

## インパルス状外乱を用いた姿勢制御系の非線形特性の解析\*

藤田 欣也\*\*・鈴木 郁\*\*\*

### 1. はじめに

障害程度や運動機能の評価といった医学および体育学の観点から、立位時の床反力作用点の動揺軌跡（以下重心動揺）を解析する研究はこれまで多数報告されている。中でも最も多く報告されている解析方法は立位時の動揺面積や重心動揺の軌跡長を用いて評価するものであろう<sup>1,2)</sup>。またARモデルのあてはめなども試みられている<sup>3,4)</sup>。これらの立位時の重心動揺から得られる数値は、平衡機能の程度を反映する評価指標としては適切であっても、姿勢制御系の特性を定量化するためには、姿勢制御系の出力である床反力情報だけでは不十分であると考えられる。

姿勢制御系の特性を定量化することは、より定量的な評価を可能にするだけでなく、下肢の運動機能および姿勢制御機能を喪失した対象に対して機能的電気刺激などによる機能再建を行う際に、姿勢制御器構築の目安を与えるものである。

姿勢制御系の特性を定量化する試みとしては、床反力計を加振するなど外乱を用いた方法が試みられてきた<sup>5-8)</sup>。他にも床反力と同時に姿勢傾斜角度を計測する方法<sup>9)</sup>や筋電位を測定する方法<sup>10)</sup>なども試みられている。外乱を外部から加えれば入力信号が既知となるため、特性を伝達関数として求めることが可能となる。ここで人間の構造を考えてみると足部にも複数の関節が存在し、さらに足関節は足の中央に存在しないなど、姿勢制御系には非線形特性の要因が存在する。このような非線形特性が、通常の微小な動揺範囲内の平衡機能評価にはさほど影響しないとしても、外乱を加えて姿勢維持が可能な全範囲での特性を定量化する際には、動揺の大きさごとに特性を個別に求める方が望ましいと考えられる。

そこで筆者らは、体幹を各種外乱強度でインパルス状に牽引して外乱を加えたときの重心動揺を測定して矢状面内における外乱から床反力への伝達関数を求

め、外乱の方向（前後）および強度との関係、および非線形特性の要因について検討したので報告する。

### 2. 実験方法

#### 2-1 実験装置と測定方法

外乱の強度を特定し、かつ十分に多くの周波数成分を持つ外乱を加える必要から、本研究では体幹を前または後ろ方向に牽引することにより、インパルス状の外乱を加えることとした。

実験装置のブロック図を第1図に示す。装置は歪ゲージ式荷重センサを用いた床反力計上で立位姿勢をとった被験者の腰部に、ACモータの駆動力を電磁クラッチにより瞬間的に伝達して、インパルス状の外乱とみなすものである。またACインバータを用いてモータの回転数を変化させることにより、外乱強度を可変とした。このとき実際に被験者に加わった外乱トルクは測定困難であるため、あらかじめ荷重センサを用いて外乱強度を10回測定して同期加算平均を行い、これを実際の外乱とみなして同定に用いた。測定に用いた外乱強度は最大設定時に約253Nであり、体重心の高さを0.85mと仮定して足関節まわりのトルクに換算すると216Nmとなる。外乱パルスの時間幅は約100msであり、健康人被験者において転倒には至らないが、かなり大きな外乱と感じられる程度のものである。このため通常の定常状態で観察される動揺は、外乱による動揺成分に対して相対的に小さく無視できるものとみなした。動揺軌跡はサンプル間隔10msで12ビットA/Dコンバータを介して計算機に記録し、足関節まわりのトルクに換算し解析に用いた。

なお被験者には測定開始時の足位について、特に指示を与えなかった。従って踵は必ずしも接しておらず、足先の開き角も任意（多くは30°程度）となっている。

#### 2-2 処理方法

測定された床反力情報から伝達関数を同定するため、まず姿勢制御系のモデルを仮定する。ここでは矢状面内での運動のみを考えているので、人間を第2図のような足関節まわりに振動する倒立振子と考える。さらに姿勢傾斜角度と目標傾斜角度（ほぼ0°と考えら

\* 1992年8月18日受付, 1993年2月17日改訂

\*\* 東北大学医学部解剖学第一講座

\*\*\* 東京職業訓練短期大学校情報処理科

れる)の偏差を入力として足関節まわりのトルクを発生するフィードバック制御要素を姿勢制御機構として仮定する。また外乱は身体に対して働くので第2図中の  $d$  として入力される。また床反力計により求められる足関節トルクは図中の  $u$  である。

ここで倒立振子の伝達関数は足関節まわりの慣性モーメントを  $J$ 、体重を  $m$ 、重心の高さを  $h$  とすると、姿勢傾斜角度  $0^\circ$  近傍で線形近似すると

$$G(S) = \frac{1}{JS^2 - mgh} \quad (1)$$

になる。姿勢制御器には傾斜角度比例成分に加えて傾斜速度比例成分も存在することが指摘されているため<sup>9)</sup>、比例と微分のPD制御要素を仮定して各係数を  $K_p, K_d$  とすると

$$F(S) = K_p + K_d S \quad (2)$$

で表現される。ただし実際の生体では足関節まわりに受動的な粘弾性が存在するため、上記の  $F(S)$  中の各係数はこれらの項も含むことになる。このとき外乱  $d$  から足関節トルク  $u$  への伝達関数を  $W(S)$  とすると

$$W(S) = \frac{K_p + K_d S}{JS^2 + K_d S + (K_p - mgh)} \quad (3)$$

なる分母が2次で分子が1次の構造になる。そこで本研究では外乱から足関節トルクへの伝達関数を上記の構造の伝達関数として同定し、このときの結果を比較検討する。また姿勢制御機構  $F(S)$  には神経伝導時間などの潜時が存在するので、伝達関数  $W(S)$  は等価的

に潜時を級数展開したものの一部を分母に含むこととなる。

同定結果の妥当性は、得られた伝達関数を用いて応答波形をシミュレートしたときの波形が実際の応答と類似しているか否かで判断するのが通常と考えられるが、一般的に多用される最小2乗法は式誤差規範 (EEM) と呼ばれる方法であり、入力波形から出力波形をシミュレートしたときに誤差が最小となるとは限らない。そこで本研究では出力誤差規範 (OEM) と呼ばれる、入力波形から出力波形をシミュレートしたときの2乗誤差が最小となる係数を、逐次的に探索する方法を用いた<sup>11)</sup>。

さらに測定条件による姿勢制御系の特性変化を検討するために、同定した伝達関数の周波数特性から二つの評価指標を求めた。一つは直流におけるゲイン (以下DCゲイン)であり、二つ目は制御工学的に定義される分母の自然角周波数  $\omega_n$  である。後者は(3)式を次式のように変形したとき、式中的ように定義される。

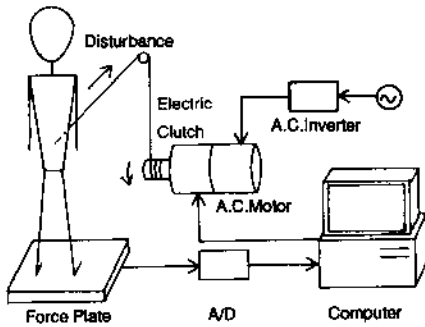
$$W(S) = \frac{K_p + K_d S}{J(S^2 + 2\zeta\omega_n S + \omega_n^2)} \quad (4)$$

本研究の場合には分子中の微分項の係数  $K_d$  が他の係数に比して小さくなるため、 $\omega_n$  は伝達関数の周波数-ゲイン特性の肩にほぼ対応し、加えて動揺軌跡の周期にもおよそ対応する。

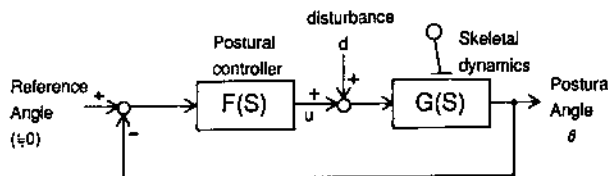
### 3. 実験結果

被験者は21から22歳の男子健康人19名で、5水準の外乱強度について各々2回ずつ測定した。測定に際しては、被験者が外乱強度を予測しにくいように順不同で行った。

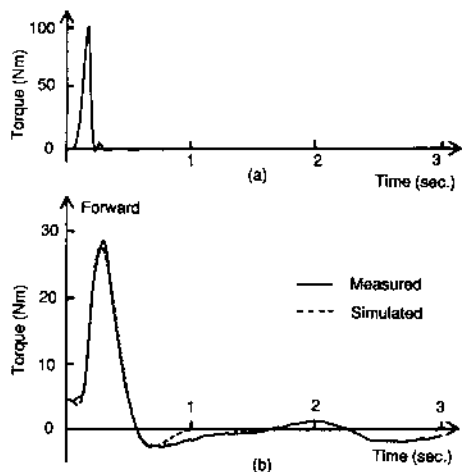
測定された動揺軌跡から求めた足関節まわりのトルクの波形および同定結果からシミュレートした波形の例を、加えた外乱トルクの波形と併せて第3図に示す。測定は5秒間行い、3から5秒の床反力作用点の平均座標を原点と見なして同定した。測定された応答波形とシミュレーション波形が良好に一致している様子が確認できる。また伝達関数から計算して、ゲインの周波数特性を書いたものの例が第4図であり、低域通過



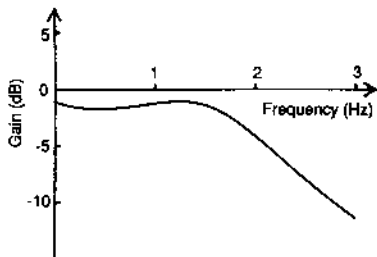
第1図 インパルス状外乱を用いた測定装置  
Fig.1 Experimental system with impulsive disturbance



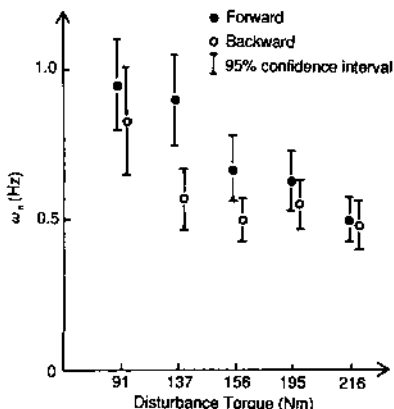
第2図 姿勢制御系モデルのブロック図  
Fig.2 Block diagram of postural control system model



第3図 外乱と矢状面内重心動揺波形  
 Fig. 3 Disturbance and COP loci in sagittal plane  
 (a) Applied disturbance. (b) Measured and simulated COPs



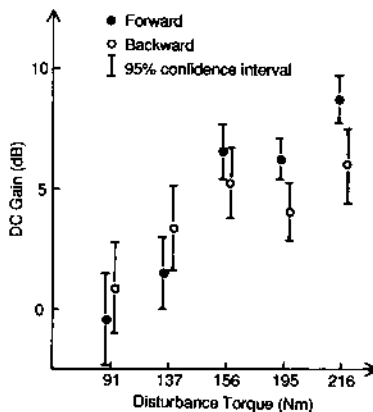
第4図 同定された姿勢制御系のボード線図  
 Fig. 4 Bode diagram of identified postural control system



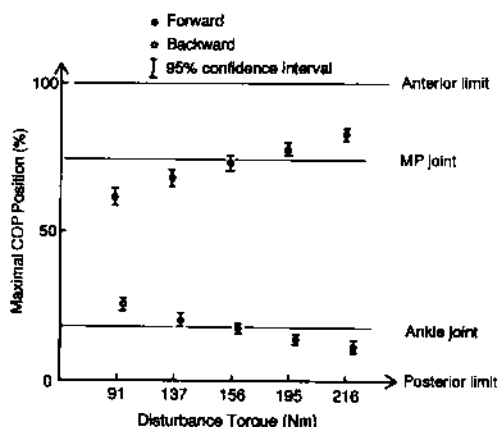
第5図  $\omega_n$  と外乱強度の関係  
 Fig. 5 Relationship between  $\omega_n$  and disturbance

フィルタ状の特性が観察される。

このように同定された伝達関数から求めた  $\omega_n$  および DC ゲインの平均値を、95%信頼区間を添えて第5



第6図 DCゲインと外乱強度の関係  
 Fig. 6 Relationship between DC gain and disturbance



第7図 足底長に対する重心動揺の最大変位点と足の関節の関係  
 Fig. 7 Relationship between maximal position of COP, percentage of foot length, and foot joint position

図および第6図に示す。また、あわせて床反力作用点の最大変位を足部長に対する相対位置として集計したものを、平均値に95%信頼区間を添えて第7図に示す。第5図、第6図では外乱強度により特性が変化しているように見え、姿勢制御系が非線形特性を有することが顕著に観察される。しかし第7図を見る限りでは、ほぼ線形な傾向を示しており、これら見かけ上の特性変化に関して、以下に検討を行う。なお一般に非線形解析は困難で、かつ非線形特性の要因、形状などが明確である必要があるため、主として対象を線形と仮定する線形解析を行った場合の、見かけ上の特性変化に基づき議論を進める。

#### 4. 検 討

##### 4.1 実験方法の検討

本実験で行ったようにインパルス状外乱を用いて実

験を行う際に、外乱の加え方としては、床面を微少な加速度で加速しておいて急停止させる方法がまず考えられる。しかし微小な加速度で十分に加速するためには長い変位幅が必要となり、装置の構成は大規模なものとなる。あるいは床面を急加速させた直後に急停止させた場合では、加速による外乱は姿勢を後傾させる方向に、停止による外乱は姿勢を前傾させる方向に働くため、被験者が何もしなければ一度後傾してから完全にではないが前方向に戻る。従ってこの方法では外乱の前後方向を明確には特定できない。本研究の方法では装置の構成が比較的小規模で済み、一方で第5図および第6図に見られるように外乱の方向による特性の変化が観察可能であった。

4.2 外乱の強度および方向の影響

これまでの報告の多くにおいて重心動揺は 1 Hz 程度の固有振動成分を持つことが認められており、本研究における外乱強度が小さいときの  $\omega_n$  の値と類似している。この点に関しては今回用いたような短時間の測定でも、一般に用いられる外乱の印加を伴わない長時間の測定と同様の結果が得られることがわかる。ところが本研究で得られた結果においては、外乱強度が大きくなるにつれて  $\omega_n$  が減少し、前方向に牽引した場合には外乱強度 156 Nm、後ろ方向に牽引した場合には外乱強度 137 Nm より一定化する傾向が見られる。同様に DC ゲインに関しても外乱強度が小さい区間では 0 dB 近傍の値を示すものが、外乱強度の増加に伴い上昇し、牽引の方向に応じて外乱強度 156 Nm あるいは 137 Nm より一定化する傾向を示している。よって特性比較の際には、外乱の方向および強度の設定が同一となるように注意が必要といえる。

4.3 床反力作用点の最大変位と関節位置

上述のように  $\omega_n$  および DC ゲインは、共に外乱強度 150 Nm 付近で傾向が変化する特性を示している。ここで第7図によれば外乱強度 156 Nm の場合、前方向では中足骨と指節骨の成す metatarsophalangeal 関節(以下 MP 関節)、後ろ方向では足関節付近まで床反力作用点の変位していることになり、外乱強度の増加に伴う  $\omega_n$  の減少あるいは DC ゲインの増加は、最大変位が MP 関節あるいは足関節付近まで達して以降は緩慢となる傾向を有するといえる。従って  $\omega_n$  や DC ゲインの変化は、足部の骨格構造に関係している可能性が大と考えられる。なお外乱が後ろ方向の場合に、最大変位が足関節まで達しきらない外乱強度 137 Nm より  $\omega_n$  や DC ゲインが一定化する理由として、床反力作用点足部の範囲を越えると転倒に至るのは前後同じでも、骨格のモーメントアームとして働

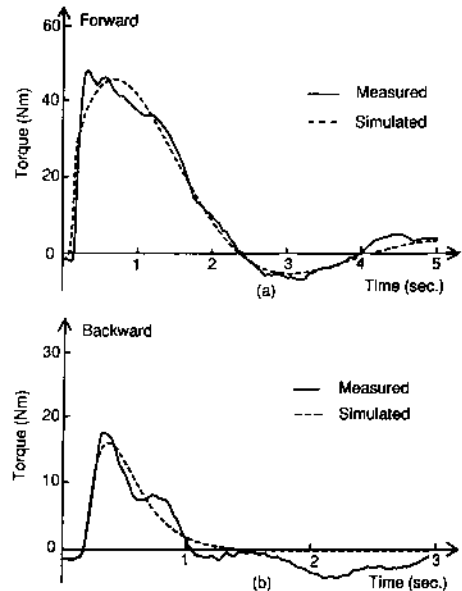
く部分が足関節では小さいことが考えられる。

5. 考察と補足実験

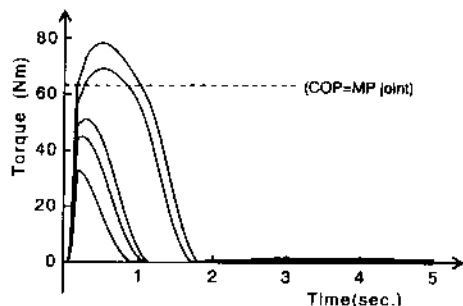
5.1 応答波形変化のシミュレーション

4章では、線形解析を行ったときの見かけ上の  $\omega_n$  および DC ゲインの変化に関して検討を行った。しかし本来これらの特性変化は非線形特性による応答波形の形状変化によってもたらされるものである。この点から応答波形を再度観察すると、外乱強度の大きなきには第8図のように、応答波形第一波の頭頂部(最大変位)付近では多少緩やかに下降し、後にそれよりも急に下降する波形が多く観察された。なお第8図は、第3図と同一被験者の応答波形である。ここだけを見れば単純な飽和特性のようでもあるが、第7図の最大変位は外乱強度に対して線形なように見える。そこで、このような波形変化が起こり得るか簡単な非線形シミュレーションを行ってみた。

非線形系は、系のある部分の係数が何らかの信号の関数として変化する系と考えられるので、第2図のモデル上で考えると、外乱強度  $d$  や身体傾斜角度  $\theta$  あるいは足関節トルク  $u$  などの関数として姿勢制御機構  $F(S)$  中の係数が変化していることに相当する。ここで床反力作用点とトルク  $u$  は線形であり、また4.3で述べたように  $\omega_n$  および DC ゲインには床反力作用点に関係した変化が見いだされている。そこでここでは



第8図 矢状面内での重心動揺波形  
Fig. 8 COP loci in sagittal plane with (a)forward disturbance 216 Nm, (b)backward disturbance 91 Nm

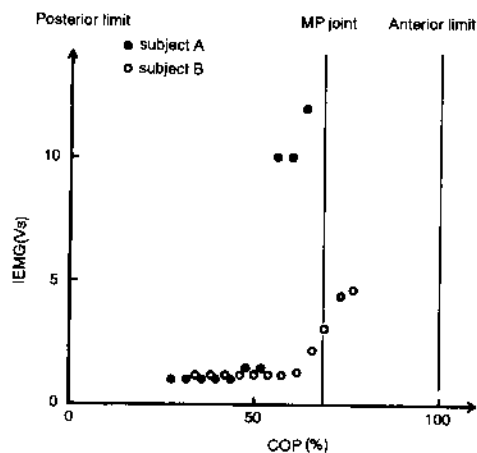


第9図 非線形姿勢制御機構を仮定したときの重心動揺シミュレーション波形 (外乱 91~216 Nm)

Fig. 9 COP loci simulated with non-linear postural controller and 5 levels (91 to 216 Nm) disturbance torque

$u$  の関数として変化する  $F(S)$  を仮定した。具体的には  $u$  から求めた床反力作用点が MP 関節に達するまでの範囲では、 $F(S)$  中の  $K_p$  および  $K_d$  共に  $u$  の増加に対して反比例で減少し、MP 関節を越えた場合には一定という特性を仮定した。受動的な粘弾性を無視した場合、 $F(S)$  のこのような変化は、身体が傾斜するにつれて姿勢制御機構の働きは弱まるが、床反力作用点が MP 関節に達すると一定になる、という特性を仮定したことになる。

身体パラメータとして(1)式における  $J$  を  $55 \text{ kgm}^2$ 、 $m$  を  $55 \text{ kg}$ 、 $h$  を  $0.85 \text{ m}$  と想定し、測定実験時に用いた 5 水準の外乱を身体を前傾させる方向の入力として、(3)式中に上記の非線形特性を加えてシミュレートした応答波形の例を第9図に示す。この例における  $K_p$  および  $K_d$  は、床反力作用点が足関節位置のときに各々  $1,600$  および  $400$ 、MP 関節位置のときに  $590$  および  $148$  となっており、また床反力作用点が MP 関節位置のときには、第9図中に破線で示したように  $u$  は約  $63 \text{ Nm}$  に相当する。同図に見られるようにシミュレーションで得られた  $u$  の最大値は、系が非線形であるにも関わらず外乱強度に対して比例的に増大しており、測定実験の結果である第7図と同様の傾向を示している。応答波形の変化については、床反力作用点が MP 関節を越える外乱強度  $195 \text{ Nm}$  および  $216 \text{ Nm}$  の場合、応答波形第一波の頭頂部(最大変位)付近では多少緩やかに下降し、後にそれよりも急に下降しており、測定実験で得られた応答波形と類似した傾向を示している。なおシミュレーションで得られた応答波形に対し、測定実験と同様に伝達関数を同定して  $\omega_n$  および DC ゲインを求めたところ、それらは外乱強度の増加に伴い第5図および第6図に示した測定実験の結果と各々類似した変化の傾向を示した。



第10図 足底長に対する重心位置と短母指屈筋の放電量の関係

Fig. 10 Relationship between COP and IEMG of M. flexor hallucis brevis

第2図のモデルは関節まわりの粘弾性や潜時を近似的に含んでおり、シミュレーションも定量的な厳密さに欠けるため、以上のシミュレーション結果をもって断定することは困難であるが、第5図から第7図の実験で得られた見かけ上の特性変化の本当の原因である応答波形の形状変化は、姿勢制御機構  $F(S)$  の非線形特性によって矛盾なく起こり得ることが示された。

## 5.2 非線形特性と短母指屈筋の筋放電の関係

姿勢制御機構  $F(S)$  の非線形特性が見かけ上の特性変化の原因である可能性がシミュレーションにより示されたが、これはあくまでも単純化したモデルに基づくものである。また特性変化と関節位置との相関が、単に骨格構造に起因したものなのか、骨格構造を見越した上での制御方策にも起因したものなのかについては明言できず、考察の余地が残されている。

そこで本研究では、自発的に身体を前傾させた場合の床反力作用点の位置と短母指屈筋の放電量の関係について測定した。これは床反力計上の被験者に床反力作用点の位置を CRT ディスプレイで視覚的にフィードバックする装置を用い、踵を接し足先の開き角約  $30^\circ$  で立位姿勢をとった被験者が自ら前傾して床反力作用点の位置を安定させ、このときの短母指屈筋の整流積分筋電を測定するものである。第10図に、30 および 31 歳の 2 名を被験者とし、床反力作用点の位置 10 水準について測定された単位時間あたりの短母指屈筋の放電量を示す。

力学的には、足関節まわりに働くトルクは足関節から床反力作用点までの距離に比例する。従って線形な制御方策がとられているならば、安定した前傾姿勢時

の筋放電量と足関節から床反力作用点までの距離との間には、ある程度線形な関係が予想される。しかし第10図に示したように、被験者により異なるものの短母指屈筋の放電量は、床反力作用点がMP関節に近づくにつれて急激に増大している。このことは、前傾姿勢を維持する際に床反力作用点が限界近くまで変位すると、ようやく母指を活用すべく短母指屈筋に筋力発生させるという非線形な制御方策がとられていることを示唆するものであろう。この例は自発的に姿勢を前傾させた場合であるため外乱を加えた場合と同一には論じにくい。外乱が印加された場合も同様の非線形な制御方策がとられていると考えても、5・1で示したシミュレーションに矛盾しない。

以上二つの補足実験結果から見ると、測定実験で得られた姿勢制御系の非線形特性は、姿勢制御系が足部の骨格構造を見越した上で非線形な制御方策をとっていることに起因する可能性が大であると考えられる。非線形特性と筋活動の関係など、さらに詳細な解析を行うためには、針電極で複数筋の筋放電を姿勢変化と同期して解析するなどの実験も必要であろう。

## 6. ま と め

インパルス状外乱を用いた測定によって、姿勢制御系が非線形特性を有するために外乱の強度あるいは方向に応じて見かけ上の特性が変化することを明らかにするとともに、この非線形特性が足部の構造に起因するものである可能性を指摘した。さらにシミュレーション結果および床反力作用点の位置と筋放電量との関係は、足部の構造に応じて非線形な制御方策がとられていることを示唆するものであった。より詳細な実験

的検討やモデル解析による数理的合理性の検討など、多くの検討課題が残されている。

また姿勢制御系の解析において、外乱を印加する方法では、外乱の強度あるいは方向により得られる結果が変化することに注意が必要である。

## 文 献

- 1) 時田 喬, 松岡豊彦, 早野洋司, 田口拓雄, 島田六郎: 頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査, 耳鼻臨床, 65-5, 443/456 (1972)
- 2) 田口喜一郎, 依田美千穂: 重心動揺軌跡距離測定法, 耳鼻, 79-8, 835/843 (1976)
- 3) 山下 忠, 谷口隆雄, 安藤 誠, 酒井 正: 立位時の作用点動揺に対する2次元自己回帰モデル, バイオメカニズム 7, 206/215 (1984)
- 4) 渡辺興作, 横山清子, 高田和之: 直立姿勢動揺の微分情報と姿勢保持機能の解析, 電子情報通信学会論文誌, J70-D, 4, 811/817 (1987)
- 5) D. Schuster & R. E. Talbot: Optimal and adaptive control in canine postural regulation, Am. J. Physiol., 239, R93/114 (1980)
- 6) 石田明允: 任意波形で水平加振できる床反力計, 医用電子と生体工学, 16-6, 385/389 (1978)
- 7) B. E. Maki, P. J. Holliday & G. R. Fernie: A Posture Control Model and Balance Test for the Prediction of Relative Postural Stability, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-34, 797/810 (1987)
- 8) 永田久雄: 急加速度外乱を加えた場合の立位姿勢の安定性に関する基礎的研究, 人間工学, 26-4, 173/180 (1990)
- 9) 石田明允, 宮崎信次: 最尤推定法の姿勢制御系同定への適用, 医用電子と生体工学, 22-6, 451/454 (1984)
- 10) 林 良一, 三宅彰英, 渡辺 悟, 梅本和美: 立位姿勢における随意運動の調節, 第8回バイオメカニズムシンポジウム前刷, 312/321 (1983)
- 11) 鈴木 郁, 藤田欣也, 富田 豊: 出力誤差規範に基づく連続時間伝達関数推定法, 電子情報通信学会論文誌, J74-DII, 1, 109/111 (1991)

## Analysis of Non-Linear Properties of Postural Control Systems Using Impulsive Disturbance

Kinya FUJITA,\*\* Kaoru SUZUKI\*\*\*

The postural control moment in sagittal plane calculated from the center of foot pressure (COP) was evaluated when the impulsive disturbance was applied by the trunk traction. The transfer function, with second order denominator and one order numerator, from the disturbance to the postural control moment was identified using the output error minimum (OEM) method. The DC gain increased from -0.4 to 6.6 dB and the natural frequency of the denominator decreased from 1.0 to 0.7 Hz with the increase of the disturbance torque ranged from 91 Nm to 156 Nm. These changes imply nonlinear properties of the postural control system. However, no significant differences were observed in DC gain and the natural frequency while the disturbance torque ranged from 156 to 216 Nm. When the forward and backward 156 Nm disturbances were applied, the maximal position of COP were MP joint and ankle joint respectively. Therefore, the nonlinear properties are attributed to the foot joint mechanism. Implications of findings are also discussed about nonlinear properties of the foot joint mechanism and the postural controller.

\* Received on August 18th 1992, Revised on February 17th 1993

\*\* Department of Anatomy, Tohoku University School of Medicine

\*\*\* Department of Information Processing, Tokyo Polytechnic College