

REPRESENTATION INTERNE DE L'ORIENTATION DES SEGMENTS CORPORELS PAR RAPPORT A LA GRAVITE DANS LES VOIES CEREBELLEUSES. APPLICATION AU CALCUL DE LA DYNAMIQUE INVERSE D'UN BRAS DE ROBOT PENDANT DES MOUVEMENTS DE POINTAGE VERTICAUX

Gentili R¹, Papaxanthis C², Ebadzadeh M¹, Eskiiizmirililer S¹, Ouanezar S³, Darlot C^{2,3} et Maier MA¹

¹INSERM, U742 ANIM, Université Pierre et Marie Curie (Paris-6), F-75005, Paris, FRANCE. ²INSERM, ERM 0207, Université de Bourgogne, BP 27877, Dijon, FRANCE. ³Ecole Nationale Supérieure des Télécommunication, UMR 5141, Département de Traitement du Signal et des Images, Paris, FRANCE.

gentili@ccr.jussieu.fr, ebadzadeh@yahoo.com, charalambos.papaxanthis@u-bourgogne.fr, selim@ccr.jussieu.fr, ouanezar@ccr.jussieu.fr, christian.darlot@enst.fr, Marc.Maier@snv.jussieu.fr

RESUME

Pour que les mouvements atteignent leur but, l'élaboration des ordres moteurs doit tenir compte de l'orientation des segments corporels dans le champ gravitaire. Cette orientation doit donc être représentée dans le cerveau. Le Cervelet coordonne les mouvements, en prédisant les conséquences sensorimotrices des signaux moteurs, et semble calculer des fonctions dynamiques inverses approchées de la biomécanique des membres. Le modèle des voies cérébelleuses présenté ici commande un bras robotique dans le plan vertical effectuant des mouvements uniaxiaux de pointage. Ce segment est actionné par une paire de muscles artificiels antagonistes de McKibben. Le modèle, programmé sur ordinateur, comprend un réseau de neurones formels représentant le Cervelet. Le signal professeur qui dirige l'apprentissage code l'erreur de pointage et les différences entre les forces voulues et accomplies. Après apprentissage, les mouvements ascendants et descendants voulus et accomplis sont semblables pour plusieurs amplitudes, et ce, pour des mouvements appris ou non, ce qui montre que le réseau neuronal a généralisé la représentation interne de la mécanique du segment et des effets de la gravité durant les mouvements verticaux du bras. La dynamique inverse des segments du corps et leur orientation dans le champ de gravité paraissent donc représentées dans les voies cérébelleuses.

MOTS CLES

Fonction inverse, Cervelet, gravité, modèle interne, réseaux de neurones artificiels, apprentissage supervisé.

Introduction

La précision des mouvements du corps nécessite d'une part que l'accélération de la gravité soit prise en compte lors de leur planification, de leur commande et de leur contrôle, et d'autre part que les effets sensoriels des mouvements soient prévus. Des représentations internes de la géométrie et de la dynamique des segments corporels, ainsi que de leur orientation dans le champ de gravité, permettraient cette précision des mouvements (pour une revue voir [1]).

L'analyse cinématique de mouvements de pointage verticaux du bras a montré des décours de

vitesse asymétriques selon que le mouvement allait vers le haut ou le bas, ([2],[3],[4]). Ces auteurs ont suggéré que le Système Nerveux Central (SNC) utiliserait l'accélération gravitaire afin de lancer et de freiner les mouvements du bras dirigés respectivement vers le bas et vers le haut. Les mouvements des objets seraient aussi représentés dans le SNC, puisque la vitesse d'une balle en chute libre dans le champ gravitaire à partir d'une hauteur connue, peut être prévue ([5]). De plus, les caractéristiques physiques des objets et des membres paraît être représentée dans le Cortex Pariétal Postérieur ([6],[7],[8]) et dans le Cervelet ([8],[9],[10]), dont les propriétés prédictives permettraient des anticipations sensori-motrices ([11] [12]) ainsi que des calculs de dynamique inverse ([13], [14] [15]). Le modèle de voies cérébelleuses présenté ici est déduit de contraintes physiques et biologiques. Après un apprentissage sensori-moteur, il peut calculer la dynamique inverse d'un bras de robot ayant un seul degré de liberté, et prévoir l'action de la gravité sur ce bras, ce qui permet d'effectuer des mouvements verticaux de pointage précis.

Matériels et méthodes

Modélisation

Le principe du modèle des voies cérébelleuses utilisé dans cette étude, déjà été exposés en détails ([13],[15],[16]), est très simple : pour qu'un mouvement soit exact, le signal de commande (α) envoyé par les motoneurones aux muscles doit être tel que les mouvements désirés (θ^D) et accomplis (θ^A) soient égaux (Figure 1A). Une manière d'exprimer cette contrainte est de noter H la fonction biomécanique du membre en mouvement et H^{-1} une fonction inverse. Quoique le calcul d'une fonction inverse générale soit impossible, une fonction inverse approximée permettrait de calculer un signal de commande convenable. Elle peut être calculée par un circuit de rétroaction constitué de deux boucles en parallèle, dont l'une contient un observateur capable de prédire, à chaque instant, à partir de la connaissance de l'état du corps, les effets des ordres moteurs. Un tel observateur, ou prédicteur, noté H^* sur la figure 1B, se comporte comme un modèle interne direct, donc déterministe, du système à contrôler, ici une fonction biomécanique ([17], [18]). Selon la théorie proposée, l'anticipation des valeurs de signaux

neuronaux serait la fonction du Cortex Cérébelleux, et le calcul des fonctions inverses approximées serait celle de tout le Cervelet.

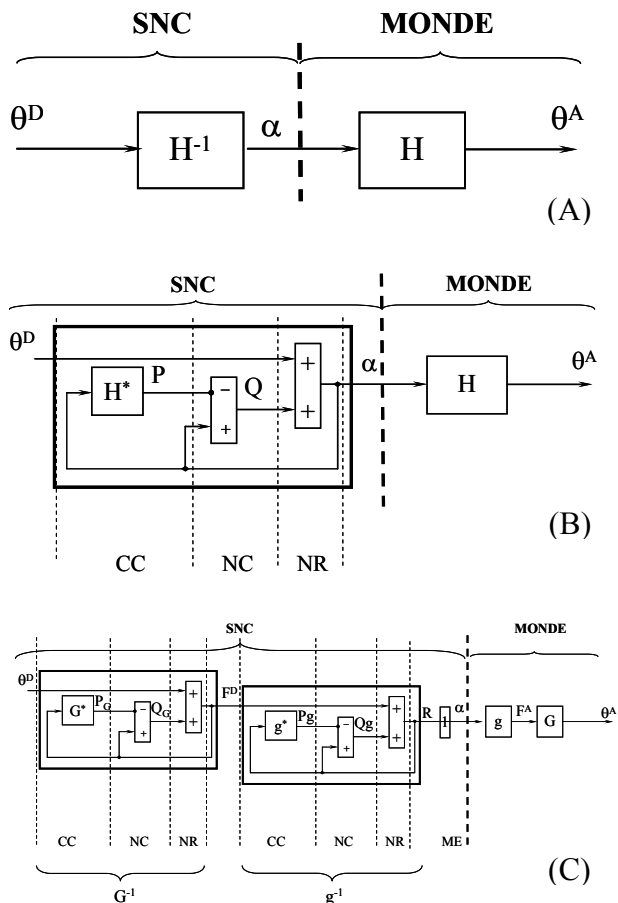


Figure 1: (A) Le Système Nerveux Central (SNC) est représenté à gauche de la ligne tiretée, et le monde extérieur, y compris le membre, à droite. Représentation du principe d'inversion : si H^{-1} est une fonction inverse de H , alors θ^A et θ^D sont égaux. (B) Un modèle direct placé dans une boucle de rétroaction interne permet de calculer une fonction inverse approchée H^{-1} . (C) Le principe précédent est appliqué pour la commande d'un seul muscle. CC : Cortex Cérébelleux ; NC : Noyaux Cérébelleux ; NR : Noyaux Rouge, et ME : Moelle épinière.

Sur la figure 1B, deux boucles de rétroaction sont disposées en parallèle : l'une, positive, est une boucle de mémorisation instantanée, et l'autre, négative, où est placé H^* , assure la prédiction. La figure 1C illustre une interprétation anatomique. Deux étapes successives sont nécessaires pour assurer l'inversion dynamique, puisque les muscles et le segment mobile sont deux éléments physiques distincts. La fonction biomécanique des muscles, comprenant la raideur, la viscosité, etc. est notée g , et celle du membre, comprenant la masse, l'effet de la gravité etc. est notée G . Des modèles directs G^* et g^* , situés vraisemblablement dans le Cortex Cérébelleux, permettraient respectivement de calculer les forces musculaires agissant sur le bras et les ordres moteurs envoyés aux motoneurones (Figure 2). La connectivité du Cortex Cérébelleux est détaillée figure 3. Les mouvements désirés et accomplis sont comparés au niveau de l'olive Inférieure et toute erreur implique une correction de poids synaptiques au niveau des cellules

de Purkinje. Ainsi le changement progressif de ces poids correspond à une estimation de plus en plus précise de G^* et g^* .

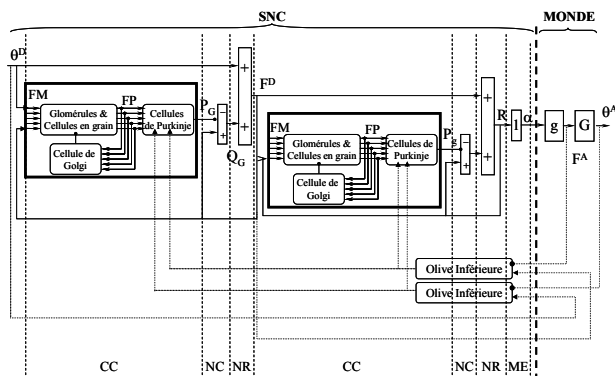


Figure 2: Modèle fondé sur l'hypothèse que les voies cérébelleuses apprennent à prédire les conséquences sensorielles et matrices des signaux neuronaux. Pour alléger la figure, la commande d'un seul muscle est représentée. Dans le cartouche de gauche, la fonction G^* , représente la biomécanique d'un segment de membre. Elle reçoit comme signal d'entrée la vitesse désirée (θ^D), ainsi que des informations sur l'état du bras, et calcule les forces musculaires qui produisent le mouvement en cours. Cette prédiction permet au circuit de calculer la dynamique inverse du membre, et donc la force désirée (F^D). Selon le même principe, la fonction g^* , dans le cartouche de droite, représente les caractéristiques biophysiques des muscles. Elle reçoit comme signal d'entrée la force désirée (F^D), ainsi que des informations sur l'état des muscles, et calcule la commande neurale adéquate pour que la position accomplie soit égale à la position désirée. FM : Fibres Moussues ; FP : Fibres Parallèles.

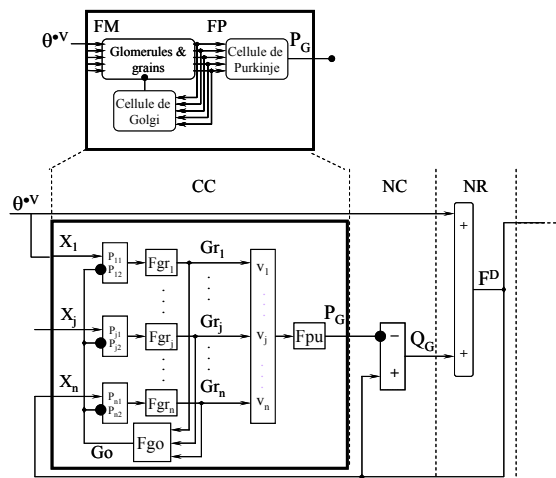


Figure 3: Modèle détaillé du réseau de neurones artificiel permettant d'estimer G^* et g^* . X_i : entrée du cortex cérébelleux ; P_{ij} : poids synaptiques liée aux Glomérules ; Fgr: fonction de transfert des cellules en grains ; Gr: signal issu des cellules granulaires ; v_j : poids synaptiques liés aux cellules de Purkinje ; Fpu: fonction de transfert des cellules de Purkinje ; Fgo: fonction de transfert des cellules de Golgi. Go: signal issu de la cellule de Golgi.

Le système biomécanique à piloter, l'avant-bras humain, est modélisé par un bras de robot actionné par une paire de muscles artificiels pneumatiques antagonistes (Figure 4). Ces muscles de McKibben sont munis de capteurs de position et de force correspondant respectivement aux fuseaux neuromusculaires et aux récepteurs tendineux de Golgi. Cette simulation a été réalisée dans le but futur d'utiliser notre modèle de voie cérébelleuse développé pour faire apprendre les effets de la force gravitaire sur un bras robotique réel lors de mouvements de pointage effectué dans le plan sagittal.

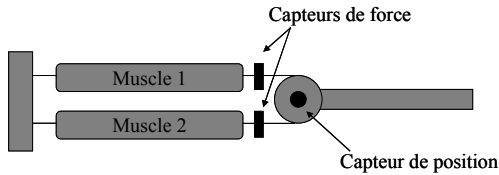


Figure 4: Schéma du bras de robot modélisant l'avant bras humain. Des capteurs mesurent les forces et les positions, et déclenchent des réflexes de stabilisation en cas de perturbation. Pendant l'apprentissage, les écarts estimés entre les valeurs voulues et mesurées de ces variables servent pour calculer le signal professeur qui guide l'évolution des poids synaptiques.

Simulation

Pendant l'apprentissage, un ensemble de signaux prémoteurs, codant tour à tour des mouvements verticaux vers le haut ou vers le bas, est envoyé répétitivement au réseau de neurones représentant les voies cérébelleuses. Cet ensemble comprend 14 signaux et 7 amplitudes désirées : 10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60° et 70°. Cet ensemble est présenté 300 fois au réseau de neurones au cours de chaque session d'entraînement. La masse du bras, et donc son inertie et le moment gravitaire agissant sur lui, varient selon la session. La première session est effectuée à vide (sans masse additionnelle), puis quatre autres sessions sont effectuées en ajoutant au bras du robot une masse additionnelle équivalente à 20%, 30%, 40% et 50% de la masse du bras. L'apprentissage moteur a lieu dans les cellules de Purkinje vers lesquelles un signal d'erreur est distribué chaque fois qu'un réseau représentant l'Olive Inférieure détecte une différence de 0,5° ou plus entre les positions finales désirées et accomplies. Des signaux d'erreur en force sont aussi utilisés pour l'apprentissage.

Résultats

Pour chaque session d'apprentissage, les résultats (Figure 5) montrent que pour les directions ascendantes et descendantes, l'erreur réalisée, entre les mouvements désirés et accomplis était très faible.

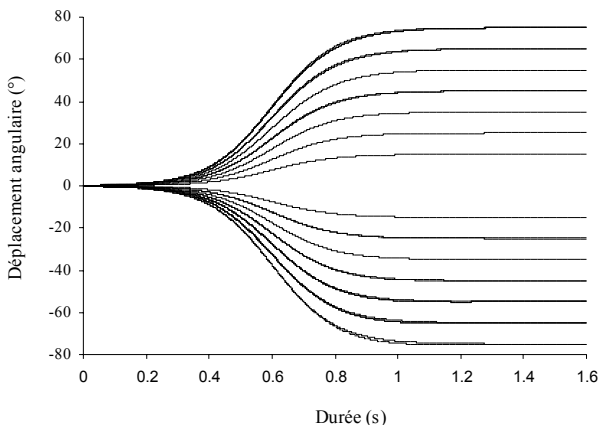


Figure 5: Après apprentissage, les décours des mouvements désirés (tiretés) et accomplis (traits continus) sont presque indistinguables.

Les décours des courbes d'apprentissage, sont semblables pendant toutes les sessions d'entraînement, c'est-à-dire quelle que soit la masse, et montrent une décroissance de l'erreur quadratique moyenne (Figure 6).

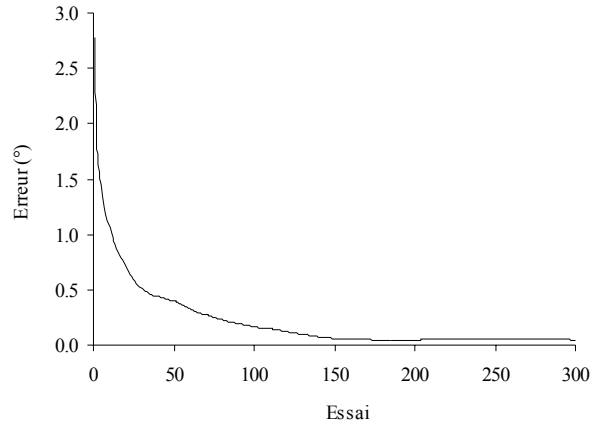


Figure 6: Décours temporel de l'erreur moyenne au cours de l'apprentissage. En abscisse : numéro de l'essai. En ordonnées : erreur quadratique moyenne, en degrés.

Discussion

Capable d'anticiper les conséquences des ordres moteurs, le réseau de neurones qui modélise le Cortex cérébelleux acquiert ainsi au cours de l'apprentissage une représentation interne des fonctions biomécaniques des muscles et du membre, incluant l'action de la gravité sur le membre pendant des mouvements verticaux du bras. Ce résultat est en accord avec la proposition selon laquelle une représentation interne de la force gravitaire pourrait être incorporée dans le cerveau ([1], [2], [3], [4], [5], [19], [20], [21]). L'orientation de chaque segment de membre par rapport à la gravité paraît donc être représentée dans le Cortex Cérébelleux après l'apprentissage sensori-moteur. Cette représentation interne pourrait même inclure toutes les forces externes agissant sur les membres comme il l'a été précédemment montré lors de l'application de champ de forces sur le bras ([22], [23]). Nos résultats renforcent la notion de modèle interne prédictif relatif aux effets de la gravité sur nos membres déjà proposée par [24]. En effet, lors d'une étude utilisant l'imagerie mentale, Papaxanthis et coll. (2002) ont demandé à des sujets d'effectuer réellement ou d'imaginer d'effectuer des mouvements uni-articulaires du bras dans le plan sagittal avec différentes masses, changeant ainsi à la fois l'inertie et le moment gravitaire appliqués au bras. Les résultats ont montré que, pour chacune des masses ajoutées, la durée des mouvements réels et imaginés augmentait conjointement et restait très proche. Ces auteurs ont alors suggéré que les contraintes gravitaires seraient centralement représentées au travers de modèle interne prédictifs lors de l'exécution des mouvements du bras réels et imaginés. D'autre part, de nombreuses études (pour une revue voir [25]) ont montré que lors de mouvements réels et imaginés un certain nombre de structures neuroanatomiques, dont le Cervelet, étaient activées de manière comparable. Pris dans leur ensemble ces résultats et les nôtres renforcent donc l'idée selon laquelle la dynamique du membre serait centralement représenté et suggère l'importance de la prédiction sensorimotrice des effets gravitaires sur le bras. De telles prédictions pourraient être effectuées dans les voies cérébelleuses permettant aussi de calculer la dynamique inverse des forces agissant sur le bras.

Conclusion

Ce modèle montre donc que le Cervelet pourrait effectuer des prédictions sensorimotrices et calculer ainsi des fonctions inverses approximées des fonctions biomécaniques dynamiques du corps incluant en particulier les effets gravitaires sur le bras lors de mouvements de pointage effectués dans le plan sagittal. Toutefois, il serait intéressant d'étendre ces résultats dans le cas d'un apprentissage utilisant un bras robotique réel et/ou dans le cadre d'une dynamique plus complexe comme celle impliquée lors de mouvements du bras avec deux degrés de liberté.

Références

- [1] T. Pozzo, C. Papaxanthis, P. Stapley, & A. Berthoz, The sensorimotor and cognitive integration of gravity, *Brain Res Brain* 28(1-2), 1998, 92-101.
- [2] Papaxanthis C, Pozzo T, & Stapley P, Effects of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man, *Neurosci Lett.* 4;253(2), 1998, 103-6.
- [3] R. Gentili, Processus sensorimoteurs et cognitifs dans le contrôle et l'apprentissage des mouvements du bras - Le rôle des modèles internes gravito-intérieurs, *Thèse de doctorat*, Université de Bourgogne, Dijon, 2004.
- [4] C. Papaxanthis, T. Pozzo, & M. Schieppati, Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed, *Exp Brain Res.* 148(4), 2003, 498-503.
- [5] J. McIntyre, M. Zago, A. Berthoz, & F. Lacquaniti, Does the brain model Newton's laws? *Nat Neurosci.* 4(7), 2001, 693-4.
- [6] D.M. Wolpert, S.J. Goodbody, & M. Husain, Maintaining internal representations: the role of the human superior parietal lobe, *Nat Neurosci* 1 (6), 1998, 529-533
- [7] A. Sirigu, E. Daprati, S. Ciancia, P. Giraux, N. Nighoghossian, A. Posada, & P. Haggard, Altered awareness of voluntary action after damage to the parietal cortex, *Nat Neurosci.* 7(1), 2004, 80-4
- [8] H. Imamizu, T. Kuroda, T. Yoshioka, & M. Kawato, Functional magnetic resonance imaging examination of two modular architectures for switching multiple internal models, *J Neurosci.* 4;24(5), 2004, 1173-81.
- [9] D.M. Wolpert, R.C. Miall, & M. Kawato, Internal models in the cerebellum, *Trends Cogn Sci* 2, 1998, 338-347
- [10] H. Imamizu, S. Miyauchi, T. Tamada, Y. Sasaki, R. Takino, B. Putz, T. Yoshioka, & M. Kawato, Human cerebellar activity reflecting an acquired internal model of a new tool, *Nature.* 13;403(6766), 2000, 192-5.
- [11] S.J. Blakemore, C.D. Frith, & D.M. Wolpert, The cerebellum is involved in predicting the sensory consequences of action, *Neuroreport.* 3;12(9), 2001, 1879-84.
- [12] K. Rost, D.A. Nowak, D. Timmann, & J. Hermsdorfer, Preserved and impaired aspects of predictive grip force control in cerebellar patients, *Clin Neurophysiol.* 116(6), 2005, 1405-14.
- [13] C. Darlot, L. Zupan, O. Etard, P. Denise, & A. Maruani, Computation of inverse dynamics for the control of movements, *Biol Cybern.* 75(2), 1996, 173-86.
- [14] Schweighofer N, Arbib M.A., & M. Kawato, Role of the cerebellum in reaching movements in humans. I. Distributed inverse dynamics control, *Eur J Neurosci.*; 10(1), 1998, 86-94.
- [15] M. Ebadzadeh, B. Tondu, & C. Darlot, Computation of inverse functions in a model of cerebellar and reflex pathways allows to control a mobile mechanical segment, *Neuroscience.* 133(1), 2005, 29-49.
- [16] S. Eskiizmirliler, N. Forestier, B. Tondu, & C. Darlot, A model of the cerebellar pathways applied to the control of a single-joint robot arm actuated by McKibben artificial muscles, *Biol Cybern.* 86(5), 2002, 379-94.
- [17] C. Darlot, The cerebellum as a predictor of neural messages--I. The stable estimator hypothesis, *Neuroscience.* 56(3), 1993, 617-46.
- [18] A. Barto, A. Fagg, & N. Sitkoff, A cerebellar model of timing and prediction in the control of reaching, *Neural computation* 11, 1999, 565-594.
- [19] C. Papaxanthis, T. Pozzo, & J. McIntyre, Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity, *Neuroscience.* 135(2), 2005, 371-83.
- [20] I. Indovina, V. Maffei, G. Bosco, M. Zago, E. Macaluso, & F. Lacquaniti, Representation of visual gravitational motion in the human vestibular cortex, *Science.* 15;308(5720), 2005, 416-9.
- [21] P. Senot, M. Zago, F. Lacquaniti, & J. McIntyre, Anticipating the effects of gravity when intercepting moving objects: differentiating up and down based on nonvisual cues, *J Neurophysiol.* 94(6), 2005, 4471-80
- [22] R. Nezafat, R. Shadmehr, & H.H. Holcomb, Long-term adaptation to dynamics of reaching movements: a PET study, *Exp Brain Res* 140, 2001, 66-76.
- [23] M.A. Smith, & R. Shadmehr, Intact ability to learn internal models of arm dynamics in Huntington's disease but not cerebellar degeneration, *J Neurophysiol.* 93(5), 2005, 2809-21.
- [24] C. Papaxanthis, M. Schieppati, R. Gentili, & T. Pozzo, Imagined and actual arm movements have similar durations when performed under different conditions of direction and mass, *Exp Brain Res.* 143(4), 2002, 447-52.
- [25] M. Jeannerod, Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition, *Neuroimage* 14(1 Pt 2), 2001, S103