



HAL
open science

Efficienc e du travail mental sur le d eveloppement et le recouvrement des capacit es motrices - force musculaire et imagerie motrice.

Florent Lebon

► To cite this version:

Florent Lebon. Efficienc e du travail mental sur le d eveloppement et le recouvrement des capacit es motrices - force musculaire et imagerie motrice.. domain_other. Universit e Claude Bernard - Lyon I, 2009. Français. NNT: . tel-00570124v1

HAL Id: tel-00570124

<https://theses.hal.science/tel-00570124v1>

Submitted on 27 Feb 2011 (v1), last revised 18 Oct 2011 (v2)

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 destin ee au d ep ot et a la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publi es ou non, emanant des etablissements d'enseignement et de recherche français ou etrangers, des laboratoires publics ou priv es.

THÈSE

Délivrée par

L'Université Claude Bernard – LYON 1

École Doctorale Interdisciplinaire Sciences-Santé (EDISS)

Pour l'obtention du

DIPLÔME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Mention Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

soutenue publiquement le **07 décembre 2009**

Par

Florent LEBON

**EFFICIENCE DU TRAVAIL MENTAL SUR LE DÉVELOPPEMENT ET LE
RECouvreMENT DES CAPACITÉS MOTRICES**

- FORCE MUSCULAIRE ET IMAGERIE MOTRICE –

Directeur de Thèse : M. **GUILLOT** Aymeric (MCU, HDR)

Co-directeur : M. **COLLET** Christian (PU)

Jury :

M. **PAPAXANTHIS** Charalambos (PU), Université de Bourgogne, *Rapporteur*

M. **PERREY** Stéphane (MCU, HDR), Université de Montpellier 1, *Rapporteur*

M. **JACKSON** Philip (Assistant Professor), Université de Laval, Québec

M. **MILLET** Guillaume (PU), Université Jean Monnet, Saint-Etienne

M. **GUILLOT** Aymeric (MCU, HDR), Université Claude Bernard, Lyon1, *Directeur*

M. **COLLET** Christian (PU), Université Claude Bernard, Lyon 1, *Co-directeur*

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. le Professeur L. Collet

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur J-F. Mornex

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur G. Annat

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur D. Simon

Secrétaire Général

M. G. Gay

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. Etienne

Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : M. le Professeur F-N. Gilly

UFR d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. Bourgeois

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : M. le Professeur F. Locher

Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. Matillon

Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. Farge

COMPOSANTES SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. Le Professeur F. Gieres

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. C. Collignon

Observatoire de Lyon

Directeur : M. B. Guiderdoni

Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon

Directeur : M. le Professeur J. Lieto

Institut Universitaire de Technologie A

Directeur : M. le Professeur C. Coulet

Institut Universitaire de Technologie B

Directeur : M. le Professeur R. Lamartine

Institut de Science Financière et d'Assurance

Directeur : M. le Professeur J-C. Augros

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M R. Bernard

Remerciements

Ce projet a été réalisé au sein du CRIS, Centre de Recherche et de l'Innovation sur le Sport, dirigé par le Professeur Thierry Terret, à l'UFR STAPS de l'Université Claude Bernard Lyon1. Ce travail s'intègre aux thématiques du Laboratoire de la Performance Motrice, Mentale et du Matériel, dirigé par le Professeur Christian Collet.

J'aimerais remercier dans un premier temps les rapporteurs de mon travail de thèse, Monsieur Stéphane Perrey, Maître de Conférences des Universités (HDR) à l'Université de Montpellier 1, ainsi que le Professeur Charalambos Papaxanthis de l'université de Bourgogne.

Je voudrais remercier les deux autres membres du jury, le Professeur Guillaume Millet de l'université Jean Monnet de Saint Étienne pour m'avoir orienté sur une partie de ce projet et le docteur Philip Jackson, assistant professor à l'université de Laval (Québec), pour avoir fait le déplacement depuis le Canada pour évaluer mon travail.

Ces remerciements s'adressent particulièrement à mes deux directeurs de thèse, Aymeric Guillot (MCU, HDR) et Christian Collet (PU) pour m'avoir soutenu durant l'année de Master 2 et ces trois années de thèse. Ce sont deux personnes pour lesquelles j'ai une grande estime et une profonde admiration tant sur le plan professionnel que personnel. Je leur suis très reconnaissant de m'avoir accueilli au sein de l'équipe et de m'avoir aidé à mener à bien ce projet.

Merci,

À ma famille, ma mère, mon père et Fabienne, mes 2 frères, Thomas et Julien, de m'avoir épaulé durant tout ce temps,

À Raafat, avec qui j'ai beaucoup partagé durant les années de Master et de thèse,

Aux amis « volleyeurs » : Alex et Mumu, Michel et Aude, Sébastien et Nathalie, Farid et Noémie, Renaud, Aurélie, Stéphane, et David, sans lesquels la ville de Lyon ne serait pas aussi agréable,

Aux amis « lyonnais » : Emma et Sad, Catherine et Benoit, Raphaël, Laureline, Aude-Marie, Ursula, Lucie, Nicolas et Monica, avec lesquels je garde de très bons souvenirs,

Aux amis du Nord : Jenny, Julien, Antoine, Maud, Charles et Clément pour avoir toujours été présents malgré la distance,

À Nady et Murielle, pour avoir réussi à me supporter durant ces 3 années dans ce bureau du CRIS,

À Julie pour sa générosité et son aide précieuse dans la correction finale du mémoire,

Aux amis plus que des collègues au sein du CRIS et du labo de l'étage du dessus : Émeline, Émilie, Matilda, Michella, Youssef, Hayet, Benoit, Sandrine, Charlotte, David,

Aux titulaires du CRIS pour leur gentillesse et leur disponibilité : Isabelle Rogowski, Cyril Martin, Stéphane Champely, Pascal Chabaud, Sophie Aranda, Eric Reynes, Jean Saint-Martin, Christophe Hautier, Peggy Garnerin, Nathalie Bailly, Raphaël Massarelli et Thierry Terret,

Aux enseignants de l'UFR STAPS de Lyon 1 qui m'ont assisté et m'ont permis de dispenser des cours, expérience des plus intéressantes au sein de ma formation,

À Jean-Pierre Girbon, kinésithérapeute au centre des brûlés de l'hôpital Édouard Herriot à Lyon, pour m'avoir assisté et orienté dans l'étude sur les patients brûlés,

Au Dr Cyril Garnier et au Pr Franck Barbier de l'université de Valenciennes dans laquelle j'ai débuté mes études supérieures. Ils m'ont donné l'envie de poursuivre mes études dans le domaine passionnant qu'est la recherche,

À Arnaud et Magali...

**EFFICIENCE DU TRAVAIL MENTAL SUR LE
DEVELOPPEMENT ET LE RECOUVREMENT DES
CAPACITES MOTRICES**

- FORCE MUSCULAIRE ET IMAGERIE MOTRICE —

Centre de **R**echerche et d'**I**nnovation sur le **S**port - CRIS

Laboratoire de la **P**erformance **M**otrice, **M**entale et du **M**atériel (P3M)

UFR STAPS, Université Claude Bernard Lyon 1

27, 29 Boulevard du 11 novembre 1918

69622 VILLEURBANNE Cedex

Sommaire

<i>Table des illustrations</i>	8
<i>Liste des abréviations</i>	9
<i>Introduction générale</i>	10
<i>Cadre théorique</i>	14
Chapitre I : Imagerie et force, deux champs d'étude : théorique et pratique	15
Chapitre II : Imagerie motrice, la simulation mentale du mouvement	30
Chapitre III : Force musculaire, la résultante du mouvement	47
Chapitre IV : Indices neurophysiologiques périphériques	73
Hypothèses de travail	86
<i>Cadre expérimental</i>	89
Axe 1 : Activité électromyographique et imagerie motrice	90
Axe 2 : Modulation de l'activité EMG selon les caractéristiques de la tâche mentale	114
Axe 3 : Activation musculaire suite à un entraînement mental	137
Axe 4 : Approche pratique de l'effet de l'entraînement par IM sur la force musculaire	146
Axe 5 : Étude de la pratique d'IM dans les processus de réhabilitation	158
<i>Cadre analytique</i>	181
Discussion	182
Conclusion	197
Perspectives	201
<i>Références bibliographiques</i>	205
<i>Table des matières</i>	235
<i>Index des auteurs</i>	238
<i>Annexe 1 : Cas particulier de la main brûlée</i>	240

Table des illustrations

Figures

Figure 1 : Illustration du dualisme par René Descartes.	11
Figure 2 : Schéma anatomique de l'articulation du genou	24
Figure 3 : La mécanique de la chair par Léonard de Vinci.....	26
Figure 4 : Évaluation de la profondeur de la brûlure.	27
Figure 5 : Les deux compartiments de contrôle de la motricité	51
Figure 6 : Les quatre lobes du cortex.	52
Figure 7 : Description anatomique des différentes aires corticales, primaires et associatives.....	52
Figure 8 : Homonculus de Penfield.	53
Figure 9 : Les structures anatomiques composant les noyaux gris centraux.	56
Figure 10 : Les circuits de la boucle cortico-thalamo-striatale.	57
Figure 11 : Les structures anatomo-fonctionnelles du cervelet.	58
Figure 12 : Les systèmes pyramidal et extrapyramidal.....	59
Figure 13 : Le potentiel d'action	60
Figure 14 : La transmission synaptique.....	62
Figure 15 : Glissement des filaments d'actine et de myosine.....	63
Figure 16 : Rôles relatifs de l'adaptation nerveuse et musculaire en réponse à l'entraînement.....	65
Figure 17 : Évolution de composantes physiologiques musculaires pendant et après une période d'entraînement	66
Figure 18 : Schéma synthétique des adaptations nerveuses suite à un entraînement en force.....	68
Figure 19 : Gains de force et diminution de la co-activation des muscles antagonistes à la suite d'un entraînement isométrique des extenseurs de la jambe	71
Figure 20 : Enregistrement de l'activité électromyographique	76
Figure 21 : Technique d'enregistrement du réflexe de Hoffmann et de l'onde M.....	81
Figure 22 : Enregistrement des réponses M et H.....	82
Figure 23 : Technique d'enregistrement de l'onde V.....	83
Figure 24 : Activité électromyographique (EMGrms) de la longue portion du biceps brachii au repos et en IM.	187
Figure 25 : Activité électromyographique (EMGrms) du muscle Flexor Carpi Ulnaris en fonction du régime de contraction.	188
Figure 26 : Fréquence Médiane du Spectre de Puissance (FMSP) de la longue portion du biceps brachii lors de l'imagerie motrice (IM) et du repos, en fonction du régime de contraction.	189
Figure 27 : Contraction Maximale Volontaire (CMV) en mouvement de presse inclinée.	192
Figure 28 : Évolution de l'activité électromyographique (EMG) lors des sessions de test (de S1 à S13) suite à une opération du ligament croisé antérieur.....	194
Figure 29 : Évolution de l'extension du poignet chez des patients brûlés des mains.....	195
Figure 30 : Le valgus dynamique	203

Tableau

Tableau 1 : Questionnaires d'imagerie mentale.....	40
---	----

Liste des abréviations

%AV : Niveau d'Activation volontaire	LCA : Ligament Croisé Antérieur
AMS : Aire Motrice Supplémentaire	M1 : Cortex moteur primaire
ATP : Adénosine TriPhosphate	PA : Potentiel d'Action
CMV : Contraction Maximale Volontaire	PC : Potentiel Cutané
CSE : Contraction Stimulée Electriquement	PME : Potentiel Moteur Evoqué
DPO : Durée de Perturbation Ohmique	RC : Résistance Cutanée
DSC : Débit Sanguin Cutané	SESP : Stimulation Electrique Surimposée Percutanée
EMG : Électromyographie ou activité électromyographique	SMT : Stimulation Magnétique Transcrânienne
EMGrms : EMG Root Mean Square	SNC : Système Nerveux Central
FM : Fibres Musculaires	SNP : Système Nerveux Périphérique
FMA : Force Maximale Absolue	SST : Surface de section transversale
FMSP : Fréquence Médiane du Spectre de Puissance	TC : Température Cutanée
FMV : Force Maximale Volontaire	TEP : Tomographie par Emission de Positons
IM : Imagerie Motrice	TSS : Technique de Secousse Surimposée
IMK : Imagerie Motrice Kinesthésique	UM : Unité Motrice
IMV : Imagerie Motrice Visuelle	VLo : Noyau ventrolatéral
IRMf : Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle	

Introduction générale

« Cerveau. Appareil avec lequel nous pensons que nous pensons. Ce qui distingue l'homme qui se contente d'être quelque chose de celui qui souhaite faire quelque chose. »

Ambrose Bierce. Extrait de « Le dictionnaire du Diable »

L'Homme a toujours été fasciné par l'étude et la compréhension du cerveau. Hippocrate, père de la médecine occidentale, déclarait que le cerveau était à la fois le siège des sensations et de l'intelligence, alors qu'Aristote affirmait que le cœur était le centre de l'intellect et que le cerveau avait pour fonction de refroidir le sang surchauffé par l'agitation du cœur. Au cours du XVII^{ème} siècle, René Descartes fut le premier à assimiler clairement l'esprit à la conscience, et à le distinguer du cerveau, qui était selon lui le support de l'intelligence (Figure 1). Il a été le premier à formuler le problème corps/esprit de la façon dont il est présenté aujourd'hui avec la notion de dualisme. Selon les théories actuelles, le cerveau a des fonctions vitales spécifiques : il est notamment à la base de toutes nos actions, et donc naturellement de nos mouvements volontaires. L'Homme évolue dans un environnement particulier conditionné par des interactions spécifiques et selon des caractéristiques propres à chaque individu. Dans le domaine de la compétition sportive, le mouvement est orienté et préparé afin de réaliser une performance mesurée, jugée ou évaluée. A l'heure actuelle, les méthodes de préparation physique générale et spécifique sont largement connues et détaillées dans la littérature. Entraîneurs, athlètes et chercheurs se sont ensuite orientés vers l'utilité et l'effet de la préparation mentale sur le comportement. La préparation mentale englobe plusieurs concepts qui vont de la gestion du stress lors d'un grand évènement sportif jusqu'à l'intégration du travail mental dans les séances d'entraînement. Depuis une vingtaine d'années, ce type de préparation est intégré dans le but d'améliorer la performance. Plusieurs techniques sont utilisées : sophrologie, yoga, hypnose, programmation neuro-linguistique. L'imagerie motrice est une autre alternative qui consiste à se représenter mentalement une action sans production concomitante de mouvement (Denis, 1989). Elle est utilisée pour améliorer la performance ou favoriser l'apprentissage de nouveaux mouvements, pour son impact sur la motivation et la confiance en soi, ou encore comme outil permettant de poursuivre l'entraînement en cas de blessures.

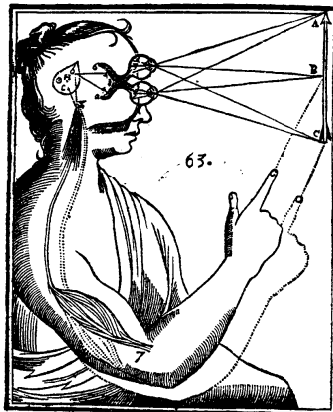


Figure 1 : Illustration du dualisme par René Descartes.

Les entrées sensorielles sont transmises par les organes sensoriels à la glande pinéale dans le cerveau, puis à l'esprit immatériel.

La lecture de l'article du professeur Yue¹ discutant de l'effet de l'imagerie motrice sur la force musculaire m'a incité à me questionner sur les nouvelles méthodes d'entraînement et de rééducation. Son équipe de recherche avait observé une augmentation de la force musculaire du 5^{ème} doigt suite à de simples répétitions mentales d'une contraction musculaire. Les auteurs ont posé l'hypothèse que l'IM agirait principalement sur les mécanismes nerveux de la force. La théorie suggérant l'effet bénéfique du cognitif sur le somatique est des plus intéressantes et apporte de nouvelles connaissances indispensables à la fois dans l'amélioration de la performance sportive mais également dans le domaine de la réhabilitation motrice. Pour Johnson (1982), « *l'imagination du mouvement aurait des effets fonctionnels sur le comportement moteur équivalents à ceux du mouvement réel* ».

Ce travail a donc pour objectif d'approfondir les connaissances théoriques et pratiques de l'IM et de ses effets sur l'activité périphérique somatique. La première partie de ce mémoire, intitulée « *Cadre théorique* », correspond à une revue de littérature synthétisant les travaux orientés vers l'étude de l'activité musculaire périphérique lors de l'IM dans un contexte expérimental et de réhabilitation fonctionnelle. Cette partie est divisée en cinq chapitres. Le chapitre I « *Imagerie et force, deux champs d'études : théorique et pratique* » confrontera dans un premier temps les études qui ont enregistré ou non, lors de l'IM, une activité EMG subliminale, c'est-à-dire inférieure au seuil de déclenchement d'une contraction phasique. Puis, d'un point de vue expérimental, seront présentés les travaux qui ont observé un gain de force suite à un entraînement par IM. La littérature montre dans ce domaine des résultats contradictoires. Ensuite, d'un point de vue plus appliqué, l'effet de l'IM sur la facilitation et l'accélération de la rééducation suite à une blessure sera discuté. Deux exemples cliniques seront abordés : la rupture du ligament croisé antérieur et la brûlure profonde de la main. Le chapitre II présentera les théories de l'IM afin d'appuyer les résultats des études qui ont enregistré l'activité corticale et périphérique durant le travail mental. Une distinction sera établie entre IM visuelle et kinesthésique sur la base des indices corticaux et neuromusculaires, afin de préciser l'importance du type d'IM et leurs conséquences. Enfin, seront développés les indices psychologiques, comportementaux et neurophysiologiques dans le but d'évaluer les capacités individuelles d'IM. Le chapitre III définira la force musculaire en tant que résultante du mouvement d'un point de vue neuromusculaire et présentera les adaptations périphériques suite à un entraînement physique. Dans le chapitre IV seront décrits les indices neurophysiologiques périphériques qui ont été utilisés pour déterminer objectivement l'effet de l'IM sur les effecteurs

¹ Article tiré de la revue Science & Vie n° 1046, Novembre 2004, p. 58.

musculaires. Enfin, le cinquième chapitre abordera la problématique générale de ce projet amenant à la description des hypothèses de travail.

Dans la deuxième partie, seront présentées, au travers des publications, les méthodes et résultats des expériences réalisées. Celles-ci s'articulent autour des cinq axes de recherche définis par les hypothèses. La progression entre les études consiste à présenter, dans un premier temps, les résultats théoriques de l'effet de l'IM et de ses caractéristiques sur les composantes électrophysiologiques de la force musculaire d'un point de vue expérimental (axes 1 et 2), puis de rendre compte de l'intégration de l'IM dans des programmes de développement de la force et de réhabilitation motrice (axes 3, 4 et 5).

Enfin dans la partie analytique, les résultats obtenus sont discutés avec l'appui de la littérature de référence. Les deux parties de la discussion sont présentés dans l'ordre des axes de recherche et des publications : 1) IM, activité EMG et activation musculaire et 2) Intégration de l'IM dans des programmes appliqués de gain de force ou de recouvrement fonctionnelle.

Cadre théorique

« Seule la paresse fatigue le cerveau. »

Louis Pauwels. Extrait de « L'apprentissage de la sérénité »

Chapitre I :

Imagerie et force, deux champs d'étude : théorique et pratique

« Un esprit solide dans le corps humain, c'est la plus grande force dans la plus grande faiblesse. »

Isocrate, Extrait d' « A Démonicos »

I. Activation des structures des systèmes nerveux central et périphérique pendant l'imagerie motrice

I.1. Activation des aires cérébrales

Le développement des techniques d'enregistrement de l'activité du système nerveux central a révolutionné l'étude anatomique et fonctionnelle du cerveau, notamment celle des tâches mentales. Parmi ces techniques, la tomographie par émission de positons (TEP) et l'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf) sont utilisées pour étudier l'activation centrale. Le principe consiste à enregistrer les variations du flux sanguin cérébral qui reflète les demandes en glucose et en oxygène des régions du cerveau, avec ou sans marqueur radioactif (Ogawa, 1990). Plusieurs études ont ainsi montré que les principaux réseaux corticaux et sous-corticaux, activés pendant la préparation et l'exécution d'un mouvement, le sont également pendant l'IM (*e.g.* Decety et al., 1994 ; Roth et al., 1996 ; Mellet et al., 1998 ; Lotze et al., 1999 ; Gérardin et al., 2000). Par exemple, les aires motrice supplémentaire et prémotrice sont activées lorsque les sujets exécutent réellement une action ou l'imaginent mentalement (Fox et al., 1987 ; Roland et al., 1980 ; Stefan et al., 1995). Decety et al. (1994) ont également enregistré une augmentation du débit sanguin dans l'hémisphère cérébelleux gauche et les noyaux gris centraux lors de l'IM d'une tâche de préhension manuelle. De récentes études ont affiné ces conclusions. L'activation de l'aire motrice primaire pendant l'IM, par exemple, a longtemps fait l'objet de résultats contradictoires. Les premières études de neuro-imagerie n'ont pas montré son implication dans la simulation mentale du mouvement, en partie pour des raisons méthodologiques. Son activation semble pourtant avérée, même si elle est moins prononcée lors de l'IM (Hallet et al., 1994 ; Sharma et al., 2008). Elle jouerait notamment un rôle important dans la formation des images mentales (Lotze & Halsband, 2006). De manière similaire, lors de l'imagerie visuelle, le débat concernant l'activation de l'aire visuelle primaire reste d'actualité. Elle serait activée lorsque le participant se représente mentalement un objet ou une personne (pour revue, voir Mellet et al., 1998 ; Thompson & Kosslyn, 2000), comme les aires pariétales 5 et 7. Celles-ci favoriseraient la construction et la formation des images par le traitement des informations venant des aires somato-sensorielles (1, 2, 3) et visuelles (17, 18, 19).

Malgré ces différences, l'ensemble des études de neuro-imagerie montre une activation anatomo-fonctionnelle comparable lors de l'IM et de l'exécution réelle. Cette relation est, par ailleurs, renforcée par une activation spécifique des aires motrices en fonction de la partie du corps imaginée ou en mouvement. En effet, Ehrsson et al. (2003) ont montré que l'IM de mouvements volontaires de différents segments corporels activait les aires somatotopiques musculaires correspondantes au niveau du cortex moteur primaire. Au vue de ces similarités anatomo-fonctionnelles, il est envisageable de se poser la question de savoir si, lors de l'IM, planification et

programmation du mouvement sont effectuées comme si le mouvement allait véritablement être exécuté et si l'activation périphérique est totalement inhibée ou non.

I.2. Activation des effecteurs périphériques somatiques

I.2.1. Activité électromyographique subliminale pendant IM

Jacobson (1930) a été le premier à enregistrer une activité électromyographique (EMG) pendant l'IM d'une contraction musculaire, supérieure à celle du repos. Bird et al. (1984) ont aussi observé une activité musculaire lors de divers mouvements complexes imaginés (natation, basket-ball et ski nautique). D'autres l'ont obtenue lors de la simulation mentale de mouvements simples : flexion de l'avant-bras sur le bras avec charge (Hale, 1982 ; Bakker et al., 1996 ; Boschker, 2001 ; Slade et al., 2002), flexion-extension du poignet (Gandevia et al., 1997), flexion des orteils (Dickstein et al., 2005), flexion plantaire de la cheville (Zijdewind et al., 2003). Jowdy & Harris (1990) ont également enregistré une activité EMG chez des jongleurs experts et débutants, sans toutefois observer de différence relative à la capacité individuelle d'imagerie. À ce jour, seul Lutz (2003) a mis en évidence une relation entre activité EMG et qualité de l'IM lors de la simulation mentale d'un lancer de fléchette. Il a, dans un premier temps, montré que cette activité, enregistrée sur le biceps du bras lanceur, était supérieure lors de l'IM, comparativement au repos. Une plus grande activité a également été enregistrée lorsque les participants formaient des images mentales vivaces (même si cette évaluation restait subjective et déterminée par une auto évaluation de la qualité de l'IM). Toutefois, l'auteur n'a observé aucune corrélation entre activité EMG et amélioration de la performance. L'ensemble des études laisse donc penser que l'activité EMG serait effective lors de l'IM, et refléterait le contenu de la commande motrice.

I.2.2. Différences selon les caractéristiques de la tâche et les types d'IM

Pendant l'IM d'une flexion de bras, Bakker et al. (1996) et Boschker (2001) ont enregistré une activité EMG plus importante au niveau du muscle impliqué dans le mouvement imaginé, comparativement au bras inactif. De plus, elle était supérieure lorsque les sujets imaginaient soulever un poids de 9 kg, par rapport à un poids de 4.5 kg. Par ailleurs, Bonnet et al. (1997) ont montré que l'activité électrique musculaire était plus importante du côté du pied sollicité par le mouvement imaginé. L'activité EMG était également plus importante lorsque les participants augmentaient l'intensité de la contraction imaginée. L'amplitude de l'EMG serait ainsi spécifique au muscle impliqué dans l'IM et proportionnelle à l'intensité de l'effort mental, attestant une corrélation entre activité musculaire subliminale recueillie pendant l'IM et caractéristiques de la commande motrice. Plus récemment, Solodkin et al. (2004) ont enregistré une activité EMG

supérieure pendant l'IM kinesthésique d'une tâche d'opposition du pouce avec les doigts par rapport à celle recueillie pendant l'IM visuelle, qui elle, ne se différencie pas de l'activité de repos². L'origine d'une telle activité EMG reste difficile à identifier mais pourrait provenir d'une inhibition incomplète de la commande motrice. Jeannerod (1994), qui s'appuie sur les travaux de Yue et Cole (1992), est à l'origine de cette hypothèse. Par ailleurs, bien que ne l'ayant pas testé expérimentalement, Sidaway et Trzaska (2005) ont supposé que l'EMG ne devrait pas varier selon le régime de contraction. Toutefois, en s'appuyant sur l'équivalence fonctionnelle au niveau du cortex moteur entre IM et exécution réelle et sur l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice lors de répétitions mentales, il semblerait que l'activité EMG pendant l'IM soit le reflet de l'activation musculaire pendant l'exécution réelle mais à une intensité moindre. L'hypothèse d'une modulation de l'amplitude du signal EMG en fonction du régime de contraction a donc été testée et intègre un des axes de recherche de ce mémoire.

1.2.3. Résultats contradictoires

Contrairement aux résultats précédemment décrits, d'autres études montrent qu'il n'y aurait aucune activité musculaire pendant l'IM (*e.g.* Yue & Cole, 1992 ; Herbert et al., 1998 ; Mulder et al., 2004 ; Gentili et al., 2004, 2006 ; Gueugneau et al., 2008). La plupart du temps, l'enregistrement de l'EMG avait pour but de démontrer que le participant était capable d'imaginer le mouvement sans activité musculaire concomitante (Naito et al., 2002 ; Jackson et al., 2003 ; Personnier et al., 2008, 2009 ; Demougeot et al., 2009 ; Gueugneau et al., 2009). L'absence d'activité EMG lors de l'IM permettait alors de justifier que l'activation des aires cérébrales pendant l'IM résultait bien de la formation des images mentales et non de micro-contractions musculaires, volontaires ou involontaires. Li et al. (2004) ont enregistré une élévation de l'activation des muscles fléchisseurs des doigts pendant l'IM, mais seulement chez quatre des neuf participants. Ce résultat équivoque a été confirmé par Dickstein et al. (2005) : l'activité EMG a parfois, mais pas systématiquement, été enregistrée pendant la simulation mentale d'une flexion d'orteil chez des patients hémiparétiques et des sujets sains. Ces résultats contradictoires sur la présence ou non d'une activité électrique musculaire pendant l'IM pourraient résulter de 'problèmes' méthodologiques. L'activité électrique des fibres musculaires profondes pourrait échapper à l'EMG de surface (Mellah et al., 1990 ; Jeannerod & Frak, 1999). Selon Kleissen et al. (1998), cette méthode d'enregistrement pourrait de plus être affectée par la distance entre les fibres actives et les électrodes, ou encore la localisation

² La distinction entre IM visuelle et kinesthésique sera développée dans le paragraphe « Types d'IM » du chapitre II « Imagerie motrice, la simulation mentale du mouvement ». Nous verrons que les modalités sensorielles permettant la construction de l'image mentale influencent le niveau d'activation corticale, corticospinale et musculaire.

des électrodes sur le muscle, en fonction de la norme suivie. D'un point de vue expérimental, Yue et Cole (1992) n'ont pas comparé directement l'activité EMG obtenue pendant l'IM à celle enregistrée au repos. Cette comparaison est toutefois déterminante pour valider l'existence d'une activité électrique musculaire effective pendant l'IM. Enfin, des consignes inadéquates à la réalisation de l'IM, relativement à la tâche, sont susceptibles de limiter l'activation des réseaux spinaux et par conséquent l'excitabilité des effecteurs musculaires. En effet, l'imagerie visuelle interne, comme l'imagerie kinesthésique, serait plus efficace pour générer des rétroactions musculaires, les participants se focalisant sur les caractéristiques du mouvement à imaginer ainsi que sur les muscles impliqués (Ranganathan et al., 2002 ; Stinear et al., 2006). En prenant en compte l'ensemble des recherches dans ce domaine, plusieurs études expérimentales menées dans le cadre de cette thèse ont été orientées dans le but de répondre à ces résultats contradictoires et de tester l'effet du contenu de l'image mentale sur l'amplitude de l'activité somatique périphérique.

II. IM et développement de la force

II.1. IM et force musculaire

Dans la mesure où les activations centrales consécutives à une pratique mentale sont comparables à celles obtenues par la pratique réelle (*e.g.* Jackson et al., 2003), des études ont été menées pour déterminer si l'IM était efficace pour améliorer la force musculaire. Yue et Cole (1992) sont les premiers auteurs à avoir observé une amélioration de la force après un entraînement mental. Ils ont attribué ce résultat à des changements dans la programmation du mouvement, la force maximale volontaire de l'abducteur du pouce ayant augmenté de 22% pour le groupe imageur, 29,7% pour le groupe 'pratique physique' et seulement 3,7% pour le groupe contrôle. Ils ont ainsi posé l'hypothèse que les changements neuronaux consécutifs à la pratique de l'IM modifiaient le paramétrage de la force. Celle-ci serait améliorée par des réorganisations corticales et des modulations des réseaux neuronaux, telles que l'inhibition récurrente des cellules de Renshaw (Butler & Darling, 1990). Cependant, aucune corrélation entre l'augmentation de la force et celle de l'activité EMG n'a été identifiée, ce qui invaliderait la théorie psycho-neuromusculaire. Celle-ci postule que l'efficacité de l'IM résulterait des rétroactions kinesthésiques vers le cortex cérébral, avec pour conséquence une relation directe et causale avec l'augmentation de la performance. La théorie cognitive serait plus apte à justifier les résultats de Yue et Cole (1992). Elle s'appuie sur l'équivalence anatomo-fonctionnelle au niveau central entre mouvements réels et imaginés pour

expliquer les modifications du comportement³. D'autres études ont par la suite confirmé l'augmentation de force après entraînement par IM. Smith et al. (2003) ont observé une augmentation de la force des abducteurs du pouce après 8 séances d'entraînement mental (2 séances hebdomadaires pendant 4 semaines), même si cet effet reste inférieur à celui du groupe de pratique physique. Zijdewind et al. (2003) ont, quant à eux, enregistré une augmentation de la force des fléchisseurs plantaires de la cheville. Ils ont posé l'hypothèse que cette amélioration était liée à la coordination des agonistes/antagonistes, plutôt qu'à une activation musculaire de faible intensité. Des résultats similaires ont été observés par Sidaway et Trzaska (2005) pour les fléchisseurs dorsaux du pied. Ranganathan et al. (2004) ont également rapporté l'effet bénéfique de l'IM sur la force, à la fois pour des muscles distaux (abducteur du pouce) et proximaux (*biceps brachii*). Ils ont montré que l'entraînement mental facilitait l'excitation du système nerveux efférent, qui conduit les muscles à un plus haut niveau d'activation et, par conséquent, augmentait la force. Par une démarche appliquée, Wright et Smith (2007) ont analysé l'effet de l'IM basée sur le modèle PETTLEP⁴ comparativement à une pratique de l'IM basée sur la relaxation et la visualisation externe du mouvement, lors d'un entraînement en force des fléchisseurs du coude. Les sujets du groupe PETTLEP ont significativement augmenté leur performance lors d'une flexion maximale volontaire du *biceps brachii* par rapport aux groupes contrôle et IM visuelle externe. Herbert et al. (1998) sont les seuls à avoir montré que la faible augmentation de la force du *biceps brachii* après 8 semaines d'entraînement mental était identique à celle du groupe contrôle. Ranganathan et al. (2004) ont toutefois justifié l'absence d'effet par la faible représentation corticale des muscles étudiés : il serait plus difficile de jouer sur la plasticité des réseaux de neurones restreints. De plus, les muscles fléchisseurs du coude sont fréquemment utilisés dans les activités quotidiennes et peuvent être considérés comme un groupe musculaire « entraîné », laissant supposer un faible potentiel de progrès par l'entraînement. Enfin, les auteurs ont supposé que les instructions données aux sujets du groupe imageur étaient davantage orientées vers une IM externe, minimisant probablement les réponses physiologiques associées (Lang, 1979 ; Wang & Morgan, 1992). Une étude similaire a, en effet, démontré que l'IM permettait bel et bien d'améliorer la force du même muscle si l'imagerie kinesthésique était privilégiée (Ranganathan et al., 2002). L'ensemble des résultats montre donc que l'IM constitue un moyen efficace pour améliorer la force musculaire. Les modalités de son utilisation et son intégration dans un protocole d'entraînement et sur d'autres groupes musculaires restent toutefois à démontrer

³ Les théories de l'IM seront discutées dans le chapitre II « Imagerie motrice, la simulation mentale du mouvement ».

⁴ PETTLEP est un acronyme dont chaque lettre rappelle les caractéristiques d'équivalence fonctionnelle de la pratique d'IM: Physique (Physical), Environnement (Environment), Tâche (Task), Durée (Timing), Apprentissage (Learning), Emotion (Emotion) et Modalité (Perspective).

expérimentalement. Le gain de force après un entraînement par IM intégré à une programmation de terrain sera étudié dans ce travail afin répondre à ce questionnement.

II.2. Activation musculaire

En complément des enregistrements de la force musculaire, l'amélioration de l'activation volontaire est un autre indicateur pertinent pour quantifier l'effet de l'entraînement. Dans sa revue de littérature sur les adaptations nerveuses consécutives à un entraînement en force, Sale (1988) a décrit deux méthodes classiquement utilisées pour étudier l'activation des unités motrices (UM). La première consiste à comparer la force produite par une contraction volontaire à celle engendrée par une stimulation téτανique maximale (Bigland & Lippold, 1954 ; Merton, 1954 ; Edwards et al., 1975). La seconde est la stimulation surimposée : un stimulus supramaximal est délivré via le nerf moteur lors d'une contraction maximale volontaire (Merton, 1954 ; Belanger & McComas, 1981 ; Bellemare et al., 1983 ; Chapman et al., 1985 ; Kukulka et al., 1986 ; Millet et al., 2003 ; Racinais et al., 2007). Si toutes les UM ne sont pas recrutées, le stimulus provoquera un recrutement supplémentaire, augmentant la force générée volontairement. Le déficit d'activation volontaire est calculé à partir des forces développées lors de la contraction volontaire maximale surimposée (méthode du doublet surimposé – db surimposé) et de la même stimulation induite sur le muscle relâché (db contrôle). La formule suivante est utilisée (Gandevia, 2001) :

% activation volontaire = $[1 - (\text{db surimposé} / \text{db contrôle})] * 100$.

Les résultats des différentes études, mesurant l'activation musculaire lors d'une contraction maximale volontaire (CMV) sont divergents. Certains montrent qu'il est possible d'atteindre un niveau d'activation maximal pour différents groupes musculaires. Cependant, les études récentes observent, qu'en moyenne, les participants sains et motivés atteignent des valeurs d'activation inférieures à 100%. Ces résultats témoignent d'un recrutement spatial incomplet des UM et/ou d'une fréquence de décharge inférieure à la fréquence de fusion téτανique de chaque UM.

La seule étude mesurant l'activation musculaire après un entraînement mental est celle d'Herbert et al. (1998). Les auteurs ont utilisé la stimulation surimposée pour obtenir la force maximale absolue et calculer le pourcentage d'activation des fibres musculaires lors de la contraction volontaire. L'absence de variation de l'activation consécutive à l'entraînement par IM pourrait là encore résulter de choix méthodologiques. En effet, une stimulation électrique sous maximale aurait pu être délivrée lors du pré-test, impliquant une sous-estimation de la force maximale absolue. De plus, les mesures de la contraction volontaire du *biceps brachii* montrent une intensité proche du maximum avant l'entraînement, donc peu de marge de progression (Zijdwind et al., 2003). Même si la technique de la surimposition est peu utilisée dans les protocoles d'IM, elle reste néanmoins une

méthode efficace pour déterminer la variation du niveau d'activation musculaire. On pourrait alors confirmer l'hypothèse de Yue et Cole (1992) sur les adaptations nerveuses suite à un programme d'entraînement en force par IM. L'étude menée dans le cadre de ce mémoire s'attachera ainsi à identifier les modulations de la commande motrice efférente suite à l'IM.

III. Limitation de perte de force

L'imagerie motrice, dont les caractéristiques d'efficacité sont décrites dans les plus récents modèles de l'IM (Holmes & Collins, 2001 ; McIntyre & Moran, 2007a, b ; Guillot & Collet, 2008), s'inscrit également parmi les protocoles de réhabilitation les plus fréquemment préconisés pour la rééducation des blessures du sportif (Green, 1992 ; Taylor & Taylor, 1997 ; Cupal & Brewer 2001). Plusieurs études ont, à ce titre, cherché à qualifier et comprendre les procédures d'utilisation de l'IM pratiquée par le sportif blessé durant sa rééducation. La plupart sont exploratoires et ont utilisé des questionnaires ou entretiens (Sordoni et al., 2000 ; Milne et al., 2005 ; Driediger et al., 2006 ; Evans et al., 2006 ; Law et al., 2006). En revanche, peu de travaux ont été menés pour quantifier, par des indices objectifs, les effets de son utilisation, sur le recouvrement des fonctions motrices. L'alitement forcé entraîne invariablement une diminution de la force maximale volontaire du muscle immobilisé. Plusieurs auteurs ont postulé que la perte de force était en grande partie liée aux facteurs nerveux d'origine centrale (Berg et al., 1997 ; Kawakami et al., 2001 ; Deschenes et al., 2002 ; Clark et al., 2006). En effet, une modification de l'organisation du cortex moteur et de l'excitabilité corticospinale a été observée consécutivement à une immobilisation prolongée (Liepert et al., 1995 ; Zanette et al., 2004). Kaneko et al. (2003) ont observé une réduction des potentiels moteurs évoqués (PME) au niveau du *flexor carpi radialis*, provoqués par stimulation magnétique transcrânienne (SMT), lorsque les patients, dont le bras était immobilisé, imaginaient des mouvements de flexion du poignet. Ce résultat montre que l'immobilisation implique une réorganisation fonctionnelle ou une diminution de l'excitabilité corticospinale de l'aire motrice correspondant aux muscles contractés.

Alors que plusieurs travaux font état d'une amélioration de la force après un entraînement mental, une seule étude (Newsom et al., 2003) a montré l'effet bénéfique de l'IM sur la limitation de perte de force pendant une période d'immobilisation et, par conséquent, d'inactivation des muscles concernés. Le principal objectif était d'étudier l'effet de l'IM sur la force de préhension et de flexion/extension du poignet induit par dix jours d'immobilisation de l'avant-bras. Le groupe expérimental devait s'imaginer serrer une balle en caoutchouc le plus fort possible. Après des séances d'imagerie kinesthésique, les forces maximales des fléchisseurs et extenseurs du poignet n'avaient pas diminué significativement, contrairement à celles du groupe témoin. Toutefois, la force de préhension n'était pas significativement différente dans les deux groupes. Selon les auteurs, ce

résultat pourrait s'expliquer par la position d'immobilisation de l'avant-bras, qui permettait d'effectuer des actions de préhension avec le pouce et le majeur, limitant ainsi potentiellement les effets de l'IM. Les travaux de Clark et al. (2006) ont également étudié l'influence de l'IM sur la force et l'activation centrale lors de l'immobilisation d'un membre, sans toutefois montrer de différence significative entre les groupes IM et contrôle. Cependant, ils ont observé une taille d'effet moyenne, indiquant un possible impact de l'IM sur la limitation de perte de force des fléchisseurs plantaires.

Au vu des résultats de Newsom et al. (2003) et des hypothèses posées par Clark et al. (2006), les processus centraux semblent fortement impliqués dans la modulation de la force musculaire consécutive à un entraînement mental lors de l'immobilisation. En effet, l'activité mentale engendre l'activation spécifique des aires corticales contrôlant les muscles impliqués dans le mouvement imaginé (Ehrsson et al., 2003). Parallèlement, la pratique de l'IM entretient les programmes mémorisés et maintient actives les opérations de planification et de programmation (Yue & Cole, 1992 ; Ranganathan et al., 2004). Comme l'immobilisation prolongée réduit l'activation centrale du muscle lors d'une CMV, se traduisant par une diminution de l'activité EMG (Appell, 1990 ; Duchateau, 1995), ces résultats prometteurs valident l'intérêt du travail mental et permettent donc de l'envisager pendant la récupération fonctionnelle suivant une blessure pour limiter la perte de force.

III.1. Cas du Ligament Croisé Antérieur

La rupture du ligament croisé antérieur (LCA) constitue l'une des blessures graves les plus communes chez les sportifs (Derscheid & Feiring, 1987 ; Roos et al., 1995), plus particulièrement dans les sports où les pivots et contacts sont fréquents (basket-ball, football, handball). La laxité tibio-fémorale (couramment appelée tiroir antérieur) est une conséquence directe de la rupture du ligament et conduit à une instabilité du genou (Figure 2). L'intervention chirurgicale est alors préconisée pour rétablir la stabilité articulaire et permettre au sportif de retrouver son niveau de pratique (Barrack et al., 1990 ; Miyasaka et al., 1991). La rééducation est longue après une plastie du LCA, durant plusieurs semaines voire plusieurs mois après l'opération. En effet, les incertitudes concernant la résistance mécanique du ligament en cours de cicatrisation obligent à la prudence quant au délai de reprise du sport (Middleton et al, 1997). Cupal et Brewer (2001) ont montré que l'intégration de l'IM dans un programme de réhabilitation avait une incidence positive sur la rééducation du LCA. Le traitement combinant relaxation et IM a notamment permis de réduire l'anxiété liée à une rechute éventuelle, et a également diminué la perception de douleur et amélioré le gain de force musculaire. Cette étude confirme donc que l'IM peut contribuer à réduire la douleur (Sacerdote, 1985 ; Chaves, 1994 ; Gonsalkorale, 1996), mais aussi favoriser la récupération de la force

musculaire. L'une des explications proposées par Cupal et Brewer (2001) est que l'IM aiderait les patients à s'impliquer dans le processus de rééducation en augmentant leur motivation intrinsèque et en modifiant leur représentation de la thérapie physique.

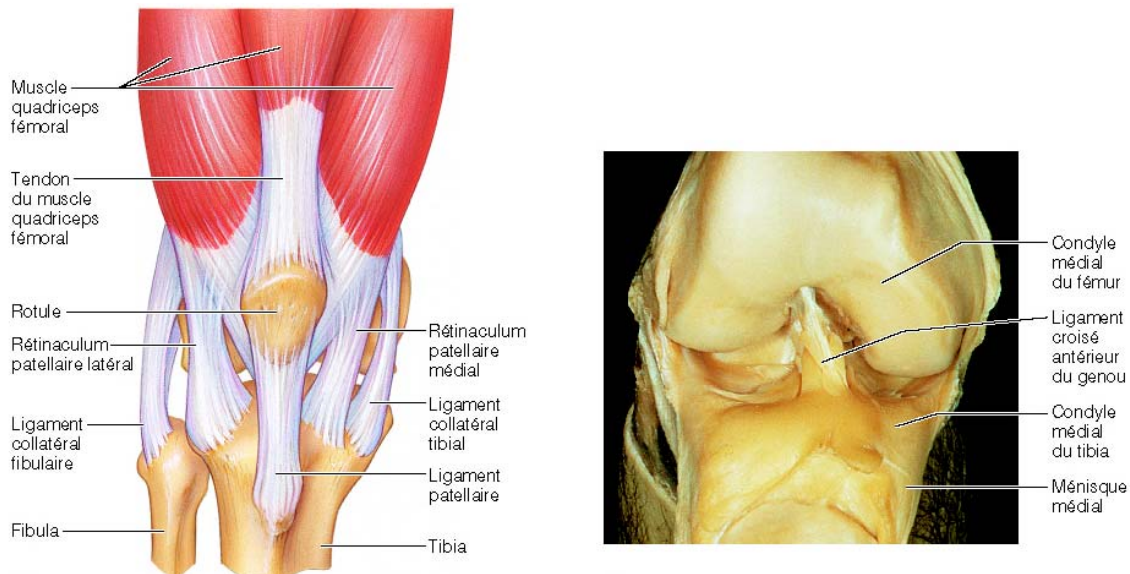


Figure 2 : Schéma anatomique de l'articulation du genou

L'articulation du genou représente un ensemble complexe d'insertions tendineuses et ligamentaires. Le ligament croisé antérieur fait partie du « pivot central » avec le ligament croisé postérieur et joue un rôle fondamental : il s'oppose au déplacement vers l'avant ainsi qu'à une rotation interne excessive du tibia par rapport au fémur.

L'IM a également été utilisée lors de la réhabilitation de blessures autres que la rupture du LCA (entorse de la cheville : Christakou et al., 2007 et Christakou & Zervas, 2007 ; voir aussi, pour revues de questions, Heil, 1993 ; Richardson & Latuda, 1995 ; Taylor & Taylor, 1997 ; Green, 1999 ; Sordoni et al., 2000, 2002). Cependant, les résultats restent contradictoires et ne permettent pas de tirer des conclusions définitives quant à l'effet 'psychologique' de l'IM (réduction de la douleur, de l'anxiété) et 'physiologique' (limitation de perte de force musculaire, réduction de l'œdème, limitation de la perte d'amplitude articulaire, activation EMG). Botterill et al. (1996) ont identifié quatre types d'imagerie pouvant être utilisés durant la période post-traumatique : 1) imagerie de cicatrisation : s'imaginer la zone blessée en train de guérir, 2) imagerie de performance : s'imaginer être performant pour un geste particulier, 3) imagerie de guérison : imaginer que les objectifs de la guérison sont atteints et 4) imagerie de traitement : imaginer et ressentir l'efficacité du traitement physiothérapeutique ainsi qu'une récupération rapide. Ce dernier type d'imagerie pourrait contribuer à augmenter la force musculaire, dont l'origine serait les restructurations des réseaux de neurones du système moteur (Annett, 1995 ; Jeannerod, 1995). Les répétitions mentales pourraient

générer des signaux corticospinaux de plus grande amplitude induisant une meilleure activation musculaire (Ranganathan et al., 2004). Morris et al. (2005) se sont appuyés sur ce modèle pour différencier quatre catégories, dont deux sont identiques à celles proposées par Botterill et al. (1996) : 1) imagerie de cicatrisation, 2) imagerie de performance, 3) imagerie d'atténuation de la douleur et 4) imagerie des processus de réhabilitation.

D'un point de vue physiologique, les données de la littérature sur la rééducation après plastie du LCA montrent une faiblesse post-opératoire du quadriceps (Snyder-Mackler et al. 1995 ; Pfeifer & Banzer 1999 ; Mikkelsen et al. 2000 ; Hooper et al., 2001, 2002 ; Morrissey et al., 2000a, b, 2004 ; Drechsler et al., 2006). Même si l'indication d'une immobilisation prolongée est rejetée du fait de ses effets néfastes à la fois sur la cicatrisation tissulaire, la mobilité articulaire, la récupération musculaire et la proprioception (Kasperczyk et al., 1991 ; Middleton et al., 1997), la mobilité réduite de l'articulation du genou après l'opération amène inéluctablement à une fonte musculaire de la cuisse. Hortobagyi et al. (2000) ont montré une perte de force de 47%, dont seulement 11% seraient attribués à l'amyotrophie, lors d'une immobilisation de trois semaines. Ainsi, l'immobilisation affecterait majoritairement les facteurs nerveux (Häkkinen, 1994 ; Hortobagyi et al., 2000). Des résultats semblables ont été constatés après une arthroplastie totale du genou (Mizner et al., 2005). La perte de force musculaire, un mois après l'opération, serait liée à l'incapacité du patient à recruter un nombre élevé d'UM. Si l'importance de la douleur perçue et l'ampleur de l'œdème du genou doivent être prises en compte (Drechsler et al., 2006), l'absence ou la forte diminution de la capacité à mobiliser la commande motrice volontaire est vraisemblablement la cause principale de la perte de force. Liepert et al (1995) ont étudié la plasticité du cortex moteur après immobilisation d'une articulation. La région corticale de l'aire motrice primaire correspondant au muscle inactif avait diminué comparativement à celle d'un muscle ayant conservé une excitabilité spinale. L'ampleur de la réduction serait ainsi corrélée à la durée de l'immobilisation. D'après les études sur la réorganisation corticale après entraînement mental (Ranganathan et al., 2004), l'IM pourrait donc être utilisée comme complément à la rééducation classique pour maintenir l'excitabilité corticospinale du muscle ou de la zone musculaire immobilisée.

III.2. Cas de la brûlure

Cette partie aborde la question de la rééducation de la brûlure manuelle chez une population non obligatoirement sportive. Même si cette thématique n'est pas directement liée à la pratique sportive, elle se veut être une approche clinique et fonctionnelle, en rapport avec la motricité humaine. En effet, les séquelles des mains brûlées entraînent un handicap psychosocial élevé (déficience mécanique, sensitivo-sensorielle, thermorégulatrice, esthétique...). Le traitement de la

main brûlée doit donc se faire dans le but de retrouver une préhension et manipulation manuelle la plus parfaite possible. La main est un symbole et un outil indispensable à la vie professionnelle et aux relations sociales (Figure 3).



Figure 3 : La mécanique de la chair par Léonard de Vinci

Célèbre peintre et anatomiste, Léonard de Vinci s'est intéressé au corps humain et a développé la compréhension de la motricité humaine, notamment par ses dessins

En d'autres termes, la main a plusieurs fonctions :

- mécanique (handicap moteur)
- sensitivo-sensorielle (handicap moteur, sensuel, sexuel)
- sécrétoire, thermorégulatrice, immunitaire (handicap homéostatique)
- esthétique (handicap psychosocial, symbolique, existentiel)

La brûlure est une blessure complexe qui touche de multiples fonctions (cutanée, vasculaire, musculo-squelettique). Selon Echinard et Latarjet (1993), elle est causée par un transfert d'énergie entre une source de chaleur et le corps humain. La brûlure est un traumatisme initialement local qui peut se généraliser en fonction de l'agent causal et des conditions dans lesquelles il agit. Nous nous intéresserons, dans ce manuscrit, à la brûlure thermique, qui reste la plus fréquente. Plusieurs degrés sont alors définis en fonction de la gravité, déterminée par la profondeur (Figure 4)⁵. Par ailleurs, la douleur causée par les brûlures sévères est considérée comme une des douleurs les plus difficiles à supporter (Patterson, 1992). Les patients brûlés décrivent leur sensation de douleur comme « *s'ils vivaient en enfer* » (Lafrati, 1986) ou comme la douleur « *la plus atroce qu'ils aient jamais vécue* » (Latarjet & Choinière, 1995).

⁵ La description de la brûlure, ses effets physiologiques sur la main, et la prise en charge du patient sont décrits plus précisément dans l'annexe 1.

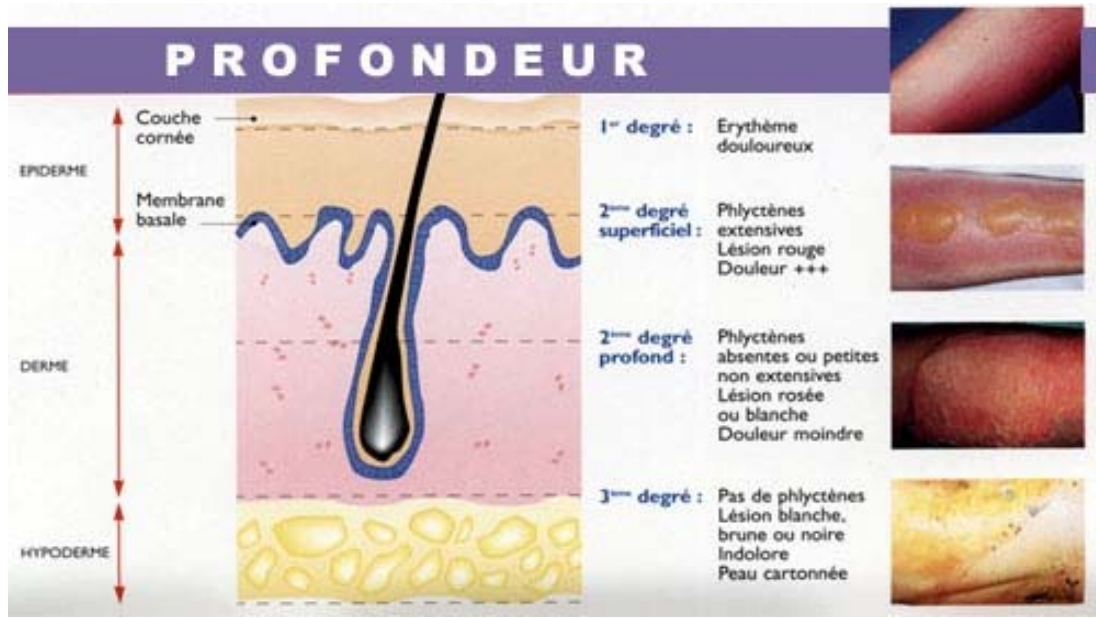


Figure 4 : Évaluation de la profondeur de la brûlure.

La gravité de la brûlure (du 1er au 3ème degré) atteint les différentes couches de la peau et se manifeste par des réactions cutanées spécifiques.

La réhabilitation fonctionnelle joue donc un rôle prépondérant pour le recouvrement de l'ensemble des fonctions décrites. Il est nécessaire, pour la personne brûlée, de retrouver au plus vite une mobilité de la main et des doigts la plus fluide et indolore possible et, par conséquent, une force de préhension efficiente. Le suivi médical et chirurgical se fait donc dès la prise en charge du patient. Suivant la gravité de la blessure et son évolution, la greffe de peau s'avère nécessaire. Dans la phase pré et post-opératoire, le kinésithérapeute intervient si le bilan médical le permet.

Toutefois, plusieurs études ont mis en place des protocoles additionnels à la rééducation classique dans le but de diminuer la douleur, sans pour autant montrer des effets clairement bénéfiques. De Jong et Gamel (2006) ont synthétisé la littérature sur l'effet de la relaxation chez des patients brûlés. Ils ont conclu qu'il n'était pas possible, à l'heure actuelle, de confirmer l'effet bénéfique de ce type d'exercices lors de la prise en charge et de la rééducation. La technique la plus prometteuse intégrerait toutefois les exercices de concentration sur la respiration, combinée à la relaxation. Knudson-Cooper (1981) avait observé une diminution de l'anxiété après une période de relaxation chez des enfants sévèrement brûlés. La thérapie par la musique combinée à l'imagerie n'apporterait pas autant de bénéfices relativement à la diminution de la douleur et de l'anxiété liés à la brûlure et à l'appréhension de l'opération chirurgicale (Prensner et al., 2001 ; Ferguson & Voll, 2004). Ces résultats semblent contredire ceux de Fratianne et al. (2001). Ces derniers avaient, en effet, rapporté que les patients écoutant de la musique et s'imaginant être dans un endroit calme et

sécurisant avaient une perception plus atténuée de la douleur. Finalement, De Jong et Gamel (2006) ont conclu que les exercices programmés dans le but de diminuer la douleur et l'anxiété devaient être plus clairement détaillés afin de permettre une reproduction et/ou une modification des protocoles de rééducation : nombre de sessions, protocole d'évaluation de la relaxation valide et fiable, prise de mesure adéquate.

Paradoxalement, ces différentes études n'abordent aucunement l'aspect fonctionnel lié à la rééducation. Aucune ne met en exergue l'effet de l'imagerie sur la réhabilitation des fonctions motrices chez les patients brûlés, puisque seuls les aspects psychologiques (diminution de l'anxiété) et sensoriels (diminution de la douleur) sont développés. L'apport de l'IM pourrait pourtant être considérable et favoriser un recouvrement plus rapide des fonctions motrices, permettant de fait une meilleure réadaptation fonctionnelle.

IV. Conclusion

Cette revue de littérature synthétise, dans un premier temps, les études soulignant une équivalence anatomique et fonctionnelle entre IM et exécution réelle au niveau des activations centrales et somatiques périphériques. Les résultats contradictoires s'opposent notamment d'un point de vue théorique. Les études enregistrant une modulation de l'activité EMG en fonction du contenu de l'image mentale tendent à expliquer l'amélioration de la performance par des rétroactions musculaires sur les aires cérébrales selon une approche ascendante (traitement dirigé par données). En revanche, les recherches montrant une équivalence fonctionnelle au niveau central entre IM et exécution réelle s'appuient sur une approche descendante (traitement dirigé par concepts)⁶. Le premier courant fait référence à la théorie psycho-neuromusculaire complétée par la théorie bio-informationnelle qui s'appuie sur les modulations de l'activité périphérique pour interpréter les effets de l'IM sur l'apprentissage et la performance. D'autre part, le second courant, c'est à dire la théorie cognitive, explique les modifications du comportement à travers une réorganisation des réseaux corticaux et sous-corticaux suite à l'IM. Afin d'apporter de nouveaux éléments de réponse face à ces théories complémentaires, de plus amples études sont nécessaires. Il serait notamment intéressant d'étudier les effets du contenu de l'image (intensité de l'effort mental et régime de contraction) sur l'activité somatique périphérique et sur le développement et la limitation de perte de force.

⁶ L'approche ascendante (ou traitement dirigé par données) étudie les briques de base du système nerveux pour essayer de reconstituer le fonctionnement de l'ensemble. L'approche descendante (ou traitement dirigé par concepts), en étudiant les manifestations externes du fonctionnement du système nerveux, tente de comprendre comment il est organisé et comment il fonctionne.

La suite du mémoire s'attache donc à définir les concepts de l'IM en se focalisant sur les conséquences de sa pratique sur l'activation du système nerveux et sur la performance. De plus, lorsqu'elle est intégrée à une programmation de terrain, l'IM aurait un effet bénéfique sur le gain de force dans un contexte d'entraînement sportif et sur la réhabilitation des fonctions motrices dans un contexte clinique. Les méthodes d'enregistrement de l'activité EMG seront ensuite décrites et développées afin de justifier leur utilisation dans la compréhension des mécanismes de l'IM.

Chapitre II :

Imagerie motrice, la simulation mentale du mouvement

«Jamais l'âme ne pense sans image »

Aristote, Extrait de « De anima »

I. Introduction

L'imagerie mentale est sans doute l'une des expériences introspectives les plus évidentes, chacun l'ayant faite de manière plus ou moins fréquente dans différentes tâches cognitives ordinaires. Tout le monde a, au moins une fois, été confronté à une situation nécessitant de se représenter mentalement une scène, un parcours ou un geste. D'un point de vue pragmatique, il n'est pas rare d'entendre des experts utiliser les images mentales comme préparation à l'exécution d'une tâche, qu'elle soit sportive ou non. Les joueurs d'échecs manient la représentation visuo-spatiale avec aisance, par exemple pour anticiper les stratégies adverses et les coups à venir. Dans un autre domaine, les mathématiciens sollicitent l'imagerie mentale pour entrevoir des solutions aux problèmes les plus complexes. Des exemples similaires sont issus du domaine des arts, où le sculpteur imagine la configuration finale de son œuvre, tout au moins sa forme générale. En somme, nous disposons d'une habileté cognitive qui nous permet de visualiser mentalement les objets et les événements, d'en former des images et de les utiliser pour questionner et solutionner le monde réel. Ainsi, l'imagerie, dans un sens très général, consiste à rendre son expérience signifiante. Il s'agit de reproduire mentalement une image sur la base de ses références sensorielles passées et/ou de leurs conséquences à venir.

L'image mentale reste cependant difficile à définir. Elle correspond la plupart du temps à un aspect d'une expérience déjà vécue, à une évocation du passé. Plusieurs idiomes peuvent la caractériser : « *visualisation* », « *avoir une image dans son esprit, son âme, son cerveau, sa tête* ». Elle constitue un terme générique, accepté par la communauté scientifique pour déterminer une expérience quasi-perceptive. Il existe deux courants de pensée autour de la réalité de l'image : celui des défenseurs représenté par Kosslyn et Paivio et celui des détracteurs, évoqué par Skinner, Thomas et Pylyshyn. Pour Kosslyn et Pomerantz (1977), l'image constitue une forme de représentation mentale irréductible aux autres. Elle doit, par conséquent, être étudiée pour elle-même, en tenant compte de ses caractéristiques. Cette approche est fondée sur une hypothèse forte, celle d'une spécificité de l'image mentale comme format de représentation. Elle s'oppose à l'approche propositionnelle de Pylyshyn, qui postule un format unique de représentation mentale dont l'image serait un simple épiphénomène.

Distinction imagerie mentale/motrice

Le principe explicatif de l'imagerie visuelle peut se généraliser à l'ensemble des représentations mentales, avec différentes modalités et notamment à l'imagerie motrice (IM). Dans ce sens, l'IM dépend de la physiologie motrice comme l'imagerie visuelle relève de la physiologie visuelle et des mécanismes de la perception. L'IM se définit alors comme la représentation d'une

action sur la base de différentes modalités sensorielles (visuelle, proprioceptive, auditive...), sans production concomitante de mouvement. Jeannerod (1994) a émis l'hypothèse que l'IM aurait une similarité structurelle et intentionnelle avec la préparation à l'action. Il est alors possible et indispensable de distinguer différents types d'imagerie (Kosslyn et al., 1990). En ce sens, même si l'IM comporte des ressemblances avec les manipulations d'images mentales visuelles, comme lors de la rotation mentale (Shepard & Metzler, 1971) ou de l'exploration mentale (Kosslyn et al., 1978), toutes n'appartiennent pas forcément à la même catégorie. Par exemple, dans la tâche de l'île de Kosslyn (Kosslyn et al., 1978), les sujets avaient comme instructions de s'imaginer le trajet d'un point à un autre à vitesse constante sur une carte préalablement mémorisée et non de se représenter eux-mêmes en train de faire le déplacement. Il est ainsi indispensable de spécifier les caractéristiques de l'IM. Cependant, l'IM peut difficilement être séparée de l'imagerie visuelle car elle relate souvent des actions qui se produisent à travers l'espace visuel représenté.

Pour mieux comprendre les caractéristiques fonctionnelles de l'IM et les conséquences de sa pratique sur la performance, trois points seront abordés dans ce chapitre : 1) les théories explicatives de l'IM, 2) les types d'IM et 3) l'évaluation des capacités d'IM.

II. Les théories de l'imagerie motrice

II.1. Théorie psycho-neuromusculaire

L'approche idéomotrice, abordée pour la première fois par Carpenter (1894), postule que « *chaque idée, contrôlée par l'esprit, trouve son expression dans les muscles* ». Corbin (1972) et Richardson (1967) ont repris cette position pour la renommer « *théorie des rétroactions neuromusculaires* ». Elle suppose qu'une image vivace et focalisée produit une activation musculaire comparable à celle observée lors d'un mouvement réel. La simulation mentale serait suffisamment forte pour générer des rétroactions proprioceptives utilisables pour renforcer le programme moteur correspondant. L'IM déclencherait des réponses de plus faible intensité que la pratique réelle, mais conserverait toutefois une potentialité de renforcement de l'habileté motrice. Elle serait ainsi accompagnée d'une activité électrique musculaire subliminale. L'un des premiers à avoir enregistré une telle activité musculaire pendant la simulation mentale est Jacobson (1930, 1931). Il a observé des micro-contractions dans les muscles fléchisseurs du bras, lorsque les sujets s'imaginaient fléchir le bras ou soulever un poids en se basant sur les sensations préalablement ressenties pendant le mouvement réel. Ces résultats ont rapidement été confirmés (Jacobson, 1932 ; Shaw, 1938, 1940). De plus, lorsque les participants devaient visualiser le même mouvement, l'activité EMG des muscles oculaires était par ailleurs plus importante par rapport celle enregistrée au repos, tandis qu'elle restait comparable au niveau de base pour le *biceps brachii* (Jacobson, 1931). Ces résultats montrent

que le type d'information sur lequel se construit l'image est une variable cruciale dans la compréhension des manifestations motrices concomitantes de l'IM.

Cette théorie est intéressante sur le plan fonctionnel mais elle n'explique pas les processus cognitifs sous-jacents de l'IM. Elle justifierait une amélioration de la performance par les activations musculaires que l'IM provoque, donc selon un processus de traitement dirigé par données. Néanmoins, il semble difficile d'expliquer l'efficacité de l'imagerie par cette simple théorie, du fait que l'activité EMG n'est pas systématiquement enregistrée lors de l'IM. Par ailleurs, les études enregistrant une augmentation de la force après un programme d'entraînement mental (e.g. Yue & Cole, 1992) ont posé l'hypothèse de modifications au niveau central, dans la planification et la programmation du mouvement. L'amélioration de la performance (gain et/ou limitation de perte de force), suite aux simulations mentales d'une contraction musculaire, serait susceptible de s'expliquer davantage par référence à un traitement dirigé par concepts (théorie cognitive).

II.2. Théorie cognitive

En ne réduisant pas la théorie neuro-musculaire à une simple rétroaction proprioceptive et en reconsidérant l'importance des processus moteurs et cognitifs, Savoyant (1986) a envisagé une autre approche, la théorie cognitive ou théorie symbolique. Elle s'appuie sur le concept d'analogie structurale et fonctionnelle entre imagerie mentale/motrice et perception ou motricité volontaire (Kosslyn, 1980 ; Finke, 1986). Elle attribue essentiellement l'efficacité de la répétition mentale au traitement cognitif qui accompagne cette activité. Selon Heuer (1985), le traitement de l'information constituerait le processus central lors de la simulation mentale. Grâce aux techniques d'observation de l'activité cérébrale, on a pu vérifier, en mettant en évidence des variations spatiales et temporelles du débit sanguin, que l'imagerie motrice et l'exécution du mouvement impliquent de nombreuses régions cérébrales communes, en particulier les structures corticales et sous-corticales (e.g. Roland et al., 1980). L'absence d'activité musculaire pendant les séances d'IM, alors qu'une augmentation de la performance à la fin de la période d'entraînement est effective, laisse penser que l'effet se situe au niveau des neurones impliqués dans la programmation et la planification de l'action, et non de son exécution⁷. Ranganathan et al. (2004) ont notamment expliqué le gain de force de l'abducteur du 5^{ème} doigt et du *biceps brachii* suite à un entraînement par IM par une augmentation des signaux de sortie des centres supérieurs. L'IM améliorerait donc l'organisation de la perception des états internes et de l'environnement sans moduler les activations physiologiques périphériques.

⁷ L'enregistrement de l'activation du cortex primaire lors de l'IM n'est pas systématique, renforçant cette hypothèse.

II.3. Théorie bio-informationnelle

La théorie bio-informationnelle de Lang (1979) accorde une place importante aux paramètres psychophysiologiques et aux émotions, complétant la théorie psycho-neuromusculaire. Cette théorie souligne l'interrelation étroite entre imagerie et comportement observable. L'image est considérée comme une série de propositions et de descriptions de réponse, qu'elle aurait pour but de préparer. Elle distingue, d'une part, les propositions de stimulus, qui regroupent les caractéristiques de la scène imaginée avec l'appui de la vision et de la verbalisation, et d'autre part, les propositions de réponse qui associent les réponses physiologiques aux comportements (sensation de tension développée dans les muscles mobilisés ou modifications viscérales associées à l'action). Selon l'auteur, la configuration de l'activité efférente est déterminée par celle des réponses qui composent la structure de l'image. Ces deux types de propositions peuvent être rapprochés des différents types d'IM. En effet, l'imagerie visuelle interne, associée à l'IM kinesthésique, correspondrait globalement aux propositions de réponse, tandis que l'imagerie visuelle externe serait davantage relative aux propositions de stimulus (Hale, 1982). Lang et al. (1980) précisent que les images internes sont plus intenses et produisent davantage de réponses physiologiques que les images externes. Bakker et al. (1996) se sont notamment appuyés sur la théorie de Lang pour expliquer les variations de l'activité EMG enregistrée lors de l'IM d'une flexion de bras en fonction des consignes données. En effet, une plus grande activité EMG était observée sur le *biceps brachii* lorsque les participants utilisaient prioritairement les propositions de réponse par rapport aux propositions de stimulus. Cette théorie expliquerait ainsi les variations de l'activité somatique périphérique par la spécificité des propositions de l'image.

II.4. Théorie du triple codage

La théorie du triple codage d'Ahsen (1984) reconnaît, elle aussi, l'importance des paramètres psychophysiologiques dans le processus d'imagerie, mais elle souligne le rôle fondamental et souvent ignoré de la signification que revêt l'image pour le sujet. Le modèle théorique d'Ahsen (I, S, M) se compose de trois éléments : l'Image, la réponse Somatique et la signification de l'image (**M**eaning). L'image est définie, par Ahsen (1984), comme « *une sensation centralisée éveillée. Elle possède tous les attributs d'une sensation mais elle est interne en même temps. Elle représente le monde extérieur et ses objets avec un degré de réalisme sensoriel qui permet d'interagir avec l'image comme si nous interagissions dans le monde réel* ». La réponse somatique représente l'ensemble des manifestations psychophysiologiques suite à la simulation mentale d'un acte. La signification que revêt l'image pour l'individu est personnelle et dépend de son histoire individuelle. Le modèle 'I, S, M' se décline en six

variations dépendant de la combinaison des éléments du modèle (ISM, IMS, MIS, MSI, SIM, SMI). La combinaison naturelle ISM (évoquant de l'image, manifestations psycho-physiologiques suite à cette simulation puis attribution d'une signification particulière) s'avère être la forme la plus représentative de l'expérience d'imagerie d'un individu⁸.

II.5. Théorie de la détermination de l'attention et de l'éveil

L'IM serait un moyen de se préparer à l'action à la fois physiologiquement et psychologiquement. On devrait observer une réduction de l'inhibition à l'action et une augmentation de l'attention portée sur les indices pertinents⁹, nécessaires à la performance. Toutefois, peu d'études ont développé cette théorie. Lee (1990) a montré que l'imagerie orientée sur la tâche à réaliser physiquement (contractions abdominales, par exemple) améliorerait davantage la performance, comparativement à l'IM d'une situation de bien-être ou d'une situation contrôle. L'IM dont les instructions sont appropriées et relatives à la tâche motrice serait donc utile à la préparation de l'action. Ainsi, focaliser l'attention sur la tâche à réaliser ou sur un de ses aspects essentiels, en fonction des caractéristiques individuelles et de la nature de la tâche, expliquerait les effets positifs de l'imagerie.

II.6. Théorie motivationnelle

Le modèle conceptuel de Paivio (1985) distingue les dimensions cognitive et motivationnelle de l'imagerie. Outre ses effets sur la performance, l'imagerie contribuerait également à une réduction de l'anxiété et à une augmentation de la confiance en soi et de la motivation intrinsèque. Chaque dimension comprend une catégorie spécifique et générale. La dimension motivationnelle-générale (MG), subdivisée ultérieurement par Hall et al. (1998), comprend la catégorie des sensations de relaxation, d'activation, d'éveil ou d'anxiété (MG-A – « *Motivational General – Arousal* ») et celle associée à la confiance en soi, à la maîtrise (MG-M – « *Motivational General – Mastery* »). Les cinq rubriques d'utilisation de l'imagerie sont donc : motivationnelle spécifique, motivationnelle générale de confiance, motivationnelle générale d'éveil, cognitive spécifique et cognitive générale. Plusieurs études ont observé que les athlètes utilisaient de plus en plus l'imagerie pour se préparer à l'action, avant, pendant ou même après une compétition (Munroe et al., 2000).

⁸ Extrait de Calmels C. Intérêt des théories intégratives de l'imagerie pour la psychologie du sport. 2000, Actes du Congrès International de la SFPS, Paris INSEP, pp. 152-154.

⁹ L'orientation des systèmes sensoriels sur la prise d'information des indices pertinents renvoie à la notion de vigilance.

III. Types d'IM

III.1. Définition

Dans les activités motrices, deux types d'imagerie sont prédominants (Hall et al., 1985): l'IM visuelle (IMV) et l'IM kinesthésique (IMK). Il existe d'autres types d'IM, chacun correspondant à une modalité sensorielle mais leur utilisation est moins courante : imagerie auditive, tactile et olfactive. Ainsi nous nous focaliserons sur les deux premiers types d'imagerie. L'IMV consiste à se représenter un mouvement en tant qu'acteur (IMV interne ou à la 1^{ère} personne) ou observateur (IMV externe ou à la 3^{ème} personne). La première suppose d'imaginer son propre mouvement en visualisant le mouvement des différentes parties de son corps en vision centrale et le défilement de l'environnement en rétine périphérique, comme si on avait une caméra positionnée au niveau des yeux. L'IMV externe consiste à visualiser son mouvement (ou celui d'autrui) en tant qu'observateur de l'action, comme si la caméra englobait l'environnement dans lequel on évolue. L'IMK rappelle les sensations corporelles générées par l'action, les tensions, les étirements - contractions musculaires ainsi que les amplitudes articulaires. Elle se construit sur la proprioception, qu'elle soit musculaire, articulaire ou vestibulaire. Peu d'études décrivent explicitement les instructions qui ont été données aux sujets. Il est ainsi souvent difficile de déterminer quels types d'IM ont été privilégiés, ce qui peut contribuer à limiter l'interprétation des résultats.

III.2. Activation des aires corticales

Basées sur des modalités sensorielles différentes, l'IMV et l'IMK activeraient, tout au moins partiellement, des régions cérébrales distinctes. Plusieurs études de neuro-imagerie ont enregistré l'activation cérébrale sans toutefois comparer les effets des deux types d'IM pour une même tâche. L'aire motrice primaire serait ainsi activée pendant l'IMK d'une séquence de mouvements de doigts, comme le montrent des études utilisant la magnétoencéphalographie (Schnitzler et al., 1997), l'électroencéphalographie (Caldara et al. 2004 ; Romero et al. 2000) ou l'IRMf (Kuhntz-Buschbeck et al., 2003 ; Porro et al., 1996, 2000 ; Ross et al., 2003). D'autres études de TEP (Deiber et al., 1998) et d'IRMf (Dechent et al., 2004) ont, quant à elles, montré que l'IMV n'activait pas l'aire motrice primaire de manière significative, sans pour autant expérimenter les effets de l'IMK de cette même tâche. Neuper et al. (2005) ont montré que l'activité corticale enregistrée par EEG lors de l'IMK d'une action manuelle était localisée dans l'aire sensorimotrice de la main, alors que l'IMV n'était pas caractérisée par un réseau d'activation clairement défini. Solodkin et al. (2004), même s'ils n'ont pas évalué IMV et IMK dans des groupes indépendants, ont montré que l'activation des réseaux corticaux entre exécution réelle, IMK et IMV n'était pas similaire, malgré une importante corrélation entre la

pratique réelle et l'IMK. Toutefois, ils ont suggéré que la plus faible activation de M1 par l'AMS et le lobule pariétal postérieur lors de l'IMK justifiait l'absence de mouvement pendant l'IM, mais l'IMK était néanmoins accompagnée d'une activité EMG subliminale. Guillot et al. (2009a) ont récemment observé une différence d'activation lorsque les IM Visuelle et Kinesthésique étaient directement comparées : l'IMV activait de façon prédominante les régions occipitales et les lobules pariétaux supérieurs, tandis que l'IMK impliquait davantage les systèmes moteurs (régions motrices associatives, cervelet et noyaux gris centraux) et le lobule pariétal inférieur. Ces résultats démontrent que ces deux types d'IM impliquent des systèmes neuronaux partiellement distincts, en interaction, et comprenant des structures communes. D'autres études (Ruby & Decety, 2001 ; Jackson et al., 2006) ont enregistré une activation des aires corticales partiellement distincte entre IM visuelles interne et externe, renforçant l'hypothèse d'une spécificité fonctionnelle selon les modalités d'IM.

III.3. Activation du réseau corticospinal

Fadiga et al. (1999) ont démontré, par la Stimulation Magnétique Transcrânienne (SMT), que les Potentiels Evoqués Musculaires (PEM) de l'avant-bras étaient modulés spatialement et temporellement pendant l'IMK d'un mouvement de flexion/extension. Par ailleurs, Stinear et al. (2006) ont exploré les changements de l'excitabilité corticomotrice durant l'IMK et l'IMV d'une même tâche (abduction du pouce). Les auteurs ont montré que seule l'IMK avait un effet facilitant sur l'excitabilité corticospinale, modulée temporellement et spatialement. L'intensité des PEM était plus élevée au moment où (modulation temporelle) les sujets percevaient mentalement les sensations du muscle abducteur impliqué dans le mouvement (modulation spatiale). Cela n'a pas été observé lors de l'IMV ou pendant la visualisation d'une scène familière au sujet. Cette différence s'expliquerait par le fait que l'IMK intègre les simulations internes des conséquences sensorielles du mouvement réel, en l'absence d'afférences sensorielles effectives (Frith & Dolan, 1997). Par ailleurs, la différence d'activation du réseau corticospinal selon la modalité de l'IM pourrait trouver son origine dans l'organisation somatotopique du cervelet ainsi que dans les connexions cérébello-corticales. Ces dernières confortent le rôle du cervelet dans la création des modèles internes sur la base des rétroactions sensorielles au cours de l'exécution réelle ou imaginée du mouvement (Wolpert & Miall, 1996). Au contraire, l'organisation rétinotopique du système visuel se reporte sur la représentation du système moteur du corps de façon indirecte et transformée, selon que la scène a déjà été vécue ou non (Buneo et al., 2002). Ces différences dans l'organisation des systèmes somato-sensori-moteur et visuo-moteur expliqueraient les effets différenciés des types d'IM sur l'excitabilité corticomotrice : percevoir les sensations du mouvement ou se voir en train de faire le mouvement.

III.4. Activité EMG

Au niveau musculaire, Hale (1982) a enregistré une activité EMG de plus grande amplitude lors de l'IM interne de la contraction du *biceps brachii* avec une charge, comparativement à l'IMV externe. Ici, les deux modalités d'IM faisaient référence à la classification de Mahoney et Avenier (1977) selon laquelle l'IM interne est « *une approximation de la vie réelle de sorte que la personne s'imagine être à l'intérieur de son corps et perçoit les sensations normalement attendues et générées lors de l'exécution réelle* »¹⁰. Lors de l'IM externe, la personne se voyait en train de faire le mouvement comme si elle était observatrice de sa propre production. Les résultats de Hale (1982) confirment ceux de Jacobson (1931), qui avait enregistré une plus grande activité EMG dans les muscles du *biceps brachii* lorsque les sujets devaient « *imaginer fléchir leur bras* » ou « *imaginer soulever un poids de 5 kg* » en comparaison de la simple visualisation du mouvement. Par ailleurs, une plus grande activité EMG des muscles oculaires a été enregistrée lorsque les sujets visualisaient la flexion du bras, tandis qu'aucun changement n'a été observé dans les muscles impliqués dans le mouvement (Jacobson, 1931). Récemment, Solodkin et al. (2004) ont montré que l'amplitude et la fréquence du signal EMG étaient supérieures lors de l'imagerie interne, combinant imageries visuelle interne et kinesthésique, que lors de l'imagerie visuelle externe.

III.5. Influence sur la pratique

La pratique mentale modifie l'exécution réelle et améliore la performance (Driskell et al., 1994), même si son efficacité dépend du respect de règles et de consignes de pratique (Guillot & Collet, 2008). Plus spécifiquement, l'IMK aurait une influence particulièrement positive (Feltz & Landers, 1983 ; Hinshaw, 1991). Stinear et al. (2006) ont renforcé ces constats par les similarités physiologiques (modulation de l'excitabilité corticospinale) existant entre IMK et pratique physique. Ranganathan et al. (2004) ont confirmé ce résultat en observant une augmentation de 17% des potentiels corticaux associés à l'amélioration de la force pour le groupe pratiquant une « IM interne »¹¹. Par ailleurs, plusieurs études ont enregistré une plus grande augmentation de la force musculaire après une période d'entraînement en IM où les sujets avaient combiné IMK et IMV interne (Ranganathan et al., 2004 ; Wright & Smith, 2007) comparativement à l'IMV externe seule.

¹⁰ L'imagerie interne associe donc les imageries visuelle interne et kinesthésique.

¹¹ Les auteurs ont donné comme instruction de coupler l'imagerie visuelle interne et kinesthésique. Ils ont nommé ce processus mental l'entraînement « VGBA » (visualization-guided brain activation).

IV. Évaluation des capacités d'IM

Dans la pratique, il est important d'évaluer la qualité du travail mental et la capacité d'imagerie. Le fait de simuler mentalement le mouvement trop lentement ou rapidement modifie inconsciemment la durée du mouvement réel (Louis et al., 2008). Cette partie est, ainsi, une brève description des variables psychologiques et neurophysiologiques destinées à évaluer la qualité de l'IM d'un sujet. Elle n'a pas la prétention d'exposer l'ensemble de ces indices, les articles de Guillot et Collet (2005a, 2009) et McAvinue et Robertson (2008) présentant une revue de littérature largement détaillée.

IV.1. Indices 'psychologiques' : les questionnaires et entretiens

Les questionnaires sont des outils fréquemment employés pour déterminer la capacité d'une personne à imaginer une scène ou un mouvement (Tableau 1). Ils sont généralement utilisés pour marquer les différences interindividuelles (bons et mauvais imageurs) et intra-individuelles (évaluation de la capacité à utiliser les différents types d'imagerie). Les résultats permettent alors de distinguer deux groupes pour l'étude d'une variable comportementale ou physiologique. Les tests les plus fréquemment utilisés sont le « *Vividness of Visual Imagery Questionnaire* » (Marks, 1973), le « *Movement Imagery Questionnaire* » (Hall & Pongrac, 1983) et sa version révisée (Hall & Martin, 1997), le « *Vividness Movement Imagery Questionnaire* » (Isaac et al., 1986) et sa version révisée (Roberts et al., 2008), ou encore le « *Imagery Use Questionnaire* » (Hall et al., 1990) et le « *Sport Imagery Questionnaire* » (Hall et al., 1998). Ils sont composés de plusieurs items, en relation avec une tâche motrice ou un évènement spécifique que le sujet doit réaliser avant de l'imaginer selon les consignes décrites, les deux derniers étant davantage des inventaires pour contrôler la fréquence et le type d'imagerie utilisé. Chacun évalue ensuite la difficulté qu'il a eu à imaginer/percevoir le mouvement sur une échelle à 5 ou 7 niveaux, selon le questionnaire. Ces questionnaires ont l'avantage d'être fonctionnels, faciles et rapides à compléter. Ils apportent des informations individuelles sur la capacité à former des images mentales. Ils restent cependant subjectifs puisque les participants évaluent eux-mêmes la qualité de leurs propres représentations mentales, et restent donc sujets avec une tendance à l'acquiescement.

Afin de compléter les informations obtenues avec les questionnaires, des bilans et dialogues entraîneur/athlète sont effectués au cours des entraînements d'IM. Il est demandé aux sportifs de décrire la nature de leur IM afin de mieux comprendre les types et les modalités utilisés, et de préciser sur quels indices ils se sont focalisés. Les participants doivent alors analyser le travail mental qu'ils viennent d'effectuer afin de le verbaliser et de le retranscrire clairement.

Tableau 1 : Questionnaires d'imagerie mentale

(adapté et complété d'après Auger et al., 1996 et Guillot, 2003). Chaque questionnaire est composé d'items pour lesquels le sujet doit construire une représentation mentale et s'auto-évaluer à l'aide d'une échelle de vivacité subjective. Ce tableau, bien que non exhaustif, regroupe les principaux tests rencontrés dans la littérature. Le MIQ, le VMIQ restent les tests les plus utilisés dans la pratique sportive. Ils constituent des indicateurs du niveau d'imagerie des sujets. S'ils constituent de bons indicateurs, il apparaît toutefois nécessaire de les associer avec des techniques de mesures physiologiques.

Auteurs	Année	Nom	Abrév.	Items	Echelle	Caractéristiques
Betts	1909	Questionnaire of Mental Imagery	QMI	150	7	Mesure la capacité d'imagerie dans ses différentes modalités
Sheenan	1967	Questionnaire of Mental Imagery abrégé	QMI abrégé	35	7	Mesure la capacité d'imagerie dans ses différentes modalités
Gordon Richardson	1949 1969	Gordon Test of Visual Imagery Questionnaire	GTVIC	12	3	Mesure le contrôle et la transformation des images mentales visuelles
Marks	1973	Vividness of Visual Imagery Questionnaire	VVIQ	16	5	Mesure la vivacité des images visuelles
Hall & Pongrac	1983	Movement Imagery Questionnaire	MIQ	18	7	Mesure la capacité à former des images visuelles et kinesthésiques
Isaac, Marks & Russel	1986	Vividness of Movement Imagery Questionnaire	VMIQ	24	5	Mesure la vivacité des images visuelles du mouvement
Hall, Rodgers & Barr	1990	Imagery Use Questionnaire	IUQ	35	7	Mesure la fréquence et le type d'imagerie utilisé
Chevalier, Monnier & Auger	1995	Questionnaire d'Imagerie Visuelle du Mouvement	QIVM	12	4	Mesure la capacité des enfants à former des images mentales
Hall & Martin	1997	Movement Imagery Questionnaire Revised	MIQ-R	8	7	Mesure la capacité à former des images visuelles et kinesthésiques
Campos, Lopez & Perez	1998	Vividness of Haptic Movement Imagery Questionnaire	VHMIQ	24	5	Mesure la capacité à former des images kinesthésiques et tactiles
Hall, Mack, Paivio & Hausenblas	1998	Sport Imagery Questionnaire	SIQ	46	7	Mesure l'utilisation de l'imagerie pour ses composantes motivationnelles et cognitives
Fournier	2000	IMAGIX	IMAGIX	18	4	Logiciel mesurant la vivacité des images, la durée de la visualisation et le temps de prise de décision
Cumming & Hall	2002	Sport Imagery Questionnaire Off Season	SIQ-Off Season	30	7	Mesure l'utilisation de l'imagerie pour ses composantes motivationnelles et cognitives, hors période de compétition
Lorant & Nicolas	2004	Validation du MIQ-R	MIQ-R	8	7	Validation de la traduction française du MIQ-R
Malouin, Richards, Jackson, Lafleur, Durand & Doyon	2007	Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire-20	KVIQ-20	20	5	Mesure la capacité d'imagerie chez des personnes atteintes de troubles physiques.
Malouin, Richards, Jackson, Lafleur, Durand & Doyon	2007	Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire-10	KVIQ-10	10	5	Version simplifiée du KVIQ-20 pour des personnes ayant des incapacités physiques plus importantes.
Roberts, Callow, Hardy, Markland & Bringer	2008	Vividness of Movement Imagery Questionnaire Revised	VMIQ 2	12	5	Mesure la vivacité des images visuelles du mouvement

IV.2. Indices comportementaux : la chronométrie mentale

La chronométrie mentale reflète la durée du traitement des informations par le système nerveux (Posner, 1978). Dans le cas de l'IM, elle peut être un indice d'évaluation de l'habileté à simuler mentalement un mouvement simple ou complexe, lent ou rapide. L'équivalence temporelle entre exécution réelle et IM est ainsi le reflet de la qualité de l'IM et peut être un facteur déterminant qui distingue les bons des mauvais imageurs. Toutefois, quel que soit le niveau d'habileté, plusieurs facteurs peuvent faire varier la durée de l'IM, entraînant de fait une surestimation ou sous-estimation de la durée du mouvement réel, l'objectif étant de rechercher l'équivalence temporelle entre mouvements réels et imaginés (Guillot & Collet, 2005b).

IV.2.1. Surestimation

La complexité de la tâche est un des facteurs qui peut augmenter sa durée imaginée. Par exemple, Decety et Jeannerod (1996) ont montré que la durée nécessaire pour s'imaginer traverser un pont était à la fois affectée par sa longueur et sa largeur (Loi de Fitts). L'effet de la complexité de la tâche a été également observé dans des activités comme le golf (Orliaguet & Coello, 1998), la natation (Beyer et al., 1990) ou l'haltérophilie (Collet et al., 2000). La surestimation est également influencée par la durée du mouvement réel. En effet, plus le geste spécifique à une activité physique sera court, plus la différence entre la durée d'IM et d'exécution sera importante (Decety et al., 1988 ; Grealy & Shearer, 2008). La différence est liée au temps nécessaire à la construction de l'image. Guillot et al. (2004a) ont par ailleurs précisé que les athlètes attachaient plus d'importance à la qualité de l'IM au détriment des caractéristiques temporelles.

IV.2.2. Sous-estimation

Un des facteurs limitant la durée de l'IM peut être le contenu de l'image. Dans le sens où les participants ne simulent que les phases dynamiques du mouvement et non les phases statiques (exemple du tir, Deschaumes-Molinero et al., 1991, 1992, de l'escalade, Vieilledent, 1996 ou de l'équitation, Louis et al., soumis). D'autres auteurs ont également observé une sous-estimation de la durée d'IM dans des activités sportives diverses (lancer de poids, Bolliet et al., 2001 ; badminton, Munzert, 2008). De plus, les conditions au cours desquelles serait effectuée l'IM influenceraient sa durée. Elle serait ainsi réduite lors des compétitions du fait de la pression temporelle et du temps limité dont disposent les athlètes lors de leur phase de concentration (Munroe et al., 2000). Ils se focalisent alors sur les gestes ou figures difficiles à accomplir/imaginer et réduisent la durée d'IM des passages faciles (transitions entre deux figures, par exemple). De plus, selon la loi de Vierordt, la

durée d'IM de mouvements longs est également sous-estimée (Guillot & Collet, 2005b ; Grealy & Shearer, 2008).

IV.2.3. Équivalence temporelle

De nombreuses études ont relaté une similitude entre durée d'IM et exécution réelle de mouvements cycliques, tels que la marche (Decety et al., 1989 ; Papaxanthis et al., 2002) ou l'aviron (McIntyre & Moran, 1996) et de mouvements automatiques, tels que l'écriture ou la préhension (Papaxanthis et al., 2002). En général, l'équivalence temporelle est obtenue, sans consigne spécifique, pour un mouvement d'une durée entre 10 et 20s (pour revue, voir Guillot & Collet, 2005b ; Guillot et al., 2009b). Atteindre l'isochronie entre durées réelles et imaginées doit être une priorité pour les sportifs. Outre les facteurs précédemment cités entraînant une surestimation ou sous-estimation des durées réelles pendant l'imagerie, il existe d'autres facteurs d'influence qu'il convient de prendre en considération : parmi eux, le niveau d'expertise (Reed, 2002), la nature du mouvement imaginé et le type d'imagerie (Guillot et al., 2004b), les modulations circadiennes (Gueugneau et al., 2009 ; Debarnot et al., soumis), ou encore la difficulté perçue de la tâche (Decety et al., 1989 ; Calmels & Fournier, 2001).

IV.2.4. Modification volontaire de la durée d'IM

Les athlètes peuvent contrôler volontairement aussi bien le temps d'exécution que celui d'IM. Ils ont donc la possibilité d'accélérer ou de ralentir le mouvement en cours d'exécution ou de représentation. D'après Munroe et al. (2000), un joueur de tennis diminuerait le temps d'IM au cours d'un match car la pression temporelle est importante alors qu'il prendrait le temps de former des images vivaces et précises à l'entraînement. Cependant, cette modification temporelle peut avoir un effet délétère sur la performance. Kobayashi (1994) a observé une diminution du taux de réussite des tirs chez des joueuses professionnelles après une période d'entraînement par IM où le geste était ralenti. Boschker et al. (2000) ont montré des modifications des caractéristiques temporelles d'un mouvement réel après un entraînement par IM basé sur les mêmes caractéristiques de durée. Les participants ont, dans un premier temps, effectué une tâche motrice de douze pas rythmés. Ils ont ensuite répété mentalement ou physiquement la séquence à vitesse plus élevée ou plus faible. Les résultats montrent, respectivement, une diminution et une augmentation de la durée d'exécution du mouvement réel lors du test de rétention. Louis et al. (2008) ont confirmé ces résultats pour une tâche complexe qui implique le système locomoteur ainsi que les membres supérieurs. Une diminution de la durée de l'exécution réelle était la conséquence de la réduction de la durée du mouvement imaginé lors de la période d'entraînement par IM. Les mêmes auteurs ont

également confirmé les résultats lors d'une tâche sportive très automatisée (kata chez des judokas ceintures noires). Ces résultats démontrent la puissance du travail mental et les risques d'une mauvaise utilisation : l'utilisation régulière de l'IM en l'absence de contrôle de la durée des mouvements imaginés pourrait donc conduire (involontairement) à une modification de la durée des mouvements réels.

En conclusion, il est donc important de respecter les durées d'exécution réelle lors de la pratique de l'IM afin de conserver l'isochronie entre mouvements réel et imaginé. La nature des instructions données aux athlètes est alors un facteur d'influence de la durée d'IM. Il est possible d'imaginer un geste technique particulier en se rapprochant de la situation de compétition en préservant les caractéristiques temporelles ou bien en augmentant volontairement la durée imaginée pour valoriser la vivacité des images. La chronométrie mentale offre une solution rapide et efficace et permet donc un contrôle précis de la capacité individuelle à préserver les caractéristiques temporelles du mouvement pendant l'IM.

IV.3. Indices neurophysiologiques : les enregistrements du système nerveux autonome

La co-programmation somatique et végétative de la commande du mouvement (Collet et al., 1999) suppose que les variations neurovégétatives périphériques constituent des témoins indirects de l'activité du système nerveux central (Collet et al., 2003). L'activité du système nerveux végétatif constitue un moyen d'étude inférentielle des processus mentaux associés à l'exécution réelle (Hugdahl, 1996) mais aussi à sa représentation mentale. En effet, l'IM produit des réponses végétatives similaires à celles de l'exécution réelle (pour revue, voir Guillot & Collet, 2005a ; Collet & Guillot, 2009). Roure et al. (1999) et Guillot et al. (2004a) ont même montré que l'enregistrement des indicateurs neurovégétatifs permettait, d'une part, le suivi en temps réel de la qualité du travail mental et, d'autre part, la distinction entre bons et mauvais imageurs. Associer le recueil des réponses du SNA pendant l'IM avec les questionnaires et la chronométrie mentale est une technique maintenant validée pour calculer un indice global de la qualité d'IM des participants (Guillot et al., 2008).

IV.3.1. Activité électrodermale

Une des variables neurophysiologiques mesurée lors de l'IM est l'activité électrodermale, qui peut s'exprimer en résistance (RC) ou son inverse, la conductance (CC). Comme nous l'avons mentionné précédemment, cette variable permet de dissocier les bons des mauvais essais imaginés

(Roure et al., 1999 ; Guillot et al., 2004a). Pour enregistrer la RC, un courant très faible de 15 μ A est injecté entre deux électrodes, apposées sur la peau, riche en terminaisons nerveuses orthosympathiques. Les glandes sudorales étant innervées uniquement par ces efférences, leur activation (comme lors de l'IM) entraîne une diminution de la résistance cutanée (elle est provoquée par une sudation imperceptible, la sueur d'activation). La qualité de l'IM peut donc être évaluée par l'intermédiaire de l'enregistrement en temps réel de cette variable physiologique. Puisque l'amplitude de la réponse dépend de la valeur de pré-simulation (Furedy & Scher, 1989), les réponses sont quantifiées à partir de leur durée. La Durée de la Perturbation Ohmique (DPO) est un indice temporel qui représente la durée pendant laquelle le participant traite des informations provenant de stimulations extérieures ou générées par le participant lui-même, comme lors de la pratique de l'IM (Vernet-Maury et al., 1995).

IV.3.2. Activité cardiorespiratoire

Le signal cardiaque est l'indicateur le plus utilisé pour étudier les processus mentaux, sa modulation étant considérée comme un indicateur de la charge mentale (Vernet-Maury et al., 1993). La bradycardie précédant une stimulation est corrélée, selon Lacey et Lacey (1974), à une augmentation de l'attention, tandis que la tachycardie marquerait le traitement de l'information (Obriest, 1976). De plus, la fréquence cardiaque est souvent considérée comme le signal le plus facile à corrélérer avec le stress mental (Sloan et al., 1994 ; Sharpley et al., 2000) ou la charge mentale (Hancock et al., 1985 ; Collet et al., 2003). Par ailleurs, les effets de l'activité mentale et émotionnelle sur la respiration ont été abondamment étudiés chez l'homme (Shea, 1996). Guillot (2003) a relaté que les modifications des cycles respiratoires (comme ceux de la fréquence cardiaque) témoignent des états mentaux, même si le contrôle de la respiration est sous la dépendance d'activités programmées et volontaires. Par exemple, Decety et al. (1991) ont observé une augmentation de l'activité cardiorespiratoire proportionnelle à celle de la vitesse du mouvement simulé, lors de la répétition mentale d'une tâche locomotrice réalisée à différentes vitesses. La variation de la fréquence respiratoire est même dépendante du type d'imagerie, Wang et Morgan (1992) ayant enregistré une augmentation plus importante en imagerie visuelle interne qu'en imagerie externe. Demougeot et al. (2009) ont, quant à eux, observé une augmentation de la fréquence cardiaque et de la pression artérielle lors de l'IM de mouvements de flexion de buste et de jambes mais pas lors de mouvements du poignet. Ils expliquent ce résultat par la « difficulté » de la tâche à accomplir¹².

¹² Aucune variation n'a été enregistrée lors de l'exécution réelle et imaginée des mouvements du poignet, contrairement à la flexion/extension du buste et des jambes.

IV.3.3. Activité thermo-vasculaire

L'activité thermo-vasculaire est un signe de variation du niveau d'activation physiologique (Guillot, 2003). Pendant l'activité mentale, Wilkin et Trotter (1987) ont enregistré une diminution de 40% du débit sanguin cutané (DSC) malgré l'augmentation de la fréquence cardiaque. Lors de la préparation à l'action, les volumes de sang sont redistribués en direction des territoires musculaires concernés par l'exécution du mouvement. Par conséquent, les territoires cutanés sont moins irrigués. La même variation est enregistrée durant l'activité mentale. L'évolution du DSC est comparable à celle de la RC, les glandes sudorales et les vaisseaux sanguins cutanés étant innervés par les mêmes terminaisons sympathiques (Hökfelt et al., 1980). La variation de la température cutanée (TC) est aussi un témoin de la variation du niveau d'activation. Deschaumes-Molinario et al. (1992) ont relevé des réponses de la TC identiques pendant les phases d'IM et de tir. La précision du tir était d'autant plus élevée que les variations de la TC dans les phases de simulation mentale et de tir étaient similaires. La diminution régulière de la TC chez des lanceurs de poids, entre l'appel de l'athlète et le début du jet, atteste l'augmentation du niveau d'activation en mobilisant les ressources de l'organisme (Bolliet et al., 2001).

IV.4. Indices électrophysiologiques

Bien que de nombreux travaux aient montré que l'IM était accompagnée d'une activité musculaire subliminale, reflétant le contenu du mouvement imaginé¹³, le recueil de l'activité EMG ne peut être considéré comme un indice de la capacité à former des images mentales. En effet, aucune étude, à l'exception de Lutz (2003), n'a montré de différence significative entre l'amplitude de l'activité EMG et la qualité de l'IM. Par ailleurs, Boschker (2001) a montré qu'il n'y avait pas de lien entre niveau d'expertise et activité EMG pendant l'IM. Les résultats d'autres études (Hale, 1982 ; Hecker & Kazcor, 1988 ; Jowdy & Harris, 1990 ; Bakker et al., 1996 ; Guillot et al., 2007, 2009c) ne valident pas l'hypothèse selon laquelle l'amplitude de l'activité EMG témoignerait d'une bonne capacité d'IM. Même s'il n'est pas possible d'affirmer qu'une relation directe entre la capacité d'IM et l'activité EMG soit effective, cet indice électrophysiologique a toutefois été utilisé comme reflet du contenu de l'image mentale et comme indicateur du niveau d'activation musculaire.

¹³ La corrélation entre contenu de l'image et amplitude de l'activité EMG a été développée dans le paragraphe « Différence selon les caractéristiques de la tâche et les types d'IM » du chapitre I.

V. Conclusion

Les théories de l'IM apportent des éléments de réponse sur les effets du travail mental sur le comportement et plus particulièrement sur le gain de force musculaire, mais selon des approches différentes. Elles s'appuient notamment sur l'enregistrement de variables corticales et/ou périphériques. La double approche associant les théories psycho-neuromusculaire et cognitive serait la plus approfondie pour expliquer les mécanismes sous-jacents de l'IM et ses effets sur la conduite motrice. L'amélioration de la performance, en prenant l'exemple du gain de force suite à l'IM, serait ainsi la conséquence des réorganisations corticales, et la modulation de l'EMG le témoin d'une activation des réseaux neuronaux périphériques. Les recherches actuelles en neuro-imagerie montrent, en effet, une différence d'activation au niveau des réseaux cortico-cortical et cortico-spinal en fonction des modalités de l'IM, se traduisant par une plus grande amplitude d'activité EMG enregistrée lors de l'IM kinesthésique comparativement à l'IM visuelle externe. Ces résultats, associés aux théories motivationnelle, attentionnelle et du triple codage, montrent alors l'importance de se focaliser sur le contenu et la signification de l'image lors de la pratique de l'IM.

Toutefois, afin de justifier des effets de l'IM sur les variables physiologiques et plus généralement sur le comportement, il est nécessaire de contrôler la qualité de l'IM. Un ensemble d'indicateurs psychologiques et/ou neurophysiologiques est utilisé pour déterminer la capacité d'imagerie et la qualité du travail mental d'un sujet¹⁴. Même s'il n'est pas possible de différencier les « bons » des « mauvais » imageurs à travers les variations de l'activité EMG, cette technique d'enregistrement apporte des indices essentiels sur le niveau d'activation musculaire. Elle peut, ainsi, être le témoin d'une modification de l'intensité de la commande motrice issue des centres supérieurs suite à un entraînement par IM.

Le chapitre suivant s'attache donc à identifier le chemin de la commande motrice depuis son origine dans le cortex cérébral jusqu'aux effecteurs somatiques périphériques lors d'un mouvement volontaire, afin de renforcer le principe de l'équivalence fonctionnelle avec l'IM. Les adaptations neurophysiologiques engendrées par un entraînement en force seront, ensuite, définies et comparées avec celles observées après un travail par IM, pour conforter l'hypothèse de Yue et Cole (1992) selon laquelle le gain de force suite aux répétitions mentales serait la conséquence des adaptations nerveuses centrales.

¹⁴ La qualité de l'IM a été évaluée au cours des études présentées dans la partie expérimentale grâce aux indices préalablement décrits, mais l'analyse de ces données n'a pas fait l'objet de ce mémoire.

Chapitre III :

Force musculaire, la résultante du mouvement

« La force réside dans l'absence de crainte, et non dans la quantité de chair et de muscle que nous avons dans notre corps. »

Gandhi. Extrait de « Indian Home Rule »

I. Introduction

La motricité regroupe l'ensemble des mécanismes permettant à un organisme de se mouvoir et son étude correspond à celle de l'ensemble des fonctions produisant le mouvement. Étudier la motricité, c'est classiquement s'intéresser aussi bien à la saisie d'un objet qu'au geste technique de l'artisan ou à l'action la plus accomplie du sportif, en incluant les actions de la vie quotidienne, les situations de travail ou pratiques de loisir. Mais c'est aussi s'intéresser à l'embryogenèse ou aux mouvements d'une cellule. Dans ce mémoire, nous nous intéresserons essentiellement à des mouvements simples liés à la pratique sportive et, plus particulièrement, à la production/modulation d'une force musculaire. Le moteur de l'organisme est l'organisation qui permet le mouvement, l'ensemble des structures qui le constituent associées aux fonctions qu'elles remplissent (Paillard, 1986). La vision physiologique classique de la motricité et du moteur s'appuie sur une conception organiciste du corps selon laquelle il faut une source d'énergie pour produire des forces et donc la conversion d'une énergie électrique/chimique en travail mécanique (Vanpouille, 2008). Le mouvement correspond donc à un aspect majeur inhérent à toute activité humaine et même animale.

D'un point de vue biomécanique, le mouvement se décompose en plusieurs paramètres qui interagissent : force, amplitude, direction, trajectoire et vitesse. Les muscles, organes périphériques effecteurs, vont alors être les éléments moteurs de l'action, dont la commande est planifiée puis programmée par les centres cérébraux supérieurs. La spécificité anatomique et fonctionnelle des muscles insérés sur le squelette permet ainsi de réaliser un geste harmonieux, de la manière la plus efficiente possible, *i.e.* avec un minimum de dépense énergétique. D'après Guthrie (1935), une habileté se définit comme « *une capacité acquise par apprentissage d'atteindre des résultats fixés à l'avance, avec un maximum de réussite et un minimum de temps, d'énergie ou des deux* ». Le mouvement en général, le geste sportif en particulier, correspond à cette définition en tant qu'habileté motrice, issue de l'intégration d'une part volontaire, automatisée et réflexe.

Afin de répondre aux exigences de l'environnement, à ses contraintes événementielles, spatiales et temporelles, le corps humain se comporte donc comme un système organisé hiérarchiquement. Le système nerveux est composé de structures anatomo-fonctionnelles en interaction, système au bout duquel la force peut être considérée comme la résultante des opérations ayant conduit à l'exécution du mouvement. L'étude du système nerveux peut être résumée par deux approches principales : l'approche descendante (ou traitement dirigé par concepts) et l'approche ascendante (ou traitement dirigé par données)¹⁵.

¹⁵ Pour une définition de ces deux approches, se reporter à la conclusion du chapitre I.

Les opérations de planification et de programmation sont des opérations mentales préalables à l'exécution. Le mouvement intègre donc des processus cognitifs caractéristiques de l'activité durant la préparation à l'action. Comme nous l'avons mentionné dans les parties précédentes, les systèmes nerveux (centraux, périphérique somatique et autonome) sont activés de façon quasi-similaire lors de l'IM et de la préparation au mouvement. Nous verrons, dans ce chapitre, quels sont les niveaux hiérarchiques des systèmes impliqués dans l'élaboration et l'exécution du mouvement, ainsi que les mécanismes structuraux et nerveux d'adaptation des différents systèmes de production du mouvement, suite à un entraînement en force, afin de pouvoir établir des comparaisons avec ceux de l'IM.

II. Contraction musculaire et mouvement

Les différentes étapes de la production d'un mouvement (entre l'intention et l'action) sont organisées de façon hiérarchique, la force étant la manifestation concrète, visible et ressentie d'une volonté consciente ou d'un réflexe.

Les systèmes nerveux central (SNC) et périphérique (SNP) forment une totalité. L'idée que toute action est construite à partir d'informations prélevées par les systèmes sensitifs et sensoriels a pu paraître valider une conception issue du behaviorisme. Elle ne ferait du SNC qu'une machine à répondre à des stimulations. La réussite de tout comportement est bien évidemment dépendante des informations issues de l'environnement dans lequel il doit se dérouler, mais considérer que celles-ci n'ont qu'un rôle déclencheur est réducteur (Collet, 2002). C'est ignorer 3 éléments essentiels :

- Les centres nerveux qui constituent le SNC sont des structures de traitement de l'information et pas seulement des éléments assurant sa transmission. Autrement dit, une même information entrant dans le système à deux moments distincts ne sera pas obligatoirement traitée de la même manière et le comportement qui en découlera ne sera pas identique d'un essai à l'autre.
- Le SNC ne dispose pas « à la naissance » de tous les programmes dont l'organisme aura besoin, mais seulement de ceux issus de la motricité primaire. C'est une organisation dotée de mémoires, qui se développera par l'apprentissage. L'expérience montre que la construction et la mémorisation d'une technique sportive sont une œuvre de longue haleine.
- Le SNC effectue le paramétrage du programme en fonction des informations reçues, afin d'ajuster les facteurs de l'exécution au contexte du moment.

En conséquence, le SNC organise les commandes motrices grâce aux informations apportées par le SNP. Ce couplage est nécessaire pour l'élaboration des commandes et le contrôle de leur exécution. Dans cette relation, un dialogue s'établit entre l'individu et son environnement. Le SNC peut cependant organiser une commande motrice de manière autonome, indépendamment de toute information externe. Ce type de planification et de programmation de la commande motrice, qui ne reçoit pas d'informations sensorielles du SNP, est souvent à la base de l'IM. Dans cette relation, un dialogue s'établit entre les moyens de traitement de l'information du SNC et ses systèmes de mémoire. La construction du mouvement naît d'une intention préalable, établie sur le registre des expériences précédemment vécues. La contraction musculaire est la manifestation physique d'une commande aussi bien volontaire qu'automatique, mais elle peut également être la conséquence d'un réflexe. Cependant, dans ce mémoire, nous ne parlerons que du mouvement volontaire, bien que sa commande intègre des contractions réflexes des antagonistes, en réponse à leur propre étirement, pour assurer une protection des systèmes musculo-articulaires. Le mouvement volontaire peut alors se définir comme une action résultant du choix délibéré d'agir (Collet, 2002).

II.1. Le système nerveux central, initiateur de la commande motrice

Le SNC est composé de plusieurs structures anatomiques dont l'interaction va résulter en une volonté de réaliser un geste spécifique, dont la commande va activer un ensemble de muscles pour produire une force. Celle-ci est caractérisée par une durée d'application et un déplacement dans l'espace, en fonction des informations perçues et disponibles, qu'elles soient directement prélevées dans l'environnement ou mémorisées. L'implication de réseaux de neurones dans le cortex cérébral, les noyaux gris centraux et le cervelet, aussi bien dans l'initiation et le contrôle du mouvement que lors de sa représentation mentale, est aujourd'hui communément établie (Figure 5). Les techniques de neuro-imagerie ont largement mis en évidence les similarités anatomiques et fonctionnelles qui existent au niveau du SNC entre exécution réelle et IM.

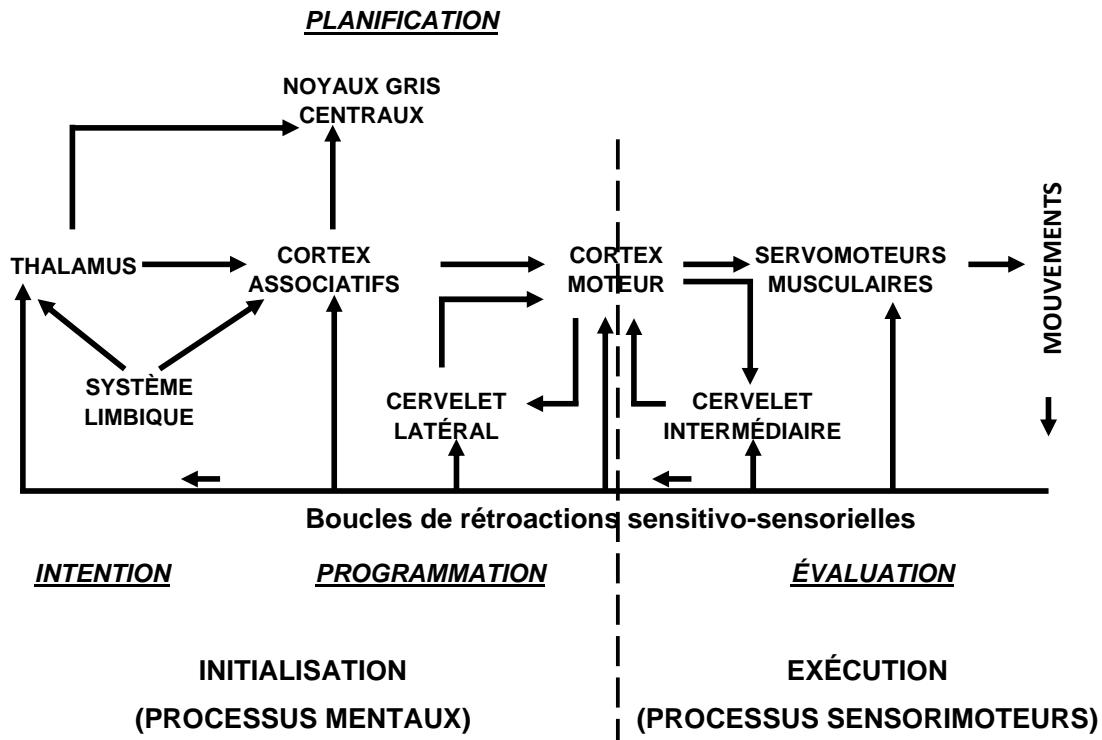


Figure 5 : Les deux compartiments de contrôle de la motricité

(adaptation des schémas de J. Paillard, 1982 et 1990). Sur la gauche, on trouve le compartiment de l'initialisation intentionnelle de l'action, avec les opérations d'intention, de planification et de programmation du mouvement. Sur la droite, celui de l'exécution. Le cortex moteur se trouve à l'interface des deux. Il constitue le point d'arrivée des boucles préparant l'action et le point de départ des commandes de l'exécution. Diverses boucles de rétroaction réalimentent chaque niveau du système à partir des informations sensitivo-sensorielles que le mouvement a fait naître

II.1.1. Le cortex cérébral

Il est composé de quatre lobes délimités anatomiquement par des sillons et scissures (Figure 6). Nous nous focaliserons sur le lobe frontal, largement impliqué dans le contrôle moteur, même si les autres parties du cortex jouent un rôle important d'un point de vue sensori-moteur (Figure 7).

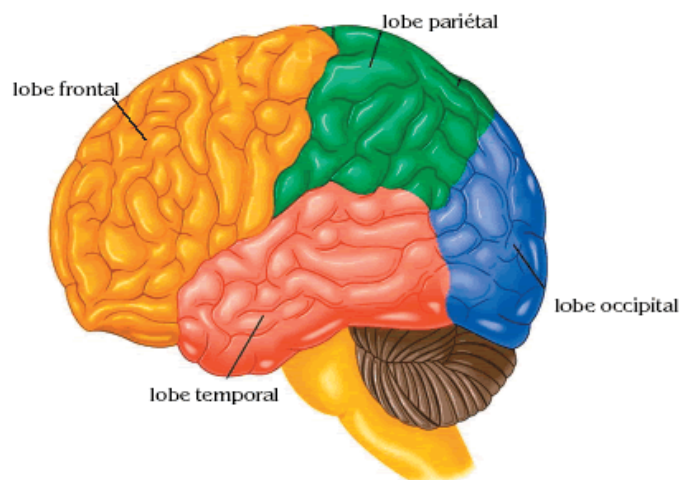


Figure 6 : Les quatre lobes du cortex.

Chaque lobe a une spécificité fonctionnelle mais ils sont tous interconnectés quand il s'agit d'effectuer un geste, une action, une intention.

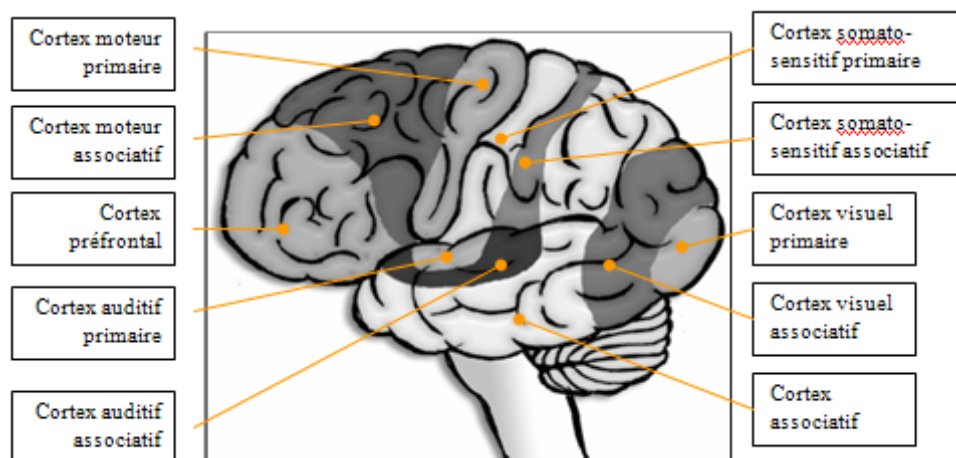


Figure 7 : Description anatomique des différentes aires corticales, primaires et associatives.

Le cortex est divisé en plusieurs parties, chacune ayant une fonction distincte. Il est possible de dissocier le cortex moteur, situé dans la partie frontale, du cortex visuel, situé, lui, dans la partie occipitale.

La région anatomique du cerveau correspondant à l'aire 4, selon la classification de Brodmann¹⁶, a reçu le nom de cortex moteur primaire (ou M1) depuis que Penfield a montré que des stimulations focales dans cette région évoquaient des contractions musculaires très localisées à différents endroits du corps. Le cortex moteur est organisé de façon somatotopique avec

¹⁶ Brodmann a classifié, au début du XX^{ème} siècle, les aires corticales qui ont une spécificité histologique. Il a ainsi délimité 52 aires. Notamment, les aires 4 et 6 correspondent, respectivement, au cortex moteur primaire et associatif.

pondération de l'étendue des surfaces en fonction de la précision des mouvements pouvant être effectués par un ensemble de muscles synergistes ou par un groupe d'unités motrices (Figure 8). Chaque représentation motrice d'une partie du corps active spécifiquement la surface du cortex moteur représentative des muscles impliqués dans le mouvement. Cette activation spécifique a été observée lors de l'IM (Ehrsson et al., 2003 ; Sharma et al., 2008), renforçant l'hypothèse de l'équivalence fonctionnelle entre IM et exécution réelle.

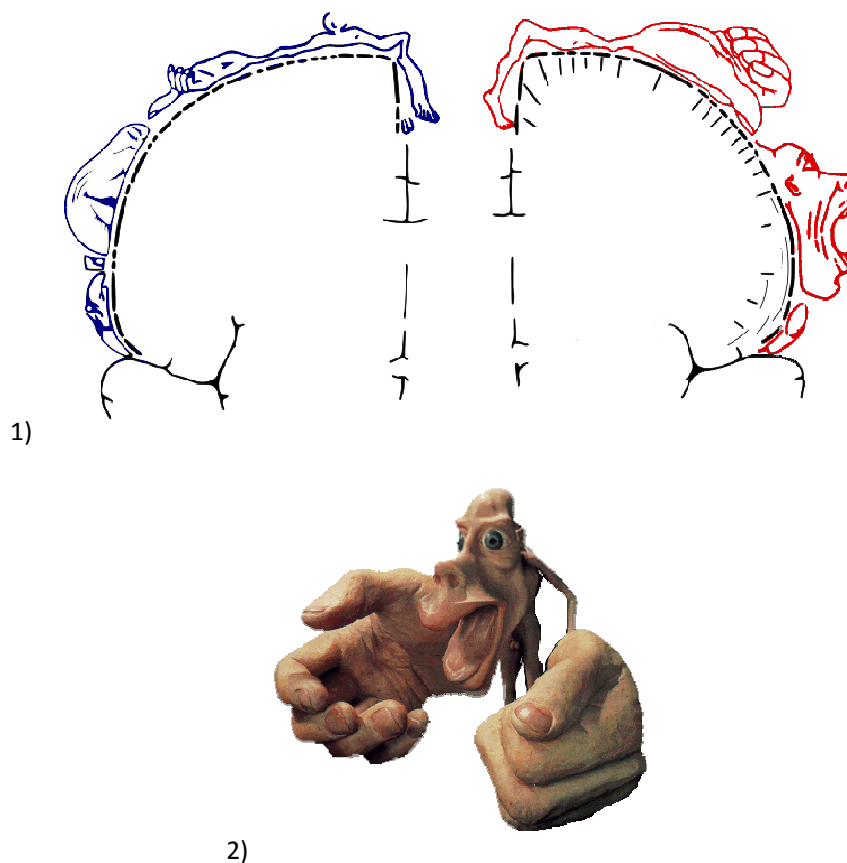


Figure 8 : Homonculus de Penfield.

1) L'homoncule sensitif (en bleu) et moteur (en rouge) désignent respectivement l'organisation des récepteurs sensitifs des organes et celle de la commande motrice des muscles du corps humain à la surface du cerveau. 2) La figurine correspond à l'homonculus moteur, les différents organes du corps étant représentés selon leur somatotopie fonctionnelle.

Le cortex moteur comprend également l'aire 6, rostralement à l'aire 4, qui se subdivise en aire prémotrice et en aire motrice supplémentaire (AMS). Le cortex prémoteur contrôle la motricité sur la base d'informations externes. Il est subdivisé en deux parties, supérieure et inférieure, la première étant intégrée à la boucle de planification et la seconde à la boucle de programmation. Il interviendrait dans le contrôle de la coordination, en dictant au cortex moteur une position optimale

pour un mouvement donné. L'AMS, quant à elle, contrôle l'initiation des mouvements et leur planification en fonction des expériences passées, sans qu'il n'y ait obligatoirement d'incitation extérieure (Paillard, 1991 ; Tanji, 1994). Le simple fait d'anticiper un mouvement entraîne une augmentation de l'activité dans la zone supplémentaire (Roland et al., 1980). Par ailleurs, le cortex préfrontal peut être considéré comme une aire d'anticipation (Fuster, 1991) et de planification, qui traite les informations sur la base du passé et du présent et joue ainsi un rôle important dans l'organisation séquentielle et le contrôle temporel de l'action. D'un point de vue moteur, cette aire a également une fonction inhibitrice en contrôlant l'aire prémotrice inférieure, qui permettra de différer le mouvement. Elle peut être assimilée à un système temporisateur, qui permet la mise en place anticipée de la réponse motrice future (Rezai et al., 1993).

Ainsi, l'interaction de ces différentes parties du cortex frontal, interconnectées avec d'autres structures corticales et sous-corticales, va permettre de construire une réponse motrice ajustée aux contextes corporel et environnemental, d'autant plus si le mouvement a été appris et répété correctement. Par ailleurs, plus un geste est répété, plus la région corticale motrice correspondant à la partie du corps sollicitée est activée (en référence à l'homonculus de Penfield). Ce processus conduit à une modulation, voire une augmentation, de cette surface et représente la plasticité cérébrale, conséquence du processus d'apprentissage, en particulier dans le domaine moteur (Vaynman & Gomez-Pinilla, 2005). Cette réorganisation cérébrale est également observée lors de la répétition mentale (Lafleur et al., 2002 ; Jackson et al., 2003). Ce parallèle entre IM et exécution réelle renforce l'hypothèse selon laquelle l'IM engendre une modification du réseau cortico-cortical et, par conséquent, une amélioration de la performance.

De plus, les études portant sur l'enregistrement de l'activité des cellules corticales motrices ont dévoilé que leur activation était variable selon les paramètres du mouvement, notamment la force musculaire. Les expériences d'Evarts (1968, 1969) ont montré que l'activité des neurones pyramidaux était plus influencée par les forces exercées que par la position ou le déplacement d'un segment corporel. Ces recherches ont été complétées par l'étude de Thach (1978) selon lequel l'activité des cellules du cortex moteur dépendrait de trois facteurs : force, direction et position. L'activité de ces cellules serait modulée à la fois par le couple et la position articulaire lors de contractions isométriques (Cheney & Fetz., 1980 ; Evarts et al., 1983 ; Werner et al., 1991). Par ailleurs, la force développée par un muscle est dépendante de sa longueur. Le changement d'activation de certaines cellules corticomotrices dépend donc de la relation longueur-tension des muscles impliqués dans la tâche (Evarts et al., 1983 ; Werner et al., 1991 ; Ashe, 1997). Georgopoulos et al. (1992) ont affirmé que le cortex moteur primaire était impliqué dans le codage et la modulation de la force dynamique. En effet, les neurones de M1 codent la direction, certains étant activés pour

une direction donnée, les autres restant silencieux alors que les activations opposées sont observées pour le codage de la direction opposée.

Par ailleurs, de nombreuses connexions entre le cortex cérébral et les noyaux gris centraux existent, conférant à ces boucles un rôle sensori-moteur. Les noyaux gris centraux sont connus pour leur rôle dans le contrôle moteur, mais il est actuellement admis que leur fonction ne se limite pas au traitement de l'information sensorimotrice (segmentaire, axiale et oculomotrice) et qu'ils participent également à diverses fonctions cognitives (fonctions exécutives) et comportementales, dites limbiques, support des émotions et de la motivation (Middleton & Strick, 2000 ; Temel et al., 2005).

II.1.2. Noyaux gris centraux

Plusieurs structures cérébrales sont regroupées et interconnectées sous l'appellation de noyaux gris centraux : le striatum (regroupant d'un point de vue fonctionnel le putamen et le noyau caudé), le pallidum, la substance noire et les noyaux sous-thalamiques (Figure 9). Ils sont impliqués dans une boucle complexe, dite cortico-NGC-thalamo-corticale, qui les lie à différentes aires corticales. L'information en provenance des aires frontales, préfrontales et pariétales du cortex traverse ces noyaux et retourne à l'aire motrice supplémentaire via le thalamus. Ils exerceraient ainsi une action facilitatrice ou inhibitrice sur le mouvement en focalisant les informations en provenance de différentes régions corticales sur l'AMS (Figure 10).

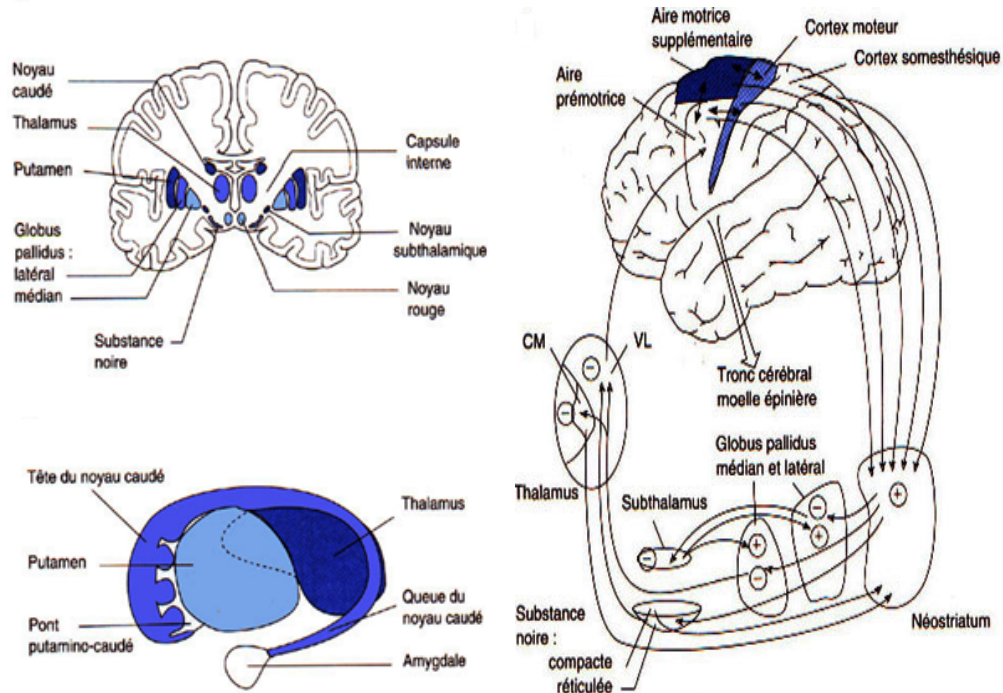


Figure 9 : Les structures anatomiques composant les noyaux gris centraux.

Ces structures forment une boucle en interaction avec le thalamus et le cortex moteur primaire et associatif. Elles sont impliquées dans l'initialisation et la planification du mouvement.

Au repos, les neurones du pallidum sont spontanément actifs et exercent une inhibition sur le noyau ventrolatéral (VLo) du thalamus. Or, quand survient une activation de la boucle directe, les neurones du putamen sont activés et inhibent subséquemment ceux du pallidum. Ces derniers, étant tout à coup moins actifs, libèrent les cellules du VLo de l'inhibition du pallidum et il en résulte une facilitation de l'activité de l'AMS. Par ailleurs, la partie compacte de la substance noire joue un rôle particulier dans le processus de sélection motrice. En effet, en cas de déplétion de la dopamine, neurotransmetteur catécholaminergique, les transmissions nerveuses au sein de la boucle des noyaux gris sont modifiées empêchant au final une fluidité des mouvements. Cette boucle fonctionne donc comme un processus de rétroaction positif susceptible de focaliser des informations issues de larges régions corticales sur l'AMS. On peut alors imaginer que le signal déclenchant éventuellement l'exécution du mouvement volontaire se produit lorsque l'activation de l'AMS atteint un certain seuil sous l'influence de cette boucle.

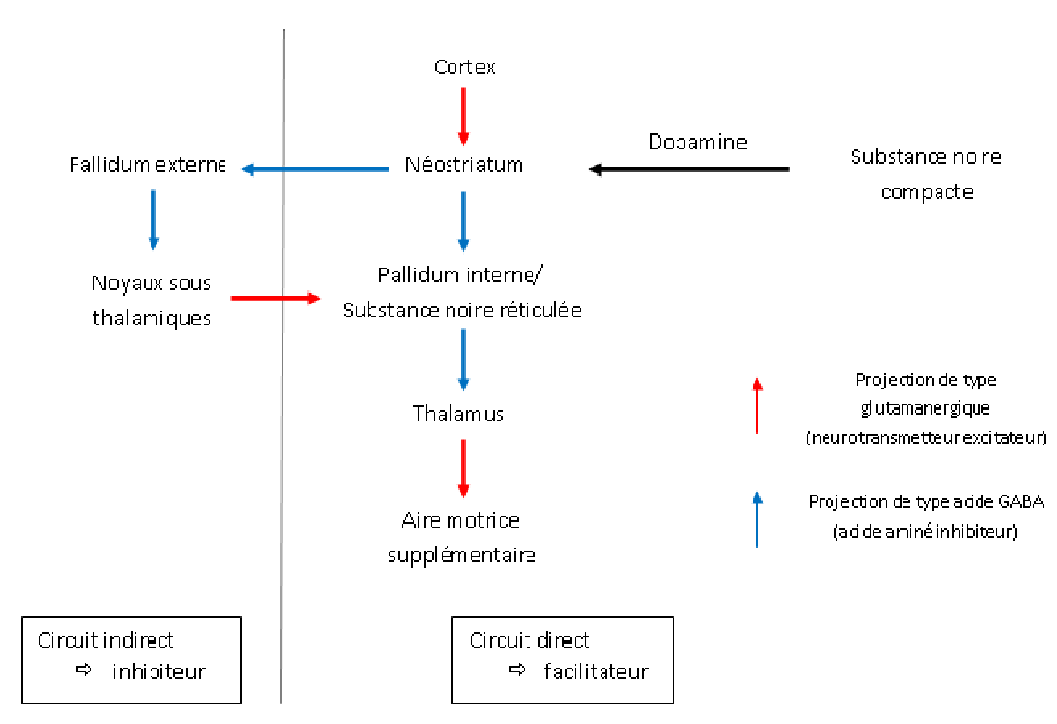


Figure 10 : Les circuits de la boucle cortico-thalamo-striatale.

Certaines liaisons entre structures corticales et sous-corticales sont de type excitateur tandis que d'autres sont de type inhibiteur. La dopamine joue un rôle important dans le circuit, un déficit engendrant des troubles neuromusculaires liés à l'initiation du mouvement.

II.1.3. Le cervelet

Le cervelet est composé de 3 structures distinctes, ayant chacune une fonction motrice particulière (Figure 11). L'archécervelet (ou vestibulo-cervelet) est connecté aux récepteurs de l'appareil vestibulaire et impliqué dans l'équilibre statique. Le paléocervelet (ou spino-cervelet) comprend la partie axiale appelée vermis. Il est connecté à la moelle et contrôle ainsi l'activité musculaire de la posture en modulant le tonus musculaire. Il joue également un rôle important dans le contrôle du mouvement. Enfin, le néocervelet (ou cérébro-cervelet) est le plus 'superficiel'. Constitué par les hémisphères cérébelleux, il est connecté au cortex et contribue à la coordination des mouvements volontaires. Il permet, entre autres, que les muscles antagonistes freinent les muscles à l'origine du mouvement pour atteindre parfaitement le but (Gazzaniga et al., 2000). Il joue également un rôle dans l'apprentissage et la mémorisation des mouvements.

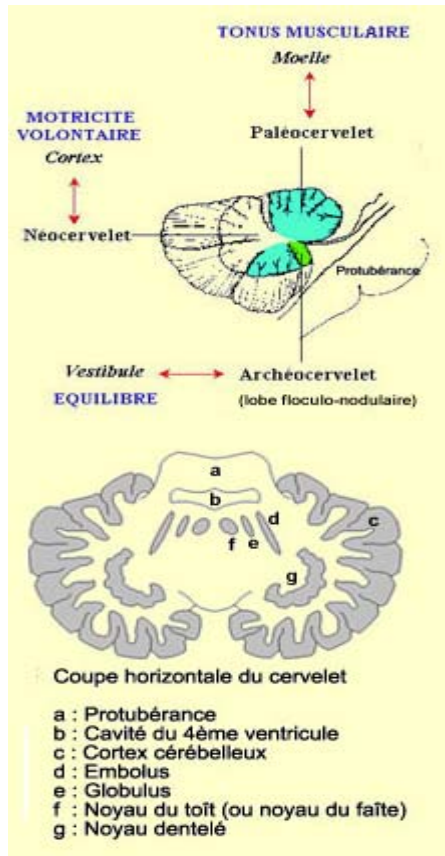


Figure 11 : Les structures anatomo-fonctionnelles du cervelet.

Le cervelet est composé de trois parties, chacune reliée à une région spécifique du système nerveux central. L'ensemble joue un rôle de régulation et de contrôle du mouvement.

Les interconnexions entre le cervelet et les structures corticales et sous-corticales jouent un rôle de régulateur du mouvement. En effet, l'enchaînement et la durée des mouvements élémentaires de chaque segment corporel impliqué dans le geste complexe doivent être réglés de façon précise. Le cervelet assume cette fonction de réglage temporel de nos mouvements. Les pathologies cérébelleuses soulignent bien l'importance du cervelet dans l'exécution et le contrôle rétroactif du mouvement. Une personne atteinte du syndrome cérébelleux est sujette à des troubles de la coordination aussi bien spatiale que temporelle.

L'équivalence fonctionnelle entre IM et exécution réelle est également observée au niveau des NGC et du cervelet. L'étude de Guillot et al. (2008) a montré que l'élévation de la capacité d'imagerie se traduisait par une activation différenciée des boucles impliquant les NGC (putamen) ou le cervelet, sur la base des modèles de l'apprentissage de Doyon et Ungerleider (2002). Ces derniers ont identifié la contribution des systèmes cortico-striatal et cortico-cérébelleux dans les phases de l'apprentissage. Bien que l'interaction fonctionnelle entre ces deux systèmes anatomiques soit essentielle pour l'apprentissage d'une nouvelle tâche motrice, plusieurs études ont montré que le cervelet n'était plus nécessaire, et donc moins activé, lorsque la séquence était bien apprise (pour revue, voir Doyon & Benali, 2005). Un parallèle a été établi avec la capacité à imaginer une séquence

de mouvements par Guillot et al. (2008). Le fait que le cervelet soit plus actif chez les « mauvais » que chez les « bons » imageurs renforce l'hypothèse selon laquelle le système cortico-cérébelleux est principalement nécessaire dans les premières étapes de l'apprentissage de la construction des images mentales.

II.2. Le système nerveux périphérique, relais de la commande motrice

Suite à l'initiation, la planification et la programmation de la commande motrice volontaire, le message nerveux est transmis via la voie corticospinale, considérée comme la voie efférente principale du cortex moteur primaire vers les muscles. Cette interface entre le SNC et les effecteurs est distinguée par ses systèmes latéral et ventromédian (Figure 12).

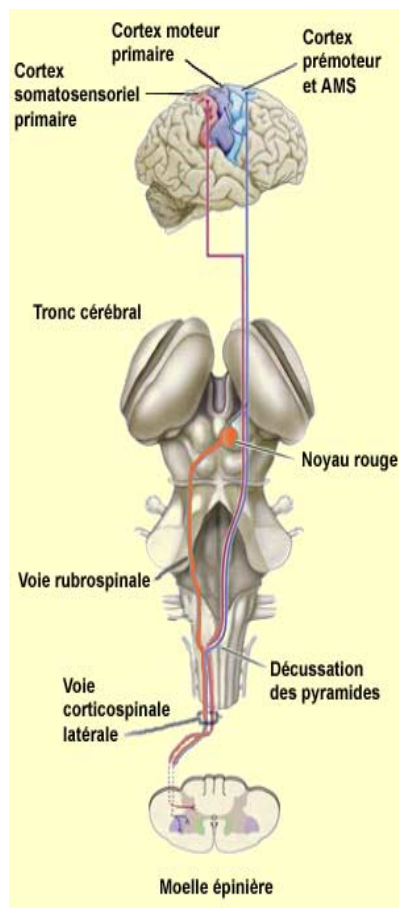


Figure 12 : Les systèmes pyramidal et extrapyramidal.

Les deux systèmes envoient des fibres descendantes dans la moelle où ils activent directement ou indirectement les motoneurones alpha ou gamma. Les influx descendants dans le faisceau pyramidal sont transmis du cortex cérébral jusqu'à la moelle épinière sans intervention synaptique. Le système extrapyramidal est quant à lui composé de plusieurs structures sous-corticales : les noyaux gris centraux, plusieurs noyaux du tronc cérébral et la formation réticulée. Les influx moteurs sont alors reçus et transformés par ce système avant d'être envoyés vers la moelle épinière. Les deux systèmes correspondent à la voie finale commune.

Le système latéral est formé de deux faisceaux principaux dont le plus important est la voie corticospinale latérale. Prenant naissance essentiellement dans les aires 4 et 6 du lobe frontal, cette voie est la plus longue et l'une des plus importantes en termes de quantité d'axones, environ 2 millions de fibres (Paillard, 1978). Les autres axones de ce faisceau sont principalement issus des aires somatosensorielles et du lobe pariétal. Après avoir traversé la capsule interne, le mésencéphale

et le pont, les axones pyramidaux se réunissent au niveau du bulbe pour former un dense faisceau de fibres nerveuses (faisceau pyramidal) qui se prolonge directement vers les effecteurs. Par opposition, les autres voies diffusant du cortex vers les structures sous-corticales ou du tronc cérébral constituent la voie extrapyramidale, dite voie indirecte, et contrôlent la posture et l'équilibre.

Ce message nerveux, acheminé jusqu'aux muscles via ces différentes voies, correspond à un signal électrique composé de trains de potentiels d'action (PA). Le PA, mécanisme électrochimique, correspond à une dépolarisation transitoire, locale, brève et stéréotypée de la membrane plasmique des neurones (Figure 13). L'influx nerveux va ainsi se propager le long de l'axone du neurone selon plusieurs propriétés fondamentales. Le déplacement de ces potentiels d'action peut être détecté au moyen de l'EMG. Pour rendre compte de l'activation globale d'un muscle, on enregistre généralement un électromyogramme de surface.

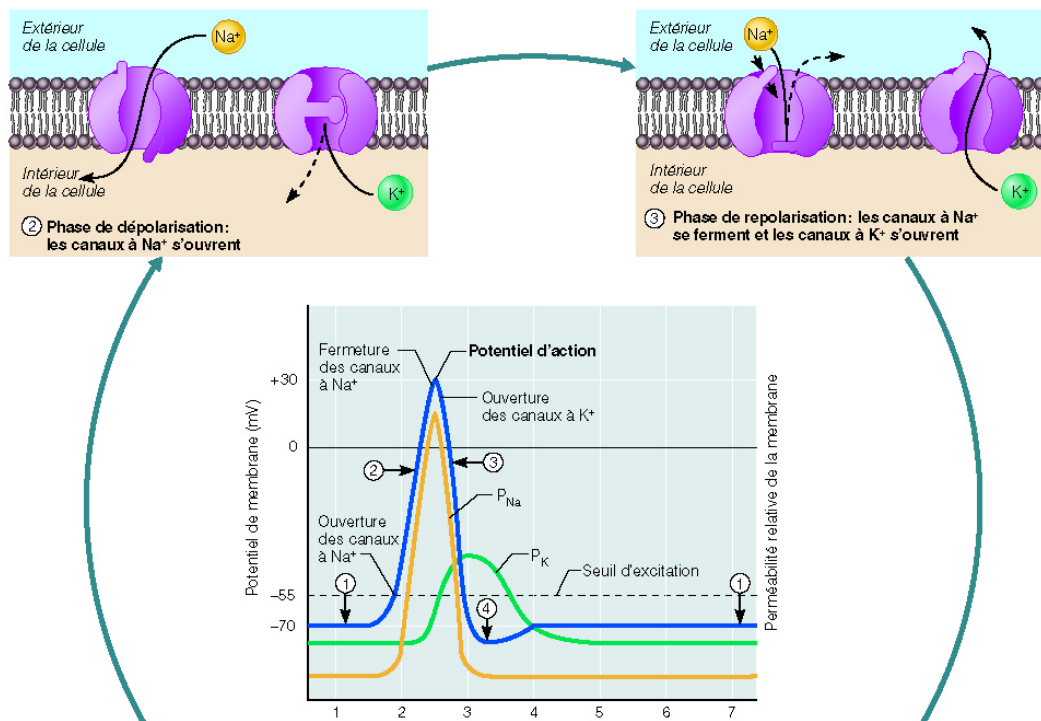


Figure 13 : Le potentiel d'action

(schéma tiré de Marieb, 2005). Ce schéma décrit les différentes étapes à l'origine de la création d'un potentiel d'action et de sa propagation au niveau de la membrane cellulaire.

Le message nerveux va être traduit par le neurone selon différentes séquences de PA. Le codage de l'information s'effectue par une modification de la fréquence instantanée d'apparition des PA. La spécificité des mouvements, dont la composante force, est caractérisée par ce codage fréquentiel. Cependant, à ce jour, il n'est pas possible de déterminer l'implication de chaque neurone ou groupe neuronal, ainsi que le codage du message nerveux, dans la détermination de chaque

composante du mouvement pour un muscle précis. Néanmoins, la commande motrice élaborée par les structures des centres supérieurs est transmise aux muscles concernés qui vont se contracter afin de produire le mouvement adéquat face à une situation environnementale particulière.

II.3. Le muscle strié squelettique, organe effecteur

Le muscle retranscrit l'information électrochimique qu'il reçoit au niveau de la plaque motrice en une réponse mécanique et thermique (Figure 14). C'est l'effecteur de la motricité somatique qui permet à un organisme de se déplacer dans son milieu ou d'interagir avec lui, en mobilisant les segments corporels. La force contractile exercée et développée par l'intermédiaire de tendons fait pivoter les segments du squelette autour de leurs articulations, ce qui produit un déplacement segmentaire ou corporel. Le muscle peut également s'insérer entre un os et un organe mou : les yeux sont mobilisés par des muscles oculomoteurs lors des saccades et poursuites (comme lors de la lecture, par exemple). Loin de constituer une population homogène, les muscles diffèrent par leurs propriétés anatomiques (long, court, plat, lisse), fonctionnelles (fléchisseur, extenseur) et métaboliques (synthèse d'ATP, vitesse de contraction, résistance à la fatigue). Cette disparité témoigne de la diversité des actions motrices (activité posturale, mouvement volontaire).

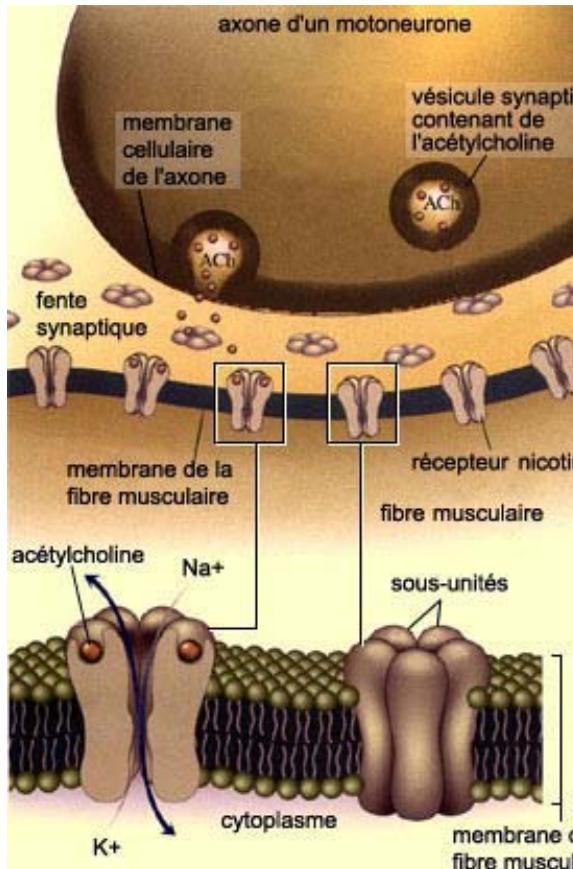


Figure 14 : La transmission synaptique.

L'arrivée du message nerveux au niveau du bouton pré-synaptique provoque l'exocytose dans l'espace synaptique des vésicules pré-synaptiques contenant le neurotransmetteur (l'acétylcholine). Celui-ci se fixant sur les récepteurs protéiques spécifiques de la membrane post-synaptique provoque une modification du potentiel transmembranaire appelée PPS ou potentiel post-synaptique. L'accumulation des PPS dans l'espace post-synaptique sera responsable de la création ou non d'un potentiel d'action qui se propagera le long de la fibre nerveuse.

La force développée est le produit du message nerveux généré par les centres supérieurs et transmis par la branche somatique efférente du système nerveux périphérique. La jonction neuromusculaire fait la connexion entre les voies corticospinales descendantes et les effecteurs, via les motoneurones. La contraction musculaire d'une unité motrice est initiée par la libération d'acétylcholine au niveau de la plaque motrice. L'activation des récepteurs nicotiniques cholinergiques déclenche un potentiel post-synaptique excitateur. Lorsque celui-ci atteint une valeur seuil, un potentiel d'action musculaire est généré par les canaux sodiques dépendants du potentiel de membrane. Ce potentiel d'action circule à la surface du sarcolemme puis des tubules T pour provoquer la libération du calcium stocké dans le réticulum sarcoplasmique. Il diffuse dans les myofibrilles, plus petits éléments constitutifs du muscle. Le calcium se fixe sur les protéines d'actine et de myosine afin de libérer les sites d'interaction et engendrer le glissement des filaments entre eux. Ce processus, qui rapproche les stries Z, réduisant ainsi la longueur du sarcomère, est à la base de la contraction (Figure 15). Elle a lieu tant que la commande nerveuse active le muscle mais aussi tant que le calcium et l'ATP sont disponibles, l'ATP étant nécessaire aussi bien pour la liaison que pour la rupture des ponts entre actine et myosine. La quantité de calcium émis par le réticulum sarcoplasmique dépend de la fréquence des potentiels d'action dans la fibre musculaire. Pour la

majorité des fibres musculaires, une fréquence de 50 stimuli par seconde est suffisante pour provoquer une contraction musculaire soutenue appelée tétanos. La contraction musculaire prend fin quand cesse l'émission des potentiels d'action et lorsque diminue la concentration de calcium dans les myofibrilles. Celle-ci est causée par la recapture du calcium dans le réticulum sarcoplasmique, processus actif qui nécessite de l'ATP. Quand la concentration de calcium revient à la normale, la fibre musculaire se relaxe et retrouve sa longueur de repos.

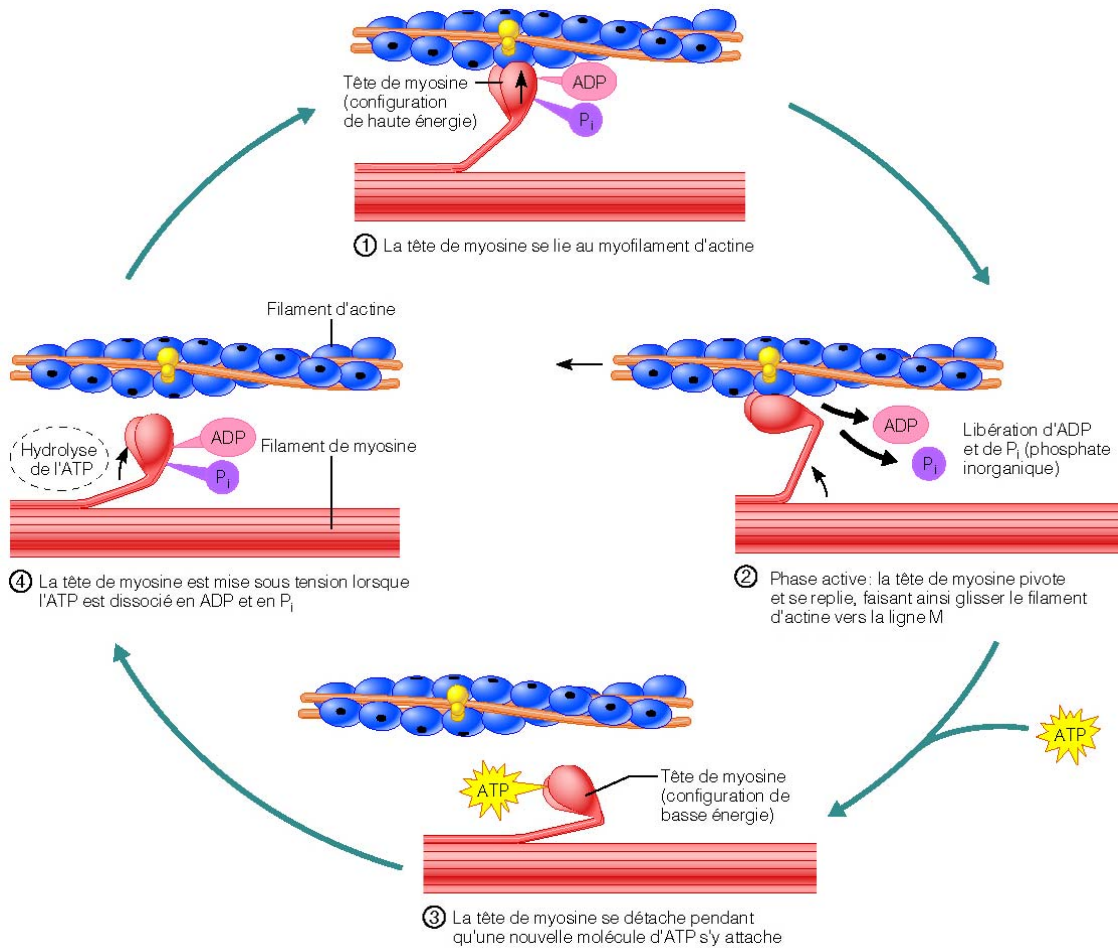


Figure 15 : Glissement des filaments d'actine et de myosine

(schéma tiré de Marieb, 2005). Ce sont les plus petites structures fonctionnelles qui composent le muscle. Ce schéma explique les mécanismes de liaison entre l'actine et la myosine à l'origine de la contraction musculaire.

L'activité EMG peut être un indicateur de l'activation musculaire mais n'est pas directement corrélée à la force développée (Dowling, 1997 ; Rouffet, 2007). Le PA est le signal de l'excitation de la fibre musculaire (FM). Les potentiels émis par toutes les FM innervées par la même fibre nerveuse, c'est-à-dire par une même unité motrice (UM), s'ajoutent pour donner des « potentiels d'unité

motrice ». Ces derniers s'additionnent à leur tour, pour donner un signal électrique complexe, appelé électromyogramme « global ». C'est une expression des modalités de recrutement des unités motrices (Bouisset, 2002)¹⁷.

III. Adaptations périphériques à l'entraînement physique

L'amélioration de la force musculaire résulte d'adaptations morphologiques et/ou nerveuses (pour revue, Folland & Williams, 2007). Alors que les premières, comme la croissance et prolifération des myofibrilles, s'opèrent en général après plusieurs semaines d'entraînement (Komi, 1986), les adaptations neurologiques s'effectuent durant les premières étapes de la pratique (Figure 16). Ces dernières, associées principalement à une coordination inter- et intramusculaire plus efficace, résultent d'un meilleur recrutement des UM et d'une activation plus intense des muscles impliqués dans la tâche (Sale et al., 1983). Par ailleurs, un effet de transfert de force peut s'observer d'un membre entraîné vers le membre controlatéral non-entraîné (Komi et al., 1978 ; Moritani & De Vries, 1979). Ces dernières observations supposent une adaptation centrale en réponse à l'entraînement (Sale, 1988). Par conséquent, une amélioration de la force volontaire est enregistrée avant l'hypertrophie (Moritani & De Vries, 1979). De plus, une activité EMG plus élevée accompagne le développement de la force durant les premières semaines d'entraînement, attestant l'adaptation nerveuse du muscle sollicité (Komi et al., 1978 ; Moritani & De Vries, 1979 ; Häkkinen & Komi, 1983). L'augmentation de la force et de l'activité EMG est également enregistrée par Yue et Cole (1992) mais après un entraînement par IM. Les hypothèses, suggérant que le gain de force produit par l'entraînement mental ne concerne que les facteurs nerveux, seront testées dans l'une des expériences de ce travail.

¹⁷ La méthode d'enregistrement de l'activité électromyographique sera développée dans le chapitre III « Indices neurophysiologiques périphériques ».

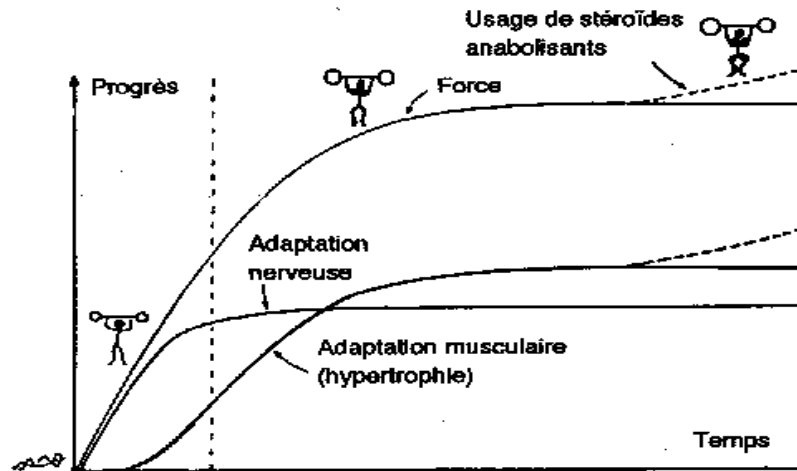


Figure 16 : Rôles relatifs de l'adaptation nerveuse et musculaire en réponse à l'entraînement

(schéma tiré et traduit de l'article de Sale, 1988). Durant les premières étapes de l'entraînement, les adaptations nerveuses dominent. Lors des entraînements avec une période plus longue, les progrès sont limités à l'étendue des adaptations musculaires, notamment l'hypertrophie. Suite à ces adaptations simplement dues à la pratique, seule une prise de stéroïdes permettrait d'améliorer la force.

Cette partie du manuscrit n'a pas la prétention de détailler avec précision tous les mécanismes d'adaptation morphologique et nerveux consécutifs à l'entraînement, non seulement parce que ces mécanismes sont variés mais aussi parce que les adaptations sont différentes et dissociées selon la méthode d'entraînement (force maximale, efforts répétés, dynamiques...). Nous allons simplement décrire succinctement les mécanismes d'adaptation morphologique suite à un entraînement en force maximale, puis nous attarder plus longuement sur la description des mécanismes nerveux.

De manière générale, afin de comparer et contrôler les changements neuromusculaires et leur dynamique au cours d'une période d'entraînement, plusieurs indices physiologiques peuvent être simultanément pris en compte : la surface de la section transversale d'un muscle (mesurée par Imagerie par Résonance Magnétique), l'enregistrement de son activité électrique lors d'une contraction, et l'évaluation de la force maximale volontaire. La figure 17 montre l'évolution de l'aire de la section transversale du quadriceps femoris en fonction du temps, l'EMG intégré et le maximum de force isométrique après 60 jours d'entraînement et 40 jours d'inactivité. Dans cette étude de Narici et al. (1989), le pourcentage d'augmentation de l'EMG était considérablement plus grand que celui de la taille musculaire, par rapport à leurs valeurs initiales respectives. Ces observations montrent une possible augmentation de force sans modification musculaire, mais jamais sans adaptation nerveuse.

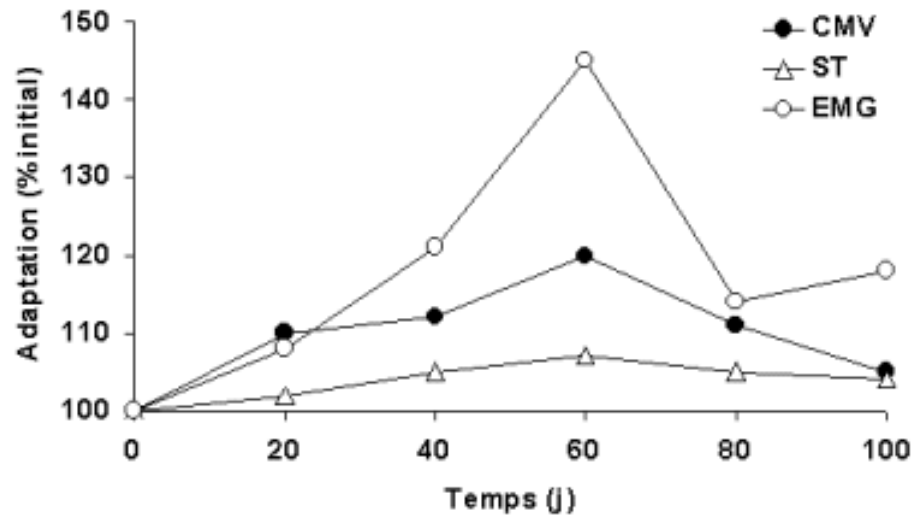


Figure 17 : Évolution de composantes physiologiques musculaires pendant et après une période d'entraînement

(d'après Narici et al., 1989). Modification de l'aire de la section transversale (ST) du quadriceps femoris, de l'EMG intégré (EMG) du vastus lateralis durant une contraction maximale, et de la force de contraction maximale volontaire (CMV) durant un entraînement isocinétique (de 0 à 60 jours) et le désentraînement (de 60 à 80 jours).

III.1. Mécanismes spécifiques à l'adaptation structurale

III.1.1. Hypertrophie des fibres musculaires

Une augmentation de la surface de section transversale musculaire (SST) des FM squelettiques est généralement considérée comme la première adaptation à long terme d'un entraînement en force et a été largement documentée (pour revue, voir McDonagh & Davies, 1984 et Jones et al., 1989). L'hypertrophie musculaire semble justifier l'augmentation de la SST, marquée par l'augmentation du nombre de ponts de liaison entre les FM arrangées en parallèle. Une hypertrophie préférentielle des FM de type II est la plus probable (Thorstensson et al., 1976 ; Tesch, 1988), notamment sur des courtes périodes d'entraînement allant de 6 à 10 semaines (Thorstensson et al., 1976 ; Dons et al., 1979).

III.1.2. Croissance et prolifération des myofibrilles

Plusieurs études ont montré que la croissance et la prolifération des myofibrilles seraient induites par un travail musculaire et correspondraient au changement majeur responsable de l'hypertrophie musculaire (McDougall et al., 1979, 1980). Elles seraient également dues à une prolifération des noyaux musculaires provenant des cellules satellites qui produiraient une protéine engendrant une augmentation de la taille du muscle (*e.g.* Allen et al., 1979). L'étirement oblique des filaments d'actine provoquerait une rupture des stries Z, permettant la reconstruction des fibres sur une surface plus importante.

III.1.3. Hyperplasie

L'hyperplasie est l'augmentation du nombre de FM et pourrait provenir de la déchirure, puis de la ramification des FM avec une hypertrophie potentielle et/ou une myogenèse (Appell, 1990). Ces processus pourraient contribuer à l'augmentation de la SST et de la force suite à un entraînement contre résistance. Plusieurs études ont montré une prolifération des FM chez l'animal (Kelley, 1996) alors que ces résultats restent, à ce jour, controversés chez l'Homme (Folland & Williams, 2007).

D'autres adaptations morphologiques peuvent également intervenir, comme le changement de type de FM, l'augmentation de l'angle de pennation du muscle ou de la raideur des tendons (Folland & Williams, 2007). Cependant, les résultats sont contradictoires, sûrement liés aux différences de méthode d'analyse, aux muscles étudiés, à la durée de l'entraînement ou encore au type d'exercices : force maximale ou dynamique, contraction isométrique, concentrique et/ou excentrique (Duchateau & Hainaut, 2003).

III.2. Mécanismes spécifiques à l'adaptation nerveuse

Plusieurs études ont montré que l'activation musculaire d'individus sains, non-entraînés, n'était pas complète pour certains groupes musculaires lors d'une contraction maximale volontaire, même les participants étaient motivés et encouragés. Shield et Zhou (2004) ont listé plusieurs groupes de muscles en fonction du niveau d'activation atteint lors de contractions volontaires maximales isométriques et dynamiques. Pour ceux dont l'activation est sous-maximale, un entraînement en force contre résistance pourrait l'augmenter grâce à un meilleur recrutement des UM et/ou une plus grande fréquence de décharge (Folland & Williams, 2007). D'autres paramètres peuvent également être pris en compte pour attester les mécanismes nerveux dans les premières

étapes du développement de la force, dont les réflexes spinaux et la coactivation agoniste-antagoniste (Figure 18).

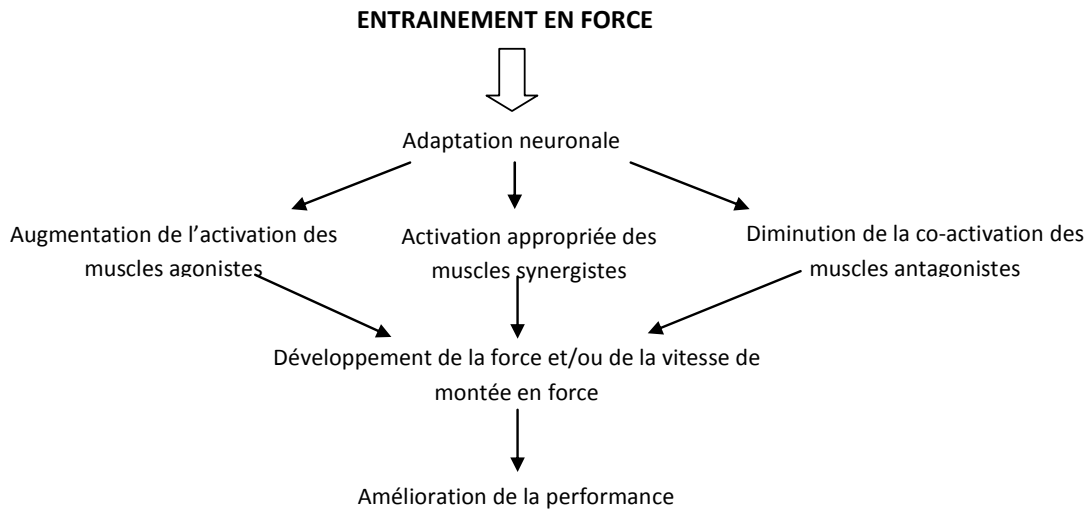


Figure 18 : Schéma synthétique des adaptations nerveuses suite à un entraînement en force

(traduit de l'anglais et tiré du chapitre de Sale DG, *Neural adaptations to strength training* dans Komi PV, *Strength and power in sport*, 2003). Plusieurs mécanismes nerveux sont à l'origine de l'augmentation de la force : meilleure activation des muscles agonistes et synergistes, diminution de la co-activation des muscles antagonistes.

III.2.1. Recrutement des Unités Motrices

Un des processus de l'adaptation nerveuse dans les premières étapes du développement de la force est celle d'un meilleur recrutement des UM lors d'une contraction maximale. L'entraînement permettrait un meilleur recrutement des UM qui ont un seuil d'activation élevé. En accord avec la loi d'Henneman, selon laquelle le recrutement des FM s'opère en fonction de la taille des UM (Henneman et al., 1965b), celles ayant un seuil d'activation élevé seraient composées de motoneurones innervant les FM de type II (FM rapides). Il faut alors les recruter lors d'une contraction maximale car elles contiennent un grand nombre de FM et développent donc plus de force. Par exemple, Harridge et al. (1996) ont évalué à 5% la quantité d'UM de type IIx dans le muscle *triceps brachii*, ce faible pourcentage représentant pourtant à lui seul près de 20% du nombre total de FM du muscle. Ainsi, après entraînement, un plus grand nombre d'UM serait activé, engendrant une production de force plus importante. L'enregistrement de l'activation des UM non-recrutées au préalable permettrait de le confirmer, mais cela reste malheureusement difficile avec les techniques actuelles.

III.2.2. Fréquence de décharge

La fréquence de décharge des UM dépend à la fois de la durée entre deux potentiels de pointe, du type d'UM et de l'intensité de l'effort. La fréquence médiane du spectre de puissance EMG est peu sensible au bruit, reflétant ainsi fidèlement ces processus physiologiques. Les changements de fréquence médiane ne sont pas seulement associés à la modification de la fréquence de décharge des UM mais également à la vitesse de conduction des FM (Arendt-Nielsen & Mills, 1985 ; Lindström & Magnusson, 1977 ; Sbriccoli et al., 2003 ; Stulen & De Luca, 1981). En effet, plus les UM de type II sont actives, plus la vitesse de conduction et la fréquence de décharge sont élevées, induisant une élévation de la fréquence médiane (Bouisset & Maton, 1995 ; Milner-Brown et al., 1973a). La technique d'enregistrement EMG intramusculaire est plus fiable que l'EMG de surface pour étudier l'évolution de la fréquence de décharge car il est possible d'analyser les modifications d'une même UM. Plusieurs études ont montré une augmentation de la fréquence de décharge pendant des contractions maximales après un entraînement (Kamen et al., 1998 ; Patten et al., 2001 ; Van Cutsem et al., 1998). Après seulement deux jours de travail isométrique de l'abducteur du 5^{ème} doigt, Patten et al. (2001) ont montré une plus grande fréquence de décharge des UM. Kamen et al. (1998) ont obtenu le même résultat pour les muscles extenseurs du genou après un travail dynamique et isométrique. Enfin, un entraînement de type balistique des fléchisseurs du pied a conduit à l'augmentation du signal EMG de surface mais aussi du pic de force isométrique, de la vitesse de montée en force et de la fréquence de décharge des UM du *tibialis anterior* au début d'une contraction isométrique (Van Cutsem et al., 1998).

III.2.3. Synchronisation

La synchronisation temporelle correspond à la décharge des PA de plusieurs UM sur une plage de temps commune. Un haut degré de synchronisation signifie que deux ou plusieurs UM se contractent quasiment simultanément (Datta & Stephens, 1990 ; Milner-Brown et al., 1973b ; Milner-Brown et al., 1975 ; Nordstrom et al., 1992). Milner-Brown et al. (1975) ont montré que les haltérophiles avaient un taux de synchronisation plus élevé que des sujets témoins et qu'un entraînement de force l'augmentait. Bien qu'il soit difficile d'expliquer comment une meilleure synchronisation des UM peut augmenter la force (voir Sale, 1988 ; Yao, et al., 2000), ce mécanisme peut contribuer à l'amélioration de la vitesse de contraction (Semmler & Enoka, 2000). La synchronisation des UM s'améliore avec la répétition du geste et est plus efficace au début du programme d'entraînement (Sale, 1988).

III.2.4. Adaptations corticales

Cannon et Cafarelli (1987) ont observé une amélioration de la force pour le muscle entraîné après un entraînement avec contractions maximales volontaires (CMV) ou avec contractions stimulées électriquement (CSE). Une augmentation significative de la force du muscle non-entraîné a été enregistrée pour le groupe CMV mais pas pour le groupe CSE. Cette différence pourrait s'expliquer par une adaptation des processus moteurs centraux. Les techniques de neuro-imagerie et de stimulation magnétique transcrânienne (SMT) ont permis d'observer, respectivement, une modification des aires somatotopiques musculaires correspondantes au niveau du cortex moteur (Classen et al., 1998, 1999 ; Karni et al., 1995) et de l'excitabilité corticospinale (Pascual-Leone et al., 1995) suite à une période d'entraînement.

III.2.5. Réflexes spinaux

L'entraînement en force à l'aide d'exercices pliométriques (*e.g.* saut en contrebas suivi d'un rebond en contre-haut) modifie l'activité EMG des muscles sollicités tout d'abord au niveau des activités préparatoires à la réception. Chez les sédentaires, l'activation est plus intense avant l'impact au sol que chez les sportifs entraînés. Chez ces derniers, les activités musculaires sont quasiment synchronisées lors de la phase d'impulsion, contrairement aux novices. Cela résulte d'une coordination de la réponse réflexe à l'étirement des *gastrocnemius* et *quadriceps femoris*, 30-40 ms après la réception avec la commande volontaire d'impulsion. La réduction du délai entre réception et impulsion permet au sportif entraîné de limiter le temps de contact au sol et donc d'avoir une impulsion plus rapide et plus efficace. Le couplage des commandes réflexe et volontaire permet une meilleure coordination entre la réception et l'impulsion et augmente donc la force résultante lors du saut. On explique aussi ce phénomène par une meilleure restitution de l'énergie stockée par la composante élastique-série du muscle au cours de la phase de réception. L'amélioration de la performance serait également due à une moindre activation des afférences Ib.

III.2.6. Coactivation agoniste-antagoniste

La co-contraction des muscles antagonistes, pendant le travail des agonistes, réduit clairement la production de force, mais empêche également, par une inhibition réciproque, l'activation complète des muscles agonistes. Parmi les modifications potentielles de l'organisation de la commande nerveuse, de nombreuses études font état de la diminution de la coactivation des antagonistes au mouvement (Figure 19). Quand un sujet effectue une contraction volontaire maximale, l'activité EMG, significativement supérieure à la condition de repos, est enregistrée dans l'(es) antagoniste(s) (Carolan & Cafarelli, 1992 ; Dimitrijevic et al., 1992). Une réduction de l'intensité

de la coactivation au profit des agonistes devrait contribuer au gain de force en améliorant la coordination musculaire (Carroll et al., 2001). Cependant, d'autres études ne montrent aucune modification de l'activation du muscle antagoniste après une période d'entraînement (Reeves et al., 2004 ; Holtermann et al., 2005). Les différences pourraient notamment s'expliquer par le type de mouvement étudié. En effet, pour les mouvements pluri-articulaires, le niveau d'activation des antagonistes doit être plus élevé, laissant davantage de latitude pour réduire la co-contraction par l'entraînement.

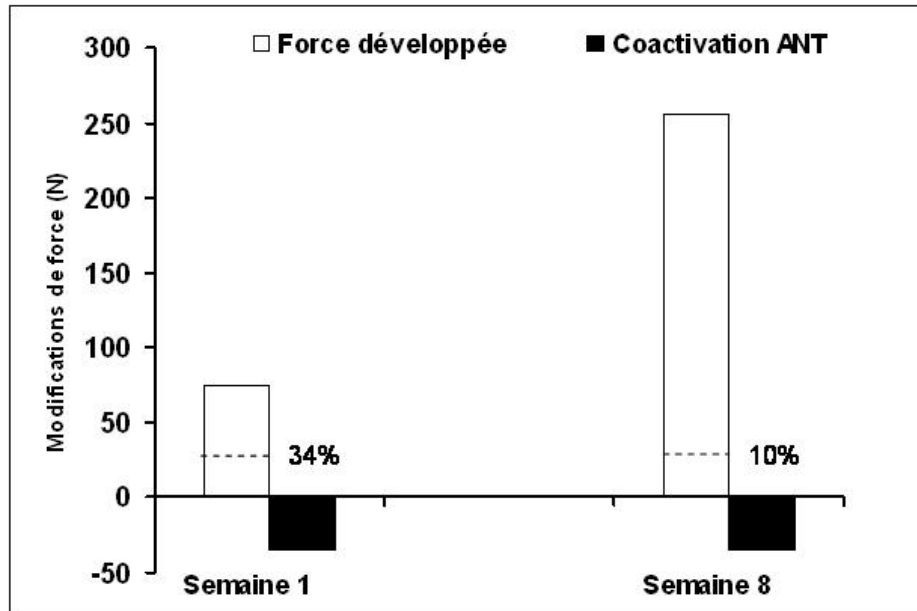


Figure 19 : Gains de force et diminution de la co-activation des muscles antagonistes à la suite d'un entraînement isométrique des extenseurs de la jambe

(traduit de l'anglais et tiré de Carolan & Cafarelli, 1992). Au bout d'une semaine d'entraînement en isométrie, 34% du gain de force s'explique par une coactivation des muscles d'une même articulation (meilleure coordination inter-musculaire). Au bout de 8 semaines, seulement 10% du gain de force peut être expliqué par ce processus (le reste résultant des mécanismes nerveux intramusculaire (fréquence de décharge, synchronisation spatiale et temporelle) et des facteurs structuraux).

IV. Conclusion

Les processus d'adaptation du système nerveux décrits pour l'entraînement physique sont ceux qui pourraient intervenir dans le gain de force suite à un entraînement par IM. En effet, les modifications se feraient au niveau des facteurs nerveux, aucune modification structurale n'étant observée selon la littérature. Le contrôle des mécanismes d'adaptation suite à un entraînement par

IM se ferait alors par une réorganisation des réseaux nerveux. L'augmentation de l'excitabilité cortico-spinale engendrerait un recrutement plus important et/ou une meilleure synchronisation des UM, les variations de l'activité électrique périphérique selon l'intensité de l'effort mental étant le reflet de la programmation motrice centrale, comme lors de l'exécution réelle.

Plusieurs méthodes d'enregistrement ont été utilisées dans les protocoles des études menées dans le cadre de ce travail afin de répondre à ces interrogations. Le chapitre suivant s'attache à décrire les méthodes d'enregistrement des variables somatiques périphériques ainsi que leurs limites.

Chapitre IV :

Indices neurophysiologiques périphériques

« Dans la balance de la destinée, le muscle ne pèse jamais autant que le cerveau. »

James Russell Lowell

I. Activité électromyographique

L'EMG implique l'enregistrement et la quantification des trains de potentiels d'action des fibres musculaires squelettiques. Le signal détecté par les électrodes (intramusculaires ou de surface) est généré par la sommation des trains de PA provenant des UM actives (De Luca, 1979). Il est sensible non seulement au signal du système nerveux central, mais également aux propriétés physiologiques du muscle et de ses composantes structurales.

I.1. Description

Il existe deux méthodes d'enregistrement apportant des informations complémentaires sur l'activité électrique musculaire. La première est l'EMG intramusculaire, technique invasive d'enregistrement de l'activité isolée des UM. Une aiguille métallique fixe (de diamètre inférieur à 1mm) est implantée dans le muscle. À l'intérieur, se trouve un fil très fin, isolé électriquement de l'aiguille, mais dont l'extrémité ne l'est pas. Un amplificateur enregistre les différences de potentiel entre l'extrémité du fil et l'aiguille. La dimension de chaque électrode, ainsi que la distance entre les deux, étant très faibles, seuls les signaux électriques à proximité sont enregistrés. Par ailleurs, chaque UM contient plusieurs fibres musculaires, engendrant toutes des PA synchrones. Les électrodes enregistrent alors l'ensemble des PA de toute l'UM pendant un temps donné (PA global). Concrètement, l'aiguille est capable d'enregistrer l'activité électrique d'un petit nombre d'UM dont les FM se trouvent à proximité. Toutefois, parce que chacune possède différentes FM, mais aussi parce que leur position vis-à-vis de l'électrode est différente, chaque UM manifestera une différence de potentiel unique. Cela rend possible l'enregistrement de plusieurs UM avec une seule électrode et l'identification de leurs PA respectifs, avec une grande précision. L'EMG avec microélectrodes implantées est généralement réservée aux tests cliniques (Latash, 1998).

La seconde méthode est l'EMG de surface, plus fréquemment utilisée en biomécanique et physiologie de l'exercice. Trois applications principales sont retenues par De Luca (1997) : l'EMG de surface peut être utilisée comme indicateur a) de l'initiation de l'activation musculaire, b) de la relation entre les paramètres du signal EMG (amplitude et fréquence) et la force produite, et c) du processus de fatigue durant un exercice volontaire. À la différence de l'EMG intramusculaire, l'EMG de surface est non-invasif et donc non douloureux. Sa fonction principale est d'enregistrer l'activité globale d'un muscle, donc d'un grand nombre d'UM. Deux électrodes sont généralement apposées sur la peau, au dessus du muscle à étudier. La détection est effectuée au moyen de trois électrodes,

deux actives et une de référence¹⁸ (Figure 20). La qualité de l'enregistrement dépend étroitement de la nature des électrodes, de leur positionnement sur le ventre musculaire et de la préparation de la peau. Ainsi, plusieurs consignes doivent être respectées :

- Lorsque l'on utilise des électrodes de surface, l'impédance des tissus influence la qualité du signal enregistré. Si elle est élevée, comme souvent pour un tissu adipeux, une peau grasse, une kératinisation cutanée ou une peau sénile, le signal est atténué et le niveau des bruits parasites accru. Préalablement à la pose des électrodes, il faut donc éliminer l'imprégnation grasseuse éventuelle de la peau, les cellules desquamées et une pilosité élevée. Toutefois, le problème d'impédance excessive a été partiellement résolu par les appareils modernes qui utilisent des valeurs d'entrée comparables à celles de la peau. Cela n'empêche pas d'apporter un soin particulier à sa préparation. Pour obtenir un signal de bonne qualité, il faut régler l'amplification (le gain) de l'enregistreur EMG de manière à obtenir le maximum d'activité électrique.
- Il est nécessaire de placer les électrodes parallèlement à l'orientation des fibres musculaires, de part et d'autre du point moteur¹⁹, car le signal détecté provient des fibres musculaires les plus proches des électrodes. Il en est de même pour une détection sélective. Les électrodes doivent être fixées, lorsque c'est possible, par rapport à la position du muscle durant sa contraction, qui ne coïncide pas forcément avec la position de repos. La distance inter-électrodes doit être calculée de manière à ce que le volume conducteur (volume de tissus capté par les électrodes) n'inclue pas de muscles étrangers. En effet, une trop grande distance augmente le volume conducteur. En règle générale, les électrodes détectent des signaux jusqu'à une profondeur égale à celle de la distance inter-électrodes. Plus elle augmente, plus les signaux captés proviennent de la profondeur des tissus. Inversement, des électrodes rapprochées ont un effet superficiel, sélectif. On peut donc jouer sur le volume conducteur en fonction du but recherché.

¹⁸ Une électrode de référence est utilisée pour limiter les interférences et assurer un enregistrement plus sélectif. En effet, plusieurs sources d'interférences électriques peuvent perturber le signal. Les plus fréquentes sont dues au courant alternatif à 50 Hz, alimentant les appareils électriques, et aux ondes radios captées par les sujets, qui se comportent alors comme des antennes.

¹⁹ Le point moteur est l'endroit où l'activité EMG est la plus grande, généralement situé au niveau du ventre musculaire. Pour diminuer les variabilités entre les mesures, il est possible de se référer aux recommandations qui normalisent les enregistrements (Hermens et al., 2000).

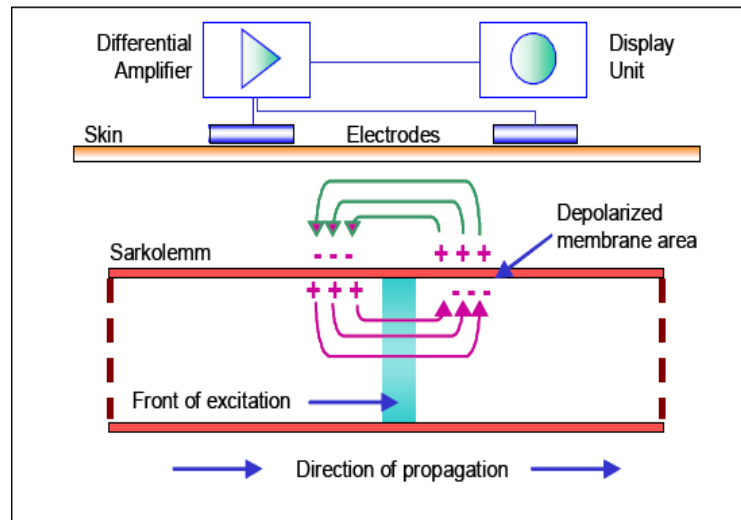


Figure 20 : Enregistrement de l'activité électromyographique

(Konrad, 2005). Les deux électrodes, apposées à la surface de la peau, enregistrent la dépolarisation de la membrane des fibres musculaires. Le signal électrique est alors transformé en signal analogique afin de quantifier la différence de potentiel entre les deux électrodes.

I.2. Traitement du signal

Selon Farina et al. (2004), le signal EMG de surface apporte des informations relatives à la fois aux propriétés centrales (activation musculaire) et périphériques (vitesse de conduction des PA).

Le premier signal acquis est brut. Hormis l'amplification, aucun traitement n'est effectué à la sortie des électrodes. Cependant, la majorité des méthodes utilise un signal filtré et rectifié : le signal EMGrms (rms pour Root Mean Square). On obtient cette valeur en prenant la racine carrée de la valeur brute, que l'on a préalablement élevée au carré. Cette opération consiste ainsi à rendre positives les différences de potentiels négatives, tout en conservant leur amplitude. Elle permet une estimation quantitative du signal EMG et la comparaison des différences d'amplitude entre deux ou plusieurs intensités de contraction musculaire. Comme l'amplitude du signal EMG reflète le niveau d'activation musculaire, elle est influencée par le recrutement des UM aussi bien que par la fréquence de décharge (De Luca, 1997).

La fréquence médiane du spectre de puissance (FMSP) est un autre indicateur de l'activité électrique musculaire. Elle est peu sensible au bruit et représente donc un bon indicateur des processus physiologiques. Les changements de FMSP sont dus à la variation de la fréquence de décharge des UM ainsi qu'à la vitesse de conduction des fibres musculaires (Lindström & Magnusson, 1977 ; Stulen & De Luca, 1981 ; Arendt-Nielsen & Mills, 1985 ; Sbriccoli et al., 2003). Par conséquent, une variation du spectre de puissance vers les hautes fréquences représenterait une augmentation

de la vitesse de conduction moyenne et donc une plus grande activation des UM rapides (Milner-Brown et al., 1973a ; Bouisset & Maton, 1995).

I.3. Limites de l'EMG.

Dans ce paragraphe, nous nous consacrerons aux facteurs limitatifs de l'EMG de surface. Comme son nom l'indique, il enregistre indirectement l'activité électrique musculaire depuis la couche cutanée et, avec cette technique, celle des muscles les plus profonds n'est pas forcément atteinte. La distance entre les électrodes va donc être un paramètre important à maîtriser pour sélectionner le muscle à enregistrer. Plus elles sont éloignées l'une de l'autre, plus la profondeur d'enregistrement sera grande, mais avec une forte probabilité de recueillir l'activité EMG des muscles voisins. Il faut donc trouver le compromis en fonction de la taille et de la profondeur du muscle à étudier.

D'autres paramètres limitatifs ont été référencés par Farina et al. (2004) et doivent être pris en compte pour interpréter le signal EMG. En effet, des précautions doivent être prises relativement au type d'UM recrutées, au taux de décharge et au degré de synchronisation des UM. Trois facteurs principaux, négligeables pour les contractions statiques, peuvent influencer l'enregistrement EMG lors des contractions dynamiques (Farina, 2006) :

- L'instabilité du signal : les contractions dynamiques impliquent des mouvements généralement rapides, dits balistiques. Par conséquent, le temps de recrutement et de démobilitation des UM est plus court comparativement à celui d'une contraction isométrique. La variation de l'angle articulaire influence aussi la stabilité du signal.
- Le déplacement des électrodes : les signaux de surface varient du fait de l'hétérogénéité de la composition du muscle, c'est-à-dire de la répartition des FM. Si une position de référence est nécessaire (Hermens et al., 1999), le site d'enregistrement des électrodes est néanmoins modifié lorsque l'angle articulaire change, du fait du glissement des muscles sous la peau.
- La conductivité des tissus : elle est modifiée lorsque la variation de l'angle articulaire engendre des changements du diamètre, de la longueur et de l'orientation des FM. Ainsi, les PA de surface peuvent changer lors du mouvement à cause des modifications de conductivité des tissus, indépendamment du changement des propriétés de la membrane des FM (Mesin et al., 2006).

Plusieurs paramètres peuvent ainsi influencer la qualité de l'enregistrement EMG et limiter son interprétation. Face à cela, il faut être intransigeant sur la méthode (positionnement des

électrodes, distance inter-électrodes...) et limiter la variabilité²⁰. Il faut également privilégier les contractions isométriques, moins soumises aux variations du signal EMG de surface. De plus, les appareils les plus récents permettent de réduire les modulations du signal électrique musculaire.

II. Activité EMG et exécution réelle

II.1. Différence selon la contrainte exercée

Les études d'Enoka et Fuglevand (2001) et de Kukulka et Clamann (1981) ont montré une variation des paramètres du signal EMG du biceps brachii en fonction de l'intensité de la contraction isométrique exercée. En effet, l'augmentation de la force développée est corrélée au nombre d'UM recrutées et à l'augmentation de leur fréquence de décharge, jusqu'à 90% d'une contraction maximale volontaire. Au-delà, la force n'augmente qu'à cause de l'accroissement de la fréquence de décharge. Au contraire, le muscle interosseux du premier dorsal voit sa force isométrique modulée par la combinaison du recrutement et de la fréquence de décharge des UM jusqu'à seulement 50% de sa force maximale. Au-delà et jusqu'à 100%, seule l'augmentation de la fréquence de décharge influencera l'augmentation de la force (Enoka & Fuglevand, 2001). De plus, Moritani et Muro (1987) ont montré que durant une contraction isométrique en rampe de 0 à 80% de la force maximale du muscle *biceps brachii*, les non-entraînés ainsi que les haltérophiles expérimentés manifestaient une augmentation de l'amplitude des pics des UM (détectée par EMG intramusculaire) et de la FMSP (calculée à partir du signal EMG de surface). Les auteurs ont postulé que ces deux paramètres reflétaient l'augmentation progressive du recrutement des UM de type II, caractérisés par une amplitude des potentiels d'action et une vitesse de conduction élevées.

II.2. Différence en fonction du régime de contraction

Komi et al. (2000) et Linnamo et al. (2006) ont précisé que l'activité électrique moyenne d'une contraction concentrique maximale était supérieure à celle du régime isométrique et excentrique. Par ailleurs, la tension exercée durant des contractions concentriques diminue lorsque la vitesse du mouvement augmente (par exemple, Komi, 1973). En revanche, elle est plus grande et moins affectée par les changements de vitesse pendant des contractions excentriques (Komi, 1973 ; De Luca, 1997). Bien que les forces développées soient plus élevées, il y aurait une inhibition nerveuse pendant les contractions excentriques, ce qui rendrait difficile l'activation complète du muscle (Westing et al., 1990). Cette inhibition aurait pour but de protéger le système musculaire et

²⁰ Afin de limiter la variabilité des enregistrements, il est nécessaire que la pose des électrodes soit faite par le même expérimentateur tout au long de l'étude.

articulaire contre des tensions trop importantes, comme lors d'une contraction maximale excentrique absolue provoquée par stimulation surimposée. Néanmoins, la force maximale isométrique peut être similaire, voire même excéder, celle de la force maximale excentrique (Strojnik et al., 1998 ; Westing et al., 1988). De plus, le recrutement des UM, pour l'ensemble des régimes de contractions, s'effectue selon le principe de taille, dit loi de Henneman (1965a, b). Elle a été validée pour les contractions isométriques (Milner-Brown et al., 1973b ; De Luca et al., 1982) et dynamiques (Desmedt & Godaux, 1977 ; Vollestad et al., 1984), même si Nardone et al. (1989) ont reporté des changements dans l'ordre du recrutement des UM. En effet, lors de mouvements rapides, les UM de type I (dites 'lentes') devenaient inactives alors que celles de type II (dites 'rapides') voyaient leur activité augmenter (Smith et al., 1980). Ce changement possible dépendrait de la vitesse de contraction (Grimby & Hannerz, 1977 ; Muro et al., 1983). Le spectre de puissance EMG devient alors un outil fiable pour estimer les changements d'activation des UM.

III. Stimulation surimposée

La mesure du niveau d'activation musculaire est prépondérante pour l'étude quantitative des fonctions musculaires de l'Homme, en recherche fondamentale comme en clinique. Malheureusement, il n'existe pas de méthode standard pour l'étudier durant un effort volontaire, bien que la stimulation surimposée soit abondamment utilisée dans ce contexte (Shield & Zhou, 2004). La première étude l'ayant utilisée a été réalisée par Merton (1954). Par cette méthode, il a voulu savoir si la force développée lors d'un effort maximal volontaire pouvait être améliorée avec une stimulation électrique surimposée à la commande volontaire. Cette technique permet ainsi d'évaluer l'intensité de la commande centrale pendant une CMV et, implicitement, de déterminer la force maximale volontaire (FMV). Elle implique la comparaison de l'amplitude de la force développée au repos suite à une stimulation électrique avec celle évoquée durant une CMV surimposée (Gandevia et al., 1998). Cette méthode est basée sur la relation inverse entre intensité de la décharge électrique et force volontaire : une plus faible intensité de stimulation est nécessaire pour atteindre la force maximale absolue (FMA)²¹ lorsque la force volontaire augmente (Belanger & Mc Comas, 1981). Ce principe permet de déterminer le déficit d'activation d'une population normale, athlétique ou pathologique, donc de déterminer la proportion et la fréquence de décharge des fibres musculaires inactives durant un effort maximal volontaire. Théoriquement, la surimposition offre une mesure fiable de la capacité d'un groupe musculaire à délivrer une FMA, en limitant l'effet des

²¹ La force maximale absolue correspond à la valeur maximale développée par un groupe musculaire, supposant un recrutement total des FM.

variables subjectives telles que la motivation et l'attention, plus difficilement mesurables et peu maîtrisables.

Le seul effet contraignant est une possible sensation d'inconfort lors de la stimulation électrique du muscle. Des séances d'habituation sont alors recommandées afin que les sujets s'accommodent aux stimulations électriques. Cette technique a été utilisée dans de nombreux protocoles et les études publiées n'ont jamais rapporté d'effet indésirable sévère. Plusieurs variables, enregistrées à partir du signal EMG, peuvent être recueillies par cette méthode, en particulier le réflexe H, les ondes M et V.

III.1. Réflexe H

Dès 1918, Hoffmann a décrit une réponse réflexe du *soleus*, suite à la stimulation du nerf tibial postérieur dans la fosse poplitée (cité par Hugon, 1973). Ce réflexe a pris le nom de son découvreur, mais on utilise plus simplement le terme de 'réflexe H'. En fait, il constitue l'analogue expérimental du réflexe myotatique d'étirement (Edamura et al., 1991 ; Stein et al., 1993). Le réflexe H est provoqué par l'activation des fibres sensibles afférentes Ia et peut être observé chez les muscles *quadriceps femoris*, *peroneus*, *masseter*, *brachialis*, *biceps brachii*, *brachio-radialis*, *flexor* et *extensor digitorum*, bien qu'il soit le plus souvent étudié sur le *soleus*. Les fibres Ia, qui entrent dans la moelle épinière par la racine dorsale, font synapses avec les motoneurones α (MTN α) et les excitent, ce qui entraîne une contraction réflexe (Figure 21). Les afférences Ia font également synapse avec les motoneurones des muscles synergistes et avec des interneurones inhibiteurs (désignés IN-Ia) qui se connectent aux MTN α des muscles antagonistes dont ils provoquent l'inhibition.

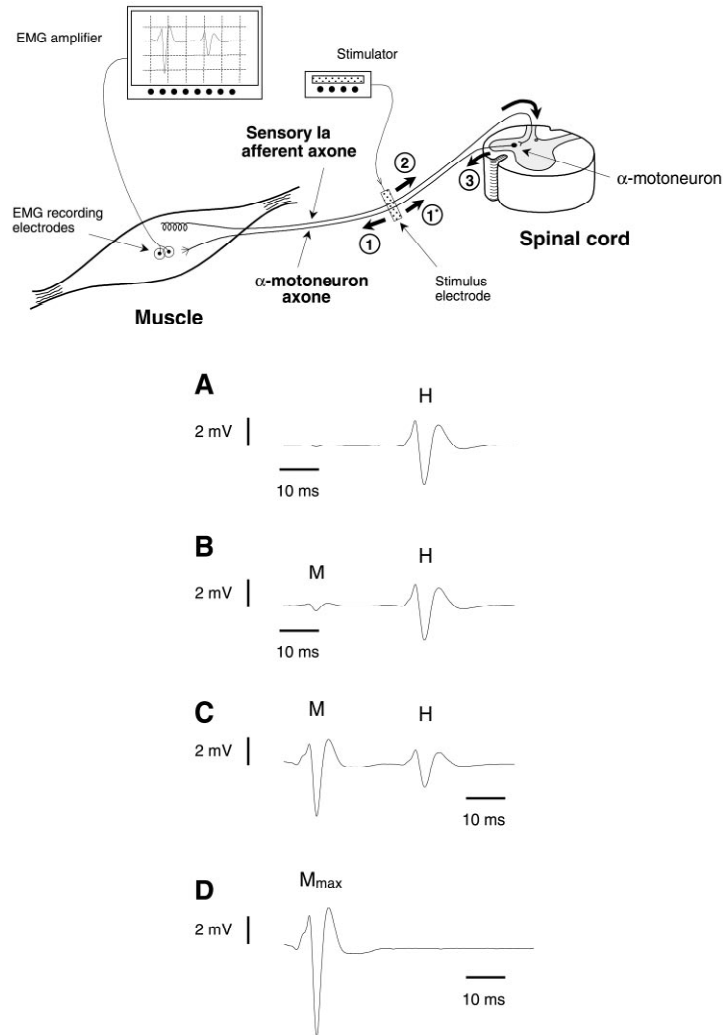


Figure 21 : Technique d'enregistrement du réflexe de Hoffmann et de l'onde M

(adapté d'Aagard et al., 2002). La technique du réflexe de Hoffmann (ou réflexe H) est généralement utilisée pour analyser le degré d'excitabilité des motoneurones α et reflète l'efficacité de la transmission à l'intérieur des synapses afférentes Ia, définie comme l'inhibition pré-synaptique. Lorsqu'un bref courant électrique de faible intensité stimule le nerf tibial, il engendre des potentiels d'action (PA) dans les axones des fibres afférentes Ia du fait de leur large diamètre (réponse 2). Les PA évoqués se propagent dans la moelle épinière, provoquant des potentiels post-synaptiques excitateurs et par conséquent des PA qui diffusent dans le muscle via les axones des motoneurones α (réponse 3). Après une latence de 30 à 40 ms, il est possible d'enregistrer un signal électromyographique considéré comme le réflexe de Hoffmann (tracé A). Un stimulus d'intensité croissante provoque des PA dans les axones des motoneurones α qui se propagent vers le muscle (réponse 1), engendrant une réponse M directe (onde M, tracé B). Au même moment, des PA se propagent dans le sens antidromique jusqu'à la moelle épinière (réponse 1*) et entrent en collision avec ceux provenant des fibres sensorielles Ia (réponse 3). La réponse réflexe est donc partiellement inhibée. Par conséquent, l'amplitude de l'onde M augmente avec l'intensité de la stimulation tandis que celle du réflexe H diminue (tracés C et D). De

ce fait, le réflexe H peut être considéré comme l'équivalent électrique de la réponse physiologique produite lors du réflexe myotatique.

Le réflexe H est généralement utilisé pour analyser le degré d'excitabilité des MTN α et reflète l'efficacité de la transmission des synapses connectant la fibre Ia au MTN α correspondant à l'inhibition pré-synaptique. On enregistre ce paramètre pour attester ou non une modification au niveau spinal après un entraînement. Par exemple, suite à la stimulation électrique du nerf tibial postérieur, deux réponses EMG distinctes ont été enregistrées au niveau du *soleus* : une réponse directe, appelée onde M, et le réflexe H. La latence du réflexe H est plus longue que celle de l'onde M (environ 30 à 40 ms) du fait de la transmission synaptique (Agard et al., 2002).

III.2. Onde M

La réponse M résulte de l'activation directe des axones des MTN α lors d'une stimulation électrique et possède une latence d'environ 5 à 8 ms. La figure 22 illustre le recrutement de la réponse M et du réflexe H. La courbe B de la figure 22 montre que le réflexe H apparaît à une stimulation d'intensité plus faible que la réponse M et qu'il n'est plus possible de l'enregistrer si l'intensité est trop élevée. Comme le diamètre des fibres Ia est plus important que celui des motoneurones, elles sont les premières activées lorsque la stimulation électrique est moins forte. En augmentant l'intensité, la valeur de la stimulation s'approche du seuil d'activation des MTN.

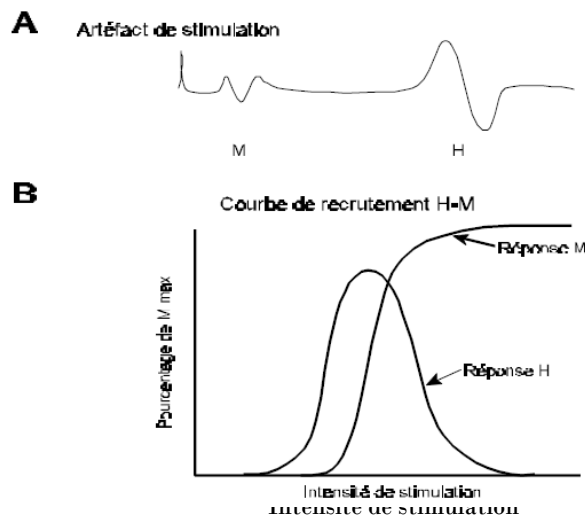


Figure 22 : Enregistrement des réponses M et H.

A) Tracés électromyographiques de la réponse M et du réflexe H. B) Courbe de recrutement du réflexe H et de la réponse M. Arrivée à un certain seuil, l'amplitude de la réponse M augmente avec l'intensité de la stimulation électrique, tandis que celle de la réponse H diminue. Le rapport avec le pourcentage de Mmax permet de normaliser les données et supprimer les variables environnementales, telles que la température.

III.3. Onde V

Il existe une variante électrophysiologique du réflexe H appelée onde V. On l'obtient avec une stimulation électrique percutanée, d'intensité supra-maximale, au cours d'une contraction musculaire volontaire (Figure 23). Elle permet d'évaluer l'intensité de la commande motrice efférente issue des MTN α lors d'une contraction musculaire et elle atteste ou non la modification au niveau central après une période d'entraînement. Bien que l'onde V soit provoquée par un train d'impulsions (issues des afférences Ia) similaire à celui provoquant le réflexe H, cette réponse du muscle est appelée onde V afin d'indiquer qu'elle survient lors d'une contraction volontaire.

Ainsi, la stimulation surimposée permet de détecter des modulations de la commande motrice suite à une période d'entraînement en force, identifiées par un changement du rapport onde V/onde Mmax. Le rapport V/Mmax ou RMSmax/Mmax permet de normaliser les données et supprimer les variables liées à l'environnement, comme la température.

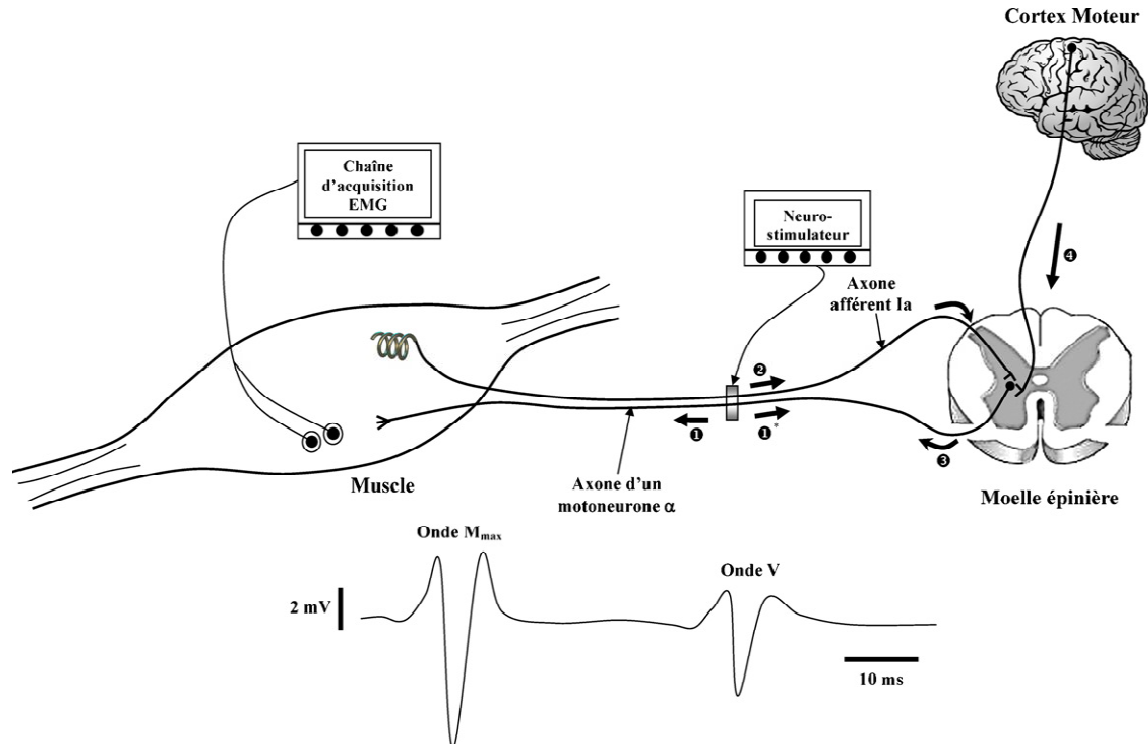


Figure 23 : Technique d'enregistrement de l'onde V

(adapté d'Aagard et al., 2002). Il existe une variante électrophysiologique du réflexe H appelée onde V. À la différence du réflexe H, l'onde V s'obtient pour une stimulation électrique percutanée d'intensité supra-maximale au cours d'une contraction musculaire volontaire. Une réponse motrice maximale (onde Mmax) de courte latence est observée du fait de la stimulation des axones des différents motoneurones α (1). Par ailleurs, les impulsions motrices efférentes générées par le cortex moteur et transmises jusqu'aux motoneurones α [impulsions nerveuses (4) \rightarrow (3)], vont entrer en collision avec les potentiels d'actions antidromiques (1*) produits par la stimulation électrique des axones de ces motoneurones. Cela va permettre à une partie de la

réponse réflexe, provoquée par la stimulation électrique des fibres afférentes Ia, d'être transmise au niveau des motoneurones α , provoquant ainsi une contraction du muscle [(2) \rightarrow (3) \rightarrow onde V]. Cette adaptation du réflexe H permet d'évaluer l'intensité de la commande motrice efférente issue des motoneurones α lors d'une contraction musculaire. On enregistre ce paramètre pour attester ou non d'une modification au niveau central après une période d'entraînement.

III.4. Paramètres techniques et pratiques de la stimulation

III.4.1. Site de stimulation

Deux techniques de stimulation surimposée sont communément utilisées pour étudier l'activation musculaire, mais également la fatigue centrale et/ou périphérique après un effort intense. Celle de la secousse surimposée (TSS) permet de recruter l'ensemble des FM par une stimulation électrique (simple ou double) appliquée sur le nerf du muscle étudié. La stimulation électrique surimposée percutanée (SESP) consiste à envoyer une décharge électrique via une électrode posée sur le ventre du muscle étudié, au niveau du point moteur (Belanger & McComas, 1981 ; Gandevia & McKenzie, 1988), la stimulation activant le muscle via les fibres nerveuses intramusculaires (Hultman et al., 1983). Cependant, les études montrent des résultats parfois contradictoires entre les deux méthodes. En effet, certains auteurs utilisant la SESP, ont montré que la majorité des participants étaient capables de recruter la totalité des FM du muscle quadriceps lors d'une contraction maximale volontaire (Kramer et al., 1984 ; Lociero D. 1991), alors que l'activation n'était pas maximale avec la TSS (Behm et al., 2002).

III.4.2. Intensité de stimulation

La surimposition est souvent utilisée avec une stimulation sous-maximale. Sur la base des précédentes études, toutefois non exhaustives, les stimulations maximale et sous-maximale apportaient une estimation similaire de l'activation volontaire de muscles non fatigués (Rutherford et al., 1986). Néanmoins, on réduit l'inconfort avec une stimulation électrique sous-maximale. De plus, on arrive à un recrutement plus sélectif des muscles agonistes et on diminue le risque d'activation des antagonistes (Awiszus et al., 1997). Cependant, le risque est d'obtenir une activation successive de différentes portions du muscle (Behm et al., 1996). Les auteurs ont montré que la proportion du quadriceps activée était plus faible lors de contractions maximales que durant le repos, lorsque la stimulation du nerf fémoral était sous maximale.

III.4.3. Nombre de stimuli (Stimulation simple/Doublet surimposé)

Le nombre de stimuli employés est un facteur important dans l'étude des paramètres de la force et du niveau d'activation musculaire. La technique utilisée par Merton (1954), et par d'autres auteurs (Dowling et al., 1994 ; Yue et al., 2000 ; Behm et al., 2002), implique l'utilisation d'un seul stimulus surimposé à la contraction volontaire. Plusieurs études (Strojnik, 1995 ; Kent-Braun & Le Blanc, 1996 ; Allen et al., 1998) ont montré l'intérêt d'utiliser deux stimuli ou plus pour une meilleure estimation de la force évoquée.

Il est donc intéressant de recourir à cette méthode pour évaluer l'effet d'un entraînement sur le développement de la force et sur la modification de la commande centrale.

IV. Conclusion

L'EMG de surface est une méthode d'enregistrement sensible pour recueillir l'activité électrique musculaire et ses variations en fonction des caractéristiques du mouvement (intensité de l'effort mental, régime de contraction), qu'il soit réellement exécuté ou imaginé. La comparaison du patron musculaire entre IM et exécution réelle sera l'objet de plusieurs expériences menées dans le cadre de cette thèse. De plus, l'EMG de surface renseigne sur la modulation ou non de l'amplitude de la commande motrice suite à un entraînement par IM, ainsi que sur le degré d'excitabilité des motoneurons α . Les résultats de l'étude en cours de réalisation renforceront l'hypothèse de Yue et Cole (1992) selon laquelle les modifications du réseau cortico-cortical sont à l'origine du gain de force après un travail mental.

Hypothèses de travail

« Les théories ne sont que des hypothèses vérifiées par un nombre plus ou moins considérable de faits ; celles qui sont vérifiées par le plus grand nombre de faits sont les meilleures ; mais encore ne sont-elles jamais définitives et ne doit-on jamais y croire d'une manière absolue. »

Claude Bernard, « Introduction à l'Étude de la Médecine Expérimentale »

Depuis une vingtaine d'années, l'IM est un thème d'étude de plus en plus abordé autant dans le champ de la psychologie cognitive, de la physiologie des processus mentaux et de la neuroanatomie. Les techniques d'enregistrement de l'activité cérébrale sont couramment utilisées afin d'identifier les aires corticales et sous-corticales activées pendant la pratique mentale. Le principe de l'équivalence entre la simulation mentale d'un mouvement et son exécution réelle pourrait expliquer l'amélioration des facteurs liés à la performance motrice (Guillot & Collet, 2008) : amélioration des facteurs d'exécution, augmentation de la confiance en soi et de la motivation, recouvrement des fonctions motrices, en fonction de variables indépendantes comme le niveau d'expertise et les modalités de l'IM.

Toutefois, il subsiste des controverses quant à la quantification de l'effet de l'IM au niveau du système nerveux périphérique. Elles sont justifiées à la fois par les modèles théoriques et les études expérimentales. Même si les premiers travaux relatifs aux effets de l'IM sur la force musculaire et la composante EMG remontent à une vingtaine d'années, les résultats restent contradictoires.

Nous pouvons alors avancer plusieurs hypothèses pour mieux comprendre les mécanismes nerveux périphériques sous-jacents de la pratique mentale. Elles devront être mises à l'épreuve de l'expérience :

Hypothèse 1 : le travail d'IM devrait être accompagné d'une activité EMG subliminale. L'existence de signes physiologiques végétatifs corrélatifs de l'IM est bien connue (Collet & Guillot, 2009). Parallèlement, les composantes de l'EMG, comme la valeur RMS et la fréquence médiane, devraient être influencées par les caractéristiques de la tâche mentale de façon comparable à celles de la pratique physique. En particulier, nous devrions obtenir des configurations équivalentes à celles de l'exécution réelle selon le régime de contraction (publications 2 et 3). Cependant, nombre de publications ne mentionnent aucune différence d'activité EMG entre une tâche d'IM et une situation contrôle. Cet argument est avancé comme témoin de la quiescence musculaire pendant le travail mental et offre un argument méthodologique de poids pour valider la théorie cognitive et justifier que l'amélioration de la performance résulte de la restructuration des réseaux de neurones centraux, sous l'effet de l'IM. La revue de questions (publication 1) confronte les études ayant enregistré ou non une activité EMG subliminale lors de l'IM.

Hypothèse 2 : le niveau d'activation musculaire lors d'un effort maximal volontaire serait amélioré à la suite d'une période d'entraînement par IM. Une expérience est en cours afin de montrer que la réduction du déficit de force musculaire est directement due à la pratique mentale. La stimulation surimposée est devenue l'une des techniques les plus fiables pour enregistrer le déficit d'activation. L'augmentation du niveau d'activation, associée à un gain de force, confirmerait

l'hypothèse du rôle de l'IM sur les facteurs nerveux, notamment par un meilleur recrutement des UM et/ou une fréquence de décharge plus importante. Des gains de montée en force sont attendus dans la mesure où la fréquence de décharge des UM influence l'explosivité. Ces résultats confirmeraient les principes fondateurs de la théorie cognitive, affirmant que les adaptations suite à l'IM seraient dues à l'activation des centres corticaux et sous corticaux.

Hypothèse 3 : un entraînement spécifique en IM, intégré à une programmation de terrain, devrait améliorer la force de muscles pluri-articulaires. Nos distinguerons le travail expérimental en laboratoire des applications pratiques. La publication 4 permettra d'apporter quelques précisions quant à cette hypothèse. Plusieurs facteurs pourraient rentrer en jeu pour expliquer les effets bénéfiques de l'IM sur la performance, tels que les processus d'adaptation du système nerveux ou l'amélioration de la technique du mouvement en lui-même.

Hypothèse 4 : l'utilisation de l'IM dans un cadre clinique favoriserait le recouvrement des composantes physiologiques et psychologiques de la motricité. Deux expériences (publications 5 et 6) auront pour objectif de montrer que l'IM augmente la motivation et la confiance en soi lors d'une période post-traumatique (rupture du LCA ou brûlure des mains), mais a également un impact sur les composantes fonctionnelles du mouvement (activité EMG et amplitude du mouvement). Le contenu de l'image motrice serait alors un facteur déterminant de l'effet bénéfique de l'IM sur la performance. Les résultats permettraient d'inciter à travailler spécifiquement sur le contenu du travail par IM, en fonction de la nature du déficit moteur et de ses caractéristiques.

Cadre expérimental

« Ce n'est pas le cerveau qui génère la pensée, mais c'est bien la pensée qui génère le cerveau. »

Alain Prochiantz. Extrait de la revue « Le Monde de l'éducation »

Axe 1 : Activité électromyographique et imagerie motrice

Publication 1 : Lebon F., Rouffet D., Guillot A., Collet C. (2008). Imagerie Motrice et activité électromyographique. *Science et Motricité*, 64, 11-34.

L'activité EMG est un indicateur périphérique de l'activation musculaire. Plusieurs études ont mis en évidence la présence d'une activité électrique musculaire subliminale lors de la simulation mentale d'un mouvement orienté sur la production de force. La théorie psycho-neuromusculaire postule que les rétroactions produites lors de l'IM contribueraient à renforcer le programme moteur correspondant à la tâche motrice. Toutefois, elle n'explique pas les mécanismes de l'IM impliqués dans la modulation de l'activité EMG selon les caractéristiques de la tâche mentale. La théorie bio-informationnelle complète la théorie psycho-neuromusculaire en postulant que l'augmentation de l'activité EMG induite par la simulation mentale du mouvement est modulée selon des propositions de stimulus et de réponse propres aux caractéristiques de l'image mentale. Cependant, d'autres études n'enregistrent pas d'activité EMG subliminale durant l'IM. Certains vérifient même que les participants sont capables d'imaginer sans produire d'activation musculaire, avant d'interpréter les activations corticales et ceux de l'IM sur la performance. Cette publication est une revue de littérature des travaux portant sur la relation entre l'activité EMG et l'IM et confronte les différentes études dans ce domaine. Les résultats approuveraient la présence, lors de l'IM, d'une activité EMG subliminale modulée selon les caractéristiques du mouvement imaginé, s'appuyant sur l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice (Jeannerod, 1994). L'origine de cette activité serait centrale, renforçant l'équivalence fonctionnelle entre IM et exécution réelle.

Publication 1

Imagerie Motrice et activité électromyographique

Science et Motricité, 64:11-34, **2008**

Lebon F, Rouffet D, Guillot A & Collet C

Imagerie Motrice et activité électromyographique

Lebon Florent¹, Rouffet David¹, Guillot Aymeric¹ et Collet Christian¹

¹ Université de Lyon, Université Claude Bernard, Lyon I
 Centre de Recherche et de l'Innovation sur le Sport – CRIS - EA 647
 Laboratoire de la Performance Motrice, Mentale et du Matériel (P3M)
 27-29 Boulevard du 11 Novembre 1918
 69 622 Villeurbanne Cedex, France

Résumé

L'imagerie motrice (IM) consiste en la représentation mentale d'une action sans production concomitante de mouvement. Les études par résonance magnétique et tomographie ont montré des activations corticales et sous corticales similaires lors de l'IM et de l'exécution réelle. Bien que l'IM suppose une inhibition de la commande motrice, plusieurs publications ont rapporté une activité électromyographique (EMG) pendant la simulation mentale d'un mouvement dont l'amplitude témoignerait des caractéristiques de la tâche, comme le poids de l'objet à soulever mentalement. Une inhibition incomplète de la commande motrice (Jeannerod, 1994) pourrait expliquer cette activité électrique musculaire différente de la condition de repos. Cependant, d'autres études n'ont pas enregistré d'activité EMG lors de l'IM. L'objectif de ce travail est de faire la revue des publications relatives aux corrélats EMG de l'IM. Pour les compléter, nous avons comparé les enregistrements EMG de l'exécution mentale d'une flexion/extension de l'avant bras sur le bras avec haltère, chez 30 sujets sous 4 régimes de contractions : i) concentrique à charge forte ii) à charge faible iii) isométrique et iv) excentrique. L'EMG enregistré pendant l'IM s'est révélé différent de la situation de référence (repos). De plus, la comparaison des 4 régimes de contraction a montré une amplitude des contractions excentriques et concentriques à charge faible inférieure aux isométriques et aux concentriques à charge forte, comme pendant l'exécution réelle. L'origine de cette activité serait centrale, attestant l'isomorphisme fonctionnel entre imagerie motrice et exécution réelle. Ces résultats posent le problème de la compréhension des processus d'inhibition partielle de la commande motrice.

Titre courant : Imagerie et EMG

Mots clés : régime de contraction, activité électromyographique, imagerie motrice.

Abstract

Motor imagery (MI) is defined as the mental representation of a movement without any body movement. Studies based on central nervous system activity recordings have evidenced similar cortical and sub-cortical activations. Due to the inhibition of the motor command, the similarity between MI and actual movement should stay at the central level only. However, with reference to electromyographic (EMG) data, results remain inconsistent and must be questioned. This paper is devised to analyze these opposite findings. The hypothesis of an incomplete motor command inhibition might explain that EMG patterns are different from those recorded during the control condition. Although muscular activation is subliminal, the magnitude is nevertheless correlated to movement characteristics, e.g. the mental effort required to lift a weight mentally. However, some other experiments did not provide evidence of any EMG activity during MI. In order to complete these data, we studied the effect of different type of muscular contractions on the EMG activity. Thirty students took part voluntarily to the experiment and were requested to perform and imagine an elbow flexion with weighted dumbbells under 4 different types of muscular activity: i) heavy concentric contraction, ii) light concentric contraction, iii) isometric and iv) eccentric. When considering the different types of contraction, our results provide evidence of changes in EMG activity. In addition, the EMG pattern is significantly greater during isometric and heavy concentric conditions than during the eccentric and light concentric condition, just as observed under actual movement. This finding supports the hypothesis of a selective effect of mental rehearsal at the level of muscular activity. Further research should be focused on the processes of partial motor command inhibition during motor imagery.

Current title: Imagery and EMG

Keywords: contraction types, electromyographic activity, motor imagery.

1. Introduction

L'imagerie motrice (IM) se définit comme la représentation mentale d'une action, sans production concomitante de mouvement et se construit sur les différentes modalités sensorielles. Il existe plusieurs types d'imagerie : auditive, tactile, visuelle ou encore kinesthésique, les deux dernières étant les plus couramment utilisées dans les activités physiques et sportives car les retours bio-informationnels sont construits sur les modalités sensorielles. L'imagerie visuelle externe (à la 3^{ème} personne) consiste à visualiser son propre mouvement (ou celui d'autrui) en tant qu'observateur de l'action. L'imagerie visuelle interne (à la 1^{ère} personne) suppose d'imaginer son mouvement en tant qu'acteur, autrement dit en visualisant les différentes parties de son corps et le défilement de l'environnement en rétine périphérique. L'imagerie kinesthésique rappelle les sensations générées par l'action, les tensions, les étirements et les contractions musculaires ainsi que les amplitudes articulaires. Elle se construit sur la proprioception, qu'elle soit musculaire, articulaire ou vestibulaire. Outre les bénéfices que l'IM permet dans le domaine de la motivation et de la confiance en soi (Martin et al., 1999; Munroe et al., 2000), ses effets sont également reconnus dans celui de l'apprentissage moteur. Elle favorise l'acquisition et la correction de techniques sportives (pour revues, Feltz et Landers, 1983 ; Driskell et al., 1994), en sollicitant les réseaux nerveux responsables de l'exécution réelle du mouvement. L'enregistrement de l'activité du système nerveux central grâce à l'imagerie cérébrale par résonance magnétique (IRMf) ou tomographie à émission de positrons (TEP) montre que les principaux réseaux corticaux et sous corticaux activés pendant l'exécution d'un mouvement le sont également pendant l'IM (*e.g.*, Decety et al., 1994; Roth et al., 1996; Mellet et al., 1998; Lotze et al., 1999). Une action exécutée réellement, ou imaginée mentalement, active l'aire motrice supplémentaire et prémotrice (Roland et al., 1980, Fox et al., 1987, Stefan et al., 1995) ainsi que le cervelet et les noyaux gris centraux (Decety et al., 1994). L'activation de l'aire motrice primaire n'a pas été systématiquement vérifiée, mais elle semble jouer un rôle important dans la création des images motrices (Lotze et Halsband, 2006). L'aire visuelle primaire est également stimulée lorsque le sujet visualise un objet ou une personne (pour revues, Mellet et al., 1998 ; Thompson et Kosslyn, 2000), tout comme les aires pariétales 5 et 7, favorisant la construction et la formation d'images mentales par le traitement des informations venant des aires somato-sensorielles (1, 2, 3) et des aires visuelles (17, 18, 19).

L'objectif de ce travail est triple : référencer les études d'imagerie motrice afin de comprendre les effets positifs du travail mental sur l'apprentissage, en identifier les corrélats physiologiques musculaires et enfin, étudier expérimentalement ses effets sur l'amplitude de l'activité électromyographique en fonction des régimes de contraction.

2. Revue de littérature

2.1. Imagerie motrice et force musculaire

Si l'IM permet d'apprendre plus facilement une nouvelle tâche motrice (*e.g.*, Feltz et Landers, 1983), elle peut aussi corriger et affiner la motricité déjà automatisée, donc agir sur le paramétrage de l'action, comme l'amplitude, la direction ou

la force. Yue et Cole (1992) ont observé un gain de force de l'abducteur du petit doigt après un entraînement mental de 4 semaines, à raison de 5 séances par semaine. Le gain de force s'expliquerait par des changements dans la programmation centrale du mouvement même si elle n'est pas suivie de l'exécution réelle. Herbert et al. (1998) ont ensuite montré que les sujets imaginant une contraction isométrique des fléchisseurs du bras n'augmentaient pas leur force maximale isométrique après un entraînement mental de 8 semaines. Ranganathan et al. (2004) ont attribué le résultat de l'expérience d'Herbert et al. (1998) à la nature des instructions données aux sujets. En effet, les auteurs avaient évalué les effets d'un entraînement par imagerie visuelle externe, alors que ce type d'imagerie n'est pas le plus efficace pour développer la force musculaire, comparativement à l'imagerie visuelle interne ou kinesthésique (Ranganathan et al., 2002). Après un entraînement mental construit sur les informations proprioceptives, Ranganathan et al. (2004) ont ainsi confirmé l'augmentation de la force générée par l'IM, aussi bien pour des muscles distaux (abducteur du petit doigt) que proximaux (fléchisseurs du coude). Un gain de 35% et 13.5% a été respectivement obtenu pour l'abducteur du 5^{ème} doigt et pour les fléchisseurs du coude après 12 semaines d'entraînement où les sujets devaient imaginer 50 contractions concentriques, 5 fois par semaine. Ces résultats, complétés par les études sur les fléchisseurs du pied (Smith et al., 2003 ; Zijdwind et al., 2003) et l'abducteur du 5^{ème} doigt (Sidaway et Trzaska, 2005), valident l'hypothèse selon laquelle l'augmentation de la force résulte d'une réorganisation corticale (Yue et Cole, 1992). Celle-ci serait d'autant mieux facilitée que l'aire corticale contrôlant le muscle est grande (en référence à l'homonculus moteur, spécifiant la représentation somatotopique des différentes parties du corps sur le cortex moteur) et aurait pour conséquence un meilleur recrutement des unités motrices. Ce dernier facteur favoriserait également la limitation de perte de force musculaire suite à une immobilisation du membre concerné. Dans l'étude de Newsom et al. (2003), les sujets devaient s'imaginer serrer une balle en caoutchouc le plus fort possible, avec le poignet immobilisé. À l'issue de séances d'IM kinesthésique, les forces maximales de flexion et d'extension n'avaient pas diminué, contrairement à celles du groupe contrôle. Ces résultats prometteurs valident l'intérêt du travail mental et permettent de l'envisager pendant la récupération fonctionnelle suivant une blessure, complétant ainsi son champ d'application, son effet sur la douleur étant déjà connu (*e.g.*, Cupal et Brewer, 2001 ; Driediger et al., 2006 ; Evans et al., 2006).

Si le maintien ou le gain de force provient d'une réorganisation des réseaux de neurones contrôlant le mouvement travaillé mentalement, la théorie psychoneuromusculaire suppose, quant à elle, un effet de l'activité électrique périphérique sur l'amélioration du programme moteur. Il y aurait lors de la répétition mentale une activation infraliminaire anticipée des muscles sollicités lors de l'exécution réelle de la tâche, qui conduirait à des retours sensoriels utiles à une réalisation plus efficace du mouvement. L'électromyographie est la méthode désignée pour enregistrer l'activité musculaire mais les résultats obtenus sont, à ce jour, contradictoires.

2.2. Relation entre IM et activité électromyographique (EMG)

L'enregistrement d'une activité EMG pendant l'IM suppose l'existence d'un lien fonctionnel entre commande centrale et effecteurs périphériques. Selon la théorie

psycho-neuromusculaire, les activations musculaires périphériques provoquées par le travail mental seraient suffisamment élevées pour générer des rétroactions proprioceptives, susceptibles de favoriser le renforcement du programme moteur correspondant. L'imagerie serait ainsi accompagnée d'une activité électrique musculaire subliminale, c'est-à-dire inférieure à la valeur seuil, définie comme niveau minimal correspondant au déclenchement d'une contraction phasique et, par conséquent, de très faible amplitude. Le Tableau 1 synthétise les publications de dimension internationale ayant rapporté une activité EMG corrélative de l'IM et précise les principaux résultats obtenus. L'un des premiers auteurs à l'avoir enregistré pendant la simulation mentale est Jacobson (1930, 1931). Il a observé des micro-contractions dans les muscles fléchisseurs du bras, lorsque les sujets imaginaient un mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras. Ces résultats ont été confirmés ultérieurement (Jacobson, 1932 ; Shaw, 1938, 1940). Bird et al. (1984) ont aussi enregistré une activité musculaire lors de l'IM de mouvements complexes (natation, basket-ball et ski nautique). D'autres auteurs l'ont obtenue lors de la simulation mentale de mouvements simples : flexion de l'avant-bras sur le bras avec charge (Hale, 1982 ; Bakker et al., 1996 ; Boschker, 2001 ; Slade et al., 2002), flexion-extension du poignet (Gandevia et al., 1997), flexion des orteils (Dickstein et al., 2005). Jowdy et Harris (1990) ont également enregistré une activité EMG chez 2 groupes de jongleurs (experts-débutants), mais n'ont trouvé aucune différence relative au niveau de pratique, l'amplitude de l'EMG restant indépendante de la capacité à former des images mentales. Par ailleurs, Bonnet et al. (1997) ont enregistré une activité électrique musculaire lors de la simulation mentale d'une pression isométrique du pied sur une pédale. Celle-ci devenait plus importante du côté ipsilatéral lorsque les sujets augmentaient l'intensité de la contraction imaginée. Comme Bakker et al. (1996) et Boschker (2001) l'avaient précédemment supposé, l'amplitude de l'EMG serait proportionnelle à l'intensité de l'effort mental et attesterait que l'activité musculaire subliminale reste néanmoins bien corrélée aux caractéristiques du travail mental. L'origine de l'activité EMG reste toutefois difficile à identifier mais pourrait provenir d'une inhibition incomplète de la commande motrice. Jeannerod (1994) est à l'origine de cette hypothèse et s'appuie sur les travaux de Yue et Cole (1992) afin de comprendre les mécanismes sous-jacents de l'imagerie. L'augmentation de la force après un entraînement en IM serait accompagnée par des réorganisations des circuits neuronaux au niveau des centres supérieurs (contrôlant les opérations de planification et de programmation) et par des activations des circuits spinaux. La forte implication du cervelet dans le processus d'imagerie (Decety et al., 1990 ; Ryding et al., 1993) renforce cette hypothèse en supposant que l'inhibition serait sous contrôle cérébelleux (Lotze et al., 1999).

Auteurs	Résultats
Jacobson (1930, 1931, 1932)	Enregistrement de micro-contractions des muscles fléchisseurs du bras lors de l'IM d'une flexion de l'avant bras sur le bras.
Shaw (1938, 1940)	Augmentation linéaire de l'EMG en fonction du poids soulevé mentalement (mouvement de flexion de l'avant bras sur le bras).
Epstein (1980)	Variation de l'activité EMG selon la charge lors de l'IM d'un mouvement

	de flexion de l'avant bras sur le bras.
Suinn (1980)	Plus grande activité EMG lors de l'imagerie à la 1 ^{ère} personne (interne) par rapport à l'imagerie à la 3 ^{ème} personne (externe) d'une descente de ski.
Hale (1982)	Activité EMG enregistrée lors de l'imagerie interne d'un mouvement de bras. Pas d'activité EMG lors de l'imagerie externe.
Bird (1984)	Activité EMG supérieure entre 50 et 150% par rapport à la condition de repos (équitation, aviron, ski nautique, natation, basket-ball).
Wehner, Vogt & Stadler (1984)	La charge soulevée mentalement influence l'amplitude de l'activité EMG enregistrée lors de l'IM d'un mouvement de flexion de l'avant bras sur le bras.
Harris et Robinson (1986)	Plus grande activité EMG lors de l'imagerie interne que pendant l'imagerie externe d'une contraction du deltoïde chez des karatékas.
Jowdy et Harris (1990)	Pas de différence d'EMG entre experts et débutants lors de l'IM d'une activité de jonglage.
Bakker, Boschker & Chung (1996)	L'activité EMG enregistrée lors de l'imagerie d'une flexion de l'avant bras sur le bras avec haltère reflète les caractéristiques de l'image mentale : activité EMG plus importante pour une charge lourde.
Bonnet, Decety, Jeannerod & Requin (1997)	Activité EMG plus importante du côté ipsilatéral et lorsque le sujet imagine une forte pression du pied sur une pédale.
Gandevia, Wilson, Inglis & Burke (1997)	Il est probable que les répétitions mentales d'une flexion du poignet impliquent les processus non-intentionnel de la tâche motrice planifiée.
Livesay et Samaras (1998)	Activité EMG et fréquence cardiaque du bras dominant supérieures lors de la visualisation d'une tâche motrice (serrer une balle dans la main pendant 1min) par rapport à la tâche contrôle (visualisation d'un coucher de soleil). Pas de différence au niveau du bras non-dominant.
Boschker (2001)	L'activité EMG enregistrée lors de l'imagerie d'une flexion de l'avant bras sur le bras avec haltère reflète les caractéristiques de l'image mentale : activité EMG plus importante pour une charge lourde.
Slade, Landers & Martin (2002)	La configuration de l'EMG enregistrée pendant l'imagerie d'une flexion de l'avant bras sur le bras avec haltère ne reflète pas celle observée lors du mouvement réel.
Lutz (2003)	Corrélation entre activité EMG et capacité d'imagerie lors de l'IM d'un lancer de fléchettes sur cible.
Zijdewind, Toering, Bessem, Van der Laan & Diercks (2003)	Augmentation de la force après un entraînement mental d'une flexion plantaire de la cheville.
Ranganathan, Siemionow, Liu, Sahgal & Yue (2004)	Augmentation de la force de 35% des abducteurs du petit doigt et de 13.5% des fléchisseurs du coude après un entraînement mental.

Dickstein, Gazit-Grunwald, Plax, Dunsky & Marcovitz (2005)	Activité EMG enregistrée lors de l'IM d'une flexion des orteils chez des patients hémiparétiques et des sujets sains
Sidaway et Trzaska (2005)	Augmentation de 17% de la force maximale isométrique des muscles fléchisseurs de la cheville.
Guillot, Lebon, Rouffet, Champely, Doyon & Collet (2007) <i>sous presse</i>	Le type de contraction et la charge du travail mental modifient la configuration de l'activité électromyographique lors de l'imagerie d'un mouvement unimanuel. Il n'y a pas de différence entre les bons et les mauvais imageurs.
Lebon, Guillot & Collet (<i>présente étude</i>)	Activité EMG influencée par l'intensité de la charge et par le régime de contraction lors de l'IM d'une flexion de l'avant bras sur le bras avec haltère.

Tableau 2 : synthèse chronologique des études qui font la preuve d'une activité EMG subliminale lors de l'imagerie d'une tâche motrice (IM).

En revanche, d'autres publications font état d'une absence d'activité musculaire subliminale pendant l'imagerie (Yue et Cole, 1992 ; Herbert et al., 1998 ; Jackson et al., 2003 ; Mulder et al., 2004). Decety et al. (1993) l'avaient implicitement mis en évidence en montrant que le taux de phosphocréatine de la jambe, lors de la simulation mentale d'une pression du pied sur une plateforme restait identique à la condition de repos. L'imagerie ne serait donc pas accompagnée par une dépense énergétique musculaire ce qui attesterait l'absence d'une activité musculaire. Plus récemment, Gentili et al. (2006) ont comparé les performances d'un entraînement mental et celles d'une pratique physique : les sujets devaient pointer une cible placée devant eux avec l'index ou s'imaginer effectuer le mouvement le plus rapidement et le plus précisément possible. L'EMG enregistré lors de l'entraînement mental s'est révélé identique à celui de repos.

Par ailleurs, l'objectif des études qui n'enregistrent pas d'activité EMG lors de l'IM était d'attribuer les activations centrales au travail mental et il était important de vérifier qu'elles ne résultaient pas de micro-contractions périphériques générant des rétroactions activant les aires corticales. Pour cette raison, l'absence d'activité EMG est utilisée comme témoin de l'inactivité musculaire (e.g. Leonardo et al., 1995 ; Lotze et al., 1999 ; Gerardin et al. 2000 ; Lafleur et al., 2002 ; Jackson et al., 2003). Par conséquent, dans ces expériences qui ne font état d'aucune activité électrique musculaire lors de l'IM, la finalité de la référence à l'EMG reste de contrôler l'activité des effecteurs périphériques et non pas d'identifier les éventuels corrélats musculaires du travail mental. Le tableau 2 regroupe les études, de dimension internationale, dont la majorité enregistre l'activité cérébrale (IRM_f ou TEP) et se base sur l'absence d'activité EMG pour témoigner que les activations cérébrales constatées sont bien dues à la représentation mentale et non pas à une activité musculaire accompagnant l'imagerie.

Auteurs	Résultats
Yue et Cole (1992)	Développement de la force des abducteurs du petit doigt suite à un entraînement par imagerie.

Decety, Jeannerod, Durozard & Baverel (1993)	La simulation mentale de l'extension de la jambe active les mécanismes du contrôle respiratoire et cardiaque.
Leonardo, Fieldman, Sadato, Campbell, Ibañez, Cohen, Deiber, Jezzard, Pons, Turner, Le Bihan & Hallett (1995)	Activation des aires motrices primaires et prémotrices pendant l'imagerie d'une tâche d'opposition de doigts.
Porro, Francescato, Cettolo, Diamond, Baraldi, Zuiani, Bazzocchi & di Prampero (1996-2000)	Comparaison de l'EMG pendant l'imagerie visuelle et kinesthésique d'une tâche d'opposition de doigts et l'imagerie visuelle d'un paysage familier (utilisée comme référence). Il n'y a pas de différence entre les 2 conditions même si une plus grande activité EMG est observée ponctuellement chez certains sujets lors de l'IM d'opposition de doigts.
Herbert, Dean & Gandevia (1998)	Pas d'accroissement de la force musculaire des muscles fléchisseurs du bras grâce à l'imagerie.
Lotze, Montoya, Erb, Hülsmann, Flor, Klose, Birbaumer, & Grodd, (1999)	Les auteurs posent l'hypothèse de l'implication du cervelet dans l'inhibition de l'exécution du mouvement pendant l'imagerie d'une tâche de flexion de doigts.
Binkofski, Amunts, Stephan, Posse, Schormann, Freund, Zilles & Seitz (2000)	Activation du cortex prémoteur lors de la tâche d'imagerie motrice (déplacement des doigts dans l'espace).
Gerardin, Sirigu, Lehericy, Poline, Gaymard, Marsault, Agid & Le Bihan (2000)	Activation des aires prémotrice, préfrontale, motrice supplémentaire et pariétale postérieure gauche lors de l'IM d'une flexion-extension des doigts.
Naito, Kochiyama, Kitada, Nakamura, Matsumura, Yonekura & Sadato (2002)	Pendant l'IM d'une flexion-extension du poignet, activation des aires motrices cingulaire controlatérale, supplémentaire, prémotrice et du cervelet.
Lafleur, Jackson, Malouin, Richards, Evans & Doyon (2002)	La plasticité cérébrale observée pendant l'apprentissage moteur est reflétée par l'imagerie d'une flexion-extension du pied lors des différents stades d'apprentissage.
Ehrsson, Geyer & Naito (2003)	L'imagerie d'un mouvement impliquant une partie du corps (doigts, orteils et langue) active la partie correspondante de l'aire motrice primaire.
Hanakawa, Immisch, Toma, Dimyan, van Gelderen & Hallett (2003)	Activations corticales (aire pré-motrice, précunéus) plus importantes lors de l'imagerie de séquence de mouvement de doigts (« tapping ») par rapport à l'exécution réelle.
Jackson, Lafleur, Malouin, Richards & Doyon (2003)	Corrélation entre l'augmentation du débit sanguin et le pourcentage d'amélioration de l'apprentissage d'une séquence de mouvement du pied.
Lotze, Scheler, Tan, Braun & Birbaumer (2003)	Les violonistes experts activent un réseau d'aires corticales ciblé tandis que les débutants activent un réseau cortical plus diffus lors de l'IM de mouvement des doigts.

Malouin, Richard, Jackson, Dumas & Doyon (2003)	Plus grande implication des aires corticales supérieures pendant l'IM de tâches locomotrices par rapport à l'IM de tâches neutres (position debout).
Smith, Collins & Holmes (2003)	Développement de la force de l'abducteur du petit doigt par imagerie motrice (augmentation de 23%).
Mulder, Zijlstra, Zijlstra & Hochstenbach (2004)	Amélioration de la tâche d'abduction du gros orteil pour des sujets expérimentés après un entraînement mental.
Mulder, de Vers & Zijlstra (2005)	Augmentation de la fréquence respiratoire pendant l'imagerie de mouvement de squat.
Gentili, Papaxanthis & Pozzo (2006)	La durée de l'exécution de la tâche (pointage d'une cible dans le plan frontal) diminue après un entraînement mental, contrairement au groupe contrôle.
Li (2007)	Augmentation de l'excitabilité cortico-spinale pendant l'imagerie d'une pression maximale isométrique du doigt.

Tableau 3 : synthèse chronologique des études qui n'enregistrent pas d'activité EMG lors de l'imagerie motrice (IM).

Les résultats contradictoires sur la présence ou non d'une activité électrique musculaire pendant l'imagerie pourraient être expliqués par des problèmes méthodologiques. L'activité électrique des fibres musculaires profondes pourrait échapper à l'EMG de surface (Mellah et al., 1990 ; Jeannerod et Frak, 1999). De plus, la contraction des fibres de type I, dont le métabolisme est faible serait difficilement détectable avec la spectrométrie par résonance magnétique nucléaire, ce qui expliquerait que Decety et al. (1993) aient trouvé un taux de phosphocréatine de la jambe identique pendant l'IM et le repos. Par ailleurs, Yue et Cole (1992) n'ont pas directement comparé l'activité EMG enregistrée pendant l'IM et au repos alors qu'elle est déterminante pour valider l'existence d'une activité électrique musculaire effective. Enfin, selon Kleissen et al. (1998), l'activité EMG de surface peut être affectée par la distance entre les fibres actives et les électrodes ou encore la localisation des électrodes sur le muscle, en fonction de la norme suivie. Si l'on considère que l'activité EMG est effectivement provoquée par le travail mental l'étude de sa configuration en relation avec les caractéristiques du travail mental, (comparaison des signaux enregistrés en fonction du mouvement, de son intensité, ou du régime de contraction), devrait apporter des éléments de réponse sur l'origine de cette activité électrique musculaire subliminale.

2.3. Amplitude de l'EMG et intensité de l'effort mental

Bakker et al. (1996) et Boschker (2001) ont montré que l'amplitude de l'EMG dépend des caractéristiques du mouvement imaginé. Pour une action unimanuelle, elle est supérieure sur les muscles du bras actif, lorsqu'on tente de percevoir les sensations générées par l'action (plutôt que lors de sa visualisation) et lorsque la flexion est réalisée avec une charge lourde (9 kg) plutôt qu'avec une légère (4.5 kg). En revanche, aucune relation n'a été établie entre EMG et capacité d'imagerie, même si Shaw (1940) l'avait initialement supposé. L'activité EMG subliminale dépend à la fois des exigences de la

tâche (facteurs externes) et du type d'imagerie (facteurs internes). Bien que ne l'ayant pas testé expérimentalement, Sidaway et Trzaska (2005) avaient affirmé que l'activité EMG ne devait pas différer selon le régime de contraction. L'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice laisse supposer le contraire et il convient de la valider expérimentalement.

3. Etude expérimentale

Lors de l'exécution réelle, l'activité musculaire électrique est influencée non seulement par la charge mobilisée mais également par le régime de contraction imposé. Komi et al. (2000) et Linnamo et al. (2006) ont précisé que l'activité électrique moyenne d'une contraction concentrique maximale était supérieure à celle du régime isométrique et excentrique. Comme la charge influence l'EMG, à la fois en exécution réelle et en imagerie, nous posons l'hypothèse que le régime de contraction modifie également l'amplitude de cette activité électrique musculaire lors d'une simulation mentale du geste. Nous nous sommes donc intéressés à la représentation mentale d'un mouvement de flexion-extension de l'avant-bras sur le bras avec surcharge, effectuée en régimes concentrique, excentrique et isométrique.

3.1. Sujets

Trente étudiants volontaires de la faculté des Sciences du Sport de Lyon (15 hommes et 15 femmes), en bonne santé physique et mentale, âgés de 18 à 25 ans (moyenne : 21.18 ; écart type : 2.43), ont participé à cette expérience. Tous les sujets avaient une latéralité manuelle droite. Aucune information concernant les objectifs de cette étude n'a été donnée aux participants préalablement à la phase expérimentale.

3.2. Protocole

Dans la semaine précédant l'expérience (1^{ère} visite) la force maximale isométrique (FMI) a été mesurée, ainsi que la force maximale concentrique (1 RM avec haltère) pour un mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras. Une jauge de contrainte a permis d'évaluer la FMI (3 tentatives espacées de 6 minutes de récupération, afin de recomposer les réserves de phosphocréatine). La meilleure performance a été prise comme référence. Lors de cette évaluation, le sujet était assis, l'articulation du coude stabilisée à 90°, reposant sur une table, le bras à la verticale et la main en supination. Par la suite, afin d'évaluer leur force maximale concentrique, les participants devaient effectuer une flexion de l'avant-bras sur le bras, avec l'haltère. La montée en charge était croissante jusqu'à leur maximum, chaque tentative étant espacée d'une durée de récupération de 6 minutes.

Lors de la seconde visite, nous avons enregistré l'activité EMG dans 3 conditions différentes : exécution réelle (R), imagerie motrice (IM) et séquences de repos (enregistrements de référence). Nous avons effectué ces mesures à 2 minutes d'intervalle et selon un ordre aléatoire, afin d'éviter l'influence d'un état de fatigue musculaire sur l'amplitude EMG. Concernant l'exécution réelle, trois régimes de contraction ont été retenus : contractions concentriques (Conc), isométriques (Iso) et excentriques (Exc). La contraction isométrique, maintenue pendant 5 secondes, correspondait à 95% de la FMI

enregistrée lors de la 1^{ère} visite. Les charges à soulever en régime concentrique et à retenir pour le régime excentrique ont été calculées à partir de la force maximale concentrique (1 RM). Deux charges ont été utilisées pour le travail concentrique (une forte [F] et une faible [f] correspondant respectivement à 80% et 50% d'une RM). La charge en excentrique correspondait à 120% d'une RM. Pendant l'exécution réelle, les participants ont été encouragés verbalement pour maintenir la contraction isométrique maximale pendant une durée de 5 s. L'expérimentateur pouvait contrôler l'intensité de la contraction grâce à l'écran affichant la valeur de la jauge de contrainte en temps réel. Le contrôle de la flexion réelle (régime concentrique) ou de la résistance à l'extension induite par la charge (régime excentrique) était également opéré par l'expérimentateur.

Lors de l'IM, les sujets devaient s'imaginer effectuer le mouvement précédemment réalisé, sans bouger, en percevant les contractions et tensions musculaires induites par le mouvement et le type de contraction. Pour générer, puis contrôler le travail mental, un script d'imagerie a été donné aux participants :

« Vous allez maintenant imaginer la contraction musculaire que vous venez de réaliser ; essayez de visualiser le mouvement et de percevoir les tensions et contractions musculaires qui vous ont permis de le réaliser ; ne bougez pas le bras, ne contractez pas vos muscles ; à mon signal, concentrez-vous puis quand vous le souhaitez, commencez à imaginer la séquence. Vous pouvez fermer les yeux. Imaginez le mouvement une seule fois, puis attendez les consignes ».

Chaque exécution réelle était suivie de 2 répétitions imaginées et de 2 périodes de repos, programmées dans un ordre aléatoire. Pour chaque régime de contraction, le sujet a donc effectué 4 contractions réelles, 8 contractions imaginées et 8 séquences de repos. Le Tableau 3 résume les différentes conditions expérimentales.

Exécution réelle	Conc – F	Conc – f	Iso	Exc
Intensité	80% d'une RM	50% d'une RM	>95% FMI	120% d'une RM
Imagerie motrice	Conc – F	Conc – f	Iso	Exc
Séquences de repos	Référence	Référence	Référence	Référence

Tableau 4 : Résumé des conditions expérimentales : Conc-F, concentrique à charge forte ; Conc-f, concentrique à charge faible ; Iso, isométrique ; Exc, excentrique. RM : répétition maximale concentrique ; FMI : Force Maximale Isométrique.

Lors de l'expérimentation, le sujet était assis sur un siège, le buste fixé au dossier par une double ceinture, pour éviter les compensations musculaires et les mouvements parasites du corps. Le coude reposait sur un dispositif permettant de poser l'haltère lorsque l'angle bras/avant-bras dépassait 90°. Le bras restait à la verticale, tandis que l'avant-bras était à 30° par rapport au plan sagittal (afin de reposer l'haltère sur le dispositif prévu à cet effet). La position du sujet était identique lors de la séquence d'imagerie et la période de repos, afin de s'assurer que les électrodes enregistraient l'activité des mêmes unités motrices.

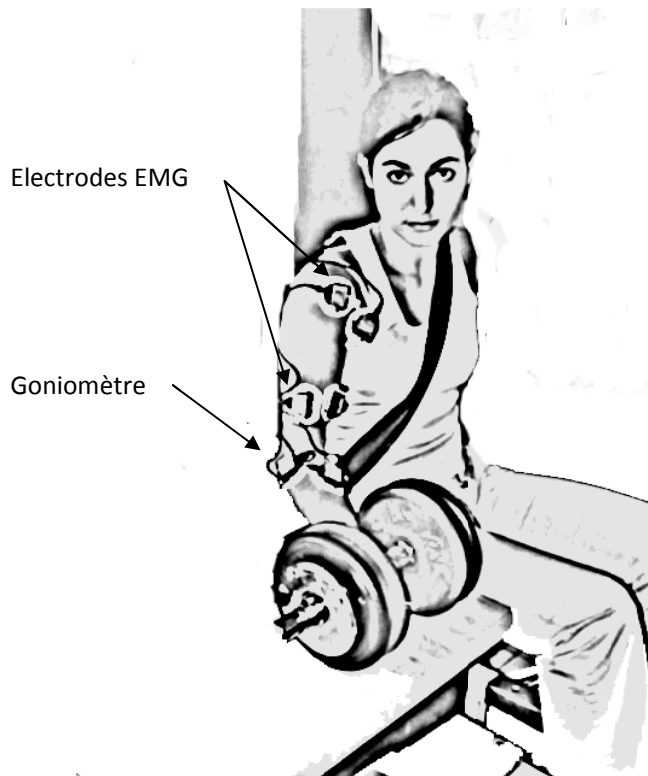


Figure 1 : Dispositif expérimental (électrodes EMG, goniomètre)

3.3. Variables dépendantes

3.3.1 EMG

Un électromyogramme de surface a été utilisé pour enregistrer l'activité électrique musculaire durant les différentes conditions. Les mesures du niveau de sollicitation de différents muscles ont été effectuées à l'aide du système Flex-comp Infinity - Thought Technology®. Ce système permet d'enregistrer l'EMG de surface de 10 muscles, à une fréquence de 2048 Hz. Le logiciel Biograph Infinity (Thought Technology®) a été utilisé pour le traitement des données. Le signal a été quantifié à partir de la racine carrée moyenne du signal (technique RMS, *root mean square*) sur une fenêtre temporelle de 25 ms. On obtient la valeur RMS en prenant la racine carrée de la valeur brute, que l'on a préalablement élevée au carré. L'EMG moyen (mV) a ainsi été obtenu pour chaque condition expérimentale sur 9 muscles : les 2 faisceaux du *biceps brachii* (chef long et chef court), les *brachioradialis* (long supinateur), *flexor carpi ulnaris* (cubital antérieur), *flexor carpi radialis* (grand palmaire), *major pectoralis* (grand pectoral), *anterior deltoïdus* (faisceau antérieur du deltoïde), *superior trapezius* (portion supérieure du trapèze) et *triceps brachii* (chef long).

Afin de limiter le bruit et à cause de l'impédance des tissus cutanés, la peau du sujet a été nettoyée à l'alcool puis rasée à l'endroit où étaient posées les électrodes. Ces dernières, de type triphasique, étaient placées au niveau du point moteur du muscle pour recueillir l'activité électrique maximale (Bouisset et Maton, 1995) et disposées selon la direction des fibres, au niveau du ventre musculaire. En effet, selon Mercer et al. (2006), l'intensité est plus grande au niveau central du muscle, comparativement à une position médiane ou latérale des électrodes. Ce positionnement a également été utilisé

par d'autres auteurs pour des protocoles axés sur l'IM (Bakker et al., 1996 ; Ranganathan et al., 2004 ; Gentili et al., 2006).

3.3.2 Données goniométriques

Un goniomètre (SG110, Biometrics) a permis de mesurer l'angle entre le bras et l'avant-bras, afin de vérifier que le sujet respecte les positions prédéfinies et ne bouge pas pendant l'imagerie et les périodes de repos.

3.4. Analyse statistique

3.4.1 Analyse de l'EMG : IM vs. repos

La première étape était de vérifier s'il existait une différence entre hommes et femmes, en utilisant une analyse de variance multivariée (MANOVA). Ce test a été ainsi réalisé pour les 8 variables (2 conditions - exécution réelle ou imaginée, et 4 régimes de contraction). Tous les calculs statistiques ont été réalisés en utilisant une transformation inverse (1/y). Celle-ci a permis de réduire la dispersion des valeurs. Comme le seuil de significativité pour la comparaison hommes/femmes était supérieur à 5%, les données des hommes et des femmes ont été regroupées.

Dans une deuxième étape, nous avons ré-exprimé les variables en utilisant une matrice H en termes de variables dérivées, qui nous ont permis de séparer les effets principaux (conditions et régimes de contraction) de leur interaction (conditions * régimes de contraction). La matrice H a donné une première variable dérivée (V1) précisant le niveau général des réponses, une seconde variable dérivée résumant l'effet principal des conditions (V2) ; 3 variables dérivées (V3, V4 et V5) mesuraient l'effet simple des régimes de contractions et les 3 dernières (V6, V7 et V8) l'effet d'interaction. La nullité des interactions a été dans un premier temps testée en utilisant le test T2 de Hotelling sur les 3 dernières variables. Comme l'interaction n'était pas significative, nous avons par la suite testé les effets simples.

Nous avons examiné l'effet des régimes de contraction par un test t de Student appliqué aux variables dérivées V3, V4 et V5 et l'effet des conditions par un test t univarié de Student sur la deuxième variable dérivée.

3.4.2 Goniomètre

Les calculs ont été réalisés en effectuant une transformation inverse (1/y). Un test t de Student a été réalisé afin de comparer les valeurs obtenues lors des 2 conditions expérimentales (repos et IM).

3.5. Résultats

Le test t univarié de Student a montré une très nette différence entre les conditions de repos et d'IM (variable V2) quel que soit le muscle : $p < 0.001$ pour les *biceps brachii* (chefs long et court) et *deltoidus* ; $p < 0.01$ pour les *triceps brachii*, *brachioradialis* et *major pectoralis* ; $p < 0.05$ pour les *trapezius*, *flexor carpi ulnaris* et *radialis*. L'activité EMG était plus importante lorsque les sujets s'imaginaient réaliser le mouvement que pendant les périodes de repos, les valeurs normalisées étant toujours supérieures lors de l'IM par rapport au repos. Le Tableau 4 présente l'activité EMG des 2 conditions pour chaque muscle. Les valeurs affichées par le goniomètre ont été comparées afin de vérifier qu'il n'y avait pas de mouvement ni

de changement de position entre les conditions de repos et d'IM. Le test t de Student n'a montré aucune différence entre les conditions de repos et d'IM ($t = 1.39$, $p > 0.05$, NS).

	Repos	Imagerie	P-value
Biceps Brachii chef long	2.09 (2.81)	2.69 (3.13)	< 0.001
Biceps Brachii chef court	2.69 (4.07)	2.90 (3.76)	< 0.001
Anterior Deltoïdus	2.89 (4.32)	3.07 (4.29)	< 0.001
Supérieur Trapezius	12.24 (14.75)	13.62 (15.60)	< 0.05
Triceps Brachii chef long	1.84 (2.55)	1.93 (2.45)	< 0.01
Brachioradialis	2.49 (2.20)	2.96 (2.29)	< 0.01
Flexor carpi ulnaris	1.57 (1.13)	1.75 (1.20)	< 0.05
Flexor carpi radialis	1.69 (1.08)	2.13 (2.12)	< 0.05
Major pectoralis	3.60 (2.22)	3.89 (2.25)	< 0.01

Tableau 5 : Comparaison de l'EMG moyen en mV (écart type) entre séquence de repos et contraction imaginée pour chacun des 9 muscles.

Le test t de Student pour groupes appariés a également été utilisé pour comparer les deux charges du régime concentrique lors de l'IM. Il a montré des valeurs EMG moyennes supérieures pour le régime concentrique avec la charge forte par rapport à la charge faible, pour le *flexor carpi ulnaris* ($t = 3.69$, $p < 0.001$), le *flexor carpi radialis* ($t = 2.82$, $p < 0.01$) et le *trapezius* ($t = 2.06$, $p < 0.05$).

Nous avons ensuite comparé les EMG moyens en fonction des régimes de contraction. La plus faible activité EMG apparaît en excentrique, pour tous les muscles. Le test t de Student a montré une différence significative entre les régimes excentrique et concentrique à charge forte pour les muscles *flexor carpi ulnaris* ($t = 2.32$, $p < 0.05$) *flexor carpi radialis* ($t = 2.59$, $p < 0.05$), *brachioradialis* ($t = 3.48$, $p < 0.01$), *trapezius* ($t = 2.21$, $p < 0.05$) et le chef court du *biceps brachii* ($t = 2.31$, $p < 0.05$). Il n'y a pas de différence significative entre les contractions isométriques et concentriques à charge forte. La Figure 2 présente la différence entre les valeurs EMG du muscle *flexor carpi ulnaris* en fonction des 4 types de contraction et le Tableau 5 affiche les valeurs EMG de chaque muscle en fonction des 4 types de contraction.

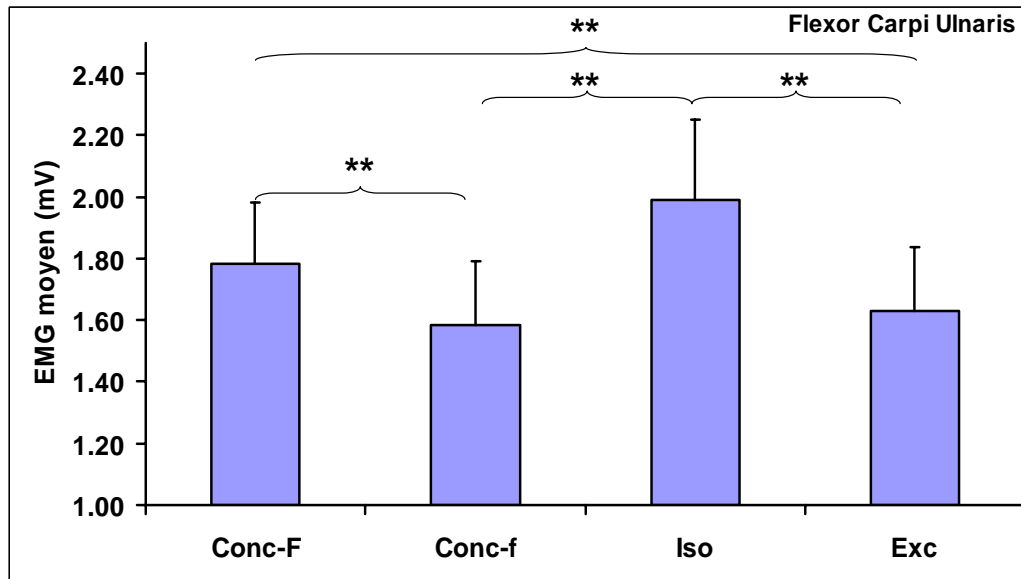


Figure 2 : Activité EMG du muscle flexor carpi ulnaris en fonction des régimes de contractions. **: $p < 0.01$. Conc-F : concentrique à charge forte ; Conc-f : concentrique à charge faible ; Iso : isométrique ; Exc : excentrique.

	Conc - F	Conc - f	Iso	Exc
Biceps Brachii chef long	3.04 (2.77)	2.53 (2.52)	2.99 (2.97)	2.91 (4.43)
Biceps Brachii chef court	3.19 (3.18)	3.17 (4.26)	2.95 (3.64)	2.94 (4.18)
Anterior Deltoïdus	3.64 (5.00)	3.44 (4.88)	3.60 (5.03)	3.36 (4.70)
Supérieur Trapezius	15.07 (15.88)	13.37 (16.18)	14.03 (15.23)	12.27 (15.07)
Triceps Brachii chef long	1.85 (2.39)	1.86 (2.41)	1.28 (2.56)	2.05 (2.55)
Brachioradialis	3.30 (2.79)	2.71 (2.11)	3.15 (2.18)	2.67 (2.06)
Flexor carpi ulnaris	1.78 (1.09)	1.58 (1.13)	1.99 (1.43)	1.63 (1.14)
Flexor carpi radialis	2.23 (1.83)	1.89 (1.19)	2.58 (2.46)	1.83 (1.16)
Major pectoralis	3.87 (2.21)	3.83 (2.28)	4.04 (2.32)	3.81 (2.23)

Tableau 6 : Activité EMG en mV (écart type) enregistrée pendant l'imagerie en fonction des types de contraction pour chaque muscle. Conc-F : concentrique à charge forte ; Conc-f : concentrique à charge faible ; Iso : isométrique ; Exc : excentrique.

3.6. Discussion

3.6.1 Enregistrement d'une activité électromyographique

La comparaison des activités musculaires pendant l'IM et le repos témoigne de l'existence d'une activité musculaire, dite subliminale, pendant la simulation mentale d'un mouvement. En effet, l'activité EMG est significativement plus élevée pendant l'IM, quels que soient les muscles et les régimes de contraction concernés. Les enregistrements du goniomètre ont permis de valider que cette activité musculaire ne pouvait pas être attribuée à des mouvements du bras pendant l'IM. Ces résultats confirment les études rapportant une activité électrique musculaire lors de l'IM (e.g., Jowdy et Harris, 1990 ; Bakker et al., 1996 ; Boschker, 2001 ; Diskstein et al., 2005).

3.6.2 Influence de la charge et du régime de contraction

Bien que l'activité EMG enregistrée pendant l'IM soit subliminale, nous avons observé une différence significative selon la charge soulevée mentalement, pour le régime concentrique. Lorsque le sujet imaginait la contraction concentrique avec une charge de 80% d'une RM, l'activité électrique était plus importante que lorsqu'il imaginait une contraction concentrique avec une charge de 50% d'une RM. Ces résultats confirment ceux de Bakker et al. (1996) et Boschker (2001), qui avaient montré que l'activité EMG du *biceps brachii* était supérieure lorsque les sujets soulevaient 9kg par rapport à 4.5kg. Cela suppose, d'une part, un effet du contenu de l'image mentale sur l'amplitude de la réponse physiologique et, d'autre part, que la réponse physiologique reflète la différence spatiale et les caractéristiques quantitatives de l'image.

Par ailleurs, bien que Sidaway et Trzaska (2003) aient émis l'hypothèse d'une activité EMG ne différant pas selon le type de contractions lors de l'IM - sans toutefois le démontrer expérimentalement - les résultats de notre étude mettent pour la première fois en évidence un effet du régime de contraction sur l'activité EMG. En effet, les résultats montrent une activité musculaire résiduelle plus importante lors de l'IM d'une contraction concentrique à charge forte que pendant l'IM de contractions excentrique. De plus, la plus faible activité EMG est enregistrée lors du régime excentrique qui se différencie de tous les autres, ce qui est paradoxal dans la mesure où la charge mobilisée correspondait à 120 % d'une RM. Nous n'avons actuellement pas les moyens de déterminer l'origine de ces différences, sauf éventuellement à recourir à une analyse fréquentielle pour identifier la typologie des fibres recrutées. Les problèmes métrologiques, comme nous l'avons souligné plus haut, ne sont pas à négliger. Ces résultats soulignent le caractère complexe du processus d'imagerie et de ses corrélats électromyographiques.

3.6.3 Comparaison des régimes de contraction entre exécutions réelles et imaginées

Les variations de l'activité EMG ont été enregistrées pendant l'IM sur les 9 muscles sélectionnés : pour les muscles agonistes (les 2 chefs du muscle *biceps brachii*), l'antagoniste (*triceps brachii*), les synergistes (*brachioradialis*, *flexor carpi ulnaris* et *radialis*) et les fixateurs (*anterior deltoïdus*, *superior trapezius* et *major pectoralis*). La similitude fonctionnelle entre IM et exécution réelle se reflète donc également dans l'activité musculaire subliminale. En effet, lorsque le mouvement est exécuté réellement, les muscles agonistes et antagonistes se contractent et se relâchent selon une configuration triphasique bien connue. Les synergistes favorisent le rôle des agonistes et les fixateurs stabilisent les articulations proximales, facilitant ainsi le mouvement. Ce plan de coopération musculaire est donc reproduit lors de l'IM et est attesté par l'activité EMG subliminale. Ceci confirme les études de neuroimagerie fonctionnelle ayant mis en évidence une activation pendant l'imagerie des structures corticales et sous-corticales contrôlant la préparation et l'exécution du mouvement. L'aire motrice supplémentaire et prémotrice (Roland et al., 1980, Fox et al., 1987, Stefan et al., 1995) ainsi que le cervelet et les noyaux gris centraux (Decety et al., 1994) sont activés lorsque qu'une action est exécutée réellement ou imaginée mentalement. Lotze et Halsband (2006) ont récemment confirmé l'implication de l'aire motrice primaire pendant l'imagerie motrice.

Une autre preuve provient de l'activité des effecteurs du système nerveux végétatif (Hugdahl, 1996). La commande motrice est co-programmée par les structures somatiques et végétatives du système nerveux central (Collet et al., 1999). Au cours de l'IM, si la question d'une inhibition complète de la commande somatique reste posée, celle destinée aux effecteurs végétatifs leur est réellement transmise. Les réponses électrodermales et cardiaques, par exemple, témoignent d'un travail mental et renforcent le principe de l'isomorphisme entre exécution réelle et imaginée (pour revue, Guillot et Collet, 2005). Ces enregistrements peuvent attester que le sujet a bien effectué le travail mental demandé (Roure et al., 1999). Decety et al. (1991) ont également observé une co-variation des fréquences cardiaque et respiratoire durant l'imagerie d'une tâche locomotrice. L'enregistrement d'une activité neurovégétative périphérique pendant l'IM renforcerait l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice.

3.6.4 Mécanisme central de l'activité électrique musculaire

Le fait qu'une activité EMG ne soit pas systématiquement rapportée dans la littérature (*e.g.*, Mulder et al., 2004 ; Dickstein et al., 2005) justifie que la théorie psychoneuromusculaire ne permet pas d'expliquer l'efficacité de l'IM. Par ailleurs, la seule hypothèse avancée actuellement pour expliquer l'observation de cette activité musculaire subliminale est qu'elle résulterait d'une inhibition incomplète de la commande motrice (Jeannerod, 1994 ; Bonnet et al., 1997) et que son origine serait centrale. L'étude de l'IM pose donc le problème des relations entre le système nerveux central et ses effecteurs périphériques. Il reste à identifier les processus nerveux d'inhibition de la commande motrice pendant l'imagerie, alors même que les structures centrales sont en grande partie activées de la même manière que lors de l'exécution réelle et que le système musculaire est pré-activé, certes par une activité EMG subliminale, mais spécifique à la commande imaginée. Yue et Cole (1992) puis Ranganathan et al. (2004) ont d'ailleurs montré comment les modifications centrales consécutives à l'entraînement mental avaient des répercussions périphériques en induisant une augmentation de la force indépendamment des propriétés musculaires intrinsèques (l'hypertrophie, par exemple). La réorganisation des réseaux de neurones centraux entraîne un meilleur recrutement des unités motrices lors de la contraction musculaire, et donc un gain de force. Les résultats obtenus en IRM_f ou TEP confirment que l'IM induit des réorganisations cérébrales et donc que son efficacité dépend de la plasticité du tissu nerveux (Lafleur et al., 2002).

4. Conclusion

Bien que notre étude ait permis d'observer une activité électrique musculaire sur l'ensemble des muscles concernés, d'autres travaux (référencés dans le Tableau 2) n'ont jamais enregistré cette activité EMG lors de l'IM. Plusieurs arguments expliquent ces différences (Jeannerod, 1994 ; Kleissen et al., 1998 ; Jeannerod et Frak, 1999). L'enregistrement d'une activité EMG corrélative de l'IM et modulée à la fois par l'intensité de la charge et les régimes de contraction renforce la similitude fonctionnelle entre IM et exécution réelle. Cependant, la présence/absence d'une activité EMG ne peut être considérée comme témoin de la capacité à former des images mentales vivaces. En effet, Jowdy et Harris (1990) ont montré que l'activité EMG enregistrée lors l'IM d'une tâche de jonglage n'était pas différente lorsque les sujets étaient classés selon leur

capacité d'imagerie, préalablement évaluée par le MIQ (Movement Imagery Questionnaire). Il n'est ainsi pas possible de recourir à ce type d'enregistrements dans le simple but d'évaluer la capacité d'imagerie (Guillot et Collet, 2005). Par ailleurs, puisque l'activité électrique varie en fonction du type de contraction musculaire, il serait intéressant de préciser la typologie des fibres musculaires impliquées pendant l'IM par l'étude de l'analyse spectrale de l'activité EMG, afin de comprendre et de déterminer plus en détail l'origine et les caractéristiques de l'EMG subliminale.

Nous avons montré que l'amplitude de l'EMG variait en fonction de l'intensité de l'effort et du régime de contraction. Ces résultats ne sont actuellement pas pris en compte dans l'élaboration d'un entraînement mental. Dans le cadre de la réathlétisation²², un travail mental spécifique couplé à la pratique physique permettrait de développer des méthodes de renforcement musculaire ou de limitation de perte de force, consécutivement à une blessure ou une immobilisation forcée. L'IM pourrait alors consolider la rétention des programmes moteurs et, de ce fait, favoriser leur exécution future (Pascual-Leone et al., 1995).

²² La réathlétisation représente l'ensemble des actions dont l'objectif est le recouvrement des fonctions motrices après blessure mais qui ne sont pas menées dans le cadre classique de la clinique (médecine et kinésithérapie).

Bibliographie

Bakker, F.C., Boschker, M.S.J., & Chung, T. (1996). Changes in muscular activity while imagining weight-lifting using stimulus or response propositions. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 18, 313-324.

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, 273-285.

Bird, E.I. (1984). EMG quantification of mental rehearsal. *Perceptual Motor Skills*, 59, 899-906.

Bonnet, M., Decety, J., Jeannerod, M., & Requin, J. (1997). Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Cognitive Brain Research*, 5, 221-228.

Boschker, M.S. (2001). Action-based imagery: on the nature of mentally imagined motor actions. Thèse de doctorat, Université d'Amsterdam.

Bouisset, S., et Maton, B. (1995). De l'électromyographie globale à l'étude des mouvements du répertoire. In : Bouisset S. & Maton B. (Eds), *Muscles, Posture et Mouvement* (pp. 561-562). Paris : Hermann.

Collet, C., Dittmar, A., & Vernet-Maury, E. (1999). Programming or inhibiting an action: autonomic nervous system control of anticipation. *International Journal of Psychophysiology*, 32, 261-276.

Cupal, D.D., et Brewer, B.W. (2001). Effects of relaxation and guided imagery on knee strength, reinjury anxiety and pain following anterior cruciate ligament reconstruction. *Rehabilitation Psychology*, 46, 28-43.

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, 313-317.

Decety, J., Jeannerod, M., Germain, M., & Pastene, J. (1991). Vegetative response during imagined movement is proportional to mental effort. *Behavioural Brain Research*, 42, 1-5.

Decety, J., Jeannerod, M., Durozard, D., & Baverel, G. (1993). Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. *Journal of Physiology*, 461, 549-563.

Decety, J., Perani, D., Jeannerod, M., Bettinardi, V., Tadary, B., Woods, R.P., Mazziota, J.C., & Fazio, F. (1994). Mapping motor representation with positron emission tomography. *Nature*, 371, 600-602.

Dickstein, R., Gazit-Grunwald, M., Plax, M., Dunsky, A., & Marcovitz, E. (2005). EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. *Journal of Motor Behavior*, 37, 475-483.

Driediger, M., Hall, C., & Callow, N. (2006). Imagery used by injured athletes: a qualitative analysis. *Journal of Sports Sciences*, 24, 261-271.

Driskell, J.E., Copper, C., & Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *Journal of Applied Sport Psychology*, 7, 481-491.

Ehrsson, H., Geyer, S., & Naito, E. (2003). Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding bodypart specific motor representations. *Journal of Neurophysiology*, 90, 3304-3316.

- Epstein, M. (1980). The relationship of mental imagery and mental rehearsal to performance of a motor task. *Journal of Sport Psychology*, 2, 211-220.
- Evans, L., Hare, R., & Mullen, R. (2006). Imagery use during rehabilitation from injury. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 1, 1-19.
- Feltz, D.L., et Landers, D.M. (1983). The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *Journal of Sport Psychology*, 5, 25-57.
- Fox, P.T., Pardo, J.V., Petersen, S.E., & Raichle, M.E. (1987). Supplementary motor and premotor responses to actual and imagined hand movements with positron emission tomography. *Neuroscience Abstracts*, 1433.
- Gandevia, S.C., Wilson, L.R., Inglis, J.T., & Burke, D. (1997). Mental rehearsal of motor tasks recruits α -motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurons selectively. *Journal of Physiology*, 505, 259-266.
- Gentili, R., Papaxanthis, C., & Pozzo, T. (2006). Improvement and generalization of arm motor performance through imagery practice. *Neuroscience*, 137, 761-772.
- 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, 1093-1104.
- Guillot, A., et Collet, C. (2005). Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews*, 50, 387-397.
- Guillot, A., Lebon, F., Rouffet, D., Champely, S., Doyon, J., & Collet, C. (2007). Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*. In Press
- Hale, B.D. (1982). The effects of internal and external imagery on muscular and ocular concomitants. *Journal of Sport Psychology*, 4, 379-387.
- Hanakawa, T., Immisch, I., Toma, K., Dimyan, A., Van Gelderen, P., & Hallett, M. (2003). Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *Journal of Neurophysiology*, 89, 989-1002.
- Harris, K.S., et Robinson, W.J. (1986). The effect of skill level on EMG activity during internal and external imagery. *Journal of Sport Psychology*, 8, 105-111.
- Herbert, R.D., Dean, C., & Gandevia, S.C. (1998). Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163, 361-368.
- Hugdahl, K. (1996). Cognitive influences on human autonomic nervous system function. *Current Opinion in Neurobiology*, 6, 252-258.
- 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, 1171-1180.
- Jacobson, E. (1930). Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities: 1. Imagination of movement involving skeletal muscle. *American Journal of Physiology*, 91, 567- 608.
- Jacobson, E. (1931). Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. *American Journal of Physiology*, 96, 115-121.
- Jacobson, E. (1932). Electrophysiology of mental activities. *American Journal of Psychology*, 44, 677-694.

Jeannerod, M. (1994). The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*, 17, 187-245.

Jeannerod, M., et Frak, V. (1999). Mental imaging of motor activity in humans. *Current Opinion in Neurobiology*, 9, 735-739.

Jowdy, D.P., et Harris, D.V. (1990). Muscular responses during mental imagery as a function of motor skill level. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 12, 191-201.

Kleissen, R.F.M., Buurke, J.H., Harlaar, J., & Zivold, G. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and Posture*, 8, 143-158.

Komi, P.V., Linnamo, V., Silventoinen, P., & Sillanpää, M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine Science in Sports and Exercise*, 32, 1757-1762.

Lafleur, M.F., Jackson, P.L., Malouin, F., Richards, C.L., Evans, A.C., & Doyon, J. (2002). Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage*, 16, 142-157.

Leonardo, M., Fieldman, J., Sadato, N., Campbell, G., Ibanez, V., Cohen, L.G., Deiber, M.P., Jezzard, P., Pons, T., Turner, R., Le Bihan, D., & Hallett, M. (1995). A functional magnetic resonance imaging study of cortical regions associated with motor task execution and motor ideation in humans. *Human Brain Mapping*, 3, 83-92.

Li, S. (2007). Movement-specific enhancement of corticospinal excitability at subthreshold levels during motor imagery. *Experimental Brain Research*, 179, 517-524.

Linnamo, V., Strojnik, V., & Komi, P.V. (2006). Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *European Journal of Applied Physiology*, 96, 672-678.

Livesay, J.R., et Samaras, M.R. (1998). Covert neuromuscular activity of the dominant forearm during visualization of a motor task. *Perceptual Motor Skills*, 86, 371-374.

Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hülsmann, E., Flor, H., Klose, U., Birbaumer, N., & Grodd, W. (1999). Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 11, 491-501.

Lotze, M., Scheler, G., Tan, H.-R.M., Braun, C., & Birbaumer, N. (2003). The musician's brain: functional imaging of amateurs and professionals during performance and imagery. *NeuroImage*, 20, 1817-1829.

Lotze, M., et Halsband, U. (2006). Motor Imagery. *Journal of Physiology - Paris*, 99, 386-395.

Lutz, R.S. (2003). Covert muscle excitation is outflow from the central generation of motor imagery. *Behavioural Brain Research*, 140, 149-163.

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, 47-62.

Martin, K.A., Moritz, S.E., & Hall, C.R. (1999). Imagery use in sport: a literature review and applied model. *The Sport Psychologist*, 13, 245-268.

Mellah, S., Rispal-Padel, L., & Rivière, G. (1990). Changes in excitability of motor units during preparation for movement. *Experimental Brain Research*, 82, 178-186.

Mellet, E., Petit, L., Mazoyer, B., Denis, M., & Tzourio, N. (1998). Reopening the mental imagery debate: lessons from functional anatomy. *Neuroimage*, 8, 129-139.

Mercer, J.A., Bezodis, N., DeLion, D., Zachry, T., & Rubley, M.D. (2006) EMG sensor location: does it influence the ability to detect difference in muscle contraction condition? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16, 198-204.

Mulder, T., Zijlstra, S., Zijlstra, W., & Hochstenbach, J. (2004). The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research*, 154, 211-217.

Mulder, T., de Vries, S., & Zijlstra, S. (2005). Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Experimental Brain Research*, 163, 344-351.

Munroe, K.J., Giacobbi, P.R., Hall, C.R., & Weinberg, R.S. (2000). The four Ws of imagery use: where, when, why and what. *The Sport Psychologist*, 14, 119-137.

Naito, E., Kochiyama, T., Kitada, R., Nakamura, S., Matsumura, M., Yonekura, Y., & Sadato, N. (2002). Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical areas and the cerebellum. *Journal of Neuroscience*, 22, 3683-3691.

Newsom, J., Knight, P., & Balnave, R. (2003). Use of mental imagery to limit strength loss after immobilization. *Journal of Sport Rehabilitation*, 12, 249-258.

Pascual-Leone, A., Dang, N., Cohen, L.G., Basil-Neto, J., Cammarota, A., & Hallett, M. (1995). Modulation of motor responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *Journal of Neurophysiology*, 74, 1034-1045.

Porro, C.A., Francescato, M.P., Cettolo, V., Diamond, M.E., Baraldi, P., Zuiani, C., Bazzocchi, M., & di Prampero, P.E., (1996). Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional Magnetic Resonance Imaging study. *Journal of Neuroscience*, 16, 7688-7698.

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, 3059-3063.

Ranganathan, V. K., Kuykendall, T., Siemionow, V., & Yue, G. H. (2002). Level of mental effort determines training-induced strength increases. *Society for Neuroscience Abstracts*, 32, 768.

Ranganathan, V.K., Siemionow, V., Liu, J.Z., Sahgal, V., & Yue, G.H. (2004). From mental power to muscle power – gaining strength by using mind. *Neuropsychologia*, 42, 944-956.

Roland, P.E., Larsen, B., Lassen, N.A., & Skinhoj, E. (1980). Supplementary motor area and other cortical areas in organisation of voluntary movements in man. *Journal of Neurophysiology*, 43, 118-136.

Roth, M., Decety, J., Raybaudi, M., Massarelli, R., Delon-Martin, C., Segebarth, C. M., Morand, S., Gemignani, A., Decorps, M., & Jeannerod, M. (1996). Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroreport*, 7, 1280-1284.

Roure, R., Collet, C., Deschaumes-Molinario, C., Delhomme, G., Dittmar, A., & Vernet-Maury, E. (1999). Imagery quality estimated by autonomic nervous system response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiology and Behavior*, 66, 63-72.

Ryding, E., Decety, J., Sjöholm, H., Stenberg, G., & Ingvar, D.H. (1993). Motor imagery activates the cerebellum regionally. A SPECT rCBF study with 99mTc-HMPAO. *Cognitive Brain Research*, 1, 94-99.

Shaw, W.A. (1938). The distribution of muscular action potentials during imaging. *Psychological Record*, 2, 195-216.

Shaw, W.A. (1940). The relation of muscular action potentials to imagine weight lifting. *Archives of Psychology*, 35, 5-50.

Sidaway, B., et Trzaska, A. (2005). Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Physical Therapy*, 85, 1053-1060.

Slade, J.M., Landers, D.M., & Martin, P.E. (2002). Muscular activity during real and imagined movement: a test of inflow explanations. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 24, 151-167.

Smith, D., Collins, D., & Holmes, P. (2003). Impact and mechanism of mental practice effects on strength. *International Journal of Sport Psychology*, 1, 293-306.

Stefan, K.M., Fink, G.R., Passingham, R.E., Silbersweig, D., Ceballos-Bauman, A.O., Frith, C.D., & Frackowiack, R.S.J. (1995). Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *Journal of Neurophysiology*, 73, 373-386.

Suinn, R.M. (1980). Body thinking: psychology for Olympic champions. In Suinn R.M. (Eds), *Psychology in sports: methods and applications* (pp 306-315). Mineapolis: Burgess.

Thompson, W.L., et Kosslyn, S.M. (2000). Neural systems activated during visual mental imagery: a review and meta-analysis. In Toga A.W. & Mazziotta J.C. (Eds), *Brain Mapping: The systems*. San Diego: Academic press.

Wehner, T., Vogt, S., & Stadler, M. (1984). Task-specific EMG-characteristics during mental training. *Psychological Research*, 46, 389-401.

Yue, G., et Cole, K.J. (1992). Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *Journal of Neurophysiology*, 67, 1114-1123.

Zijdewind, J., Toering, S.T., Bessen, B., Van-Der-Laan, O., & Diercks, R.L. (2003). Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve*, 28, 168-173.

Axe 2 : Modulation de l'activité EMG selon les caractéristiques de la tâche mentale

Publication 2 : Guillot A., Lebon F., Rouffet D., Champely S., Doyon J., Collet C. (2007). Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*, 66, 18–27

Publication 3 : Lebon F., Rouffet D., Collet C., Guillot A. (2008). Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters*, 435, 181-185.

Les composantes de l'EMG ont été étudiées pour éclaircir la théorie selon laquelle l'activité subliminale reflète le contenu des images mentales : l'EMGrms renseigne sur l'amplitude de l'activité électrique musculaire et la fréquence médiane du spectre de puissance apporte des informations sur la modification de la vitesse de conduction et la fréquence de décharge des FM. Les résultats des deux expériences montrent que lors de l'IM d'une flexion de coude avec charge, les deux variables étaient supérieures par rapport à la condition de repos. De plus, le calcul de l'EMGrms a montré une variation de l'activité en fonction de l'effort mental. Celle-ci était supérieure lorsque les sujets imaginaient soulever une charge lourde par rapport à une plus légère. Le contenu de l'IM, relativement aux régimes de contraction imaginés, a également influencé ces deux variables. Elles étaient, en effet, inférieures lors de l'IM d'une contraction excentrique (extension du coude) par rapport à celle d'une contraction concentrique (flexion) ou isométrique (maintien de la position). Ces modulations de l'activité EMG et ses composantes enregistrées lors de l'IM reflètent celles obtenues lors des contractions réelles, l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice (Jeannerod, 1994) pouvant expliquer cette similitude. Ces deux études apportent des connaissances théoriques sur les mécanismes sous-jacents de l'IM et mettent en exergue l'importance accordée au contenu de l'image mentale (intensité de l'effort mental, régime de contraction) en fonction des objectifs du travail mental.

Publication 2

Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types

International Journal of Psychophysiology, 66:18-27, 2007

Guillot A, Lebon F, Rouffet D, Champely S, Doyon J, Collet C

Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types

A. Guillot ^a, F. Lebon ^a, D. Rouffet ^a, S. Champely ^a, J. Doyon ^b, C. Collet ^a

^a Université de Lyon, Université Lyon 1, EA 647, Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (C.R.I.S.), 27-29 boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

^b Functional Neuroimaging Unit, University of Montreal Geriatric Institute, Department of Psychology, University of Montreal, 4565, Queen-Mary Street, Montreal, Quebec, Canada H3W 1W5

Abstract

This study was designed to gain more insight into the mechanisms underlying motor imagery (MI). While there is ample evidence that motor performance and MI share common central neural mechanisms, the question whether MI is accompanied by subliminal electromyographic (EMG) activity remained unsolved. Thirty right-handed volunteers were asked to lift or to imagine lifting a weighted dumbbell using different types of muscle contraction, i.e. heavy concentric, light concentric, isometric and eccentric contractions. EMG activity from 9 muscles of the dominant arm (agonist, antagonist, synergist and fixator muscles) was monitored. Autonomic nervous system responses were also recorded on the non-dominant hand, thus attesting mental activity at the peripheral level. A significant increased pattern of EMG activity was recorded in all muscles during MI, when compared to the rest condition, while the goniometric data did not reveal any movement. Although being subliminal, the magnitude of this activation was found to be correlated to the mental effort required to lift a weight mentally, as more EMG activity was recorded during imaginary lifting of heavy than light concentric contractions. When considering the different types of contraction, our results provided evidence of selective changes in EMG activity. Especially, the imagined eccentric condition elicited a significant weaker muscular activity than all other conditions. In addition, the changes in the EMG pattern mirrored those usually observed during physical movement. These findings support the hypotheses of a selective effect of MI at the level of muscular activity and of incomplete inhibition of the motor command during MI.

Keywords: Motor imagery; EMG; Muscle contraction

1. Introduction

Motor Imagery (MI) is defined as the mental simulation of a specific action without any corresponding motor output, and shares similar mechanisms underlying movement preparation and execution (Jeannerod, 1994; Decety, 1996). While the effects of MI to improve motor task performance are well established (Feltz and Landers, 1983; Driskell et al., 1994), only a few body of research has been carried out to investigate the effect of MI on strength tasks. Even though Herbert et al. (1998) have challenged the hypothesis that mental training may increase the isometric strength, strong positive effects of MI on voluntary strength of both distal and proximal muscles have usually been reported (Cornwall et al., 1991; Yue and Cole, 1992; Smith et al., 2003; Zijdewind et al., 2003; Ranganathan et al., 2004; Sidaway and Trzaska, 2005). These results provide evidence of the neural origin of strength gain that occurs before muscle hypertrophy, hence driving the motor units to a higher intensity and/or leading to the recruitment of motor units that remain otherwise inactive. As discussed in the recent paper by Folland and Williams (2007), whilst further research is clearly required, this evidence suggests that substantial increase in the strength of major ambulatory muscle groups can be made without physical activity and be independent of morphological adaptations.

Among the theories supposed to explain such positive effects, the psychoneuromuscular theory postulates that an electromyographic (EMG) activity of the same muscles occurs during MI and actual movement, although remaining different. Such hypothesis has early been proposed by Washburn (1916), who suggested that slight muscle movements were made during MI, and later substantiated by several authors (Jacobson, 1931, 1932; Shaw, 1938), who have reported that this EMG activity occurred only in the muscles that are involved in the movement. In addition, the Golgi tendons organs may be stimulated, and thereby generate neuromuscular feedback (Schmidt and Lee, 1999). This remains a fine hypothesis, as Jami (1992) has demonstrated that the Golgi tendons organs are sensitive to a single motor unit contraction, thus showing the high sensibility of these sensitive structures. Such neuromuscular effects may explain the

motor performance improvement. Another hypothesis stated by Jeannerod (1994) is that the residual EMG activity might originate from an incomplete motor command inhibition, MI being in this way considered a tiny muscular contraction (Bonnet et al., 1997).

Therefore, several data have suggested that MI is accompanied by EMG activity and even by specific selective muscle activation (Bird, 1984; Jowdy and Harris, 1990; Gandevia et al., 1997; Hashimoto and Rothwell, 1999). These authors systematically recorded a subliminal activity, the magnitude of the activation being a fraction of that observed during actual performance (for review, see Guillot and Collet, 2005a). The content of the mental image has also been found to be reflected in the magnitude and location of EMG pattern. Internal imagery then results in significantly higher muscles excitation than external imagery (Harris and Robinson, 1986; Bakker et al., 1996). Furthermore, Bakker et al. (1996) and Boschker (2001) have reported that during MI of a movement involving one arm, muscular activity was higher in the active than in the passive arm, and that imagining lifting a heavy object resulted in more EMG activity than that of a lighter object (9 kg vs. 4.5 kg). These data therefore suggest that the physiological responses reflect the spatial movement organization and the quantitative characteristics of MI.

However, the question of recording EMG activity during MI has received inconsistent responses, as muscular quiescence has also been observed during MI (Yue and Cole, 1992; Lotze et al., 1999; Mulder et al., 2004, 2005; Gentili et al., 2006), even when using nuclear magnetic resonance spectroscopy (Decety et al., 1993). Some researchers also required the absence of EMG activity as a precondition to perform a specific MI task (Naito et al., 2002; Jackson et al., 2003). They considered the absence of a significant increase in EMG activity as a proof that the pattern of cerebral activation observed during MI is not due to any movement. Li et al. (2004) have recorded selective muscle activation in the finger flexors in only four of nine subjects during MI, such an observation being later confirmed by Dickstein et al. (2005), during a tip-toe rising task. This latter finding was rather equivocal, as in their last experiment, increased pattern of EMG activity was sometimes, but not

systematically recorded during MI, in both healthy subjects and poststroke hemiparetic patients. Furthermore, the EMG activity was also equivocal across all muscles involved during motor performance.

These inconsistent results may originate from methodological problems mainly. First, using surface vs. intramuscular EMG recordings might explain why EMG activity may be recorded in some cases but not in the others, although most experiments in this research area used surface EMG. Second, the EMG signal and its properties can be affected by the measurement technique and the experimental conditions, such as electrode geometry, distance between active fibers and electrodes, or location of the muscle (for review, see Kleissen et al., 1998). Finally, differences in the literature may be explained by individual variation in motor command inhibition and could also be related to the experimental conditions (Jeannerod, 1994; Jeannerod and Frak, 1999). Furthermore, the deep muscle fibers are known to fire during the movement preparation mainly (Mellah et al., 1990), and may belong to slow tonic group fibers, thus making their activity difficult to detect by a specific configuration of surface electrodes.

Despite these inconsistent results, the detection of an EMG activity during MI remains an acute field of research. The present study is designed to explore muscular responses during actual lifting a dumbbell and MI of the same movement. Our first aim is to investigate EMG activity of muscles acting as prime movers during actual movement, but also that of antagonist, synergist and fixator muscles, which are simultaneously involved in holding the weight. The second objective is to gain insight into EMG activity characteristics recorded during MI, as a function of muscle contraction types and load constraints (dumbbell weight). Despite the wide range of factors that may affect the EMG signal and inconsistent results described in the previous section, it was expected to record a subliminal EMG activity during MI, in the muscles usually involved during the physical execution of the task. Taken into consideration the EMG activity recorded during actual movement (e.g. Moritani et al., 1988; Fang et al., 2001; McHugh et al., 2002), we further hypothesized that EMG amplitude would differ as a function of the muscle contraction type during MI, i.e. the highest amplitude

being recorded during concentric contraction, the lowest amplitude during eccentric contraction, and the “intermediate” amplitude during isometric contraction. In addition, the concentric contraction intensity was also expected to be differentiated through EMG activity during MI, i.e. with a heavy vs. a light weight. Finally, among the various techniques used to investigate MI, and according to the aim of the experimental work, the combination of autonomic nervous system (ANS) recording, mental chronometry and well-established psychological tests was considered the most reliable methodological approach to investigate MI directly in the field (for review, see Guillot and Collet, 2005a). Consequently, an ANS response pattern should be recorded after each MI instruction, thus attesting to mental work quality during each trial (Roure et al., 1999; Guillot et al., 2004). Movement duration was expected to be overestimated during MI (Guillot and Collet, 2005b), but MI duration should not be dependent upon muscle contraction type.

2. Methods

2.1. Participants

Thirty right-handed sport students (15 men and 15 women, aged from 18 to 25, mean=21.2±2.4) gave their informed consent to take part in the experimental procedures, which were approved by the local research ethics board. By self-report, none had any neuromuscular disorder, and all were free of any recent muscular injury. They were not made aware of the purposes or hypotheses of the experiment until after test completion.

2.2. Experimental procedures

During a preliminary session, planned 7 days before the experiment, all participants performed an incremental test to determine their maximum lifting performance (1RM) when lifting a weighted dumbbell using a bending movement of the forearm on the arm. The best mark resulting from one repetition (concentric contraction) was considered the 1RM. The isometric maximal voluntary force (IMVC) was also measured using a strain gauge force transducer with the elbow joint positioned at 90°. Finally, participants completed the Revised version of the Movement Imagery Questionnaire (MIQ-R, Hall and Martin, 1997) in a quiet

room. The MIQ-R is made up of 8 items known to evaluate individual differences in visual (4 items) and kinesthetic (4 items) movement imagery. Completing each item requires 4 steps. First, the starting position is described. Second, a specific arm, leg or whole body movement is precisely described and then, the participant is required to perform it. Third, each individual is asked to reassume the starting position and to imagine the movement, using visual or kinesthetic imagery alternatively (no actual movement is made). Finally, a score is assigned using a 7-point scale regarding the ease/difficulty associated with representing each movement mentally.

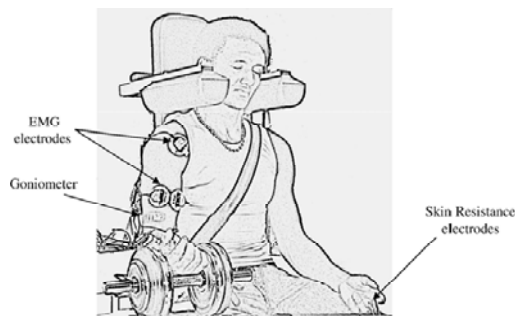


Fig. 1. Measurement equipment and subject positioning. The part of the goniometric system located in the forearm is not visible in this drawing

During the experimental procedure, participants were seated comfortably in an experimental chair after a specific warm-up including incremental dumbbell lifting exercises. To avoid any compensatory movement, participants were fixed against the chair (Fig. 1). The experimenter then attached the EMG and ANS electrodes, on the active arm and the non-dominant hand respectively. A goniometer (SG110, Biometrics) was also strapped to the active arm and forearm, to control the initial position and check that the elbow angle (90°) remained constant during MI (Fig. 1), thus attesting that the participant did not move. The participants were then asked to lift or to imagine lifting the weighted dumbbell. The four conditions were i) heavy concentric contraction (80% of 1RM), light concentric contraction (50% of 1RM), iii) isometric contraction (at least 95% of the maximal isometric strength) with the strain gauge force transducer, and iv) eccentric contraction (120% of 1RM). A total of 8 experimental conditions were therefore counterbalanced for each contraction type. Four actual and 8 imagined trials were

performed for each experimental condition, i.e. a total of 16 actual movements and 32 MI trials. As each trial was preceded by a rest-period, EMG and ANS activities were also recorded during a total of 32 rest-periods, to be compared with those recorded during actual performance and MI.

During actual performance, participants were asked to lift the dumbbell as fast as possible (concentric contractions), to “lower” it as much as possible (eccentric condition), or to hold the isometric contraction during a 5s-period. During MI, they were instructed to imagine the movement as if they were actually performing it, using an association of internal visual and kinesthetic imagery. Specifically, this latter component appears essential, as highlighted by Neuper et al. (2005). Each trial was separated from the next by a rest period, which was never less than 20s, thus allowing ANS variables to recover basal levels and EMG recordings to keep stable baseline. Upon mental initiation of the first body movement and at the end of the sequence, athletes pressed a button with their non-dominant hand, to start and stop the timer. A MI script was developed to standardize the instructions. Each participant was read this script and therefore received the following instructions before the first MI trial: “Try to imagine yourself doing the motor sequence with your eyes closed by imagining the different movements, as if you had a camera on your head, and perceiving the body sensations. You see and feel only what you would if you actually performed this particular skill. Start the timer with your non-dominant hand, as soon as you have left the reference point (initial position), which means at the beginning of the first imagined movement. Imagine the entire sequence and stop the timer at the end of the contraction. Make sure you use imagery in the way that is most comfortable to you, but without moving your arm”. To check that they performed exactly the correct type of imagery, athletes were regularly asked to describe the nature of the images after MI. During this debriefing, athletes were also instructed to describe the difficulty they encountered to imagine the movement and then, to rate a score of MI quality, using a 4-points scale. This was set as follow: 1=very easy to imagine/feel and 4=very difficult to imagine/feel (2 and 3 being intermediate levels).

2.3. Mechanical recordings

Imagined and actual durations were recorded by the experimenter, during each muscle contraction type, mean actual duration being considered the reference. In the concentric and eccentric muscle contraction conditions, the actual durations were calculated from the signal recorded, while using a goniometer (SG110, Biometrics) strapped to the active arm and forearm. In the isometric contraction condition, the subjects were asked to maintain over 90% of their IMVC (recorded during the preliminary session) during 5 s with the elbow joint positioned at 90°. The angle of the elbow joint and the magnitude of the force applied were controlled using the goniometer and the strain gauge force transducer, respectively. In the imagined contraction conditions, the goniometer was used to attest the absence of any elbow movement during MI.

2.4. Electrical recordings

Before placing the EMG surface electrodes, the skin was shaved, abraded and cleaned with alcohol swabs to improve the contact between the skin and the electrodes but also to reduce skin impedance. Raw EMG signals were simultaneously recorded with the Flex-comp Infinity system (Thought technology, Montreal, Canada), from the long head of the biceps brachii (LBB), short head of the biceps brachii (SBB), brachioradialis (BR), triceps brachii (TB), flexor carpi ulnaris (FCU), flexor carpi radialis (FCR), anterior deltoid (DEL), superior trapezius (TRA) and major pectoralis (PEC) muscles. Raw EMG signals were sampled at 2048 Hz on a computer before being further processed. Then the root mean squared value of the EMG signals (EMGrms) was calculated using a time averaging period of 25 ms. The mean EMGrms values of the nine muscles were calculated over the imagined and actual durations of the different contraction types.

Autonomic nervous system recordings were aimed at evaluating MI quality through more objective data than self-evaluation (Roure et al., 1999). High brain functioning may be studied through ANS effector activity at a peripheral level (Hugdahl, 1996) which anticipate and accompany behavior, thus representing non-conscious physiological mechanisms of

central mental processes. Cutaneous autonomic effectors, e.g. sweat glands are innervated by sympathetic endings only, their activation eliciting sweat release and, consequently, a decrease in skin resistance. Several experiments demonstrated that MI quality may be estimated by ANS responses, especially through skin resistance (Roure et al., 1999; Guillot et al., 2004; Guillot and Collet, 2005a). Instrumentation was designed by the Biomedical Microsensors and Microsystems Laboratory of the French National Institute of Applied Sciences (Dittmar et al., 1995). Signal sampling was carried out at a frequency of 10 Hz. Skin resistance was recorded using two 30 mm² unpolarizable Ag/AgCl electrodes (Clark Electromedical Instruments, Ref. E243) placed on the second phalanx of the second and third digits of the non-dominant hand, and held by adhesive tape (Fowles et al., 1981). Skin resistance was measured with 15 μ A current (current density=0.5 μ A/mm²), and an isotonic conductive paste (TECA ref: 822-201210) was used to improve skin/electrode contact as response amplitude depends on the pre-stimulation value (Furedy and Scher, 1989), a more reliable index was defined without referring to the initial value (tonic level). The Ohmic Perturbation Duration (OPD) is measured at the beginning of the sudden drop elicited by MI, and ends when the slope, while recovering basal level, shows no more fluctuations, and when the slope is similar to that observed before the stimulation (Vernet-Maury et al., 1995).

2.5. Data analysis

The first step of statistical EMG analysis was to test whether a difference may be observed between males and females by using a Multivariate analysis of variance (MANOVA). As the male/female comparisons did not reach the 5% threshold, male and female data were pooled and the variable related to sex was no more taken into account. A standard MANOVA test was thus performed for the 8 variables (2 movement conditions, i.e. actual performance and MI and 4 types of muscles contraction as previously described). All statistical computations were made by using a transformation ($1/y$) to fit the usual normal distribution assumptions. To explore the structure of the variables, these were re-expressed using a contrast H matrix in

terms of derived variables leading to better distinguish the main single effects (movement conditions and types of contraction) from their interaction (conditions * types of contraction). A suitable H matrix produced a first derived variable (not of interest here) giving the overall level of the responses. A second derived variable summarized the main effect of conditions, while 3 derived variables (3, 4 and 5) measured the main effect of the types of contraction, the 3 last ones (6, 7 and 8) summarizing the interaction effect (incidentally, this H matrix was exactly the design and analysis of the example 2.2 in the chapter about MANOVA of Hand et al., 1996). The nullity of the interaction was first tested by using the Hotelling's T²-test on the 3 last derived variables. Then, we examined the main effect of types of contraction by the same multivariate Hotelling's test applied to the derived variables 3, 4 and 5. In a first part, only the long biceps was considered as this is the main muscle involved in the elbow flexion. In a second part, the other muscles are considered, using the same analysis.

MIQ-R scores, ANS responses (OPD), and both physical execution and MI durations comparisons were made using Student's paired t-tests. The results are presented as mean (standard deviation values), the alpha level being set at $p < 0.05$.

3. Results

3.1. Behavioral results

The mean MIQ-R score was 43.97 (5.9). No difference was found between males and females ($t = 0.641$, $p > 0.05$, NS), mean scores being 43.27 (5.91) and 44.67 (6.04) respectively. When considering the visual and kinaesthetic subscales, the mean scores were 23.94 (3.5) and 19.87 (3.8), respectively. During the debriefing following the MI sessions, participants reported that they used the MI outlined in the script, without any switch between external and internal MI. None reported changing the imagery script to suit individual needs, but rehearsed the motor sequence as they were requested to do. The evaluation of self-reported MI accuracy did not show any difference among the experimental conditions ($F = 2.92$, $p > 0.05$, NS). Similarly, these scores did not change across trials. Mean values (SD) for the 4-points scale for heavy concentric, light concentric, isometric and eccentric

contraction conditions were 2.6 (0.7), 2.5 (0.7), 2.9 (0.7) and 2.8 (0.8), respectively.

The average time difference between the actual and the imagined trials was compared for each type of muscle contraction. Mean durations of actual concentric contractions were 1.21 s (0.2) and 0.78 s (1.1) for the heavy and light weights respectively. Imagined concentric contraction times were longer than actual times (2.38 s (0.1) and 1.62 s (1.1) respectively). The comparisons between imagined and physical times reached significance ($t = -5.5$, $p < 0.001$ and $t = -3.96$, $p < 0.001$). Under the 5 s isometric condition, actual and MI times did not differ ($t = 0.3$, $p > 0.05$, NS), mean MI duration being 4.89 s (2). Similarly, in the eccentric condition, MI times did not differ from physical execution times ($t = 0.5$, $p > 0.05$, NS), mean durations being 4.25 s (2.2) and 4.02 s (1.9) respectively. Interestingly, there was no significant gender difference, whatever the muscle contraction condition.

The goniometer measured the elbow angles during both the rest and the MI conditions with the aim to check whether during MI, subjects were able to keep the precise angular position that they were requested to (elbow angle of 90°), and thus to prevent any movement during imagined contractions. No significant difference was found ($t = 1.39$, $p > 0.05$, NS), average values being 0.52° (0.2) and 0.55° (0.2) during the MI and rest conditions respectively.

3.2. EMG activity during MI

All statistical computations were made by using normalized data, i.e. 1/y. When considering the EMG activity of the long head of the biceps brachii, the main muscle involved in the elbow flexion, the gender comparison did not reach the significant threshold ($F(8, 28) = 2.11$, [Pillai = 0.45], $p > 0.05$). Hence, males and females data were pooled. Similarly, none of the EMG activity provided differences between males and females for the 8 other muscles. All p-values were upper than the significant threshold. The forthcoming statistical test then used the Hotelling T². The aim was to create derivate variables to separate interactions from simple effects (2 movement conditions [MI and rest condition] * 4 types of muscle contractions). The matrix of transformations H yielded to 8 derivate variables from the 8 first variables. The 3 last variables were aimed to test interaction. With reference to

the matrix, it was verified whether the 3 variables showed a mean different from (0, 0, 0): $T_2=8.1$, $p=0.08$. As the critical probability was 8%, we considered that no interaction occurred among the 3 variables. Thus, the effect of movement conditions on the one hand, and type of muscle contraction on the other, were tested as separate variables.

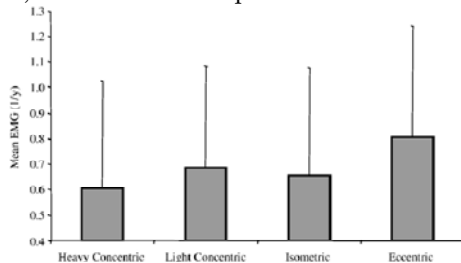


Fig. 2. EMG activity of the long head of the biceps brachii (1 / y) as a function of the type of muscle contraction. The eccentric contraction elicited the weakest EMG activity whereas the heavy concentric contraction elicited the highest. Further, there was a significant difference between the MI of the heavy concentric muscular contraction compared with the light concentric muscular contraction.

The Hotelling T2 test showed a marginally effect of the muscle contraction type condition for the long head of the biceps brachii, as shown by Fig. 2 ($T_2=8.23$, $p=0.07$). However, the light concentric contraction condition elicited less muscular activity than the heavy concentric contraction. In addition, the eccentric condition elicited the significant weakest muscular activity (Fig. 2).

Table 1
Mean EMG activity recorded during the rest and motor imagery conditions.

	Mean rest EMG activity (1 / y)	Mean MI EMG activity (1 / y)	P-value
Biceps brachii (long head)	0.82	0.69	<0.001
Biceps brachii (short head)	0.79	0.66	<0.0001
Anterior deltoidus	0.66	0.59	<0.0001
Superior trapezius	0.28	0.59	<0.0001
Triceps brachii	0.86	0.78	<0.01
Brachioradialis	0.68	0.51	<0.01
Flexor carpi ulnaris	0.83	0.73	<0.02
Flexor carpi radialis	0.73	0.65	<0.01
Major pectoralis	0.35	0.32	<0.002

Results clearly indicated higher, although subliminal, muscular activity during MI than during rest.

When considering EMG recordings of the 8 remaining muscles, none of the 8 p-values reached the significant threshold, although few of them indicated a marginally significant p-value (flexor carpi ulnaris, $p=0.09$ and major pectoralis, $p=0.06$). Consequently, the effect of each condition was investigated. A significant effect of the contraction type was found in the anterior deltoidus ($p=0.03$), brachioradialis ($p=0.01$), flexor carpi ulnaris ($p=0.002$), and flexor carpi radialis levels ($p<0.001$). In addition, the Hotelling T2 test provided a marginally significant difference in the major pectoralis ($p=0.08$). The weakest muscle activity was provided during eccentric MI of lifting the weight. There was also a strong difference between the two concentric conditions, heavy concentric contraction eliciting higher muscular activity than light concentric contraction. At last, no clear difference emerged from the comparison of heavy concentric and isometric contractions.

3.3. EMG activity during MI vs. rest

Again, all statistical computations were made by using normalized data, i.e. 1/y. The statistical analysis revealed a greater EMG activity recorded during MI than during the rest condition. Such difference was also observed in the other 8 muscles, as shown by Table 1. To emphasize data reliability, it was checked whether participants remained motionless during the MI sequences (at least that they did not show more muscular activity than during the rest control condition). Thus, goniometric data were compared to check that there was no significant difference between the rest and the MI conditions.

Greater EMG activity were recorded in the long head of the biceps brachii during MI than during the rest condition, average normalized values being 0.82 mV (0.4) and 0.69 mV (0.4) respectively. It is noticeable that the 4 MI conditions were considered in this comparison. Similar results were obtained in each muscle recording (Fig. 3). When analyzing each type of muscle contraction in a separate way, similar results were observed. The EMG activity of the long head of the biceps was significantly greater during MI than during the rest condition the heavy concentric ($t=2.8$, $p<0.01$), the light concentric ($t=2.4$, $p<0.02$), the isometric ($t=2.5$, $p=0.016$) and the eccentric conditions ($t=2.6$, $p=0.014$). These

statistical differences were also obtained when analyzing the data of all muscles, with the exception of the short head of the biceps brachii and triceps brachii during the eccentric condition, the flexor carpi radialis during the isometric condition, and the trapezius, flexor carpi ulnaris and radialis during the heavy concentric condition.

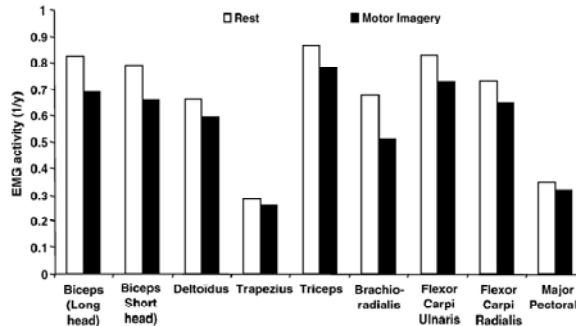


Fig. 3. EMG activity (1 / y) during MI and rest conditions. The MI condition was shown to elicit a higher EMG activity than that recorded during the rest condition in all muscles.

3.4. EMG activity during physical execution

A significant difference was found between males and females EMG in the long head of the biceps brachii (Pillai=0.565, F(4,18)=5.85, p<0.01). Mean males EMG values were 1001 mV, 832 mV, 862 mV, and 696 mV in the isometric, heavy concentric, eccentric and light concentric conditions respectively. Weaker EMG values were recorded in women (479 mV, 478 mV, 421 mV, and 332 mV, respectively). Comparing each type of contraction to each other provided evidence of a systematic effect of the type of contraction, showing that the EMG activity recorded during the light concentric contraction was weaker than those recorded during other types of contraction (Table 2). Further, in women, a tendency was also observed when comparing the EMG activity recorded during the heavy concentric and the eccentric conditions (t=2.02, p=0.07).

When considering the other 8 muscles, different patterns of EMG activity were recorded, so that no clear conclusion may be drawn. In the male group, for example, greater EMG values were recorded during the isometric condition when compared to other types of contraction, except in the short head of the biceps brachii and the deltoidus activity (greater EMG activity during the eccentric than during the

isometric condition), as in the trapezius and the deltoidus activity (greater activity during the heavy concentric than during the isometric condition). Similarly, the weakest

Table 2
Comparison of the EMG activity as a function of muscle contraction type

	Men			
	Heavy Concentric	Light Concentric	Isometric	Eccentric
Heavy Concentric		t = 2.492 p = 0.032	t = 1.558 p > 0.05	t = 0.589 p > 0.05
Light Concentric	t = 5.506 p < 0.001		t = 3.237 p = 0.009	t = 3.474 p = 0.006
Isometric	t = 0.009 p > 0.05	t = 2.995 p = 0.012		t = 1.327 p > 0.05
Eccentric	t = 2.019 p > 0.05	t = 2.66 p = 0.022	t = 1.216 p > 0.05	

Women
A systematic effect of muscle activity was observed in a way that the EMG activity recorded during both the light concentric and the eccentric contraction was significantly weaker than that recorded during other types of contraction both in men and women.

EMG activity was recorded during the light concentric contraction, with the exception of the brachioradialis activity (greater activity during the eccentric than during the light concentric condition). Finally, no significant difference was observed between the heavy concentric and the eccentric conditions, except in the activity of the flexor carpi ulnaris. In the female group, no significant difference was recorded between the isometric condition and the other types of contraction, as between the eccentric and the heavy concentric conditions. By contrast, the weakest EMG activity was recorded during the light concentric condition, with the exception of the brachioradialis, the short head of the biceps brachii and the trapezius, when compared to the eccentric condition.

3.5. ANS activity

Skin resistance responses (measured through the OPD index) were recorded during both physical and imagined contractions. During MI, the responses were significantly shorter than those recorded during actual practice in all muscle contraction conditions (p<0.001), as shown by Table 3. As MI quality was estimated through ANS responses, especially skin resistance responses (Guillot et al., 2004;

Guillot and Collet, 2005a; Roure et al., 1999), good and poor MI trials were differentiated with respect to the OPD of each MI trial. However, the EMG activity did not statistically differ between these “correct and incorrect” MI trials, with the exception of the long head of the biceps brachii during light concentric contraction ($t=2.39$, $p<0.05$) and the brachioradialis during heavy concentric contraction ($t=3.5$, $p<0.001$). In these muscles, the mean EMG activity was significantly greater during correct than during incorrect MI trials (4.31 (4.2) and 2.97 (3.1) in the biceps brachii activity, 3.55 (1.8) and 2.74 (1.6) in the brachioradialis activity). Finally, the EMG activity tended to be significantly greater during correct heavy concentric than during incorrect MI trials in the long head of the biceps brachii activity ($t=1.77$, $p=0.09$), mean values being 4.88 (4.6) and 3.53 (3.12) respectively.

Table 3
Ohmic perturbation duration recorded during physical execution and motor imagery

Contraction type	Condition	OPD (s)	Standard deviation	t	p
Heavy concentric	Actual	5.26	2.1	7.14	<0.001
	MI	2.13	1.11		
Light concentric	Actual	4.86	2.38	5.98	<0.001
	MI	1.48	1.2		
Isometric	Actual	7.91	2.38	11.4	<0.001
	MI	2.21	1.33		
Eccentric	Actual	9.04	2.38	12.7	<0.001
	MI	1.26	0.89		

ANS responses recorded during MI were found to be significantly shorter than those recorded during physical execution.

5. Discussion

The present study was designed to investigate the muscular responses during the actual lifting of a dumbbell and the MI of the same movement. Two main independent variables were considered, the type of muscle contraction and the weight to lift. The main result was that MI was accompanied by a subliminal specific EMG activity of muscles acting as prime movers during actual movement, but also that of antagonist, synergist and fixator muscles. Further, the statistical analysis revealed a greater EMG activity during MI than during the rest condition, whatever the gender, the muscles and the type of contraction. In addition, there was an effect of the weight being mentally lifted under the concentric

condition, and the eccentric condition was found to elicit a significant weakest muscular activity than during all other conditions, hence suggesting that the low magnitude of the physiological response may interact with the type of contraction being imagined. These results provide further evidence that MI and motor execution share common neural mechanisms. This was confirmed through mental chronometry as no difference emerged from actual and imagined duration, perhaps with the exception of the concentric conditions. This latter difference is easily explained with reference to the very short actual duration (less than 1.5 s), as rapid movement duration is always overestimated during MI (Guillot and Collet, 2005b).

First, our results support the previous findings by Bakker et al. (1996) and Boschker (2001) who found that the MI of lifting 9 kg weights resulted in a larger EMG activity in the active arm than the MI of lifting 4 kg 1/2. In the present study, the MI of a heavy concentric contraction (80% of 1RM) resulted in a greater pattern of EMG activity than during MI of a light concentric condition (50% of 1RM). Especially, the association of visual internal and kinesthetic imagery agrees with the assumptions stating that a larger EMG activity is recorded when subjects use internal rather than external visual imagery (Hale, 1982; Harris and Robinson, 1986). Although some authors have reported that the EMG activity was necessarily equivocal across all muscles that contract during actual performance (Dickstein et al., 2005), we recorded an overall activation in the 9 muscles being monitored. These results corroborates the view stating that the content of the mental image (i.e. the intensity of the contraction) may be related to the magnitude of the subliminal EMG activity, which is thought to partially reflect, in turn, the quantitative characteristics of this mental image. As outlined by Boschker (2001), however, it still remains an empirical question to find out how detailed the EMG response mirrors the image. Especially, such a difference during MI may also be linked to the relationship between physical effort and perceived exertion arising from the tacit knowledge of how difficult is the heavy contraction by comparison to the light condition. Altogether, such a modification in the EMG activity during MI seems more than an epiphenomenon, even though it remains

difficult to explain. According to Jeannerod (1994) and Bonnet et al. (1997), this physiological response is supposed to result from an incomplete inhibition of the motor command.

Second, our results provide evidence, for the first time, of an effect of the contraction type. The EMG activity was found larger during the heavy concentric contraction than during both the light concentric and eccentric conditions. More, the pattern of EMG activity recorded during imagined eccentric contractions was systematically weaker than those observed during all other types of contraction. Interestingly, these results are in keeping with previous literature findings showing that the EMG activity recorded during actual eccentric contractions is weaker than that observed during concentric and isometric contractions (Moritani et al., 1988; Tesch et al., 1990; Fang et al., 2001; McHugh et al., 2002). This difference may be explained by a fewer activation of the motor units during eccentric than during concentric contractions at the same force, more fast-twitch motor units being however activated during actual eccentric contractions. Even though a spectral analysis should confirm this hypothesis, a similar physiological mechanism may occur during MI. In contrast, while previous studies investigating physical execution have shown that a greater EMG activity was recorded during concentric than during isometric or during eccentric contractions (Komi et al., 2000; Linnamo et al., 2006), we found that the EMG activity was greater during actual isometric than during heavy concentric contractions. This difference may result in the difference between the designs of the two studies: participants were requested to lift 80% of 1RM in our experiment while previous studies investigated maximal voluntary contractions. Finally, our results support the findings by Komi et al. (2000) and Linnamo et al. (2006) with regards to MI, as the pattern of activity during imagined contractions was greater during concentric than during isometric conditions. The sensation of effort, which has usually been reported during MI (Decety and Boisson, 1990; Decety and Lindgren, 1991), may explain these results, especially when subjects have to imagine lifting a heavy weighted dumbbell.

The outcomes also indicated that the pattern of EMG activity was recorded in all

muscles involved during the physical flexion of the forearm, i.e. the agonist muscles but also the antagonists, synergists and muscles with a fixation function. Agonists create the range of movement in a joint by contracting while the antagonists act in opposition about the axis of the joint. The antagonists which show eccentric activity have often been found activated during MI (e.g. Bakker et al., 1996; Boschker, 2001; Slade et al., 2002). Interestingly, the synergists and the muscles with a fixation function, eliciting single muscle action to reinforce the agonist activity and concerted activation of several muscles respectively, were also activated during MI, in our experiment. This result emphasizes the functional equivalence between MI and motor performance, which has already been well-established with regards to the central and peripheral functional equivalence (e.g. Decety et al., 1994; Pfurtscheller and Neuper, 1997; Holmes and Collins, 2001; Guillot and Collet, 2005a; Guillot et al., submitted for publication), as the behavioral (temporal) equivalence (Guillot and Collet, 2005b). Even though earlier studies found a functional equivalence within the EMG activity (Jacobson, 1931; Shaw, 1940), none has reported an activation of all muscles involved in the production of the actual movement.

The EMG activity recorded during the MI of lifting weighted dumbbells was shown to mirror actual execution, and to distinguish among the different types of contraction elicited by the movement under actual conditions of execution. This lends support that this activity originates from the high central nervous system. Moreover, as EMG activity has been sometimes, but not systematically, recorded during MI (Dickstein et al., 2005), it seems not reasonable to explain the effects of MI on motor performance and learning in terms of bottom-up mechanisms only (Mulder et al., 2004). These authors thus argued that it was more plausible to explain such effects in terms of a top-down mechanism based on the activation of a central representation of the movement (Mulder et al., 2005). They also interpreted that the occurrence of peripheral activity in other studies could not be satisfactorily explained by such a central theory. However, central operations (planning and programming) are paralleled by peripheral responses such as ANS responses which anticipate and accompany

behavior, thus representing non-conscious physiological mechanisms of central mental processes (Collet et al., 1999; Plascencia-Alvarez et al., 2002; Sequeira and Ba M'hamed, 1999). Therefore, these physiological responses appear compatible with a central origin of MI effects. More, the occurrence of a pattern of EMG activity during mental practice has been interpreted as an incomplete inhibition of the motor output (Jeannerod, 1994; Bonnet et al., 1997). Especially, the cerebellum is thought to be involved in the inhibition of movement execution during MI, the inhibitory process being possibly controlled by the Larsell lobule HVII ipsilateral to the movement (Lotze et al., 1999). Furthermore, the experimental data providing evidence of substantial increase in muscle strength through MI, as mentioned in the introduction, lend also support to the central explanation theory of MI. These results were explained with reference to the neural origin of strength gain, hence driving the motor units to a higher intensity and/or leading to the recruitment of motor units that are otherwise inactive, without any peripheral changes such as hypertrophy. Similar neural reorganizations are supposed to explain the limit of strength loss during immobilization (Newsom et al., 2003). It may thus be concluded that the effect of MI may be explained by the cerebral and cerebellar plasticity following mental practice (Lafleur et al., 2002; Lacourse et al., 2004), hence resulting from a central origin.

Finally, no clear difference was found when comparing the EMG activity recorded during correct and incorrect trials, i.e. when MI was considered, or not, being vivid, with the exception of the agonist muscles (the long biceps brachii in our experiment). Although there was the same tendency in some other muscles towards a larger pattern of EMG during correct trials, the present results do not support the hypothesis stating that subjects who produce more specific patterns of muscular activity are better imagers than those who produce less specific patterns of muscular activity. This finding thus agrees with previous literature data that failed to find a relationship between MI ability and EMG activity (Hale, 1982; Hecker and Kazcor, 1988; Jowdy and Harris, 1990; Boschker, 2001), with the exception of the paper by Lutz (2003). Conversely, this is probably not the case when central nervous system activity is considered (Guillot et al.,

submitted for publication). Consequently, the recording of EMG activity may be considered a reliable indicator of MI accuracy with reference to the EMG activity of agonist muscles only (Guillot and Collet, 2005a).

To conclude, the present study shows that a pattern of EMG activity was recorded during MI in all muscles interested in the movement we considered, as a function of the weight to be lifted and to the muscle contraction type. This pattern of muscular response was found to overall mirror the configuration of the EMG activity recorded during different types of physical contraction, even though the magnitude was strongly weaker during MI, as expected. Such equivalence still needs, however, further experimental investigation, using spectral analysis, for example to check whether the configuration of activation of the motor units is similar during MI and motor execution. Altogether, these data lend support to the high central nervous system origin of that activity, hence suggesting that the effect of MI may be explained by the central nervous system plasticity following mental practice.

References

- Bakker, F.C., Boschker, M.S.J., Chung, T., 1996. Changes in muscular activity while imagining weight-lifting using stimulus or response propositions. *J. Sport Exerc. Psychol.* 18, 313–324.
- Bird, E.I., 1984. EMG quantification of mental rehearsal. *Percept. Mot. Skills* 59, 899–906.
- Bonnet, M., Decety, J., Jeannerod, M., Requin, J., 1997. Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Cogn. Brain Res.* 5, 221–228.
- Boschker, M.S., 2001. Action-based imagery: on the nature of mentally imagined motor actions. Doctoral Thesis Dissertation, University of Amsterdam.
- Collet, C., Dittmar, A., Vernet-Maury, E., 1999. Programming or inhibiting action: autonomic nervous system control of anticipation. *Int. J. Psychophysiol.* 32, 261–276.
- Cornwall, M.W., Buscato, M.P., Barry, S., 1991. Effect of mental practice on isometric muscular strength. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 13, 231–234.
- Decety, J., 1996. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cogn. Brain Res.* 3, 87–93.
- Decety, J., Boisson, D., 1990. Effect of brain and spinal cord injuries on motor imagery. *Eur. Arch. Psych. Clin. Neurosci.* 240, 39–43.
- Decety, J., Lindgren, M., 1991. Sensation of effort and duration of mentally executed actions. *Scand. J. Psychol.* 32, 97–104.

- Decety, J., Jeannerod, M., Durozard, D., Baverel, G., 1993. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. *J. Physiol. (Lond.)* 461, 549–563.
- Decety, J., Perani, D., Jeannerod, M., Bettinardi, V., Tadary, B., Woods, R.P., Mazziota, J.C., Fazio, F., 1994. Mapping motor representation with positron emission tomography. *Nature* 371, 600–602.
- Dickstein, R., Gazit-Grunwald, M., Plax, M., Dunsky, A., Marcovitz, E., 2005. EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. *J. Mot. Behav.* 37, 475–483.
- Dittmar, A., Rada, H., Delhomme, G., Vernet-Maury, E., Collet, C., Roure, R., Unterreiner, R., Robini, M., Delemer, C., 1995. A multi-sensor system for the non-invasive measurement of the activity of the autonomic nervous system. *Sens. Actuators, B, Chem.* 26–27, 461–464.
- Driskell, J.E., Copper, C., Moran, A., 1994. Does mental practice enhance performance? *J. Appl. Sport Psychol.* 7, 481–491.
- Fang, Y., Siemionow, V., Sahgal, V., Xiong, F., Yue, G.H., 2001. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J. Neurophysiol.* 86, 1764–1772.
- Feltz, D.L., Landers, D.M., 1983. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *J. Sport Psychol.* 5, 25–57.
- Folland, J.P., Williams, A.G., 2007. The adaptations to strength training. Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 37, 145–168.
- Fowles, D.C., Christie, M.J., Edelberg, R., 1981. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* 18, 232–239.
- Furedy, J.J., Scher, H., 1989. The law of initial values: differentiated testing as an empirical generalization versus enshrinement as a methodological rule. *Psychophysiology* 26, 120–122.
- Gandevia, S.C., Wilson, L.R., Inglis, J.T., Burke, D., 1997. Mental rehearsal of motor tasks recruits a-motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurones selectively. *J. Physiol.* 505, 259–266.
- Gentili, R., Papaxanthis, C., Pozzo, T., 2006. Improvement and generalization of arm motor performance through imagery practice. *Neuroscience* 137, 761–772.
- Guillot, A., Collet, C., 2005a. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brains Res. Rev.* 50, 387–397.
- Guillot, A., Collet, C., 2005b. Duration of mentally simulated movement: a review. *J. Mot. Behav.* 37, 10–20.
- Guillot, A., Collet, C., Dittmar, A., 2004. Relationship between visual vs kinaesthetic imagery, field dependence-independence and complex motor skills. *J. Psychophysiol.* 18, 190–198.
- Guillot, A., Collet, C., Nguyen, V.A., Malouin, F., Richards, C., Doyon, J., submitted for publication. Brain activity during visual vs. kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum. Brain Mapp.*
- Hale, B.D., 1982. The effects of internal and external imagery on muscular and ocular concomitants. *J. Sport Psychol.* 4, 379–387.
- Hall, C.R., Martin, K.A., 1997. Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *J. Ment. Imag.* 21, 143–154.
- Hand, D., Crowder, M.J., Hand, H.J., 1996. *Practical Longitudinal Data Analysis*, 1st edition. Crc Press Llc.
- Harris, K.S., Robinson, W.J., 1986. The effect of skill level on EMG activity during internal and external imagery. *J. Sport Psychol.* 8, 105–111.
- Hashimoto, R., Rothwell, J.C., 1999. Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery. *Exp. Brain Res.* 125, 75–81.
- Hecker, J.E., Kazcor, L.M., 1988. Application of imagery theory to sport psychology: some preliminary findings. *J. Sport Exerc. Psychol.* 10, 363–373.
- Herbert, R.D., Dean, C., Gandevia, S.C., 1998. Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol. Scand.* 163, 361–368.
- Holmes, P., Collins, D., 2001. The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *J. Appl. Sport Psychol.* 13, 60–83.
- Hugdahl, K., 1996. Cognitive influences on human autonomic nervous system function. *Curr. Opin. Neurobiol.* 6, 252–258.
- 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, 1171–1180.
- Jacobson, E., 1931. Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. *Am. J. Physiol.* 96, 115–121.
- Jacobson, E., 1932. Electrophysiology of mental activities. *Am. J. Psychol.* 44, 677–694.
- Jami, L., 1992. Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiol. Rev.* 72, 623–666.
- Jeannerod, M., 1994. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behav. Brain Sci.* 17, 187–245.
- Jeannerod, M., Frak, V., 1999. Mental imaging of motor activity in humans. *Curr. Opin. Neurobiol.* 9, 735–739.
- Jowdy, D.P., Harris, D.V., 1990. Muscular responses during mental imagery as a function of motor skill level. *J. Sport Exerc. Psychol.* 12, 191–201.
- Kleissen, R.F.M., Buurke, J.H., Harlaar, J., Zivold, G., 1998. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Post* 8, 143–158.
- Komi, P.V., Linnamo, V., Silventoinen, P., Sillanpää, M., 2000. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32, 1757–1762.
- Lacourse, M.G., Turner, J.A., Randolph-Orr, E., Chandler, S.L., 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.
- Lafleur, M.F., Jackson, P.L., Malouin, F., Richards, C.L., Evans, A.C., Doyon, J., 2002. Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage* 16, 142–157.

- Li, S., Kamper, D.G., Stevens, J.A., Rymer, W.Z., 2004. The effect of motor imagery on spinal segmental excitability. *J. Neurosci.* 27, 9674–9680.
- Linnamo, V., Strojnik, V., Komi, P.V., 2006. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 96, 672–678.
- Lotze, M., Montoya, P., Erb, M., Hulsmann, E., Flor, H., Klose, U., 1999. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J. Cogn. Neurosci.* 11, 491–501.
- Lutz, R.S., 2003. Covert muscle excitation is outflow from the central generation of motor imagery. *Behav. Brain Res.* 140, 149–163.
- McHugh, M.P., Tyler, T.F., Greenberg, S.C., Gleim, G.W., 2002. Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *J. Sports Sci.* 20, 83–91.
- Mellah, S., Rispal-Padel, L., Rivière, G., 1990. Changes in excitability of motor units during preparation for movement. *Exp. Brain Res.* 82, 178–186.
- Moritani, T., Muramatsu, S., Muro, M., 1988. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am. J. Physiol. Med.* 66, 338–350.
- Mulder, T., Zijlstra, S., Zijlstra, W., Hochstenbach, J., 2004. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Exp. Brain Res.* 154, 211–217.
- Mulder, T., de Vries, S., Zijlstra, S., 2005. Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Exp. Brain Res.* 163, 344–351.
- Naito, E., Kochiyama, T., Kitada, R., Nakamura, S., Matsumura, M., Yonekura, Y., Sadato, N., 2002. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical areas and the cerebellum. *J. Neurosci.* 22, 3683–3691.
- Neuper, C., Scherer, R., Reiner, M., Pfurtscheller, G., 2005. Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cogn. Brain Res.* 25, 668–677.
- Newsom, J., Knight, P., Balnave, R., 2003. Use of mental imagery to limit strength loss after immobilization. *J. Sport Rehabil.* 12, 249–258.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., 1997. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neurosci. Lett.* 239, 65–68.
- Plascencia-Alvarez, N.I., Estanol, B., Corona Figueroa, M.V., Mondragon, B., Lopez-Lomeli, M.M., Espinosa-Sierra, L., Ruiz, J., Garcia-Ramos, G., Infante, O., Martinez, M.R., 2002. Effect of muscle contraction on heart rate and skin blood flow. Preliminary results. *Arch. Cardiol. Mex.* 72, 13–19.
- Ranganathan, V.K., Siemionow, V., Liu, J.Z., Sahgal, V., Yue, G.H., 2004. From mental power to muscle power — gaining strength by using mind. *Neuropsychologia* 42, 944–956.
- Roure, R., Collet, C., Deschaumes-Molinaro, C., Delhomme, G., Dittmar, A., Vernet-Maury, E., 1999. Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiol. Behav.* 66, 63–72.
- Schmidt, R.A., Lee, T.D., 1999. Motor control and learning: A behavioral emphasis, 3rd edn. Human Kinetics, Champaign.
- Sequeira, H., Ba M'hamed, S., 1999. Pyramidal control of heart rate and arterial pressure in cats. *Arch. Ital. Biol.* 137, 47–62.
- Shaw, W.A., 1938. The distribution of muscular action potentials during imaging. *Psychol. Rec.* 2, 195–216.
- Shaw, W.A., 1940. The relation of muscular action potentials to imagine weight lifting. *Arch. Psychol.* 35, 5–50.
- Sidaway, B., Trzaska, A., 2005. Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Phys. Ther.* 85, 1053–1060.
- Slade, J.M., Landers, D.M., Martin, P.E., 2002. Muscular activity during real and imagined movement: a test of inflow explanations. *J. Sport Exerc. Psychol.* 24, 151–167.
- Smith, D., Collins, D., Holmes, P., 2003. Impact and mechanism of mental practice effects on strength. *Int. J. Sport Psychol.* 1, 293–306.
- Tesch, P.A., Dudley, G.A., Duvoisin, M.R., Hather, B.M., Harris, R.T., 1990. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol. Scand.* 138, 263–271.
- Vernet-Maury, E., Robin, O., Dittmar, A., 1995. The ohmic perturbation duration: an original index to quantify electrodermal response. *Behav. Brain Res.* 67, 103–107.
- Washburn, M.F., 1916. Movement and mental imagery: Outlines of a motor theory of the complex mental processes. Houghton Mifflin, Boston.
- Yue, G., Cole, K.J., 1992. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *J. Neurophysiol.* 67, 1114–1123.
- Zijdewind, J., Toering, S.T., Bessen, B., Van-Der-Laan, O., Diercks, R.L., 2003. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve* 28, 168–173.

Publication 3

Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery

Neuroscience Letters, 435:181-185, 2008

Lebon F, Rouffet D, Collet C & Guillot A

Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery

Lebon F. ¹, Rouffet D. ¹, Collet C. ¹ & Guillot A. ¹

¹ Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (C.R.I.S.) EA 647 Laboratoire de la Performance Motrice, Mentale et du Matériel (P3M), 27-29 boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France.

Abstract

To provide evidence that motor imagery (MI) is accompanied by improvement of intramuscular conduction velocity (CV), we investigated surface electromyographic (EMG) activity of 3 muscles during the elbow flexion/extension. Thirty right-handed participants were asked to lift or to imagine lifting a weighted dumbbell under 3 types of muscular contractions, i.e. concentric, isometric and eccentric, taken as independent variables. The EMG activity of the agonist (long and short head of biceps brachii) and the antagonist (long portion of triceps brachii) muscles was recorded and processed to determine the median frequency (MF) of EMG power spectrum as dependant variable. The MF was significantly higher during the MI sessions than during the resting condition while the participants remained strictly motionless. Moreover, the MF during imagined concentric contraction was significantly higher than during the eccentric. Thus, the MF variation was correlated to the type of contraction the muscle produced. During MI, the EMG patterns corresponding to each type of muscle contraction remained comparable to those observed during actual movement. In conclusion, specific motor programming is hypothesized to be performed as a function of muscle contraction type during MI.

Keywords: motor imagery, EMG, mean frequency, muscle contraction types

Introduction

Motor imagery (MI) is the mental representation of a specific action without any corresponding motor output. Brain mapping techniques underlined that actual task performance and mental simulation share common neural substrate, although the cerebral networks do not fully overlap [6, 23, 30, 33]. Moreover, Transcranial Magnetic Stimulation studies showed an increase in corticomotor excitability during MI that is both muscle-specific and temporally correlated to that observed during actual execution [12, 34]. Such data support the principle of functional equivalence between imagined and actual movement. Several experiments have demonstrated previously that the electromyographic (EMG) activity recorded during MI was higher from that observed during the reference condition, i.e. basal level at rest [7]. The origin of this peripheral muscular activity is worthy of interest. Jeannerod [14] hypothesized that the residual EMG activity was due to motor command inhibition, which would remain incomplete, thus resulting in subliminal EMG activity. However, this finding was not recorded systematically [10, 12, 20, 24]. Particularly, neuroimaging studies usually used the absence of EMG activity as an indicator of immobility during scanning. Thus, EMG recordings were used as control to attest that brain activation was due to motor representation and not to retroactions from muscle spindles, and that they were, in fact, not focused specifically on the relationships between EMG and MI. Inconsistencies among publications may also result from methodological issues. EMG signal is affected by electrode geometry, location on the muscle, and distance between active fibers and electrodes [16, 31]. In addition, surface EMG recordings mainly reflect the activity of superficial muscle fibers [14].

When EMG activity was observed during MI, it was shown to be higher than rest and the magnitude of the signal was dependent on effort intensity [3, 11]. Guillot et al. [11] also demonstrated that the root mean squared value (EMGrms) was specific to each type of contraction, the eccentric condition eliciting the lowest EMG activity. In fact, the subliminal EMG patterns recorded during MI sessions mirrored those recorded during actual conditions, thus demonstrating that the muscular activity

occurring during MI was task-specific. This valuable data demonstrates that muscle activity was not due to residual tonic contraction, which would have accompanied the mental activity of MI. Thus, the similarity between mental and actual EMG patterns confirmed the structural and functional relationships between MI and actual execution [14]. Despite arguments in favour of specific muscular activity during MI, this matter has no definite answer, and the controversy would benefit from additional knowledge resulting from EMG power spectrum frequency analysis. This data processing is expected to give additional information about the correlation between MI and actual execution.

Motor units' discharge frequency depends on the action potentials' waveform duration, the type of motor units, and effort intensity. The median frequency (MF) of the EMG power spectrum is poorly sensitive to noise, hence reflecting such physiological processes. Changes in MF are not only associated with the modification of the motor units' discharge frequency, but also with muscle fiber conduction velocity (CV) [2, 22, 32, 35]. The more the type II motor units are activated, the higher the CV and discharge frequency, which results in an increased MF [4, 26]. Recording MF during the mental representation may provide insight into the mechanisms underlying MI, by modulating motor units' discharge frequency and/or CV. The aim of this paper was thus to investigate the effect of muscle contraction types on the median frequency of the EMG signal during MI.

Materiel and method

Participants

Thirty right-handed students (15 men and 15 women, aged from 18 to 25, mean = 21.2 ± 2.4) took voluntarily part in this experiment after giving their informed consent. The local ethic committee agreement was also obtained. No information about the purposes or hypotheses was given to the participants until after they completed the experiment.

Experimental procedures

First, the participants were asked to perform two tests. During the week preceding the experiment, the *maximum voluntary contraction* (MVC) was determined using an incremental test, which required lifting a dumbbell by bending the

elbow joint. The best grade, taken from one concentric contraction, was considered the MVC. The *isometric maximal voluntary contraction* (IMVC) was measured using a strain gauge force transducer with the elbow joint at 90°. During the experimental procedure, the subjects were seated in a comfortable armchair and were attached to the seat with a belt to prevent any body movements that could help them increase their strength.

One week later, the participants were asked to lift and imagine lifting the dumbbells under three conditions: 1) a concentric contraction (80% of MVC), 2) an eccentric contraction (120% of MVC) and 3) an isometric contraction (95% of IMVC). Each participant randomly performed 4 actual and 8 imagined trials under each condition, i.e. 16 actual movements, 32 MI trials and 32 rest-periods. Rest periods were needed to let the variables come back to their basal levels and were thus taken as controls. During MI, the participants were instructed to visualize and perceive muscular contraction and joint motion, as if movement was actually being performed. In order to insure that the participants did the correct exercise, they received the following instructions: *“Try to imagine yourself performing the motor sequence with your eyes closed, by perceiving the different movements just as if you had a camera on your head, and feel the body’s sensations. You have to see and feel only what you would see and feel if you had to perform this particular skill. Imagine the movement using the most comfortable way for you, and make sure not to move your arm”*. To check if the participants encountered any difficulties during the MI sessions, they were regularly asked to describe the nature of the images they perceived, and were instructed to grade MI quality after each attempt, using a 4-points scale (1 = very easy to imagine/feel and 4 = very difficult to imagine/feel, 2 and 3 being the intermediate scores).

Dependant variables

EMG and goniometer signals were sampled at 2048 Hz and stored on a hard disk before being processed any further. The goniometer (SG110, Biometrics) was placed on the right elbow joint, to measure the angle between the arm and the forearm, to ensure that the participants remained

strictly motionless during both MI and rest conditions.

The EMG signals were recorded using surface electrodes (Triodes Myoscan, interelectrodes distance: 2 cm; bandwidth: 20 Hz to 500 Hz, Flex-comp Infinity system, Thought technology, Montreal, Canada). The EMG signals were collected from 3 muscles of the dominant arm: the long and short heads of biceps brachii (the agonist muscles group) and the long portion of triceps brachii (antagonist muscle). The surface electrodes were parallel to the muscle fibers over the muscle belly. The EMG signals were differentially amplified (gain 500) at the level of the electrodes before being recorded and further band-pass filtered (12-500 Hz). Filtered signals were processed to calculate the EMGrms using a 25 ms moving rectangular window and the median frequency (MF). The EMG and goniometer signals were recorded during the MI, the rest period, and the actual contraction conditions.

A repeated measures ANOVA was then performed. The independent variables included the 3 muscle contraction types (concentric, isometric and eccentric), the 2 experimental conditions (MI and rest-period) and the 3 muscles (the long and short head of the biceps brachii and the long portion of the triceps brachii). Another ANOVA with repeated measures was run between actual and imagined contractions. The Student’s paired t-test was then used to compare goniometric data under MI and rest conditions. The results are presented as a median [standard deviation] and significance level was set at $P \leq 0.05$.

Results

Goniometry

Data analysis from the goniometer showed that the average deviation from the arm position to be maintained (90°) was comparable during the MI and rest conditions (0.52 [0.2] vs. 0.55 [0.2] degrees ; $t = 1.39$, $P > 0.05$, NS).

Median Frequency under Actual and MI contractions

The ANOVA showed a significant difference between actual and imagined contractions ($F_{1,264} = 551.47$, $P < 0.001$), mean frequency being 72.35 Hz [12.53] and 37.08 Hz [8.65] respectively. The interaction between the muscle contraction types and the experimental conditions also reached the

Table 1

<i>EMG activity (mV) and standard deviation during motor imagery and rest as a function of muscular contraction type</i>			
EMG activity (mV)	Concentric	Isometric	Eccentric
Motor imagery			
Biceps brachii long head	1.657 (0.08) **	1.527 (0.08) #	1.242 (0.08)
Biceps brachii short head	1.701 (0.06) *	1.500 (0.07)	1.370 (0.07)
Triceps brachii	1.310 (0.06)	1.293 (0.06)	1.282 (0.07)
Rest			
Biceps brachii long head	1.235 (0.08)	1.234 (0.07)	1.106 (0.08)
Biceps brachii short head	1.278 (0.07)	1.208 (0.06)	1.179 (0.07)
Triceps brachii	1.118 (0.07)	1.121 (0.07)	1.118 (0.07)

** Difference between concentric and eccentric contraction ($P < 0.01$).

* Difference between concentric and eccentric contraction ($P < 0.05$).

Difference between eccentric and isometric contraction ($P < 0.05$).

significant threshold ($F_{2,264} = 14.17$, $P < 0.001$), the weakest MF being observed under the actual isometric contraction condition (70.01 Hz) and during the MI of eccentric contraction (35.90 Hz).

EMGrms under Rest vs. MI

The ANOVA with repeated measures showed that the EMGrms data was higher during the MI sequences than during the rest-period ($F_{1,342} = 7.15$, $P = 0.008$). During concentric imagined contractions, the electrical muscular activity was higher than under eccentric in the two heads of the biceps brachii and than under isometric imagined contractions in the long head of the same muscle. The EMGrms values are presented in Table 1.

Median Frequency under Rest vs. MI

The ANOVA with repeated measures showed that the median frequency was higher during the MI than during the rest-period ($F_{1,246} = 5.99$, $P = 0.016$), MF values being 37.08 Hz [8.65] and 33.81 Hz [8.57] respectively. The comparison of the muscle contraction conditions did not reached significance ($F_{2,246} = 0.48$, $P > 0.05$, NS).

Median Frequency and Type of muscles contraction

Taking into account all the data, the within-subjects analysis of variance revealed a significant effect of muscle contraction types ($F_{2,246} = 8.18$, $P < 0.001$). Then, each muscle contraction type was compared with each other during MI. When the data of the two heads of the biceps brachii and the triceps brachii were pooled, the concentric contraction elicited the highest MF (38.80 Hz [8.97]) and the eccentric contraction the lowest (35.90 Hz [9.25]), the isometric providing intermediate MF (36.55 Hz [7.49]). The MF during concentric contraction was significantly higher than under eccentric

contraction for the long and the short head of biceps brachii ($t = 3.29$, $P = 0.003$ and $t = 2.23$, $P = 0.036$, respectively). Moreover, for the long head of biceps, the comparison of the isometric MF with the eccentric MF was close to the significant threshold ($t = 1.88$, $P = 0.073$), mean values being 36.51 Hz [8.26] and 34.53 Hz [9.42] respectively (Figure 1), whereas no significant difference emerged as a function of muscle contraction types during MI of triceps brachii (Figure 2) and during rest-period ($F_{2,114} = 2.80$, $P > 0.05$, NS).

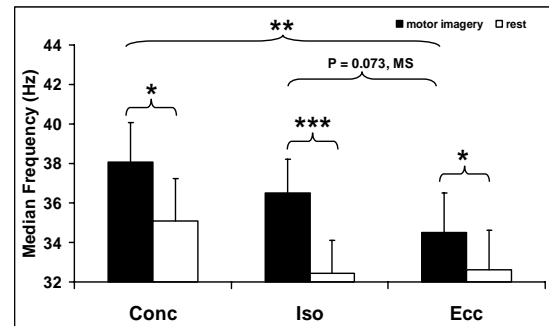


Figure 1: Comparison of the Median Frequency of the biceps brachii (long head) during rest and motor imagery, as a function of each muscle contraction type. Ecc: Eccentric contraction. Conc: Concentric contraction. Iso: isometric contractions. *: $P < 0.05$, **: $P < 0.01$, ***: $P < 0.001$, MS: marginally significant.

For the actual contractions condition, the MF of the eccentric contraction was significantly higher than that recorded during the isometric contraction in the long head of the biceps ($t = 2.28$, $P = 0.007$), the short head of the biceps ($t = 2.54$, $P = 0.019$) and the triceps brachii ($t = 5.44$, $P < 0.001$). Moreover, the MF of the concentric contraction was significantly lower than the eccentric for the triceps brachii ($t = 3.93$, $P = 0.019$), mean values being 62.17 Hz [7.16] and 67.89 Hz [6.62] respectively.

The ANOVA with repeated measures did not show any significant interaction between actual and imagined movements, whatever

the condition, the muscle or the type of contraction.

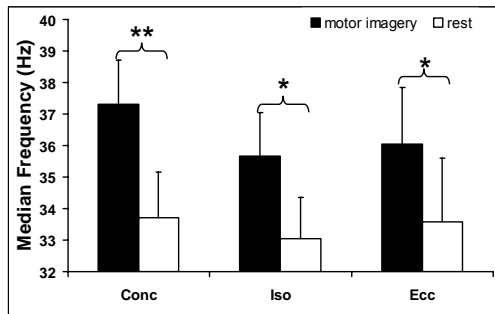


Figure 2: Comparison of the Median Frequency of the triceps brachii (long portion) during the rest and the motor imagery conditions, as a function of each muscle contraction type. Iso: isometric contraction. Conc: concentric contraction. Ecc: eccentric contractions. *: $P < 0.05$, **: $P < 0.01$.

Discussion

The goniometric data did not show any elbow position differences during the rest and the MI conditions suggesting that changes in the EMG activity were not related to non-physiological factors [31]. Consequently, the significant difference between the EMG signals recorded during the rest and MI conditions was not due to any unexpected movement. The increase of MF may be correlated to the weak EMG activity recorded during imagined movement. Guillot et al. [11] showed that the mean EMGrms values were also higher during MI than during the rest-period. Thus, and as stated by Jeannerod [14], the motor command was probably not fully inhibited when the participants imagined the movement. Accordingly, MI has already been shown to activate the motor and premotor cortices, the supplementary motor area and the cingulate gyrus [6, 20]. The corticospinal neurones from these regions may have the ability to recruit spinal motoneurons. This may contribute to explain why the neural drive to peripheral effectors has improved the magnitude of intramuscular CV, even though the process of inhibiting the motor command remains unresolved.

During actual flexion of the elbow, Komi et al. [17] showed that the MF of the biceps brachii's concentric contraction was usually above 80 Hz, while the eccentric contraction was between 60 and 80 Hz. In the present study, the mean MF was 71.98 Hz, i.e. lower than during actual eccentric contractions (mean = 75.07 Hz). Such a difference may

result from the characteristics of the experimental design: we tested at 80% of MVC with the concentric contraction, whereas Komi et al. [17] requested MVC. Furthermore, differences between types of muscular contraction may be explained by muscle length, which could affect the EMG power spectrum [27]. The increase of muscle length was shown to elicit a decrease of the muscle fiber CV [29], which is known to be closely correlated to the EMG power spectrum [2]. Komi et al. [17] showed that the lower MF recorded during actual eccentric contraction compared to concentric contractions could be explained, at least in part, by an increase in muscle length during the eccentric contraction. Thus, the decrease in MF during the eccentric contraction suggested some changes in muscle fibers CV and therefore possible derecruitment of the fastest units [17].

As far as the types of muscle contraction are concerned during imagined contractions, the difference between mean power spectrum frequencies may highlight the mechanisms underlying MI and explain the increased EMG activity. The mean level of muscle activation differentiated the MI of elbow joint bending as a function of weight [3, 11]. Indeed, higher EMGrms values were recorded when the participants imagined lifting heavier dumbbells. Furthermore, Guillot et al.'s results [11] are confirmed, by showing that during MI, the pattern of EMG activity during eccentric contractions is weaker than when it is recorded for isometric and concentric contractions. This difference may be explained by the decreased number of motor units activated during eccentric contractions compared to concentric contractions. Indeed, the EMG power spectrum analysis of the two heads of the biceps brachii showed the weakest MF during eccentric contractions. The current results provided further evidence that the EMG power spectrum patterns were similar during actual movement and MI. This finding confirms the structural relationship between MI and physical execution, even if MF recorded during simulated movements was lower than during the actual execution. The EMGrms of triceps was shown as being higher than in rest, thus attesting co-contraction. However, during MI, the MF of the triceps brachii did not differ from one muscle contraction type to another, although values were significantly higher during MI than during the rest-period. Thus, in

contrast to biceps, this was not task specific. This may be caused by the increased attention on the muscles that ensure the forearm flexion on the arm.

As reported by Bouisset and Maton [4], motor units' categories and effort intensity modulate the discharge frequency and the CV. The more the type II motor units are activated, the higher the CV and discharge frequency, hence resulting in an increased MF. The current results confirmed that MF and EMGrms provide significant differences when the MI sequence was compared to the rest-period and evolved as a function of muscle contraction types. Gandevia et al. [8] argued that the motor cortex is activated by MI and that this information may, in turn, be strong enough to recruit spinal motoneurons. According to these assumptions and with reference to the current findings, we assume that, during MI, different motor units, including those of type II, may be recruited as a function of muscle contraction type, even though the number of motor units activated during MI remains unknown and probably weak. The increase of EMGrms during MI can be related to the activation of more motor units, although we do not have any information about the nature of the recruitment, e.g. spatial and/or temporal. Nevertheless, as the MF reached higher values, it may be assumed that additional type II motor units were recruited and/or the discharge frequency of these motor units was increased. According to Merletti and Lo Conte [26], action potentials travelling at a higher velocity have lower time duration, revealing type II motor units activity. As a consequence, faster motor units could be activated during MI of concentric contractions. Besides, eccentric contraction elicited the weakest MF, which is associated with a decrease of CV and frequency discharge of all the motor units and/or a lower recruitment of the fastest motor units. It may thus be hypothesized that, during MI, differences between motor programming occurred as a function of muscle contraction type and mirrored those observed during actual movements. The neurons from the motor cortex are activated selectively according to the direction and the magnitude of static force [1]. Georgopoulos et al. [9] suggested that the primary motor cortex might code the dynamic force (or the change in force). The motor command originating from the primary motor cortex integrates the movement instructions from

both associative cortices and subcortical networks, specifically those from the basal ganglia and the lateral cerebellum. These signals encode movement variables, such as force and timing of the contraction [5]. The information from the central nervous system processing to the peripheral effectors might influence the recruitment of the motor units, and therefore the variables processed from the EMG signal. Indeed, information is encoded through the modulation of motor units' discharge frequency [18]. Consequently, the force, and indirectly the EMGrms recordings, is modulated by a combination of temporal and spectral changes in muscle activation [19, 25, 28].

To conclude, the MF was higher when the subjects imagined lifting a dumbbell than during the rest condition, as well as during the concentric contractions, compared to other contraction types. The assumption of selecting a specific motor program as a function of muscle contraction type that requires recruitment of different motor unit during MI remains a hypothesis awaiting further experimental investigation. Direct measurement, i.e. intramuscular EMG, may provide insight regarding the differentiation of the muscle fibers recruited during MI.

References

- [1] J. Ashe, Force and the motor cortex, *Behav. Brain Res.* 86 (1997) 1-15.
- [2] L. Arendt-Nielsen, K. Mills, The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity, *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.* 60 (1985) 130-134.
- [3] F.C. Bakker, M.S.J. Boschker, T. Chung, Changes in muscular activity while imagining weight-lifting using stimulus or response propositions, *J. Sport Exercise Psychol.* 18 (1996) 313-324.
- [4] S. Bouisset, B. Maton (Eds), *Muscles, Posture et Mouvement, De l'électromyographie globale à l'étude des mouvements du répertoire.* Hermann, Paris, 1995, 475 pp.
- [5] P.D. Cheney, Role of cerebral cortex in voluntary movements. A review, *Phys. Ther.* 65 (1985) 624-635.
- [6] J. Decety, D. Perani, M. Jeannerod, V. Bettinardi, B. Tadary, R. P. Woods, J.C. Mazziota, F. Fazio, Mapping motor representation with positron emission tomography, *Nature.* 371 (1994) 600-602.
- [7] R. Dickstein, M. Gazit-Grunwald, M. Plax, A. Dunsky, E. Marcovitz, EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients, *J. Mot. Behav.* 37 (2005) 475-483.
- [8] S.C. Gandevia, L.R. Wilson, J.T. Inglis, D. Burke, Mental rehearsal of motor tasks recruits α -motoneurons but fails to recruit human fusimotor

- neurons selectively. *J. Physiol. (London)* 505.1 (1997) 259-266.
- [9] A.P. Georgopoulos, J. Ashe, N. Smyrnis, M. Taira, The motor cortex and the coding of force, *Science*. 256 (1992) 1692-1695.
- [10] E. Gerardin, A. Sirigu, S. Lehericy, J.B. Poline, B. Gaymard, C. Marsault, Y. Agid, D. Le Bihan, Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements, *Cereb. Cortex*. 10 (2000) 1093-1104.
- [11] A. Guillot, F. Lebon, D. Rouffet, S. Champely, J. Doyon, C. Collet, Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types, *Int. J. Psychophysiol.* 66 (2007) 18-27.
- [12] R. Hashimoto, J.C. Rothwell, Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery, *Exp Brain Res*. 125 (1999) 75-81.
- [13] P.L. Jackson, M.F. Lafleur, F. Malouin, C.L. Richards, J. Doyon, Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery, *Neuroimage*. 20 (2003) 1171-1180.
- [14] M. Jeannerod, V. Frak, Mental imaging of motor activity in humans, *Curr. Opin. Neurobiol.* 9 (1999) 735-739.
- [15] M. Jeannerod, The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery, *Behav. Brain Sci.* 17 (1994) 187-245.
- [16] R.F.M. Kleissen, J.H. Buurke, J. Harlaar, G. Zivold, Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application, *Gait Post.* 8 (1998) 143-158.
- [17] P.V. Komi, Strength and power in sport, Part II: Biological basis for strength and power. The encyclopaedia of sports medicine (Vol 3), Blackwell Science, Oxford, 2003, 523 pp.
- [18] P.V. Komi, V. Linnamo, P. Silventoinen, M. Sillanpää, Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions, *Med. Sci. Sports Ex.* 32 (2000) 1757-1762.
- [19] C.G. Kukulka, H.P. Clamann, Comparison of the recruitment and discharge properties of motor unit in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions, *Brain Res*. 219 (1981) 45-55.
- [20] M.G. Lacourse, E.L.R. Orr, S.C. Cramer, M.J. Cohen, Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movement, *NeuroImage*. 27 (2005) 505-519.
- [21] M.F. Lafleur, P.L. Jackson, F. Malouin, C.L. Richards, A.C. Evans, J. Doyon, 2002. Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements, *Neuroimage*. 16 (2002) 142-157.
- [22] L. Lindström, R. Magnusson, Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications, *Proc. IEEE*. 65 (1977) 653-662.
- [23] M. Lotze, U. Halsband, Motor Imagery, *J. Physiol. – Paris*. 99, (2006). 386-395.
- [24] M. Lotze, P. Montoya, M. Erb, E. Hulsmann, H. Flor, U. Klose, Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J. Cogn. Neurosci.* 11 (1999) 491-5.
- [25] R. Merletti, L.R. Lo Conte, Advances in processing of surface myoelectrics signals: Part 1, *Med. Biol. Eng. Comput.* 33 (1995) 362-372.
- [26] H.S. Milner-Brown, R.B. Stein, R. Yemm, Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions, *J. Physiol. (London)*. 230 (1973) 371-390.
- [27] T. Moritani, S. Muramatsu, M. Muro, Activity of motor units during concentric and eccentric contraction, *Am. J. Phys. Med.* 66 (1987) 338-350.
- [28] T. Moritani, M. Muro, Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction, *Eur. J. App. Physiol.* 56 (1987) 260-265.
- [29] G. Rau, C. Disselhorst-Klug, J. Silny, Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control, *J. Biomechan.* 30 (1997) 441-446.
- [30] P.E. Roland, B. Larsen, N.A. Lassen, E. Skinhoj, Supplementary motor area and other cortical areas in organisation of voluntary movements in man, *J. Neurophysiol.* 43 (1980) 118-136.
- [31] D.M. Rouffet, C.A. Hautier, EMG normalization to study muscle activation in cycling, *J. Electromyogr. Kines.* (2007), doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.008.
- [32] P. Sbriccoli, I. Bazzucchi, A. Rosponi, M. Bernardi, G. De Vito, F. Felici, Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13 (2003) 139-147.
- [33] K.M. Stefan, G.R. Fink, R.E. Passingham, D. Silbersweig, A.O. Ceballo-Bauman, C.D. Frith, R.S.J. Frackowiack, Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects, *J. Neurophysiol.* 73 (1995) 373-386.
- [34] C.M. Stinear, W.D. Byblow, Motor imagery of phasic thumb abduction temporally and spatially modulates corticospinal excitability, *Clin Neurophysiol.* 114 (2003) 909-914.
- [35] F.B. Stulen, C.J. De Luca, Frequency parameters of the myoelectric signals as a measure of the muscle conduction velocity, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 28 (1981) 515-523.

Axe 3 : Activation musculaire suite à un entraînement mental

Étude en cours : Lebon F., Millet G., Collet C., & Guillot A.

De précédentes études ont montré un effet de l'imagerie motrice (IM) sur l'amélioration de la force (muscles *abductor digitorum*, *biceps brachii*, *plantar flexor*). Les auteurs ont émis l'hypothèse d'une réorganisation corticale suite à une période d'entraînement mental, permettant une meilleure synchronisation des unités motrices (UM) lors des exécutions suivantes. Il demeure, toutefois, des interrogations quant à l'effet de l'IM sur les variables neurophysiologiques centrales et/ou périphériques.

Objectif : l'étude menée actuellement vise à évaluer l'impact de la charge mentale sur le niveau d'activation maximale volontaire. L'IM jouerait un rôle sur le développement des facteurs nerveux, et non structuraux (absence d'hypertrophie musculaire), par un meilleur recrutement spatial des UM et/ou une fréquence de décharge plus élevée.

Matériel et méthode : le niveau d'activation maximal volontaire (%AV) a été déterminé par la méthode du doublet surimposé. Elle consiste en la comparaison de la réponse mécanique induite par une double stimulation électrique (100 Hz, intensité supra-maximale) surimposée à une contraction maximale volontaire (db surimp) avec la même stimulation induite sur le muscle relâché (db contrôle). La formule suivante est utilisée : $\%AV = [1 - (db \text{ surimposé} / db \text{ contrôle})] * 100$. Les différentes forces musculaires volontaires et évoquées ont été mesurées en Newton à l'aide de la jauge de contrainte. Un premier groupe, bénéficiant d'un entraînement par imagerie (IM), a réalisé au cours de 15 séances d'entraînement des répétitions mentales d'une contraction isométrique des muscles fléchisseurs plantaires. Plus spécifiquement, il leur a été demandé de se focaliser sur les tensions musculaires, les sensations d'étirement et les déplacements articulaires (imagerie kinesthésique), ainsi que sur les informations visuelles liées à l'exécution du mouvement selon une modalité interne (ils se sont imaginés être acteurs du mouvement). Parallèlement, le groupe contrôle (CTRL) a effectué des tâches cognitives neutres de durée équivalente (exercices de mémorisation, de calcul...) qui n'impliquaient pas les mêmes processus mentaux. A la fin de la période d'entraînement, de nouvelles mesures ont été programmées dans des conditions similaires au pré-test, afin de montrer l'évolution entre le pré- et le post-test chez les 2 groupes.

Résultats attendus : nous faisons l'hypothèse d'une augmentation de la FMIV et du %AV après la période d'entraînement mental pour les sujets du groupe IM. Cet effet n'est pas attendu dans le groupe CTRL, et leurs performances ne devraient donc pas évoluer. Ces résultats nous permettraient de mieux comprendre les effets directs de l'IM sur le gain de force musculaire et de déterminer quels sont les facteurs nerveux sous-jacents de la pratique mentale, validant ou infirmant l'hypothèse posée par Yue & Cole (1992). Ils apporteraient des éléments nouveaux quant à la

Cadre expérimental

compréhension des processus de l'IM en associant les approches cognitive et psychoneuromusculaire.

Mots Clés : imagerie motrice, contraction isométrique, force volontaire et niveau d'activation maximale, stimulation surimposée, muscles fléchisseurs plantaires du pied

Étude en cours

Modulations de l'activation et de la force musculaire volontaire suite à un entraînement mental

Lebon F, Millet G, Collet C, & Guillot, A

Modulations de l'activation et de la force musculaire volontaire suite à un entraînement mental

Lebon F.¹, Millet G.², Collet C.¹, & Guillot, A.¹

¹Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, Université Claude Bernard Lyon I, Université de Lyon, Villeurbanne

²Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, Université Jean Monnet, Saint-Etienne

Introduction

Il est clairement établi que l'amélioration de la force musculaire est due à la fois à des adaptations morphologiques et neurologiques (pour revue, voir Folland & Williams, 2007). Alors que les changements morphologiques (*i.e.* hypertrophie musculaire, croissance et prolifération des myofibrilles) apparaissent après plusieurs semaines d'entraînement (Komi, 1986), les adaptations nerveuses sont effectives durant les premières semaines. Ces changements augmenteraient le recrutement des unités motrices des muscles impliqués dans la tâche (Sale et al., 1983). L'augmentation de la force musculaire disproportionnée comparée à celle de la taille du muscle serait ainsi due à des facteurs neurophysiologiques (Folland & Williams, 2007). De plus, l'entraînement d'un membre accroît la force du membre controlatéral non-entraîné (Komi et al., 1978 ; Moritani & DeVries, 1979), renforçant l'hypothèse de l'adaptation centrale en réponse à l'entraînement (Sale, 1988). En relation avec l'augmentation de la force musculaire, une plus grande activité EMG a été enregistrée à la surface des muscles agonistes, impliquant des adaptations au niveau des réseaux neuronaux dans les muscles concernés (Komi et al., 1978 ; Moritani & DeVries, 1979 ; Häkkinen & Komi, 1983), dans les structures corticales et sous-corticales activées, ainsi qu'au niveau spinal (Aagaard et al., 2002).

Au regard des adaptations neurologiques suite à une pratique mentale, similaires à celles évoquées par la pratique réelle au cours du processus d'apprentissage (Jackson et al., 2003), des études ont été réalisées pour déterminer si l'imagerie motrice (IM) était effective pour améliorer la force musculaire. L'IM est définie comme la représentation mentale d'une action sans production concomitante de mouvement. Yue & Cole (1992) ont les premiers attribué l'amélioration de la force après un entraînement mental à des changements au niveau de la programmation centrale du mouvement. Ils ont observé que la force maximale volontaire de l'abducteur du pouce avait augmenté de 22% dans le groupe imageur, 29.7% dans le groupe pratique, et seulement 3.7% dans le groupe contrôle. Ils ont émis l'hypothèse que les changements neuronaux suite à un entraînement par IM se traduisaient au niveau de la planification et de la programmation du mouvement, impliquant les aires motrices non-primaires. La force semble donc être améliorée par des

réorganisations corticales et des actions sur le circuit spinal. D'autres études ont confirmé l'augmentation de la force après un entraînement par IM pour les muscles abducteurs du pouce (Smith et al., 2003), fléchisseurs plantaires et dorsaux du pied (respectivement, Zijdwind et al., 2003 et Sidaway & Trzaska, 2005). Ranganathan et al. (2004) ont également rapporté l'effet bénéfique de l'IM sur la force, à la fois pour des muscles distaux (abducteur du pouce) et proximaux (*biceps brachii*). Ils ont montré que l'entraînement mental renforçait le signal cortical efférent qui conduit les muscles à un plus haut niveau d'activation et augmentait, par conséquent, la force. En opposition avec ces données, les travaux d'Herbert et al. (1998) ont montré que la faible augmentation de la force du muscle *biceps brachii* après 8 semaines d'entraînement mental était identique à celle du groupe contrôle et qu'il n'y avait pas d'amélioration de l'activation musculaire quel que soit le groupe (physique, mental ou contrôle). Ces auteurs ont utilisé la méthode de stimulation surimposée pour obtenir la force maximale absolue et calculer le pourcentage d'activation des fibres musculaires lors de la contraction volontaire. Toutefois, l'absence de résultats pourrait s'expliquer par des biais méthodologiques. En effet, une intensité de stimulation électrique sous-maximale aurait pu être délivrée lors du pré-test, impliquant une sous-estimation de la force maximale absolue. De plus, les mesures de la contraction volontaire du muscle *biceps brachii* montrent une intensité proche du maximum avant l'entraînement, laissant donc peu de marge de progression (Zijdwind et al., 2003).

Au regard des résultats mentionnés précédemment, l'utilisation de la surimposition lors d'une contraction volontaire apparaît déterminante pour identifier les facteurs mis en jeu dans l'amélioration de la performance musculaire après un entraînement par IM. Ceci permettrait une meilleure compréhension des effets et des mécanismes sous-jacents à l'IM.

Matériels et méthodes

Jusqu'à présent, les enregistrements des effets de l'IM, tant sur l'apprentissage d'une tâche nouvelle (Jackson et al., 2003 ; Lacourse et al., 2005) que sur le développement de la force musculaire (Ranganathan et al., 2004), se sont réalisés au niveau cortical. Grâce aux techniques d'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle, de Tomographie à Emission de Positron ou d'Electroencéphalographie, l'hypothèse d'une réorganisation corticale après un entraînement mental a été posée pour justifier des bénéfices procurés par l'IM. Ainsi, le développement de la force induit par l'IM serait associé à une plasticité cérébrale facilitant et/ou renforçant le signal cortical de sortie, qui conduit le muscle à une plus grande activation (Ranganathan et al., 2004). Toutefois, l'impact de l'IM au niveau des facteurs nerveux périphériques n'a pas été clairement déterminé. La technique de la secousse surimposée est ainsi fréquemment utilisée pour étudier le degré d'activation des unités motrices lors d'un effort volontaire.

Technique de la secousse surimposée

La première étude utilisant la surimposition a été réalisée par Merton (1954). Par cette méthode, il a voulu savoir si la force développée lors d'un effort maximal volontaire pouvait être améliorée avec une surimposition électrique. De nos jours, elle est l'une des techniques préférentielles pour déterminer le déficit d'activation chez les populations sédentaires, athlétiques et pathologiques. La mesure de l'activation musculaire est fondamentale dans le cadre de l'évaluation quantitative de la fonction motrice, pour des recherches théoriques ou cliniques (Folland & Williams, 2007). Malheureusement, il n'existe pas de technique clairement établie, permettant de mesurer l'activation musculaire, bien que la surimposition soit une des méthodes les plus fréquemment utilisées dans ce contexte (pour revue, voir Shield & Zhou, 2003). Cette technique implique la comparaison de l'amplitude de la force évoquée sur le muscle relâché à celle surimposée à la contraction volontaire maximale (Gandevia et al., 1998). Elle est basée sur la relation inverse entre l'intensité de la surimposition et la force volontaire, *i.e.* plus la force volontaire augmente, plus l'intensité de la stimulation pour atteindre la force absolue est faible (Belanger & McComas, 1981).

A la vue de l'évolution des techniques de mesure et d'enregistrement de la force musculaire, la technique de surimposition est devenue de plus en plus sensible. Les études récentes suggèrent qu'en moyenne, les sujets sains et motivés atteignent des valeurs d'activation inférieures à 100% lors de contractions maximales isométriques volontaires des principaux groupes musculaires (voir Gandevia, 2001). Ces résultats indiquent un recrutement spatial incomplet des UM et/ou une fréquence de décharge non-optimale (*i.e.* inférieure à la fréquence de fusion tétanique) de chaque UM. Grâce à cette technique, il est ainsi possible de quantifier l'amélioration de l'activation volontaire après une période d'entraînement.

Activité électromyographique (EMG²³)

L'EMG de surface fournit une mesure indirecte de l'activité des muscles striés sous-jacents. Même si cette méthode ne détermine pas précisément l'activité électrique de chaque unité motrice, elle a l'avantage de ne pas être invasive, contrairement à l'EMG intramusculaire. Plusieurs variables peuvent être déterminées à partir du signal EMG brut. Ici, nous nous intéresserons à la root mean square (rms) lors d'une contraction maximale isométrique volontaire et à l'onde M. La première reflète l'amplitude du signal volontaire (en mV,) et la seconde un potentiel d'action musculaire résultant.²⁴ La RMSmax peut être un indice de l'amélioration l'activation volontaire, *i.e.* de la

²³ L'acronyme EMG prend en compte à la fois la technique de mesure de l'activité électrique musculaire et l'activité elle-même.

²⁴ On enregistre en général les modifications des caractéristiques de l'onde, à savoir, l'amplitude et la durée pic à pic.

commande centrale volontaire, mais il faut pour cela normaliser sa valeur par rapport à l'amplitude de l'onde M (Lepers et al., 2004).

Analyse des données

L'évolution des mesures sera marquée par le recueil des données lors du post-test en comparaison à celles du pré-test.

- Le déficit d'activation volontaire sera calculé à partir des forces développées lors de la contraction volontaire maximale surimposée (méthode du doublet surimposé – db surimposé) et de la même stimulation induite sur le muscle relâché (db contrôle). La formule suivante est utilisée : $\%AV = [1 - (db \text{ surimposé} / db \text{ contrôle})] * 100$
- Les forces développées sont mesurées en Newton à l'aide de la jauge de contrainte.
- La vitesse de montée en force est calculée à partir de la valeur maximale de la dérivée première du signal de force.
- Les caractéristiques des potentiels d'action sont évaluées par la mesure de l'onde M maximale, *i.e.* l'onde correspondant au recrutement spatial complet des UM lors de la stimulation du nerf tibial. Les enregistrements EMG attesteront d'une amélioration de la commande centrale si le rapport RMSmax/Mmax augmente.
- L'estimation de la capacité individuelle d'imagerie est effectuée grâce au test MIQ-R (Hall & Martin, 1997) et à l'enregistrement de la résistance cutanée (RC). D'éventuelles corrélations seront faites avec le développement de la force et la réduction du déficit d'activation.

Puisqu'il s'agit d'une étude sur l'apprentissage, une analyse de variance multifactorielle (MANOVA) à mesures répétées est utilisée afin d'évaluer les différences entre les mesures de force du pré- et post-test et de mettre en avant d'éventuelles corrélations avec les autres conditions (groupes, activité EMG, qualité d'imagerie).

Au préalable, les tests indépendants de Student vont confirmer l'homogénéité entre les 2 groupes.

Résultats attendus

La comparaison des forces isométriques maximales volontaires et du niveau d'activation maximale entre le pré- et le post-test devrait permettre d'attester d'un effet de l'IM sur les facteurs nerveux. Au vu des données de la littérature, nous émettons les hypothèses suivantes :

- à la différence du groupe contrôle, le %AV devrait augmenter lors du post-test pour le groupe imageur,

- cette augmentation confirmerait l'hypothèse du rôle de l'IM sur les facteurs nerveux, notamment par un meilleur recrutement des UM et/ou une fréquence de décharge plus importante,

- le développement de la force serait accompagné d'une augmentation de l'activité EMG, interprétée comme un meilleur recrutement des UM et/ou une fréquence de décharge plus importante.

- des gains de montée en force sont attendus dans la mesure où la fréquence de décharge des UM influence l'explosivité.

- aucune modification de l'onde M n'est attendue, ce facteur rendant compte de facteurs périphériques de propagation des potentiels d'action.

- la capacité individuelle d'imagerie, évaluée par le MIQ-R et la RC, n'influencerait pas l'évolution de l'activation volontaire, corrélation qui n'a jamais été établie dans les précédentes études.

Références bibliographiques

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Neural adaptation to resistance training : changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol.* 2002;92:2309-2318.
- Belanger AY, McComas AJ. Extent of motor unit activation during effort. *J Appl Physiol.* 1981;51:1131-1135.
- Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37:145-168.
- Gandevia SC, Herbert RD, Leeper JB. Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *J Physiol.* 1998;512:595-602.
- Hall CR, Martin KA. Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *J Ment Imag.* 1997;21:143-154.
- Häkkinen K, Komi PV. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med Sci Sports Exerc.* 1983;15:455-460.
- Herbert RD, Dean C, Gandevia SC. Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol Scand.* 1998;163:361-368.
- Jackson PL, Lafleur MF, Malouin F, Richards CL, Doyon J. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage.* 2003;20:1171-1180.
- Komi PV, Viitasalo JT, Rauramaa R, Vihko V. Effect of isometric strength training of mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1978;40:45-55.

- Komi PV. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *J Sports Med.* 1986;7:10-15.
- Lacourse MG, Orr ELR, Cramer SC, Cohen MJ. Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movement. *NeuroImage.* 2005;27:505-519.
- Lepers R, Millet G, Maffiuletti N. Étiologie et cinétique d'apparition de la fatigue neuromusculaire lors d'exercices prolongés de cyclisme. *Science et motricité.* 2004;54:83-107.
- Merton PA. Voluntary strength and fatigue. *J Physiol.* 1954;123:553-564.
- Moritani T, De Vries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.* 1979;58:115-130.
- Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power - gaining strength by using mind. *Neuropsychol.* 2004;42:944-956.
- Sale DG, MacDougall JD, Upton ARM, McComas AJ. Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Med Sci Sports Exerc.* 1983;15:57-62.
- Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 1988;20:135-145.
- Shield A, Zhou S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Med.* 2004;34:253-267.
- Sidaway B, Trzaska AR. Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Phys Ther.* 2005;85:1053-1060.
- Smith D, Collins D, Holmes P. Impact and mechanism of mental practice effects on strength. *Int J Sport Psychol.* 2003;1:293-306.
- Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol.* 1992;67:1114-1123.
- Zijdewind I, Toering ST, Bessem B, Van Der Laan O, Diercks RL. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve.* 2003;28:168-73.

Axe 4 : Approche pratique de l'effet de l'entraînement par IM sur la force musculaire

Publication 4 : Lebon F., Collet C., Guillot A. Benefits of motor imagery training on muscle strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, sous presse.

La majorité des travaux qui ont étudié l'effet de l'entraînement par IM sur le gain de force ont privilégié une approche expérimentale, s'attachant à enregistrer l'activité des muscles ayant une grande représentation somatotopique au sein du cortex moteur primaire. Se pose alors l'hypothèse d'une activation corticospinale renforcée, voire même d'une réorganisation corticale induite par l'entraînement mental. Dans le but d'intégrer l'IM dans un programme orienté sur le développement de force de groupes musculaires directement impliqués dans la pratique sportive, cette étude a porté sur l'effet de l'entraînement mental sur le gain de force maximale volontaire des membres supérieurs et inférieurs. Les résultats ont montré une amélioration de la force plus importante suite à l'IM pour le mouvement d'extension des membres inférieurs (presse inclinée), alors qu'aucune différence n'a été observée pour le mouvement de développé-couché (membres supérieurs). L'entraînement par IM aurait contribué à améliorer la technique et la posture associées au mouvement de presse, considéré comme plus complexe que le développé-couché. Il aurait par ailleurs renforcé de manière significative la motivation et la confiance en soi face à des charges plus lourdes à soulever. Dans une perspective de gain de force intégrée à une programmation globale d'entraînement, l'IM est une technique qui pourrait se révéler utile pour certains aspects de la pratique sportive de compétition, tels que l'augmentation de l'activation et de la vigilance.

Publication 4

Benefits of motor imagery training on muscle strength

Journal of Strength and Conditioning Research, sous presse

Lebon F, Collet C & Guillot A

Benefits of motor imagery training on muscle strength

Florent Lebon¹, Christian Collet¹ and Aymeric Guillot¹

¹ CRIS, Laboratory of Mental Processes and Motor Performance, University Claude Bernard Lyon I, University of Lyon, 27-29 Boulevard of 11 November 1918, 69622 Villeurbanne, France.

Abstract

It is well-established that motor imagery (MI) improves motor performance and motor learning efficiently. Previous studies provided evidence that muscle strength may benefit from MI training, mainly when movements are under the control of large cortical areas in the primary motor cortex. The purpose of this experiment is to assess whether MI might improve upper and lower limbs' strength through an ecological approach and validation, with complex and multi-joint exercises. Nine participants were included in the motor imagery (MI) group and ten in the control (CTRL) group. The two groups performed identical bench-press and leg-press exercises. The MI group was instructed to visualize and feel the correspondent contractions during the rest-period while the CTRL group carried out a neutral task. The Maximal Voluntary Contraction (MVC) and the Maximal number of Repetitions (MR) using 80% of the pre-test MVC weight were measured. Although both MI and CTRL groups enhanced their strength through the training sessions, the leg-press MVC was significantly higher in the MI group than in the CTRL group ($p < 0.05$). The interaction between the leg-press MR and the group was marginally significant ($p = 0.076$). However, we did not find any difference between the MI and CTRL groups, both in the bench-press MVC and MR. MI-related training may contribute to the improvement of lower limbs performance by enhancing the technical execution of the movement, as well as the individual intrinsic motivation. From an applied and practical perspective, we state that athletes may perform imagined muscles contractions, most especially during the rest periods of their physical training, to contribute to the enhancement of concentric strength.

Key Words: motor imagery, strength gain, motor performance, upper and lower limbs

Introduction

It is now well-established that skeletal muscle strength gains result from both morphological and neurological adaptations [for review, (6)]. While some morphological changes (i.e., muscle hypertrophy, myofibrillar growth and proliferation) usually occur in the later stages of practice (17), neurological adaptations may rather be obtained during the early phase of training. These changes, e.g. improved coordination, may enhance the recruitment and the activation of the involved muscles during a strength task (25). Moreover, there is accumulating evidence of a cross-over effect with training of one limb that slightly increases strength in the contralateral untrained limb (16,18). This latter finding supports the hypothesis of a central adaptation in response to training (26). As a consequence, voluntary strength may be improved before the muscles exhibit hypertrophy (18). Greater agonist muscle surface electromyography activity (EMG) accompanied the early strength enhancement, hence bringing further evidence of neural adaptation in the involved muscle (8,16,18).

Taking into consideration that the neurological adaptations following mental practice are quite similar to those elicited by physical practice in the learning processes (14), some experimental studies were designed to investigate whether motor imagery (MI) may be effective to improve muscle strength. MI is the mental representation of an overt action without any concomitant body movement. There is now ample evidence that MI is an effective way to improve motor performance and motor learning, as suggested by the recent Motor Imagery Integrative Model in Sport [for review, (7)]. Accordingly, Yue and Cole (31) have first provided evidence that MI-related strength gains may depend on changes in the central programming of a maximal voluntary contraction. The maximal voluntary force of the fifth digit increased by 22% in the MI group. In the same way, a 29.75% increase was observed in the physical practice group while only 3.7% improved the performance in the control group. The authors stated the hypothesis that the neural changes following mental training occurred at the movement programming level of motor preparation, most likely involving non-primary cerebral

cortical motor areas. The reorganization of cortical areas controlling the movement was thought, in turn, to emphasize the program via the commands through spinal circuitry. Despite some inconsistencies [e.g., (12)], further evidence of MI benefits in enhancing strength has been reported by other researchers. Smith et al. (28) found that MI improved the strength of the abductor digiti, even though the effect remained less significant than that elicited by physical practice. Zijdwind et al. (32) also provided evidence that MI may be useful in enhancing the voluntary force of the plantar-flexor muscles. They suggested that the effect may be related to the agonist/antagonist coordination, rather than to low-level muscle activation or non-specific motivational training aspects. Sidaway and Trzaska (27) reported similar results for the ankle dorsiflexor muscles, while Ranganathan et al. (24) found that MI improved both distal and proximal muscles voluntary strength of human upper extremities. They further suggested that the mental repetitions of maximal muscle activation made the brain generating stronger signals to muscles. Hence, a stronger central command was thought to recruit the motor units that would otherwise remain inactive under untrained condition, and/or drive the active motor units to higher intensity (higher discharge rate), leading to greater muscle force. Alternatively, training the central nervous system may lead to either remove more effectively or reduce inhibitory input to the motoneurons pool, resulting in increased strength output.

Recently, and from a more applied perspective, Wright and Smith (30) tested the principle of functional equivalence between MI and motor performance in a biceps curl strength task. Their study primarily aimed to investigate the effect of a PETTLEP-based MI as compared to a more general MI practice, i.e. without focusing on the similarities shared by imagined and physical practice [see the PETTLEP model by Holmes and Collins (13)]. Overall, their findings strongly supported the use of a PETTLEP-based imagery in enhancing strength performance, therefore highlighting the critical importance of the functional equivalence principle [see also (7,19)]. These findings contrast, however, with many previous data showing that MI was ineffective at improving performance of strength-based tasks (12,29). Ranganathan

et al. (24) argued that such absence of strength gain may primarily be explained by differences in the experimental designs, and most especially with regards to the imagery instructions. The use of external visual imagery, requiring the participants to visualize their movements through a third-person perspective, was considered inefficient in enhancing strength performance (23), while kinaesthetic imagery was more effective as based upon sensory feedbacks from joints and muscles.

The procedures in previous experiments were specific to muscle groups and contraction types. In most of these studies, the participants were often requested to perform maximal voluntary isometric contractions. The movement involved only one joint and was quite distinct from the movements usually performed in sports. Therefore, the main objective of the study was to test whether combining MI with physical training might contribute to improving dynamic strength in bench press and sled leg press. We hypothesized that MI might bring efficiency to physical training and enhance the maximal voluntary concentric force. Second, and with reference to mapping of the primary motor cortex (i.e. the motor homunculus - 22), the beneficial effect of MI was expected weaker than that observed in the digit and foot muscles.

Methods

Experimental Approach to the problem

A randomized experimental design was used to determine whether combining MI with actual training may be effective to improve strength performance. We thus compared the individual force gains of the upper and lower limb muscles in two groups of athletes, using the two movements and groups as independent variables. Three dependent variables were selected to test our hypothesis: the maximal voluntary contraction (MVC), the maximal number of repetition (MR), and the anthropometric measures. While the two formers are considered reliable indicators of the concentric strength gains, the later might confirm the hypothesis of a neuronal adaptation without any structural modification of the muscle, i.e. absence of hypertrophy.

Subjects

Twenty-two healthy sport students with a mean age of 19.75 years (SD= 1.72) took part voluntarily in this experiment. None of them did perform regular and intensive muscular training in their own competitive activities (soccer = 7, track and field = 5, basketball = 4, tennis = 3 and martial arts = 3). Before the experiment, none of the participants specifically performed MI with the aim of improving motor performance. They were therefore given detailed instructions to perform imagery accurately and efficiently. Half subjects were randomly assigned either in the MI or in the control group. The participants of the MI group performed both imagined and actual contractions during 12 training sessions, while the control group (CTRL) performed similar physical practice, and was subjected to a neutral task during equivalent time as compared to MI. Three participants (two in the MI group, and one in the CTRL group) failed to complete the program due to injuries or for personal convenience. One other participant in the MI group was not able to perform the press-leg movement because of a knee injury, but achieved both trainings and tests for bench-press. Experimental procedures were approved by the Ethical Committee of the University. All subjects were explicitly informed of the experimental risks and signed an informed consent document prior to the investigation, according to the Declaration of Helsinki. No information about the purposes of the study was given to the participants until after they completed the experiment. As all were over 18 years old, no parental/guardian consent was needed. Finally, none of the injuries encountered by the participants during the experiment was directly related to the physical training.

Procedure

Before the experiment, each participant of the MI group completed the revised version of the Movement Imagery Questionnaire [MIQ-R, (10)] in a quiet room. The MIQ-R is made up of 8 movements known to evaluate individual differences in visual (4 tasks) and kinaesthetic (4 tasks) movement imagery. Completing each item required 4 steps. First, the starting position is described. Second, a specific arm, leg or whole body movement is explained. Then, the participants are requested to physically perform one trial. Third, each individual is

asked to reassume the starting position and to imagine the movement, using either visual or kinaesthetic imagery alternatively, as requested (without any actual movement). Finally, each participant assigned a score by using a 7-point scale regarding the ease/difficulty associated with representing each movement mentally.

The study spanned over a 6-week period, with participants involved in 3 practice sessions per week (twelve sessions throughout the 4-weeks training period), each guided by the experimenter. More specifically, the experiment included 3 phases: pre-test, training period and post-test. During both the pre- and post-tests, we collected the Maximal Voluntary Contraction (MVC), the Maximal number of Repetitions (MR) with a 80% weight of the MVC pre-test, as well as anthropometric measures. At the beginning of the training period, the MI group received instructions to combine kinaesthetic and internal visual imagery throughout the 12 MI sessions. The main objective of the training period focused on increasing the maximal concentric force production for bench-press and sled leg-press movements. During the physical practice sessions, both the MI and the CTRL groups performed the same actual contractions. The two groups only differed in the activities performed during the rest-periods immediately following physical practice (i.e., MI and neutral cognitive task, respectively, the neutral tasks being selected to never involve the abilities needed to form mental images).

Detailed instructions were given to each participant to correctly perform both imagined and physical practice. Accordingly, the bench press' starting position consisted in lying backside on the bench. The barbell was gripped with hands equidistant from the centre of the bar. The movement consisted on lifting the bar off the pins, lowering it up till the chest, and then pushing it back up until the arms were straight and the elbows were locked. Because of the heavy weight and the position of the bar, a 'spotting partner' ensured the participant's safety during each movement. Regarding the sled type leg-press, the participants sat comfortably and placed their feet on the platform. First, they had to lift the weight with the legs straight and to hold the safety brackets. Then, they lowered the platform until a 90° knee position (Figure 1) and pushed it upward until the legs were

straight (without locking their knees to avoid possible injury). Cast iron weight disks were attached directly to the sled, mounted on rails. These machines included adjustable safety brackets that prevented the participants from being trapped under the weight.



Figure 1: Sled Leg Press Movement

We also gave specific instructions before using MI: we read a detailed imagery script to each individual. In order to insure that the participants did the correct exercise, they received the following instructions: "Try to imagine yourself performing the motor sequence with your eyes closed, by perceiving the different movements just as if you had a camera on your head, and feel the body's sensations. You have to see and feel only what you would see and feel if you had to perform this particular skill (bench press or sled leg press). Imagine the movement using the most comfortable way for you, and make sure not to contract your muscles". The number of imagined contractions was dependent on the number of actual trials in the series. The number of physical and imagined contractions was summarized in Table 1.

Furthermore, to ensure that the participants performed the correct expected type of imagery, we requested them to describe the nature of the mental images they attempted to form. During this debriefing, they were instructed to rate the ease / difficulty they encountered to accurately forming the mental representation of the movement, using a 6-points Likert-type scale. This was set as follow: 1=very easy to imagine/feel and 6=very difficult to imagine/feel (2, 3, 4 and 5 being intermediate levels). Finally, at the end of the experiment, we requested the participants to complete a questionnaire

Table 1
Training program of the imagining group

Session Day	Movements	Rest time	MI training (concentric contractions)
1 2 3	5 serials of 5 repetitions at 80% of MVC	3 min	During each rest-period : 4x 5
4 5 6	4 x 3 at 90% of MVC	5 min	During each rest-period : 7x 3
7 8 9	1 x 95%, 2 x 90%, 3 x 85%, 5 x 80%, 7 x 75%	4 min	1 st rest-period : 15x 1, 2 nd : 10x 2, 3 rd : 8x 3, 4 th : 4x 5, 5 th : 3x 7
10 11 12	7x 70%, 5x 80%, 3x 90%, 5x 80%, 7x 70%	4 min	1 st rest-period : 3x 7, 2 nd : 4x 5, 3 rd : 7x 3, 4 th : 4x 5, 5 th : 3x 7

Four exercises were performed during twelve sessions, one per day. During each rest-period, the participants were instructed to imagine the movement and the contractions generated, depending upon the actual serial performed previously

about their opinion about the efficiency of MI.

Dependent variables

Anthropometric measures

We collected the circumferences of the arms, the chest and the thighs before the warm-up of the pre- and the post-test, to ensure that no hypertrophy occurred during the training period. We materialized fixed points to ascertain a good reliability of the monitoring during the post-test. Accordingly, we considered the distance between the distal point of the collarbone and the circumference point as a reliable landmark for the arm, while the distance between the upper extremity of the patella and the circumference point was marked for the thigh. All measures were performed by the same experimenter.

Maximal Voluntary Contraction and Maximum number of Repetitions

We determined the best mark by the load which could be lift only on time during both the pre- and the post-test using an incremental test for the bench press, as well as for the leg-press. We asked all participants to lift the maximal charge one time, each incremental attempt being separated by a 5-minutes resting period from the next trial, to let the cardio-respiratory function recovering basal values. Two days after the MVC test, the participants were asked to lift the maximal number of repetitions (MR), two attempts for the bench-press and one for the leg-press, with a weight corresponding to 80% of their pre-test MVC. This test determined the individual endurance-force of a specific movement, hence leading greater possibility to observe possible strength gains following MI.

Statistical analyses

We used the Student's independent t-tests to compare the two groups during each condition. We carried out the Student's paired t-tests to examine the evolution of the dependent variables from the pre- to the post-test. In accordance with the primary objective of this study, we also performed a univariate analysis of covariance (ANCOVA) to compare the post-test performance among the two groups. The pre-test scores were here used as a covariate in the model. Finally, moderate Effect Sizes (ES) with 95% confidence intervals were calculated using Cohen's d (1) on the average difference between the data recorded during the pre- and post-tests. We presented the results as mean (\pm standard deviation) and the significance threshold was set at $P \leq 0.05$.

Results

Strength performances

First, as far as the initial performance of each group was considered (pre-test), the independent t-tests showed no significant difference between the MI and the CTRL groups ($P > 0.05$), whatever the movement (bench- or leg-press), the strength test (MVC or MR), and the anthropometric measures (right and left arms, thighs, and chest). We summarized these results in Table 2.

Second, during the post-test, the MI and the CTRL groups lifted, respectively, 73.28 kg (9.13) and 71.25 kg (11.44) during the bench press test, and 287.23 kg (66.86) and 239.50 kg (46.33) during the leg-press test.

At 80% of the MVC, the MI group achieved 13 repetitions (3.04) during the bench press test, and 37 repetitions (8.80)

Table 2
Strength Performances during the Pre- and the Post-Test in each Group.

Group	Condition	PRE-TEST	POST-TEST	t	P	
MI n=9	Bench-Press	MVC (kg)	67.05 (9.07)	73.28 (9.13)	9.968	<0.001
		MR	9.22 (2.11)	13 (3.04)	4.554	<0.002
	Leg-Press	MVC (kg)	227.46 (66.85)	287.23 (66.86)	8.553	<0.001
		MR	19.25 (6.16)	37 (8.80)	7.230	<0.001
	Anthropometric measures (cm)	right arm	29.33 (2.08)	29.44 (1.76)	0.555	0.59, NS
		left arm	28.94 (2.07)	29 (1.78)	0.359	0.73, NS
		Chest	90.94 (2.77)	91.94 (1.86)	2.028	0.08, NS
		right thigh	54.37 (2.73)	55.12 (2.49)	1.620	0.15, NS
		left thigh	53.75 (2.88)	54.5 (2.62)	1.984	0.09, NS
CTRL n=10	Bench-Press	MVC (kg)	63.5 (11.25)	71.25 (11.44)	11.196	<0.001
		MR	10.5 (2.41)	13.4 (2.41)	10.474	<0.001
	Leg-Press	MVC (kg)	197.5 (44.61)	239.5 (46.33)	9.239	<0.001
		MR	16.2 (9.44)	29 (7.56)	5.358	<0.001
	Anthropometric measures (cm)	right arm	28.20 (1.73)	28.35 (1.58)	1.152	0.28, NS
		left arm	28.15 (1.68)	28.2 (1.58)	0.318	0.76, NS
		Chest	91.1 (3.59)	91.1 (3.85)	0.000	1.00, NS
		right thigh	53.15 (3.67)	53.25 (3.22)	0.408	0.69, NS
		left thigh	52.9 (3.54)	53.05 (3.18)	0.474	0.65, NS

The maximal voluntary contraction (MVC in kg), and the maximal number of repetitions (MR) at 80% of the pre-test MVC, were found to increase in both groups (MI: Motor Imagery and CTRL: Control) between the two tests. No significant difference was found, however, regarding the anthropometric measures (cm). Median data (Standard Deviations) are reported. The significant threshold was set at $P \leq 0.05$. NS: non significant – MS: marginally significant.

during the leg-press test, while the CTRL group performed 13.4 (2.41) and 29 repetitions (7.56), respectively, at the same percentage. The two groups improved strength significantly from the pre- to the post-test, whatever the movement (bench- or leg-press) and the test (MVC or MR). The maximal concentric strength increased in both groups. The MI and CTRL groups improved their result by 9 and 12% in the bench press and by 26 and 21% in the leg-press, respectively. By contrast, we found no significant difference when comparing the anthropometric measures between the pre- and the post-test for the lower and upper limbs ($P > 0.05$). Table 2 summarizes the experimental variables and statistical computations.

The ANCOVA provided evidence of a significant interaction ($F_{1,15}=4.764$, $P = 0.045$, ES (d)=1, large effect, 95% confidence interval: $0.04 < d < 2$) between the leg-press MVC and the group variable (MI vs. CTRL). Mean performances were 287.23 kg (66.86)

and 239.5 kg (46.33), respectively (Figure 2). A marginally significant interaction ($F_{1,15}=3.624$, $P = 0.076$, ES (d)=0.7, medium effect, 95% confidence effect: $-0.3 < d < 1.6$) was also found between the leg-press MR and the group variable, mean MR being greater in the MI group (37 [8.80]) as compared to the CTRL group (29 [7.56]). In contrast, no significant difference emerged from bench-press performances ($F_{1,16}=2.330$, $P > 0.05$, NS, ES (d)=0.8, large effect, 95% confidence interval: $-0.2 < d < 1.7$, in the MVC and $F_{1,16}=0.759$, $P > 0.05$, NS, ES (d)=0.5, medium effect, 95% confidence interval: $-0.4 < d < 1.4$, in the MR). Finally, we found no significant change regarding the anthropometric measures. Both dependent variables and statistical analyses during the post-test are summarized in Table 3.

Table 3
Intergroup comparison of strength gain during the Post-Test.

Condition		CTRL group n = 10	MI group n= 9	F	P
Bench-Press	MVC (kg)	71.25 (11.44)	73.28 (9.13)	2.330	0.15, NS
	MR	13.4 (2.41)	13 (3.04)	0.759	0.40, NS
Leg-Press	MVC (kg)	239.5 (46.33)	287.23 (66.86)	4.764	<0.05
	MR	29 (7.56)	37 (8.80)	3.624	0.08, MS
Anthropometric measurements (cm)	right arm	28.35 (1.58)	29.44 (1.76)	0.413	0.53, NS
	left arm	28.2 (1.58)	29 (1.78)	0.294	0.60, NS
	Chest	91.1 (3.85)	91.94 (1.86)	3.460	0.16, NS
	right thigh	53.25 (3.22)	55.12 (2.49)	2.510	0.08, MS
	left thigh	53.05 (3.18)	54.5 (2.62)	2.187	0.13, NS

Higher strength gains were observed in the leg-press MVC (Maximal Voluntary Contraction) following MI (Motor Imagery), while a marginally significant improvement was found in the MR (Maximal number of Repetitions) of the same movement. No other difference reached significance. Median data (Standard Deviation) were reported. F = force of the ANOVA test. The significant threshold was set at $P \leq 0.05$. NS: non significant – MS: marginally significant.

Assessment of MI use

During the debriefing after the MI sessions, the participants reported how they dealt with the instructions outlined in the scripts, even though they experienced more difficulty to use kinaesthetic imagery as compared to visual imagery. However, none reported changing the imagery script to suit individual needs. The mean MI evaluation, using the 6-points Likert-type scale, was 4.66 (0.72). There was a significant difference between the twelve sessions ($F_{11,88}=4.526$, $P < 0.001$), the first and the last MI evaluation session being 4.13 (0.56) and 5.09 (0.82) respectively. The participants estimated that they were thus more able to form accurate images of their movements at the end of the experiment. Yet, each participant encountered personal difficulty to imagine the different exercises. Interestingly, only two students clearly reported that MI may have contributed in improving strength per se, while the others supposed that MI was more helpful to impact the technical execution of the correct movement. Finally, all thought that MI contributed to improve the quality of the concentration phase, and to enhance self-confidence and motivation for the forthcoming event.

Discussion

The primarily aim of this experiment was to investigate whether MI is effective in enhancing strength through an ecological experimental paradigm. Based on previous data from the literature, it was hypothesized that MI should contribute to improve

strength in complex and multi-joint exercises.

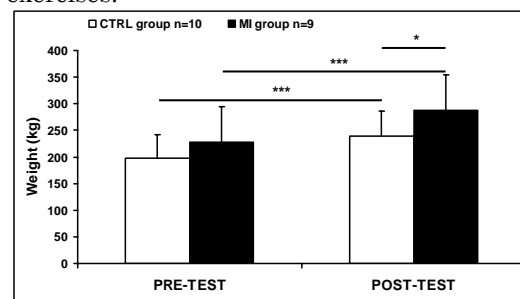


Figure 2: Maximal Voluntary Contraction (MVC) in the Leg-Press Movement. Although both groups, control (CTRL) and motor imagery (MI), enhanced MVC between pre- and post-test, the performance in the press-leg MVC of MI group was significantly higher than that of the CTRL group. * = $p < 0.05$, *** = $p < 0.001$

The main result was that MI associated with physical training resulted in selective increased strength in the MI group, as compared to the participants who did not perform the mental program training. Such effect was observed in the lower limbs movement but not in the upper-limb movements as well. The large effect size related to both MVC and MR of leg press confirmed the potential MI effect to facilitate strength gain.

First, the results provided evidence that MI did contribute to improve strength of leg muscles without any macroscopic structural change, the training period remaining too short to impact muscle sizes, and to activate hypertrophy mechanisms. The absence of anthropometric difference confirmed that such increase could not be explained by morphological adaptations. Interestingly,

previous researches dealing with the effects of MI on voluntary strength of both distal and proximal muscles have highlighted the neural origin of strength gain, occurring before muscle hypertrophy (24,27,28,31,32). In these experimental studies, the efficacy of the MI intervention seemed to be proportionally dependent upon the corresponding cortical area surface of the muscle on the primary motor cortex. Hence, the strength gain following mental practice was expected to be greater in muscles having large assigned cortical areas in the primary motor cortex. As no significant imagery-related effect was observed in the upper limb muscles, which have nonetheless larger cerebral areas compared to lower limbs, this hypothesis stating that MI may elicit some cerebral reorganisations driving the motor units to a higher intensity and/or leading to the recruitment of motor units that remain otherwise inactive, remained to be questioned.

To explain this inconsistent and unexpected MI-related effect, an alternative plausible explanation may be provided. Indeed, MI has been shown to serve both cognitive and motivational functions operating on general and specific levels to enhance performance (7,11,21). The cognitive components of such analytic MI framework tap into technical skill improvement and refer to the imagery of game strategies, while the motivational components refer to the use of goal-oriented responses and the management of arousal level. Especially, MI may contribute to improve performance by enhancing intrinsic motivation and individual self-confidence, as well as by regulating anxiety related to a competitive event (2,19). It may thus be hypothesized that MI impacted the individual ability to improve self-confidence and motivation to enhance strength in a greater extent than its effect on the technical key-components of the movement per se. Increasing motivation is, among others, one of MI functions in the field of motor skill learning (7). Self-reports' of the participants confirmed that they were more confident to perform the movement successfully following MI. Furthermore, it is well-established that imagery-based interventions can reduce anxiety (15). The participants reported that leg-press training was here more physically painful and uncomfortable than bench-press exercise (this being probably due to the difference in the weight the participants

lifted in each of the two movements). The MI-related reduction of the apprehension regarding the maximal weight to be lifted may have been more effective for the lower limbs than for the upper body movement, mean weight being respectively 287.23 kg (± 66.86) and 73.28 kg (± 9.13) during the post-test. Such hypothesis is linked to the specific effects of MI on the focused attention during the preparation phase of the movement. During this period, athletes perform final adjustments to their attentional/activation set, which appear essential to perform their best attempt. As suggested by Feltz and Landers (5) and Hall et al. (9), MI may be a reliable technique to improve the quality of the preparation period by increasing the level of attention, and thus to be more efficient in subsequent performance. From an applied perspective, strength gains would be here more directly related to the psychological effects of MI, rather than to pure physiological adaptations resulting in greater motor units activation and cerebral cortex reorganization across time.

While the present study did not provide evidence that MI is a valuable technique in improving muscle strength in an applied sport training perspective, it remains a promising tool offering a training alternative to improve motivation and self-confidence, to reduce physical training and prevent overtraining. Also, MI may contribute to limit strength loss during stroke or when injured athletes remain inactive. Accordingly, Newsom et al. (20) provided evidence that MI was effective in preventing strength loss of wrist flexion/extension after short-term muscle immobilization. Likewise, Cupal and Brewer (3) showed greater knee strength and less re-injury anxiety and pain after MI-related rehabilitation during the rehabilitation period following anterior cruciate ligament stroke. Hence, both the neural adaptation resulting in greater synchronization of motor units in muscles having large corresponding cortical areas in the primary motor cortex, and the enhancement of motivation, self-confidence and level of attention may be of particular interest, including MI program in force gain training, even in an injuries' rehabilitation therapy. Further researches involving other muscle groups would still be essential to ascertain the efficiency of MI included in applied strength gain training, as well as to understand in greater details the

mechanisms underlying MI and its influence on neurological changes.

Practical applications

The combination of MI and physical practice has been extensively shown to be more efficient than physical practice alone, although the use of MI alone is usually not sufficient to outperform the effect of physical practice (4,5). Based on present results and from a practical viewpoint, using MI in weightlifting may substantially contribute to diversify exercises, the primarily goal of MI being to improve the intrinsic motivation and the individual athlete's arousal level. While MI should be considered a complement to the physical training, rather than a substitute, we state that this technique could be ideally performed during the rest-periods of actual training sessions. Mental practice might be a reliable alternative when physical training is reduced or not possible (injuries, weather conditions, equipment failure...). Some instructions should however be respected to perform MI efficiently. Coaches have to provide advices and instructions to athletes before performing mental contractions. Above all, athletes have to focus on the muscles involved in movement execution. Moreover, it has been demonstrated that the use of internal visual and kinaesthetic imagery was more effective to increase strength (23).

Athletes implementing MI use do not have to be high-skilled in their activity. Indeed, MI could be a reliable approach to the learning process in novices. Alternatively, elite athletes could use MI to improve movement efficiency and particularly strength, by combining MI with physical training. After several years of practice, they will probably take advantage of their experience to visualize and feel actual muscle contractions and joint tension, as this information is actually perceived during physical performance. Even with little MI practice, this method could be more efficient by differentiating the load during imagined contractions (for example, pressure of the bar in the hands, effort more or less painful...) to form a more realistic image of actual practice. Furthermore, the coaches have to pay attention to the temporal equivalence between imagined and physical execution to avoid altering the technical execution of a motor skill. The spatial and

temporal characteristics of the motor sequence should thus be preserved during MI. The speed at which a movement is mentally rehearsed should correlate with its actual time. Mental chronometry is the way to measure the duration of an imagined sequence and is therefore an effective indicator of MI tasks. Moreover, when the advice is to carry out the movement faster or slower, MI may contribute to reach this objective. Finally, the athletes have to respect the number of actual rehearsals per serial during MI: the less the repetitions in a serial, the more serials of imagined contractions during the rest-period (see Table 1 as an example of training program including both actual and imagined movements). This temporal parameter and other instructions are further described in the Motor Imagery Integrative Model in Sport (7). On the basis of the literature mentioned above, as well as the findings of the present study, MI may thus be considered a reliable complement to conventional physical training procedures.

References

1. Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Ed.). Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ.
2. Cumming, J, and Hall, C. Deliberate imagery practice: the development of imagery skills in competitive athletes. *J Sports Sci* 20:137-145, 2002.
3. Cupal, DD, and Brewer, BW. Effects of relaxation and guided imagery on knee strength, reinjury anxiety, and pain following anterior cruciate ligament reconstruction. *Rehabil Psychol* 46:28-43, 2001.
4. Driskell, J.E., Copper, C., and Moran, A. Does mental practice enhance performance? *J Appl Sport Psychol* 79:481-491, 1994.
5. Feltz, DL, and Landers, DM. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *J Sport Psychol* 5:25-57, 1983.
6. Folland, JP, and Williams, AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med* 37:145-168, 2007.
7. Guillot, A, and Collet, C. 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, 2008.
8. Häkkinen, K, and Komi, PV. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med Sci Sports Exerc* 15:455-460, 1983.
9. Hall, C, Rodgers, W, and Barr, K. The use of imagery by athletes in selected sports. *Sport Psychol* 4:1-10, 1990.
10. Hall, CR, and Martin, KA. Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *J Ment Imag* 21:143-154, 1997.

11. Hall, CR, Mack, DE, Paivio, A, and Hausenblas, H. Imagery use by athletes: development of the sport imagery questionnaire. *Int J Sports Psychol* 23:1-17, 1998.
12. Herbert, RD, Dean, C, and Gandevia, SC. Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol Scand* 163:361-368, 1998.
13. Holmes, PS, and Collins, DJ. The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *J Appl Sport Psychol* 13:60-83, 2001.
14. Jackson, PL, Lafleur, MF, Malouin, F, Richards, CL, and Doyon, J. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage* 20:1171-1180, 2003.
15. Jones, L, and River, EM. Innovations in clinical practice: A source book. Sarasota, FL: Professional Resource Press/Professional Resource Exchange. 1997.
16. Komi, PV, Viitasalo, JT, Rauramaa, R, and Vihko, V. Effect of isometric strength training of mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 40:45-55, 1978.
17. Komi, PV. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *J Sports Med* 7:10-15, 1986.
18. Moritani, T, and De Vries, HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58:115-130, 1979.
19. Murphy, S, Nordin, SM, and Cumming, J. Advances in sport exercise psychology, 3rd edition. Champaign, IL: Human Kinetics; 2008.
20. Newsom, J, Knight, P, and Balnave, R. Use of mental imagery to limit strength loss after immobilization. *J Sport Rehabil* 12:249-258, 2003.
21. Paivio, A. Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. *Can J Appl Sport Sci* 10:22S-28S, 1985.
22. Penfield, W, and Rasmussen, T. The cerebral cortex of man. A clinical study of localization of function. New York: Macmillan, 1950.
23. Ranganathan, VK, Kuykendall, T, Siemionow, V, and Yue, GH. Level of mental effort determines training-induced strength increases. *Abstr Soc Neurosci* 32:768, 2002.
24. Ranganathan, VK, Siemionow, V, Liu, JZ, Sahgal, V, and Yue, GH. From mental power to muscle power - gaining strength by using mind. *Neuropsychol* 42:944-956, 2004.
25. Sale, DG, MacDougall, JD, Upton, ARM, and McComas, AJ. Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Med Sci Sports Exerc* 15:57-62, 1983.
26. Sale, DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 20:135-145, 1988.
27. Sidaway, B, and Trzaska, AR. Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Phys Ther* 85:1053-1060, 2005.
28. Smith, D, Collins, D, and Holmes, P. Impact and mechanism of mental practice effects on strength. *Int J Sport Psychol* 1:293-306, 2003.
29. Tenenbaum, G, Bar-Eli, M, Hoffman, JR, Jablonovski, R, Sade, S, and Shitrit, D. The effect of cognitive and somatic psyching-up techniques on isokinetic leg strength performance. *J Strength Cond Res* 9: 3-7, 1995.
30. Wright, C, and Smith, D. The effect of PETTLEP-based imagery on strength performance. Presented at: 12th Annual Congress of the ECSS; July 11-14, 2007; Jyväskylä, Finland.
31. Yue, G, and Cole, KJ. Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol* 67:1114-1123, 1992.
32. Zijdwind, I, Toering, ST, Bessem, B, Van Der Laan, O, and Diercks, RL. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve* 28:168-73, 2003.

Axe 5 : Étude de la pratique d'IM dans les processus de réhabilitation

Publication 5 : Lebon F., Guillot A., Gimenez P., Collet C. Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament. *British Journal of Sports Medicine*, soumis

Publication 6 : Guillot A., Lebon F., Vernay M., Girbon J.P., Doyon J. & Collet C. (2009). Effect of motor imagery in the rehabilitation of burn patients. *Journal of Burn Care and Research*, 30: 686-693.

Ces deux études mettent en avant les effets de la pratique mentale intégrée à une intervention thérapeutique dans le processus de réhabilitation. Plusieurs paramètres doivent être pris en compte, selon qu'ils portent sur des facteurs de guérison dépendants de la lésion elle-même (douleur, confiance, cicatrisation), ou sur des processus physiologiques objectifs de la récupération fonctionnelle (amplitude articulaire, limitation de perte de force). Le premier travail a concerné des patients atteints d'une rupture du ligament croisé antérieur. À la fin du programme de réhabilitation associant exercices de kinésithérapie et IM, les résultats ont montré une activation EMG supérieure par rapport aux sujets ayant suivi un programme « classique » de rééducation associé à une activité mentale neutre de durée équivalente. Toutefois, aucun effet n'a été observé pour les autres paramètres mesurés, comme la douleur, les mesures anthropométriques (périmètre du genou, de la cuisse, amplitude articulaire). La deuxième étude s'est intéressée au cas particulier de la brûlure des mains. Un entraînement par IM a été entrepris avec cette population du fait de la limitation du mouvement des doigts, induite par la douleur et/ou les rétractions cutanées provoquées par la brûlure. À la fin de la période de rééducation, une facilitation de la récupération de l'amplitude articulaire des doigts et du poignet a été observée chez les patients ayant pratiqué l'IM. L'entraînement mental aurait permis de conserver une activation des circuits corticospinaux. Compte tenu de la dégradation cutanée suite à la brûlure au niveau de la main, voire même de l'avant bras, aucun enregistrement physiologique (*i.e.* EMG, activité électrodermale), n'a pu être réalisé. L'IM semble donc contribuer à un meilleur recouvrement des fonctions motrices suite à une blessure et devrait constituer un substitut et/ou un complément à l'exécution motrice et à la réhabilitation « classique » afin de conserver l'activation des réseaux neuronaux inhibés par l'immobilisation des membres blessés.

Publication 5

Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament.

British Journal of Sports Medicine, soumis

Lebon F, Guillot A, Gimenez P, Collet C

Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament.

Florent Lebon¹, Christian Collet¹, Pierre Gimenez¹ and Aymeric Guillot¹

¹ CRIS, Laboratory of Mental Processes and Motor Performance, University Claude Bernard Lyon I, University of Lyon, 27-29 Boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne, France.

Abstract

Settings: Motor imagery (MI) is the mental representation of an action without any concomitant movement. Integrating mental rehearsal based on MI during the classical course of physical therapy is a reliable and cost-effective way to enhance motor recovery following sports injury.

Objectives: This study aimed to assess the therapeutic effects of MI on the physiological properties of lower limb muscles, as well as on the time course of functional recovery and pain after surgery of the anterior cruciate ligament.

Methods: Twelve injured participants gave their informed consent to take part in the study and were randomly assigned to the MI or control group. Electromyographic activity (EMG) was recorded as the main dependent variable along the rehabilitation program during maximal isometric contractions of the injured knee.

Results: The data provided evidence that MI facilitates motor recovery by eliciting greater muscle activation, even though imagery practice did not result in decreased pain. These physiological effects might originate from a redistribution of the neuronal activity, as there was no anthropometric change in lower limb muscles after imagery practice.

Conclusions: This study confirmed the effectiveness of MI in enhancing motor recovery by facilitating muscle activation following motor impairment. MI may thus be considered a reliable alternative and complementary therapeutic method to help injured patients to recover motor functions before and after plastic surgery of the anterior cruciate ligament.

INTRODUCTION

Motor imagery (MI) is an active process during which the representation of an action is mentally reproduced without any overt output.^[1] Over the past 30 years, this technique has been shown to substantially contribute to enhance motor learning^[2-4] and motor rehabilitation, as well as to increase self-confidence and motivation in stroke and injured patients.^[5-7] Strong evidence of such MI effects comes from studies that have demonstrated that the implementation of MI during the classical course of physical therapy resulted in less anxiety and pain, and further facilitated motor function recovery following sport injuries.^[8-17] While several authors used imagery questionnaires and interviews to investigate the MI practice during the rehabilitation period,^[15, 18-21] little is known in regards to the physiological therapeutic effects of MI on motor recovery. Newsom et al.^[22] examined the effectiveness of MI in preventing the loss of grip strength following immobilization of the forearm. While the control group experienced a significant strength decrease during both wrist flexion and extension, no significant change was reported in the MI group. Another study by Cupal and Brewer^[10] also showed that relaxation and guided imagery sessions facilitated motor recovery after anterior cruciate ligament (ACL) plastic surgery. Accordingly, the strength of the knee joint was greater following MI, and further associated with a lower stress of being reinjured 24 weeks after surgery. The anxiety and the perceived pain were also lower in the group which performed MI than in the placebo and control groups. However, no physiological parameters were recorded to explain the mechanisms of obtained effects.

The ACL torn is one of the most serious injuries that could occur during sporting activities.^[23, 24] Frequent pivots and contacts are likely to elicit tibio-femoral laxity, increasing permanent knee instability. Plastic surgery is usually well-adapted in case of severe injury of the ACL to reconstruct the ligament with different techniques using sometimes additional tissue for transplant (Lemaire or Kenneth Jones techniques) before a long period of physical reeducation. However, lower limb immobilization makes the muscle activation decreasing, which is usually associated with amyotrophy, resulting in force loss.^[22] Hortobagyi et al.^[25] reported a 47% quadriceps strength loss after injury, albeit with only 11% due to the amyotrophy. Immobilization is therefore likely to primarily affect the neural factors at the peripheral level.^[26, 27] Functional changes may also occur at the central level as the motor cortex is reorganized during a motionless period. For instance, Liepert et al.^[28] showed that the area of the motor cortex innervating the tibial anterior decreased on the injured side, whereas the region area controlling the unaffected leg remained unchanged. Interestingly, such decrease was correlated to the duration of the immobilization. MI and actual execution have been shown to share the same neural substrates.^[29, 30] Furthermore, the cerebral plasticity occurring after physical practice was found to be reflected during MI as well.^[31-33] Hence, we may hypothesize that implementing MI during the early stages of the classical course of physical therapy might contribute to limit the decrease of the cortical area in patients with motor impairments.

Based on the results mentioned above, the purpose of the present study was to assess the therapeutic effects of MI program on muscular activity, functional recovery, range of motion (ROM), edema resorption, and pain management, in athletes who have undergone arthroscopic ACL reconstructive surgery. We hypothesized that the MI

training program would contribute to enhance the physiological and psychological states during the five weeks of the motor rehabilitation program.

METHODS

Participants

Twelve volunteers (10 men and 2 women), aged from 18 to 40 years ($M=28.5$), gave their informed consent to take part in this experiment. The medical team was closely involved in the experiment and the MI program content received the agreement of the direction of the IRIS rehabilitation centre of Lyon.

The criteria to include the patients in the experimental paradigm were clearly defined. All underwent a successful arthroscopic ACL reconstructive surgery using the Kenneth Jones-technique. None showed other acute lower extremity trauma (*e.g.*, meniscal damage, micro-fracture, medial, lateral or posterior cruciate ligament injury). Nine participants had regular sporting competitive activity, from departmental to national level. The patients incurred ACL injuries while participating in football ($n=5$), skiing ($n=3$), handball ($n=2$) or other sport activities ($n=2$). All initiated the rehabilitation program from 7 to 12 days after surgery ($M=8.1$). The MI program was scheduled within a period from 28 to 34 days ($M=30$) and was made of 13 sessions lasting 15 minutes each. Personal data related to individual technical characteristics of surgery and to drug treatment were collected confidentially from the medical files.

Dependent variables

The data recordings of the test sessions were summarized in the Table 1.

Table 1: Time-table of physiological and psychological recordings

During every session test, electromyographic (EMG) activity was recorded. Anthropometric data, including knee edema and thigh circumference, were also considered dependent variables. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS) evaluated the individual ability of injured participants to perform twenty daily activities. Finally, the ability to perform vivid mental images was assessed using the Vividness of Movement Imagery Questionnaire (VMIQ).

Session1: Pre-Test	Session 4	Session 7	Session 10	Session 13: Post-Test
EMG activity Anthropometric data Pain LEFS test VMIQ	EMG activity	EMG activity Anthropometric data Pain	EMG activity	EMG activity Anthropometric data Pain LEFS test

Self-estimation of pain

The Visual Analog Scale (VAS) was used to assess pain. The patient was requested to mark the pain that they felt on the no-graduated horizontal line, *i.e.* their own representation of the current state of pain. The other side was a scale, ranging from 0 (no pain) to 10 (severe pain), which was used by the experimenters to change the qualitative evaluation by the patients to the quantification of the patient's painful intensity. The VAS offered a quick assessment of pain, with a high correlation with pain measurement using verbal and numeric pain-rating scales.^[34] Its reliability and validity have been previously addressed.^[35, 36]

EMG recordings

The activation of the vastus medialis was recorded using surface electromyography (YSY Est Evolution, France) during a maximal extension of the knee. The participants were instructed to perform two maximal isometric contractions, and the best mark was kept for data processing. Raw EMG signals were sampled at 2048 Hz before being processed. Then, the root mean squared-value (EMGrms) was calculated using a 25 ms average time period. Before placing the EMG sensors, the skin was shaved, abraded and cleaned with alcohol swabs to improve the contact with the skin but also to limit skin impedance.

Motor ability of lower limb

The patients completed the Lower Extremity Functional Scale (LEFS) [37] to evaluate their ability to perform twenty daily activities with their injured lower limb. The participants filled out the questionnaire and rated from 0 (Extreme Difficulty or Unable to Perform Activity) to 4 (No Difficulty) the trouble they encountered to physically perform the movement.

Anthropometrical data

Anthropometrical and biomechanical data were measured to be compared with the non-injured leg and to assess the magnitude of edema resulting from surgery and amyotrophy: 1) the knee circumference was taken just above the patella, 2) the thigh circumference was measured 15 cm from the superior edge of the kneecap, and 3) the range of motion of the knee.

Motor imagery accuracy

The ability to form vivid mental images was assessed using the Vividness of Movement Imagery Questionnaire (VMIQ).^[38] The items were designed to help the mind to form mental images. The participants were asked to close their eyes to imagine each item and rated the vividness of their imagery experience on a 5-points scale. Each item was rated by circling the appropriate number in the box provided. The first column was for the rating of external visual imagery, i.e. the participant visualized himself performing the action. The second column was for the rating of internal visual imagery, i.e. the mental visual image of the scene resulting from forehead first-person perspective. The participant finally rated the kinesthetic imagery in the third column.

Procedure

The twelve participants were randomly assigned into the MI or control (CTRL) groups. To ensure that the enhancement of the motor recovery process would not depend upon the individual imagery abilities, we verified that the individuals' VMIQ test scores did not significantly differ among the groups. Both groups then received a series of classical care including a 30 min-session with massages, joint mobility with kabat diagonals, pressotherapy, electrostimulation, cycling without strain and cryotherapy. The MI group was assigned to twelve sessions of mental practice lasting 15 minutes each (three sessions per week). The instructions were designed to make the patients using kinesthetic rather than pure visual MI as this type of imagery is likely to provide better

somesthetic (from joint and muscles) biofeedback^[39] and to better increase corticomotor excitability, primarily at the supraspinal level.^[40] The three first imagery sessions focused on MI familiarization and relaxation, the participants lying down while performing mental rehearsal. In contrast, they were sited during the following nine sessions to preserve a physiological activation related to MI-efficiency.^[41] As suggested by Rushall and Lippman^[42] and Guillot and Collet,^[43] relaxation is not essential to MI training, and may even limit its benefits when the ultimate goal is to improve learning and motor performance. In other words, relaxation was used during initial imagery sessions to help the participants to reduce interferences from distractions just before using MI, and they were later requested to increase their arousal level as they would do during physical performance.^[43] The CTRL group did not perform any kind of mental practice, but was subjected to a neutral task during equivalent time along the physical therapy.

Data analysis

The repeated analysis of variance (ANOVA) was carried out to compare the evolution of the dependent variables during test sessions. Two sample t-tests were then used to compare the post-test performances of the two independent groups. The effect sizes (ES) with 95% confidence intervals (CIs) were also calculated using Cohen's d ^[44] on the mean difference between the pre- and the post-rehabilitation periods. The results are presented as mean (standard deviation values), the alpha level being set at $p < 0.05$.

RESULTS

EMG activity

First, as far as the initial EMG activity of each group was considered (pre-test), the independent t-tests showed no significant difference between the MI and the CTRL groups ($t=0.60$, $p > 0.05$), the mean activity of the vastus lateralis being 43.71 (33.23) and 33.20 mV (27.12). Even though both groups increased the muscular activity at the end of the recovery therapy, the ANOVA with repeated measures revealed a significant interaction between groups and sessions: $F(4,40)=3.35$, $p < 0.02$ (figure 1).

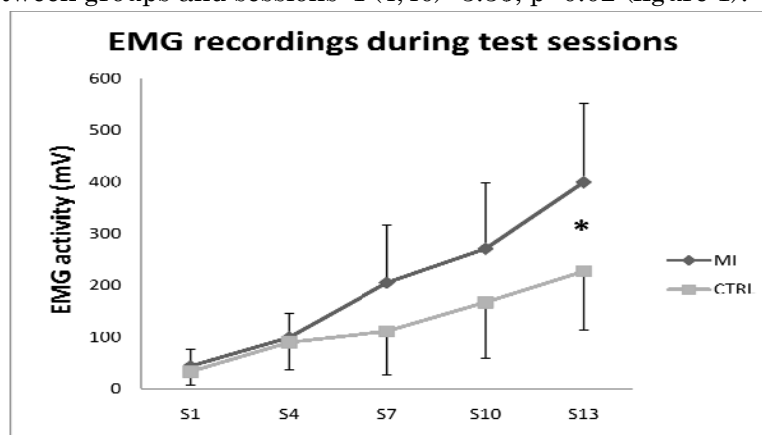


Figure 1: Increase in electromyographic (EMG) activity along the time course of the experiment (from S1 to S13).

The EMG activity of the vastus medialis in the motor imagery (MI) group became significantly higher after the 7th MI session than that recorded in the control (CTRL) group. * = $p < 0.05$

The EMG analysis showed a significant difference between the MI and the CTRL groups during the post-test (Session 13, $t=2.25$, $p<0.05$), the mean activity being 399.71 (142.76) and 205.83 mV (113.92) respectively.

Furthermore, the EMG activity increase between the last and the first session in the MI group was significantly greater than that of the CTRL group, ($t=2.28$, $p<0.05$; $ES(d) = 1.45$, large effect, [0.22 - 2.67]), mean increase being 356.00 (142.01) and 176.00 mV (103.05) respectively. Figure 2 summarizes this significant difference between the two groups.

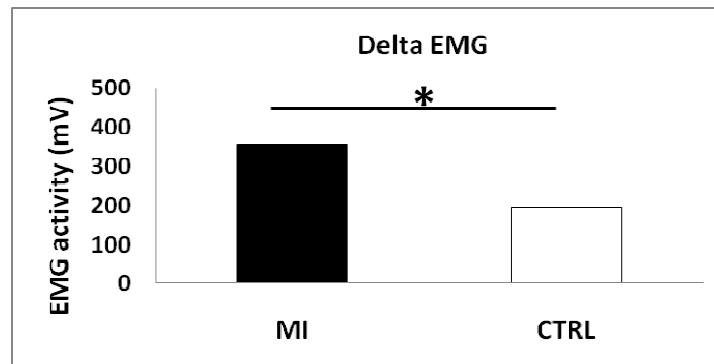


Figure 2: Electromyographic (EMG) activity of the vastus medialis

EMG activity increase was calculating from the difference between the first (S1) and the last (S13) sessions. The increase was significantly greater in the motor imagery (MI) group than in the control group (CTRL). * = $p < 0.05$.

Pain

A significant pain decrease was observed between S1 and S13 both in the MI and CTRL groups, while there was no group*session interaction ($F(2,20)=0.09$, $p>0.05$, NS; $ES(d) = 0.03$, trivial effect, [-1.05 - 1.12]).

Anthropometric measures

Increased range of motion of the knee was recorded in the MI and CTRL groups, the difference between the last and the first session being respectively 37.86° (14.10) and 30.00° (7.91). The interaction did not reach significance ($F(2,20)=1.03$, $p>0.05$, NS), but the effect size was large ($ES(d) = 0.8$, [-0.4 - 1.9]).

The data related to the edema reduction did not reveal significant group difference ($F(2,20)=0.26$, $p>0.05$, NS), the mean differences between the circumference of the injured and the contralateral knee being 0.93 cm (1.17) and 1 cm (0.77) in the MI and CTRL groups, respectively (large effect size, $ES(d) = 0.7$, [-1 - 1.16]).

Finally, the measures of the thigh circumference during the last session provided evidence of a significant muscle amyotrophy in both groups, even though the interaction is not significant ($F(2,20)=0.36$, $p>0.05$, NS). The mean amplitude of this circumference decrease was 1.57 cm (2.3) in the MI group, 2.25 cm (1.9) in the CTRL group (small effect size, $ES(d) = 0.3$ [-0.8 - 1.4]).

LEFS scores

There was no significant groups*sessions interaction ($F(1,10)=1.06$, $p>0.05$, NS). The mean score was 32.86 (9.84) in the MI group and 26.40 (11.91) in the CTRL group (small effect size, $ES(d) = 0.28 [-0.8 \ 1.4]$).

DISCUSSION

The purpose of this study was to examine the early therapeutic effects of MI practice on motor recovery following arthroscopic ACL reconstructive surgery. Specifically, we investigated the impact of MI on muscle activation, edema resorption, muscle amyotrophy, functional recovery, and pain management.

The EMG activity was significantly greater in the MI group after the rehabilitation program, as compared to the CTRL group which was only subjected to the classical course of physical therapy. This data supports previous findings demonstrating the effectiveness of MI on strength gain^[45] and on the limitation of force loss after immobilization.^[22] Basically, this is not possible to draw final conclusion about the MI effects on strength *per se*, as only EMG activity was recorded. Despite the fact that force cannot be assessed only by surface EMG activity, due to muscle factors, recordings and analysis components,^[46] the greater increase in EMG activity after MI might be related to central activation modulation. Based on the functional equivalence between MI and motor performance,^[29, 30] and the similar cortical reorganization following MI and physical training, Ranganathan et al.^[47] explained the increase in the elbow flexor and digiti minimi adductor muscles' strength after MI by the enhancement of the cortical output signal, which could drive the muscles to higher activation level. Moreover, the association of strength loss and decrease in the pattern of EMG activity with immobilization was highly correlated to the activation level of the muscle. Mizner et al.^[48] reported that patients who underwent knee arthroplasty had profound impairment of quadriceps strength one month after surgery, due to their impossibility to command the muscle activation voluntarily, as the joint remained immobilized. To a lesser extent, this was also influenced by muscle amyotrophy. Consequently, the central deactivation of the injured muscle changed the physiological peripheral properties. By monitoring neuromuscular changes of the knee extensors early after ACL reconstruction, Drechsler et al.^[49] observed that the restoration of voluntary activation was achieved by three months after surgery in most cases. Nevertheless, the muscle weakness often persisted. The electrophysiological data (EMG median frequency and amplitude) suggested changes in the patterns of activation and motor unit recruitment of large, fast contracting muscle fibers, one and three months after surgery.

The evolution of the EMG activity along the rehabilitation period revealed a larger increase in the MI group as compared to the CTRL group after the 7th MI session. This result could be explained by the content of the MI training. Indeed, during the first sessions, the participants were instructed with detailed MI scripts to breathe deeply, relax and focus on pain management. Then, MI sessions were specifically oriented on knee motion and muscle activation. In particular, the use of kinesthetic MI might have influenced the modulation of these physiological properties, hence resulting in higher EMG activity. As shown by Stinear et al.,^[40] kinesthetic, but not visual, MI modulated the corticomotor excitability, primarily at the supraspinal level. MI instructions should

therefore be carefully controlled before engaging in MI to ensure its effectiveness in enhancing motor recovery.

While imagery has been extensively found to manage and decrease pain,^[10, 18-20] the present study failed to replicate this data. At first glance, these findings seem somewhat inconsistent, and might be due to the content of the MI scripts, which primarily focused on motor recovery processes, and only integrated pain management during the first sessions. Moreover, the participants received strong analgesic treatments during the first week following surgery, hence possibly limiting the effect of mental practice on pain management. It was therefore difficult to interpret the lack of MI effect, as the self-evaluation by the patients may have been directly biased by the medical analgesic treatment. Somehow, the absence of significant difference strengthened the higher level of EMG activity in the MI group, which did not depend on lower pain during voluntary contractions.

As expected, the quadriceps size changed along the rehabilitation period, *i.e.* its circumference decreased similarly in both groups due to muscle atrophy. This result confirms that MI may influence neural but not structural modulations.^[47, 50] Yue and Cole^[45] stated that strength gain following MI training was associated with increases in EMG activity which were dependent upon changes in motoneurons, interneurons and reflex pathways activities. MI practice activates motor cortex areas ^[29, 30] and facilitates the excitability of neural pathways,^[40] hence resulting in enhanced motor reconstruction, without any effect on muscle size. Furthermore, these data support the results by Christakou and Zervas^[8] who did not find any MI effect on edema resorption and range of motion following ankle sprain. These two variables are highly correlated, the joint amplitude being limited by the edema.

Altogether, the present study demonstrates that functional rehabilitation following ACL plastic surgery could benefit from mental practice including MI. Specifically, MI might influence the recovery of muscle activity, somewhat supporting the MI efficiency on strength gain and limitation of force loss after immobilization. MI should thus be considered a reliable and cost-effective complement to the classical course of physical therapy to improve the process of functional rehabilitation. Joint amplitude and stability remain the two crucial points on which imagery should ideally be focused. Muscle properties would then be better considered during motor recovery, especially for injured sportsmen. Finally, imagining the movement should ideally be performed during the early stages of the rehabilitation process (pre- and post-surgery) when both passive and active motor executions are still limited by the injury.

Acknowledgments

The authors thank the medical and rehabilitation teams of the Lyon IRIS rehabilitation centre for their helpful contribution during data collection.

REFERENCES

1. Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia* 1995;33:1419–32.
2. Driskell JE, Copper C, Moran A. Does mental practice enhance performance? *J Appl Sport Psychol* 1994;79:481-91.

3. Feltz DL, Landers DM. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis. *J Sports Psychol* 1983;5:25–7.
4. Roure R, Collet C, Deschaumes-Molinario C, et al. Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiol Behav* 1999;66:63–72.
5. Cumming J, Hall C. Deliberate imagery practice: the development of imagery skills in competitive athletes. *J Sports Sci* 2002;20:137-45.
6. Martin KA, Moritz SE, Hall CR. Imagery use in sport: a literature review and applied model. *Sport Psychol* 1999;13:245-68.
7. Munroe KJ, Giacobbi PR, Hall CR, et al. The four Ws of imagery use: where, when, why and what. *Sport Psychol* 2000;14:119-37.
8. Christakou A, Zervas Y. The effectiveness of imagery on pain, edema, and range of motion in athletes with a grade II ankle sprain. *Phys Ther Sport* 2007;8:130-40.
9. Christakou A, Zervas Y, Lavallee D. The adjunctive role of imagery on the functional rehabilitation of a grade II ankle sprain. *Hum Mov Sci* 2007;26:141-54.
10. Cupal DD, Brewer BW. Effects of relaxation and guided imagery on knee strength, reinjury anxiety, and pain following anterior cruciate ligament reconstruction. *Rehabil Psychol* 2001;46:28-43.
11. Green LB. The use of imagery in the rehabilitation of injured athletes. *Sport Psychol* 1992;6:416-28.
12. Heil J. Mental training in injury management. In: Heil J, editor. *Psychology of sport Injury Champaign: IL: Human Kinetics* 1993:151–74.
13. Ievleva L, Orlick T. Mental links to enhanced healing: An exploratory study. *Sport Psychol* 1991;5:25–40.
14. Richardson PA, Latuda LM. Therapeutic Imagery and Athletic Injuries. *J Athl Train* 1995 Mar;30:10-2.
15. Sordoni C, Hall C, Forwell L. The use of imagery by athletes during injury rehabilitation. *J Sport Rehabil* 2000;9:329-38.
16. Sordoni C, Hall C, Forwell L. The use of imagery in athletic injury rehabilitation and its relationship to self-efficacy. *Physiother Can* 2002:177–85.
17. Taylor J, Taylor S. *Psychological approaches to sports injury rehabilitation*. Gaithersburg: MD: Aspen 1997.
18. Driediger M, Hall C, Callow N. Imagery used by athletes: a qualitative analysis. *J Sports Sci* 2006;24:261-71.
19. Evans L, Hare R, Mullen R. Imagery use during rehabilitation from injury. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity* 2006;1:1-21.
20. Law B, Driediger M, Hall C, et al. Imagery use, perceived pain, limb functioning and satisfaction in athletic injury rehabilitation. *NZ J Physiother* 2006;34:10-6.
21. Milne M, Hall C, Forwell L. Self-efficacy, imagery use, and adherence to rehabilitation by injured athletes. *J Sport Rehabil* 2005;14:150-67.
22. Newsom J, Knight P, Balnave R. Use of mental imagery to limit strength loss after immobilization. *Sport Rehabil* 2003;2:249-58.
23. Derscheid GL, Feiring DC. A statistical analysis to characterize treatment adherence of the 18 most common diagnoses seen at a sports medicine clinic. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9:40-6.

24. Roos H, Ornell M, Gardsell P, et al. Soccer after anterior cruciate ligament injury--an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players. *Acta Orthop Scand* 1995;66:107-12.
25. Hortobagyi T, Dempsey L, Fraser D, et al. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J Physiol* 2000;524:293-304.
26. Häkkinen K. Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining and immobilization. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 1994;6:161.
27. Kaneko F, Murakami T, Onari K, et al. Decreased cortical excitability during motor imagery after disuse of an upper limb in humans. *Clin Neurophysiol* 2003;114:2397-2403
28. Liepert J, Tegenthoff M, Malin JP. Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995;97:382-6.
29. Decety J, Perani D, Jeannerod M, et al. Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* 1994;371:600-2.
30. Lotze M, Montoya P, Erb M, et al. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J Cogn Neurosci* 1999;11:491-501.
31. Lafleur MF, Jackson PL, Malouin F, et al. Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage* 2002;16:142-157
32. Jackson PL, Lafleur MF, Malouin F, et al. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage* 2003;20:1171-1180
33. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, et al. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage* 2008;41:1471-1483
34. Ekblom A, Hansson P. Pain intensity measurements in patients with acute pain receiving afferent stimulation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988;51:481-6.
35. Badia X, Monserrat S, Roset M, et al. Feasibility, validity and test-retest reliability of scaling methods for health states: the visual analogue scale and the time trade-off. *Qual Life Res* 1999;8:303-10.
36. Hoher J, Munster A, Klein J, et al. Validation and application of a subjective knee questionnaire. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1995;3:26-33.
37. Binkley JM, Stratford PW, Lott SA, et al. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. North American Orthopaedic Rehabilitation Research Network. *Phys Ther* 1999;79:371-83.
38. Isaac A, Marks DF, Ussell D. An instrument for assessing imagery of movement: the vividness of movement imagery questionnaire (VMIQ). *Journal of Mental Imagery* 1986;10:23-30.
39. Ranganathan VK, Kuykendall T, Siemionow V, et al. Level of mental effort determines training-induced strength increases. *Society for Neuroscience Abstracts* 2002;32:768.
40. Stinear CM, Byblow WD, Steyvers M, et al. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Exp Brain Res* 2006;168:157-64.

41. Holmes PS, Collins DJ. The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *J Appl Sport Psychol* 2001;13:60-83.
42. Rushall BS, Lippman LG. The role of imagery in physical performance. *Int J Sport Psychol* 1998;29:57-72.
43. Guillot A, Collet C. Construction of the Motor Imagery Integrative Model in Sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *Int Rev Sport Exerc Psychol* 2008;1:31-44.
44. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* 2ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates 1988.
45. Yue GH, Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *J Neurophysiol* 1992;67:1114-23.
46. Dowling JJ. The use of electromyography for the noninvasive prediction of muscle forces. Current issues. *Sports Med* 1997;24:82-96.
47. Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, et al. From mental power to muscle power--gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia* 2004;42:944-56.
48. Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, et al. Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg* 2005;87:1047-53.
49. Drechsler WI, Cramp WC, Scott OM. Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. *Eur J Appl Physiol* 2006;98:613-23.
50. Zijdwind I, Toering ST, Bessem B, et al. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve* 2003;28:168-73.

Publication 6

Effect of Motor Imagery in the Rehabilitation of Burn Patients

Journal of Burn Care and Rehabilitation, 30:686-693, 2009

Guillot A, Lebon F, Vernay M, Girbon JP, Doyon J, Collet C

Effect of Motor Imagery in the Rehabilitation of Burn Patients

A. Guillot, PhD,* F. Lebon,* M. Vernay,* J. P. Girbon,† J. Doyon,‡§ C. Collet*

*Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, Université Claude Bernard Lyon I, Université de Lyon, Villeurbanne Cedex, France; †Centre des brûlés de l'Hôpital Edouard Herriot, Lyon, France;

‡Functional Neuroimaging Unit, University of Montreal Geriatric Institute; and

§Department of Psychology, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

Abstract

Although there is ample evidence that motor imagery (MI) improves motor performance after CNS injury, it is still unknown whether MI may enhance motor recovery after peripheral injury and most especially in the rehabilitation of burn patients. This study aimed to investigate the effects of a 2-week MI training program combined with conventional rehabilitation on the recovery of motor functions in handed burn patients. Fourteen patients admitted to the Medical Burn Center were requested to take part in the study and were randomly assigned to the imagery or the control group. Behavioral data related to the ability to perform each successive step of three manual motor sequences were collected at five intervals during the medical procedure. The results provided evidence that MI may facilitate motor recovery, and the belief in the effectiveness of MI was strong in all patients. MI may substantially contribute to improve the efficacy of conventional rehabilitation programs. Hence, this technique should be considered as a reliable alternative method to help burn patients to recover motor functions.

One of the most painful injuries than one can ever experience is a burn injury, because pain caused by severe burns is somewhat considered the worst form of pain.^{1,2} In parallel to the pharmacological treatment, additional interventions thus remain needed to improve the effectiveness of both pain management and rehabilitation process. Several guiding protocols with inconsistent effects have been used during burn care,³ including relaxation and distraction techniques,^{4,5} as well as music relaxation.^{6,7} For example, Fratianne et al⁸ provided evidence that music therapy (including music-based imagery) was a valuable noninvasive intervention for the treatment of pain. In contrast, de Jong and Gamel³ showed that it was not possible to make sure that breathing exercises have positive benefits during wound care in adult burn patients.

In the wealth of literature, the effect of motor imagery (MI) during burn wound care has received little attention. MI refers to the active process by which humans experience sensations with or without external stimuli. Especially, MI describes the process of imagining a movement through visual, auditory, tactile, or kinesthetic components. There is now ample evidence that the imagery experience may contribute to improve motor performance and motor learning,⁹ most especially as MI and motor performance share similar neural networks, hence supporting the principle of functional equivalence.¹⁰⁻¹³ With the exception of burn wound care, an important number of experimental investigations have also provided evidence that MI could be used by patients as a therapeutic tool during the rehabilitation process to improve motor performance. At this time, most experiments have focused on CNS injuries including hemiplegia, hemiparesia, or in the case of spinal cord trauma, para- or tetraplegia, depending on the level of injury.¹⁴⁻²⁴ When the ability to perform MI is preserved after stroke, the effectiveness of mental practice on motor recovery has thus been reported after various cerebral motor impairments resulting from hemiparetic stroke or cerebral infarction.^{25,26} As suggested by Pascual-Leone et al,²⁷ the rehearsing of a skill with MI is believed to help keeping the motor program active, while not executed actually, and thus priming and facilitating the future execution of specific movements. However, few studies have been focused on the effects

of MI during rehabilitation after peripheral injury, e.g. muscle or joint trauma. Cupal and Brewer²⁸ hypothesized that participants receiving relaxation and imagery would demonstrate greater knee strength and less reinjury anxiety. The MI treatment was shown to demonstrate significantly greater knee strength and lower levels of reinjury anxiety at 24 weeks postsurgery than in the control group. Two main arguments may explain these results: 1) the belief that participants' rate of recovery was within their control and 2) the reduction in reinjury anxiety enabled participants to relax and engage more fully in the rehabilitation program.

In relation to pain management, MI has also been used to reduce the pain, image the pain dispersing, and additionally as a distraction.²⁸⁻³³ Performing pain imagery was usually found to be associated with enhanced satisfaction during the rehabilitation process, MI helps participants to cope pain, to maintain a positive attitude, and to promote healing during the recovery period.^{32,33} Based on the framework of imagery effects,^{34,35} both the cognitive and motivational functions of imagery are thus involved and should be performed to enhance the rehabilitation process.

The single case study by Weinstein³⁶ was specifically designed to investigate the effect of emotive imagery combined with relaxation in a 10-year-old burn child who developed a fear of and uncontrolled screaming response to bathing. The water-phobic responses disappeared after two in vivo imagery sessions. In this study, imagery was considered a distraction technique rather than a specific therapeutic modality to enhance motor recovery. Similarly, the use of imagery has also been found to help patients through painful events such as burn treatment.³⁷ The authors underlined the efficacy of experimental distractive conditions (relaxation, relaxation with imagery, and relaxation with imagery and biofeedback) compared with standard care. Finally, a recent article demonstrated that guided imagery was a reliable adjunct in control of the anxiety in burn patients.³⁸ On a 10-point Likert scale, guided visual imagery resulted in a decrease in mean anxiety levels from 6.8 to 3.3, while pain levels also decreased from 5.7 to 3.9. To date, however, no experimental studies have directly investigated the effect of MI per se on motor recovery in burn patients, and thus

no experimental research did consider MI as a therapeutic tool contributing to motor functions recovery, during the conventional rehabilitation process. Altogether, this study aimed at investigating the physiological effects of MI training sessions during which burn patients focused their attention on motor functions and injury healing. It was predicted that performing MI during the therapeutic intervention would better improve motor recovery than conventional functional retraining alone. More specifically, it was also expected that the benefit of mental practice may depend on the individual's MI ability, which was evaluated with mental chronometry.

Methods

Participants

Fourteen right-handed patients aged 27 to 74 years (mean age = 47.08 years, SD = 13.92 years) with severe burn injury to the dorsal part and the palmar side of the hand took part in this study. All patients had deep second-degree to third-degree burns, which were not grafted, because MI was implemented in the rehabilitation process within 2 days after the injury, i.e. before the medical staff decided whether a graft was required or not (within 15 days after the injury). For the same reason, it was not possible to estimate the time of healing when MI was performed, even though one can presume that healing was very slow, given the depth of the burns. Furthermore, compression garments were used to minimize hypertrophic scarring, which were observed only in patients with severe third-degree burns.

All participants first filled out a patient profile questionnaire devised to determine their eligibility to the rehabilitation program including burn size, depth of burn, and also acceptance of the medical intervention. Regarding the burned surface of the hand, they had a mean burn score index of 68.91 (SD = 58.25). They also completed an informed consent form approved by the local Ethics Committee and answered questions regarding personal information. The procedure of the experiment and the tasks were explained, even though no information was provided about the objectives of the study or the variables to be assessed.

Procedure

Patients were randomly assigned into two groups that differed in the activities to be performed during the rehabilitation period. The location of burn injuries were equally distributed between the two groups. All the participants spent equivalent time to perform the key components of the usual rehabilitation program including active and passive manipulations by the medical team. MI sessions of hand movement were inclu-

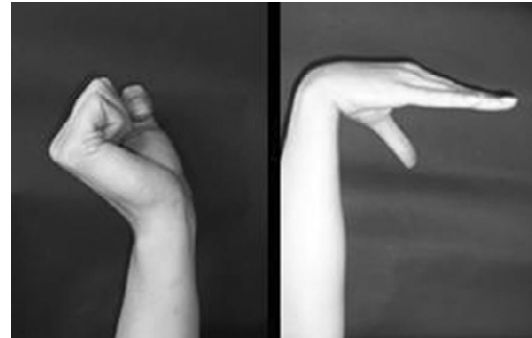


Figure 1. Spellcaster wrist movement.

ded in the MI group (nine men). The study spanned more than a 2-week period, with participants involved in five MI sessions guided by the experimenter. Accordingly, two authors supervised all MI training sessions and documented the response. They worked in accordance with and in the presence of the medical staff during the traditional rehabilitation sessions. The control group (four men and one woman) did not perform any visualization exercise but was subjected to a period of neutral activities during equivalent time.

At the beginning of the rehabilitation period (i.e., after surgery), all patients were given a description of the three sequential motor tasks. Among them, two were chosen to be performed by the patients in the MI group during mental training (see below). In the case of a bilateral trauma, the patient was requested to imagine the movement of the hand with the most severe injury. An MI script was developed to standardize the instructions. This script was read and given to each participant, who therefore received the same following instructions before the first MI trial: "Try to imagine yourself performing the motor sequence with your eyes closed by self-representation of the different movements, and try to feel and perceive the body sensations associated to the movement as if it could be actually performed. You do not feel any pain

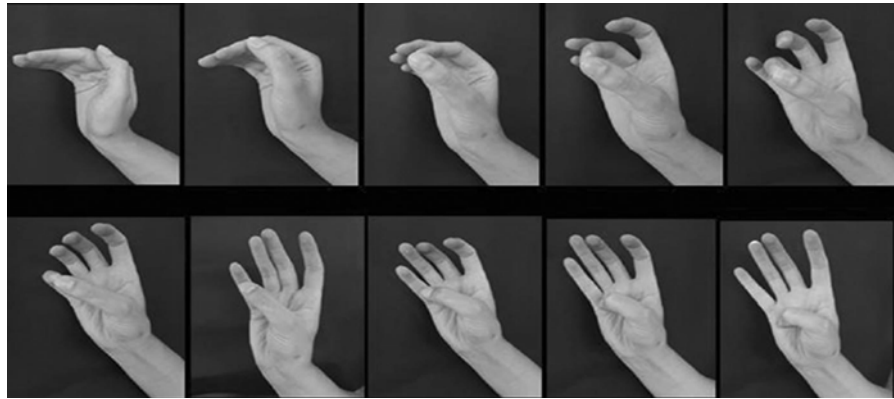


Figure 2. Finger opposition task.

associated with mental rehearsal of the motor sequence. Make sure to use MI in the most comfortable way for you, but without moving your hand.” To check that they performed positive imagery outcomes, patients were regularly asked to describe the nature of their images after MI. During this debriefing, they were also requested to describe the difficulty they encountered to imagine the movement and then to rate an MI vividness score using a 6-point Likert-type scale (1 = no image and 6 = very clear image). Finally, the patients were requested to perform MI during the specific training sessions only, without trying to train themselves outside the experimental setting.

The three different sequences of hand movements involved both the wrist and the fingers. The first movement, called “spellcaster,” required a maximal extension of the wrist starting from a clenched fist position. The patient was then asked to slowly bend the wrist as forward as possible while opening his fingers and to return to the starting position (Figure 1).

Angles were measured using goniometric data in reference to the reference position of the wrist. The two phases (extension and flexion of the wrist) of this motor task will be dissociated in the analyses.

The second movement was a finger-to-thumb opposition task. The patient was requested to join his thumb to each finger and additionally to touch the cutaneous layers of the palmar side of the hand (Figure 2). The ability to perform each successive step of the motor sequence was evaluated using a 10-point rating scale with reference to the classification of Kapandji.³⁹

These two first sequential motor tasks were both physically and mentally performed in the MI group, whereas the control group combined the physical execution with a neutral reference task. In

contrast, the third movement (finger flexion task) was not performed mentally by any patient. This latter motor sequence required to physically bend the fingers of the burned hand into a clenched fist, while touching the palmar side of the other hand. The clinical scores were given using a 6-point rating scale in reference to the classification of Kapandji,³⁹ further revised by Girbon.⁴⁰ The different steps of the motor sequence are shown in Figure 3.

The clinical scores were assessed every day by the medical team, throughout the rehabilitation program. During MI sessions, five series of imagined trials were performed for each movement. The patient gave oral indications for the beginning and the end of the MI sequence, in order for the experimenter to record MI duration. To avoid a decrease in concentration and fatigue caused by a large number of successive trials,^{41,42} MI and conventional therapeutic manipulations were counterbalanced. Also, because some patients were unable to physically perform the three motor sequences, the use of traditional psychological tests such as the revised version of the movement imagery questionnaire⁴³ was ineffective to evaluate MI abilities. Instead, mental chronometry (i.e., the temporal congruence between MI and motor performance times) was used to explore participants’ abilities to perform MI.^{20,44,45} Finally, the patients completed a questionnaire of satisfaction at the end of the experiment.

Data Analysis

A one-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was used to analyze each of outcome measure. Dependant variable were measured both during the reference condition (before the experiment)



Figure 3. Finger flexion task.

and at five intervals during the medical intervention. They included goniometric data, rating assessments in reference to the classifications of Kapandji³⁹ and Girbon,⁴⁰ patient self-reports of pain, and rating assessments of MI quality and duration. Polynomial tests of order (single degree of freedom polynomial contrasts) were performed to check whether the variations followed a linear, quadratic, or cubic equation. Initial performances were compared with independent Student's t-tests before the experiment. Durations of actual and imagined movements were compared with use of the Friedman nonparametric test along the medical intervention. The results are presented as mean (SD values) with an α level set at 0.05. Finally, moderate effect sizes (ES) with 95% confidence intervals (CIs) were calculated using Cohen's d ⁴⁶ on the average difference between the data recorded before and at the end of the rehabilitation period.

Results

Behavioral Data

Independent Student's t-tests provided evidence that the initial individual performances were similar in the two groups for the finger-to-thumb opposition task, as well as for the wrist flexion and extension motor tasks during the spellcaster movement. The ANOVA with repeated measures revealed a significant main effect of mental practice for the finger-to-thumb opposition task ($F [1,10] = 6.47, P = .03, ES [d] = 0.21$, small effect, 95% CI $-0.9 < d < 1.3$), for the finger flexion task ($F [1,10] = 8.10, P = .018, ES [d] = 0.77$, large effect, 95% CI $-0.37 < d < 1.9$), and the extension of the wrist during the spellcaster movement ($F [1,10] = 4.86, P = .05, ES [d] = 0.78$, large effect, 95% CI $-0.4 < d < 1.9$). However, no imagery-related effect was found for the wrist flexion during the spellcaster movement ($F [1,10] = 1.09, P = .05, NS, ES [d] = 0.09$, small effect, 95% CI $-1 < d < 1.9$). Furthermore, the repeated ANOVA indicated a significant effect of the medical intervention protocol in all patients for the

finger-to thumb opposition task ($F [5,50] = 4.69, P = .001$), the finger flexion task ($F [5,50] = 9.63, P < .001$), and for the flexion ($F [5,50] = 6.23, P < .001$) and extension ($F [5,50] = 5.96, P < .001$) of the wrist during the spellcaster movement (Figure 4). The polynomial tests of order indicated that the increased performances followed a linear pattern across the medical intervention for the finger-to-thumb opposition task ($F [1,10] = 6.38, P = .03$) and both the flexion ($F [1,10] = 9.26, P = .01$) and extension of the wrist ($F [1,10] = 15.51, P = .003$).

Mental Chronometry

When considering the spellcaster movement, the Friedman test provided evidence that the duration of MI did not change along the medical intervention ($F = 3.42, P > .05, NS$), mean scores being 28.93 seconds (13.42) and 31.24 seconds (9.08) during the first and fifth MI session, respectively. Similarly, mean MI times did not differ from the first to the fifth MI session (37.52 seconds [10.8] and 40.87 seconds [7.6]) for the finger-to-thumb opposition task ($F = 6.42, P > .05, NS$).

MI Rating Assessments

Even though all patients indicated that MI may have contributed in the enhancement of motor functions recovery, they reported of having difficulties in forming the mental images of the movement, for each sequence to be rehearsed. For example, they rated the imagined execution of the finger-to-thumb opposition task with a 3 (0.8) mean score using the 6-point rating scale, and the other movements with an identical 2.75 (0.9) mean score. In addition, they indicated that MI vividness did not change significantly from the first to the fifth MI session and that MI did not elicit mental or physical fatigue. Especially, the patients rated the degree of fatigue after MI using a 6-point scale (1 = no fatigue and 6 = acute fatigue) and reported a mean score of 2.25 (1.5) and 2 (1.3) for mental and physical fatigue, respectively. Finally, 75% of the patients reported that they would go on

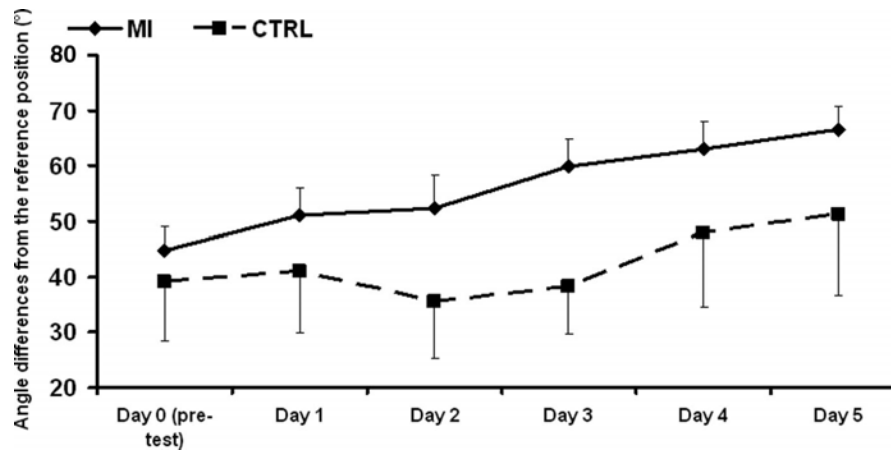


Figure 4. Recovery enhancement. The performance of the imagery group was found to be significantly higher than that of the control group. Also, a significant effect of the medical intervention was found in each group.

using this technique after the medical intervention.

Pain Evaluation

Although we provided a self-report of pain management using a 10-point scale (Visual Analogue Scale) during the medical intervention, it was not possible to consider these rating assessments as the complementary, because analgesic treatments were not identical in all patients and were dependent on the peripheral damages of the injury on the one hand, and on selfperceived pain on the other.

Discussion

This study was designed to investigate the effect of MI on motor recovery during the rehabilitation period after severe burn injury of the hands. The main result was that MI can be considered a promising and a valuable intervention in improving the speed of recovery, because there was significantly better performance in patients who performed MI compared with those who did not.

Although current evidence has suggested that MI provides additional benefits to conventional therapy after stroke,^{23,47,48} little was known regarding the effects of this technique after peripheral damages. The results of this study clearly demonstrate, for the first time, that MI per se might be effective as well in enhancing motor recovery in burn patients. For instance, the patients who were subjected to MI training combined with conventional therapy significantly outperformed those who did not rehearse mentally. Accordingly, movement amplitude was found to substantially increase after MI

practice. These results are in agreement with previous studies underlying the therapeutic effects of MI interventions after peripheral injuries in athletes.²⁸

Overall, such MI effectiveness has been linked to the reorganization of both cerebral and cerebellar structures, hence referring to the sensorimotor plasticity of the brain.^{49,50} As shown in several data, it has been concluded that the valuable effects of MI result from a central origin mainly.^{51,52} In the case of burn injuries, we can reasonably hypothesize that the efficacy of MI in enhancing the amplitude of joint movement should have been limited by the peripheral damages, most especially regarding the well-known retraction phenomenon and also nerves, tendons, and muscles injury. For instance, burn injuries are characterized by a superficial, partial, or full thickness, thus extending into both the epidermis and deep dermis trauma, as well as underlying tissue and possible fascia, muscle, or bone. Although the frequency of CNS complications resulting from burn injuries ranges between 7 and 30%,⁵³ the majority of the functional deficits are due to peripheral damages, hence supposing a reconstruction of the skin and of the underlying structures. For example, peripheral axon caliber and conduction velocity have been found to decrease after burn injury.⁵⁴ Despite such important peripheral damages, however, the present findings support the hypothesis stating that MI helps keeping the motor program active, thus priming and facilitating the future execution of movements by improving neuronal plasticity and preserving motor functions.²⁷ Thus, the implementation of a guided MI framework within conventional therapy seems to be a

promising substitute and/or complement to executed movements to activate some compensatory networks for motor rehabilitation. Furthermore, this method can be easily implemented at every stage of the rehabilitation process, and most especially during the early phase of the treatment, during which both active and passive motor executions are still limited.

The functional enhancement of hand motor functions was related to a linear model, i.e. the relationship between time and motor function improvement was better explained by a linear model than by any other kind of model, either quadratic or cubic. Such unexpected relationship is more generally observed at the beginning of the learning process, hence suggesting that when learning still goes on, the improvement is generally shown to become fewer. The learning curve shows a tendency to get inflexed and thus better correlates to a logarithmic model. Consequently, the dynamic of evolution reveals that the patients were probably at the early stages of motor improvement. Such assumption might be of particular interest as it confirms the usefulness of implementing MI during the early stages of the rehabilitation period.

An alternative and complementary effect of MI might also be related to patients' ability to maintain a positive attitude and to promote healing during the recovery period. This latter imagery-related effect is more focused on the psychological aspects of rehabilitation. This is sometimes referred to as guided imagery, or even self-hypnosis, i.e. specific techniques that use all of the senses to form mental images, feelings, and sensations of the desired outcome. By using all the senses to create this experience of having the desired outcome, the patients thus mentally rehearsed this desired state.

The experimental design and the individual characteristics of the patients are a matter for discussion. A first limit of this study is related to the sample size, because such results ideally need to be drawn from larger groups. Second, and given the shortness of the patients' treatment period with the physiotherapists, only five MI sessions were performed before the patient leaved the burn medical center. Although two sessions remained sufficient in the early experiment by Weinstein,³⁶ an average number of 10 MI sessions have usually been performed in other case studies in which patients are directly treated in specialized

medical centers. Also, individual MI abilities may have limited the impact of the MI intervention. Very long MI times (from 30 seconds to >40 seconds) were recorded when the patients were instructed to imagine the motor tasks. Even though the direct comparison with the physical execution was not possible, it can be easily hypothesized that the patients strongly overestimated the movement duration during MI, hence suggesting difficulties to form the mental image of the motor sequence. As shown earlier,^{44,45,55} such difficulties indicate poor MI abilities, because patients spend more time to visualize and feel each part of the motor sequence, the image accuracy remains more important than the preservation of the temporal characteristics of the movement. Taken together, these experimental restrictions may finally have limited the influence (although being significant) of the MI training program devised to enhance motor recovery.

To summarize, the results of this study provided evidence, for the first time, that MI per se is a valuable and promising technique to enhance motor recovery during burn care. As the individual ability to perform MI is generally not impaired after burn injuries, its implementation in conventional rehabilitation processes is easy and no harmful. Also, imagining the movement could be performed at the early stages of the rehabilitation process while both passive and active motor executions are still limited by the peripheral damages of the skin. Yet, additional data still remain necessary to explore in greater details the underlying mechanisms of MI during burn care.

References

1. Patterson DR. Practical applications of psychosocial techniques in controlling burn pain. *J Burn Care Rehabil* 1992;13:13-8.
2. Latarjet J, Choinie`re M. Pain in burn patients. *Burns* 1995;21:344-8.
3. de Jong AE, Gamel C. Use of a simple relaxation technique in burn care: literature review. *J Adv Nurs* 2006;54:710-21.
4. Knudson-Cooper D. Relaxation and biofeedback training in the treatment of severely burned children. *J Burn Care Rehabil* 1981;2:102-10.
5. Miller AC, Hickman LC, Lemasters GK. A distraction technique for control of burn pain. *J Burn Care Rehabil* 1992;13:576-80.
6. Fratsner JD, Yowler CJ, Smith LF, Steele AL, Fratianna RB. Music therapy for assistance with pain and anxiety management in burn treatment. *J Burn Care Rehabil* 2001;22:83-8.

7. Ferguson SL, Voll KV. Burn pain and anxiety: the use of music relaxation during rehabilitation. *J Burn Care Rehabil* 2004;25:8–14.
8. Fratiante RB, Prensner JD, Huston MJ, Super DM, Yowler CJ, Standley JM. The effect of music-based imagery and musical alternate engagement on the burn debridement process. *J Burn Care Rehabil* 2001;22:47–53.
9. Guillot A, Collet C. Construction of the motor imagery integrative model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *Int Rev Sport Exerc Psychol* 2008;1:31–44.
10. Decety J, Perani D, Jeannerod M, et al. Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* 1994;371:600–2.
11. Gerardin E, Sirigu A, Lehericy S, et al. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cereb Cortex* 2000;10:1093–104.
12. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage* 2008;41:1471–83.
13. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, et al. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum Brain Mapp*. In press.
14. Page SJ, Levine P, Sisto SA, Johnston MV. Mental practice combined with physical practice for upper-limb motor deficit in sub acute stroke. *Phys Ther* 2001;81:1455–62.
15. Dickstein R, Dunsky A, Marcovitz E. Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Phys Ther* 2004;12:1167–77.
16. Dijkerman AC, Letswaart M, Johnston M, MacWalter RS. Does motor imagery training improve hand function in chronic stroke patients? A pilot study. *Clin Rehabil* 2004;18:538–49.
17. Jackson PL, Doyon J, Richards CL, Malouin F. The efficacy of combined physical and mental practice in the learning of a foot-sequence task after stroke: a case report. *Neurorehabil Neural Repair* 2004;18:106–11.
18. Johnson-Frey SH. Stimulation through simulation? Motor imagery and functional reorganization in hemiplegic stroke patients. *Brain Cogn* 2004;55:328–31.
19. Liu KP, Chan CC, Lee TM, Hui-Chan CW. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1403–8.
20. Malouin F, Richards CL, Desrosiers J, Doyon J. Bilateral slowing of mentally simulated actions after stroke. *Neuroreport* 2004;15:1349–53.
21. 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;18:66–75.
22. Lotze M, Cohen MG. Volition and imagery in neurorehabilitation. *Cogn Behav Neurol* 2006;19:135–40.
23. Sharma N, Pomeroy VN, Baron JC. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke* 2006;37:1941–52.
24. Butler AJ, Page SJ. Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:2–11.
25. Lotze M, Halsband U. Motor imagery. *J Physiol (Paris)* 2006;99:386–95.
26. de Vries S, Mulder T. Motor imagery and stroke rehabilitation: a critical discussion. *J Rehabil Med* 2007;39:5–13.
27. Pascual-Leone A, Nguyet D, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Cammarota A, Hallett M. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol* 1995;74:1037–45.
28. Cupal DD, Brewer BW. Effects of relaxation and guided imagery on knee strength, reinjury anxiety, and pain following anterior cruciate ligament reconstruction. *Rehabil Psychol* 2001;46:28–43.
29. Sodomni C, Hall C, Forwell L. The use of imagery by athletes during injury rehabilitation. *J Sport Rehabil* 2000;9:329–38.
30. Driediger M, Hall C, Callow N. Imagery used by injured athletes: a qualitative analysis. *J Sports Sci* 2006;24:261–71.
31. Milne M, Hall C, Forwell L. Self-efficacy, imagery use, and adherence to rehabilitation by injured athletes. *J Sport Rehabil* 2005;14:150–67.
32. Evans L, Hare R, Mullen R. Imagery use during rehabilitation from injury. *J Imagery Res Sport Phys Activity* 2006;1:1–19.
33. Law B, Driediger M, Hall C, Forwell L. Imagery used, perceived pain, limb functioning and satisfaction in athletic injury rehabilitation. *N Z J Physiother* 2006;34:10–6.
34. Paivio A. Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. *Can J Appl Sport Sci* 1985;10 (Suppl):22–8.
35. Hall CR, Mack DE, Paivio A, Hausenblas HA. Imagery use by athletes: development of the sport imagery questionnaire. *Int J Sport Psychol* 1998;23:1–17.
36. Weinstein DJ. Imagery and relaxation with a burn patient. *Behav Res Ther* 1976;14:481.
37. Achterberg J, Kenner C, Lawlis GF. Severe burn injury: a comparison of relaxation, imagery and biofeedback for pain management. *J Ment Imagery* 1988;12:71–87.
38. Snedeker AA, Yowler CJ, Fratiante RB. The impact of guided imagery on pain and anxiety levels of burn patients. *J Burn Care Res* 2006;27 (Suppl):151.
39. Kapandji A. Cotation clinique de l'opposition et de la contre-opposition du pouce. *Ann Chir Main* 1986;5:67–73.
40. Girbon JP. Version modifiée de la cotation fonctionnelle de Kapandji adaptée aux bilans et à la mobilisation active incitative de la main brûlée. *Annales de Kinésithérapie* 2003;24:36–40.
41. Roure R, Collet C, Deschaumes-Molinario C, Delhomme G, Dittmar A, Vernet-Maury E. Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiol Behav* 1999;66:63–72.
42. Guillot A, Collet C, Dittmar A. Relationship between visual versus kinesthetic imagery, field dependence-independence and complex motor skills. *J Psychophysiol* 2004;18:190–9.
43. Hall CR, Martin KA. Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *J Ment Imagery* 1997;21:143–54.
44. Guillot A, Collet C. Duration of mentally simulated movement: a review. *J Mot Behav* 2005;37:10–20.

45. Guillot A, Collet C. Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Res Brain Res Rev* 2005;50:387–97.
46. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
47. Dunskey A, Dickstein R, Markovitz E, Levy S, Deutsch JE. Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1580–8.
48. Zimmerman-Schlatter A, Schuster C, Puhan MA, Siekierka E, Steurer J. Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 2008;5:8.
49. Lafleur MF, Jackson PL, Malouin F, Richards CL, Evans AC, Doyon J. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage* 2002;16:142–57.
50. Lacourse MG, Turner JA, Randolph-Orr E, Schandler SL, Cohen MJ. Cerebral and cerebellar sensorimotor plasticity following motor imagery-based mental practice of a sequential movement. *J Rehabil Res Dev* 2004;41:505–24.
51. Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *J Neurophysiol* 1992;67:1114–23.
52. Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power—gaining strength by using mind. *Neuropsychologia* 2004;42:944–56.
53. Tegenthoff M, Waskönig MT, Bütttemeyer R. Assessment of central nervous system functional disorders in severely burned patients by auditory evoked brain stem potentials. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 1994;26:232–6.
54. Higashimori H, Whetzel TP, Mahmood T, Carlsen RC. Peripheral axon caliber and conduction velocities are decreased after burn injury in mice. *Muscle Nerve* 2005;31:610–20.
55. Reed CL. Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Mem Cognit* 2002;30:1169–78.

Cadre analytique

« La science ne sert guère qu'à nous donner une idée de l'étendue de notre ignorance. »

Félicité de Lamennais

Discussion

« Si je soulève des haltères, je me muscle les biceps, mais si je pense que je les soulève, je me muscle le cerveau. »

Philippe Geluck. Extrait de la bande dessinée « Le Chat »

Au cours des deux dernières décennies, l'intérêt porté au rôle l'IM dans la performance sportive ou l'apprentissage moteur n'a cessé de grandir. Les techniques d'enregistrement de l'activité cérébrale ont permis de mieux déterminer les processus cognitifs sous-jacents et les structures impliquées. Les résultats montrent celles-ci sont activées de façon quasi-similaire lors de l'IM et de l'exécution réelle du mouvement. L'activité physiologique périphérique, qu'elle soit somatique ou neurovégétative, est corrélative de l'IM et constitue une méthode inférentielle d'étude des mécanismes de l'IM. Toutefois, sur la base des théories actuelles, l'existence d'une activité physiologique périphérique induite par l'IM reste encore débattue. C'est un point conceptuel déterminant qui peut avoir des conséquences pratiques importantes.

Ce travail s'articule autour d'un double objectif, pratique et théorique : dans un premier temps, les protocoles d'étude ont été axés sur l'identification des effets de l'IM et de son contenu sur l'activité physiologique périphérique. Ensuite, nous avons envisagé les modalités d'intégration de l'IM dans un programme d'entraînement de force et de réhabilitation motrice après une blessure.

Les quatre points développés ci-dessous précisent les avancées réalisées au cours de cette thèse :

➤ De précédentes études avaient mis en évidence l'existence d'une activité musculaire subliminale pendant l'IM. Son origine pourrait être centrale et résulter d'une inhibition incomplète de la commande efférente corticale (Jeannerod, 1994). Toutefois, plusieurs autres études expérimentales n'ont pas validé cette hypothèse. Nous avons donc procédé à l'enregistrement de l'activité EMG en diversifiant le « contenu de l'IM ». Pour cela, nous avons en particulier modulé l'effort mental associé à la force développée et la nature de la contraction à effectuer, par exemple maintenir ou mobiliser une charge. Les résultats ont montré que les composantes de l'activité EMG sont influencées par les caractéristiques de l'image mentale. Ils valideraient ainsi l'hypothèse selon laquelle la commande du mouvement est effective lors de la simulation mentale, mais qu'elle serait partiellement inhibée.

➤ Afin de comprendre les mécanismes nerveux adaptatifs consécutifs à l'amélioration de la force par un entraînement mental, l'étude du niveau d'activation doit être approfondie. L'expérience en cours doit permettre d'identifier les processus centraux et/ou périphériques qui conduisent à l'augmentation de la force musculaire après une période de travail par IM. Les résultats pourraient alors amener des éléments renforçant la théorie cognitive. Les adaptations périphériques, identifiées par un gain de force musculaire, seraient en effet la conséquence d'une activation

centrale spécifique, les composantes nerveuses périphériques (telles que la conduction spinale) n'étant pas modifiées.

➤ Les tâches d'IM dites 'de laboratoire' montrent un effet bénéfique de l'entraînement mental sur la force pour des muscles parfois peu sollicités lors de l'activité sportive (abducteur du 5^{ème} doigt, par exemple). Nous avons mené une étude dont le but était d'évaluer la généralisation de ce résultat à des muscles et groupes musculaires davantage impliqués dans la motricité sportive. L'approche pratique de l'effet de l'entraînement par IM sur le gain de force dans un contexte de performance sportive a alors été étudiée. Seule une augmentation de la force a été observée pour le mouvement d'extension des membres inférieurs à la presse inclinée pour le groupe ayant réalisé un entraînement combinant répétitions physiques et mentales en comparaison à une pratique physique seule. Cette différence s'expliquerait davantage par un aspect motivationnel et attentionnel sur un mouvement sollicitant le déplacement de charges importantes, plutôt que par un aspect purement neurophysiologique.

➤ L'intégration du travail mental dans des programmes de réhabilitation motrice s'inscrit également dans une démarche appliquée, sur les fondements théoriques des deux premiers points. Les composantes physiologiques de la contraction musculaire sont diminuées à la suite d'une blessure. Lorsque la mobilisation de l'articulation ou des segments corporels lésés est impossible, le recours à l'IM devient une solution thérapeutique à faible coût. Elle peut être employée seule lors de la phase d'immobilisation totale (en particulier durant la période post-opératoire) ou alors se combiner à la rééducation classique de kinésithérapie et d'ergothérapie. Jusqu'à présent, peu de recherches ont porté sur l'intégration de l'IM dans des protocoles de réhabilitation suite à des lésions périphériques. Nous avons montré, dans ce travail, son efficacité sur le recouvrement des composantes physiologiques périphériques du mouvement ainsi que sur la motricité générale dans deux types de lésions : une déchirure du LCA et une brûlure profonde des mains.

I. Les approches théoriques de l'imagerie motrice

I.1. Activité EMG subliminale lors de l'IM (publications 1 et 2)

La revue de littérature (publication 1) synthétise les résultats des études ayant enregistré l'activité EMG des muscles sollicités par le travail d'IM. Deux résultats majeurs s'opposent dans cet état des lieux : 1) le premier atteste une activité EMG supérieure lors de l'IM par rapport à celle enregistrée au repos (par exemple, Jacobson, 1930 ; Bakker et al., 1996). Sur la base des rétroactions consécutives à cette activité musculaire, ces résultats valident, plus ou moins directement, les

théories psycho-neuromusculaire et bio-informationnelle, et 2) le second démontre au contraire qu'il n'y a pas d'activité EMG pendant l'IM, créditant ainsi davantage les approches cognitives qui expliquent l'amélioration des performances par l'analyse des activations corticales et sous-corticales.

La théorie psycho-neuromusculaire introduite par Corbin à la fin du XIX^{ème} siècle, reprise par Jacobson (1930, 1931), puis complétée par Lang (1979), postule que l'IM serait accompagnée de réponses musculaires subliminales (donc incapables de produire une activité phasique correspondant au geste imaginé) mais cependant supérieures à la condition de repos. Elles seraient néanmoins suffisantes pour provoquer des rétroactions proprioceptives utiles au renforcement du programme moteur du mouvement représenté mentalement. La théorie bio-informationnelle s'inspire indirectement de la précédente en soulignant l'importance des facteurs psychophysiologiques et émotionnels. Les propositions de stimulus et de réponse caractérisant la description de l'image peuvent être associées aux modalités d'IM plus communément appelées, respectivement, imagerie externe (visuelle externe) et imagerie interne (visuelle interne et/ou kinesthésique). Lang et al. (1980) précisent que les images internes sont plus nettes et produisent davantage de réponses physiologiques que les images externes. L'étude de Bakker et al. (1996) s'est appuyée sur cette théorie pour expliquer la plus grande activité EMG enregistrée lors de l'IM d'une flexion de bras comparativement à la condition de repos. En « regroupant » les enregistrements de l'activation centrale et périphérique suite à l'IM, il paraît possible d'expliquer l'activité électrique subliminale lors du travail mental. L'activation corticale provoquée par la simulation mentale d'une contraction musculaire serait accompagnée d'une inhibition incomplète de la commande motrice (Jeannerod, 1994). Ce mécanisme central aurait comme conséquence d'activer le système nerveux périphérique en conservant les caractéristiques du programme moteur correspondant, mais à une intensité moindre (Collet & Guillot, 2009). Cette hypothèse suppose que la commande motrice du mouvement est effective lorsque le participant a pour consigne d'imaginer son action sans déboucher sur son exécution. Les résultats de l'étude de Schwoebel et al. (2002) chez un patient cérébro-lésé le confirment : les auteurs ont observé que ce patient effectuait physiquement le mouvement pendant l'IM, sans en avoir conscience, démontrant un probable déficit des mécanismes inhibiteurs normalement impliqués.

La théorie cognitive s'appuie, quant à elle, sur l'enregistrement de l'activation corticale pendant l'IM et ne fait pas état d'une activité musculaire subliminale. Elle stipule ainsi que l'efficacité du travail mental ne dépend pas de cette réponse physiologique. La méthode d'enregistrement EMG lors des simulations mentales est rarement détaillée. Souvent, elle ne sert que de contrôle lors d'une session d'habituation pré-expérimentale, pour justifier que le participant reste immobile pendant la représentation du mouvement. En d'autres termes, les chercheurs s'assurent que les consignes sont bien respectées et que le participant est capable d'imaginer le mouvement sans l'accompagner d'une

quelconque activité musculaire (Personnier et al., 2009). Yue et Cole (1992) ont par exemple montré qu'il n'y avait pas d'activité EMG subliminale lors de l'IM d'une contraction isométrique de l'abducteur du petit doigt. La figure 4 de leur publication présente deux enregistrements EMG, le premier pendant l'IM et le second pendant une contraction maximale volontaire. Cependant, aucun test statistique n'a directement comparé les deux conditions et n'indique si l'activité pendant l'IM était équivalente ou non à celle du repos. Par ailleurs, le contenu de l'image mentale pourrait être une des explications de ces résultats contradictoires. En effet, les modalités d'imagerie déterminées par les scripts et les consignes données aux participants sont susceptibles d'influencer les composantes physiologiques de la commande motrice. Au niveau central, Guillot et al. (2009) ont, par exemple, montré que les configurations d'activations corticales et sous-corticales correspondant aux modalités kinesthésiques et visuelles de l'IM n'étaient pas totalement identiques. Stinear et al. (2006) ont également enregistré une activation corticospinale plus intense lors de l'IM kinesthésique comparativement à l'imagerie visuelle. Quant à l'activation musculaire, Jacobson (1930) ainsi que Hale (1982) ont enregistré une plus grande amplitude de l'EMG lors d'une imagerie à la première personne (combinant IMK et IMV interne) d'une contraction du *biceps brachii* avec charges, par rapport à l'IMV externe. Le contenu de l'image influencerait donc à la fois l'activation corticale et périphérique.

Les résultats présentés dans la publication 2 valident l'hypothèse de l'inhibition incomplète de la commande motrice. Le mouvement présenté dans le protocole était une flexion/extension du coude avec charges ou le maintien d'une position. Les participants devaient réaliser plusieurs tâches – réelles, mentales ou contrôle – dans un ordre aléatoire. Lors des contractions simulées mentalement, il leur était demandé de s'imaginer la contraction selon une modalité interne, donc en visualisant le mouvement comme s'ils se voyaient en train de le réaliser (IMV interne) ainsi que de percevoir les conséquences sensorielles normalement générées par la contraction réelle (IMK). Les enregistrements EMG ont été effectués sur 9 muscles impliqués dans le mouvement : 1) groupe agoniste : les 2 faisceaux du *biceps brachii* (chefs long et court), les muscles *brachioradialis*, *flexor carpi ulnaris*, et *flexor carpi radialis*, 2) groupe antagoniste : le muscle *triceps brachii* et 3) groupe des stabilisateurs : les muscles *major pectoralis*, *anterior deltoideus* et *superior trapezius*. Les résultats ont révélé que lors de l'IM, l'EMGrms de tous les muscles était largement inférieure à celle de la contraction réelle, mais significativement supérieure à celle du repos (Figure 24). Nous confirmons d'une part les précédentes études (pour revue voir tableau 1 de la publication 1) tout en apportant un argument supplémentaire à l'hypothèse de l'inhibition incomplète de la commande motrice. Une commande corticale résiduelle activerait les effecteurs correspondant au mouvement imaginé. Il est

alors légitime de se demander si elle correspond aux configurations d'activation musculaire enregistrées lors d'un mouvement réel avec variation de charges et de régime de contraction.

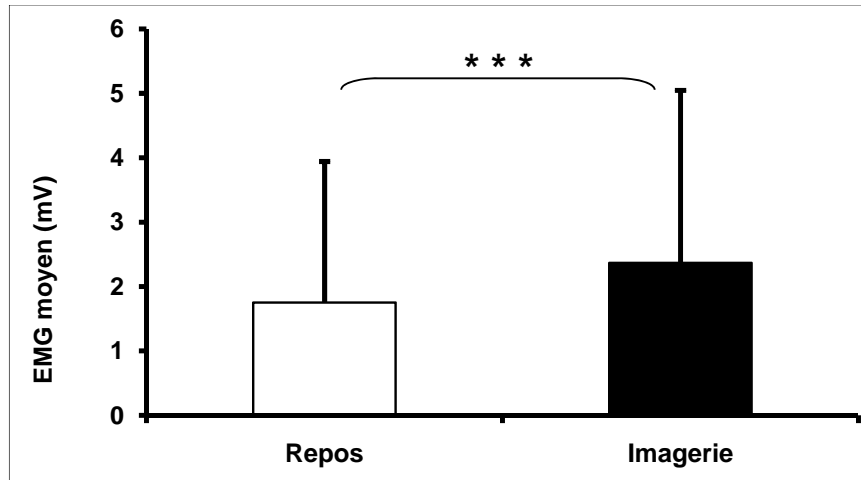


Figure 24 : Activité électromyographique (EMGrms) de la longue portion du biceps brachii au repos et en IM.

*Une plus grande activité EMG est enregistrée pendant l'imagerie motrice (IM). *** : $P < 0.001$*

I.2. Contenu de l'image et modulation de l'activité EMG (publications 2 et 3)

Afin d'approfondir la compréhension des mécanismes responsables de l'activité électrique périphérique corrélative du travail mental, les publications 2 et 3 ont manipulé les variables 'intensité' et 'type de contraction'. Les participants devaient exécuter réellement puis imaginer (ou inversement) des contractions concentriques (flexion de coude) à charge forte ou faible, isométriques (maintien de la position) et excentriques (résistance à l'extension du coude).

Lors de l'IM, l'EMGrms, enregistrée sur les muscles *flexor carpi ulnaris* et *radialis*, a varié en fonction des conditions de la tâche (publication 2). Elle s'est révélée supérieure lorsque les participants s'imaginaient soulever (régime concentrique) une charge forte par rapport à une charge faible. Ce résultat confirme celui de Bakker et al. (1996) et atteste que l'intensité de l'effort mental module l'amplitude des variables électrophysiologiques. Ces différences sont observées pour les muscles de l'avant-bras mais pas pour ceux du bras, ce qui pourrait s'expliquer par la particularité de ce mouvement, réalisé avec haltère. En effet, la flexion du coude étant une action rapide, les participants se sont probablement davantage focalisés sur la préhension de l'haltère, quelle que soit la charge. Stinear et al. (2006) parlent de modulation spatiale et ont montré une facilitation de l'excitation corticospinale spécifique au mouvement. L'intensité de l'activité EMG lors de l'IM serait donc influencée par la focalisation sur le mouvement de saisie impliqué dans la tâche mentale.

Ce premier résultat est renforcé par une variation du même ordre de l'EMGrms en fonction des régimes de contractions. Lors du régime excentrique, l'activité était significativement inférieure à celle des régimes isométrique et concentrique, pour l'ensemble des muscles (Figure 25). Cette configuration de l'activation musculaire d'un mouvement imaginé est équivalente à celle observée lors de l'exécution réelle où l'amplitude de l'EMG d'une contraction excentrique est également inférieure à celle d'un régime isométrique ou concentrique (Fang et al., 2001 ; McHugh et al., 2002 ; Moritani et al., 1988 ; Tesch et al., 1990). Cette différence s'expliquerait par une plus faible fréquence d'activation des UM en régime excentrique.

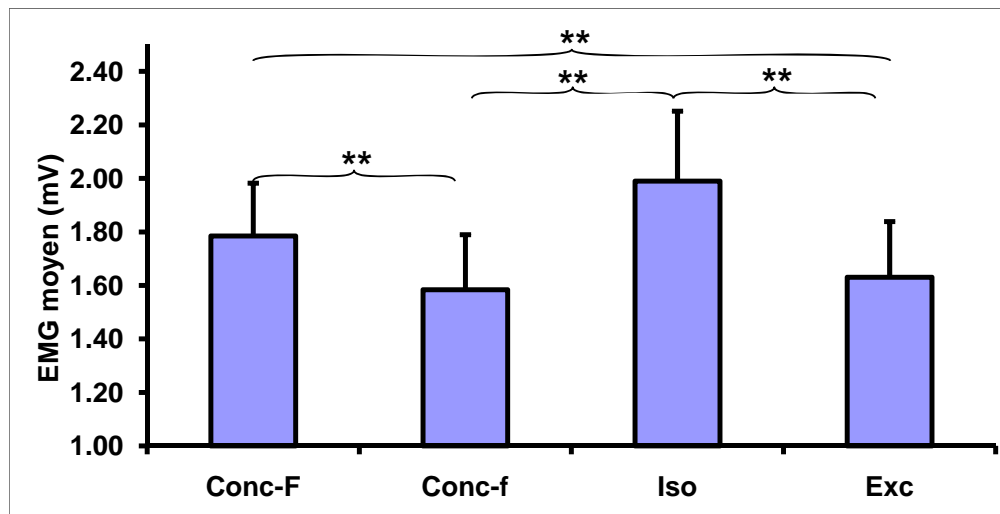


Figure 25 : Activité électromyographique (EMGrms) du muscle Flexor Carpi Ulnaris en fonction du régime de contraction.

Lors d'une contraction imaginée, la plus faible activité EMG apparaît en régime excentrique (Exc) tandis qu'elle est la plus forte en concentrique avec une charge forte (Conc F). La différence entre le régime excentrique et les autres régimes est statistiquement significative. Conc f = Concentrique à charge faible, Iso = Isométrique. **: $P < 0.01$

Pour tester cette dernière hypothèse, l'analyse spectrale a donc été étudiée (publication 3). Nous avons traité les données de la fréquence médiane du spectre de puissance (FMSP) pour les muscles agonistes (les deux chefs du *biceps brachii*) et antagoniste (*triceps brachii*), pour les trois régimes de contraction. Cette variable reflète non seulement les modifications de la fréquence de décharge des UM mais également celles de la vitesse de conduction des fibres musculaires (Arendt-Nielsen & Mills, 1985 ; Lindström & Magnusson, 1977 ; Sbriccoli et al., 2003 ; Stulen & De Luca, 1981). Comme pour l'EMGrms, les résultats ont montré une FMSP supérieure lors de l'IM comparativement à la situation de repos. De plus, celle des contractions concentriques imaginées était supérieure à celles du régime excentrique pour les trois muscles étudiés (Figure 26). Bouisset et

Maton (1995) ont montré que le type d'UM ainsi que l'intensité de l'effort influençaient la fréquence de décharge et la vitesse de conduction, reflétées par l'enregistrement de la FMSP. Ainsi, plus le nombre d'UM de type II activées augmente, plus la FMPS s'élève, en même temps que les variables électrophysiologiques associées. Nous pouvons, alors, poser l'hypothèse que davantage d'UM rapides seraient recrutées lors des contractions concentriques imaginées. Toutefois, le pourcentage d'UM activées avec ce type d'enregistrement de surface reste difficile à déterminer. Néanmoins, ces différences reflètent celles observées lors de contractions réelles et témoignent d'une équivalence fonctionnelle périphérique entre exécution réelle et IM. Le programme moteur serait alors identique lors de l'IM et du mouvement réel, seule l'inhibition incomplète modulant l'amplitude de la réponse électrique au niveau des effecteurs périphériques, sans en modifier la configuration. Cette hypothèse est renforcée par le fait que, lors de l'exécution réelle, les muscles agonistes et antagonistes se contractent et se relâchent selon une configuration triphasique²⁵. Ce patron de synergie musculaire est reproduit lors de l'IM, confirmant les études de neuro-imagerie fonctionnelle ayant mis en évidence une activation pendant l'IM des structures corticales et sous-corticales contrôlant la préparation et l'exécution du mouvement (Roland et al., 1980 ; Fox et al., 1987 ; Stefan et al., 1995 ; Hanakawa et al., 2008).

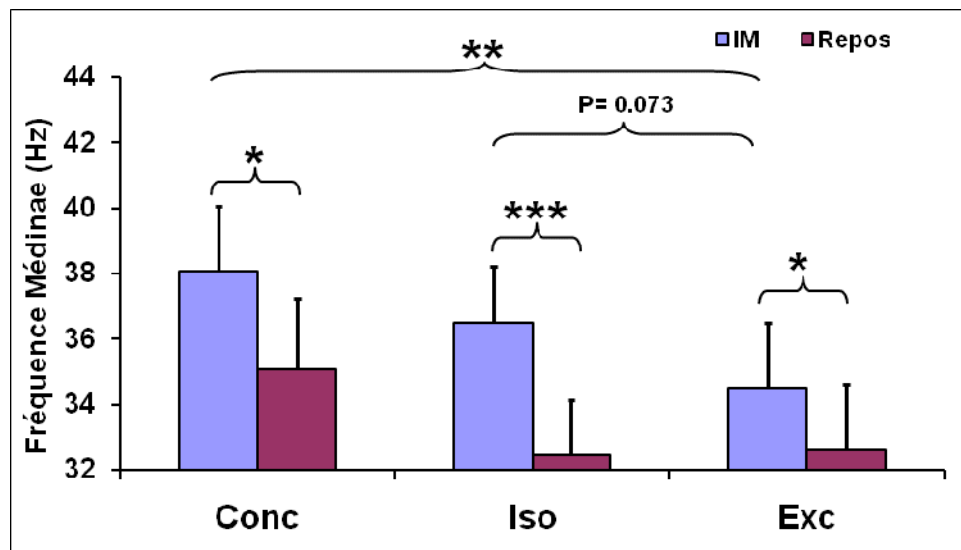


Figure 26 : Fréquence Médiane du Spectre de Puissance (FMSP) de la longue portion du biceps brachii lors de l'imagerie motrice (IM) et du repos, en fonction du régime de contraction.

La FMSP lors de l'IM est toujours significativement supérieure à celle du repos, quel que soit le régime de contraction. En prenant en compte la condition IM, la FMSP lors d'une contraction concentrique est supérieure à celle d'une contraction isométrique (Iso) et Excentrique (Exc) mais seule la différence avec l'Exc est

²⁵ La première bouffée d'activité EMG enregistrée pendant le mouvement est celle de la contraction de l'agoniste, pendant laquelle l'antagoniste est inhibé par voie réflexe. La seconde traduit l'activité frénatrice de l'antagoniste et la troisième l'ajustement de la position finale par l'agoniste.

significative. La différence entre Iso et Exc est marginalement significative. *: $P < 0.05$, **: $P < 0.01$, ***: $P < 0.001$.

I.3. Activation musculaire et adaptations nerveuses suite à un entraînement en force par IM (expérience en cours)

L'expérience s'attache à calculer le niveau d'activation par la mesure de la force isométrique volontaire et absolue des muscles extenseurs du pied (*gastrocnemius* et *soleus*), avant et après entraînement mental. Des stimulations électriques surimposées à la contraction musculaire et l'enregistrement de l'activité EMG sont synchronisés dans le but d'obtenir des composantes relatives :

- à la conduction des fibres nerveuses (onde M)
- à l'intensité de la commande motrice, témoin d'un changement au niveau central (onde V).

Nous avons posé l'hypothèse que le gain de force maximale volontaire, suite à un entraînement par IM, serait dû à des modulations de la réponse centrale, associées à une augmentation de l'amplitude de l'onde V, et non pas à des modifications au niveau spinal ou périphérique. Nous aurions, dans ce cas, un argument en faveur de la théorie cognitive.

Ces résultats permettraient d'identifier les mécanismes nerveux à l'origine des modifications de la composante force du mouvement. Ils renforceraient l'intégration des séances de travail mental au sein d'un programme d'entraînement destiné à développer la force maximale volontaire pour des athlètes en pleine préparation physique ou à maintenir les circuits centraux et périphériques actifs chez des sportifs et patients immobilisés à la suite à une blessure.

I.4. Conclusion

Sur la base des études sur l'équivalence fonctionnelle entre IM et exécution réelle et au regard des résultats obtenus, tant au niveau central que périphérique, il semble que les théories cognitive et psycho-neuromusculaire se combinent et se complètent pour expliquer les mécanismes et l'efficacité de l'IM. L'image mentale créée et les sensations perçues lors de la simulation d'un mouvement seraient ainsi issues de l'activation spécifique des centres supérieurs au travers d'une planification et d'une programmation de la commande motrice définie, dont l'inhibition incomplète serait retranscrite au niveau des effecteurs périphériques par l'activité EMG. Les rétroactions proprioceptives renforceraient alors le programme moteur correspondant aux muscles impliqués dans la simulation mentale et faciliteraient l'exécution future du geste, voire même augmenteraient sa performance dans le cadre d'une expérience quantifiable (gain de force). De nouvelles études,

notamment relatives à l'inhibition de la commande motrice, seront toutefois nécessaires afin de valider ces résultats expérimentalement. Cette nouvelle approche théorique renforce malgré tout la légitimité concernant l'intégration de l'IM dans des programmes appliqués d'entraînement et/ou de réhabilitation.

II. Imagerie motrice et applications pratiques

Les précédents résultats ont permis d'approfondir la compréhension des effets de l'IM sur l'activité musculaire périphérique. En tenant compte de ces données, nous avons testé l'efficacité de l'IM lorsqu'elle était intégrée à un programme d'entraînement en force ou de réhabilitation motrice.

II.1. Entraînement par IM et gain de force musculaire (publication 4)

Dix-neuf participants, de niveau confirmé dans leur spécialité sportive, ont pris part à un entraînement destiné à améliorer la force maximale volontaire. Les deux mouvements étudiés, le développé couché (DC) et l'extension des membres inférieurs à la presse inclinée, sont pluri-articulaires et, par conséquent, impliquent des coordinations spécifiques. Ils ont été choisis pour leur pratique régulière dans les programmes de musculation des participants, spécialistes d'athlétisme, de basket-ball et de football. Deux groupes ont été constitués : 1) le groupe IM a suivi un programme d'entraînement physique classique complété par un entraînement mental axé sur la représentation visuelle du mouvement et les perceptions kinesthésiques inhérentes aux contractions musculaires, et 2) le groupe contrôle a réalisé le même programme physique mais associé à un travail mental neutre d'une durée équivalente à l'IM. Nous avons montré un gain de force significativement supérieur, dans le groupe IM, pour le mouvement d'extension des membres inférieurs (Figure 27), mais pas pour le DC. Les mesures anthropométriques n'ont révélé aucune variation du volume musculaire en fin d'entraînement, confirmant que l'IM n'influence pas les processus morphologiques liés au gain de force (Yue & Cole, 1992 ; Ranganathan et al., 2004). Cette étude montre ainsi un effet spécifique de l'IM sur l'amélioration de la force, sans confirmer l'hypothèse selon laquelle les progrès sont liés à l'importance de la représentation corticale. En effet, la surface corticale contrôlant chaque segment corporel est d'autant plus vaste que les mouvements sont fins et précis. Ceci explique que la main occupe plus du tiers de la surface du cortex moteur primaire alors que celle qui contrôle les mouvements du tronc est excessivement réduite. En d'autres termes, selon cette logique, les muscles distaux, composés d'un nombre important d'UM, sont plus à même d'obtenir un meilleur gain de force, comparativement aux muscles proximaux, dont un grand nombre de FM est contrôlé par un même motoneurone. Le *triceps brachii* et le *major pectoralis*, principalement impliqués dans le DC, ont ainsi une représentation corticale plus étendue que le *quadriceps* et le *gluteus*. Puisque

l'IM est supposée renforcer les réseaux de neurones contrôlant ces mouvements, nous nous attendions à observer un meilleur gain de force sur le développé couché. Deux arguments peuvent expliquer ces résultats :

- Les études portant sur l'effet de l'IM sur l'amélioration de la force musculaire sont ordinairement réalisées en laboratoire. L'intégration du travail mental dans l'entraînement en force est beaucoup plus délicate à contrôler et on peut poser l'hypothèse d'une limitation des effets de l'IM du fait des contraintes environnementales inhérentes à la pratique de terrain.

- La différence de résultats entre les deux mouvements pourrait encore davantage s'expliquer par l'effet que procure l'IM sur les composantes motivationnelles de la performance, plutôt que sur ses aspects cognitifs (Paivio, 1985 ; Hall et al., 1998). L'entraînement par IM aurait ainsi permis d'améliorer la force par l'augmentation de la confiance en soi et de la motivation intrinsèque (Cumming & Hall, 2002), ou encore par une meilleure centration de l'attention sur les éléments techniques clés du mouvement, plutôt que par son effet sur les adaptations nerveuses de la force elle-même, *i.e.* meilleure synchronisation et recrutement des UM. Cette seconde hypothèse est en outre confirmée par les retours des participants du groupe IM, qui ont affirmé être plus confiants et se sentir davantage en sécurité pour exécuter le mouvement lors du post-test face à des charges lourdes (280 kg en extension des membres inférieurs contre 70 kg au DC, en moyenne).

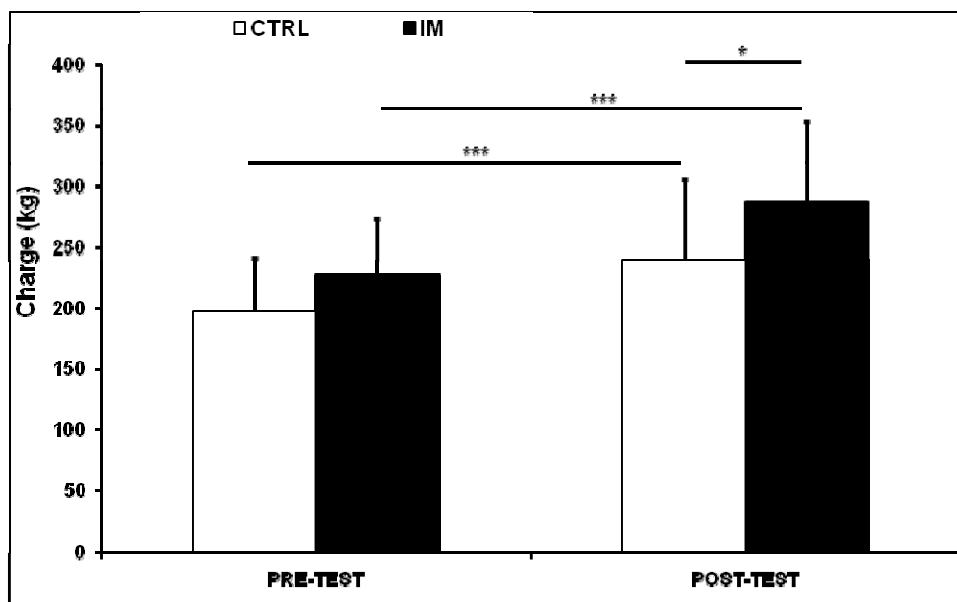


Figure 27 : Contraction Maximale Volontaire (CMV) en mouvement de presse inclinée.

Bien que les deux groupes, contrôle (CTRL) et imageur (IM), aient amélioré leur CMV entre le pré- et le post-test, la performance du groupe IM est significativement supérieure à celle du groupe CTRL lors du post-test. * = $p < 0.05$, *** = $p < 0.001$

D'autres travaux du même ordre restent nécessaires pour élucider cette question. L'EMG pourrait être enregistré lors du pré- et du post-test pour apporter des éléments de réponse quant à l'évolution du niveau d'activation musculaire. Toutefois, d'un point de vue pratique, l'IM contribuerait malgré tout à diversifier les exercices de musculation, le principal objectif étant alors d'augmenter la motivation intrinsèque et de maintenir l'athlète à un niveau d'activation élevé. L'IM pourrait être envisagée comme un complément de l'entraînement physique afin d'améliorer la préparation à l'action²⁶ et par conséquent la performance, notamment lorsque la pratique physique est réduite ou impossible (par exemple, blessure, surentraînement).

II.2. Activation musculaire après rupture du LCA (publication 5)

Douze patients ayant subi une chirurgie du LCA après déchirure lors d'une activité physique ont pris part à cette expérience. Le principal objectif de l'étude était d'observer l'effet de la pratique de l'IM intégrée à un programme de rééducation classique sur l'évolution de l'activité EMG. La force n'a pas été mesurée par un test direct, la période expérimentale étant trop proche de l'opération. Les patients ont été répartis aléatoirement dans deux groupes et ont suivi des séances de kinésithérapie associées, pour le premier, à des séances d'IM et, pour le second, à un travail mental neutre (exercices de mémorisation, visuo-spatiaux, d'attention et de langage). L'EMG du *vastus lateralis* a été enregistré lors d'une contraction isométrique maximale de la jambe au début du programme ainsi qu'au cours de quatre autres sessions de test. Les résultats montrent une activité EMG plus grande pour le groupe IM à la fin de la période de rééducation (Figure 28). Les publications 2 et 3 permettent d'affirmer que l'IM a joué un rôle prépondérant dans l'activation du programme moteur et de ses corrélats périphériques, même en l'absence de mouvement réel. Par ailleurs, aucun effet sur la limitation de perte de masse musculaire n'a été observé, ce qui confirme les résultats des études précédentes (Ranganathan et al., 2004). L'effet de l'IM serait limité aux facteurs nerveux et n'influencerait pas les aspects musculaires structuraux.

²⁶ Dans le cas d'un mouvement approximativement maîtrisé, une représentation mentale correcte pourrait contribuer à l'amélioration des facteurs d'exécution.

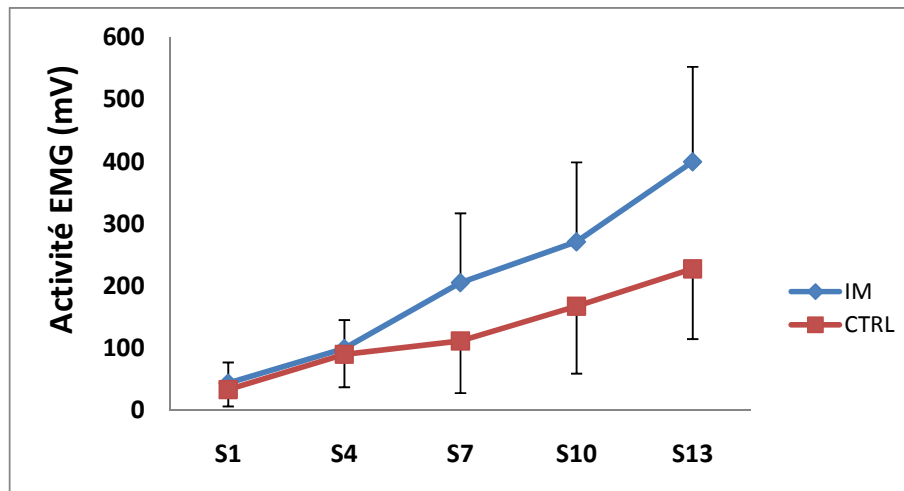


Figure 28 : Évolution de l'activité électromyographique (EMG) lors des sessions de test (de S1 à S13) suite à une opération du ligament croisé antérieur.

*L'activité EMG du muscle vastus lateralis pour le groupe imageur (IM) est significativement supérieure lors de l'enregistrement d'une contraction isométrique à la session 13. * = $p < 0.05$*

D'un point de vue clinique et fonctionnel, la rupture du LCA est l'une des blessures les plus graves pour un sportif au sens où la ligamentoplastie oblige une longue période d'immobilisation d'abord et de récupération ensuite. Jusqu'à présent, seules la mobilité et la stabilité articulaires intéressaient les praticiens. Même si ce sont deux points clés, la qualité musculaire doit être supérieure à celle d'un sédentaire en fin de rééducation, du fait des exigences de la discipline sportive. Cependant, la perte de force musculaire est inévitable et elle touche davantage les extenseurs que les fléchisseurs (Natri et al., 1996 ; Hortobagyi et al.2000). Il est donc essentiel de préserver au mieux la fonction musculaire, sans mettre en danger le transplant tendineux et l'appareil extenseur (Middleton et al., 1997). Des séances d'IM intégrées à la rééducation classique sont alors efficaces pour améliorer la qualité et la vitesse de récupération fonctionnelle, répondant ainsi aux exigences et aux logiques des pratiques sportives.

II.3. Réhabilitation motrice après brûlure de la main (publication 6)

Cette expérience a étudié la récupération fonctionnelle de la motricité manuelle chez des patients brûlés des mains. Tout comme dans l'étude précédente, l'IM a été intégrée à un programme de rééducation classique. Trois exercices ont été choisis pour tester la fonctionnalité manuelle et évaluer l'amplitude du mouvement : 1) flexion/extension du poignet, 2) opposition du pouce avec les autres doigts et 3) flexion/extension des doigts. Le groupe IM associait deux exercices réalisés mentalement au travail du kinésithérapeute. Le premier consistait à s'imaginer le mouvement dit de

‘jeteur de sort’, qui comprenait flexions et extensions du poignet et des doigts (Figure 1 de la publication 6). Le second était une représentation mentale de la tâche d’opposition du pouce avec les autres doigts (Figure 2 de la publication 6). L’enregistrement de l’EMG et la mesure de la force n’ont pas été réalisés du fait des lésions cutanées engendrées par la brûlure. À la fin de la réhabilitation, nous avons observé une meilleure récupération fonctionnelle pour le groupe IM comparativement au groupe contrôle (Figure 29), sauf pour la flexion du poignet. L’IM permettrait une conservation active des réseaux de neurones contrôlant le programme moteur associé à chaque mouvement car la surface de la région corticale contrôlant les muscles immobilisés est réduite proportionnellement à la durée de l’immobilisation (Liepert et al., 1995). L’IM permettrait l’activation régulière du cortex moteur et limiterait donc la diminution de sa surface. Elle aurait donc un ‘rôle préventif’ d’autant plus efficace que la rééducation active²⁷ est difficile du fait de la douleur qu’elle engendre. L’IM est donc un palliatif efficace.

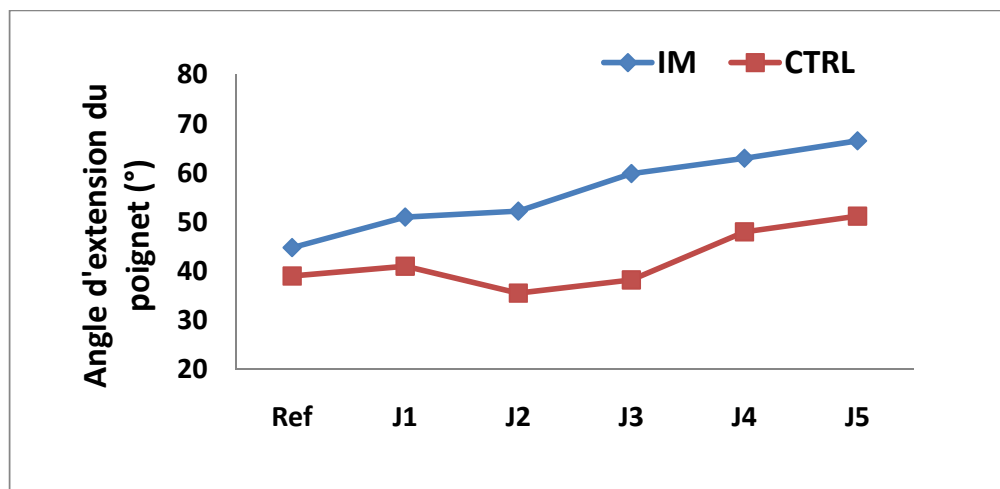


Figure 29 : Évolution de l’extension du poignet chez des patients brûlés des mains.

Les performances du groupe imageur (IM) sont supérieures à celles du groupe contrôle (CTRL) après 5 jours de réhabilitation.

La prise en charge du patient brûlé après une greffe de peau est primordiale. Elle lui permet de retrouver rapidement une fonction manuelle. La main est précieuse, non seulement fonctionnellement, mais aussi symboliquement. Elle est indispensable à l’accomplissement de la motricité quotidienne, mais aussi à l’intégration sociale. Le complément qu’offre l’IM à la rééducation classique permet d’accélérer le processus de réhabilitation et favorise le recouvrement des fonctions motrices. Les patients se retrouvent acteurs de leur guérison et participent activement à leur rééducation. Une fois qu’ils connaissent les règles générales de la pratique de l’IM, ils peuvent

²⁷ Se reporter à l’annexe 1 « Cas particulier de la main brûlée ».

s'entraîner sans l'aide d'une assistance médicale. L'ouverture vers cette nouvelle approche semble bénéfique d'autant plus que la manipulation active est parfois difficile, voire impossible.

II.4. Conclusion

Les résultats de ces trois études valident l'effet bénéfique de l'IM lorsqu'elle est intégrée à des programmes appliqués d'entraînement ou de réhabilitation motrice. Certaines nuances méritent toutefois d'être apportées. En effet, le contexte environnemental, inhérent à une situation pratique sur le terrain, est sûrement l'un des facteurs pouvant limiter l'effet de l'IM, même s'il semble plus efficace de pratiquer l'IM dans un contexte proche de celui de la pratique physique compétitive (Holmes & Collins, 2001 ; Guillot & Collet, 2008). Les distractions extérieures peuvent diminuer le niveau d'attention et de motivation des individus. Afin de conserver les effets bénéfiques de l'IM obtenus lors d'expériences de laboratoire, entraîneurs et praticiens doivent alors respecter les règles de pratique de l'IM, notamment décrites dans le modèle PETTLEP proposé par Holmes et Collins (2001) et le modèle intégratif d'IM appliqué au sport (MIIMS) validé par Guillot et Collet (2008).

Conclusion

« Le talent gagne les matches, mais le travail d'équipe et le mental remportent les championnats »

Mickael Jordan dans « Entraînement mental du sportif »

Les différentes études menées au cours de cette thèse apportent des éléments originaux dans la compréhension des effets du travail mental sur les facteurs d'exécution mouvement, à savoir la force musculaire et sa composante électrophysiologique, l'activité EMG. Au regard des résultats obtenus, il est possible de conclure que :

- **L'IM active les mécanismes musculaires de façon spécifique en modulant l'amplitude de l'activité EMG et ses composantes en fonction du contenu et des caractéristiques du travail mental.**

L'activité EMG est plus ample lorsque l'on s'imagine soulever une charge lourde par rapport à une charge faible et lorsque la contraction musculaire imaginée est de type concentrique ou isométrique par rapport à une contraction excentrique, validant l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice. Ces résultats attestent, plus ou moins directement, la théorie psycho-neuromusculaire selon laquelle les rétroactions consécutives à cette activité musculaire subliminale renforcerait le programme moteur correspondant. Par ailleurs, l'étude sur l'amélioration de l'activation musculaire suite à l'IM devrait apporter des éléments théoriques significatifs permettant d'attester les concepts de l'approche cognitive. Lors de l'IM, l'activation spécifique des centres corticaux faciliterait l'activation des réseaux neuronaux, induisant des adaptations nerveuses et une amélioration de la force. Les recherches actuelles tendent donc à proposer une approche regroupant les théories psycho-neuromusculaire et cognitive afin d'expliquer les mécanismes centraux de l'IM et ses effets sur les facteurs périphériques.

- **L'IM associée à des répétitions physiques augmente sélectivement le gain de force maximale suite à une période d'entraînement.**

Même si les résultats divergent des hypothèses initialement édictées, relativement à l'effet sélectif du travail mental en fonction des groupes musculaires, l'IM serait bénéfique pour le gain de force lorsque les charges à soulever sont conséquentes. Elle permettrait certainement d'augmenter la motivation intrinsèque en diversifiant les exercices pratiqués et de focaliser l'attention sur les indices techniques relatifs à la performance. D'autres travaux sont nécessaires afin de déterminer si l'IM intégrée à une programmation de terrain pourrait faciliter l'activation des circuits neuronaux et le renforcement des réseaux de commande qui conduisent à un meilleur recrutement et/ou une meilleure synchronisation des UM. Néanmoins, il est important de rendre les conditions propices à la pratique efficiente de l'IM pour en augmenter ses effets, la capacité de concentration de l'athlète étant primordiale pour la création d'images mentales nettes et vivaces.

- **L'IM intégrée à un programme de réhabilitation motrice est bénéfique car elle augmente la cinétique des paramètres attestant la guérison**

Les répétitions mentales associées à un suivi kinésithérapique facilitent l'activation des centres corticaux et des réseaux neuronaux qui contrôlent les muscles impliqués dans le mouvement des membres blessés. Le travail complémentaire par IM permet d'accélérer le processus de guérison et facilite le recouvrement des capacités motrices. L'IM diminuerait aussi la douleur associée à la blessure même si seuls les indices subjectifs des patients ont ici été pris en compte. Ce travail apporte des éléments originaux dans le domaine de la rééducation par IM des blessures périphériques, qui ont été peu étudiées dans la littérature.

Cependant, il ne faut pas tomber dans l'excès en défendant l'idée que le travail mental est efficace dans toutes les activités d'apprentissage ou de performance. En effet, certaines règles et consignes sont à respecter afin de rendre bénéfique son application, mais également de parfaire la compréhension des résultats et leur interprétation dans les nombreuses études expérimentales menées dans ce domaine :

- Il est donc important de préciser, dans les protocoles d'entraînement basés sur l'IM, les caractéristiques de l'image mentale (types d'IM, durée...) afin d'en obtenir les effets attendus.
- Des exercices de travail mental seuls peuvent être effectués dans un programme d'entraînement mais les effets sont les plus marqués lorsqu'ils sont combinés à une pratique physique.
- L'IM est plus efficace si elle intègre des modalités multi-sensorielles comparativement au simple support visuel.
- L'IM, associée à la préparation à l'action, est utile à l'augmentation du niveau d'activation nécessaire pour l'exécution réelle du geste.
- Les effets de l'IM sont plus marqués chez des athlètes expérimentés car ils ont une connaissance plus approfondie de l'activité et du geste à réaliser. Cette hypothèse s'inspire de la théorie bio-informationnelle selon laquelle les participants se basent sur leurs expériences passées pour former des images précises et vivaces. Toutefois, la capacité

d'imagerie, indépendamment de l'expertise, est la principale composante de la qualité du travail mental²⁸.

Dans la volonté d'améliorer la compréhension des mécanismes de l'IM, d'autres études et expérimentations sont nécessaires. Certaines d'entre elles, nous paraissant particulièrement judicieuses, seront développées dans la partie suivante.

²⁸ D'autres règles de pratique ont été établies mais elles n'ont pas été abordées dans ce mémoire (par exemple, impact de l'imagerie négative sur la pratique).

Perspectives

« La capacité de se remettre d'une blessure n'est pas fonction de sa profondeur, mais dépend de notre capacité à l'accepter. »

Anonyme

Les résultats obtenus permettent de dégager plusieurs perspectives de recherche quant aux différents domaines d'application abordés.

En premier lieu, un complément d'étude est nécessaire pour confirmer l'effet bénéfique de l'IM intégrée à un programme d'entraînement en force. Il faudrait notamment tester d'autres groupes musculaires et mieux standardiser les conditions de pratique du travail mental. L'IM pourrait ainsi être considérée comme une méthode d'entraînement complémentaire dans cette pratique.

Dans le domaine de la réhabilitation, l'utilisation de l'IM reçoit un écho de plus en plus favorable mais des interrogations restent en suspens et méritent une réponse expérimentale. Dans la continuité de la rééducation suite à une ligamentoplastie, un protocole est en cours de réalisation dont le but est d'observer les effets d'une préparation spécifique pour prévenir les ruptures du LCA chez de jeunes joueuses²⁹. Cette blessure est plus fréquente chez les athlètes féminines pratiquant un sport où pivots et contacts sont nombreux. Les analyses vidéo montrent des valgus dynamiques du genou, reconnus comme le mécanisme inducteur de rupture du LCA le plus fréquent chez l'athlète féminine (Figure 30). Trois groupes ont été formés : contrôle (CTRL), préparation physique (PP) et préparation physique et mentale (PPM). Le premier effectue une préparation physique classique tandis que les deux autres bénéficient d'une préparation intégrant des exercices spécifiques (équilibre, renforcement musculaire) dont le but est de contribuer au réaligement cheville-genou-hanche et de renforcer les chaînes musculaires associées. À la différence du groupe PP, le groupe PPM pratique des exercices d'IM correspondant à la pratique physique, mais tous ont une durée totale de travail équivalente. Une programmation de 7 semaines a été prévue à raison de deux entraînements par semaine. Plusieurs indicateurs sont enregistrés lors du pré- et post-test. Les athlètes doivent effectuer un saut en contrebas avec réception sur plateforme de force, puis immédiatement enchaîner par un saut vertical. Les indices cinématiques donnent des informations sur la position du genou lors de l'impulsion et de la réception. L'enregistrement de l'activité EMG de plusieurs muscles du membre inférieur renseigne sur la cinétique des activations musculaires. Enfin, les paramètres dynamiques informent sur le niveau de force et sur le temps de contact au sol. Les résultats attendus sont les suivants : 1) diminution du valgus avec réaligement de la hanche, du genou et de la cheville, 2) meilleure synchronisation des muscles du membre inférieur qui conduit à 3) une diminution du temps de contact au sol et une augmentation du temps de suspension pour les groupes PP et PPM. L'IM faciliterait l'excitabilité des réseaux nerveux des muscles concernés et favoriserait l'augmentation de la vigilance sur une conduite motrice efficiente. De plus, la pratique mentale diminuerait la charge d'entraînement physique. Le nombre et l'intensité des séances

²⁹ Cette étude est effectuée avec Benoit Pairot, kinésithérapeute et doctorant au sein du CRIS.

physiques, qui sont positivement corrélés au niveau de pratique, ne facilitent pas l'ajout d'une préparation physique spécifique. Le travail mental accompagné d'une programmation physique réduite serait, ainsi, un bon compromis dans le but de diminuer le risque de blessure.

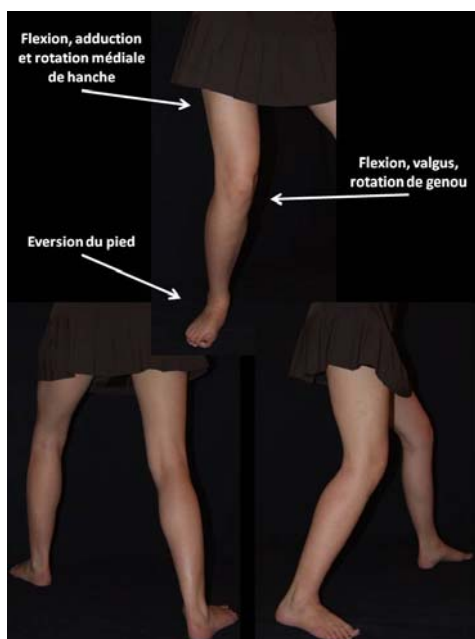


Figure 30 : Le valgus dynamique

Ce mouvement est la combinaison de flexion-rotation médiale de hanche, flexion-valgus-rotation de genou et éversion du pied.

Dans le cadre d'un programme général de réhabilitation et dans le cas de la brûlure en particulier, il serait intéressant d'étudier la motricité complète des doigts en intégrant l'adduction puis la contre-opposition du pouce (Kapandji, 1986). Le contrôle de l'évolution des fonctions motrices de la main serait ainsi plus étendu, le pouce jouant un rôle primordial dans les mouvements de préhension. Par ailleurs, il serait intéressant de trouver des indices chimiques objectifs quant à l'effet de l'IM sur la douleur et le processus inflammatoire. Le cortisol, hormone corticostéroïde produite par les glandes surrénales du cortex, pourrait être un de ces indicateurs. Le prélèvement peut s'effectuer par les urines et la salive, donc de façon non-invasive. L'augmentation de la concentration de cortisol suite à un programme de travail mental pourrait être le témoin de l'effet bénéfique de l'IM sur le stress lié à la douleur. Un autre indicateur pourrait être le dosage des cytokines, par prélèvement sanguin. Plus spécifiquement, les interleukines 6 sont des cytokines impliquées dans le processus et la médiation des réponses pro-inflammatoires (Abdel-Hafez et al., 2007). L'étude de la concentration de ces molécules pourrait apporter des éléments de réponse quant à l'effet de l'IM sur l'inflammation suite à une brûlure.

Dans un cadre plus fondamental, la compréhension des processus sous-jacents de l'IM a toujours été un sujet d'actualité. Grâce aux méthodes d'enregistrements par IRMf, TEP ou EEG, il a été possible d'identifier les régions cérébrales activées durant l'IM. Toutefois, on ne peut pas clairement, à l'heure actuelle, préciser si ces activations sont de type excitatrice ou inhibitrice, même si certaines analyses autorisent des interprétations en ce sens. Un projet de recherche postdoctoral est actuellement financé par la Fondation Fyssen pour être conduit sous la direction du Dr Cathy Stinear et du Pr Winston Byblow, au sein de la Faculté des Sciences Médicales et de la Vie à l'université d'Auckland (Nouvelle-Zélande) et en collaboration avec le CRIS³⁰ de l'université Lyon 1. L'objectif sera d'évaluer la facilitation du réseau corticomoteur spécifiquement au muscle impliqué et d'estimer les mécanismes inhibiteurs intra-corticaux sous-jacents de l'IM. Les participants seront différenciés en fonction de leur capacité à former des images mentales vivaces. L'étendue des processus inhibiteurs sera alors comparée dans deux populations (bons vs. mauvais imageurs). Les résultats apporteront sans doute des éléments pertinents pour une meilleure compréhension des mécanismes d'IM.

³⁰ Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport.

Références

bibliographiques

*« L'empirisme peut servir à accumuler les faits mais il ne saurait jamais édifier la science.
L'expérimentateur qui ne sait pas ce qu'il cherche ne comprend pas ce qu'il trouve »*

Claude Bernard, « Cahier de notes »

A

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, & Dyhre-Poulsen P.** Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology*, 92:2309-2318. **2002**
- Abdel-Hafez NM, Saleh Hassan Y, & El-Metwally TH.** A study on biomarkers, cytokines, and growth factors in children with burn injuries. *Annals of Burns and Fire Disasters*, 20:89-100. **2007**
- Allen GI, & Tsukahara N.** Cerebrocerebellar communication system. *Physiological Reviews*, 54:957-1006. **1974**
- Allen GM, Gandevia SC, & McKenzie DK.** Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve*, 18:593-600. **1995**
- Allen GM, McKenzie DK, & Gandevia SC.** Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle Nerve*, 21:318-328. **1998**
- Allen RE, Merkel RA, & Young RB.** Cellular aspects of muscle growth: myogenic cell proliferation. *Journal of animal science*, 49:115-127. **1979**
- Annett J.** Motor imagery: Perception of action? *Neuropsychologia*, 33:1395–1417. **1995**
- Appell HJ.** Muscular atrophy following immobilization: a review. *Sports Medicine*, 10:42-58. **1990**
- Arendt-Nielsen L, & Mills K.** The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 60:130–134. **1985**
- Ashe J.** Force and the motor cortex. *Behavioural Brain Research*, 86:1-15. **1997**
- Auger R, Atienza FL, Chevalier N, & Monnier E.** La mesure de l'habileté d'imagerie, une question de validité. Vers des perspectives de recherche adaptées aux enfants de six ans. *Revue STAPS*, 41:6-23. **1996**
- Awiszus F, Wahl B, & Meinecke I.** Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle Nerve*, 20:1187-1190. **1997**

B

- Babault N, Pousson M, Ballay Y, & Van Hoecke J.** Activation of human *quadriceps femoris* during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 91:2628-2634. **2001**

- Babault N, Pousson M, Michaut A, Ballay Y, & Van Hoecke J.** EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European Journal of Applied Physiology*, 86:541-547. **2002**
- Babault N, Pousson M, Michaut A, & Van Hoecke J.** Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contraction. *Journal of Applied Physiology*, 94:983-990. **2003**
- Bakker FC, Boschker MSJ, & Chung T.** Changes in muscular activity while imagining weight-lifting using stimulus or response propositions. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 18:313-324. **1996**
- Barrack RL, Bruckner JD, Kneisl J, Inman WS, & Alexander AH.** The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 259:192-199. **1990**
- Behm DG, St Pierre DM, & Perez D.** Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *Journal of Applied Physiology*, 81:2267-2273. **1996**
- Behm DG, & St Pierre DM.** Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *Journal of Applied Physiology*, 82:1654-1661. **1997a**
- Behm DG, & St Pierre DM.** Fatigue characteristics following ankle fractures. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29:1115-1123. **1997b**
- Behm DG, & St Pierre DM.** Fatigue mechanisms in trained and untrained plantar flexors. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12:166-172. **1998**
- Behm DG, Whittle J, Button D, & Power K.** Intermuscle differences in activation. *Muscle Nerve*, 25:236-43. **2002**
- Belanger AY, & McComas AJ.** Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology*, 51:1131-1135. **1981**
- Bellemare F, Woods JJ, Johansson R, & Bigland-Ritchie B.** Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles. *Journal of Neurophysiology*, 50:1380-1392. **1983**
- Berg HE, Larsson L, & Tesch PA.** Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *Journal of Applied Physiology*, 82:182-188. **1997**
- Betts GH.** The distribution and functions of mental imagery (Contributions to Education Series n°26). **1909**, Columbia University, Teachers College, New York
- Beyer L, Weiss T, Hansen E, Wolf A, & Seidel A.** Dynamics of central nervous activation during motor imagination. *International Journal of Psychophysiology*, 9:75-80. **1990**
- Bigland B, & Lippold OC.** Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *Journal of Physiology*, 125:322-335. **1954**

- Bigland-Ritchie B, & Woods JJ.** Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7:691-699. **1984**
- Bigland-Ritchie B, Jones DA, Hosking GP, & Edwards RH.** Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clinical Science and Molecular Medicine*, 54:609-614. **1978**
- Bigland-Ritchie B, Furbush F, & Woods JJ.** Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology*, 61:421-429. **1986**
- Bird EI.** EMG quantification of mental rehearsal. *Perceptual Motor Skills*, 59:899-906. **1984**
- Bolliet O, Collet C, & Dittmar A.** La résistance cutanée comme indice objectif de la concentration au lancer de poids. *Science & Sports*, 16:156-161. **2001**
- Bonnet M, Decety J, Jeannerod M, & Requin J.** Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. *Cognitive Brain Research*, 5:221-228. **1997**
- Boschker MS.** Action-based imagery: on the nature of mentally imagined motor actions. **2001**, University of Amsterdam
- Boschker MSJ, Bakker FC, & Rietberg MB.** Retroactive interference effects of mentally imagined movement speed. *Journal of Sports Sciences*, 18:593–603. **2000**
- Botterill C, Flint FA, & Ievleva L.** Psychology of the injured athletes. In: Zachazewski, Magee, & Quillen (Eds), *Athletic injuries and rehabilitation*. **1996**, Philadelphia, WB. Saunders.
- Bouisset S.** Grandeurs biomécaniques de la contraction et signal électromyographique. In: Bouisset (Eds), *Biomécanique et physiologie du mouvement*. **2002**, Paris, Masson.
- Bouisset S, & Maton B.** *Muscles, Posture et Mouvement*. **1995**, Paris, Hermann
- Bülow PM, Nørregaard J, Mehlsen J, & Danneskiold-Samsoe B.** The twitch interpolation technique for study of fatigue of human quadriceps muscle. *Journal of Neuroscience Methods*, 62:103-109. **1995**
- Buneo CA, Jarvis MR, Batista AP, & Andersen RA.** Direct visuomotor transformations for reaching. *Nature*, 416:632-636. **2002**
- Butler AJ, & Darling WG.** Reflex changes accompanying isometric strength training of the contralateral limb. *Neuroscience Abstracts*. **1990**, St Louis, Missouri

C

- Caldara R, Deiber MP, Andrey C, Michel CM, Thut G, & Hauert CA.** Actual and mental motor preparation and execution: a spatiotemporal ERP study. *Experimental Brain Research*, 159:389-399. **2004**

- Calmels C, & Fournier JF.** Duration of physical and mental execution of gymnastic routines. *The Sport Psychologist*, 15:142-150. **2001**
- Calmels C, Lopez E, Holmes P, & Naman V.** Chronometric comparison of actual and imaged complex movement patterns. *Journal of Motor Behavior*, 38:339-348. **2006**
- Campos A, Lopez A, & Perez MJ.** Vividness of visual and haptic imagery of movement. *Perceptual and Motor Skills*, 87:271-274. **1998**
- Cannon RJ, & Cafarelli E.** Neuromuscular adaptations to training. *Journal of Applied Physiology*, 63:2396-2402. **1987**
- Carolan B, & Cafarelli E.** Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 73:911-917. **1992**
- Carpenter WB.** Principles of mental physiology. **1894**, New York, Appleton
- Carroll TJ, Riek S, & Carson RG.** Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. *Sports Medicine*, 31:829-840. **2001**
- Chapman SJ, Edwards RHT, Greig C, & Rutherford C.** Practical application of the twitch interpolation technique for the study of voluntary contraction of the quadriceps muscle in man. *Journal of Physiology*, 353:3P. **1984**
- Chaves JF.** Recent advances in the application of hypnosis to pain management. *American Journal of Clinical Hypnosis*, 37:117-129. **1994**
- Cheney PD, & Fetz EE.** Functional classes of primate corticomotoneuronal cells and their relation to active force. *Journal of Neurophysiology*, 44 773–791 **1980**
- Chevalier N, Monnier E, & Auger R.** L'image visuelle des mouvements corporels chez l'enfant de six ans. *Revue S.T.A.P.S.*, 36:57-65. **1995**
- Christakou A, & Zervas Y.** The effectiveness of imagery on pain, edema, and range of motion in athletes with a grade II ankle sprain. *Physical Therapy in Sport*, 8:130-140. **2007**
- Christakou A, Zervas Y, & Lavallee D.** The adjunctive role of imagery on the functional rehabilitation of a grade II ankle sprain. *Human Movement Science*, 26:141-154. **2007**
- Clark BC, Manini TM, Bolanowski SJ, & Ploutz-Snyder LL.** Adaptations in human neuromuscular function following prolonged unweighting: II. Neurological properties and motor imagery efficacy. *Journal of Applied Physiology*, 101:264-272. **2006**
- Classen J, Liepert J, Wise SP, Hallett M, & Cohen LG.** Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *Journal of Neurophysiology*, 79:1117-1123. **1998**
- Classen J, Liepert J, Hallett M, & Cohen L.** Plasticity of movement representation in the human motor cortex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement*, 51:162-173. **1999**

Coello Y, & Orliaguet JP. Exécution réelle ou imaginée d'un mouvement de putting au golf: Etude des interférences temporelles. In: Laurent, Marini, Pfister, & Therme (Eds), *Recherches en APS III*. **1992**, Paris, Actio/Université de Aix-Marseille II.

Collet C. Mouvement et cerveau. **2002**, Paris, DeBoeck Université

Collet C, & Guillot A. Peripheral responses elicited by motor imagery: a window on central and peripheral nervous system relationships through motor commands inhibition. In: Weingarten & Penat (Eds) *Cognitive Psychology Research Developments*. **2009**, Nova Science Publishers, Inc.

Collet C, Dittmar A, & Vernet-Maury E. Programming or inhibiting action: autonomic nervous system control of anticipation. *International Journal of Psychophysiology*, 32:261-276. **1999**

Collet C, Roure R, Dittmar A, & Vernet-Maury E. L'activité du système nerveux végétatif comme témoin de l'imagerie mentale chez les sportifs, de son rôle dans la performance et l'apprentissage. *Science & Sports*, 15:261-263. **2000**

Collet C, Guillot A, Bolliet O, & Dittmar A. Corrélats neurophysiologiques des processus mentaux, enregistrés par micro-capteurs non-invasifs en situation réelle. *Science & Sports*, 18:74-85. **2003**

Connelly DM, Rice CL, Roos MR, & Vandervoort AA. Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 87:843-852. **1999**

Corbin CB. Mental practice. In: Morgan (Eds), *Ergogenic aids and muscular performance*. **1972**, New York, Academic Press.

Cresswell AG, Löscher WN, & Thorstenson A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Experimental Brain Research*, 105:283-290. **1995**

Cumming J, & Hall C. Deliberate imagery practice: the development of imagery skills in competitive athletes. *Journal of Sports Sciences*, 20:137-145. **2002**

Cupal DD, & Brewer BW. Effects of relaxation and guided imagery on knee strength, reinjury anxiety, and pain following anterior cruciate ligament reconstruction. *Rehabilitation Psychology*, 46:28-43. **2001**

D

Datta AK, & Stephens JA. Synchronization of motor unit activity during voluntary contraction in man. *Journal of Physiology*, 422:397-419. **1990**

De Jong AEE, & Gamel C. Use of a simple relaxation technique in burn care: literature review. *Journal of Advanced Nursing*, 54:710-721. **2006**

- De Luca CJ.** Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 26:313–325. **1979**
- De Luca CJ.** The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13:135–163. **1997**
- De Luca CJ, Lefever R, McCue M, & Xenasis A.** Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contraction. *Journal of Physiology*, 329:113–128. **1982**
- Debarnot U, Louis M, Collet C, & Guillot A.** Voluntary changes in motor imagery speed: inconsistent and task-related effects on motor performance. *Soumis dans Journal of Motor Behavior*
- Decety J, & Jeannerod M.** Mentally simulated movements in virtual reality: Does Fitts's law hold in motor imagery? *Behavioural Brain Research*, 72:127–134. **1996**
- Decety J, Philippon B, & Ingvar DH.** rCBF landscapes during motor performance and motor ideation of a graphic gesture. *European Archives of Psychiatry and Neurological Sciences*, 238:33-38. **1988**
- Decety J, Jeannerod M, & Prablanc C.** The timing of mentally represented actions. *Behavioural Brain Research*, 34:35-42. **1989**
- Decety J, Jeannerod M, Germain M, & Pastene J.** Vegetative response during imagined movement is proportional to mental effort. *Behavioural Brain Research*, 42:1–5. **1991**
- Decety J, Perani D, Jeannerod M, Bettinardi V, Tadary B, Woods R, Mazziotta JC, & Fazio F.** Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature*, 371:600-602. **1994**
- Dechent P, Merboldt KD, & Frahm J.** Is the human primary motor cortex involved in motor imagery? *Brain research. Cognitive brain research*, 19:138-144. **2004**
- Deiber MP, Wise SP, Honda M, Catalan MJ, Grafman J, & Hallett M.** Frontal and parietal networks for conditional motor learning: a positron emission tomography study. *Journal of Neurophysiology*, 78:977-991. **1997**
- Demougeot L, Normand H, Denise P, & Papaxanthis C.** Discrete and effortful imagined movements do not specifically activate the autonomic nervous system. *PLoS One*, 4:e6769. **2009**
- Denis M.** Image et cognition. **1989**, Presses Universitaires de France, Paris
- Derscheid GL, & Feiring DC.** A statistical analysis to characterize treatment adherence of the 18 most common diagnoses seen at a sports medicine clinic. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 9:40-46. **1987**
- Deschaumes-Molinaro C, Dittmar A, & Vernet-Maury E.** Relationship between mental imagery and sporting performance. *Behavioural Brain Research*, 45:29-36. **1991**
- Deschaumes-Molinaro C, Dittmar A, & Vernet-Maury E.** Autonomic nervous system response patterns correlate with mental imagery. *Physiology and Behavior*, 51:1021-1027. **1992**

- Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, & Kraemer WJ.** Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *American Journal of Physiology*, 282:R578-583. **2002**
- Desmedt J, & Godaux E.** Ballistic contraction in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibial anterior muscle. *Journal of Physiology*, 64:673–693. **1977**
- Dickstein R, Gazit-Grunwald M, Plax M, Dunsky A, & Marcovitz E.** EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. *Journal of Motor Behavior*, 37:475-483. **2005**
- Dimitrijevic MR, McKay WB, Sarjanovic I, Sherwood AM, Svrtlih L, & Vrbova G.** Co-activation of ipsi- and contralateral muscle groups during contraction of ankle dorsiflexors. *Journal of the Neurological Sciences*, 109:49-55. **1992**
- Dons B, Bollerup K, Bonde-Petersen F, & Hancke S.** Effect of weightlifting exercise related to muscle-fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 40:95-106. **1979**
- Doyon J, & Ungerleider LG.** Functional anatomy of motor skill learning. In: Squire & Schacter (Eds.), *Neuropsychology of memory*. **2002**, Guilford Press
- Doyon J, & Benali B.** Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology*, 25:161–167. **2005**
- Dowling JJ, Konert E, Ljucovic P, & Andrews DM.** Are humans able to voluntarily elicit maximum muscle force? *Neuroscience Letters*, 179:25-28. **1994**
- Dowling JJ.** The use of electromyography for the noninvasive prediction of muscle forces. Current issues. *Sports Medicine*, 24:82-96. **1997**
- Drechsler WI, Cramp WC, & Scott OM.** Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal Applied Physiology*, 98:613–623. **2006**
- Driediger M, Hall C, & Callow N.** Imagery used by athletes: a qualitative analysis. *Journal of Sports Sciences*, 24:261-271. **2006**
- Driskell JE, Copper C, & Moran A.** Does mental practice enhance performance? *Journal of Applied Sport Psychology*, 79:481-491. **1994**
- Duchateau J.** Bed rest induces neural and contractile adaptations in triceps surae. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27:1581-1589. **1995**
- Duchateau J, & Hainaut K.** Mechanisms of muscle and motor unit adaptation to explosive power training. In: Komi (Ed) *Strength and Power in Sport*. **2003**, Oxford, Blackwell Science

E

- Echinard C, & Latarjet J.** Les brûlures. **1993**, Paris, Masson
- Edamura M, Yang JF, & Stein RB.** Factors that determine the magnitude and time course of human H-reflexes in locomotion. *Journal of Neuroscience*, 11:420-427. **1991**
- Edwards RH, Hill DK, & Jones DA.** Heat production and chemical changes during isometric contractions of the human quadriceps muscle. *Journal of Physiology*, 251:303-315. **1975**
- Ehrsson HH, Geyer S, & Naito E.** Imagery of voluntary movement of fingers, toes, and tongue activates corresponding body-part-specific motor representations. *Journal of Neurophysiology*, 90:3304-3316. **2003**
- Enoka RM, & Fuglevand AJ.** Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve*, 23:4–17. **2001**
- Evans L, Hare R, & Mullen R.** Imagery use during rehabilitation from injury. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 1:1-21. **2006**
- Evarts EV.** Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement. *Journal of Neurophysiology*, 31:14-27. **1968**
- Evarts EV.** Activity of pyramidal tract neurons during postural fixation. *Journal of Neurophysiology*, 32 375–385. **1969**
- Evarts EV, Fromm C, Kroller J, & Jennings VA.** Motor cortex control of finely graded forces. *Journal of Neurophysiology*, 49:1199–1215. **1983**

F

- Fadiga L, Buccino G, Craighero L, Fogassi L, Gallese V, & Pavesi G.** Corticospinal excitability is specifically modulated by motor imagery: a magnetic stimulation study. *Neuropsychologia*, 37:147-158. **1999**
- Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, & Yue GH.** Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 86:1764–1772. **2001**
- Farina D.** Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34:121-127. **2006**
- Farina D, Merletti R, & Enoka RM.** The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96:1486-1495. **2004**
- Feltz DL, & Landers DM.** The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *Journal of Psychology*, 5:25-57. **1983**

- Ferguson SL, & Voll KV.** Burn pain and anxiety: the use of music relaxation during rehabilitation. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 25:8-14. **2004**
- Finke RA.** Mental imagery and the visual system. *Scientific American*, 254:88-95. **1986**
- Folland JP, & Williams AG.** The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, 37:145-168. **2007**
- Fournier JF.** Imagix: multimedia software for evaluating the vividness of movement-imagery. *Perceptual and Motor Skills*, 90:367:370. **2000**
- Fowles JR, Sale DG, & MacDougall JD.** Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, 89:1179-1188. **2000**
- Fox PT, Pardo JV, Petersen SE, & Raichle ME, .** Supplementary motor and premotor responses to actual and imagined hand movements with positron emission tomography. *Neuroscience Abstracts*, 1433. **1987**
- Foyatier JL, Comparin .P, Tchatirian E, Jacquin F, & Masson CL.** Intérêt des greffes de peau totale dans la réparation des séquelles de brûlures des mains. In : Dhennin, Griffe, & Cynober (Eds), *Brûlures*. **1995**, Paris, Masson
- Fratianne RB, Prensner JD, Huston MJ, Super DM, Yowler CJ, & Standley JM.** The effect of music-based imagery and musical alternate engagement on the burn debridement process. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 22:47-53. **2001**
- Frith C, & Dolan RJ.** Brain mechanisms associated with top-down processes in perception. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 352:1221-1230. **1997**
- Furedy JJ, & Scher H.** The law of initial values: differentiated testing as an empirical generalization versus enshrinement as a methodological rule. *Psychophysiology*, 26:120-121. **1989**
- Fuster JM.** Dorsolateral prefrontal cortex mediates the anticipatory preparation of responses. In: Levin, Eisenberg, & Benton (Eds), *The frontal lobe: an enigma dispelled*. **1991**, New York, Oxford University Press.

G

- Gandevia SC.** Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81:1725-1789. **2001**
- Gandevia SC, & McKenzie DK.** Activation of human muscles at short muscle lengths during maximal static efforts. *Journal of Physiology*, 407:599-613. **1988**
- Gandevia SC, Hall LA, McCloskey DI, & Potter EK.** Proprioceptive sensation at the terminal joint of the middle finger. *Journal of Physiology*, 335:507-517. **1983**

- Gandevia SC, Allen GM, Butler JE, & Taylor JL.** Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. *Journal of Physiology*, 490:529-536. **1996**
- Gandevia SC, Wilson LR, Inglis JT, & Burke D.** Mental rehearsal of motor tasks recruits α -motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurons selectively. *Journal of Physiology*, 505:259-266. **1997**
- Gandevia SC, Herbert RD, & Leeper JB.** Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *Journal of Physiology*, 512:595-602. **1998**
- Gazzaniga MS, Ivry RB, & Mangun GR.** Neuroscience cognitive. La biologie de l'esprit. **2000**, De Boeck, Paris
- Gentili R, Cahouet V, Ballay Y, & Papaxanthis C.** Inertial properties of the arm are accurately predicted during motor imagery. *Behavioural Brain Research*, 155:231-239. **2004**
- Gentili R, Papaxanthis C, & Pozzo T.** Improvement and generalization of arm motor performance through imagery practice. *Neuroscience*, 137:761-772. **2006**
- Georgopoulos AP, Ashe J, Smyrnis N, & Taira M.** The motor cortex and the coding of force. *Science*, 256:1692-1695. **1992**
- Gerardin E, Sirigu A, Lehericy S, Poline JB, Gaymard B, Marsault C, Agid Y, & Le Bihan D.** Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex*, 10:1093-1104. **2000**
- Gonsalkorale WM.** The use of hypnosis in medicine: the possible pathways involved. *European Journal of Gastroenterology & Hepatology*, 8:520-524. **1996**
- Gordon R.** An investigation into some of the factors that favour the formation of stereotyped images. *British Journal of Psychology*, 39:156-167. **1949**
- Grealy MA, & Shearer GF.** Timing processes in motor imagery. *European Journal of Cognitive Psychology*, 20:867-892. **2008**
- Green LB.** The use of imagery in the rehabilitation of injured athletes. *The Sport Psychologist*, 6:416-428. **1992**
- Green LB.** The use of imagery in the rehabilitation of injured athletes. In: Pargman (Ed), *Psychological bases of sport injuries*. **1999**, Morgantown, WF: Fitness Information Technology
- Grimby L, & Hannerz J.** Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. *Journal of Physiology*, 264:865-879. **1977**
- Grimby L, Hannerz J, & Hedman B.** The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. *Journal of Physiology*, 316:545-554. **1981**
- Gueugneau N, Crognier L, & Papaxanthis C.** The influence of eye movements on the temporal features of executed and imagined arm movements. *Brain Research*, 1187:95-102. **2008**

- Gueugneau N, Mauvieux B, & Papaxanthis C.** Circadian modulation of mentally simulated motor actions: implications for the potential use of motor imagery in rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23:237-245. **2009**
- Guillot A.** Règles et conditions de la pratique de l'imagerie mentale dans les activités physiques et sportives. Validation à l'aide de l'enregistrement d'indices neurovégétatifs périphériques. **2003**, Université Claude Bernard Lyon 1
- Guillot A, & Collet C.** Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews*, 50:387-397. **2005a**
- Guillot A, & Collet C.** Duration of mentally simulated movement: a review. *Journal of Motor Behavior*, 37:10-20. **2005b**
- Guillot A, & Collet C.** 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*, 1:31-44. **2008**
- Guillot A, & Collet C.** The neurophysiological foundations of mental and motor imagery. **2009**, Oxford University Press, sous presse
- Guillot A, Collet C, Molinaro C, & Dittmar A.** Expertise the peripheral autonomic activity during the preparation phase in shooting events. *Perceptual Motor Skills*, 98:371-381. **2004a**
- Guillot A, Collet C, & Dittmar A.** Relationship between visual vs. kinesthetic imagery, field dependence-independence and complex motor skills. *Journal of Psychophysiology*, 18, 190-199. **2004b**
- Guillot A, Lebon F, Rouffet D, Champely S, Doyon J, & Collet C.** Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*, 66:18-27. **2007**
- Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, & Doyon J.** Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage*, 41:1471-1483. **2008**
- Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, & Doyon J.** Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Human Brain Mapping*, 30:2157-2172. **2009a**
- Guillot A, Louis M, & Collet C.** Neurophysiological substrates of motor imagery ability. In: Guillot & Collet (Eds.) *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. **2009b**, Oxford University Press, sous presse
- Guillot A, Lebon F, & Collet C.** Electromyographic activity during motor imagery. In: Guillot & Collet (Eds.) *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. **2009c**, Oxford University Press, sous presse
- Guillot A, Lebon F, Vernay M, Girbon JP, Doyon J, & Collet C.** Effect of motor imagery in the rehabilitation of burn patients. *Journal of Burn Care and Research*, 30:686-693. **2009d**
- Guthrie ER.** The psychology of learning. **1935**, New York, Harper & brothers

H

- Häkkinen K.** Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining and immobilization. *Critical Review in Physical and Rehabilitation Medicine*, 6:161. **1994**
- Häkkinen K, & Komi PV.** Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15:455-460. **1983**
- Hale BD.** The effects of internal and external imagery on muscular and ocular concomitants. *Journal of Sport Psychology*, 4:379-387. **1982**
- Hall CR, & Pongrac J.** Movement Imagery Questionnaire. **1983**, Department of Physical Education, University of Western Ontario, London, Ontario
- Hall CR, & Martin KA.** Measuring movement imagery abilities: a revision of the movement imagery questionnaire. *Journal of Mental Imagery*, 21:143-154. **1997**
- Hall CR, Pongrac J, & Buckolz E.** The measurement of imagery ability. *Human Movement Science*, 4:107-118. **1985**
- Hall CR, Rodgers WM, & Barr KA.** The use of imagery by athletes in selected sports. *Sport Psychology*, 4:1-10. **1990**
- Hall CR, Mack DE, Paivio A, & Hausenblas HA.** Imagery use by athletes: development of the sport imagery questionnaire. *International Journal of Sport Psychology*, 29:73-89. **1998**
- Hallet M, Fieldman J, Cohen LG, Sadato N, & Pascual-Leone A.** Involvement of primary motor cortex in motor imagery and mental practice. *Behavioural Brain Science*, 17:210. **1994**
- Hanakawa T, Dimyan MA, & Hallett M.** Motor planning, imagery, and execution in the distributed motor network : a time-course study with functional MRI. *Cerebral Cortex*, 18:2775-2788. **2008**
- Hancock PA, Meshkati N, & Robertson MM.** Physiological reflections of mental workload. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 56:1110-1114. **1985**
- Harridge SDR, Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino MA, Reggiani C, Esbjörnsson M, & Saltin B.** Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archiv*, 432:913-920. **1996**
- Hecker JE, & Kaczor LM.** Application of imagery theory to sport psychology: Some preliminary findings. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 10:363-373. **1988**
- Heil J.** Mental training in injury management. In: Heil (Ed), *Psychology of sport Injury*. **1993**, Champaign, IL: Human Kinetics.
- Henneman E, Somjen G, & Carpenter DO.** Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28:560-580. **1965a**

- Henneman E, Somjen G, & Carpenter DO.** Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, 28:599-620. **1965b**
- Herbert RD, & Gandevia SC.** Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *Journal of Applied Physiology*, 80:1351-1356. **1996**
- Herbert RD, Dean C, & Gandevia SC.** Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163:361-368. **1998**
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, & Hägg G.** European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Research and Development Enschede (NL)*, **1999**
- Hermens HJ, Freriks F, Disselhorst-Klug C, & Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10:361-374. **2000**
- Heuer H.** Wie wirkt mentale Übung? *Psychologische Rundschau*, 35:191-200. **1985**
- Hinshaw KE.** The effects of mental practice on motor skill performance: Critical evaluation and meta-analysis. *Imagination, Cognition and Personality*, 11:3-35. **1991**
- Hökfelt T, Johansson O, Ljungdahl A, Lundberg JM, & Schultzberg M.** Peptidergic neurones. *Nature*, 284:515-521. **1980**
- Holmes PS, & Collins DJ.** The PETTLEP approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *Journal of Applied Sport Psychology*, 13:60-83. **2001**
- Holtermann A, Roeleveld K, Vereijken B, & Ettema G.** Changes in agonist EMG activation level during MVC cannot explain early strength improvement. *European journal of applied physiology*, 94:593-601. **2005**
- Hooper DM, Morrissey MC, Drechsler WI, Morrissey D, & King JB.** Open and closed kinetic chain exercises in the early period after ACL reconstruction: improvements in level walking, stair ascent and descent. *American Journal of Sports Medicine*, 29:2167-2174. **2001**
- Hooper DM, Morrissey MC, Drechsler WI, Clark NC, Coutts FJ, & McAuliffe TB.** Gait analysis 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 168-178. **2002**
- Hortobagyi T, Dempsey L, Fraser D, Zheng D, Hamilton G, Lambert J, & Dohm L.** Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *Journal of Physiology*, 524:293-304. **2000**
- Huber A, Suter E, & Herzog W.** Inhibition of the quadriceps muscles in elite male volleyball players. *Journal of Sports Sciences*, 16:281-289. **1998**
- Hugdahl K.** Cognitive influences on human autonomic nervous system function. *Current Opinion in Neurobiology*, 6:252-258. **1996**

Hugeux P, Lambert F, & Fabre A. La main du brûlé. Une spécificité en rééducation, un défi pour les chirurgiens. In : Thoumie, & Pradat-Diehl (Eds), *La préhension*. **2000**, Paris, Springer

Hugon M. Methodology of the Hoffmann reflex in man. In: Desmedt (Ed), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. **1973**, Basel, Karger

Hultman E, Sjöholm H, Jäderholm-Ek I, & Krynicki J. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflugers Archiv*, 398 139-141. **1983**

I

Iafrati NS. Pain on the burn unit: patient vs nurse perceptions. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 7:413-416. **1986**

Isaac A, Marks DF, & Russel D. An instrument for assessing imagery of movement: the vividness of movement imagery questionnaire (VMIQ). *Journal of Mental Imagery*, 10:23-30. **1986**

J

Jackson PL, Lafleur MF, Malouin F, Richards CL, & Doyon J. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage*, 20:1171-1180. **2003**

Jackson PL, Meltzoff AN, & Decety J. Neural circuits involved in imitation and perspective-taking. *Neuroimage*, 31:429-439. **2006**

Jacobson E. Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities: 1. Imagination of movement involving skeletal muscle. *American Journal of Physiology*, 91:567- 608. **1930**

Jacobson E. Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. *American Journal of Physiology*, 96:115-121. **1931**

Jacobson E. Electrophysiology of mental activities. *American Journal of Psychology*, 44:677-694. **1932**

Jakobi JM, & Cafarelli E. Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84:200-206. **1998**

Jeannerod M. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Sciences*, 17:187-245. **1994**

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

Jeannerod M, & Frak V. Mental imaging of motor activity in humans. *Current Opinion in Neurobiology*, 9:735-739. **1999**

Johnson P. The functional equivalence of imagery and movement. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 34A:349-365. **1982**

Jones DA, Rutherford OM, & Parker DF. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Quarterly Journal of Experimental Physiology and Cognate Medical Sciences*, 74:233-256. **1989**

Jowdy DP, & Harris DV. Muscular responses during mental imagery as a function of motor skill level. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 12:191-201. **1990**

K

Kamen G, Knigth CA, Laroche DP, & Asermely DG. Resistance training increases vastus lateralis motor unit firing rates in young and old adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30:S337. **1998**

Kaneko F, Murakami T, Onari K, Kurumadani H, & Kawaguchi K. Decreased cortical excitability during motor imagery after disuse of an upper limb in humans. *Clinical Neurophysiology*, 114:2397-2403. **2003**

Kapandji A. Cotation clinique de l'opposition et de la contre-opposition du pouce. *Annales de Chirurgie de la Main*, 5:67-73. **1986**

Karni A, Meyer G, Jezard P, Adams MM, Turner R, & Ungerleider LG. Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature*, 377:155-158. **1995**

Kasperczyk WJ, Bosch U, Oestern HJ, & Tscherner H. Influence of immobilization on autograft healing in the knee joint. A preliminary study in a sheep knee PCL model. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 110:158-161. **1991**

Kawakami Y, Amemiya K, Kanehisa H, Ikegawa S, & Fukunaga T. Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 88:1969-1975. **2000**

Kawakami Y, Akima H, Kubo K, Muraoka Y, Hasegawa H, Kouzaki M, Imai M, Suzuki Y, Gunji A, Kanehisa H, & Fukunaga T. Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84:7-12. **2001**

Kelley G. Mechanical overload and skeletal muscle fiber hyperplasia: a meta-analysis. *Journal of Applied Physiology*, 81:1584-1588. **1996**

Kent-Braun JA. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology*, 80:57-63. **1999**

Kent-Braun JA, & Le Blanc R. Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. *Muscle Nerve*, 19:861-869. **1996**

Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J, & Zivold G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and Posture*, 8:143-158. **1998**

- Knudson-Cooper MS.** Relaxation and biofeedback training in treatment of severely burned children. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 2:102-110. **1981**
- Kobayashi H.** The effects of rhythmic pattern imagery on free throws. **1994**, New York University
- Komi PV.** Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In: Desmedt (Eds), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. **1973**, Basel, Karger.
- Komi PV.** Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine*, 7:10-15. **1986**
- Komi PV.** Strength and power in sport. **2003**, Oxford, Blackwell Science
- Komi PV, Viitasalo JT, Rauramaa R, & Vihko V.** Effect of isometric strength training of mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 40:45-55. **1978**
- Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, & Sillanpää M.** Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32:1757-1762. **2000**
- Konrad P.** ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. **2005**, New York, Noraxon
- Kosslyn SM.** Image and mind. **1980**, Cambridge, Harvard University Press
- Kosslyn SM, & Pomerantz JR.** Imagery, proposition and the form of internal representations. *Cognitive Psychology*, 9:52-76. **1977**
- Kosslyn SM, Ball TM, & Reiser BJ.** Visual images preserve metric spatial information: evidence from studies of image scanning. *Journal of Experimental Psychology*, 4:47-60. **1978**
- Kosslyn SM, Seger C, Pani JR, & Hillger LA.** When is imagery used in everyday life? A diary study. *Journal of Mental Imagery*, 14:131-152. **1990**
- Kramer JF, Lindsay DM, Magee D, Wall T, & Mendryk SW.** Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5:324-31. **1984**
- Kuhtz-Buschbeck JP, Mahnkopf C, Holzknecht C, Siebner H, Ulmer S, & Jansen O.** Effector-independent representations of simple and complex imagined finger movements: a combined fMRI and TMS study. *European Journal of Neuroscience*, 18:3375-3387. **2003**
- Kukulka CG, & Clamann PH.** Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research*, 219:45-55. **1981**
- Kukulka CG, Moore MA, & Russell AG.** Changes in human α -motoneuron excitability during sustained maximum isometric contractions. *Neuroscience Letters* 68:327-333. **1986**

L

- Lacey JI, & Lacey BC.** Studies of heart rate and other bodily processes in sensori-motor behavior. In: Obrist, Black, Brener, & Dicara (Eds), *Cardiovascular psychophysiology*. **1974**, Chicago, Alline.
- Lafleur MF, Jackson PL, Malouin F, Richards CL, Evans AC, & Doyon J.** Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage*, 16:142-157. **2002**
- Lang PJ.** A bio-informational theory of emotional imagery. *Psychophysiology*, 16:495-512. **1979**
- Lang PJ, Kozak MJ, Miller GA, Levin DN, & McLean AJ.** Emotional imagery: conceptual structure and pattern of somato-visceral response. *Psychophysiology*, 17:179-92. **1980**
- Latarjet J, & Choinière M.** Pain in burn patients. *Burns*, 21:344-348. **1995**
- Latash ML.** Bases neurophysiologiques du mouvement. **2002**, Paris, De Boeck
- Law B, Driediger M, Hall C, & Forwell L.** Imagery use, perceived pain, limb functioning and satisfaction in athletic injury rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 34:10-16. **2006**
- Lebon F, Rouffet D, Guillot A, & Collet C.** Imagerie Motrice et activité électromyographique. *Science & Motricité*, 64, 11-34. **2008a**
- Lebon F, Rouffet D, Collet C, & Guillot A.** Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters*, 435:181-185 **2008b**
- Lebon F., Collet C., Guillot A.** Benefits of motor imagery training on muscle strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, sous presse
- Lee C.** Psyching-up for a muscular endurance task: Effects of image content on performance and mood state. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 12:66-73. **1990**
- Li S, Kamper DG, Stevens JA, & Rymer WZ.** The effect of motor imagery on spinal segmental excitability. *Journal of Neuroscience*, 27:9674–9680. **2004**
- Liepert J, Tegenthoff M, & Malin JP.** Changes of cortical motor area size during immobilization. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 97:382-386. **1995**
- Lindström LH, & Magnusson RI.** Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. *Proceedings of the IEEE*, 65:653–662. **1977**
- Linnamo V, Strojnik V, & Komi, P.V.** Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *European Journal of Applied Physiology*, 96:672-678. **2006**
- Lloyd AR, Gandevia SC, & Hales JP.** Muscle performance, voluntary activation, twitch properties and perceived effort in normal subjects and patients with the chronic fatigue syndrome. *Brain*, 114 (Pt 1A):85-98. **1991**

- Lociero D.** The effect of electrical stimulation on isometric and isokinetic knee extension torque: interaction of the kinestim electrical stimulator and the Cybex II. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 13:143-148. **1991**
- Lorant J, & Nicolas A.** Validation de la traduction française du Movement Imagery Questionnaire-Revised (MIQ-R). *Science & Motricité*, 53:57-68. **2004**
- Lorey B, Bischoff M, Pilgramm S, Stark R, Munzert J, & Zentgraf K.** The embodied nature of motor imagery: the influence of posture and perspective. *Experimental Brain Research*, 194:233-243. **2009**
- Lotze M, & Halsband U.** Motor Imagery. *Journal of Physiology (Paris)*, 99:386-395. **2006**
- Lotze M, Montoya P, Erb M, Hülsmann E, Flor H, Klose U, Birbaumer N, & Grodd W.** Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 11:491-501. **1999**
- Louis M, Collet C, Champely S, & Guillot A.** The effect of expert's mind on time perception during motor imagery. *Soumis dans Psychology of Sport and Exercise*
- Louis M, Guillot A, Maton S, Doyon J, & Collet C.** Effect of imagined movement speed on subsequent motor performance. *Journal of Motor Behavior*, 40:117-132. **2008**
- Lutz RS.** Covert muscle excitation is outflow from the central generation of motor imagery. *Behavioural Brain Research*, 140:149-163. **2003**

M

- Mahoney MJ, & Avenier M.** Psychology of the elite athlete: an exploratory study. *Cognitive Therapy and Research*, 1:135-141. **1977**
- Marks DF.** Visual imagery differences in the recall of pictures. *British Journal of Psychology*, 64:17-24. **1973**
- Marieb EN.** Anatomie et physiologie humaine. Adaptation de la 6ème édition américaine. **2005**, Canada, Pearson Education
- McAvinue LP, & Robertson IH.** Measuring motor imagery ability: A review. *European Journal of Cognitive Psychology*, 20:232-251. **2008**
- McComas AJ, Kereshi S, & Quinlan J.** A method for detecting functional weakness. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 46:280-282. **1983**
- McDonagh MJ, & Davies CT.** Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 52:139-155. **1984**

- McDougall JD, Sale DG, Moroz JR, Elder GC, Sutton JR, & Howald H.** Mitochondrial volume density in human skeletal-muscle following heavy resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11:164-166. **1979**
- McDougall JD, Elder GCB, Sale DG, Moroz JR, & Sutton JR.** Effects of strength training and immobilization on human-muscle fibers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 43:25-34. **1980**
- McHugh MP, Tyler TF, Greenberg SC, & Gleim GW.** Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *Journal of Sports Sciences*, 20:83–91. **2002**
- McIntyre T, & Moran A.** Imagery validation: How do we know athletes are imaging during mental practice. *Journal of Applied Sport Psychology*, 8:132-137. **1996**
- McIntyre T, & Moran A.** A Qualitative Investigation of Imagery Use and Meta-Imagery Processes among Elite Canoe-Slalom Competitors. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 2:doi:10.2202/1932-0191.1009. **2007a**
- McIntyre T, & Moran A.** A Qualitative Investigation of Meta-Imagery Processes and Imagery Direction among Elite Athletes. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 2:doi:10.2202/1932-0191.1022. **2007b**
- McKenzie DK, Bigland-Ritchie B, Gorman RB, & Gandevia SC.** Central and peripheral fatigue of human diaphragm and limb muscles assessed by twitch interpolation. *Journal of Physiology*, 454:643-656. **1992**
- Mellah S, Rispal-Padel L, & Rivière G.** Changes in excitability of motor units during preparation for movement. *Experimental Brain Research*, 82:178-186. **1990**
- Mellet E, Petit L, Mazoyer B, Denis M, & Tzourio N.** Reopening the mental imagery debate: lessons from functional anatomy. *Neuroimage*, 8:129-139. **1998**
- Merton PA.** Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology*, 123:553-564. **1954**
- Mesin L, Joubert M, Hanekom T, Merletti R, & Farina D.** A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 53:593-600. **2006**
- Middleton P, Trouve P, & Puig P.** Prise en charge du sportif de haut niveau après chirurgie ligamentaire du LCA. Y-a-t-il un protocole accéléré ? *Journal de Traumatologie du Sport*, 14:98-106. **1997**
- Middleton FA, & Strick PL.** Basal ganglia output and cognition: evidence from anatomical, behavioral, and clinical studies. *Brain and Cognition*, 4:183-200. **2000**
- Mikkelsen C, Werner S, & Eriksson E.** Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8:337–342. **2000**

- Millet GY, Martin V, Lattier G, & Ballay Y.** Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *Journal of Applied Physiology*, 94:193-198. **2003**
- Milne M, Hall C, & Forwell L.** Self-efficacy, imagery use, and adherence to rehabilitation by injured athletes. *Journal of Sport and Rehabilitation*, 14:150-167. **2005**
- Milner-Brown HS, Stein RB, & Yemm R.** Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *Journal of Physiology*, 230:371–390. **1973a**
- Milner-Brown HS, Stein RB, & Yemm R.** The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. *Journal of Physiology*, 228:285-306. **1973b**
- Milner-Brown HS, Stein RB, & Lee RG.** Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 38:245-254. **1975**
- Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, & Hirshman P.** The incidence of knee ligament injuries in the general population. *American Journal of Knee Surgery*, 4:3–8. **1991**
- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandenborne K, & Snyder-Mackler L.** Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 87:1047-1053. **2005**
- Moritani T, & De Vries H.** Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*, 58:115-130. **1978**
- Moritani T, & Muro M.** Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European journal of applied physiology*, 56:260–265. **1987**
- Moritani T, Muramatsu S, & Muro M.** Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *American Journal of Physiology and Medicine*, 66:338–350. **1988**
- Morris T, Spittle M, Watt AT, & Walsh M.** Injury rehabilitation and imagery. In: Morris, Spittle, & Watt (Eds), *Imagery in sport*. **2005**, Champaign, IL: Human Kinetics.
- Morrissey MC, Hooper DM, Drechsler WI, & Hill HJ.** Relationship of leg muscle strength and knee function in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14:360-366. **2004**
- Morrissey MC, Hooper DM, Drechsler WI, Hill HJ, & Bucknill T.** Velocity specificity in early training of the knee extensors after anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Applied Physiology*, 81:493-496. **2000a**
- Morrissey MC, Hudson ZL, Drechsler WI, Coutts FJ, King JB, & McAuliffe TB.** Correlates of knee laxity change in early rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *International Journal of Sports Medicine*, 21:529-535. **2000b**
- Mulder T, Zijlstra S, Zijlstra W, & Hochstenbach J.** The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Experimental Brain Research*, 154:211-217. **2004**

Munroe KJ, Giacobbi PR, Hall CR, & Weinberg RS. The four Ws of imagery use: where, when, why and what. *The Sport Psychologist*, 14:119-137. **2000**

Munzert J. Does level of expertise influence imagined durations in open skills? Played versus imagined durations of badminton sequences. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 6:24-38. **2008**

Muro M, Nagata M, & Moritani T. Analysis of myoelectric signals during dynamic and isometric contractions. In: Matsui, & Kobayashi (Eds), *Biomechanics VIII-A*. **1983**, Human Kinetics.

N

Naito E, Kochiyama T, Kitada R, Nakamura S, Matsumura M, Yonekura Y, & Sadato N. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical areas and the cerebellum. *Journal of Neuroscience*, 22:3683-3691. **2002**

Nardone A, Romano C, & Schieppati M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, 409:451-471. **1989**

Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, & Cerretelli P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 59:310-319. **1989**

Natri A, Jarvinen M, Latvala K, & Kannus P. Isokinetic muscle performance after anterior cruciate ligament surgery: long-term results and outcome predicting factors after primary surgery and late-phase reconstruction. *International Journal of Sports Medicine*, 17:223-228. **1996**

Neuper C, Schererc R, Reinerd M, & Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*, 25:668-677. **2005**

Newsom J, Knight P, & Balnave R. Use of mental imagery to limit strength loss after immobilization. *Sport Rehabilitation*, 2:249-258. **2003**

Nordstrom MA, Fuglevand AJ, & Enoka RM. Estimating the strength of common input to motoneurons from the cross-correlogram. *Journal of Physiology*, 453:547-574. **1992**

Nørregaard J, Lykkegaard JJ, Bülow PM, & Danneskiold-Samsøe B. The twitch interpolation technique for the estimation of true quadriceps muscle strength. *Clinical Physiology*, 17:523-532. **1997**

O

Obrist PA. The cardiovascular-behavioral interaction as it appears today. *Psychophysiology*, 13:95-107. **1976**

Ogawa S, Lee TM, Kay AK, & Tank DW. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proceedings of the National Academic of Sciences of the United States of America*, 87:9868-9872. **1990**

Orliaguet JP, & Coello Y. Differences between actual and imagined putting movements in golf: A chronometric analysis. *International Journal of Sport Psychology*, 29:157-169. **1998**

P

Paillard J. The pyramidal tract: two millions fibers in search of a function. *Journal of Physiology*, 74:561-584. **1978**

Paillard J. Système nerveux et fonction d'organisation. In: Piaget, Mounoud, & Bronckart (Ed), *Psychologie*. **1986**, Gallimard, la Pléiade, Paris, pp. 1378-1441.

Paillard J. Knowing where and knowing how to get there. In: Paillard (Eds), *Brain and space*. **1991**, Oxford Science Publications.

Paivio A. Cognitive and motivational functions of imagery in human performance. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 10:225-285. **1985**

Papaxanthis C, Pozzo T, Skoura X, & Schieppati M. Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing task. *Behavioural Brain Research*, 134:209-215. **2002**

Patten C, Kamen G, & Rowland DM. Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. *Muscle Nerve*, 24:542-550. **2001**

Patterson DR. Practical applications of psychological techniques in controlling burn pain. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 13:13-8. **1992**

Personnier P, Paizis C, Ballay Y, & Papaxanthis C. Mentally represented motor actions in normal aging II. The influence of the gravito-inertial context on the duration of overt and covert arm movements. *Behavioural Brain Research*, 186:273-283. **2008**

Personnier P, Ballay Y, & Papaxanthis C. Mentally represented motor actions in normal aging. III. Electromyographic features of imagined arm movements. *Behavioural Brain Research*, doi:10.1016/j.bbr.2009.09.011. **2009**

Pfeifer K, & Banzer W. Motor performance in different dynamic tests in knee rehabilitation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 9:19-27. **1999**

Porro CA, Francescato MP, Cettolo V, Diamond ME, Baraldi P, Zuiani C, Bazzocchi M, & di Prampero PE. Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *Journal of Neuroscience*, 16:7688-7698. **1996**

Porro CA, Cettolo V, Francescato MP, & Baraldi P. Ipsilateral involvement of primary motor cortex during motor imagery. *European Journal of Neuroscience*, 12:3059-3063. **2000**

Posner MI. Chronometric explorations of the mind. **1978**, Hillsdale, Erlbaum

Prensner JD, Yowler CJ, Smith LF, Steele AL, & Fratianne RB. Music therapy for assistance with pain and anxiety management in burn treatment. *Journal of Burn Care and Rehabilitation*, 22:83-88. **2001**

R

Racinais S, Bishop D, Denis R, Lattier G, Mendez-Villaneuva A, & Perrey S. Muscle deoxygenation and neural drive to the muscle during repeated sprint cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39:268-274. **2007**

Ranganathan VK, Kuykendall T, Siemionow V, & Yue GH. Level of mental effort determines training-induced strength increases. *Society for Neuroscience Abstracts*, 32:768. **2002**

Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, & Yue GH. From mental power to muscle power--gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia*, 42:944-956. **2004**

Reed CL. Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Memory and Cognition*, 30:1169-1178. **2002**

Reeves ND, Narici MV, & Maganaris CN. Effect of resistance training on skeletal-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, 96:885-892. **2004**

Rezai K, Andreasen NC, Alliger R, Cohen G, Swayze V, & O'Leary DS. The neuropsychology of the prefrontal cortex. *Archives of Neurology*, 59:636-642. **1993**

Richardson A. Mental practice: a review and discussion: Part 1. *Research Quarterly*, 38:95-107. **1967**

Richardson A. Mental imagery. **1969**, New York, Springer

Richardson PA, & Latuda LM. Therapeutic Imagery and Athletic Injuries. *Journal of Athletic Training*, 30:10-12. **1995**

Roberts R, Callow N, Hardy L, Markland D, & Bringer J. Movement imagery ability: development and assessment of a revised version of the vividness of movement imagery questionnaire. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 30:200-221. **2008**

Roland PE, Larsen B, Lassen NA, & Skinhoj E. Supplementary motor area and other cortical areas in organisation of voluntary movements in man. *Journal of Neurophysiology*, 43:118-136. **1980**

Romero DH, Lacourse MG, Lawrence KE, Schandler S, & Cohen MJ. Event-related potentials as a function of movement parameter variations during motor imagery and isometric action. *Behavioural Brain Research*, 117:83-96. **2000**

- Roos H, Ornell M, Gardsell P, Lohmander LS, & Lindstrand A.** Soccer after anterior cruciate ligament injury--an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 66:107-112. **1995**
- Roos MR, Rice CL, Connelly DM, & Vandervoort AA.** Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle Nerve*, 22:1094-1103. **1999**
- Ross JS, Tkach J, Ruggieri PM, Lieber M, & Lapresto E.** The mind's eye: functional MR imaging evaluation of golf motor imagery. *American Journal of Neuroradiology*, 24:1036-1044. **2003**
- Roth M, Decety J, Raybaudi M, Massarelli R, Delon-Martin C, Segebarth CM, Morand S, Gemignani A, Decorps M, & Jeannerod M.** Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroreport*, 7:1280-1284. **1996**
- Roure R, Collet C, Deschaumes-Molinaro C, Delhomme G, Dittmar A, & Vernet-Maury E.** Imagery quality estimated by autonomic response is correlated to sporting performance enhancement. *Physiology & Behavior*, 66:63-72. **1999**
- Ruby P, & Decety J.** Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency. *Nature Neuroscience*, 4:546-550. **2001**
- Rutherford OM, Jones DA, & Newham DJ.** Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 49:1288-1291. **1986**

S

- Sacerdote PE.** Why is hypnosis effective in pain control? In: Waxman, Misra, Gibson, & Basker (Eds), *Modern trends in hypnosis*. **1985**, New York, Plenum.
- Sale DG.** Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20:S135-145. **1988**
- Sale DG, MacDougall JD, Upton AR, & McComas AJ.** Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15:57-62. **1983**
- Savoyant A.** Mental practice: image and mental rehearsal of motor action. *Table Ronde Européenne sur l'Imagerie et la Cognition*. **1986**, Orsay.
- Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi A, Bernardi M, De Vito G, & Felici F.** Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13:139-147. **2003**
- Schnitzler A, Salenius S, Salmelin R, Jousmaki V, & Hari R.** Involvement of primary motor cortex in motor imagery: a neuromagnetic study. *Neuroimage*, 6:201-208. **1997**

- Schwoebel J, Boronat CB, & Coslett HB.** The man who executed “imagined” movements: evidence for dissociable components of the body schema. *Brain Cognition*: 50:1–16. **2002**
- Semmler JG, & Enoka RM.** Neural contributions to the changes in muscle strength. In: Zatsiorsky (Ed), *Biomechanics in Sport : The scientific basis of performance*. **2000**, Oxford, Blackwell Science.
- Sharma N, Jones PS, Carpenter TA, & Baron JC.** Mapping the involvement of BA 4a and 4p during Motor Imagery. *Neuroimage*, 41:92-99. **2008**
- Sharpley CF, Kamen P, Galatsis M, Heppel R, Veivers C, & Claus K.** An examination of the relationship between resting heart rate variability and heart rate reactivity to a mental arithmetic stressor. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 25:143-153. **2000**
- Shaw WA.** The distribution of muscular action potentials during imaging. *Psychological Record*, 2:195-216. **1938**
- Shaw WA.** The relation of muscular action potentials to imagine weight lifting. *Archives of Psychology*, 35:5-50. **1940**
- Shea SA.** Behavioural and arousal-related influences on breathing in humans. *Experimental Physiology*, 81:1-26. **1996**
- Sheenan PW.** A shortened form of Bett’s questionnaire upon mental imagery. *Journal of Clinical Psychology*, 23:386-389. **1967**
- Shepard RN, & Metzler J.** Mental rotation of three-dimensional objects. *Science*, 171:701-703. **1971**
- Shield A, & Zhou S.** Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*, 34:253-267. **2004**
- Sidaway B, & Trzaska A.** Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Physical Therapy*, 85:1053-1060. **2005**
- Slade JM, Landers DM, & Martin PE.** Muscular activity during real and imagined movement: a test of inflow explanations. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 24:151-167. **2002**
- Sloan RP, Shapiro PA, Bagiella E, Boni SM, Paik M, Bigger JT, Jr., Steinman RC, & Gorman JM.** Effect of mental stress throughout the day on cardiac autonomic control. *Biological Psychology*, 37:89-99. **1994**
- Smith J, Betts B, Edgerton V, & Zernicke R.** Rapid ankle extension during paw shakes: selective recruitment of fast ankle extensors. *Journal of Neurophysiology*, 43:612–620. **1980**
- Smith D, Collins D, & Holmes P.** Impact and mechanism of mental practice effects on strength. *International Journal of Sport Psychology*, 1:293-306. **2003**
- Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL, & Stralka SW.** Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective,

- randomized clinical trial of electrical stimulation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 77:1166-1173. **1995**
- Solodkin A, Hlustik P, Chen EE, & Small SL.** Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cerebral Cortex*, 14:1246-1255. **2004**
- Sordoni C, Hall C, & Forwell L.** The use of imagery by athletes during injury rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9:329-338. **2000**
- Sordoni C, Hall C, & Forwell L.** The use of imagery in athletic injury rehabilitation and its relationship to self-efficacy. *Physiotherapy Canada*, 177-185. **2002**
- Stefan KM, Fink GR, Passingham RE, Silbersweig D, Ceballo-Bauman AO, Frith CD, & Frackowiack RSJ.** Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *Journal of Neurophysiology*, 73:373-386. **1995**
- Stein RB, Yang JF, Belanger M, & Pearson KG.** Modification of reflexes in normal and abnormal movements. *Progress in Brain Research*, 97:189-196. **1993**
- Stinear CM, Byblow WD, Steyvers M, Levin O, & Swinnen SP.** Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research*, 168:157-164. **2006**
- Strojnik V.** Muscle activation level during maximal voluntary effort. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72:144-149. **1995**
- Strojnik V, Linnamo V, & Komi PV.** Effect of angular velocity on maximal concentric and eccentric torque. *Proceedings of the Third Annual Congress of the European College of Sport Sciences*. **1998**, Manchester, United Kingdom
- Stulen FB, & De Luca CJ.** Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 28:515-523. **1981**
- Suter E, & Herzog W.** Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7:123-130. **1997**
- Suter E, Herzog W, & Huber A.** Extent of motor unit activation in the quadriceps muscles of healthy subjects. *Muscle Nerve*, 19:1046-1048. **1996**
- Suzuki J, Tanaka R, Yan S, Chen R, Macklem PT, & Kayser B.** Assessment of abdominal muscle contractility, strength, and fatigue. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 159:1052-1060. **1999**

T

- Tanji J.** The supplementary motor area in the cerebral cortex. *Neuroscience Research*, 19:251-268. **1994**

- Taylor J, & Taylor S.** Psychological approaches to sports injury rehabilitation. **1997**, Gaithersburg, MD: Aspen
- Temel Y, Blokland A, Steinbusch HW, & Visser-Vandewalle V.** The functional role of the subthalamic nucleus in cognitive and limbic circuits. *Progress in Neurobiology*, 76:393-413. **2005**
- Tesch PA.** Skeletal-muscle adaptations consequent to long-term heavy resistance exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 20:S132-134. **1988**
- Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, & Harris RT.** Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138:263-271. **1990**
- Thach, WT.** Correlation of neural discharge with pattern and force of muscular activity, joint position, and direction of intended next movement in motor cortex and cerebellum. *Journal of Neurophysiology*, 41:654-676, **1978**.
- Thomas CK, Woods JJ, & Bigland-Ritchie B.** Impulse propagation and muscle activation in long maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 67:1835-1842. **1989**
- Thompson WL, & Kosslyn SM.** Neural systems activated during visual mental imagery: a review and meta-analysis. In: Toga, & Mazziotta (Eds), *Brain Mapping: The systems*. **2000**, San Diego, Academic press.
- Thorstensson A, Hulten B, von Döbeln WV, & Karlsson J.** Effect of strength training on enzyme-activities and fiber characteristics in human skeletal-muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 96:392-398. **1976**

U

- Urbach D, & Awiszus F.** Effects of transcranial magnetic stimulation on results of the twitch interpolation technique. *Muscle Nerve*, 23:1125-1128. **2000**

V

- Van Cutsem M, Duchateau J, & Hainaut K.** Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Physiology*, 513:295-305. **1998**
- Vanpouille Y.** Corps, Conduite motrice et Connaissance. Un paradigme phénoménologique holistique du corps en situation. **2008**, Claude Bernard Lyon 1
- Vaynman S, & Gomez-Pinilla F.** License to run: exercise impacts functional plasticity in the intact and injured central nervous system by using neurotrophins. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19:283-295. **2005**

Vernet-Maury E, Deschaumes-Molinario C, Dittmar A, & Chanel J. Autonomic nervous system activity and mental workload. In: Ullsberger (Eds), *Mental workload*. **1993**, Berlin,

Vernet-Maury E, Robin O, & Dittmar A. The ohmic perturbation duration, an original temporal index to quantify electrodermal responses. *Behavioural Brain Research*, 67:103-107. **1995**

Vernet-Maury E, Robin O, Caterini R, Delhomme G, Dittmar A, & Economides S. Skin potential polarity as an index of emotional load. *Homeostasis*, 37:145-154. **1996**

Vieilledent S. Étude de la simulation d'un mouvement complexe en situation naturelle : le cas de l'escalade sportive. **1996**. Rapport de recherches en vue de l'obtention du D.E.A. de sciences cognitives

Vollestad N, Vaage O, & Hermansen L. Muscle glycogen depletion patterns in type I and subgroups of type II fibres during prolonged severe exercise in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 122:433-441. **1984**

W

Wang Y, & Morgan WP. The effect of imagery perspectives on the psychophysiological responses to imagined exercise. *Behavioral Brain Research* 52:167-174. **1992**

Werner W, Bauswein E, & Fromm C. Static firing rates of premotor and primary motor cortical neurons associated with torque and joint position. *Experimental Brain Research*, 86 293-302. **1991**

Westing S, Seger J, Karlson E, & Ekblom B. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *European Journal of Applied Physiology*, 58:100-104. **1988**

Westing S, Seger J, & Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 140:17-22. **1990**

Wilkin JK, & Trotter K. Cognitive activity and cutaneous blood flow. *Archives of Dermatology*, 123:1503-1506. **1987**

Wolpert DM, & Miall RC. Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Network*, 9:1265-1279. **1996**

Wright C, & Smith D. The Effect of PETTLEP-based imagery on strength performance. Proceedings of the 12th Annual Congress of the ECSS. **2007**, Jyväskylä, Finland

Y

Yao W, Fuglevand AJ, & Enoka RM. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology*, 83:441-452. **2000**

Yue GH, & Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *Journal of Neurophysiology*, 67:1114-1123. **1992**

Yue GH, Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, & Sahgal V. Evidence of inability to fully activate human limb muscle. *Muscle Nerve*, 23:376-384. **2000**

Z

Zanette G, Manganotti P, Fiaschi A, & Tamburin S. Modulation of motor cortex excitability after upper limb immobilization. *Clinical Neurophysiology*, 115:1264-1275. **2004**

Zijdewind I, Toering ST, Bessem B, Van Der Laan O, & Diercks RL. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve*, 28:168-173. **2003**

Table des matières

Table des illustrations	8
Liste des abréviations	9
Introduction générale	10
Cadre théorique	14
Chapitre I : Imagerie et force, deux champs d'étude : théorique et pratique	15
I. Activation des structures des systèmes nerveux central et périphérique pendant l'imagerie motrice	16
I.1. Activation des aires cérébrales	16
I.2. Activation des effecteurs périphériques somatiques	17
I.2.1. Activité électromyographique subliminale pendant IM	17
I.2.2. Différences selon les caractéristiques de la tâche et les types d'IM	17
I.2.3. Résultats contradictoires	18
II. IM et développement de la force	19
II.1. IM et force musculaire	19
II.2. Activation musculaire	21
III. Limitation de perte de force	22
III.1. Cas du Ligament Croisé Antérieur	23
III.2. Cas de la brûlure	25
IV. Conclusion	28
Chapitre II : Imagerie motrice, la simulation mentale du mouvement	30
I. Introduction	31
II. Les théories de l'imagerie motrice	32
II.1. Théorie psycho-neuromusculaire	32
II.2. Théorie cognitive	33
II.3. Théorie bio-informationnelle	34
II.4. Théorie du triple codage	34
II.5. Théorie de la détermination de l'attention et de l'éveil	35
II.6. Théorie motivationnelle	35
III. Types d'IM	36
III.1. Définition	36
III.2. Activation des aires corticales	36
III.3. Activation du réseau corticospinal	37
III.4. Activité EMG	38
III.5. Influence sur la pratique	38
IV. Évaluation des capacités d'IM	39
IV.1. Indices 'psychologiques' : les questionnaires et entretiens	39
IV.2. Indices comportementaux : la chronométrie mentale	41
IV.2.1. Surestimation	41
IV.2.2. Sous-estimation	41
IV.2.3. Équivalence temporelle	42
IV.2.4. Modification volontaire de la durée d'IM	42
IV.3. Indices neurophysiologiques : les enregistrements du système nerveux autonome	43
IV.3.1. Activité électrodermale	43

IV.3.2. Activité cardiorespiratoire	44
IV.3.3. Activité thermo-vasculaire	45
IV.4. Indices électrophysiologiques	45
V. Conclusion	46
Chapitre III : Force musculaire, la résultante du mouvement	47
I. Introduction	48
II. Contraction musculaire et mouvement	49
II.1. Le système nerveux central, initiateur de la commande motrice	50
II.1.1. Le cortex cérébral	51
II.1.2. Noyaux gris centraux	55
II.1.3. Le cervelet	57
II.2. Le système nerveux périphérique, relais de la commande motrice	59
II.3. Le muscle strié squelettique, organe effecteur	61
III. Adaptations périphériques à l'entraînement physique	64
III.1. Mécanismes spécifiques à l'adaptation structurale	66
III.1.1. Hypertrophie des fibres musculaires	66
III.1.2. Croissance et prolifération des myofibrilles	67
III.1.3. Hyperplasie	67
III.2. Mécanismes spécifiques à l'adaptation nerveuse	67
III.2.1. Recrutement des Unités Motrices	68
III.2.2. Fréquence de décharge	69
III.2.3. Synchronisation	69
III.2.4. Adaptations corticales	70
III.2.5. Réflexes spinaux	70
III.2.6. Coactivation agoniste-antagoniste	70
IV. Conclusion	71
Chapitre IV : Indices neurophysiologiques périphériques	73
I. Activité électromyographique	74
I.1. Description	74
I.2. Traitement du signal	76
I.3. Limites de l'EMG.	77
II. Activité EMG et exécution réelle	78
II.1. Différence selon la contrainte exercée	78
II.2. Différence en fonction du régime de contraction	78
III. Surimposition post-tétanique	Error! Bookmark not defined.
III.1. Réflexe H	80
III.2. Onde M	82
III.3. Onde V	83
III.4. Paramètres techniques et pratiques de la stimulation	84
III.4.1. Site de stimulation	84
III.4.2. Intensité de stimulation	84
III.4.3. Nombre de stimuli (Stimulation simple/Doublet surimposé)	85
IV. Conclusion	85
Hypothèses de travail	86
Cadre expérimental	89
Axe 1 : Activité électromyographique et imagerie motrice	90
Publication 1 Imagerie Motrice et activité électromyographique	91

Axe 2 : Modulation de l'activité EMG selon les caractéristiques de la tâche mentale	114
Publication 2 Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types	115
Publication 3 Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery	129
Axe 3 : Activation musculaire suite à un entraînement mental	137
Axe 4 : Approche pratique de l'effet de l'entraînement par IM sur la force musculaire	146
Publication 4 Benefits of motor imagery training on muscle strength	147
Axe 5 : Étude de la pratique d'IM dans les processus de réhabilitation	158
Publication 5 Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament.	159
Publication 6 Effect of Motor Imagery in the Rehabilitation of Burn Patients	171
Cadre analytique	181
Discussion	182
I. Les approches théoriques de l'imagerie motrice	184
I.1. Activité EMG subliminale lors de l'IM (publications 1 et 2)	184
I.2. Contenu de l'image et modulation de l'activité EMG (publications 2 et 3)	187
I.3. Activation musculaire et adaptations nerveuses suite à un entraînement en force par IM (expérience en cours)	190
I.4. Conclusion	190
II. Imagerie motrice et applications pratiques	191
II.1. Entraînement par IM et gain de force musculaire (publication 4)	191
II.2. Activation musculaire après rupture du LCA (publication 5)	193
II.3. Réhabilitation motrice après brûlure de la main (publication 6)	194
II.4. Conclusion	196
Conclusion	197
Perspectives	201
Références bibliographiques	205
Table des matières	235
Index des auteurs	238
Annexe 1 : Cas particulier de la main brûlée	240

Index des auteurs

- Aagard, 82
Abdel-Hafez, 193
Ahsen, 34
Allen, 67, 85
Annett, 24
Appell, 23, 67
Arendt-Nielsen, 69, 76, 178
Ashe, 54
Awiszus, 84
- Bakker, 17, 34, 45, 174, 175, 177
Barrack, 23
Behm, 84, 85
Belanger, 21, 79, 84
Bellemare, 21
Berg, 22
Beyer, 41
Bigland, 21
Bird, 17
Bolliet, 41, 45
Bonnet, 17
Boschker, 17, 42, 45
Botterill, 24, 25
Bouisset, 64, 69, 77, 178
Buneo, 37
Butler, 19
Byblow, 194
- Caldara, 36
Calmels, 42
Cannon, 70
Carolan, 70
Carpenter, 32
Carroll, 71
Chapman, 21
Chaves, 23
Cheney, 54
Christakou, 24
Clark, 22, 23
Classen, 70
Collet, 41, 43, 44, 49, 50, 87, 175
Corbin, 32
Cumming, 182
Cupal, 22, 23, 24
- Datta, 69
De Jong, 27, 28
De Luca, 74, 76, 78, 79
Debarnot, 42
Decety, 16, 41, 42, 44
Dechent, 36
Deiber, 36
Demougeot, 18, 44
Denis, 11
Derscheid, 23
Descartes, 11
Deschaumes-Molinaro, 41, 45
Deschenes, 22
Desmedt, 79
Dickstein, 17, 18
Dimitrijevic, 70
Dons, 66
Dowling, 63, 85
Doyon, 58
Drechsler, 25
Driediger, 22
Driskell, 38
Duchateau, 23, 67
- Echinard, 26
Edamura, 80
Edwards, 21
Ehrsson, 16, 23, 53
Enoka, 78
Evans, 22
Evarts, 54
- Fadiga, 37
Fang, 178
Farina, 76, 77
Feltz, 38
Ferguson, 27
Finke, 33
Folland, 64, 67
Fox, 16, 179
Fratianne, 27
Frith, 37
Furedy, 44
Fuster, 54
- Gandevia, 17, 21, 79, 84
Gazzaniga, 57
- Gentili, 18
Georgopoulos, 54
Gérardin, 16
Gonsalkorale, 23
Grealy, 41, 42
Green, 22, 24
Grimby, 79
Gueugneau, 18, 42
Guillot, 22, 37, 38, 39, 41, 42, 43, 44, 45, 58, 59, 87, 176, 186
Guthrie, 48
- Häkkinen, 25, 64
Hale, 17, 34, 38, 45
Hall, 35, 36, 39, 182
Hallet, 16
Hanakawa, 179
Hancock, 44
Harridge, 68
Hecker, 45
Heil, 24
Henneman, 68, 79
Herbert, 18, 20, 21
Hermens, 77
Heuer, 33
Hinshaw, 38
Hoffmann, 80
Höckfelt, 45
Holmes, 22, 186
Holtermann, 71
Hooper, 25
Hortobagyi, 25, 184
Hugdahl, 43
Hugon, 80
Hultman, 84
- Isaac, 39
- Jackson, 18, 19, 37, 54
Jacobson, 17, 32, 38, 174, 175, 176
Jeannerod, 18, 24, 32, 90, 114, 173, 175
Johnson, 12
Jones, 66
Jowdy, 17, 45

Kamen, 69
 Kaneko, 22
 Kapandji, 193
 Karni, 70
 Kasperczyk, 25
 Kawakami, 22
 Kelley, 67
 Kent-Braun, 85
 Kleissen, 18
 Knudson-Cooper, 27
 Kobayashi, 42
 Komi, 64, 78
 Kosslyn, 31, 32, 33
 Kramer, 84
 Kuhtz-Buschbeck, 36
 Kukulka, 21, 78

 Lacey, 44
 Lafleur, 54
 Lafrati, 26
 Lang, 20, 34, 175
 Latarjet, 26
 Latash, 74
 Law, 22
 Lee, 35
 Liepert, 22, 25, 185
 Lindström, 69, 76, 178
 Linnamo, 78
 Lociero, 84
 Lotze, 16
 Louis, 39, 41, 42
 Lutz, 17, 45

 Mahoney, 38
 Marks, 39
 McAvinue, 39
 McDonagh, 66
 McDougall, 67
 McHugh, 178
 McIntyre, 22, 42
 Mellah, 18
 Mellet, 16
 Merton, 21, 79
 Mesin, 77
 Middleton, 23, 25, 55, 184
 Mikkelsen, 25
 Millet, 21
 Milne, 22
 Milner-Brown, 69, 77, 79
 Miyasaka, 23
 Mizner, 25
 Moritani, 64, 78, 178
 Morris, 25

 Morrissey, 25
 Mulder, 18
 Munroe, 35, 41, 42
 Munzert, 41
 Muro, 79

 Naito, 18
 Nardone, 79
 Narici, 65
 Natri, 184
 Neuper, 36
 Newsom, 22, 23
 Nordstrom, 69

 Obrist, 44
 Ogawa, 16
 Orliaguet, 41

 Paillard, 48, 54, 59
 Paivio, 31, 35, 182
 Papaxanthis, 42
 Pascual-Leone, 70
 Patten, 69
 Patterson, 26
 Personnier, 18, 176
 Pfeifer, 25
 Porro, 36
 Posner, 41
 Prensner, 27
 Pylshyn, 31

 Racinais, 21
 Ranganathan, 19, 20, 23,
 25, 33, 38, 181, 183
 Reed, 42
 Reeves, 71
 Rezai, 54
 Richardson, 24, 32
 Roberts, 39
 Roland, 16, 33, 54, 179
 Romero, 36
 Roos, 23
 Ross, 36
 Roth, 16
 Rouffet, 63
 Roure, 43, 44
 Ruby, 37
 Rutherford, 84

 Sacerdote, 23
 Sale, 21, 64, 69
 Savoyant, 33
 Sbriccoli, 69, 76, 178

 Schnitzler, 36
 Schwoebel, 175
 Semmler, 69
 Sharma, 16, 53
 Sharpley, 44
 Shea, 44
 Shepard, 32
 Shield, 67, 79
 Sidaway, 18, 20
 Skinner, 31
 Slade, 17
 Sloan, 44
 Smith, 20, 79
 Snyder-Mackler, 25
 Solodkin, 17, 36, 38
 Sordoni, 22, 24
 Stefan, 16, 179
 Stein, 80
 Stinear, 19, 37, 38, 176,
 177, 194
 Strojnik, 79, 85
 Stulen, 69, 76, 178

 Tanji, 54
 Taylor, 22, 24
 Temel, 55
 Tesch, 178
 Thach, 54
 Thomas, 31
 Thompson, 16
 Thorstensson, 66

 Van Cutsem, 69
 Vanpouille, 48
 Vaynman, 54
 Vernet-Maury, 44
 Vieilledent, 41
 Vollestad, 79

 Wang, 20, 44
 Werner, 54
 Westing, 78, 79
 Wilkin, 45
 Wolpert, 37
 Wrigth, 20, 38

 Yao, 69
 Yue, 12, 18, 19, 22, 23, 33,
 46, 85, 176, 181

 Zanette, 22
 Zijdewind, 17, 20, 21

Annexe 1 :

Cas particulier de la main brûlée

La main brûlée est une spécificité dans la prise en charge chirurgicale et rééducative.

La main est très souvent exposée aux brûlures, surtout en face dorsale (mécanisme de protection du visage) et constitue souvent des brûlures graves. Plus qu'ailleurs, les séquelles vont entraver l'autonomie du patient.

Le revêtement cutané au niveau de la main est important pour permettre la mobilité en flexion. Les séquelles des mains brûlées constituent un handicap psychosocial (déficience mécanique, sensitivo-sensorielle, thermorégulatrice, esthétique...). Le traitement de la main brûlée doit donc se faire dans un objectif fonctionnel et esthétique: retrouver une fonction de préhension la plus parfaite possible.

A. Phase initiale

a. *Prise en charge thérapeutique :*

- *Chirurgicale* : incisions de décharge, incision-greffe précoce...
- *Médicale* : cicatrisation dirigée, prise en charge de la douleur (conditionnent le pronostic fonctionnel).
- *Kinésithérapie* :
 - lutte contre l'installation des rétractions cutanées : Capacité Cutanée Maximale (CCM) prudente (postures par attelle, mobilisations passives lentes),
 - drainage de l'œdème,
 - réveil moteur (pas de mouvement car danger au niveau cutané) : les contractions isométriques ont l'avantage d'entretenir une image motrice et de mobiliser les plans de glissement (important surtout pour l'appareil extenseur).
- *Ergothérapie* : préparation à l'autonomie.

b. *Problèmes particuliers :*

- *Douleur*

« La douleur est constamment présente. Elle doit être analysée (complications sous-jacentes) et traitée sans concession. Persistante même à minima, elle inhibe la participation du patient et du thérapeute dans la prise en charge fonctionnelle. Secondairement et à distance de l'évènement initial, elle a les mêmes conséquences, entraînant l'hyperalgésie » (Hugeux et al., 2000).

- *Syndrome de loge*
- *Amputations*
- *Surinfection*
- *Ostéoarthrite*
- *Attitude en griffe* due à l'œdème (nécessite des incisions de décharge).

- *Brûlures électriques* : atteignent la main dans 85% des cas et nécessitent un traitement spécifique.

B. Phase secondaire

Il faut assurer l'avenir fonctionnel par contrôle de l'évolution cicatricielle

a. *Prise en charge thérapeutique* :

- *chirurgicale et médicale* : idem que la phase initiale.
- *kinésithérapie* :
 - massothérapie (sans glissement), ne doit pas provoquer d'hyperhémie.
 - Pressothérapie continue par vêtements compressifs et conformateurs sur mesures.
 - Hydrothérapie : douche filiforme et bain écossais.
 - Electrophysiothérapie antalgique, anti-inflammatoire ou fibrolytique pour récupérer les libertés articulaires : « *La stimulation vibratoire transcutanée est intéressante dans le contexte de la main exclue où cohabitent troubles de la sensibilité, adhérences cutanées et tendineuses et déprogrammation neuromusculaire* » (Hugeux et al., 2000)
 - Mobilisations passives manuelles, auto-passives ou activo-passive lente jusqu'à la CCM.
 - Orthèses de compression (cutané) et/ou de prévention ou correction des déformations (orthopédique).
 - Renforcement moteur en tenant compte de l'évolution de la peau, douleur, fatigabilité du patient et en utilisant d'abord des schémas synergiques avant les techniques analytiques. « *Il faut intégrer la synergie poignet-chaînes digitales avant de débloquer les schémas moteurs d'ouverture et d'enroulement-opposition* », (Hugeux, 2000).
 - Rééducation générale avec réintégration corporelle : travail devant une glace par exemple pour réintégrer la main dans le schéma corporel.
 - Autres techniques : facilitation neuro-musculaire proprioceptive, stretching, drainage lymphatique, gymnastique collective.
- *Ergothérapie* : préparer l'avenir social
 - Centré sur les activités de la vie quotidienne.
 - Démarches de réinsertion professionnelle et sociale.

b. *Problèmes particuliers*

- Le grand brûlé est une entité complexe pour lequel les désordres psychopathologiques sont fréquents.
- La douleur nécessite une prise en charge adaptée.
- La peau brûlée a souvent une évolution capricieuse.
- Attitudes vicieuses : doigts en col de cygne, 5ème doigts en abduction-rotation interne.

- Arthrite avec enraidissement articulaire.
- Lorsque le membre supérieur est globalement brûlé, la rééducation de la main se complique (raideur de l'épaule, bride axillaire...).
- En raison de la valeur symbolique de la main, la rééducation se doit d'être délicate.
- Dysfonctionnements situationnels : d'une part, main gommée, figée qui peuvent être rééduqués par des méthodes de programmation sensori-motrices basées sur les activités de vie quotidiennes et d'autre part, main négligée, maladroite qui nécessitent des techniques de rééducation cognitive.

Dans le cas de la main greffée, la rééducation est suspendue 4 à 5 jours pour assurer à la greffe une bonne prise. La main peut alors être immobilisée par une attelle. Après, la main sera mobilisée de manière prudente puis la rééducation de phase secondaire pourra reprendre à partir du 8ème jour.

C. La main brûlée séquellaire

L'objectif à ce stade est d'améliorer les acquis fonctionnels et esthétiques. L'évaluation des séquelles est d'une grande complexité, malgré les mesures objectives et fonctionnelles, elle reste subjective face au handicap esthétique, psychosocial et existentiel du patient. Cependant au niveau de la main, les rétractions donnent des déformations stéréotypées :

- palmure des commissures, limitant l'écartement des doigts.
- rétraction longitudinale et transversale du dos de la main, limitant l'enroulement des doigts.
- Rétraction en regard de la loge hypothénar.
- Rétraction palmaire du 5^{ème} rayon avec abduction/flexion/rotation interne du 5^{ème} doigt
- Bride hypothénaro-thénarienne creusant la paume de la main (Foyatier et al., 1995).

Les propositions thérapeutiques sont essentiellement chirurgicales (greffes, plasties en Z, arthrode) et nécessitent une rééducation fonctionnelle adaptée et un accompagnement vers une réinsertion personnalisée.

Le but de la rééducation de la main brûlée est de lui restituer toute sa valeur fonctionnelle, esthétique et sociale. Elle doit se faire en collaboration avec le chirurgien, les médecins et toute l'équipe soignante. Elle doit être précoce et doit se poursuivre bien au-delà de la réépidermisation pour limiter les séquelles. La rééducation ne permet pas d'éviter toutes les séquelles mais bien conduite, elle permet de mieux les maîtriser. C'est dans ce contexte que le programme d'imagerie motrice permet d'améliorer la mobilité de la main et de contribuer à limiter ces séquelles.

Efficiencia del trabajo mental sobre el desarrollo y el recobro de capacidades motrices – fuerza muscular e imagerie motrice –

L'analyse de l'activité électromyographique (EMG) corrélative de l'imagerie motrice (IM) et l'effet de l'entraînement mental sur l'amélioration et le recouvrement de la force musculaire permettent de mieux comprendre les mécanismes nerveux de l'IM et l'importance du contenu de l'image mentale. Une activité EMG subliminale a en effet été enregistrée lors de l'IM, validant l'hypothèse d'une inhibition incomplète de la commande motrice. Elle était modulée selon l'intensité de l'effort mental et le régime de contraction, comme lors d'une contraction physique. Ces données renforcent l'équivalence physiologique entre IM et exécution réelle. Les programmes d'entraînement et de réhabilitation intégrant l'IM s'appuient sur ces données théoriques. L'amélioration de la force musculaire était significativement plus importante suite à un entraînement combinant répétitions physiques et mentales, comparativement à une pratique physique seule, même si l'effet ne concernait que certains groupes musculaires. Ce travail démontre également l'efficacité d'un entraînement par IM, lorsqu'il est associé à des soins de kinésithérapie, après rupture du ligament croisé antérieur ou brûlure de la main. L'IM jouerait un rôle prépondérant dans l'activation des programmes moteurs et faciliterait la récupération fonctionnelle. L'IM peut donc être considérée comme un complément bénéfique aux programmes d'entraînement et de réhabilitation dans le développement et le recouvrement des fonctions motrices.

Mots clés : Imagerie motrice, force musculaire, activité électromyographique, recouvrement fonctionnel

Motor imagery effectiveness in enhancing motor performance and recovery – muscular strength and motor imagery –

Analyzing the electromyographic (EMG) activity accompanying motor imagery (MI) as well as the imagery-related effects on strength enhancement contributes to a better understanding of the neural mechanisms of MI. Accordingly, the subliminal EMG activity recorded during MI supports the hypothesis of an incomplete inhibition of the motor command during mental rehearsal. Interestingly, the pattern of EMG response was modulated by the mental effort and the imagined contraction type, in the same way as during physical movement. Furthermore, the data provided evidence that MI contributed both to increase muscle strength, though strength gains were not observed in all muscles. Finally, MI was found to facilitate motor recovery following anterior cruciate ligament tear as well as in burned patients. These results confirm that MI should be considered a reliable and cost-effective technique to improve motor recovery and motor performance.

Key-words: Motor imagery, muscle strength, electromyographic activity, motor recovery