

Modélisation et simulation dynamique de la marche sous perturbation

Philippe Gorce, Farid El Hafi

INSERM U483/LGMPB, IUT Cachan, Université Paris Sud

9 Avenue de la Division Leclerc, F 94234 Cachan cedex

Email : philippe.gorce@iut-cachan.u-psud.fr

Résumé : dans cet article, nous présentons une méthode générale pour simuler le contrôle dynamique d'un cycle de marche sous perturbation externe. Pour cela, un modèle tridimensionnel polyarticulé raisonnablement complexe du système musculosquelettique est proposé avec une architecture de contrôle/commande. Cette dernière permet de résoudre les problèmes de coordination articulaire, d'équilibre dynamique et de suivie de trajectoire, en utilisant une méthode basée sur le contrôle de l'accélération du centre de masse du tronc et sur la répartition des forces d'interaction entre les membres et le tronc [Gorce, 1994]. Pendant chacune des phases du cycle de marche, la stratégie de contrôle proposée permet une adaptation en temps réel des contraintes mécaniques internes imposées par le mouvement lui-même mais également celles imposées par l'environnement en utilisant une « technique de contrôle optimale multiphases ». Ceci nous permet d'obtenir des solutions compatibles avec les données physiologiques mais également d'apporter des solutions aux problèmes de transition entre les phases.

1. Introduction

Depuis plusieurs années, de nombreux principes de contrôle de la locomotion ont été proposés dans la littérature. Cependant, du fait du caractère redondant, multicritères et multicontraintes, les méthodes proposées sont souvent : spécifiques à une problématique (coordination motrice [Winter, 1989], [Massion, 1992], maintien de l'équilibre [Shih et Grover, 1993], [Zheng et Shen, 1990], redondances articulaires et musculaires [Zajac et Gordon, 1989]..) ou relatives à un mouvement primaire. Ces dernières utilisent généralement des modèles mécaniques représentatifs du corps humain plus ou moins complexes. Par ailleurs, le critère d'optimisation et les contraintes prises en compte pour le contrôle sont la plupart du temps fixes pendant toute la durée du mouvement. Ceci convient parfaitement lorsqu'une seule tâche est réalisée où lorsque les perturbations supportées sont de faible amplitude. Cependant, le cycle de marche étant multiphases cette approche ne permet plus d'assurer le contrôle en temps réel.

Dans ce contexte, le contrôle dynamique d'une structure tridimensionnelle polyarticulée soumise à des perturbations externes pendant l'exécution d'un cycle de marche reste un problème irrésolu à ce jour. Dans cet article, nous proposons une solution qui exploite une méthode de contrôle de systèmes multichaînes basée sur le

contrôle de l'accélération du centre de masse du tronc et sur une répartition optimale des forces d'interaction exercées par les membres sur le tronc.

2. Contrôle hiérarchique et modèle musculosquelettique

2.1. Principe général de la méthode de contrôle

Le principe de la méthode de contrôle de systèmes multichaînes retenue [Gorce, 1994] consiste, d'une part, à considérer le corps humain comme un ensemble de chaînes (membres) reliées à un corps de référence (le tronc) en interaction avec l'environnement et, d'autre part, à assurer le contrôle en calculant le Modèle Dynamique Inverse (MDI) du système multichaîne comme une juxtaposition de plusieurs MDI coordonnés ensemble.

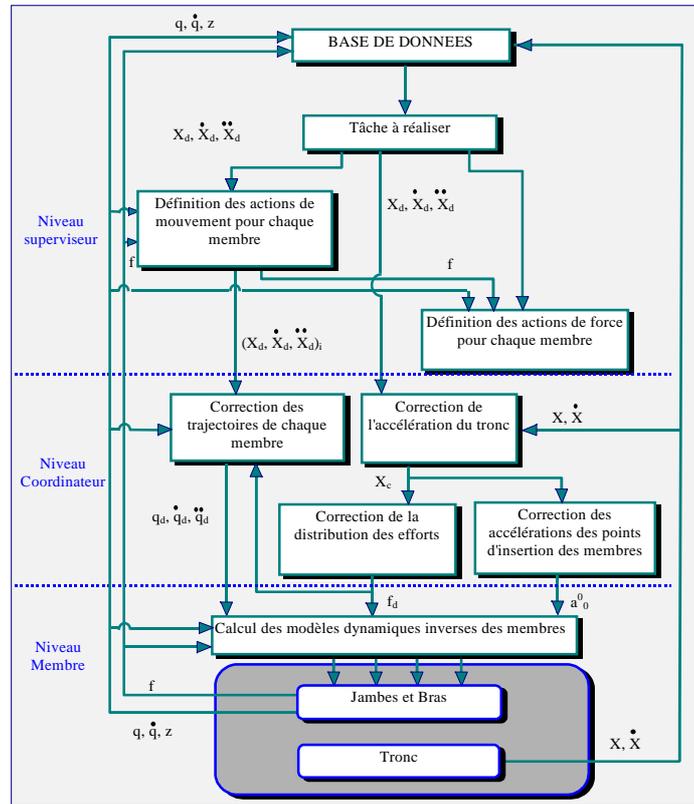


Fig. 1 : architecture de contrôle/commande

Selon ce principe, l'architecture de contrôle se compose de trois niveaux [Gorce et al, 1995] :

- le niveau le plus élevé, appelé niveau « *Superviseur* » détermine le comportement général du modèle représentatif du corps humain, en fonction de son environnement et des spécificités de la tâche à accomplir ;

- le niveau central est le « *Coordinateur* » dans lequel la stabilité du modèle est assurée. Pour cela, les problèmes de distributions des efforts d'interaction entre les membres et le tronc et de suivi de trajectoire du centre de gravité du tronc sont résolus;
- le troisième est le niveau « *Membres* » dans lequel le contrôle dynamique de chaque jambe/bras est réalisé (résolution des MDI). La formulation de base repose sur le formalisme récursif de Newton-Euler développé par Luh, Walker et Paul [Luh et al, 1980] et la notation de Denavit-Hartenberg modifiée par Khalil-Kleinfinger [Khalil et Kleinfinger, 1986].

Les différentes fonctions de l'architecture sont écrites en langage C et implémentées sur un Pentium 166 Mhz. Les données d'entrées de l'algorithme sont les forces de réaction du sol, les positions, vitesses et accélérations de chaque articulation (hanche, genou, cheville, centre de gravité du tronc...). Celles-ci ont été obtenues expérimentalement à l'aide d'un système de mesure optoélectronique VICON et d'une plate-forme de force de grande dimension (type KISTLER) [El Hafi et Gorce, 1998].

2.2. Modèle tridimensionnel du corps

La structure musculosquelettique du corps humain est modélisée par un système polyarticulé composé de 14 articulations connectées par 11 segments répartis sur chaque membre (Fig. 2). Les actions musculaires sont modélisées par des couples articulaires (liaisons supposées parfaites à un seul degré de liberté). Les paramètres biomécaniques associés au modèle musculosquelettique sont issus de données de la littérature [Dempster, 1955], [Gorce, 1999].

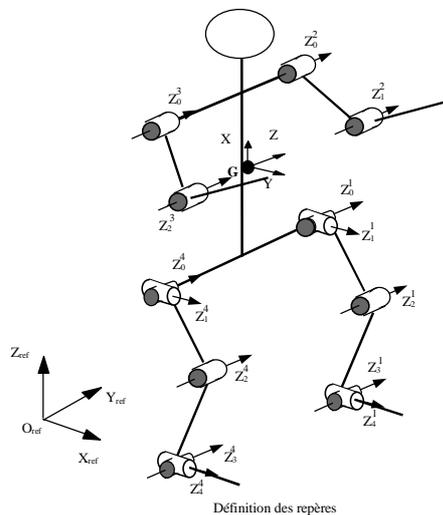


Fig. 2 : modèle tridimensionnel du système musculosquelettique

2.3. Génération des trajectoires

A chaque instant la position du modèle peut être spécifiée par le vecteur de coordonnées généralisées suivant:

$$\phi = \left[\psi, \theta'_k, \theta''_k, \theta^r_H, \theta^r_H \right] \quad (1)$$

(ψ) représente l'angle du tronc par rapport à l'axe verticale dans le plan sagittale, (θ'_g, θ''_g) et (θ^r_g, θ^r_H) les angles des articulations hanches et genoux pour les deux jambes droite et gauche. Pour la modélisation cinématique des trajectoires, nous utilisons une technique d'interpolation en cycloïde [3]. La figure 4 démontre l'efficacité de cette modélisation.

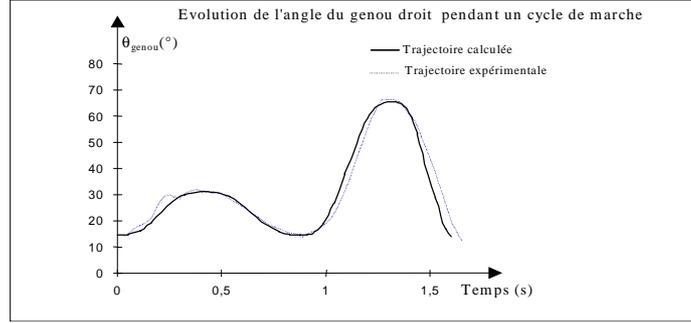


Fig. 4 : Comparaison de l'évolution de l'angle du genou droit

3. Contrôle dynamique

Dans le cadre de cet article, seul le niveau coordinateur fera l'objet d'un développement. Ce niveau assure la stabilité globale du modèle tridimensionnel du système musculosquelettique en contrôlant l'accélération du centre de masse du tronc et la distribution des forces appliquées sur le tronc par les membres.

Pour corriger l'accélération du tronc, on applique le Principe Fondamental de la Dynamique au centre de masse du tronc par rapport à un repère de référence (R_0) attaché à ce point. On obtient ainsi l'équation suivante:

$$\begin{bmatrix} m_0 & 0 \\ 0 & {}^0I_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0a_{c0} \\ {}^0\dot{\omega}_{c0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -m_0 \cdot {}^0g \\ {}^0\omega_{c0} \times ({}^0I_0 \cdot {}^0\omega_{c0}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^4 F_k \\ \sum_{k=1}^4 M_k \end{bmatrix} \quad (1)$$

où m_0 est la masse du tronc, 0g est le champ de pesanteur, 0I_0 est la matrice d'inertie du tronc [3x3], ${}^0\omega_{c0}$ est la vitesse angulaire du tronc, ${}^0a_{c0}$ (${}^0\dot{\omega}_{c0}$) est l'accélération (angulaire) absolue du tronc, J_3 est la matrice identité d'ordre 3, F_k (M_k) est la force (moment) résultante appliquée au tronc par le $k^{\text{ième}}$ membre. Sous forme matricielle réduite, l'équation (1) s'écrit:

$$A \cdot \ddot{X} + B = F \quad (2)$$

Si à l'instant t , $X_d(t)$ représente la trajectoire désirée du centre de masse du tronc et $X(t)$ sa trajectoire réelle, il est possible d'effectuer la correction suivante de l'accélération au pas de temps suivant, noté par convention $t+I$:

$$\ddot{X}(t+1) = \ddot{X}_d(t+1) + K_v (\dot{X}_d(t+1) - \dot{X}(t)) + K_p (X_d(t+1) - X(t)) \quad (3)$$

où $\ddot{X}(t+1)$ représente l'accélération désirée du centre de masse du tronc à l'instant t+1, K_p et $K_v \in \mathbb{R}^{6 \times 6}$ représentent des matrices constantes qui garantissent la stabilité asymptotique.

Pour corriger l'accélération désirée des membres, on utilise l'équation de transformation des accélérations suivante :

$${}^0a_0^k(t+1) = {}^0a_{c_0}(t+1) + {}^0\dot{\omega}_{c_0}(t+1) \times {}^0r_{c_0,0}^k + {}^0\omega_{c_0}^d(t+1) \times ({}^0\omega_{c_0}^d(t+1) \times {}^0r_{c_0,0}^k) \quad (4)$$

avec : $\ddot{X}(t+1) = \begin{bmatrix} {}^0a_{c_0}(t+1) \\ {}^0\dot{\omega}_{c_0}(t+1) \end{bmatrix}$. ${}^0a_0^k$ est l'accélération du point de jonction entre le k^{ième} membre et le tronc, ${}^0r_{c_0,0}^k$ est le vecteur position entre le centre de masse du tronc et le point de jonction du k^{ième} membre.

D'après l'équation (2), si à l'instant t+1 on applique l'accélération $X(t+1)$ au centre de masse du tronc, la force d'interaction totale des membres sur le tronc s'exprime alors:

$$F(t+1) = A \cdot \ddot{X}(t+1) + B \quad (5)$$

L'équation (5) est résolue par une méthode de programmation linéaire (Simplexe) particulièrement bien adaptée aux contraintes temps réel [Gorce et al, 1995]. Pour corriger la distribution d'efforts sur les bras et les jambes, nous avons retenu le critère général suivant [Gorce et Vanel, 1997]:

$$\text{Minimiser: } a_1F_{z1} + a_2F_{z2} + a_3F_{z3} + a_4F_{z4} \quad (6)$$

Il s'agit d'une combinaison linéaire des efforts verticaux exercés par les membres sur le tronc dans laquelle les a_i sont des coefficients pondérateurs. Ce critère général permet non seulement d'optimiser la distribution des efforts mais aussi d'assurer de manière indirecte la stabilité en minimisant la rotation autour de l'axe antéro-postérieur et celle autour de l'axe latéral.

Les contraintes intervenant dans le contrôle dynamique de l'équilibre sont classées selon leur rôle. On distingue ainsi les contraintes "géométriques", les contraintes "dynamiques", les contraintes "supplémentaires". Celles-ci sont largement développées dans [Gorce, 1999]. Par ailleurs, un ensemble de contraintes dites "de base" sont systématiquement appliquées et cela indépendamment du critère d'optimisation [Vanel et Gorce, 1997].

4. Résultats et discussion

Pour démontrer la validité de la démarche, nous proposons des résultats de

simulation dans lesquels nous avons inclus une perturbation externe au cours du cycle

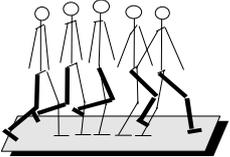
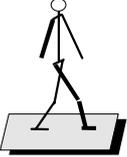
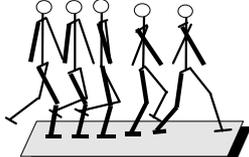
Phase d'appui	Problème d'optimisation des forces
<p data-bbox="395 510 676 586">Phase (1) de double appui: Transition pour un simple appui sur la jambe gauche</p> 	<p data-bbox="778 510 1155 542"><i>Minimiser</i> : $(F^1_z + F^3_z) - (F^2_z + F^4_z)$</p> <p data-bbox="778 564 836 586"><i>Avec:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> * $F_{Z1} < F_{Z,max}; F_{Z2} < F_{Z,max};$ * $F_{Z1} > F_{Z,min}; F_{Z2} > F_{Z,min};$ * $\sum_{k=1}^4 F_k = F(t+1), \sum_{k=1}^4 M_k = M(t+1);$ * $F_3 = F_{bd}(t+1), M_3 = M_{bd}(t+1);$ * $F_4 = F_{bg}(t+1), M_4 = M_{bg}(t+1);$
<p data-bbox="395 810 676 864">Phase (2) de simple appui sur la jambe gauche</p> 	<p data-bbox="778 810 1155 842"><i>Minimiser</i> : $(F^1_z + F^3_z) - (F^2_z + F^4_z)$</p> <p data-bbox="778 864 836 887"><i>Avec:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> * $F_{Z2} < F_{Z,max}; F_{Z2} > F_{Z,min}$ * $M_{Z1} < M_{Z,max}; M_{y1} < M_{y,max}$ * $\sum_{k=1}^4 F_k = F(t+1), \sum_{k=1}^4 M_k = M(t+1);$ * $F_3 = F_{bd}(t+1), M_3 = M_{bd}(t+1);$ * $F_4 = F_{bg}(t+1), M_4 = M_{bg}(t+1);$
<p data-bbox="395 1111 676 1164">Phase (3) de double appui: Transition pour un simple appui sur la jambe droite</p> 	<p data-bbox="778 1111 1155 1142"><i>Minimiser</i> : $(F^2_z + F^4_z) - (F^1_z + F^3_z)$</p> <p data-bbox="778 1164 836 1187"><i>Avec:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> * $F_{Z1} < F_{Z,max}; F_{Z2} < F_{Z,max};$ * $F_{Z1} > F_{Z,min}; F_{Z2} > F_{Z,min};$ * $\sum_{k=1}^4 F_k = F(t+1), \sum_{k=1}^4 M_k = M(t+1);$ * $F_3 = F_{bd}(t+1), M_3 = M_{bd}(t+1);$ * $F_4 = F_{bg}(t+1), M_4 = M_{bg}(t+1);$
<p data-bbox="395 1411 676 1464">Phase (4) de simple appui sur la jambe droite</p> 	<p data-bbox="778 1411 1155 1442"><i>Minimiser</i> : $(F^2_z + F^4_z) - (F^1_z + F^3_z)$</p> <p data-bbox="778 1464 836 1487"><i>Avec:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> * $F_{Z1} < F_{Z,max}; F_{Z1} > F_{Z,min}$ * $M_{y2} < M_{Z,max}; M_{y2} < M_{y,max}$ * $\sum_{k=1}^4 F_k = F(t+1), \sum_{k=1}^4 M_k = M(t+1);$ * $F_3 = F_{bd}(t+1), M_3 = M_{bd}(t+1);$ * $F_4 = F_{br}(t+1), M_4 = M_{br}(t+1);$

Fig.5 : critères et contraintes utilisés pour le contrôle d'un cycle de marche

de marche. Les conditions de simulation sont: durée du cycle de marche $T=1.2s$, longueur d'enjambée $0.4m$, vitesse $0.6m/s$ et la perturbation est une poussée (appliquée à $0.8s$) qui induit une perturbation de 15° sur le tronc. Afin d'illustrer les résultats de simulation nous présentons la correction de l'inclinaison du tronc (Fig. 6), l'évolution de la réaction du sol au cours d'un cycle de marche sous perturbation (Fig. 7) et une représentation tridimensionnelle de l'évolution du modèle (Fig. 8).

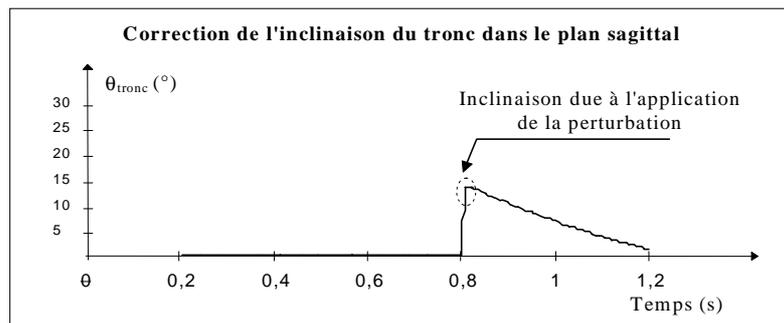


Fig. 6 : correction de l'inclinaison du tronc dans le plan sagittal

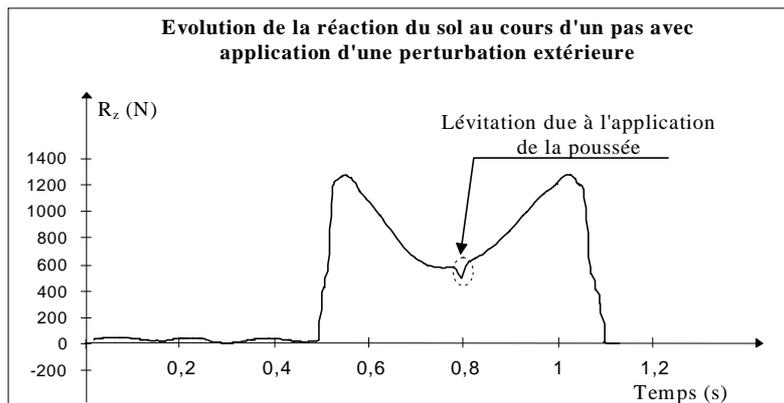


Fig. 7 : réaction du sol pendant la marche sous perturbation extérieure

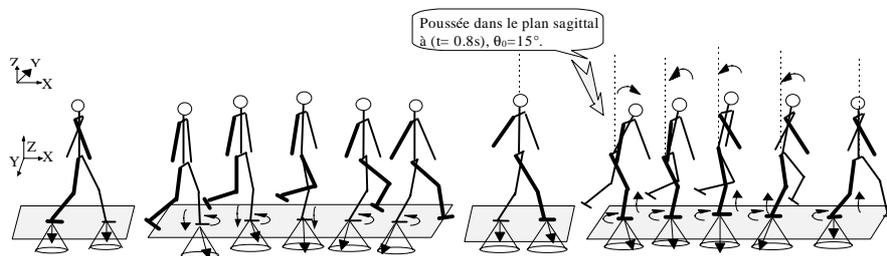


Fig. 8 : application d'une poussée sur le tronc, résultats de simulation

6. Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté une méthode de contrôle qui assure la stabilité dynamique d'un modèle polyarticulé représentatif du système musculosquelettique humain pendant un cycle de marche. Ces performances ont été démontrées au travers de simulations. Les travaux futurs utiliseront cette approche dans la résolution des problèmes relatifs à la transition de tâches d'abord au travers de simulations puis de manière expérimentale sur notre bipède nommé BIPMAN [Gorce et Guihard, 1998].

Références

- [Dempster, 1955] Dempster W. T., «Space requirements of the seated operator », WADDTCR 55-159, *Wright Patterson Air Force Base*, Ohio, 1955.
- [El Hafi et Gorce, 1998] El Hafi F., Gorce P., « Walking dynamic control under unknown perturbation », *IEEE/SMC Int. Conf. On Systems, Man and Cybernetics*, San diego, USA, vol. 4, 1998, p.3538-3543.
- [Gorce, 1994] Gorce P., « Méthodologie de conception de systèmes de préhension polyvalents », *Thèse de doctorat de l'Université Pierre et Marie Curie*, 1994.
- [Gorce, 1995] Gorce P., Vanel O., Ribreau C., "Equilibrium study of a "human" robot", *IEEE Internat. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, 1995, Vol. 2, pp. 1309-1314.
- [Gorce et Vanel, 1997] Gorce P., Vanel O., « Behaviour synthesis of the erect stance for a biped control », *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, Kluwer academic Publishers, vol. 18, n°2, 1997, p. 127-145.
- [Gorce et Guihard, 1998] Gorce P., Guihard M., « On dynamic control of pneumatic biped », *J. of Robotic Systems*, John Wiley&Sons publishers, Vol. 15, n°7, 1998, p. 421-433.
- [Gorce, 1999] Gorce P., « Dynamic postural control method for biped in unknown environment », *IEEE Trans. Systems Man and Cybernetic*, SMC-Part A, vol. 29, n°6, p.616-626.
- [Khalil et Kleinfinger, 1986] Khalil W., Kleinfinger J. F., "A new geometric notation for open and closed-loop robots", *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, 1986, pp. 1175-1180.
- [Luh et al, 1980] Luh J. Y. S., Walker M. W., Paul R. P., "One-line computational scheme for mechanical manipulators", *Transaction of ASME, Journal of Dynamics Systems Measurement, and control*, 1980, Vol. 102, pp. 69-76.
- [Massion, 1992] Massion J., « Movement, posture and equilibrium : interaction and coordination », *Progression Neurobiology*, vol. 38, 1992, p. 35-56.
- [Shih et Grover, 1993] Shih C. L., Grover W. A., Lee T. T., "Inverse Kinematic and Inverse Dynamics for control of biped walking machine", *Journal of Robotics Systems*, 1993, p.531-555.
- [Winter, 1989] Winter D. A., « Biomechanics of normal and pathological gait : implications for understanding human locomotor control », *Journal of motor Behaviour*, 1989, vol. 21, n°4, p. 337-355.
- [Zajac et Gordno, 1989] Zajac F. E., Gordno M. E., « Determining muscles force and action in multi-articular movement », *Exercice and Sport Science Review*, Edited by K. pandolf, vol. 17, 1989, p. 187-230.
- [Zheng et Shen, 1990] Zheng Y. F., Shen J., "Gait synthesis for the SD-2 Biped robot to climb sloping surface", *IEEE Trans. Robotics and Automation* , 1990, Vol. 6, n°1, p. 86-96.