

Redondance du membre supérieur et compensation des déficiences motrices.

Agnès Roby-Brami^{1,2}, Gilles Hoffmann¹, Isabelle Laffont²,
Michèle Combeaud², Sylvain Hanneton¹.

1: Neurophysique et physiologie du système moteur, UMR 81 19, 45 rue des Saints-Pères,
75270, Paris cedex 6 et IFR25, Réseau Fédératif de Recherche sur le Handicap.

2 : Service de rééducation neurologique, Hôpital Raymond Poincaré, 92380 Garches.

Introduction

Degrés de Liberté et Redondance

Comme l'a montré Bernstein dans son travail précurseur, il existe une infinité de façons d'accomplir la plupart des actes moteurs. Cela revient à dire que le système moteur est redondant et qu'il dispose en général d'un nombre de degrés de liberté excessif par rapport à ce qui serait nécessaire. Si on considère l'ensemble des rotations articulaires du corps, un degré de liberté (ddl) correspond à une rotation autour d'un axe articulaire. Certaines articulations comme le genou ont un seul ddl, la plupart en ont deux comme le poignet (flexion-extension et abduction-adduction) ou le coude (flexion-extension et pronosupination). Les articulations sphériques ou "balles" comme l'épaule ou la hanche ont trois degrés de liberté, qui ne sont pas matérialisées par des axes anatomiquement définis. Il faut 6 degrés de liberté pour décrire la position et l'orientation d'un solide quelconque par rapport à un repère fixe dans l'espace (système de coordonnées cartésien X, Y, Z). Trois ddl sont nécessaires pour la position (par exemple le centre de gravité du solide, exprimé en coordonnées cartésiennes). Trois sont également nécessaires pour décrire l'orientation de l'objet, lui même défini par un système local de coordonnées x,y,z. Le membre supérieur comporte 7 ddl si l'on compte l'articulation gléno-humérale (3 ddl), le coude (2 ddl) et le poignet (2ddl), 3 de plus si on considère également le mouvement de l'omoplate par rapport au tronc. On a donc au moins un ddl en excès par rapport à ce qui serait nécessaire pour positionner la main à un endroit donné de l'espace, pour prendre un objet par exemple. On peut le vérifier : quand on saisit solidement un objet fixe de façon à stabiliser l'orientation de la main, il est toujours possible de bouger le membre supérieur en le tournant autour d'un axe allant de l'épaule au poignet. Il existe donc une infinité de configurations du bras possible pour attraper un objet donné dans l'espace.

La redondance est encore plus grande lorsque l'on considère les muscles. En effet, il existe en général plus d'un muscle agoniste ou antagoniste de chaque ddl. Il existe également des muscles bi-articulaires qui rejoignent deux segments osseux en "passant au dessus" d'une articulation. On pourrait même considérer que le niveau de commande élémentaire est l'unité motrice (ensemble de fibres musculaires innervées par un axone), dont il existe un grand nombre pour chaque muscle.

La redondance: un problème "mal posé" ?

La redondance est un problème si on considère le contrôle moteur du point de vue d'un ingénieur qui cherche à modéliser ou reproduire la commande motrice, pour créer un robot par exemple. Prenons l'exemple d'un geste dirigé comme la préhension où le but est d'amener la main au niveau de l'objet à prendre. Dans ce type de tâche, la main est la partie du membre dont le déplacement est planifié : on l'appelle le point de travail du membre. Les modèles de contrôle classiquement utilisés en robotique se composent de plusieurs étapes hiérarchiques et séquentielles : la première consiste à déterminer la trajectoire du point de travail (le chemin choisi et le déroulement du mouvement dans le temps), la deuxième à générer les signaux qui permettront de mobiliser le membre. Les roboticiens distinguent une étape de "cinématique inverse" qui aboutit au calcul des rotations articulaires adéquates puis de « dynamique inverse » pour le calcul des couples articulaires. Or les deux premières étapes (la détermination d'une trajectoire et la cinématique inverse) sont des problèmes "mal posés" qui ne permettent pas de déterminer une solution unique facilement car il existe une infinité de solutions possibles (une infinité de chemins, de profil temporels possibles et de choix de rotations articulaires). Lorsque l'on s'intéresse à la commande au niveau musculaire, il existe également une infinité de combinaison d'activations musculaires capables de produire les mêmes couples articulaires et les mêmes rotations articulaires.

Or, l'étude de la cinématique du point de travail des mouvements humains met en évidence des caractéristiques invariantes qui présentent une fluidité remarquable. En effet, la trajectoire du point de travail pour aller d'un point à un autre est rectiligne ou harmonieusement courbe, avec un profil de vitesse « lisse » en cloche (Abend et Morasso 1982). De même, la vitesse des mouvements courbes, par exemple le suivi d'une ellipse, suit la trajectoire de façon régulière en ralentissant de façon fluide lorsque la courbure est plus forte. Cette relation courbure-vitesse suit une relation mathématique régulière, dite "loi de puissance deux tiers" que l'on retrouve de façon très générale pour divers mouvements humains (Viviani et Terzuolo, 1982). De même, lorsque l'on demande d'effectuer un mouvement dans l'espace comme par exemple saisir un objet en partant d'une position initiale

donnée, chaque personne utilise une configuration du membre supérieur particulière, qui lui est spécifique, et qui est très reproductible d'un mouvement à l'autre (Desmurget et Prablanc 1997, Desmurget et al 1998).

La question qui se pose est donc de savoir comment un système moteur naturel ou artificiel peut contrôler un mobile articulé redondant d'une façon aussi fluide et régulière. Ce qui revient à se demander quel est le critère de choix d'une solution motrice parmi l'infinité des solutions possibles. Pour les roboticiens ou les spécialistes de l'animation, il s'agit de développer des algorithmes de calcul qui permettent de trouver une solution de commande unique. Pour les physiologistes de la motricité, il s'agit de comprendre comment le système nerveux central opère pour trouver cette solution. La façon la plus classique de résoudre la redondance est d'imposer des contraintes supplémentaires au mouvement afin de pouvoir déterminer la solution optimale qui satisfait le mieux à ces contraintes, ce qui revient à calculer et minimiser une fonction de coût. Plusieurs hypothèses sur la nature de la fonction de coût ont été proposées et modélisées, avec des contraintes qui peuvent s'exercer soit sur le déplacement du point de travail du membre soit sur les degrés de liberté du mobile articulé eux-mêmes. Flash et Hogan (1985) les premiers ont proposé que ce critère était le maximum de fluidité (en anglais "smoothness") du mouvement du point de travail, ce que l'on calcule en minimisant les changements d'accélération pendant le mouvement ("minimum jerk"). Ce critère de fluidité par minimisation des changements d'accélération permet également d'expliquer la régularité des changements de vitesse des mouvements courbes (Viviani et Flash 1995, Todorov et Jordan 1998). Toutefois, ce critère uniquement cinématique n'explique pas ce qui se passe quand on modifie la charge qui s'oppose au mouvement. C'est pourquoi Uno et Kawato (1989) ont proposé que le système minimisait des changements de couple (ou de force) articulaire ("minimum torque"). La fluidité est en ce sens une caractéristique très générale du mouvement humain, qui revient à minimiser la dépense énergétique (Alexander 1997) mais on comprend mal comment le système nerveux central (SNC) peut mesurer un paramètre comme le cumul des variations d'accélération afin de le minimiser. D'autres auteurs ont donc proposé que, pour aboutir à un mouvement fluide, le SNC cherche en fait à diminuer le bruit, c'est à dire la variabilité associée à la commande, comprise comme une erreur (van Beers et al. 2004, Harris et Wolpert, 1998).

La question de la cinématique inverse revient à trouver une solution à la transformation géométrique d'une position du point de travail dans l'espace à l'ensemble d'angles articulaires qui décrivent la configuration du membre supérieur (le Jacobien). Comme pour la trajectoire, il n'existe pas de solution unique. Plusieurs techniques numériques ont été proposées en

robotique ou en animation graphique pour résoudre la transformation géométrique redondante entre une position du point de l'espace et la configuration articulaire. Elles font appel en général à la minimisation d'une fonction de coût (Cruse et al. 1993, Torres et Zipser 2002). Les chercheurs qui travaillent sur le mouvement humain ont proposé des critères de choix relatifs soit à la posture finale du bras, soit au mouvement qui permet de passer de la posture initiale du bras à la posture finale, en accord avec les données expérimentales de Desmurget et al. (1998). Ils ont généralement constaté que ces critères ne sont ni l'un ni l'autre suffisants et ont finalement proposé des modèles quantitatifs où les critères posturaux et dynamiques sont pondérés. Par exemple, pour Rosenbaum et al. (1995) le critère principal est le confort de la posture terminale, mais il aboutit à enrichir son modèle de la dépense énergétique et d'autres facteurs liés au contexte du mouvement (Rosenbaum et al. 1999). Par contre, pour Soechting et al (1995), ce qui est minimisé correspond à l'énergie dépensée par les rotations articulaires, indépendamment de l'énergie nécessaire à garder une posture contre la pesanteur (Nishikawa et al. 1999). Un autre modèle est basé sur l'idée que le contrôle du mouvement est uniquement d'ordre géométrique (Torres et Zipser 2002).

Une approche différente consiste à modéliser la transformation sensorimotrice entre la trajectoire désirée et la commande articulaire en se basant sur les propriétés connues des réseaux de neurones corticaux (Burnod et al. 1992, Baraduc et al. 2001). Ces modèles permettent également d'analyser par la modélisation la façon dont ces réseaux peuvent être modifiés par le développement et l'apprentissage.

Au total, ces modèles de coordination sensorimotrice cherchent à déterminer une solution de mouvement "optimale" sur des critères variés, dont aucun ne réunit actuellement un accord unanime. Ils sont presque tous basés sur une séparation entre deux niveaux hiérarchiques: la détermination d'une trajectoire idéale (ou sa représentation par un vecteur entre la position initiale du point de travail et la cible) et la coordination des degrés de liberté redondants du membre supérieur pour suivre cette trajectoire. On peut considérer que la solution optimale est l'équivalent d'une solution moyenne, relativement reproductible d'un essai à l'autre. Or la variabilité des mouvements autour de la moyenne est bien connue : elle limite la précision de nos tâches motrices, avec un compromis entre la vitesse du mouvement et sa précision (loi de Fitt). Dans ce cadre d'interprétation, la variabilité est le résultat d'erreurs dues à l'accumulation de bruit lié soit aux limites de fonctionnement des capteurs sensoriels soit à l'imprécision de la commande motrice elle-même (van Beers et al. 2004).

Redondance ou abondance ?

Le principal obstacle aux interprétations ci-dessus est qu'elles ne permettent pas de rendre compte de la fonction favorable de la variabilité qui est maintenant bien mise en évidence dans une série d'études convergentes et qui a conduit Gelfand et Latash (1998) à proposer de remplacer le mot redondance par celui d'abondance. Dans cette optique, la redondance du système moteur n'est pas un problème qu'il convient de résoudre mais une caractéristique fondamentale qui autorise la souplesse et l'adaptabilité des actes moteurs ainsi que leur résistance aux perturbations. Cette façon de voir remonte aux travaux précurseurs de NA Bernstein (1967). Il a le premier constaté la redondance-abondance des ddl et proposé l'idée que le système nerveux central assemblait les ddl en synergies de façon à rendre le système moteur contrôlable et pouvoir produire un mouvement. Il y a un grand contraste entre notre capacité d'accomplir des tâches motrices sophistiquées, de façon régulière et reproductible, et la variabilité des détails de l'exécution. Plus précisément, les fluctuations d'un essai à l'autre sont plus faibles au niveau des paramètres du mouvement pertinents pour la tâche qu'au niveau des ddl individuels (Latash 1996). Le mouvement dans les différents degrés de liberté est organisé de façon à maintenir les variables importantes pour la réalisation de la tâche, par exemple la trajectoire du point de travail (Tseng et al 2003) ou l'orientation du pistolet pour viser (Scholz et al. 2000), tout en laissant varier le reste.

Selon cette théorie, la coordination des ddl est organisée selon deux aspects complémentaires:

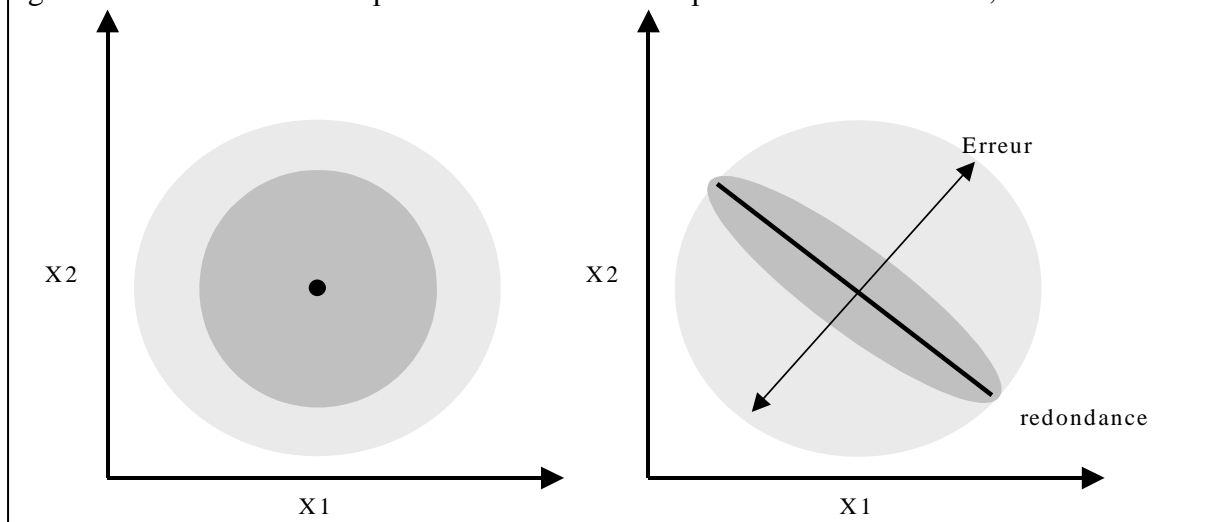
a) L'existence de synergies proprement dites, chacune correspondant à la co-variation des rotations articulaires simultanément dans un sous-ensemble des ddl du membre mobilisé. Les synergies sont reproductibles d'un mouvement à l'autre en l'absence de perturbations et se combinent de façon linéaire, additive. Cette organisation en synergies additives permet de réduire la dimensionalité du contrôle qui se limite à un petit nombre de structures de coordination, chacune commandant un sous-ensemble des ddl redondants. On peut tester cette organisation par une Analyse en Composantes Principales (ACP) qui permet de déterminer le nombre de synergies qui suffisent à décrire la coordination de l'ensemble des ddl pour le mouvement considéré (Alexandrov et al. 1998, St Onge et al. 2003).

b) La compensation automatique d'un ddl à l'autre, en présence d'une perturbation ou d'une fluctuation aléatoire de l'exécution. Cet aspect correspond à des phénomènes qui avaient été décrits auparavant sous le nom d'équivalence motrice (Graco et Abbs 1986). Lorsque l'on perturbe l'exécution d'une tâche en perturbant un des effecteurs (par exemple si on bloque la lèvre inférieure pendant que le sujet doit prononcer une labiale) la tâche est tout

de même effectuée par une compensation à courte latence qui engage un mouvement accru d'un autre effecteur (dans notre exemple, la lèvre supérieure descend davantage pour assurer la clôture des lèvres). Un autre exemple d'équivalence motrice concerne la combinaison de synergies du tronc et du bras lors des gestes de pointage de la main vers l'avant (Adamovitch et al. 2001). Les gestes de pointage vers l'avant peuvent être réalisés en combinant de façon additive une synergie d'extension du bras et une synergie permettant la compensation automatique des mouvements de flexion du tronc vers l'avant. Lorsqu'un sujet utilise le tronc pour atteindre un objet placé devant lui, à distance proche, il adapte automatiquement la coordination du bras à la distance de la cible, compte tenu du mouvement du tronc. Si le tronc est bloqué brusquement par un harnais à l'insu du sujet, le sujet effectue une compensation automatique rapide en étendant davantage le bras, ce qui préserve le mouvement de la main vers la cible. Ces exemples montrent bien que l'on ne puisse pas dissocier de façon séquentielle des étapes de la planification de la trajectoire et la coordination des effecteurs.

Figure 1 : Schéma de la compensation automatique entre ddl.

Gauche : Elimination de la redondance par la spécification d'un état désiré. Droite: contrôle redondant de $X1+X2$, la variabilité le long de la droite (variation de $X1$ compensée par celle de $X2$) n'affecte pas la performance. Gris clair variabilité initiale, gris foncé : variabilité compte tenu du contrôle. D'après Todorov et Jordan, 2002.



L'hypothèse de la compensation automatique au sein de ddl redondants, a été formalisée par Scholz et Schöner (1999) sous le nom de "Uncontrolled Manifold", ce qui signifie que la variabilité n'est pas supprimée mais contenue dans un sous-ensemble des ddl redondants, qui est non-contrôlé car non pertinent pour la tâche. Il s'agit d'une approche statistique qui permet de séparer la variance de la coordination articulaire d'un mouvement à l'autre en deux composantes : d'une part la variance des éléments qui permettent de maintenir une valeur

pertinente d'une variable importante pour la tâche (par exemple la position de la main), c'est la variance "GEV goal-equivalent" et d'autre part la variance "NGEV non goal-equivalent" qui est liée à une variabilité accrue des variables de performance. Cela formalise un type de contrôle qui ne réduit pas la variabilité mais qui la maintient dans des secteurs qui n'affectent pas les variables liées à la performance. Par exemple, prenons un contrôle redondant qui consiste à maintenir constante la somme de deux degrés de liberté x_1 et x_2 . Graphiquement, il s'agit de maintenir la valeur de la somme sur une droite. Un contrôle synergique strict voudrait que si x_1 diminue, à cause d'une fluctuation du contrôle ou du fait d'une perturbation, x_2 diminue également. La compensation automatique signifie que si x_1 diminue, x_2 augmente de telle sorte que la somme x_1+x_2 soit maintenue relativement constante (la variance est située dans une ellipse orientée le long de la droite qui indique la performance optimale, Figure 1). L'algorithme UCM, a permis de démontrer ce type d'organisation dans une variété de tâches motrices (revue en Latash 2003). De plus, il permet de tester expérimentalement si une variable de performance donnée est "importante pour le système moteur". Ainsi, une variable est considérée comme importante si elle permet de séparer clairement la variance en ses deux composantes GEV et NGEV. L'organisation des compensations automatiques est attribuée à l'acquisition préalable de structures de coordination ou synergies, dont le substrat neurobiologique n'est pas encore précisé. Dans un travail récent, Todorov et Jordan (2002) proposent une autre interprétation, dans laquelle la compensation automatique serait due à un système de feedback adaptatif particulier, indépendamment de la notion de synergie.

Rôle de la redondance pour la compensation des déficiences motrices.

L'organisation en synergies avec une compensation automatique au sein des degrés de liberté redondant est un puissant outil conceptuel qui permet de comprendre ce qui se passe dans une variété de situations liées à la pathologie. En effet, elle permet de comprendre comment le système moteur peut réagir aux fluctuations aléatoires de la commande, aux perturbations occasionnelles et accidentelles, mais aussi à une altération transitoire d'un organe de commande. En effet, dans un cas non pathologique comme la fatigue, la coordination se modifie pour réduire les déplacements dans le ddl "fatigué", les redistribuer sur les autres ddl, ce qui permet de maintenir constantes les variables importantes liées à la performance de la tâche (Cote et al. 2003).

La notion de redondance permet aussi d'aborder ce qui se passe à la suite d'une lésion permanente de la commande motrice. Lorsque les aires motrices du système nerveux central sont lésées, par exemple à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC), il peut en résulter

une paralysie de l'hémicorps controlatéral (hémiplégie), qui va récupérer de façon généralement incomplète dans les mois qui suivent. De même, une section traumatique de la moelle épinière au niveau du cou provoque une tétraplégie (paralysie complète des membres inférieurs et partielle des membres supérieurs en fonction du niveau de la lésion). L'existence d'une redondance à tous les niveaux d'organisation du système moteur permet de comprendre comment ces patients parviennent à assurer une certaine activité motrice dans la vie quotidienne malgré leur déficience. La notion de redondance peut s'appliquer à des niveaux de contrôle hiérarchique plus élevés que la coordination des ddl. En effet, le choix d'action est redondant : en cas de paralysie, les patients peuvent utiliser des aides techniques ou d'autres outils ou effectuer la tâche tout à fait autrement (par exemple, un tétraplégique qui ne contrôle pas ses doigts peut prendre un petit objet en le faisant glisser sur la table d'une main et tomber dans l'autre main). Sur le versant biologique, il existe aussi une redondance dans l'organisation même du système nerveux central et les phénomènes de plasticité et/ou de substitution fonctionnelle entre aires corticales (vicariance) interviennent dans la récupération fonctionnelle à la suite d'une lésion neurologique centrale. Toutefois, ce texte se limitera à analyser la redondance au niveau du contrôle de la coordination des degrés de liberté.

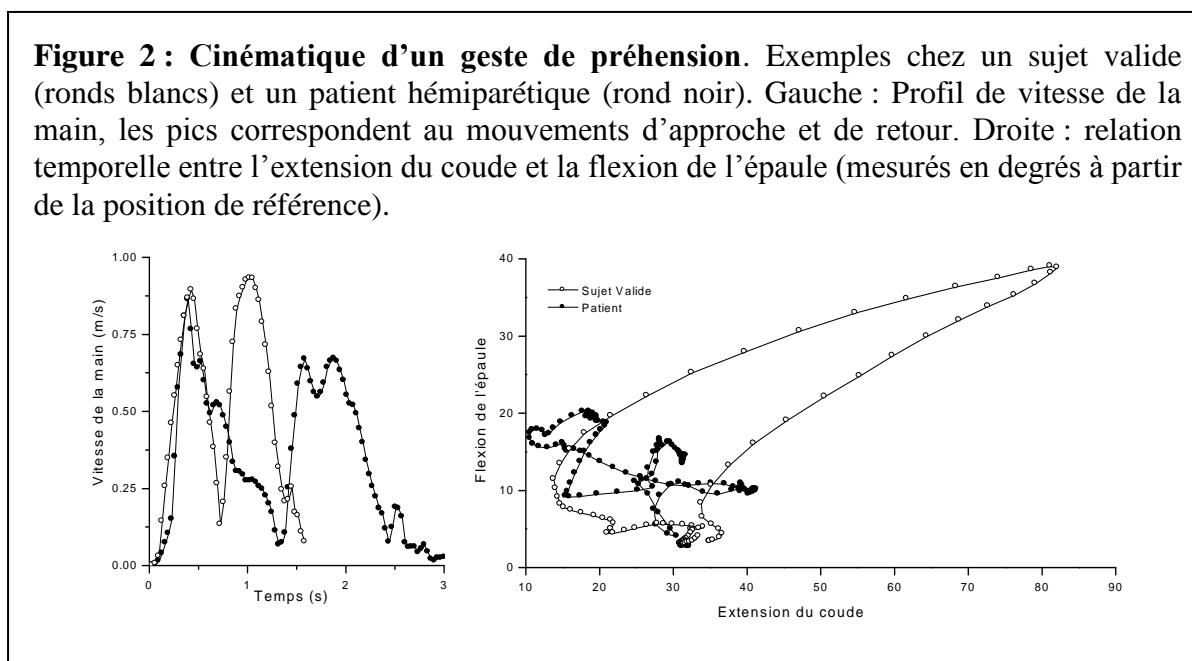
Utilisation de la redondance du système moteur par des patients hémi-parétiques.

Depuis quelques années, nous avons développé une analyse des gestes de préhension effectués par des patients hémi-parétiques (hémiplégie partielle, en cours de récupération), dans un contexte le plus « naturel » et non contraint possible (Roby-Brami et al 1997, 2003 a,b). En effet, il est indispensable de pratiquer une analyse rigoureuse du comportement moteur, en parallèle avec un examen détaillé du tableau clinique fonctionnel, pour comprendre la manière dont les différentes déficiences perturbent la fonction de préhension et contribuent à l'incapacité motrice. Certains aspects de la coordination motrice des mouvements du membre supérieur de patients hémi-parétiques sont directement secondaires à la lésion cérébrale, d'autres aspects sont dus des stratégies motrices particulières, tendant à compenser les conséquences des déficiences pour réussir à effectuer la tâche de préhension.

Dans une première étude nous avons étudié des gestes de préhension pour des objets disposés devant les sujets à des distances et à des directions variées dans un espace de travail relativement large (Roby-Brami et al. 1997). L'objet à prendre était un cône de rééducation en carton, posé sur un axe vertical. L'analyse cinématique a montré que la direction initiale du mouvement est appropriée à la direction de la cible mais le mouvement de transport est exécuté à une hauteur plus basse que celle des sujets valides et avec un profil de vitesse lent et

irrégulier. La phase de saisie est également ralentie et perturbée. Ces caractéristiques sont probablement des conséquences directes des déficiences motrices, en particulier de la diminution de la force. De plus, certains patients effectuaient des mouvements avec une trajectoire différente de la main, ce que nous avons interprété comme des stratégies motrices de compensation. C'était le cas de la stratégie de glissement de la main sur la table qui utilise les propriétés mécaniques de l'environnement (réaction due à la surface de la table) pour compenser une paralysie proximale. C'était également le cas de la stratégie de 'préhension par le haut' qui utilise les propriétés mécaniques de la main (forme, élasticité) pour compenser une paralysie distale.

Figure 2 : Cinématique d'un geste de préhension. Exemples chez un sujet valide (ronds blancs) et un patient hémiparétique (rond noir). Gauche : Profil de vitesse de la main, les pics correspondent au mouvements d'approche et de retour. Droite : relation temporelle entre l'extension du coude et la flexion de l'épaule (mesurés en degrés à partir de la position de référence).



Les études suivantes, en relation avec l'équipe de M. Levin de Montréal, ont comporté l'analyse de la coordination des rotations articulaires du tronc et du membre supérieur à divers stades de la récupération. Le résultat principal est que les patients hémiparétiques qui ont une déficience sévère effectuent un mouvement de flexion du tronc plus ample que les sujets valides, même pour atteindre des objets placés à leur portée (Cirstea et Levin 2000, Roby-Brami et al 1997, Roby-Brami et al 2003b). Pour saisir ou pointer devant eux, les sujets valides effectuent un mouvement coordonné de l'épaule et du coude (antepulsion et adduction horizontale de l'épaule, extension du coude) et ne fléchissent le tronc que lorsque l'objet est proche de la limite de l'espace de préhension anatomique. Les patients hémiparétiques présentent une déficience de la coordination interarticulaire (Levin 1996), et une déficience de la stabilité du poignet et donc de l'orientation de la main (Roby-Brami et al 2003a). La

participation du tronc est d'autant plus importante que les patients ont une déficience sévère touchant la synergie épaule-coude et/ou la stabilité du poignet. Comme le montre la figure 2, l'utilisation des compensations (en particulier la flexion du tronc en avant) permet d'assurer une cinématique correcte de la main malgré la déficience de la flexion de l'épaule et de l'extension du coude. Une étude récente par le paradigme de l'UCM a permis de confirmer que les patients hémiparétiques compensent automatiquement les erreurs motrices aléatoires (Reisman et Scholz 2003).

La flexion du tronc vers l'avant manifeste l'utilisation habituelle, chronique, de la redondance du système moteur pour compenser la déficience motrice. La principale question est de savoir quel est le rôle fonctionnel des compensations. Cette question a des implications cliniques immédiates en rééducation : faut-il respecter les mouvements du tronc ou au contraire les réprimer et tenter de faire reproduire par les patients le patron de mouvement effectué par les sujets valides?

A court terme les stratégies de compensation permettent d'effectuer la tâche et ont donc un rôle fonctionnel évident. Puisque les patients ont sélectionné ce type de coordination, c'est peut-être qu'il s'agit peut être de la moins mauvaise solution motrice à leur portée, compte tenu de leur déficience . En ce sens ces stratégies ne seraient pas pathologiques mais atypiques (Latash et Anson 1996). Mais, ç plus long terme, les stratégies de compensation ne permettent pas d'atteindre un niveau fonctionnel satisfaisant et leur usage a tendance à régresser chez les patients qui récupèrent vers un schéma moteur normal (Roby-Brami et al 2003b).

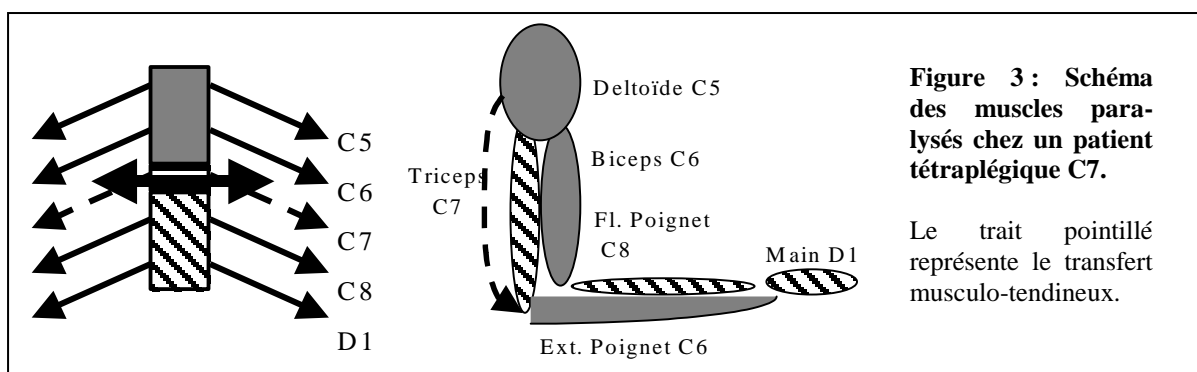
L'autre position est de tenter de réduire les compensations pour espérer un meilleur pronostic fonctionnel à long terme (6 mois à 1 an après l'AVC). Dans une autre étude faite à Montréal, nous avons comparé des mouvements de préhension vers des cibles relativement proches dans deux conditions : le tronc libre et le tronc fixé par un harnais (Michaelson et al 2002). Chez les sujets valides, le fait de fixer le tronc ne modifie pas la cinématique de la main. Par contre, chez les patients hémiparétiques, le tronc participe largement au mouvement de préhension lorsqu'il est libre. Nous avons eu la surprise de constater que lorsque le tronc est fixé par un harnais, la plupart des patients hémiparétiques restent capables d'effectuer le geste de préhension, mais plus lentement, avec plus d'effort et grâce à une augmentation de l'amplitude des rotations du coude et de l'épaule. De plus, chez certains patients, cela entraîne une amélioration de la coordination entre ces deux rotations.

On peut faire l'hypothèse que certains patients hémiparétiques pourraient être capables d'effectuer un mouvement coordonné de l'épaule et du coude, mais qu'ils ne le font pas

spontanément dans la mesure où ils utilisent des stratégies alternatives de compensation moins coûteuses. Il est probable que la limitation fonctionnelle soit en partie due à la non-utilisation des synergies normales, par un mécanisme voisin du « learned disuse » décrit par Taub (1997). Taub et ses collègues ont montré que l'immobilisation du membre sain, ou d'autres méthodes de contrainte qui obligent les patients à se servir de leur membre hémiparétique, pendant plusieurs jours provoquent une amélioration significative et durable de l'état fonctionnel, même à distance de l'AVC. Nous allons plus loin dans cette voie en proposant que la rééducation vise non seulement à favoriser le déplacement de la main mais aussi à restaurer de façon durable un pattern de mouvement le plus proche possible de la normale. Cela demande bien sûr des études cliniques spécifiques.

Utilisation de la redondance du système moteur par des patients tétraplégiques.

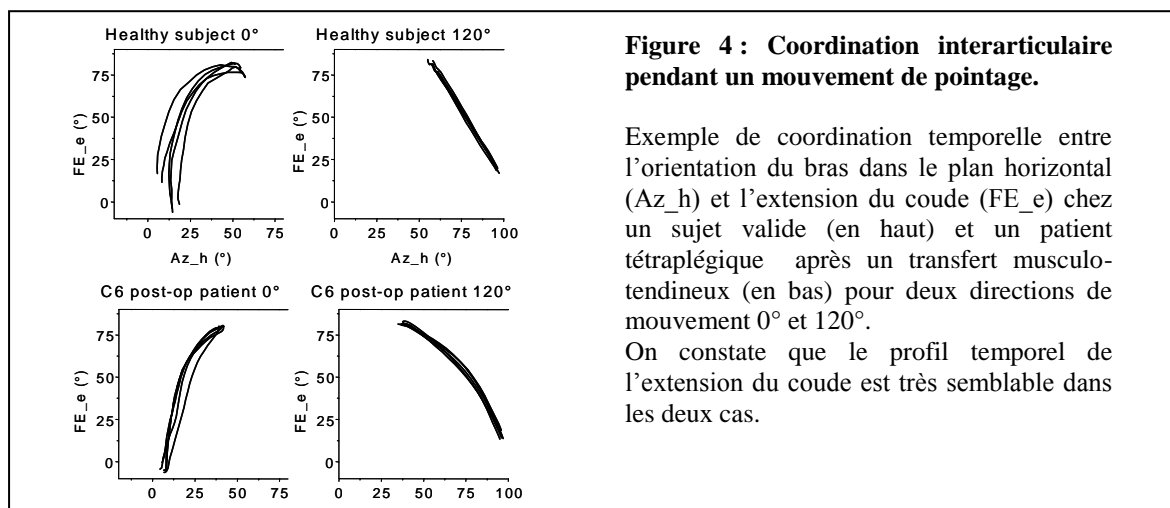
La question se pose de façon différente chez les patients tétraplégiques : la commande motrice est normale et la paralysie est due à une interruption des voies motrices au niveau de la moelle épinière cervicale. Les patients tétraplégiques dont la lésion est située entre les niveaux métamériques C6 et C7 présentent une incapacité de la préhension due à une paralysie du triceps (C7) et des muscles de la main (C8-D1) alors que le biceps et les radiaux (C6) sont respectés (Figure 3). Le programme de "réanimation" chirurgicale du membre supérieur consiste à utiliser la redondance musculaire en modifiant l'insertion tendineuse de muscles qui restent activables volontairement. Par exemple, la restauration de l'extension active du coude par transfert du deltoïde postérieur ou du biceps sur le triceps (Revol et al. 1997).



Nous avons étudié les gestes naturels chez des patients tétraplégiques ayant une paralysie complète de l'extenseur principal du coude, le triceps, avant ou après l'intervention de transfert musculotendineux, et chez des patients ayant une paralysie incomplète. Les patients

ont été examinés après au moins 1 an de rééducation avant l'intervention et 3 mois après. Ils ont effectué des gestes de préhension et de visée dans différentes directions du plan de travail situé devant eux.

Nous avons eu la surprise de constater que le mouvement d'approche de la main n'est pas très différent de celui effectué par des sujets valides : la trajectoire est lisse avec un pic de vitesse diminué de seulement 10%. Ceci montre que les patients se sont adaptés aux conséquences de la paralysie du triceps (Laffont et al. 2000). La paralysie de la main se traduit par un délai et un pic de vitesse supplémentaire dû à la stratégie de préhension en ténodèse (l'extension active du poignet provoque une flexion passive des doigts). Cette stratégie bien connue cliniquement n'avait jamais été décrite avec précision. Elle impose un mouvement d'approche particulier pour aborder l'objet par au-dessus et non latéralement. La nécessité de faire une ténodèse modifie la coordination temporelle entre l'approche et la saisie. Comme Jeannerod l'a largement montré, la préhension des sujets valides est contrôlée en parallèle et la saisie préparée pendant la phase d'approche. Chez les patients tétraplégiques, l'action de préhension est complètement restructurée à la fois dans l'espace et dans le temps et le couplage temporel entre ddl est modifié. En particulier, l'extension du poignet, qui est le moteur de la saisie par ténodèse, est activée séquentiellement par rapport à l'approche (Hoffmann et al. 2002). Les restructurations spatio-temporelles soulèvent la question de l'organisation des synergies entre elles. L'organisation des composantes de la préhension est-elle intégrée de façon rigide dans les circuits neuronaux (revue en Paulignan et Jeannerod, 1996)? L'exemple des patients tétraplégiques plaide plutôt en faveur d'un assemblage dynamique des synergies en tant qu'unités collectives d'action dont l'arrangement spatial et temporel répond aux nécessités de la tâche en fonction des contraintes corporelles des sujets (Saltzman et Kelso, 1987).



L'analyse des rotations articulaires pour l'approche a été entreprise sur des gestes de pointage pour s'affranchir des conséquences de la ténodèse (Figure 4). Nous avons observé que les patients tétraplégiques peuvent effectuer une extension du coude malgré la paralysie du triceps et que cette extension est correctement coordonnée avec les autres rotations articulaires. Elle est toutefois d'amplitude inférieure à l'extension du coude effectuée par des sujets valides ou des patients qui présentent une certaine force d'extension du coude (soit du fait d'une lésion plus basse, soit après chirurgie). Malgré cette réduction de l'extension, la trajectoire de la main pour le pointage reste relativement préservée : l'espace péri-personnel de préhension des patients tétraplégiques n'est limité que dans sa partie haute et interne.

Afin de préciser les mécanismes biomécaniques en cause, et en conséquence l'effet du muscle transféré, nous avons entrepris une étude quantitative de la coordination des rotations articulaires par une analyse en composantes principales (ACP). Selon l'ACP, les rotations articulaires s'organisent en deux synergies additives : une pour diriger le bras dans une direction donnée de l'espace et l'autre pour allonger le membre supérieur en étendant le coude. L'ACP et l'analyse des ddl corrélées de façon différentielle aux deux synergies ont permis de faire les hypothèses suivantes sur le contrôle du bras chez les patients tétraplégiques :

- Les patients tétraplégiques C6 acquièrent par apprentissage l'habileté motrice d'étendre le coude dans les différentes directions de l'espace malgré la paralysie de l'extenseur du coude. Cette habileté fait intervenir la maîtrise de la dynamique de leur membre et des perturbations consécutives à la pesanteur. Cela confirme le fait que, dans certaines situations non pathologiques, les rotations du coude peuvent être contrôlées via celles de l'épaule (Dounskaia et al 2002, Sainburg et Kalakanis 2000). L'organisation des ddl en synergies est proche de celle des sujets valides, la principale différence étant une implication accrue de la rotation médio-latérale de l'omoplate dans la synergie d'extension. La force d'extension active du coude (paralysie complète ou incomplète du triceps, transfert musculo-tendineux) ne joue pas sur la qualité de la coordination mesurable par l'ACP. Par contre, elle joue sur l'amplitude de l'extension du coude qui est plus faible chez les patients qui ont une paralysie complète du triceps.

- Nous faisons l'hypothèse que le transfert musculo-tendineux agit en augmentant la raideur du coude (par une co-activation avec les fléchisseurs du coude) pour faciliter le contrôle et non en renversant sa fonction pour provoquer un couple d'extension actif.

- Quand l'extension du coude est insuffisante, les patients tétraplégiques utilisent des rotations combinées dans d'autres ddl (en particulier la protraction-rétraction de l'omoplate) pour la compenser. Ces compensations sont suffisantes pour permettre d'atteindre un espace péri-personnel équivalent à celui des sujets valides dans la partie inféro-externe de l'espace mais pas dans sa partie supéro-interne.

- La cinématique des mouvements est peu différente chez les sujets valides et les différents groupes de sujets tétraplégiques, ce qui contraste avec l'importance de la déficience et avec l'amélioration de la qualité de vie rapportée par les patients après transfert de tendon. L'effet clinique bénéfique pourrait être dû à la facilitation du contrôle moteur, diminuant la charge cognitive nécessaire pour exécuter un mouvement et/ou à une amélioration du contrôle des postures du membre supérieur, ce que nous n'avons pas encore testé.

Conclusions et perspectives.

Les exemples des patients hémiparétiques après AVC et des patients tétraplégiques traumatiques montrent que l'utilisation de la redondance articulaire du membre supérieur est probablement un élément clé pour la récupération de la motricité du membre supérieur. Dans les deux cas, les patients sont amenés, pour compenser la déficience due aux paralysies, à développer des nouvelles stratégies qui se manifestent par une trajectoire différente de la main et par des coordinations différentes des rotations articulaires. Les différences individuelles sont importantes : chaque patient développe sa propre solution motrice.

Ces données illustrent des cas extrêmes de l'utilisation bénéfique d'une abondance de degrés de liberté. Leur interprétation théorique reste actuellement discutable, mais il sera probablement fructueux de les rapprocher des théories dynamiques. Les arguments en faveur de l'un ou de l'autre cadre théorique viendront probablement de l'observation de la période transitoire de l'apprentissage, période pendant laquelle ces patients réapprennent à utiliser leur membre. Chez les patients hémiparétiques, cet apprentissage se superpose et interagit probablement avec les phénomènes neurobiologiques de plasticité et de redistribution de l'activité dans les différentes aires motrices cérébrales. Ces phénomènes consécutifs à la lésion du tissu nerveux pendant les mois qui suivent l'AVC n'ont pas été traités ici. Au-delà de son intérêt théorique, la compréhension des facteurs qui peuvent modifier l'apprentissage d'une nouvelle coordination après une lésion cérébrale ou spinale et ainsi concourir à la récupération fonctionnelle est clairement un enjeu majeur pour la prise en charge thérapeutique de ces patients pendant la rééducation.

Remerciements

A. Roby-Brami est chercheur INSERM. Ce travail a reçu un support du PHRC AP-HP AOM 96 163, de la Fondation EDF, du programme Cognitique, du MCESR du Grand-Duché du Luxembourg. Nous remercions les professeurs B. Bussel et O. Dizien (Raymond Poincaré) et M. Revol (Saint-Louis).

Références

- Abend, W., Bizzi, E. & Morasso, P. (1982) Human arm trajectory formation. *Brain*, **105**, 331-348.
- Adamovich, S.V., Archambault, P.S., Ghafouri, M., Levin, M.F., Poizner, H. & Feldman, A.G. (2001) Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Experimental Brain Research*, **138**, 288-303.
- Alexandrov, A., Frolov, A. & Massion, J. (1998) Axial synergies during human upper trunk bending. *Experimental Brain Research*, **118** 210-20.
- Baraduc, P., Guigon, E. & Burnod, Y. (2001) Recoding arm position to learn visuomotor transformations. *Cerebral cortex*, **11**, 906-917.
- Bernstein, N. (1967) *The co-ordination and regulation of movements*, Pergamon press, London.
- Burnod, Y., Baraduc, P., Battaglia-Mayer, A., Guigon, E., Koechlin, E., Ferraina, S., Lacquaniti, F. & Caminiti, R. (1999) Parieto-frontal coding of reaching : an integrated framework. *Experimental Brain Research*, **129**, 325-346.
- Cirstea, M.C. & Levin, M.F. (2000) Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* **123**, 940-953.
- Cote, J.N., Mathieu, P.A., Levin, M.F. & Feldman, A.G. (2002) Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, **146**, 394-398.
- Cruse, H., Bruwer, M. & Dean, J. (1993) Control of three- and four-joint arm movement: strategies for a manipulator with redundant degrees of freedom. *Journal of Motor Behavior* **25**: 131-139.
- Desmurget, M., Gréa H. & Prablanc, C. (1998) Final posture of the upper limb depends on the initial position of the hand during prehension movements, *Experimental Brain Research*, **119** 511-516.

- Dounskaia, N.V., Ketcham, C.J. & Stelmach, G.E. (2002) Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements. *Motor Control* **6** 366-387.
- Flash, T. & Hogan, N. (1985) The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience* **5** 1688-1703.
- Gerlfand, I. & Latash, M. (1998) On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*, **2**, 306-313.
- Gracco, G.L. & Abbs, J.H. (1986) Variant and invariant characteristics of speech movements. *Experimental Brain Research*, **65**, 156–166.
- Harris, C.M. & Wolpert, D.M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, **394** 780-784.
- Hoffmann, G., Laffont, I., Roby-Brami, A. (2002) Co-ordination of reaching movements in patients with a cervical spinal cord injury. *Current Psychology of Cognition*. **21**, 305-340.
- Laffont, I., Briand, E., Dizien, O., Bussel, B. & Roby-Brami, A. (2000) Kinematic analysis of reaching and pointing movements in C6 quadriplegic patients. *Spinal Cord*, **38**, 354-362.
- Latash, M.L. (1996) The Bernstein problem: how does the Central Nervous System make its choices ? In: *Dexterity and its development*. ML Latash and MT Turvey (eds), Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, New Jersey, pp 277-303.
- Latash, M.L. & Anson, G. (1996) What are "normal movements" in atypical populations. *Behavioral and Brain Sciences*, **19**, 55-106.
- Latash, M.L., Danion, F., Scholz, J.P., Zatsiorsky, V.M. & Schöner, G. (2003) Approaches to analysis of handwriting as a task of coordinating a redundant motor system. *Human Movement Science* **22**, 153–171.
- Levin, M.F. (1996) Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain* **119**, 281-294.
- Michaelsen, S., Luta, A., Roby-Brami, A. & Levin, M. (2001) Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* **32**, 1875-1883.
- Nishikawa, K.C., Murray, S.T. & Flanders, M.,(1999) Do arm postures vary with the speed of reaching?, *Journal of Neurophysiology*, **81** 2582-2586.
- Reisman, D.S. & Scholz, J.P. (2003) Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. *Brain* **126**, 2510-2027.
- Revol, M., Briand, E., Cormerais, A., Pedelucq, P, Busnel, M. & Servant, J.M. (1997) Réhabilitation fonctionnelle des membres supérieurs dans la tétraplégie traumatique. *Encyclopédie médico-chirurgicale. Techniques chirurgicales : Chirurgie plastique*. (Elsevier, Paris), **45-780**, 21 p.

- Roby-Brami, A., Bennis, N., Jacobs, S. & Levin, M.F. (2003) Hand orientation for grasping and upper-limb joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain research* **969**, 217-229.
- Roby-Brami, A., Feydy, A., Combeaud, M., Biryukova, E.V., Bussel, B. & Levin, M. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurologica Scandinavica*. **107**, 369-381.
- Roby-Brami, A., Fuchs, S., Mokhtari, M., Bussel, B. (1997) Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control* **1**: 72-91.
- Rosenbaum, L.D. Loukopoulos, R.G.J. Meulenbroek, J. Vaughan & S.E. Engelbrecht, (1995) Planning reaches by evaluating stored postures, *Psychology Reviews*, **102**, 28-67.
- Rosenbaum, D.A., Meulenbroek, R.G.J., Vaughan J. & Jansen, C. (1999) Coordination of reaching and grasping by capitalizing on obstacle avoidance and other constraints, *Experimental Brain Research*, **128**, 92-100.
- Sainburg, R.L. & Kalakanis, D. (2000) Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of Neurophysiology* **83**, 2661-2675.
- Saltzman, E. & Kelso, J.A (1987) Skilled actions: a task-dynamic approach. *Psychology reviews*, **94**, 84-106.
- Scholz, J.P. & Schöner, G. (1999) The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, **126**, 289–306.
- Scholz, J.P., Schöner, G. & Latash, M.L. (2000) Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research*, **135**: 382–404.
- St-Onge, N. & Feldman, A.G. (2003) Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. *Experimental Brain Research*, **148**, 139–149.
- Soechting, J.F., Bunéo, C.A., Herrmann U. & Flanders M., (1995) Moving effortlessly in three dimensions: does Donders' law apply to arm movement, *Journal of Neuroscience*, **15** 6271-6280.
- Taub, E. & Wolf, S. (1997) Constraint induced (CI) movement techniques to facilitate upper extremity use in stroke patients. *Topics in Stroke Rehabilitation*, **4**, 38-61.
- Todorov, E. & Jordan, M.I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, **5**, 1226-1235.
- Todorov, E. & Jordan, M.I. (1998) Smoothness maximization along a predefined path accurately predicts the speed profile of complex arm movements. *Journal of Neurophysiology*, **80**, 696-714.

- Torres, E., Zipser, D. (2002) Reaching to grasp with a multijointed arm. I Computational model. *Journal of Neurophysiology* **88**, 2355-2367.
- Tseng, Y., Scholz, J.P., Schöner, G. & Hotchkiss, L. (2003), Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Experimental Brain Research* **149**, 276–288.
- Uno, Y., Kawato, M. & Suzuki, R. (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, **61**, 89-101.
- van Beers, R.J., Haggard, P. & Wolpert, D. (2004) The role of execution noise in movement variability. *Journal of Neurophysiology* **91**, 1050-1063.
- Viviani, P. & Flash, T. (1995) Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *Journal of Experimental Psychology Human Perception Performance* **21**, 32-53.
- Viviani, P. & Terzuolo, C. (1982) Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience* **7**, 431-437.