

EFFETS DE LA FREQUENCE ET DE L'INERTIE SUR UN MOUVEMENT PENDULAIRE DU BRAS

A. Legros, D. Delignières, S. Villard, R. Candau
Laboratoire " Sport, Performance, Santé"
Faculté des Sciences du Sport, Université de Montpellier I

Introduction

La motricité humaine a souvent été étudiée comme l'action coordonnée d'un ensemble d'oscillateurs : la locomotion par exemple est modélisée comme la coordination d'un ensemble d'oscillateurs gravitaires. Holt, Hamill et Andres (1991) montrent par exemple que la fréquence préférentielle de la marche peut être prédite à partir de la fréquence propre d'un modèle pendulaire des membres inférieurs. La mobilisation des oscillateurs selon leur fréquence de résonance est caractérisée par une grande stabilité, et une efficacité optimale. On peut supposer que dans ce cas, les oscillations sont quasi-harmoniques, avec une intervention minimale en terme de forçage et une raideur linéaire. Cependant l'adaptation aux tâches motrices nécessite couramment l'adoption de fréquences d'oscillation distinctes de la fréquence de résonance.

Le but de cette étude est de comprendre comment le système moteur s'organise pour produire des fréquences différentes, dans des conditions d'inertie différentes. En d'autres termes, comment s'organise le système biologique, pour forcer un oscillateur pendulaire?

Des études récentes se sont intéressées aux mouvements biologiques rythmiques et les ont modélisés en terme d'oscillateurs auto-entretenus (Beek & Beek, 1988)

$$m\ddot{x} + f(x, \dot{x})\dot{x} + g(x) = 0$$

Où x exprime la position, et chaque point une dérivée par rapport au temps. Le premier terme représente l'inertie du système, le second représente la fonction d'amortissement, et le troisième la fonction de raideur.

Les termes à intégrer dans le modèle sont déterminés avec la méthode développée par Beek et Beek (1988). L'équation de mouvement obtenue, caractérisée qualitativement par la nature des termes qui la compose, et quantitativement par leur importance relative, constitue une variable collective dont on pourra analyser le comportement selon les différentes conditions expérimentales.

Nous faisons les hypothèses que d'une part l'amortissement non linéaire sera qualitativement différent aux fréquences lentes et aux fréquences rapides, que d'autre part l'importance relative des termes d'amortissement non linéaire sera d'autant plus grande que le sujet forcera le système (en terme de fréquence et d'inertie), et enfin que l'augmentation de la fréquence conduira à une linéarisation de la raideur.

Méthode

10 sujets droitiers volontaires (âge moyen : 25.4 ± 2.3) ont participé à cette expérimentation. Le dispositif est constitué d'un plan incliné à 45° , d'une largeur de 30 cm et réglable en longueur. Le sujet s'allonge en position ventrale, les bras ballants de part et d'autre du support. Il saisit avec le bras droit tendu à la verticale de son épaule un levier dont l'axe de rotation se situe au niveau de l'articulation de l'épaule. Ce levier autorise des mouvements pendulaires uniquement dans le plan sagittal et accepte une masse additionnelle distale.

Un potentiomètre permet l'acquisition de données à 200Hz. Un métronome auditif dicte les fréquences à suivre pour les conditions qui le nécessitent.

Au cours de la première des deux sessions expérimentales, les fréquences préférentielles (FP) et maximales (FM) de chaque sujet sont déterminées dans deux conditions d'inertie différentes. Durant la deuxième session, les sujets produisent des oscillations du bras à cinq fréquences ($1/3FP$, $2/3FP$, FP, $FP+1/3(FM-FP)$, $FP+2/3(FM-FP)$), et dans deux conditions d'inertie différentes (avec et sans masse additionnelle distale de 2kg).

Les données de position obtenues à chaque essai sont résumées en un cycle moyen normalisé. On en dérive des données de vitesses et d'accélération. L'analyse graphique des portraits de Hooke (position vs accélération), puis l'analyse graphique introduite par Beek et Beek (1988), conduisent à l'identification des termes de raideur et d'amortissement non linéaires à intégrer le modèle. Enfin, une régression multiple déterminant \ddot{X} en fonction de tous les termes identifiés attribue des coefficients à chacun des termes.

Résultats

Les équations de mouvement résultantes sont composées de termes de raideur non linéaire en x^3 et en x^5 , dont les coefficients diminuent avec l'augmentation de la fréquence, et de termes d'amortissement non linéaire qui prennent deux formes qualitativement différentes. Un amortissement de type Rayleigh (\dot{X}^3) caractérise le comportement des sujets aux fréquences lentes et un amortissement de type Van der Pol ($x^2 \dot{X}$) aux fréquences élevées. Pour capturer l'évolution de la contribution des termes d'amortissement non linéaires en s'affranchissant du changement de comportement, on force le modèle à conserver le terme de Rayleigh même lorsqu'il devient instable (quand le coefficient d'amortissement linéaire C01 devient positif), et on analyse l'évolution de C01.

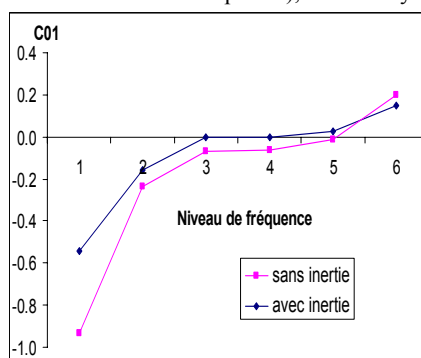


Fig.1 Evolution du coefficient d'amortissement linéaire, en fonction de la fréquence et de l'inertie, lorsque le modèle est forcé avec un amortissement non linéaire de rayleigh. La fréquence 1 est la plus lente et la 6 est maximale, la 3 correspond à la fréquence préférentielle.

Cet artifice met en évidence un forçage minimal du système pour les fréquences proches de la fréquence préférentielle, et une contribution de l'amortissement non linéaire d'autant plus importante que le sujet force le système aussi bien en terme de fréquence que d'inertie (Fig.1).

Discussion

Cette expérimentation confirme nos hypothèses et montre notamment un changement qualitatif de comportement induit par une fréquence plus élevée et/ou par une inertie plus grande. L'étape suivante consisterait à étudier la dynamique de cette transition de phase. Il faut souligner la nécessité de travailler sur des modèles individuels.

Références

BEEK PJ, BEEK WJ (1988) Tools for constructing dynamical models of rhythmic movement. Human Movement Science, 7 : 301-342.

HOLTK G, HAMILL J, ANDRES RO (1991). Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 23, 4 : 491-498.