Glia*, *11*(1), 73–80.
- Aulivola, B., Hile, C. N., Hamdan, A. D., Sheahan, M. G., Veraldi, J. R., Skillman, J. J., Campbell, D. R., Scovell, S. D., LoGerfo, F. W., & Pomposelli Jr, F. B. (2004). Major lower extremity amputation: outcome of a modern series. *Archives of Surgery*, *139*(4), 395–399.
- Avanzino, L., Gueugneau, N., Bisio, A., Ruggeri, P., Papaxanthis, C., & Bove, M. (2015). Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, *9*, article 105.
- Baeck, J.-S., Kim, Y.-T., Seo, J.-H., Ryeom, H.-K., Lee, J., Choi, S.-M., Woo, M., Kim, W., Kim, J. G., & Chang, Y. (2012). Brain activation patterns of motor imagery reflect

- plastic changes associated with intensive shooting training. *Behavioural Brain Research*, 234(1), 26–32.
- Bakker, M., De Lange, F. P., Helmich, R. C., Scheeringa, R., Bloem, B. R., & Toni, I. (2008). Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *Neuroimage*, 41(3), 998–1010.
- Bennett, M. R. (2000). The concept of long term potentiation of transmission at synapses. *Progress in Neurobiology*, 60(2), 109–137.
- Bienenstock, E. L., Cooper, L. N., & Munro, P. W. (1982). Theory for the development of neuron selectivity: orientation specificity and binocular interaction in visual cortex. *Journal of Neuroscience*, 2(1), 32–48.
- Bikson, M., Inoue, M., Akiyama, H., Deans, J. K., Fox, J. E., Miyakawa, H., & Jefferys, J. G. (2004). Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. *The Journal of Physiology*, 557(1), 175–190.
- Binkofski, F., Amunts, K., Stephan, K. M., Posse, S., Schormann, T., Freund, H.-J., Zilles, K., & Seitz, R. J. (2000). Broca's region subserves imagery of motion: a combined cytoarchitectonic and fMRI study. *Human Brain Mapping*, 11(4), 273–285.
- Black, J. E., Isaacs, K. R., Anderson, B. J., Alcantara, A. A., & Greenough, W. T. (1990). Learning causes synaptogenesis, whereas motor activity causes angiogenesis, in cerebellar cortex of adult rats. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 87(14), 5568–5572.
- Blefari, M. L., Sulzer, J., Hepp-Reymond, M.-C., Kollias, S., & Gassert, R. (2015). Improvement in precision grip force control with self-modulation of primary motor cortex during motor imagery. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 9, article 18.

- Bliss, T. V., & Collingridge, G. L. (1993). A synaptic model of memory: long-term potentiation in the hippocampus. *Nature*, *361*(6407), 31.
- Boggio, P. S., Castro, L. O., Savagim, E. A., Braitte, R., Cruz, V. C., Rocha, R. R., Rigonatti, S. P., Silva, M. T.-A., & Fregni, F. (2006). Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation. *Neuroscience Letters*, *404*(1), 232–236.
- Boggio, P. S., Nunes, A., Rigonatti, S. P., Nitsche, M. A., Pascual-Leone, A., & Fregni, F. (2007). Repeated sessions of noninvasive brain DC stimulation is associated with motor function improvement in stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience*, *25*(2), 123–129.
- Boonstra, A. M., Fidler, V., & Eisma, W. H. (1993). Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. *Prosthetics and Orthotics International*, *17*(2), 78–82.
- Braun, S., Beurskens, A., Kleynen, M., Schols, J., & Wade, D. (2011). Rehabilitation with mental practice has similar effects on mobility as rehabilitation with relaxation in people with Parkinson’s disease: a multicentre randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, *57*(1), 27–34.
- Braun, S. M., Beurskens, A. J., Kleynen, M., Oudelaar, B., Schols, J. M., & Wade, D. T. (2012). A multicenter randomized controlled trial to compare subacute “treatment as usual” with and without mental practice among persons with stroke in Dutch nursing homes. *Journal of the American Medical Directors Association*, *13*(1), 85–e1.
- Brigham and Women’s Hospital. (2011). *Standard of Care: Lower Extremity Amputation*.
 Repéré à
http://www.brighamandwomens.org/Patients_Visitors/pcs/RehabilitationServices/Phys

[ical-Therapy-Standards-of-Care-and-Protocols/General%20-%20LE%20Amputation.pdf](#)

- British Association of Chartered Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. (2016). *Clinical guidelines for the pre and post operative physiotherapy management of adults with lower limb amputation*. Repéré à <http://bacpar.csp.org.uk/publications/clinical-guidelines-pre-post-operative-physiotherapy-management-adults-lower-li>
- British Society of Rehabilitation Medicine. (2003). *Amputee and Prosthetic Rehabilitation – Standards and Guidelines, 2nd Edition*. Repéré à <http://www.bsrn.org.uk/downloads/ars-gfinaltext.pdf>
- Brunoni, A. R., Nitsche, M. A., Bolognini, N., Bikson, M., Wagner, T., Merabet, L., Edwards, D. J., Valero-Cabre, A., Rotenberg, A., Pascual-Leone, A., Ferrucci, R., Priori, A., Boggio, P. S., & Fregni, F. (2012). Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions. *Brain Stimulation*, *5*(3), 175–195.
- Büchel, C., & Friston, K. (2000). Assessing interactions among neuronal systems using functional neuroimaging. *Neural Networks*, *13*(8), 871–882.
- Buonomano, D. V., & Merzenich, M. M. (1998). Cortical plasticity: from synapses to maps. *Annual Review of Neuroscience*, *21*(1), 149–186.
- Burger, H., & Marinček, Č. (2007). Return to work after lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, *29*(17), 1323–1329.
- Burianová, H., Marstaller, L., Sowman, P., Tesan, G., Rich, A. N., Williams, M., Savage, G., & Johnson, B. W. (2013). Multimodal functional imaging of motor imagery using a novel paradigm. *Neuroimage*, *71*, 50–58.

- Bury, S. D., & Jones, T. A. (2002). Unilateral sensorimotor cortex lesions in adult rats facilitate motor skill learning with the “unaffected” forelimb and training-induced dendritic structural plasticity in the motor cortex. *Journal of Neuroscience*, 22(19), 8597–8606.
- Butler, A. J., & Page, S. J. (2006). Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 2–11.
- Chang, Y., Lee, J.-J., Seo, J.-H., Song, H.-J., Kim, Y.-T., Lee, H. J., Kim, H. J., Lee, J., Kim, W., Woo, M., & Kim, J. G. (2011). Neural correlates of motor imagery for elite archers. *NMR in Biomedicine*, 24(4), 366–372.
- Cheeran, B., Talelli, P., Mori, F., Koch, G., Suppa, A., Edwards, M., Houlden, H., Bhatia, K., Greenwood, R., & Rothwell, J. C. (2008). A common polymorphism in the brain-derived neurotrophic factor gene (BDNF) modulates human cortical plasticity and the response to rTMS. *The Journal of Physiology*, 586(23), 5717–5725.
- Chen, R., Corwell, B., Yaseen, Z., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1998). Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *The Journal of Neuroscience*, 18(9), 3443–3450.
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675–680.
- Choi, J. H., Choi, Y., Nam, K. S., Cho, I. S., Hwang, Y. T., & Kwon, Y. H. (2010). Effect of mental training on the balance control ability of healthy subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 22(1), 51–55.

- Classen, J., Liepert, J., Wise, S. P., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1998). Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *Journal of Neurophysiology*, *79*(2), 1117–1123.
- Cohen, L. G., Bandinelli, S., Findley, T. W., & Hallett, M. (1991). Motor reorganization after upper limb amputation in man: a study with focal magnetic stimulation. *Brain*, *114*(1), 615–627.
- Coletta, E. M. (2000). Care of the elderly patient with lower extremity amputation. *The Journal of the American Board of Family Practice*, *13*(1), 23–34.
- Collet, C., Guillot, A., Bolliet, O., Delhomme, G., & Dittmar, A. (2003). Corrélats neurophysiologiques des processus mentaux enregistrés en situation réelle par micro-capteurs non invasifs. *Science & Sports*, *18*(2), 74–85.
- Collet, C., Guillot, A., Lebon, F., MacIntyre, T., & Moran, A. (2011). Measuring motor imagery using psychometric, behavioral, and psychophysiological tools. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *39*(2), 85–92.
- Collingridge, G. (1987). The role of NMDA receptors in learning and memory. *Nature*, *330*(6149), 604–605.
- Coynel, D., Marrelec, G., Perlberg, V., Péligrini-Issac, M., Van de Moortele, P.-F., Ugurbil, K., Doyon, J., Benali, H., & Lehericy, S. (2010). Dynamics of motor-related functional integration during motor sequence learning. *Neuroimage*, *49*(1), 759–766.
- Crémers, J., D’ostilio, K., Stamatakis, J., Delvaux, V., & Garraux, G. (2012). Brain activation pattern related to gait disturbances in Parkinson’s disease. *Movement Disorders*, *27*(12), 1498–1505.

- Cuypers, K., Leenus, D. J., van den Berg, F. E., Nitsche, M. A., Thijs, H., Wenderoth, N., & Meesen, R. L. (2013). Is motor learning mediated by tDCS intensity? *PLoS One*, *8*(6), e67344.
- Czerniecki, J. M., Gitter, A. J., & Beck, J. C. (1996). Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners. *Journal of Biomechanics*, *29*(6), 717–722.
- Dayan, E., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity subserving motor skill learning. *Neuron*, *72*(3), 443–454.
- Debarnot, U., Sperduti, M., Di Rienzo, F., & Guillot, A. (2014). Experts bodies, experts minds: how physical and mental training shape the brain. *Frontiers in Human Neuroscience*, *8*, article 280.
- Decety, J., Jeannerod, M., & Prablanc, C. (1989). The timing of mentally represented actions. *Behavioural Brain Research*, *34*(1), 35–42.
- Decety, J., Perani, D., Jeannerod, M., Bettinardi, V., Tadary, B., & Woods, R. (1994). Mapping motor representations with positron emission. *Nature*, *371*, 13.
- Decety, J., Sjöholm, H., Ryding, E., Stenberg, G., & Ingvar, D. H. (1990). The cerebellum participates in mental activity: tomographic measurements of regional cerebral blood flow. *Brain Research*, *535*(2), 313–317.
- Dechent, P., Merboldt, K.-D., & Frahm, J. (2004). Is the human primary motor cortex involved in motor imagery? *Cognitive Brain Research*, *19*(2), 138–144.
- Deiber, M.-P., Ibanez, V., Honda, M., Sadato, N., Raman, R., & Hallett, M. (1998). Cerebral processes related to visuomotor imagery and generation of simple finger movements studied with positron emission tomography. *Neuroimage*, *7*(2), 73–85.

- de Lange, F. P., Helmich, R. C., & Toni, I. (2006). Posture influences motor imagery: an fMRI study. *Neuroimage*, *33*(2), 609–617.
- Denis, M., Chevalier, N., & Eloi, S. (1985). Visual imagery and the use of mental practice in the development of motor skills. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, *10*(4), 4S–16S.
- Deutsch, J. E., Maidan, I., & Dickstein, R. (2012). Patient-centered integrated motor imagery delivered in the home with telerehabilitation to improve walking after stroke. *Physical Therapy*, *92*(8), 1065–1077.
- Dickstein, R., Dunsky, A., & Marcovitz, E. (2004). Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Physical Therapy*, *84*(12), 1167–1177.
- Dingwell, J. B., Davis, B. L., & Frazder, D. M. (1996). Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, *20*(2), 101–110.
<https://doi.org/10.3109/03093649609164426>
- Di Pino, G., Guglielmelli, E., & Rossini, P. M. (2009). Neuroplasticity in amputees: main implications on bidirectional interfacing of cybernetic hand prostheses. *Progress in Neurobiology*, *88*(2), 114–126.
- Di Rienzo, F., Guillot, A., Mateo, S., Daligault, S., Delpuech, C., Rode, G., & Collet, C. (2014a). Neuroplasticity of prehensile neural networks after quadriplegia. *Neuroscience*, *274*, 82–92.
- Di Rienzo, F., Collet, C., Hoyek, N., & Guillot, A. (2014b). Impact of neurologic deficits on motor imagery: a systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychology Review*, *24*(2), 116–147.

- Di Rienzo, F., Debarnot, U., Daligault, S., Saruco, E., Delpuech, C., Doyon, J., Collet, C., & Guillot, A. (2016). Online and offline performance gains following motor imagery practice: a comprehensive review of behavioral and neuroimaging studies. *Frontiers in Human Neuroscience, 10*, article 315.
- Donker, S. F., & Beek, P. J. (2002). Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica, 110*(2), 265–288.
- Donoghue, J. P., & Sanes, J. N. (1988). Organization of adult motor cortex representation patterns following neonatal forelimb nerve injury in rats. *Journal of Neuroscience, 8*(9), 3221–3232.
- Doyon, J., & Benali, H. (2005). Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology, 15*(2), 161–167.
- Doyon, J., Penhune, V., & Ungerleider, L. G. (2003). Distinct contribution of the cortico-striatal and cortico-cerebellar systems to motor skill learning. *Neuropsychologia, 41*(3), 252–262.
- Doyon, J., & Ungerleider, L. G. (2002). Functional anatomy of motor skill learning. *Neuropsychology of Memory, 3*, 225–238.
- Duhamel, J.-R., Colby, C. L., & Goldberg, M.E. (1992). The updating of the representation of visual space in parietal cortex by intended eye movements. *Science, 255*(90).
- Dunsky, A., Dickstein, R., Ariav, C., Deutsch, J., & Marcovitz, E. (2006). Motor imagery practice in gait rehabilitation of chronic post-stroke hemiparesis: four case studies. *International Journal of Rehabilitation Research, 29*(4), 351–356.

- Dunsky, A., Dickstein, R., Marcovitz, E., Levy, S., & Deutsch, J. (2008). Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 89*(8), 1580–1588.
- Ehde, D. M., Czerniecki, J. M., Smith, D. G., Campbell, K. M., Edwards, W. T., Jensen, M. P., & Robinson, L. R. (2000). Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain, and other regional pain after lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81*(8), 1039–1044.
- Ehrsson, H. H., Geyer, S., & Naito, E. (2003). Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *Journal of Neurophysiology, 90*(5), 3304–3316.
- Ehrsson, H. H., Naito, E., Geyer, S., Amunts, K., Zilles, K., Forssberg, H., & Roland, P. E. (2000). Simultaneous movements of upper and lower limbs are coordinated by motor representations that are shared by both limbs: a PET study. *European Journal of Neuroscience, 12*(9), 3385–3398.
- Elbert, T., Flor, H., Birbaumer, N., Knecht, S., Hampson, S., & Larbig, W. (1994). Extensive reorganization of the somatosensory cortex in adult humans after nervous system injury. *Neuroreport, 5*(18), 2593–2597.
- Elbert, T., Pantev, C., Wienbruch, C., Rockstroh, B., & Taub, E. (1995). Increased cortical representation of the fingers of the left hand in string players. *Science, 270*(5234), 305.
- Elbert, T., Sterr, A., Flor, H., Rockstroh, B., Knecht, S., Pantev, C., Wienbruch, C., & Taub, E. (1997). Input-increase and input-decrease types of cortical reorganization after upper extremity amputation in humans. *Experimental Brain Research, 117*(1), 161–164.

- Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G., & Harder, J. A. (1993). Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during running. *Prosthetics and Orthotics International*, *17*(2), 83–89.
- Esquenazi, A., & DiGiacomo, R. (2001). Rehabilitation after amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *91*(1), 13–22.
- Figurov, A., Pozzo-Miller, L. D., Olafsson, P., Wang, T., & Lu, B. (1996). Regulation of synaptic responses to high-frequency stimulation and LTP by neurotrophins in the hippocampus. *Nature*, *381*(6584), 706.
- Fitts, P.M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, *47*, 381–391.
- Fleury, A. M., Salih, S. A., & Peel, N. M. (2013). Rehabilitation of the older vascular amputee: a review of the literature. *Geriatrics & Gerontology International*, *13*(2), 264–273.
- Flor, H. (2002). Phantom-limb pain: characteristics, causes, and treatment. *The Lancet Neurology*, *1*(3), 182–189.
- Flor, H. (2003). Cortical reorganisation and chronic pain: implications for rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine-Supplements*, (41), 66–72.
- Flor, H. (2008). Maladaptive plasticity, memory for pain and phantom limb pain: review and suggestions for new therapies. *Expert Review of Neurotherapeutics*, *8*(5), 809–818.
- Flor, H., Denke, C., Schaefer, M., & Grüsser, S. (2001). Effect of sensory discrimination training on cortical reorganisation and phantom limb pain. *The Lancet*, *357*(9270), 1763–1764.

- Flor, H., Elbert, T., Knecht, S., Wienbruch, C., Pantev, C., Birbaumers, N., Larbig, W., & Taub, E. (1995). Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. *Nature*, *375*(6531), 482–484.
- Flor, H., Elbert, T., Mühlnickel, W., Pantev, C., Wienbruch, C., & Taub, E. (1998). Cortical reorganization and phantom phenomena in congenital and traumatic upper-extremity amputees. *Experimental Brain Research*, *119*(2), 205–212.
- Floyer-Lea, A., & Matthews, P. M. (2005). Distinguishable brain activation networks for short- and long-term motor skill learning. *Journal of Neurophysiology*, *94*(1), 512–518.
- Foerster, Á., Rocha, S., Wiesiolek, C., Chagas, A. P., Machado, G., Silva, E., Fregni, P., & Monte-Silva, K. (2013). Site-specific effects of mental practice combined with transcranial direct current stimulation on motor learning. *European Journal of Neuroscience*, *37*(5), 786–794.
- Fox, K. (2009). Experience-dependent plasticity mechanisms for neural rehabilitation in somatosensory cortex. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, *364*(1515), 369–381.
- Frith, C. D., Friston, K. J., Liddle, P. F., & Frackowiak, R. S. (1991). Willed action and the prefrontal cortex in man: a study with PET. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, *244*(1311), 241–246.
- Fritsch, B., Reis, J., Martinowich, K., Schambra, H. M., Ji, Y., Cohen, L. G., & Lu, B. (2010). Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: potential implications for motor learning. *Neuron*, *66*(2), 198–204.
- Fugl-Meyer, A. R., Jaasko, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. *Scand J Rehabil Med*, *7*(1), 13–31.

- Fuhr, P., Cohen, L. G., Dang, N., Findley, T. W., Haghghi, S., Oro, J., & Hallett, M. (1992). Physiological analysis of motor reorganization following lower limb amputation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 85(1), 53–60.
- Galea, J. M., Vazquez, A., Pasricha, N., Orban de Xivry, J.-J., & Celnik, P. (2011). Dissociating the roles of the cerebellum and motor cortex during adaptive learning: the motor cortex retains what the cerebellum learns. *Cerebral Cortex*, 21(8), 1761–1770.
- Ganguly, K., & Poo, M. (2013). Activity-dependent neural plasticity from bench to bedside. *Neuron*, 80(3), 729–741.
- Gao, Q., Duan, X., & Chen, H. (2011). Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality. *Neuroimage*, 54(2), 1280–1288.
- Geertzen, J. H. B., Martina, J. D., & Rietman, H. S. (2001). Lower limb amputation part 2: Rehabilitation-A 10 year literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 25(1), 14–20.
- Gerardin, E., Sirigu, A., Lehericy, S., Poline, J.-B., Gaymard, B., Marsault, C., Agid, Y., & Le Bihan, D. (2000). Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*, 10(11), 1093–1104.
- Ge, R., Zhang, H., Yao, L., & Long, Z. (2015). Motor imagery learning induced changes in functional connectivity of the default mode network. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1), 138–148.

- Geurts, A. C., & Mulder, T. W. (1992). Reorganisation of postural control following lower limb amputation: theoretical considerations and implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8(3), 145–157.
- Giraux, P., Sirigu, A., Schneider, F., & Dubernard, J.-M. (2001). Cortical reorganization in motor cortex after graft of both hands. *Nature Neuroscience*, 4(7), 691–692.
- Godde, B., & Voelcker-Rehage, C. (2010). More automation and less cognitive control of imagined walking movements in high-versus low-fit older adults. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2, article 139.
- Grafton, S. T., Arbib, M. A., Fadiga, L., & Rizzolatti, G. (1996). Localization of grasp representations in humans by positron emission tomography. *Experimental Brain Research*, 112(1), 103–111.
- Grafton, S. T., Hazeltine, E., & Ivry, R. B. (2002). Motor sequence learning with the nondominant left hand. *Experimental Brain Research*, 146(3), 369–378.
- Greenough, W. T., Larson, J. R., & Withers, G. S. (1985). Effects of unilateral and bilateral training in a reaching task on dendritic branching of neurons in the rat motor-sensory forelimb cortex. *Behavioral and Neural Biology*, 44(2), 301–314.
- Grüsser, S. M., Winter, C., Mühlnickel, W., Denke, C., Karl, A., Villringer, K., & Flor, H. (2001). The relationship of perceptual phenomena and cortical reorganization in upper extremity amputees. *Neuroscience*, 102(2), 263–272.
- Guillot, A., & Collet, C. (2005a). Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews*, 50(2), 387–397.
- Guillot, A., & Collet, C. (2005b). Duration of mentally simulated movement: a review. *Journal of Motor Behavior*, 37(1), 10–20.

- Guillot, A., & Collet, C. (2008). Construction of the motor imagery integrative model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, *1*(1), 31–44.
- Guillot, A., Collet, C., Nguyen, V. A., Malouin, F., Richards, C., & Doyon, J. (2008). Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage*, *41*(4), 1471–1483.
- Guillot, A., Collet, C., Nguyen, V. A., Malouin, F., Richards, C., & Doyon, J. (2009). Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Human Brain Mapping*, *30*(7), 2157–2172.
- Guillot, A., Di Rienzo, F., & Collet, C. (2014). The neurofunctional architecture of motor imagery. In *Advanced Brain Neuroimaging Topics in Health and Disease-Methods and Applications*. InTech. Retrieved from <https://www.intechopen.com/books/advanced-brain-neuroimaging-topics-in-health-and-disease-methods-and-applications/the-neurofunctional-architecture-of-motor-imagery>
- Guillot, A., Di Rienzo, F., MacIntyre, T., Moran, A. P., & Collet, C. (2012a). Imagining is not doing but involves specific motor commands: a review of experimental data related to motor inhibition. *Frontiers in Human Neuroscience*, *6*, article 247.
- Guillot, A., Hoyek, N., Louis, M., & Collet, C. (2012b). Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, *5*(1), 3–22.
- Hall, C. R., & Martin, K. A. (1997). Measuring movement imagery abilities: A revision of the Movement Imagery Questionnaire. *Journal of Mental Imagery*. Retrieved from <http://psycnet.apa.org/psycinfo/1997-04645-004>

- Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: a systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *57*, 310–327.
- Hanakawa, T., Dimyan, M. A., & Hallett, M. (2008). Motor planning, imagery, and execution in the distributed motor network: a time-course study with functional MRI. *Cerebral Cortex*, *18*(12), 2775–2788.
- Hanakawa, T., Immisch, I., Toma, K., Dimyan, M. A., Van Gelderen, P., & Hallett, M. (2003). Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of Neurophysiology*, *89*(2), 989–1002.
- Hashemirad, F., Zoghi, M., Fitzgerald, P. B., & Jaberzadeh, S. (2016). The effect of anodal transcranial direct current stimulation on motor sequence learning in healthy individuals: a systematic review and meta-analysis. *Brain and Cognition*, *102*, 1–12.
- Hebb, D. O. (1949). *The organization of behavior: A neuropsychological theory*. New York, USA.
- Héту, S., Grégoire, M., Saimpont, A., Coll, M.-P., Eugène, F., Michon, P.-E., & Jackson, P. L. (2013). The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *37*(5), 930–949.
- Holman, N., Young, R. J., & Jeffcoate, W. J. (2012). Variation in the recorded incidence of amputation of the lower limb in England. *Diabetologia*, *55*(7), 1919–1925.
- Honda, M., Deiber, M.-P., Ibáñez, V., Pascual-Leone, A., Zhuang, P., & Hallett, M. (1998). Dynamic cortical involvement in implicit and explicit motor sequence learning. A PET study. *Brain: A Journal of Neurology*, *121*(11), 2159–2173.

- Hosseini, S. A., Fallahpour, M., Sayadi, M., Gharib, M., & Haghgoo, H. (2012). The impact of mental practice on stroke patients' postural balance. *Journal of the Neurological Sciences*, *322*(1), 263–267.
- Hummel, F., Celnik, P., Giraux, P., Floel, A., Wu, W.-H., Gerloff, C., & Cohen, L. G. (2005). Effects of non-invasive cortical stimulation on skilled motor function in chronic stroke. *Brain*, *128*(3), 490–499.
- Hunter, T., Sacco, P., Nitsche, M. A., & Turner, D. L. (2009). Modulation of internal model formation during force field-induced motor learning by anodal transcranial direct current stimulation of primary motor cortex. *The Journal of Physiology*, *587*(12), 2949–2961.
- Hwang, S., Jeon, H.-S., Yi, C., Kwon, O., Cho, S., & You, S. (2010). Locomotor imagery training improves gait performance in people with chronic hemiparetic stroke: a controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, *24*(6), 514–522.
- Icks, A., Haastert, B., Trautner, C., Giani, G., Glaeske, G., & Hoffmann, F. (2009). Incidence of lower-limb amputations in the diabetic compared to the non-diabetic population. Findings from nationwide insurance data, Germany, 2005–2007. *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*, *117*(09), 500–504.
- Imbiriba, L. A., Rodrigues, E. C., Magalhães, J., & Vargas, C. D. (2006). Motor imagery in blind subjects: the influence of the previous visual experience. *Neuroscience Letters*, *400*(1), 181–185.
- Ingvar, D. H., & Philipson, L. (1977). Distribution of cerebral blood flow in the dominant hemisphere during motor ideation and motor performance. *Annals of Neurology*, *2*(3), 230–237.

- Institut National de Veille Sanitaire. (2006). *Impacts du vieillissement de la population et de l'obésité sur l'évolution de la prévalence du diabète traité : situation de la France métropolitaine à l'horizon 2016*. Repéré à http://invs.santepubliquefrance.fr/beh/2006/10/beh_10_2006.pdf
- Ionta, S., Ferretti, A., Merla, A., Tartaro, A., & Romani, G. L. (2010). Step-by-step: The effects of physical practice on the neural correlates of locomotion imagery revealed by fMRI. *Human Brain Mapping, 31*(5), 694–702.
- Iseki, K., Hanakawa, T., Shinozaki, J., Nankaku, M., & Fukuyama, H. (2008). Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait. *Neuroimage, 41*(3), 1021–1031.
- Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. L., & Doyon, J. (2003). Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage, 20*(2), 1171–1180.
- Jackson, P. L., Meltzoff, A. N., & Decety, J. (2006). Neural circuits involved in imitation and perspective-taking. *Neuroimage, 31*(1), 429–439.
- Jahn, K., Deutschländer, A., Stephan, T., Kalla, R., Wiesmann, M., Strupp, M., & Brandt, T. (2008). Imaging human supraspinal locomotor centers in brainstem and cerebellum. *Neuroimage, 39*(2), 786–792.
- Jahn, K., Deutschländer, A., Stephan, T., Strupp, M., Wiesmann, M., & Brandt, T. (2004). Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging. *Neuroimage, 22*(4), 1722–1731.

- Jahn, K., Wagner, J., Deutschländer, A., Kalla, R., Hüfner, K., Stephan, T., Strupp, M., & Brandt, T. (2009). Human hippocampal activation during stance and locomotion. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1164*(1), 229–235.
- Jeannerod, M. (2001). Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage*, *14*(1), S103–S109.
- Jefferys, J. G. (1981). Influence of electric fields on the excitability of granule cells in guinea-pig hippocampal slices. *The Journal of Physiology*, *319*(1), 143–152.
- Johansen-Berg, H., Dawes, H., Guy, C., Smith, S. M., Wade, D. T., & Matthews, P. M. (2002). Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. *Brain*, *125*(12), 2731–2742.
- Kabakov, A. Y., Muller, P. A., Pascual-Leone, A., Jensen, F. E., & Rotenberg, A. (2012). Contribution of axonal orientation to pathway-dependent modulation of excitatory transmission by direct current stimulation in isolated rat hippocampus. *Journal of Neurophysiology*, *107*(7), 1881–1889.
- Kantak, S. S., Mummidisetty, C. K., & Stinear, J. W. (2012). Primary motor and premotor cortex in implicit sequence learning—evidence for competition between implicit and explicit human motor memory systems. *European Journal of Neuroscience*, *36*(5), 2710–2715.
- Karl, A., Birbaumer, N., Lutzenberger, W., Cohen, L. G., & Flor, H. (2001). Reorganization of motor and somatosensory cortex in upper extremity amputees with phantom limb pain. *Journal of Neuroscience*, *21*(10), 3609–3618.

- Karl, A., Mühlnickel, W., Kurth, R., & Flor, H. (2004). Neuroelectric source imaging of steady-state movement-related cortical potentials in human upper extremity amputees with and without phantom limb pain. *Pain, 110*(1), 90–102.
- Karni, A., Meyer, G., Jezzard, P., Adams, M. M., Turner, R., & Ungerleider, L. G. (1995). Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature, 377*(6545), 155–158.
- Kaski, D., Dominguez, R. O., Allum, J. H., & Bronstein, A. M. (2013). Improving gait and balance in patients with leukoaraiosis using transcranial direct current stimulation and physical training: an exploratory study. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 27*(9), 864–871.
- Kaski, D., Dominguez, R. O., Allum, J. H., Islam, A. F., & Bronstein, A. M. (2014). Combining physical training with transcranial direct current stimulation to improve gait in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation, 28*(11), 1115–1124.
- Kaski, D., Quadir, S., Patel, M., Yousif, N., & Bronstein, A. M. (2012). Enhanced locomotor adaptation aftereffect in the “broken escalator” phenomenon using anodal tDCS. *Journal of Neurophysiology, 107*(9), 2493–2505.
- Keil, G. (1990). *So-called initial description of phantom pain by Ambroise Pare. “Chose digne d’admiration et quasi incroyable”: the “douleur es parties mortes et amputees.” Fortschritte der Medizin, 108, 62–66.*
- Kelly, A. C., & Garavan, H. (2005). Human functional neuroimaging of brain changes associated with practice. *Cerebral Cortex, 15*(8), 1089–1102.

- Kerr, A. L., Cheng, S.-Y., & Jones, T. A. (2011). Experience-dependent neural plasticity in the adult damaged brain. *Journal of Communication Disorders, 44*(5), 538–548.
- Kim, J.-S., Oh, D.-W., Kim, S.-Y., & Choi, J.-D. (2011). Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation, 25*(2), 134–145.
- Kleim, J. A., Barbay, S., Cooper, N. R., Hogg, T. M., Reidel, C. N., Remple, M. S., & Nudo, R. J. (2002). Motor learning-dependent synaptogenesis is localized to functionally reorganized motor cortex. *Neurobiology of Learning and Memory, 77*(1), 63–77.
- Kleim, J. A., Lussnig, E., Schwarz, E. R., Comery, T. A., & Greenough, W. T. (1996). Synaptogenesis and Fos expression in the motor cortex of the adult rat after motor skill learning. *Journal of Neuroscience, 16*(14), 4529–4535.
- Kleim, J. A., Swain, R. A., Armstrong, K. A., Napper, R. M., Jones, T. A., & Greenough, W. T. (1998). Selective synaptic plasticity within the cerebellar cortex following complex motor skill learning. *Neurobiology of Learning and Memory, 69*(3), 274–289.
- Knecht, S., Henningsen, H., Elbert, T., Flor, H., Höhling, C., Pantev, C., Birbaumer, N., & Taub, E. (1995). Cortical reorganization in human amputees and mislocalization of painful stimuli to the phantom limb. *Neuroscience Letters, 201*(3), 262–264.
- Knecht, S., Henningsen, H., Elbert, T., Flor, H., Höhling, C., Pantev, C., & Taub, E. (1996). Reorganizational and perceptual changes after amputation. *Brain, 119*(4), 1213–1219.
- Koski, L., Wohlschläger, A., Bekkering, H., Woods, R. P., Dubeau, M.-C., Mazziotta, J. C., & Iacoboni, M. (2002). Modulation of motor and premotor activity during imitation of target-directed actions. *Cerebral Cortex, 12*(8), 847–855.

- Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mahnkopf, C., Holzknacht, C., Siebner, H., Ulmer, S., & Jansen, O. (2003). Effector-independent representations of simple and complex imagined finger movements: a combined fMRI and TMS study. *European Journal of Neuroscience*, *18*(12), 3375–3387.
- Ku, P. X., Osman, N. A. A., & Abas, W. A. B. W. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. *Gait & Posture*, *39*(2), 672–682.
- Labriffe, M., Annweiler, C., Amirova, L. E., Gauquelin-Koch, G., Ter Minassian, A., Leiber, L.-M., Beauchet, O., Custaud, M.-A., & Dinomais, M. (2017). Brain Activity during Mental Imagery of Gait Versus Gait-Like Plantar Stimulation: A Novel Combined Functional MRI Paradigm to Better Understand Cerebral Gait Control. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*, article 106.
- Lacourse, M. G., Orr, E. L., Cramer, S. C., & Cohen, M. J. (2005). Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *Neuroimage*, *27*(3), 505–519.
- Lacourse, M. G., Turner, J. A., Randolph-Orr, E., Schandler, S. L., & Cohen, M. J. (2004). Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *41*(4), 505.
- Lafleur, M. F., Jackson, P. L., Malouin, F., Richards, C. L., Evans, A. C., & Doyon, J. (2002). Motor Learning Produces Parallel Dynamic Functional Changes during the Execution and Imagination of Sequential Foot Movements. *NeuroImage*, *16*(1), 142–157. <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.1048>

- La Fougere, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., Brandt, T., Strupp, M., Bartenstein, P., & Jahn, K. (2010). Real versus imagined locomotion: a [¹⁸F]-FDG PET-fMRI comparison. *Neuroimage*, *50*(4), 1589–1598.
- Legro, M. W., Reiber, G. E., Czerniecki, J. M., & Sangeorzan, B. J. (2001). Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *38*(3), 319.
- Leonardo, M., Fieldman, J., Sadato, N., Campbell, G., Ibañez, V., Cohen, L., Deiber, M.-P., Jezzard, P., Pons, T., Tuner, R., Le Bihan, D., & Hallett, M. (1995). A functional magnetic resonance imaging study of cortical regions associated with motor task execute on and motor ideation in humans. *Human Brain Mapping*, *3*(2), 83–92.
- Liebetanz, D., Nitsche, M. A., Tergau, F., & Paulus, W. (2002). Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-effects of human motor cortex excitability. *Brain*, *125*(10), 2238–2247.
- Liepert, J., Miltner, W. H. R., Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C., Taub, E., & Weiller, C. (1998). Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in stroke patients. *Neuroscience Letters*, *250*(1), 5–8.
- Lim, T. S., Finlayson, A., Thorpe, J. M., Sieunarine, K., Mwipatayi, B. P., Brady, A., Abbas, M., & Angel, D. (2006). Outcomes of a contemporary amputation series. *ANZ Journal of Surgery*, *76*(5), 300–305.
- Lorey, B., Bischoff, M., Pilgramm, S., Stark, R., Munzert, J., & Zentgraf, K. (2009). The embodied nature of motor imagery: the influence of posture and perspective. *Experimental Brain Research*, *194*(2), 233–243.

- Lorey, B., Pilgramm, S., Bischoff, M., Stark, R., Vaitl, D., Kindermann, S., Munzert, J., & Zentgraf, K. (2011). Activation of the parieto-premotor network is associated with vivid motor imagery—a parametric fMRI study. *PLoS One*, *6*(5), e20368.
- Lotze, M., Erb, M., Flor, H., Huelsmann, E., Godde, B., & Grodd, W. (2000). fMRI evaluation of somatotopic representation in human primary motor cortex. *Neuroimage*, *11*(5), 473–481.
- Lotze, M., Flor, H., Grodd, W., Larbig, W., & Birbaumer, N. (2001). Phantom movements and pain An fMRI study in upper limb amputees. *Brain*, *124*(11), 2268–2277.
- Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hülsmann, E., Flor, H., Klose, U., Birbaumer, N., & Grodd, W. (1999a). Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *11*(5), 491–501.
- Lotze, M., Grodd, W., Birbaumer, N., Erb, M., Huse, E., & Flor, H. (1999b). Does use of a myoelectric prosthesis prevent cortical reorganization and phantom limb pain? *Nature Neuroscience*, *2*(6), 501–502.
- Lotze, M., & Halsband, U. (2006). Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris*, *99*(4), 386–395.
- Lotze, M., Scheler, G., Tan, H.-R., Braun, C., & Birbaumer, N. (2003). The musician’s brain: functional imaging of amateurs and professionals during performance and imagery. *Neuroimage*, *20*(3), 1817–1829.
- Luff, R., Forrest, J., & Huntley, J. (2009). The amputee statistical database for the United Kingdom. *Edinburgh: NASDAB*.

- Lu, Y., Christian, K., & Lu, B. (2008). BDNF: a key regulator for protein synthesis-dependent LTP and long-term memory? *Neurobiology of Learning and Memory*, *89*(3), 312–323.
- Lyle, R. C. (1981). A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*, *4*(4), 483–492.
- MacIver, K., Lloyd, D. M., Kelly, S., Roberts, N., & Nurmikko, T. (2008). Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery. *Brain*, *131*(8), 2181–2191. <https://doi.org/10.1093/brain/awn124>
- Macuga, K. L., & Frey, S. H. (2012). Neural representations involved in observed, imagined, and imitated actions are dissociable and hierarchically organized. *Neuroimage*, *59*(3), 2798–2807.
- Ma, L., Narayana, S., Robin, D. A., Fox, P. T., & Xiong, J. (2011). Changes occur in resting state network of motor system during 4weeks of motor skill learning. *Neuroimage*, *58*(1), 226–233.
- Malouin, F., Jackson, P. L., & Richards, C. L. (2013a). Towards the integration of mental practice in rehabilitation programs. A critical review. *Frontiers in Human Neuroscience*, *7*, 576.
- Malouin, F., Saimpont, A., Jackson, P. L., & Richards, C. L. (2013b). Optimiser la récupération locomotrice par l'imagerie motrice. *Movement & Sport Sciences*, (4), 129–141.
- Malouin, F., & Richards, C. L. (2010). Mental practice for relearning locomotor skills. *Physical Therapy*, *90*(2), 240–251.

- Malouin, F., Richards, C. L., Doyon, J., Desrosiers, J., & Belleville, S. (2004). Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *18*(2), 66–75.
- Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., Descent, M., Poiré, D., Frémont, P., Pelet, S., Fresset, J., & Doyon, J. (2009). Effects of practice, visual loss, limb amputation, and disuse on motor imagery vividness. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *23*(5), 449–463.
- Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., & Doyon, J. (2008). Clinical assessment of motor imagery after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *22*(4), 330–340.
- Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Dumas, F., & Doyon, J. (2003). Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: A PET study. *Human Brain Mapping*, *19*(1), 47–62.
- Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Durand, A., & Doyon, J. (2007). The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ) for assessing motor imagery in persons with physical disabilities: a reliability and construct validity study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *31*(1), 20–29.
- Martin, S. J., Grimwood, P. D., & Morris, R. G. (2000). Synaptic plasticity and memory: an evaluation of the hypothesis. *Annual Review of Neuroscience*, *23*(1), 649–711.
- Mercier, C., & Sirigu, A. (2009). Training with virtual visual feedback to alleviate phantom limb pain. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *23*(6), 587–594.
- Merzenich, M. M., Kaas, J. H., Wall, J. T., Sur, M., Nelson, R. J., & Felleman, D. J. (1983). Progression of change following median nerve section in the cortical representation of the hand in areas 3b and 1 in adult owl and squirrel monkeys. *Neuroscience*, *10*(3), 639–665.

- Meulen, M., Allali, G., Rieger, S. W., Assal, F., & Vuilleumier, P. (2014). The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping, 35*(2), 455–470.
- Michelon, P., Vettel, J. M., & Zacks, J. M. (2006). Lateral somatotopic organization during imagined and prepared movements. *Journal of Neurophysiology, 95*(2), 811–822.
- Milton, J., Solodkin, A., Hlušík, P., & Small, S. L. (2007). The mind of expert motor performance is cool and focused. *Neuroimage, 35*(2), 804–813.
- Mitchell, S. W. (1872). *Injuries of nerves and their consequences*. JB Lippincott. Retrieved from https://books.google.fr/books?hl=fr&lr=&id=kFwjTtymiS0C&oi=fnd&pg=PA9&dq=Mitchell+SW.+Injuries+of+nerves+and+their+consequences.+Philadelphia:+Lippincott,+1872.&ots=zr_QoB09A6&sig=_0uiQcWQCKbgWad9yhU-xxujlco
- Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, I., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., Tsunazawa, Y., Suzuki, T., Yanagida, T., & Kubota, K. (2001). Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage, 14*(5), 1186–1192.
- Montoya, P., Ritter, K., Huse, E., Larbig, W., Braun, C., Töpfner, S., Lutzenberger, W., Grood, W., Flor, H., & Birbaumer, N. (1998). The cortical somatotopic map and phantom phenomena in subjects with congenital limb atrophy and traumatic amputees with phantom limb pain. *European Journal of Neuroscience, 10*(3), 1095–1102.
- Munzert, J., Lorey, B., & Zentgraf, K. (2009). Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews, 60*(2), 306–326.
- Nair, D. G., Purcott, K. L., Fuchs, A., Steinberg, F., & Kelso, J. S. (2003). Cortical and cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and

- bimanual action sequences: a functional MRI study. *Cognitive Brain Research*, 15(3), 250–260.
- Naito, E., Kochiyama, T., Kitada, R., Nakamura, S., Matsumura, M., Yonekura, Y., & Sadato, N. (2002). Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *Journal of Neuroscience*, 22(9), 3683–3691.
- National Amputee Statistical Database. (2005). *The Amputee Statistical Database for the United Kingdom: 2004/2005*. Repéré à http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/Amput2004_05.pdf
- National Amputee Statistical Database. (2009). *The Amputee Statistical Database for the United Kingdom: 2006/2007*.
- Nico, D., Daprati, E., Rigal, F., Parsons, L., & Sirigu, A. (2004). Left and right hand recognition in upper limb amputees. *Brain*, 127(1), 120–132.
- Nikolajsen, L., & S. Jensen, T. (2001). Phantom limb pain. *British Journal of Anaesthesia*, 87(1), 107–116.
- Nitsche, M. A., Doemkes, S., Karakoese, T., Antal, A., Liebetanz, D., Lang, N., Tergau, F., & Paulus, W. (2007). Shaping the effects of transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 97(4), 3109–3117.
- Nitsche, M. A., Schauenburg, A., Lang, N., Liebetanz, D., Exner, C., Paulus, W., & Tergau, F. (2003a). Facilitation of implicit motor learning by weak transcranial direct current stimulation of the primary motor cortex in the human. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 15(4), 619–626.
- Nitsche, M. A., Fricke, K., Henschke, U., Schlitterlau, A., Liebetanz, D., Lang, N., Henning, F., Tergau, F., & Paulus, W. (2003b). Pharmacological modulation of cortical

- excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. *The Journal of Physiology*, 553(1), 293–301.
- Nitsche, M. A., Grunewald, J., Liebetanz, D., Lang, N., Tergau, F., & Paulus, W. (2004a). Catecholaminergic consolidation of motor cortical neuroplasticity in humans. *Cerebral Cortex*, 14(11), 1240–1245.
- Nitsche, M. A., Liebetanz, D., Schlitterlau, A., Henschke, U., Fricke, K., Frommann, K., Lang, N., Henning, S., Paulus, W., & Tergau, F. (2004b). GABAergic modulation of DC stimulation-induced motor cortex excitability shifts in humans. *European Journal of Neuroscience*, 19(10), 2720–2726.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2000). Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *The Journal of Physiology*, 527(3), 633–639.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 57(10), 1899–1901.
- Nitsche, M. A., Seeber, A., Frommann, K., Klein, C. C., Rochford, C., Nitsche, M. S., Fricke, K., Liebetanz, D., Lang, N., Antal, A., Paulus, W., & Tergau, F. (2005). Modulating parameters of excitability during and after transcranial direct current stimulation of the human motor cortex. *The Journal of Physiology*, 568(1), 291–303.
- Nudo, R. J., Plautz, E. J., & Milliken, G. W. (1997). Adaptive plasticity in primate motor cortex as a consequence of behavioral experience and neuronal injury. In *Seminars in Neuroscience* (Vol. 9, pp. 13–23). Elsevier. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1044576597901020>

- Nyberg, L., Eriksson, J., Larsson, A., & Marklund, P. (2006). Learning by doing versus learning by thinking: an fMRI study of motor and mental training. *Neuropsychologia*, *44*(5), 711–717.
- Obeso, J. A., Rodriguez-Oroz, M. C., Stamelou, M., Bhatia, K. P., & Burn, D. J. (2014). The expanding universe of disorders of the basal ganglia. *The Lancet*, *384*(9942), 523–531.
- Olsson, C.-J., Jonsson, B., & Nyberg, L. (2008). Learning by doing and learning by thinking: an fMRI study of combining motor and mental training. *Frontiers in Human Neuroscience*, *2*, article 5.
- Oostra, K. M., Oomen, A., Vanderstraeten, G., & Vingerhoets, G. (2015). Influence of motor imagery training on gait rehabilitation in sub-acute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *47*(3), 204–209.
- Page, S. J., Szaflarski, J. P., Eliassen, J. C., Pan, H., & Cramer, S. C. (2009). Cortical plasticity following motor skill learning during mental practice in stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *23*(4), 382–388.
- Parsons, L. M. (1994). Temporal and kinematic properties of motor behavior reflected in mentally simulated action. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *20*(4), 709.
- Pascual-Leone, A., Nguyet, D., Cohen, L. G., Brasil-Neto, J. P., Cammarota, A., & Hallett, M. (1995). Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of Neurophysiology*, *74*(3), 1037–1045.

- Pascual-Leone, A., Peris, M., Tormos, J. M., Pascual, A. P.-L., & Catala, M. D. (1996). Reorganization of human cortical motor output maps following traumatic forearm amputation. *Neuroreport*, 7(13), 2068–2070.
- Passingham, R. E. (1995). The status of the premotor areas: evidence from PET scanning. In *Neural control of movement* (pp. 167–175). Springer : New-York, USA.
- Pearce, A. J., Thickbroom, G. W., Byrnes, M. L., & Mastaglia, F. L. (2000). Without Title. *Experimental Brain Research*, 130(2), 238–243.
- Penhune, V. B., & Doyon, J. (2002). Dynamic cortical and subcortical networks in learning and delayed recall of timed motor sequences. *Journal of Neuroscience*, 22(4), 1397–1406.
- Peterson, D. S., Pickett, K. A., Duncan, R. P., Perlmutter, J. S., & Earhart, G. M. (2014). Brain activity during complex imagined gait tasks in Parkinson disease. *Clinical Neurophysiology*, 125(5), 995–1005.
- Poldrack, R. A. (2000). Imaging brain plasticity: conceptual and methodological issues—a theoretical review. *Neuroimage*, 12(1), 1–13.
- Pons, T., Garraghty, P., Ommaya, A., Kaas, J., Taub, E., & Mishkin, M. (1991). Massive cortical reorganization after sensory deafferentation in adult macaques. *Science*, 252(5014), 1857–1860.
- Porro, C. A., Cettolo, V., Francescato, M. P., & Baraldi, P. (2000). Ipsilateral involvement of primary motor cortex during motor imagery. *European Journal of Neuroscience*, 12(8), 3059–3063.
- Posner, M. I. (1978). *Chronometric explorations of mind*. Hillsdale, NJ: Erlbaum.

- Radman, T., Ramos, R. L., Brumberg, J. C., & Bikson, M. (2009). Role of cortical cell type and morphology in subthreshold and suprathreshold uniform electric field stimulation in vitro. *Brain Stimulation*, 2(4), 215–228.
- Raffin, E., Giraux, P., & Reilly, K. T. (2012a). The moving phantom: motor execution or motor imagery? *Cortex*, 48(6), 746–757.
- Raffin, E., Mattout, J., Reilly, K. T., & Giraux, P. (2012b). Disentangling motor execution from motor imagery with the phantom limb. *Brain*, 135(2), 582–595.
- Raffin, E., Richard, N., Giraux, P., & Reilly, K. T. (2016). Primary motor cortex changes after amputation correlate with phantom limb pain and the ability to move the phantom limb. *NeuroImage*, 130, 134–144.
- Rahman, A., Reato, D., Arlotti, M., Gasca, F., Datta, A., Parra, L. C., & Bikson, M. (2013). Cellular effects of acute direct current stimulation: somatic and synaptic terminal effects. *The Journal of Physiology*, 591(10), 2563–2578.
- Ramachandran, V. S., & Hirstein, W. (1998). The perception of phantom limbs. The DO Hebb lecture. *Brain: A Journal of Neurology*, 121(9), 1603–1630.
- Ramachandran, V. S., & Rogers-Ramachandran, D. (1996). Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 263(1369), 377–386.
- Ramachandran, V. S., Rogers-Ramachandran, D., & Cobb, S. (1995). Touching the phantom limb. *Nature*, 377(6549), 489–490.
- Ramachandran, V. S., Stewart, M., & Rogers-Ramachandran, D. C. (1992). Perceptual correlates of massive cortical reorganization. *Neuroreport*, 3(7), 583–586.

- Randhawa, B., Harris, S., & Boyd, L. A. (2010). The Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire is a reliable tool for individuals with Parkinson disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy, 34*(3), 161–167.
- Reis, J., & Fritsch, B. (2011). Modulation of motor performance and motor learning by transcranial direct current stimulation. *Current Opinion in Neurology, 24*(6), 590–596.
- Reis, J., Schambra, H. M., Cohen, L. G., Buch, E. R., Fritsch, B., Zarahn, E., Celnik, P. A., & Krakauer, J. W. (2009). Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation. *Proceedings of the National Academy of Sciences, 106*(5), 1590–1595.
- Resnik, L., & Borgia, M. (2011). Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Physical Therapy, 91*(4), 555–565.
- Rioult-Pedotti, M.-S., Friedman, D., & Donoghue, J. P. (2000). Learning-induced LTP in neocortex. *Science, 290*(5491), 533–536.
- Rioult-Pedotti, M.-S., Friedman, D., Hess, G., & Donoghue, J. P. (1998). Strengthening of horizontal cortical connections following skill learning. *Nature Neuroscience, 1*(3).
- Rizzolatti, G., Luppino, G., & Matelli, M. (1998). The organization of the cortical motor system: new concepts. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 106*(4), 283–296.
- Robert Gailey PhD, P. T. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research and Development, 45*(1), 15.

- Rosenkranz, K., Kacar, A., & Rothwell, J. C. (2007). Differential modulation of motor cortical plasticity and excitability in early and late phases of human motor learning. *Journal of Neuroscience*, 27(44), 12058–12066.
- Rossini, P. M., Micera, S., Benvenuto, A., Carpaneto, J., Cavallo, G., Citi, L., Cipriani, C., Denaro, L., denaro, V., Di Pino, G., Ferreri, F., Gugliemelli, E., Hoffman, K.-P., Raspopovic, S., Rigosa, J., Rossini, L., Tombini, M., & Dario, P. (2010). Double nerve intraneural interface implant on a human amputee for robotic hand control. *Clinical Neurophysiology*, 121(5), 777–783.
- Roth, M., Decety, J., Raybaudi, M., Massarelli, R., Delon-Martin, C., Segebarth, C., Morand, S., Gemignani, A., Décorps, M., & Jeannerod, M. (1996). Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroreport*, 7(7), 1280–1284.
- Rouillet, S., Nouette-Gaulain, K., Brochet, B., & Sztark, F. (2009). Douleur du membre fantôme: de la physiopathologie à la prévention. In *Annales francaises d'anesthesie et de reanimation* (Vol. 28, pp. 460–472). Elsevier. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0750765809001427>
- Ruby, P., & Decety, J. (2001). Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency. *Nature Neuroscience*, 4(5), 546.
- Sacco, K., Cauda, F., Cerliani, L., Mate, D., Duca, S., & Geminiani, G. C. (2006). Motor imagery of walking following training in locomotor attention. The effect of “the tango lesson.” *Neuroimage*, 32(3), 1441–1449.
- Saimpont, A., Mercier, C., Malouin, F., Guillot, A., Collet, C., Doyon, J., & Jackson, P. L. (2016). Anodal transcranial direct current stimulation enhances the effects of motor

- imagery training in a finger tapping task. *European Journal of Neuroscience*, *43*(1), 113–119.
- Sakai, K., Hikosaka, O., Miyauchi, S., Sasaki, Y., Fujimaki, N., & Pütz, B. (1999). Presupplementary motor area activation during sequence learning reflects visuo-motor association. *Journal of Neuroscience*, *19*(10).
- Samuelsson, K. A., Töytäri, O., Salminen, A.-L., & Brandt, A. (2012). Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, *36*(2), 145–158.
- Schaarschmidt, M., Lipfert, S. W., Meier-Gratz, C., Scholle, H.-C., & Seyfarth, A. (2012). Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human Movement Science*, *31*(4), 907–917.
- Scholz, J., Klein, M. C., Behrens, T. E., & Johansen-Berg, H. (2009). Training induces changes in white-matter architecture. *Nature Neuroscience*, *12*(11), 1370–1371.
- Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., de Vries, J., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (1999). The Timed “up and go” test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(7), 825–828.
- Sharma, N., Pomeroy, V. M., & Baron, J.-C. (2006). Motor imagery. *Stroke*, *37*(7), 1941–1952.
- Simões, E. L., Bramati, I., Rodrigues, E., Franzoi, A., Moll, J., Lent, R., & Tovar-Moll, F. (2012). Functional expansion of sensorimotor representation and structural reorganization of callosal connections in lower limb amputees. *Journal of Neuroscience*, *32*(9), 3211–3220.

- Simos, P. G., Kavroulakis, E., Maris, T., Papadaki, E., Boursianis, T., Kalaitzakis, G., & Savaki, H. E. (2017). Neural foundations of overt and covert actions. *NeuroImage*, *152*, 482–496.
- Sirigu, A., & Duhamel, J.-R. (2001). Motor and visual imagery as two complementary but neurally dissociable mental processes. *Cognitive Neuroscience, Journal of*, *13*(7), 910–919.
- Sirigu, A., Duhamel, J.-R., Cohen, L., Pillon, B., Dubois, B., & Agid, Y. (1996). The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. *Science-AAAS-Weekly Paper Edition*, *273*(5281), 1564–1570.
- Solodkin, A., Hlustik, P., Chen, E. E., & Small, S. L. (2004). Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cerebral Cortex*, *14*(11), 1246–1255.
- Stagg, C. J., Bachtiar, V., & Johansen-Berg, H. (2011a). The role of GABA in human motor learning. *Current Biology*, *21*(6), 480–484.
- Stagg, C. J., Jayaram, G., Pastor, D., Kincses, Z. T., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2011b). Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia*, *49*(5), 800–804.
- Stagg, C. J., Best, J. G., Stephenson, M. C., O’Shea, J., Wylezinska, M., Kincses, Z. T., Morris, P. G., Matthews, P. M., & Johansen-Berg, H. (2009). Polarity-sensitive modulation of cortical neurotransmitters by transcranial stimulation. *Journal of Neuroscience*, *29*(16), 5202–5206.
- Stagg, C. J., & Nitsche, M. A. (2011). Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *The Neuroscientist*, *17*(1), 37–53.

- Stancu, B., Rednic, G., Grad, N. O., Mironiuc, I. A., & Gherman, C. D. (2016). Medical, Social and Christian Aspects in Patients with Major Limb Amputations. *Journal for the Study of Religions and Ideologies*, 15(43), 82–101.
- Stippich, C., Ochmann, H., & Sartor, K. (2002). Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. *Neuroscience Letters*, 331(1), 50–54.
- Sun, F. T., Miller, L. M., Rao, A. A., & D'esposito, M. (2007). Functional connectivity of cortical networks involved in bimanual motor sequence learning. *Cerebral Cortex*, 17(5), 1227–1234.
- Sun, L., Yin, D., Zhu, Y., Fan, M., Zang, L., Wu, Y., Jia, J., Bai, Y., Zhu, B., & Hu, Y. (2013). Cortical reorganization after motor imagery training in chronic stroke patients with severe motor impairment: a longitudinal fMRI study. *Neuroradiology*, 55(7), 913–925.
- Svensson, P., Romaniello, A., Arendt-Nielsen, L., & Sessle, B. J. (2003). Plasticity in corticomotor control of the human tongue musculature induced by tongue-task training. *Experimental Brain Research*, 152(1), 42–51.
- Szameitat, A. J., Shen, S., Conforto, A., & Sterr, A. (2012). Cortical activation during executed, imagined, observed, and passive wrist movements in healthy volunteers and stroke patients. *Neuroimage*, 62(1), 266–280.
- Szameitat, A. J., Shen, S., & Sterr, A. (2007). Motor imagery of complex everyday movements. An fMRI study. *NeuroImage*, 34(2), 702–713.
- Tabrizi, Y. M., Zangiabadi, N., Mazhari, S., & Zolala, F. (2013). The reliability and validity study of the Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire in individuals with Multiple Sclerosis. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 17(6), 588–592.

- Tamir, R., Dickstein, R., & Huberman, M. (2007). Integration of motor imagery and physical practice in group treatment applied to subjects with Parkinson's disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *21*(1), 68–75.
- Thatcher, M. (2016). Mirror Therapy Appears To reduce Post-Phantom Limb Pain. *Indian Journal of Applied Research*, *6*(4), 109–110.
- Toussaint, L., Robin, N., & Blandin, Y. (2010). On the content of Sensorimotor Representations After Actual and Motor Imagery Practice. *Motor Control*, *14*, 159–175.
- Utz, K. S., Dimova, V., Oppenländer, K., & Kerkhoff, G. (2010). Electrified minds: transcranial direct current stimulation (tDCS) and galvanic vestibular stimulation (GVS) as methods of non-invasive brain stimulation in neuropsychology—a review of current data and future implications. *Neuropsychologia*, *48*(10), 2789–2810.
- Vahdat, S., Darainy, M., Milner, T. E., & Ostry, D. J. (2011). Functionally specific changes in resting-state sensorimotor networks after motor learning. *Journal of Neuroscience*, *31*(47), 16907–16915.
- Van Velzen, J. M., van Bennekom, C. A., Polomski, W., Slootman, J. R., van der Woude, L. H., & Houdijk, H. (2006). Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, *20*(11), 999–1016.
- Verma, R., Narayan Arya, K., Garg, R. K., & Singh, T. (2011). Task-oriented circuit class training program with motor imagery for gait rehabilitation in poststroke patients: a randomized controlled trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, *18*(sup1), 620–632.
- Villa, C. (2014). *Analyse de la marche de personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante* (Thèse de doctorat). École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris, France.

- Wagner, J., Stephan, T., Kalla, R., Brückmann, H., Strupp, M., Brandt, T., & Jahn, K. (2008). Mind the bend: cerebral activations associated with mental imagery of walking along a curved path. *Experimental Brain Research*, *191*(2), 247.
- Wang, C., Wai, Y., Kuo, B., Yeh, Y.-Y., & Wang, J. (2008). Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study. *Journal of Neural Transmission*, *115*(8), 1149.
- Williams, J., Pearce, A. J., Loporto, M., Morris, T., & Holmes, P. S. (2012). The relationship between corticospinal excitability during motor imagery and motor imagery ability. *Behavioural Brain Research*, *226*(2), 369–375.
- Wise, S. P. (1985). The primate premotor cortex: past, present, and preparatory. *Annual Review of Neuroscience*, *8*(1), 1–19.
- Wu, C. W.-H., & Kaas, J. H. (1999). Reorganization in primary motor cortex of primates with long-standing therapeutic amputations. *Journal of Neuroscience*, *19*(17), 7679–7697.
- Wutte, M. G., Glasauer, S., Jahn, K., & Flanagan, V. L. (2012). Moving and being moved: differences in cerebral activation during recollection of whole-body motion. *Behavioural Brain Research*, *227*(1), 21–29.
- Yamada, K., Mizuno, M., & Nabeshima, T. (2002). Role for brain-derived neurotrophic factor in learning and memory. *Life Sciences*, *70*(7), 735–744.
- Yang, G., Pan, F., & Gan, W.-B. (2009). Stably maintained dendritic spines are associated with lifelong memories. *Nature*, *462*(7275), 920.
- Yang, T. T., Gallen, C. C., Ramachandran, V. S., Cobb, S., Schwartz, B. J., & Bloom, F. E. (1994). Noninvasive detection of cerebral plasticity in adult human somatosensory cortex. *Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of*

- Research in Neuroscience*. Retrieved from <http://psycnet.apa.org/psycinfo/1994-41808-001>
- Zhang, H., Long, Z., Ge, R., Xu, L., Jin, Z., Yao, L., & Liu, Y. (2014). Motor imagery learning modulates functional connectivity of multiple brain systems in resting state. *PLoS One*, 9(1), e85489.
- Zhang, H., Xu, L., Zhang, R., Hui, M., Long, Z., Zhao, X., & Yao, L. (2012). Parallel alterations of functional connectivity during execution and imagination after motor imagery learning. *PLoS One*, 7(5), e36052.
- Zich, C., Schweinitz, C., Debener, S., & Kranczioch, C. (2015). Multimodal evaluation of motor imagery training supported by mobile EEG at home: A case report. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2015 IEEE International Conference on* (pp. 3181–3186). IEEE. Retrieved from <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7379684/>
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 422–429.
- Zilles, K. (1992). Neuronal plasticity as an adaptive property of the central nervous system. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 174(5), 383–391.
- Zingg, M., Nicodème, J.-D., Uçkay, I., Ray, A., & Suva, D. (2014). Amputations du membre inférieur : indications, bilan et complications. *Revue Médicale Suisse*, 10 2409–20413.
- Zwergal, A., Linn, J., Xiong, G., Brandt, T., Strupp, M., & Jahn, K. (2012). Aging of human supraspinal locomotor and postural control in fMRI. *Neurobiology of Aging*, 33(6), 1073–1084.