

Influence des contraintes de précision et de fréquence sur les fonctions de raideur et d'amortissement dans une tâche d'oscillation manuelle.

Delignières, D. & Villard, S.
EA 2991 "Sport, Performance, Santé"
Université Montpellier I

Introduction

Les théories dynamiques du contrôle moteur considèrent tout système biologique comme dissipatif, c'est à dire nécessitant un apport d'énergie pour maintenir tout mouvement rythmique. On peut alors assimiler le mouvement biologique rythmique à un oscillateur auto-entretenu (Beek & Beek, 1988; Beek, Schmidt, Morris, Sim & Turvey, 1995). Une telle assimilation permet alors de rendre compte de la complexité du système dans sa globalité, en analysant la dynamique du comportement, c'est à dire son évolution temporelle.

Mottet et Bootsma (1999) modélisent une tâche de Fitts et concluent à la nécessité d'un modèle comprenant une fonction de Duffing en $(-x^3)$ et une fonction de Rayleigh (modèle Rayleigh + Duffing). Ce modèle permet de retrouver les résultats de Fitts, c'est à dire une relation linéaire entre temps de mouvement et difficulté de la tâche (mesurée par un indice de difficulté : ID), mais permet d'expliquer ce résultat grâce au terme en $(-x^3)$ qui reflète un ralentissement du mouvement au niveau de la cible nécessaire au pointage, et grâce aux caractéristiques de stabilité de l'amortissement de Rayleigh face aux contraintes de vitesse. Néanmoins, si ce modèle « Rayleigh + Duffing » semble le plus pertinent pour caractériser la stratégie employée par l'individu pour répondre aux contraintes de précision, Mottet et Bootsma (1999) remarquent les limites de cette modélisation pour des ID faibles ($ID < 4$) et laissent entrevoir une possibilité de changement qualitatif du modèle vers un modèle de Van Der Pol.

De ce fait, nous nous sommes intéressés à la modélisation d'une tâche d'oscillation du bras dans différentes conditions de contraintes, pour mettre en évidence un changement qualitatif du modèle dynamique correspondant à la nature de la tâche. Ainsi, nous faisons les hypothèses que (i) une tâche de pointage (bien qu'à un niveau biomécanique différent de celui de la tâche de Fitts) sera toujours caractérisée par un modèle RD du fait de la nature des contraintes (pour $ID > 4$), (ii) que le modèle dynamique change qualitativement d'un modèle de Rayleigh vers un modèle de Van Der Pol avec la disparition des contraintes de précision.

Méthode

Sujets - Les sujets étaient au nombre de sept (moyenne d'âge : 23.7 ans \pm 2.2 ; moyenne de taille : 175.6 cm \pm 7.5), et tous volontaires. Tous sont droitiers.

Dispositif - Le mouvement d'oscillation consiste en la mobilisation d'un levier télescopique solidaire à son extrémité inférieure d'une liaison pivot à laquelle est intégrée un potentiomètre. Ce potentiomètre est relié à un ordinateur de type PC permettant l'acquisition et l'enregistrement des données de variation angulaire caractéristique du mouvement. Un support permet de bloquer le déplacement du levier dans un seul axe transversal. Ce support monté sur un plateau permet de faire varier en hauteur le chemin du levier ainsi que les

cibles nécessaires aux tâches de pointage, afin de régler le dispositif à la taille de chaque sujet (Figure 1).

Protocole - 4 conditions ont été réalisées, avec 3 essais par condition. La première est effectuée sous contrainte de précision. Les sujets doivent pointer alternativement deux cibles de 1.5 cm de large, espacées de 50 cm (ce qui correspond à un indice de difficulté de 6.06, selon l'équation de Fitts). Des tests préliminaires dans cette condition nous ont permis de déterminer la "fréquence de précision" (F_p), caractéristique de chaque sujet.

Dans la seconde condition, les sujets réalisaient la tâche à vitesse maximum, sans contrainte de précision. Les sujets avaient pour consigne de réaliser des oscillations de 40 cm d'amplitude minimum (repérée par des marques sur le dispositif). Des tests préliminaires dans cette condition nous ont permis de déterminer la fréquence maximale (F_{max}) pour chaque sujet.



Figure 1: dispositif expérimental

Les deux autres conditions ont été réalisées sans contrainte de précision, selon deux fréquences $F_1 = F_p + 1/3 (F_{max} - F_p)$ et $F_2 = F_p + 2/3 (F_{max} - F_p)$. Les fréquences dans ces conditions étaient imposées par un métronome. Les essais pris en compte pour la modélisation ont été réalisés selon un ordre aléatoire, afin d'éviter les effets d'ordre.

Modélisation - En premier lieu, le mouvement cyclique est résumé sous la forme d'un cycle moyen normalisé de 80 données, représentant dans l'intervalle $[-1,+1]$ la dynamique du cycle limite (Delignières, Nourrit, Deschamps, Lauriot & Caillou, 1999 ; Mottet et Bootsma, 1999). La seconde étape consiste à identifier graphiquement la fonction de raideur, au travers d'une analyse des portraits de Hooke (position vs. accélération). Le portrait de Hooke produit une droite pour un oscillateur harmonique parfait ($\ddot{x} + x = 0$), et toute déviation de cette droite donne de bonnes informations sur les termes non-linéaires à inclure dans le modèle.

Dans un troisième temps, les méthodes graphiques proposées par Beek et Beek (1988) sont utilisées pour déterminer les termes non-linéaires d'amortissement à inclure dans le modèle. Le but de cette analyse graphique est de déterminer un modèle dynamique minimal, contenant le moins de termes possibles. Ensuite l'importance relative de chaque coefficient est évaluée par une procédure de régression multiple (Beek and Beek, 1988). L'équation de mouvement obtenue, caractérisée qualitativement par la nature des termes la composant, et qualitativement par leur importance relative, constitue un paramètre d'ordre dont on pourra tester la stabilité et l'évolution en fonction de diverses dimensions de la situation.

Résultats

Les résultats présentés ici portent sur les cycles normalisés moyennés sur l'ensemble des sujets. En ce qui concerne la condition sous contrainte de précision (Figure 2), la

modélisation met en évidence l'exploitation d'une fonction de raideur non linéaire cubique de Duffing, et d'une fonction d'amortissement de Rayleigh.

$$\ddot{x} + c_{10}x + c_{30}x^3 + c_{01}\dot{x} + c_{21}\dot{x}^3 = 0$$

Lors des essais réalisés sans contrainte de précision (Figure 3), la modélisation indique la présence de deux termes non-linéaires de raideur de Duffing cubique et quintique. Ces termes disparaissent cependant à fréquence maximale, où l'on observe une linéarisation de la raideur. L'amortissement est caractérisé par une fonction de van der Pol.

$$\ddot{x} + c_{10}x + c_{30}x^3 + c_{50}x^5 + c_{01}\dot{x} + c_{21}x^2\dot{x} = 0$$

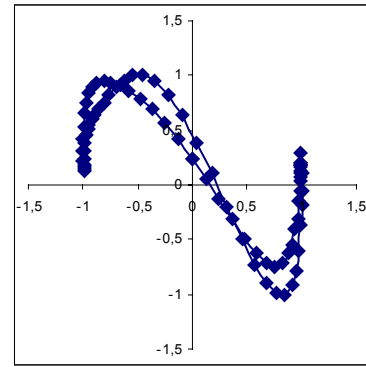


Fig. 2. Portrait de Hooke d'un cycle moyen normalisé global lors de la tâche de pointage

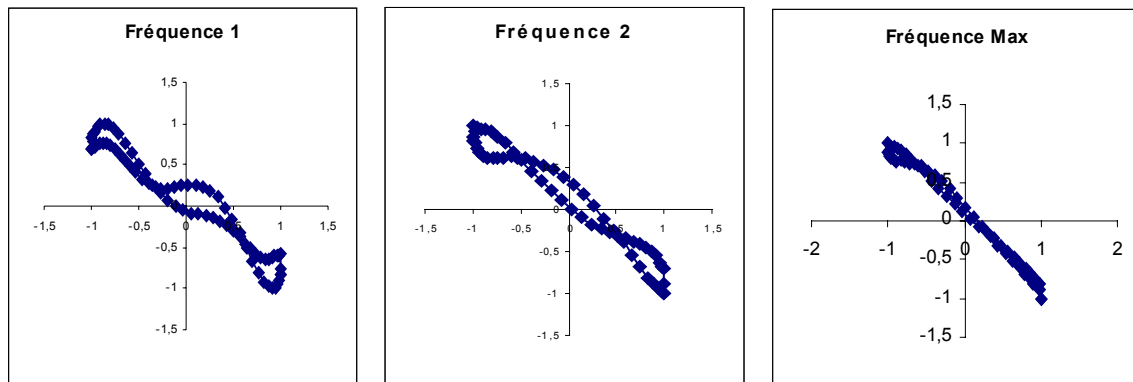


Fig. 3. Portraits de Hooke des cycles moyennés globaux lors des tâches d'oscillation avec contrainte d'amplitude et à fréquences déterminées (F_1 , F_2 et F_{max}).

Les coefficients de ces modèles, estimés par régression multiple, sont indiqués dans le tableau 1.

conditions	c10	c30	c50	c01	c21	C03	r ²
f1	0,200	2,375	-1,661	-0,176	0,247		0,99
f2	1,171	-0,588	0,407	-0,177	0,252		0,99
max	1,071	-0,082		-0,056	0,080		0,99
précision	3,246	-2,606		-0,345		0,368	0,87

Tableau 1. Estimation des coefficients de raideur et d'amortissement pour les cycles normalisés globaux dans chaque condition d'oscillation.

Discussion

Le but de ce travail était de montrer que les contraintes liées à la tâche conduisent l'individu à exploiter les caractéristiques de modèles dynamiques spécifiques. Pour cela, nous avons mis en avant trois hypothèses qui semblent être confirmées par nos résultats expérimentaux. D'une part, nous avons obtenu majoritairement, lors de la tâche de pointage, des modèles « Rayleigh + Duffing » déjà observés par Mottet et Bootsma (1999). Bien que le nature biomécanique des deux tâches soient clairement différente, le modèle dynamique

reste identique. Ce sont donc bien les contraintes de précision, communes aux deux expérimentations, qui ont conduit à l'exploitation privilégiée d'un tel modèle. L'intérêt d'une tel modèle a déjà été analysé par ailleurs: on peut noter simplement que le terme cubique de Duffing et la fonction de Rayleigh concourent localement à donner au système du temps pour réaliser avec précision le pointage, sans trop affecter la fréquence globale du mouvement.

D'autre part, on observe un passage systématique d'un modèle de Rayleigh, à un modèle de type Van Der Pol lorsque la contrainte de précision disparaît. Cette évolution apparaît également logique, dans la mesure où pour un oscillateur de van der Pol, l'amplitude est indépendante de la fréquence. Ce type d'amortissement semble donc nécessaire pour gérer les fortes amplitudes (Mottet & Bootsma, 1999; Delignières, Nourrit & Deschamps, 2000). Un résultat plus inattendu est la diminution du coefficient non-linéaire de van der Pol (C21) avec l'accroissement de la fréquence. En effet Beek *et al.* (1995) mettent en évidence pour leur part une augmentation de la non-linéarité de la fonction d'amortissement avec l'accroissement de la fréquence.

Enfin pour ces situations sans contraintes de précision, on voit réapparaître un second terme positif quintique de Duffing, qui a pour but de restaurer la raideur en fin d'oscillation. Ce terme a été récemment mis en évidence dans d'autres tâches sans contraintes de précision (Delignières *et al.*, 1999 ; Delignières, Nourrit & Deschamps, 2000), et semble jouer un rôle essentiel pour maintenir les oscillations à fréquence élevée. La fonction de raideur tend à se linéariser à fréquence maximale. Ce résultat diverge également avec ceux obtenus par Beek *et al.* (1996), qui montrent un accroissement de la non-linéarité de la raideur à haute fréquence. On doit cependant noter que lors de ce travail, la fréquence imposée aux sujets n'était pas maximale. Enfin la fonction de raideur obtenue à fréquence F1 est assez surprenante (avec un x^3 positif et un x^5 négatif), et demande également des investigations supplémentaires.

Dans l'ensemble les résultats confirment les hypothèses avancées, notamment au niveau de l'exploitation de fonctions qualitativement différentes d'amortissement en fonction des contraintes de précision. On peut noter cependant que les résultats individuels (non présentés ici) montrent de grandes disparités inter-individuelles dans les fonctions exploitées.

Références

- Beek, P.J. & Beek, W.J. (1988). Tools for constructing dynamical models of rhythmic movement, *Human Movement Science*, 7, 301-342.
- Beek, P.J., Schmidt, R.C., Morris, A.W., Sim, M.Y., & Turvey, M.T. (1995). Linear and nonlinear stiffness and friction in biological rhythmic movements. *Biological Cybernetics*, 73, 499-507.
- Delignières, D., Nourrit, D. & Deschamps, T. (2000). *L'évolution des coordinations motrices au cours de l'apprentissage: continuités et ruptures*. Communication présentée au colloque international de la Société Française de Psychologie du Sport, Paris, Juillet 2000.
- Delignières, D., Nourrit, D., Deschamps, T., Lauriot, B., Caillou, N. (1999). Effect of practice and task constraints on stiffness and friction functions in biological movements. *Human Movement Science*, 18, 769-793.
- Mottet, D. & Bootsma, R. (1999). The dynamics of goal-directed rhythmical aiming. *Biological Cybernetics*, 80, 235-245.