*Cognitive Studies*, **6**(3), 346-358. (Sep. 1999)



# 運動に伴い生じる 求心性情報の周期運動における役割

山田 憲政・阿部 匡樹

Recent studies in the field of nonlinear dynamics have shown that the motion of a damped, driven pendulum transits between non-chaotic and chaotic states. This has raised an important question to the field of human movement control: why are human rhythmical movements apparently capable of avoiding chaos? In the present study, it is hypothesized that readjustment of the stiffness with increasing movement frequency in human rhythmical movement is necessary to maintain the order of rhythmical movement avoiding chaotic states. In other words, movement-generated afferent signals are used for readjustment of the stiffness so as to maintain the order of rhythmical movement. The stiffness change with increasing movement frequency was checked experimentally using EMG signals. Subjects extended and flexed their elbow joints rhythmically at frequency ranging from 1.0 to 3.0 Hz in step of 0.5 Hz. It was found that the joint stiffness was readjusted with increasing forcing frequency. A simulation study of the elbow joint motions confirmed that if the readjustment of the joint stiffness was not done the stability of rhythmical movement was lost. These experimental data and simulation data supported the hypothesis.

Keywords: joint stiffness (関節スティッフネス), movement-generated afferent signals (運動に伴い生じる求心性信号), nonlinear dynamics (非線形力学), Chaos (カオス)

## 1. はじめに

身体運動は，中枢神経系から下降する遠心性信号により骨格筋が収縮し可能となる．このとき筋は運動を起こす効果器として働くと同時に，筋自身の運動を感受する受容器として働く．この受容器から中枢神経系へ上向する信号は求心性信号と呼ばれる(図1)．本研究では運動とともに生じるこの求心性の運動情報 (求心性情報) の役割に着目する．

### 1.1 求心性情報の解釈と身体運動モデルの対立

モデルは現象の近似であるから，対象とする現象の解釈の仕方によって複数のモデルが存在する．身体運動のモデリングにおいても，筋骨格系から中枢神経系への求心性情報の取り扱いについて異なる解釈が存在しかつ対立しており，そのことが原理的に異なるモデルを生じさせていると思われる．例えば，Mott & Sherrington (1895) は運動に伴い生じる求心性情報 (movement-generated afferent signals, MASと省略) が目的とする運動に必要であると主張した．この主張は，生態心理学者から提出されている抽象的ではあるが重要なモデルである遠心性情報と求心性情報のカップリングモデル (Kugler & Turvey, 1987) やTaga (1995a, 1995b) の歩行シミュレーションモデルに繋がると考えられる．一方，Rothwell et al. (1982) は，求心性神経を切断したヒトが多くの目的とする動作をできることから，学習された動作にはMASが必要ないと結論づけた．この結論は，中枢に明確な運動プログラムを仮定するモーターコントロール研究における多くの身体運動のモデルに繋がると考えられる (Schmidt, 1982)．また，これらの仲裁として，Polit & Bizzi

The Role of Movement-generated Afferent Signals during the Human Rhythmical Movement, by Norimasa Yamada and Masaki Abe (Laboratory of Human Movement Sciences, Faculty of Education, Hokkaido University).

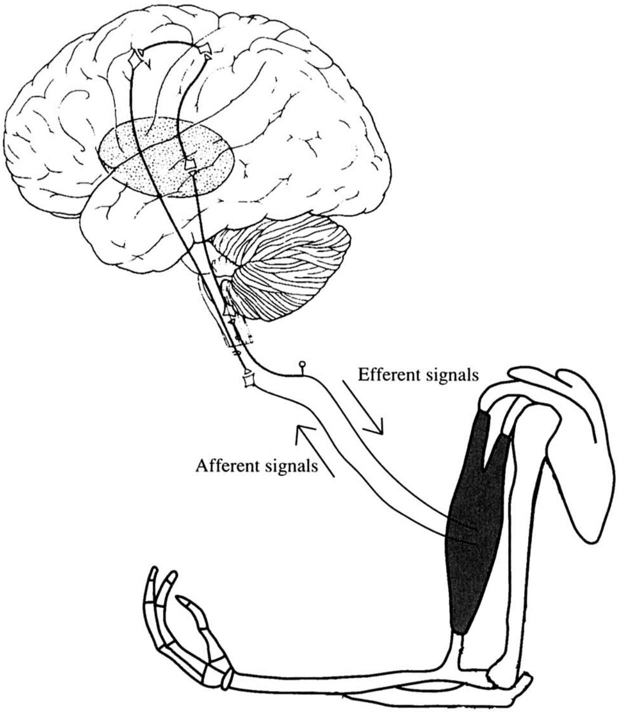


**図1** 効果器と受容器としての筋．筋は遠心性情報によって収縮力を発揮し運動を起こす効果器として働くと同時に，自身の運動を感受する受容器として働く．

(1978, 1979) によって行われた求心性神経を切断する前後における猿の手伸ばし運動の比較実験がある．その実験では，手の位置の視覚フィードバックが無い状態で腕の初期位置に変更が加えられ，目標点までの腕の軌道が計測された．その結果，猿は腕の求心性神経切断の前後共に目標点へ手を伸ばすことができたが，腕の初期位置が受動的に動かされると，切断前はそれが補正されて目標点に手が到達し，切断後は目標点からずれて手伸ばし運動が終了することが明らかにされた．これらの実験結果から，求心性情報は学習された運動プログラムの更新と調整の役割を果たすと結論された．この結論は，目的の運動と達成された運動の誤差により運動を学習するモデルに繋がると考えられる (Kawato et al., 1987).

### 1.2 学習後の単純な身体運動における求心性情報

これまで述べてきたように，身体運動におけるMASの役割については異なった解釈が見られるが，タッピングのような学習後の単関節運動に関してはMASが必要ないという考えが支配的であった (Wing & Kristofferson, 1973)．これに対し，身体運動の最小構成単位と考えられる単関節の周期的な運動においてもMASが必要であることを示唆した研究が近年Billon et al. (1996)によって行われた．彼らは求心性神経を切断したヒト (求心性神経切断患者と省略) と健康なヒトの外部の周期音に合わせる指のタッピング動作を比較し，求心性神経切断患者のタッピング周期の平均値は健康な人と近いが平均値からのばらつきが健康な人より大きいことを示した．この結果から，Billon et al. は運動の誤差を小さくするという調整的な役割においてMASが用いられていたと結論付けた．この研究は，単純な運動におけるMASの必要性を指摘したという点で重要であると考えられる．

### 1.3 従来の求心性情報の検討方法の問題点と新たな検討方法の提案

MASを検討する研究の多くは，Billon et al.

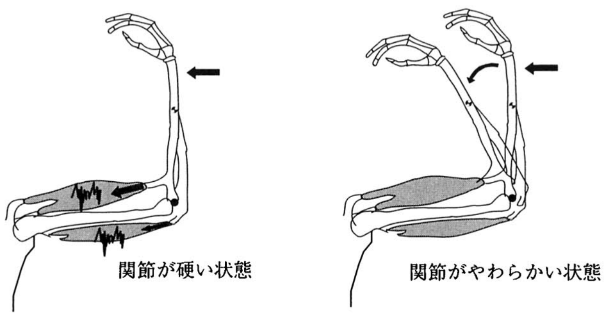


**図2** 協同収縮による関節スティッフネスの変化．上腕二頭筋と上腕三頭筋を協同収縮させた場合 (左図) と両方の筋を弛緩させた場合 (右図) で，手先に外力を与える．協同収縮させた場合は関節の剛性すなわちスティッフネスが大きくなり関節角度はあまり変化しないが，弛緩させた場合は前者と比較して大きく変化する．

(1996) の研究のように求心性神経が切断されたヒトや動物が被験者として用いられているが，そのような被験者を用いることができる施設は限られており，検証実験をするにしても非常に困難である．MASの取り扱いはモデリングにとって重要なので，幅広く多くの研究者が実験的に検討できる方法を考案する必要があると考えられる．

### 1.3.1 非線形力学からのアイディア

身体運動を制御器と制御対象に二分したとき，制御対象から制御器への情報がMASに対応するが，求心性神経切断患者を用いた実験ではこの情報が無い状態の被験者の運動が検討されたわけである．本研究では，逆に，制御器と制御対象の間で情報の伝達が必要な状況を設定する実験方法，すなわち制御対象である筋骨格系のダイナミクスの情報が筋骨格系を制御する中枢神経系に必要な実験を提案し，MASの役割を検討する．ここで，制御対象である筋骨格系の運動は関節まわりの回転運動と考えることができることから，振り子運動の詳細な分析が実験設定にヒントを与えてくれる．Gwinn & Westervelt (1986) とBaker & Gollub (1990) は，非線形力学の手法を用いて振り子運動のシミュレーションを行い，振り子を揺らす駆動トルクの周波数と振り子自身の固有振動数の関係が振り子の挙動にどのような影響をもたらすのかを調べた．その結果，駆動トルク周波数と固有振動数が一致しない場合には振り子は駆動トルクと同じ周期運動を維持できず，時として非周期的なカオス的状態に推移することが明らかになった．この結果は逆に，周期運動を維持するためには周期的な駆動トルクを生じさせると同時にその振り子の力学的特性である固有振動数も駆動トルクの周波数に応じて変化させる必要があることを示唆している．

### 1.3.2 身体の力学特性 — 関節スティッフネスとセグメントの固有振動数 —

ある剛体の固有振動数は，その剛体の慣性モーメントによって決定するが，回転中心の剛性を変化させることによって，固有振動数を変化させることができる．ヒトの各セグメントの関節まわりの回転運動においては，回転中心の剛性は関節スティッィフネスと呼ばれる．この関節スティッフネスは主動筋と拮抗筋の協同収縮の度合いで変化させることができる．これは例として，肘関節の角度を変えずに上腕二頭筋と上腕三頭筋を協同収縮させた場合と両方の筋を弛緩させた場合で，手先に外力を与える状態を想定すると理解しやすい (図2)．このような状態では，協同収縮させた場合は関節角度はあまり変化しないが，弛緩させた場合は前者と比較して大きく変化する．このように，ヒトの関節スティッフネスは可変であり，ゆえにセグメントの固有振動数も変化させることができる．

### 1.3.3 仮説の提起と新たな実験方法の提案

振り子の運動では，制御対象である振り子のスティッフネスが一定であるため，駆動トルクの周波数が固有振動数と異なる場合にそれらが競合してカオス的状態に推移した．しかしながら身体運動の場合，様々な周波数で四肢を周期的に運動させることが可能なことを我々は経験的に知っている．このことから本研究では，「身体運動は，関節スティッフ

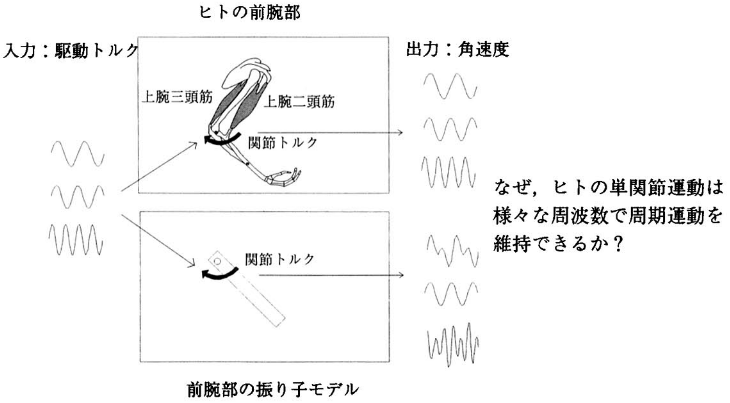


**図3** ヒトの関節運動と振り子における入力 (駆動トルク) と出力 (関節運動) の関係．振り子は駆動トルクが周期的であっても時として運動がカオス状態になる．しかしながらヒトの関節運動は常に周期的な状態を維持できる．

ネスを運動の周波数に応じて調整することにより様々な周波数で周期運動が維持できる」という仮説を提起する (図3)．この周波数に応じたスティッフネスの調整は，運動するセグメントの周波数に適したように行われる必要があることから，トルクを発生させる制御側が制御対象のセグメントの運動状態の情報を得る必要があると言える．したがって，この仮説を実験的に検証することで，身体運動におけるMASの必要性を示すことができると考えられる (その他の可能性として，制御側が全ての運動状態に応じた関節スティッフネスを事前にプログラム化していることが考えられる．これについては4.3.節で考察する)．

### 1.4 本研究の目的

本研究の目的は，非線形力学の分野で得られた振り子の運動と実際の身体運動 (周波数変化に伴う単関節の身体運動状態) を比較するという1.3.節で提案した新たなMASの検討方法を用いて，単関節の周期運動のような単純な関節運動におけるMASの役割を検討することである．

## 2. 方 法

### 2.1 被験者

被験者には20歳から26歳の健康な男子5名，女子1名の計6名を用いた．

### 2.2 実 験

実験は，単関節運動が様々な周波数で周期的に行われること，そして周波数変化に伴い関節スティッフネスが調整されることを確認する目的で前腕部の肘関節まわりの運動を題材として計画された．ここで実験に用いる運動周波数をどのくらいの範囲で設定するかが問題となるが，この実験の目的は，目的とする運動周波数が前腕部の固有振動数と異なっていても関節の周期運動が維持されることを確認することである．そこで，各被験者の前腕部の固有振動数と全力で屈伸できる運動周波数を参考に実験試技で用いる周波数を決定した．まず，各被験者の体重と前腕部の長さを計測し，各被験者の前腕部の慣性モーメントをChandler et al. (1975) の係数を用いて推定した．それらの値から固有振動数を計算したところ，1.0±0.05 Hzであった．さらに，各被験者の全力で前腕部を屈伸する周波数を測定した結果 3.3±0.3 Hzであった．これらに基づき，本実験で採用する周期運動の試技を1 Hzから3 Hzまでの0.5 Hz毎に変化する5試技とした．

実験の構成を図4に示す．各被験者の右腕の肘関節にストレインゲージ型のゴニオメーター，そして上腕二頭筋と上腕三頭筋表面に筋電図 (以下EMG) 用の二極性電極を装着し，右腕の前腕部が鉛直下方を向くようにベッドに背臥位の姿勢で寝かせた．なお肘関節はベットに固定した棒と非伸縮性のベルトを用いて固定し，被験者が肘関節を固定した状態で無理なく屈伸運動ができるようにした．この状態で発振器からの周期音に運動の半周期を合わせるように肘関節まわりの屈伸運動 (鉛直下方からの前後運動) を20秒間行わせた．実験試技は1 Hzから3 Hz

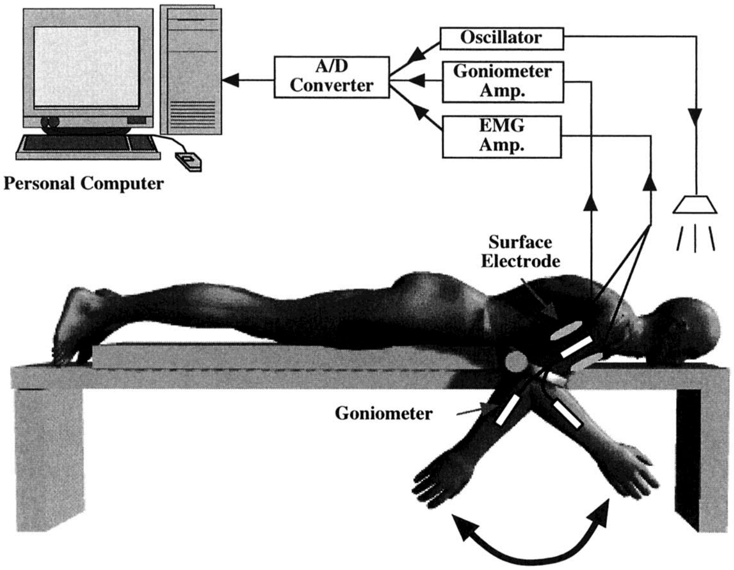


**図4** 実験構成．被験者は背臥位の姿勢で肘関節の屈伸運動を行った．試技条件および実験器具については本文参照．

までの0.5 Hz毎に増加させた発振器の音に合わせる5試技とEMGの規格化のために全力で前腕を振る1試技の計6試技を行った．なお，試技間は十分な休息を与えた．ゴニオメーターとEMG電極からの電気信号はそれぞれストレインアンプとEMGアンプ (時定数は0.01秒) で増幅後，サンプリング周波数1kHzでデジタル化しコンピューターに取り込んだ．

### 2.3 協同収縮の指標

本研究で提示した仮説を検討するには，周波数増加に伴う関節スティッフネスの変化を定量化する必要がある．しかしながら運動中のスティッフネスの定量化は，運動するセグメントに外力を加える必要があることから，その測定は非常に困難である (Bannett et al., 1992)．そこで本研究では上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋活動からスティッフネスの増減を相対的に定量化する方法を用いる．この拮抗する筋の活動からのスティッフネスの推定はFeldman (1980) によって行われている．彼は，周期運動中の上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋活動を表面電極法を用いて記録し，それぞれの筋は目的の運動の周波数で周期的に活動を繰り返すと同時に，周波数が増加するほど拮抗筋の活動が高まりスティッフネスが増大することを報告している．本研究では Feldman の実験結果をより定量的に検討するために，各被験者の全力で屈伸する試技の各筋から得られるEMG信号を用いて全ての試技のEMG信号を0から1に規格化し，以下の指標 (協同収縮指標と省略) を用いて二頭筋と三頭筋の協同収縮を定量化した．この指標では，相反性抑制回路 (Sherrington, 1906) のように屈筋と伸筋が交互に収縮を繰り返す場合は0となり，協同収縮の度合いが増すほど大きな値を示す．なお，データ数Nは全試技を比較するために5周期分のデータ数に統一した．

$$I = \int_{t=0}^{N} \left| e_{tri}(t) \right| \left| e_{bi}(t) \right| dt/N \qquad (1)$$

ここで，

$e_{tri}$ は，最大の試技で規格化された三頭筋のEMG信号

$e_{bi}$ は，最大の試技で規格化された二頭筋のEMG信号

$N$ は5周期のデータ数を表す．

## 3. 結　果

### 3.1 周期運動の確認

図5 (左) に被験者Aの全試技の肘関節角度の時間的変化を示す．全ての試技において時系列変化は周期的である．図5 (右) にはこの時間的変化の周波数解析の結果を示す．全ての試技において外部か

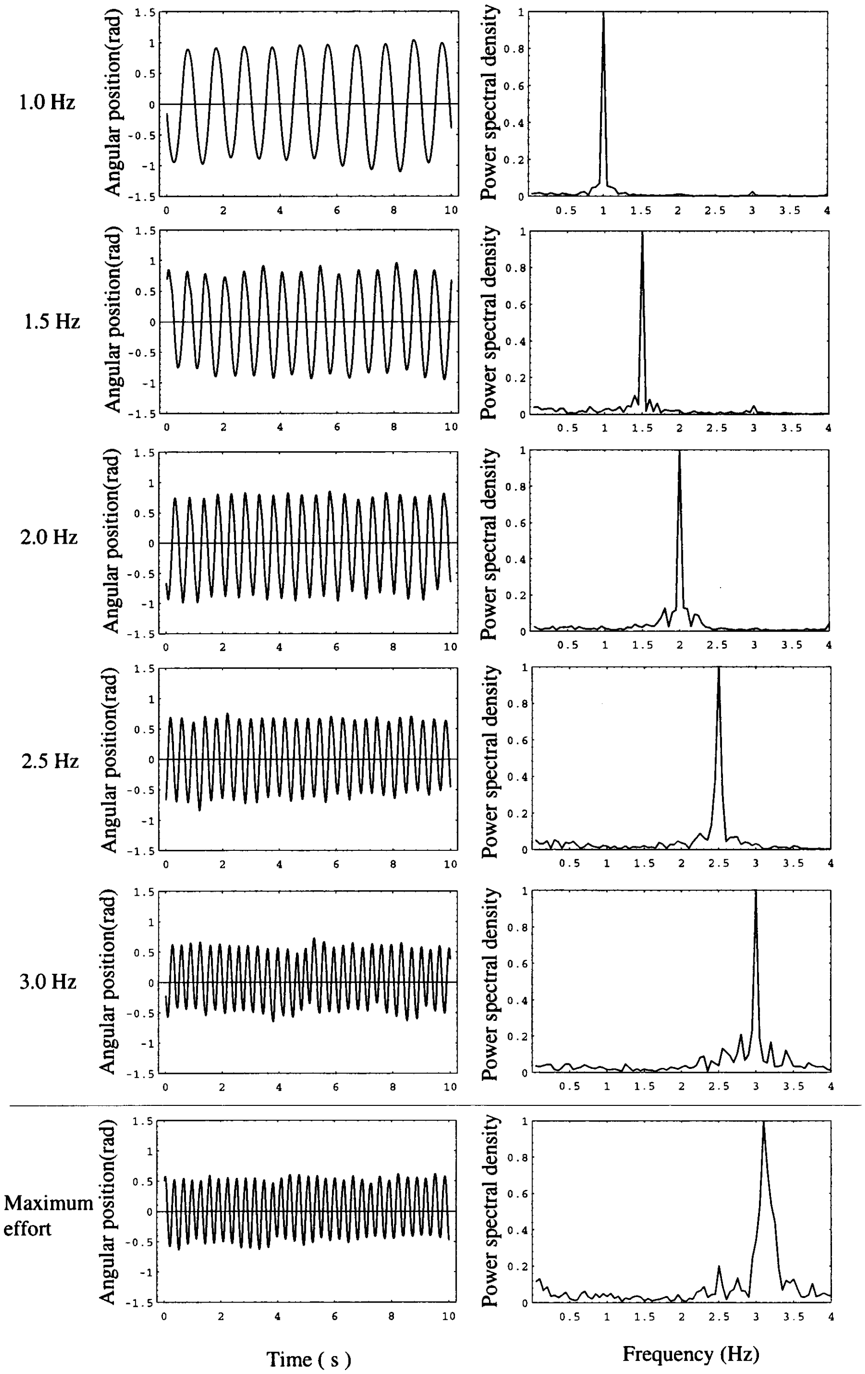


**図5**　被験者Aの各周波数における肘関節角度変化 (左図) とそのパワースペクトル (右図). パワースペクトルはそれぞれの試技の最大値で規格化されている.

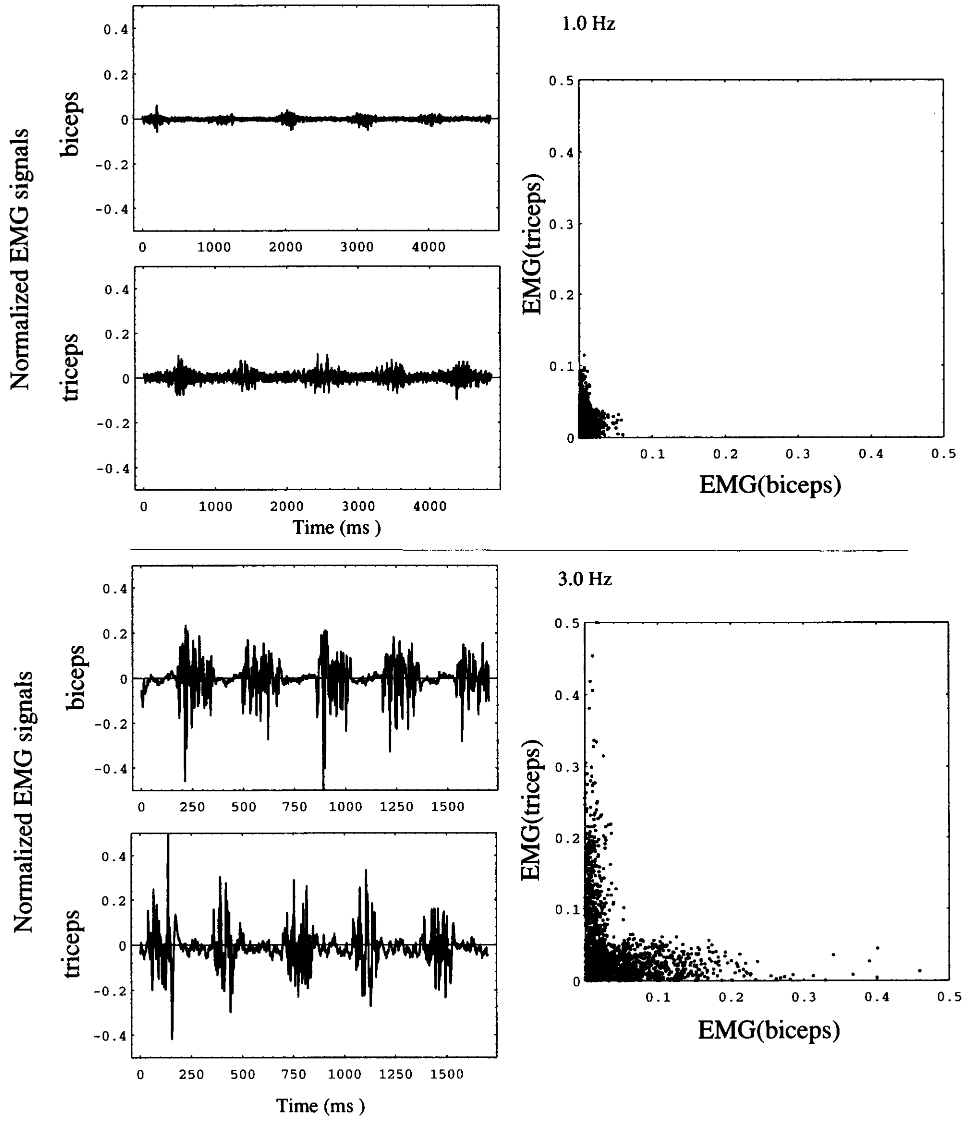


**図6** 被験者Aの上腕二頭筋と上腕三頭筋のEMG (左図). それぞれのEMGは最大試技のEMGで規格化されており, 上図が1.0 Hz試技, 下図が3.0 Hz試技のものである. また右図は横軸に上腕二頭筋のEMGの絶対値, 縦軸に上腕三頭筋のEMGの絶対値をとり2者のEMGの関係を示したものである.

ら与えられた周波数に単一のピークがあるが, 周波数増加に伴いピーク周辺の周波数帯のパワーが増加している. なおこの結果は, 全ての被験者で共通に得られた.

### 3.2 協同収縮指標の変化

図6 (左) に二頭筋と三頭筋のEMG信号の一例 (被験者Aの1Hzと3Hzの試技) を示す. また, 図6 (右) は横軸に二頭筋のEMG信号の絶対値, 縦軸に三頭筋のEMG信号の絶対値をとり, 2者の関係を図示したものである. この図から拮抗筋の活動状態が図的に判断できるが, 1Hzより3Hzの試技の方が拮抗筋の活動が大きいことがわかる. これらのEMG信号から (1) 式を用いて協同収縮の度合いを定量化した結果の一例が図7である. 運動の周波数が増加するほど指数関数的に協同収縮指標が増加し

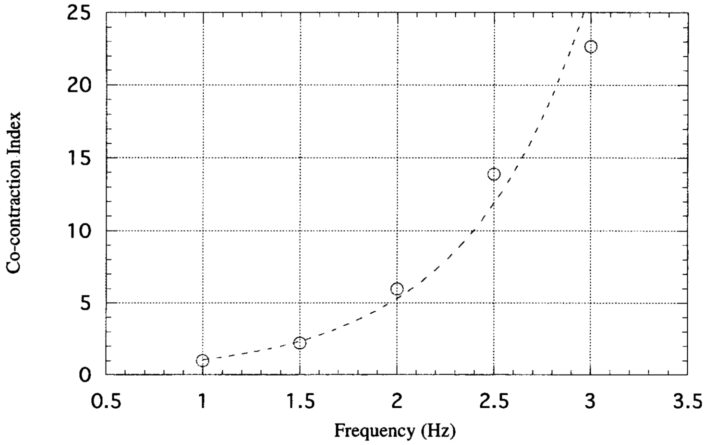


**図7** 被験者Aの運動周波数変化に伴う協同収縮指標の変化

**表1** 協同収縮指標の指数関数への近似式と相関係数

| Subj. | least squares fit to an exponential function | correlation coefficient |
|---|---|---|
| A | $y = 0.20934 \quad 10^{0.70146x}$ | 0.994485 |
| B | $y = 0.18750 \quad 10^{0.87902x}$ | 0.938616 |
| C | $y = 0.29205 \quad 10^{0.56363x}$ | 0.974679 |
| D | $y = 0.42733 \quad 10^{0.41880x}$ | 0.980816 |
| E | $y = 0.34470 \quad 10^{0.58318x}$ | 0.970052 |
| F | $y = 0.21765 \quad 10^{0.77015x}$ | 0.983870 |

ている．表1には全ての被験者の協同収縮指標の運動周波数に伴う変化を指数関数に近似させた時の近似式と相関係数を示す．全ての被験者とも0.9以上の高い相関係数であった．

## 4. 議　論

### 4.1 スティッフネスの調整による周期運動の維持

図5の周波数解析の結果から，外部音の周波数とパワースペクトルのピークを示す周波数が一致しており，全ての被験者とも外部から与えられた周波数で周期的に肘関節の屈伸運動を行ったと考えられる．しかしながら，運動の周波数増加に伴いピーク周辺の周波数帯のパワーが増加した．Kay (1988)は周期運動におけるこの周波数のばらつきをノイズとしてモデル化し，その後多くの研究者 (例えばKelso ,1994) がヒトの関節の周期運動をリミットサイクルアトラクターにノイズが負荷されたものとしてモデル化している．すなわち，主な運動周波数が維持されながらそこにノイズが付加されていると考えるモデルである．本研究においては，この周波数のばらつきの原因を詳細に検討しないが，それはスティッフネス調整ができない場合に生じる関節運動の変動とは異なるものであると考えられる．なぜなら，もしスティッフネス調整が行われずトルクの周波数とセグメントの固有振動数が競合する場合，次節 (4.2) で検討するように，本実験の分析結果と異なりパワースペクトルが2つの鋭いピークを示し，さらに低い周波数帯のパワーが増加する場合もあるからである．よって，スティッフネスの調整という本研究の目的の範疇で本実験結果を検討する場合，ピーク周辺の周波数帯のパワーが増加する状態も周期運動の安定性が維持されていると扱って良いと考えられる．

### 4.2 周期運動を維持するための求心性情報の役割 — シミュレーションによる確認 —

周波数増加に伴い協同収縮指標が指数関数的に増加した．この協同収縮指標とスティッフネスの関係

式を明らかにすることは困難であるが，指標の変化とスティッフネス変化が関係することは明らかである．したがって，運動周波数変化に伴い周期運動を維持するためにスティッフネスも変化することが確認できたといえる．次に，このスティッフネス変化が前腕部の運動周波数に対して適切に行われていたことを検討するために，スティッフネスが周波数増加に伴い変化しない場合の運動状態のシミュレーションを行う．まず，肘関節まわりの前腕部の運動方程式をニュートンの運動則を用いて以下の式で表す．

$$I\ddot{\theta} = T - r\dot{\theta} - k\theta - l\sin\theta mg \qquad (2)$$

ここで，$\theta$ は前腕部 (前腕振り子と省略) が鉛直下向きの方向となす角度 (反時計まわりを正とする)，$\dot{\theta}$ は角速度，そして $\ddot{\theta}$ は角加速度を表す．また，$k$ はスティッフネス係数，$r$ は粘性減衰係数，$I$ は前腕部の肘関節まわりの慣性モーメント，$T$ は肘関節に働く筋トルク，$l$ は肘関節から前腕部の重心位置までの距離，$m$ は前腕振り子の質量，そして $g$ は重力加速度を表す．前腕振り子の慣性モーメント，重心位置，そして質量は被験者の体重と身長をもとに Chandler et al. (1975) の係数を用いて推定した．

筋トルク $T$ は (2) 式を変形することから，以下の式で表される．

$$T = I\ddot{\theta} + r\dot{\theta} + k\theta + l\sin\theta mg \qquad (3)$$

(3) 式に，被験者Aの 1.5 Hz の実験試技で得られるデータの角度 $\theta$，それを数値微分して得られる $\dot{\theta}$ と $\ddot{\theta}$，粘性係数 $r$ とスティッフネス係数 $k$ ($r$ と $k$ は以下に続くシミュレーションに対応させるために $r = 0.05$，$k = 5.3$ とした)，被験者Aの実測値である前腕部の長さ $l$，そして Chandler et al. (1975) の係数を用いて計算した前腕部の質量 $m$ と慣性モーメント $I$ を用いて筋トルクを計算した．その一例を図8に示す．この図からトルクは周期的に作用していることが分かる．この結果から，シミュレーションではトルク $T$ を以下の周期関数に近似した．

$$T = A\cos\varphi \qquad \varphi = \omega_D^t \qquad (4)$$

ここで，$A$ は筋トルクの振幅，$\omega_D$ は角振動数をそれぞれ表す．したがって，筋トルクの周波数は $\omega_D/2\pi$ となる．(2) 式は，連立の一次微分方程式として以下のように表される．

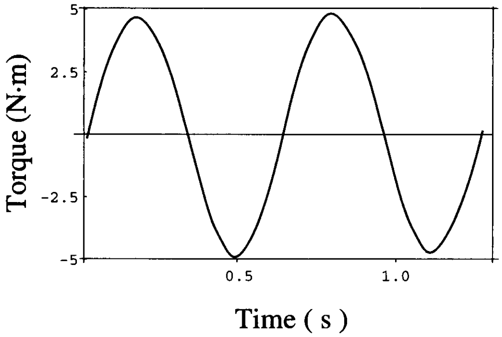


**図8** 肘関節トルクの時間的変化

$$\frac{d\theta}{dt} = \omega$$
$$\frac{d\omega}{dt} = -\frac{r}{I}\omega - \frac{k}{I}\theta - \frac{mg\,l}{I}\sin\theta + \frac{A}{I}\cos\varphi$$
$$\frac{d\varphi}{dt} = \omega_D \qquad (5)$$

この連立微分方程式は，カオスの必要条件である3変数と非線形性 (Newhouse et al., 1978) を満たしている．ここでこの前腕振り子モデルを用いたシミュレーションの目的は，スティッフネスが適切に調整されない場合，すなわち駆動トルクの周波数と前腕振り子の固有振動数が異なる場合に，駆動トルク周波数と異なる周波数や不規則な成分が前腕振り子の運動に生じることを示すことであり，前腕振り子のすべての挙動パターンを調べ尽くすことではない．そこで，筋トルクの振幅 $A$ と粘性減衰係数 $r(r = 0.05)$ を固定し，スティッフネス $k$ と角振動数 $\omega_D$ を操作した．実際には，駆動力の角振動数 $\omega_D$ を 9.42 rad/s ((4) 式から駆動トルクの周波数は 1.5 Hz になる) に，また振幅 $A$ は 1.5 Hz の試技の被験者Aの実験データから筋トルクを計算し，その実測値に基づき 5.0 Nm (図8参照) に固定した．この条件下で，スティッフネス $k$ を0から4.0まで1.0ずつ変化させた．また (5) 式でスティッフネスの値を連続的に変えながら，前腕振り子の固有振動数を計算し，その固有振動数が駆動トルク周波数と等しい 1.5 Hz になるときのスティッフネスの値を求めた結果，5.3 Nm/radであった．したがって，スティッフネスが0から4 Nm/radの時が駆動トルク周波数と固有振動数が異なり，5.3 Nm/radの時が駆動トルク周波数と固有振動数が一致する状態であ

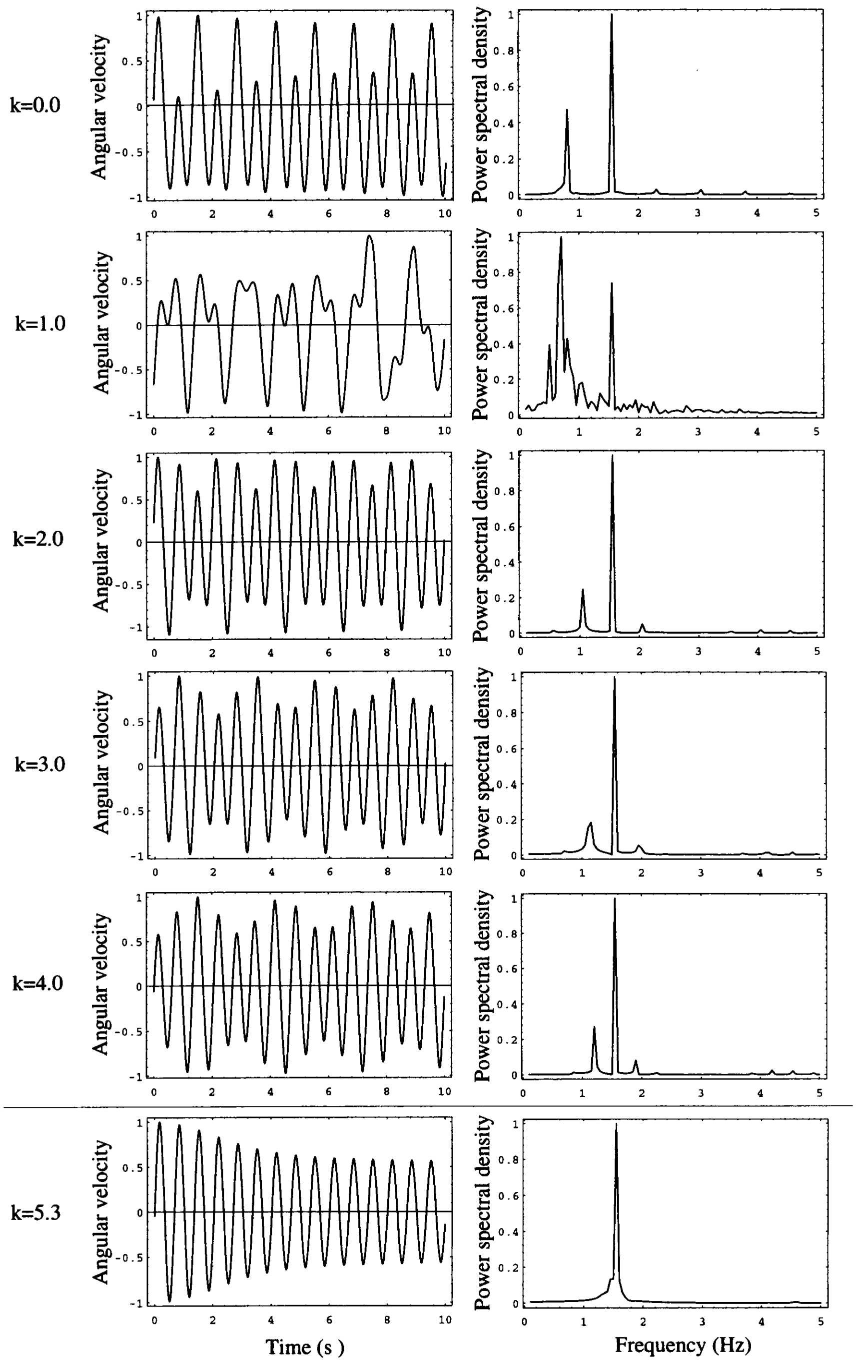


**図9** 上腕振り子の角速度の時間的変化 (左図) とそのパワースペクトル (右図). 角速度とパワースペクトルはそれぞれの最大値で規格化されており, スティッフネスは上から0, 1, 2, 3, 4と1ずつ増加している. 一番下 (スティッフネスが5.3) が固有振動数と駆動トルクの周波数が一致する状態である.

る．振り子の数値計算は50秒間行い，過渡状態 (最初の30秒間，約20サイクル) を除き，後半の20秒間 (約30サイクル) を分析した．その結果を図9に示す．左の図が振り子の角速度の分析時間の最初の10秒のものであり，右の図が角速度のスペクトル解析を行った結果である．これらの図から，スティッフネス $k$ の値が5.3の場合は，角速度の時間的変化は周期的であり，その周波数成分は駆動トルクの周波数である1.5 Hzに一つのピークが見られる．一方，スティッフネス $k$ の値が5.3と異なる場合は，周波数成分には2つのピークが見られ，その一つが駆動トルクの周波数，もう一つが振り子の固有振動数にそれぞれ相当している．スティッフネス $k$ の値が0から4.0に増加するに従い振り子の固有振動数も増加するので，振り子の固有振動数に相当する周波数も増加している．さらに，スティッフネス $k$ の値が1.0の場合は，振り子の角速度の時間的変化は不規則になり，低周波数帯のパワーが増加している．これらのシミュレーション結果から，スティッフネスが運動周波数に伴い調整されない場合は，駆動トルクの周波数と異なる周波数が振り子の運動に出現し，時には非常に複雑な運動になることが示されたといえる．すなわちこのシミュレーション結果は，全ての被験者の全ての試技の肘関節運動が周期的であった実験結果に対して，その理由が肘関節のスティッフネスが前腕部の固有振動数と駆動トルクの周波数が一致するように調整されていたためであることを示唆している．

### 4.3 求心性情報の役割の他の解釈について

一般に，外部の周期音に合わせて身体各部位を周期的に動かすような運動はOpen Loopとしてモデル化されている (Wing & Kristofferson, 1973)．これは，筋骨格系からの求心性情報がなくても遠心性信号だけで身体運動が制御されることを意味する．これに対して，外部の周期音に合わせる単純な指の周期運動においても運動に伴い生じる求心性情報が必要であることが，運動中のタイミングの誤差を健常人と求心性神経切断患者で比較した研究から示唆されている (Billon et al., 1996)．しかしながらこの研究でも，指の周期運動と外部周期音の位相同期には運動に関与した求心性情報が必要ないと考察している．しかし，この研究で被験者に課された外部周期音は指の固有振動数に近い700 msであり，筋骨格系のダイナミクスがもともとこの周波数で運動するという見方も可能である．このように，筋骨格系のダイナミクスを考慮しないと，MASが必要であるかどうかという考察は困難である．本実験では安定な複数の周期状態を比較することにより，制御対象のダイナミクスの特性 (固有振動数) の調整について検討し，制御対象の運動状態に対してスティッフネスが適切な値に調整されていることを実験とシミュレーションを用いて明らかにした．このことは単関節運動におけるMASの必要性を示唆したと言える．

しかしながら，駆動トルクと同時に関節スティッフネスもプレプログラム化されているとしたら，MASがなくても周期運動の安定性が維持されるであろう．このプレプログラムによる運動制御は，Bernstein (1967) 以降，制御の自由度が多すぎるという問題 (自由度の問題) として運動研究者によって議論の中心になってきたことである．本実験結果に自由度の問題を当てはめるとしたら，ヒトの全ての関節において運動可能な全ての運動周波数の関節スティッフネスが事前に制御側にプログラム化されており，そのような事前の膨大なスティッフネス情報をプログラム化するのは可能かという問題として提起されるであろう．本実験結果からこの問題を議論することは不可能であるが，近年，Kelso (1995) やKugler & Turvey (1987) らによって行われている自己組織理論を用いた運動研究では，運動が進行しながら制御対象の要素間の関係が自然に組織化されたり，ヒトが心地よい周波数で振り子を振っていてもその振り子の力学特性の変化に伴い自然に運動周波数も変化することが実験的に明らかにされている．このことは，身体が運動しているとき，その身体の運動自身が自らの運動状態に影響を及ぼすことを示している．すなわち，運動のプレプログラム化よりは，制御対象の運動状態がMASによって常に制御側に参照され，それによって制御側も変化することを示唆していると考えられる．その枠組みで本実験結果を解釈すると，スティッフネスの調整のためMASが学習後の単純な単関節運動においても必要であると言える．

## 5. 結　論

周波数増加に伴い関節スティッフネスが適切な値に再調整されることにより，関節の周期運動の安定

性が維持される．このことは，周期運動のように学習された単純な運動においても運動に伴う求心性情報が必要であることを示唆していると考えられる．

## 付 記

本研究は文部省科学研究費基盤研究(C)(課題番号11680009)による援助を受けた．

## 文 献


Baker, G. L. & Gollub, J. P. (1990). *Chaotic dynamics: an introduction.* Cambridge: Cambridge University Press.

Bannett, D. J., Hollerbach, J. M., Xu, Y., & Hunter, I. W. (1992). Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. *Expeimental Brain Research*, **88**, 433–442.

Bernstein, N. (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movements.* London: Pergamon Press.

Billon, M., Semjen, A., Cole, J., & Gauthier, G. (1996). The Role of sensory information in the production of periodic finger — tapping sequences. *Experimental Brain Research*, **110**, 117–130.

Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H. M., & Young, J. W. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body. Aerospace Medical Research Laboratory Technical Report*, Ohio: Write-Patterson Air Force Base.

Feldman, A. G. (1980). Superposition of motor programs: I. Rhythmic forearm movements in man. *Neuroscience*, **5**, 81–90.

Gwinn, E. G. & Westervelt, R. M. (1986). Fractal basin boundaries and intermittency in the driven damped pendulum. *Physical Review*, **A33**, 4143–4155.

Kawato, M., Furukawa, K., & Suzuki, R. (1987). A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biological Cybernetics*, **57**, 169–185.

Kay, B. A. (1988). The dimensionality of movement trajectories and the degrees of freedom problem: A tutorial. *Human Movement Science*, **7**, 343–364.

Kelso, J. A. S. (1994). Elementary coordination dynamics. In S.P. Swinnen, J. Massion, H. Heuer, & P. Casaer (Eds.), *Interlimb coordination: Neural, Dynamical and Cognitive constraints*, 301–318. San Diego: Academic press.

Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic Patterns.* Cambridge: MIT Press.

Kugler, P. N. & Turvey, M. T. (1987). *Information, Natural Law, and the Self-assembly of Rhythmic Movement.* Hillsdale, NJ: Erlbaum.

Mott, F. W. & Sherrington, C. S. (1895). Experiment upon the influence of sensory nerves upon movement and nutrition of the limbs. *Proceedings of Royal Society of London*, **57**, 481–488.

Newhouse, S., Ruelle, D., & Takens, F. (1978). Occurrence of strange axiom-A attractors near quasi-periodic flows on $T^m$, $m \geq 3$. *Communications in Mathematical Physics*, **64**, 35–40.

Polit, A. & Bizzi, E. (1978). Processes controlling arm movements in monkeys. *Science*, **201**, 1235–1237.

Polit, A. & Bizzi, E. (1979). Characteristics of motor programs underlying arm movements in monkeys. *Journal of Neurophysiology*, **42**, 183–194.

Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J.A., Thomas, P.K., & Marsden, C.D. (1982). Manual motor performance in a deafferented man. *Brain*, **105**, 515–542.

Schmidt, R. A. (1982). More on motor programs. In J.A.S. Kelso (Ed.), *Human Motor Behavior: An introduction*, 189–217. Hillsdale, NJ: Erlbaum.

Sherrington, C. S. (1906). *The Integrative Action of the Nervous System.* London: Constable.

Taga, G. (1995a). A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait. *Biological Cybernetics*, **73**, 97–111.

Taga, G. (1995b). A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. II. Real-time adaptability under various constraints. *Biological Cybernetics*, **73**, 113–121.

Wing, A. M. & Kristofferson, A. B. (1973). Response delays and the timing of discrete motor responses. *Perception and Psychophysics*, **14**, 5–12.

(Received 19 Apr. 1999)
(Accepted 29 June 1999)

**山田 憲政**

1960年生．1985年筑波大学大学院体育研究科修了．現在，北海道大学教育学部身体運動科学研究グループ助教授．博士(教育学)．1992年カナダウォータルー大学客員教授，1998-1999年アムステルダム自由大学人間運動科学部客員研究員．研究分野に拘束されることなく，身体・知覚を幅広い観点から捉えようとしている．Human Move ment Science誌(Elsevier)編集委員，日本体育学会，日本バイオメカニクス学会会員．

E-mail: yamada@edu.hokudai.ac.jp

**阿部 匡樹**

1972年生．1998年北海道大学大学院教育学研究科教育学専攻修士課程修了．1998年より同大学同研究科博士後期課程に所属．本論文の共同研究者である山田助教授のもとで「身体運動における協調システム」という未知なる研究分野に出会い，現在四肢動作と姿勢，あるいは四肢動作間のパターン形成に関して研究を続けている．日本体育学会，日本バイオメカニクス学会会員．

E-mail: abe@edu.hokudai.ac.jp
URL: http://natalie.humov.hokudai.ac.jp