

## O2-14

## 受動的な身体前後動揺時の立位姿勢制御～外乱周波数変化が身体に与える影響～

## Postural strategy during passive postural movement

## ～The influence of translation frequency on postural strategy～

○ 田部井秀明 (芝工大) 石澤昌典 (芝工大) 小幡博基 (東大) 山本紳一郎 (芝工大)

Hideaki TABELI, Shibaura Institute of Technology  
Masanori ISHIZAWA, Shibaura Institute of Technology  
Hiroki OBATA, The University of Tokyo  
Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology University

**Abstract:** In previous studies, it was found that the CNS organizes postural patterns depending on translation frequency. However, the relation of translation frequency and muscle activity was not clear. The purpose of this study was to quantify relationship between body sway and muscle activity by using cross-correlation function (CCF) and to examine influence of translation frequency on postural strategy. We measured kinematics data and muscle activity of lower-limb muscle during passive postural sway in the AP direction. Passive postural sway was induced by motion base that was translated at six different frequencies. The correlation coefficient and the time shift between body sway and motor command were estimated by means of CCF. We confirmed that postural patterns emerged as a function of translation frequency and center of pressure preceded center of mass in all set translation frequency. These results suggest that the anticipatory neural control is modulated by translation frequency.

**Key Words:** Postural strategy, Passive postural movement, Translation frequency, Cross Correlation Function

## 1. 研究背景・目的

ヒトの二足直立姿勢は、矢状面で足関節を回転中心とした一自由度あるいは二自由度倒立振り子としてモデル化されることが多い(Fig.1). 自然な立位では身体重心(Center of mass: COM)は足関節の前方に位置することから、重力に起因したトルクが常に身体前方に働く。従って、COMを後方に修正し、姿勢を安定化させるトルクが必要である。この修正トルク(足関節トルク)は足関節底屈筋群である下腿三頭筋により発揮される。下腿三頭筋は内側腓腹筋(medial gastrocnemius: MGAS), 外側腓腹筋(lateral gastrocnemius: LGAS)とヒラメ筋(soleus: SOL)から成り立つ。

また、この倒立振り子モデルの運動方程式は、

$$I\ddot{\theta} = mgh \sin \theta + T + \epsilon$$

と記述できる。ここで $\theta$ は動揺角度、 $m$ と $I$ は身体質量および身体慣性モーメント、 $h$ は足関節回転中心からCOM位置までの変位、 $g$ は重力加速度、 $T$ は足関節トルク、 $\epsilon$ は微小なノイズである。ここで平衡を保つためには、

$$T + F_z y \approx 0$$

が成立することが必要である。ここで $F_z$ は床反力垂直成分、 $y$ は足関節回転中心から足圧中心(Center of Pressure: COP)までの距離である。つまり静止立位において、身体の平衡を保持するには、COMとCOPの位置関係が重要である。

これまで足関節トルクの制御機構については粘弾性制御<sup>[1]</sup>であるか、神経系制御<sup>[2]</sup>しているかが争点であった。しかしながら、Gatev, Masaniらは足関節底屈筋群より筋電図を導出し、この振幅がCOM位置に一致して変化していることを示した<sup>[3], [4]</sup>。これより身体が神経系制御を採用していることが強く示唆された。また、相互相関関数(Cross-Correlation function: CCF)解析により、身体動揺に一致した筋活動が静止立位時では身体動揺に約150-200[ms]先行して起こっていることも明らかになった<sup>[3], [4]</sup>。これは身体動揺に対して予測的に姿勢制御が行う制御機構があること、やはり神経系制御が大きく影響することを示唆した。

また立位姿勢がどのように制御されているのか、モーシ

ョンベースを用いて姿勢変調を誘発した際のキネマティクスを調査する研究も行われている。Buchananらは、矢状面前後方向に一定周期の外乱を印可した際の脚部・体幹の協調パターンや視覚の影響を調査し、身体セグメント間での協調動作が外乱周波数に依存して変化することを示した<sup>[5]</sup>。しかしながら外乱周波数変化に伴う筋活動の変化については不明であり、運動指令が外乱周波数に依存して変化するか精査が必要である。

そこで本研究の目的は1:一定周期の受動的な身体前後動揺(passive postural sway: PS)を多段階印加した際のキネマティクス、下肢筋群の筋活動を計測、2:身体動揺と筋活動の関係性をCCFより定量化、3:外乱周波数変化による影響の検討とした。

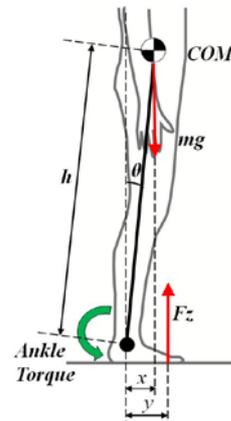


Fig.1 An inverted pendulum model for quiet stance in humans

## 2. 実験

被検者は過去に神経疾患等の既往歴のない健康成人男性4名(age:23.2±0.8[year], height: 171±4.1[cm], weight :65±6.4[kg])であった。足関節と股関節による二自由度の倒立振り子モデルで解析するために被検者の両膝関節を下肢関節固定装置で固定した。筋活動電位(Electromyography: EMG)は

右脚の MGAS, SOL, 足関節背屈筋である前脛骨筋(tibial anterior: TA)を記録した。床反力計(KISLER 社製, 9286A)の垂直床反力から: COP を算出した。COM と足関節角度・股関節角度を算出するために、被検者の身体左右十二ヶ所(第三中足骨・外顆・外側顆・大転子・上前腸骨棘・肩峰)に反射マークを取り付け、マーク位置を三次元動作解析システム(Motion Analysis 社製, HWK-200RT)を用いて計測した。サンプリング周波数は EMG, COP を 1000[Hz], 反射マークを 200[Hz]とした。

PS 実験では、被検者は床反力計付き六軸モーションベース(COSMATE 社製, MB-150)の上で静止立位し、矢状面前後方向の外乱(sin 波, 周波数 0.2, 0.4, 0.6, 0.8[Hz], 変位 80[mm])がモーションベースにより印加された。計測はモーションベースの動作を 30 周期分とし、各二試行ずつ行った。

COM, 足関節角度, 股関節角度は三次元動作解析システムより得られたマーク位置座標から算出した。

CCF より相関係数を算出し、ピーク値を Correlation Coefficient: CC, それに対応する時間ずれを Time Shift: TS と定義した(Fig.2)。外乱周波数間で TS を比較するために、TS はモーションベース一周期に対する割合[% one cycle]を用いた。例えば、信号 A と信号 B を CCF 解析し TS が負であったなら、信号 B は信号 A に先行していたことを表す。

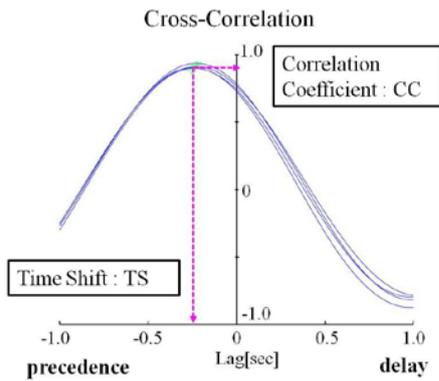


Fig.2 Cross-Correlation Function

以上求めた解析項目の外乱周波数間の有意差検定には分散分析を用い、 $p < 0.05$  を有意水準に設定した。有意差が認められた指標については、シュフェ法を用いた多重比較を行った。

3. 実験結果

Fig.3 は PS 0.8[Hz]のモーションベース, COM 変位, COP 変位, 足関節角度変化, 股関節角度変化, MGAS・SOL・TA の EMG の典型例である。PS において, COM が前方時に足関節は背屈, COM が後方時に底屈した(Fig.3)。COM および COP の挙動と MGAS EMG の変化は類似しており, 律動的であった。また COM と COP 間には, 静止立位時とは異なり位相差がみられた。

Fig.4 に足関節, 股関節, COM, COP の可動域(Range of motion: ROM)を示した。Fig.5 は一周期あたりの被検筋 EMG の積分値である。足関節 ROM, COM ROM についてはすべての外乱周波数間で有意差が認められた。0.6, 0.8[Hz]での股関節 ROM は 0.2[Hz]より有意に増加した。また 0.4[Hz]以降, COM の ROM は COP より有意に大きかった。0.8[Hz]の MGAS と SOL の EMG は 0.2[Hz]より有意に大きかった。PS において, TA は MGAS, SOL より有意に小さかった。

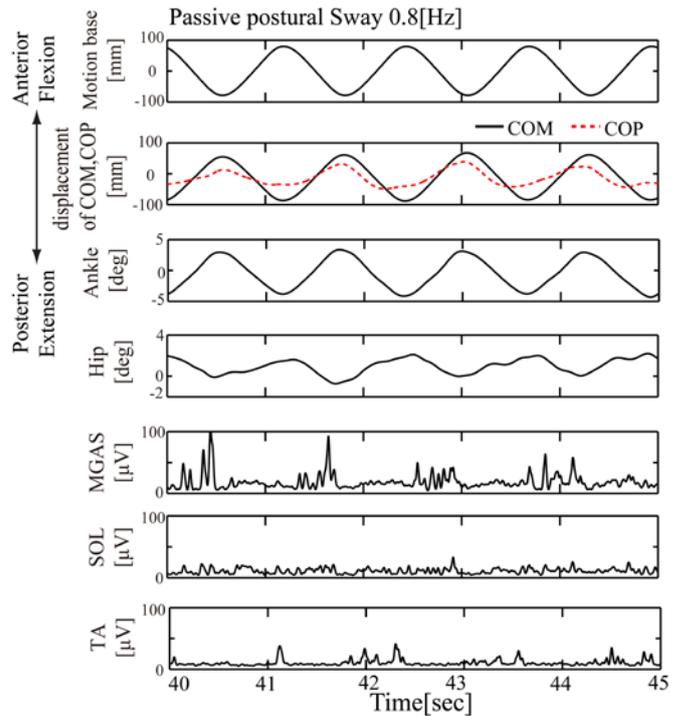


Fig.3 Typical time series of PS 0.8[Hz]

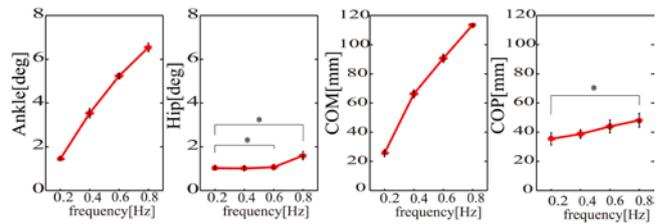


Fig.4 ROM of Ankle, Hip, COM and COP

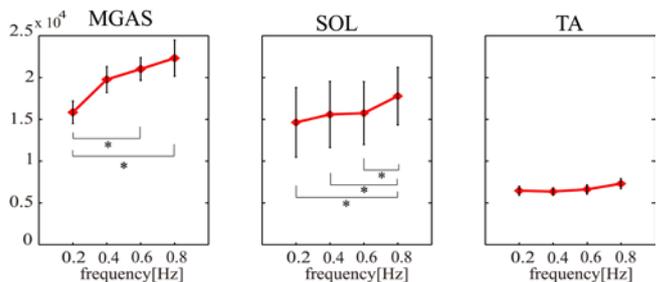


Fig.5 Integration value of EMG per one cycle

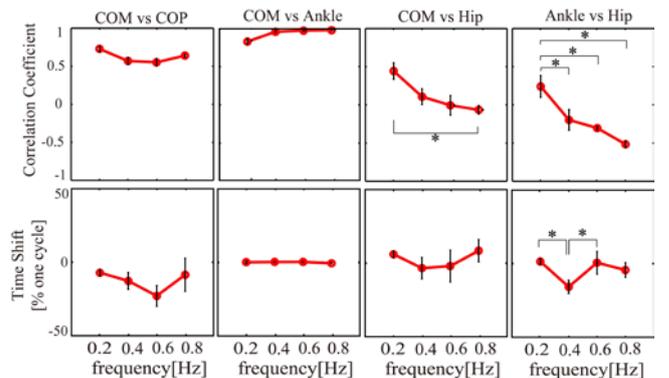


Fig.6 CCF of COM vs COP, Ankle, Hip and Ankle vs Hip

Fig.6はキネマティクス間のCCF結果である. 上部がCC, 下部がTSである. COM vs COP, COM vs Ankleについては, 常に高い正相関がみられた(Fig.6 Top). しかしながらCOM vs Hip, Ankle vs Hipについては0.2[Hz]と0.8[Hz]間に有意差がみられた. またAnkle vs Hipでは外乱周波数の増加に伴い相関係数の減少だけでなく, 0.4[Hz]より正相関から負相関への変化がみられた(Fig.6 Bottom). またCOM vs COPはすべての外乱周波数においてTSが負であり, COPはCOMに先行していた(Fig.6 Bottom).

Fig.7にはCOPと筋活動間のCCF結果を示した. Fig.6と同様に上部がCC, 下部がTSである. COP vs MGAS, COP vs SOLは高い正相関であった(Fig.7 B Top). COP vs MGASとCOP vs SOLはすべての外乱周波数においてMGAS, SOLはCOPに先行し, 先行時間(TS)は0.2[Hz]より0.6, 0.8[Hz]のほうが長くなった(Fig.7 B Bottom)

#### 4. 考察

PSにおいて外乱周波数を増加させていくと, 足関節・股関節・COM・COPのROMは増加した. しかしながら外乱周波数0.4[Hz]を境界として, 足関節動作と股関節動作が相反関係, つまり身体セグメント間の協調パターンが変化を開始した. 股関節動作を足関節動作に対して相反にすることで, COM ROMを減少させる戦略が機能したと考えられる. 協調パターンの変化はBuchananら<sup>[5]</sup>と同様の結果であったが, 今回の実験は膝関節を固定していたため, 先行研究の0.5[Hz]より低い周波数から変化が確認できたと考えられる.

静止立位時において, COPの振幅はCOMより大きく, 同位相である<sup>[1]</sup>. しかしながらPS 0.4[Hz]以降において, COM ROMがCOPより大きかったが転倒しなかった. これは外乱周波数依存による協調パターンの変化により, 足関節を中心としてCOMの安定性を図る足関節戦略から股関節によってCOM変位を制限する股関節戦略に移行したためと考えられる. 筆者らは高い外乱周波数において, COMのモーションベースに対する変位は増加するが, COMは空間上では固定されると報告した<sup>[6]</sup>. 本研究でも同様の姿勢制御<sup>[6]</sup>が用いられ, 姿勢の安定性が保持されたと考えられる. また, すべての外乱周波数においてCOPはCOMに先行していた. これは筆者らの別の実験結果<sup>[7]</sup>と同様であった. 受動的身体前後動揺ではCOPはCOMに先行し, 随意的身体前後動揺ではCOPとCOMに位相差はみられなかった<sup>[7]</sup>. 受動的身体前後動揺と随意的身体前後動揺で姿勢制御の方法が異なると考えられる.

COP vs MGASのCCは正であり, SOLより大きかった. 正のCCはCOPが前方移動時にMGASの筋活動により, COMを後方に修正するトルクを生じていることを表している. MGASの活動はSOLに比して律動的であり, 平衡を保持するための足関節トルクの発揮に大きな役割を果たしていると考えられる.

COP vs MGAS, COP vs SOLのTSは負であり, 外乱周波数の増加に伴い, 先行時間が増加した. MGASとSOLへの運動指令はCOPに先行(予測的姿勢制御)であったことを示した. COP(身体動揺)に先行する運動指令を出力することで, CNSからの神経伝達による遅れを克服し, より身体を安定させる姿勢制御戦略が機能したと思われる. また, 外乱周波数の増加はCOMを空間上に固定するよう促す. 姿勢の安定性を高めるよう運動指令の先行時間は増加されたと考えられる.

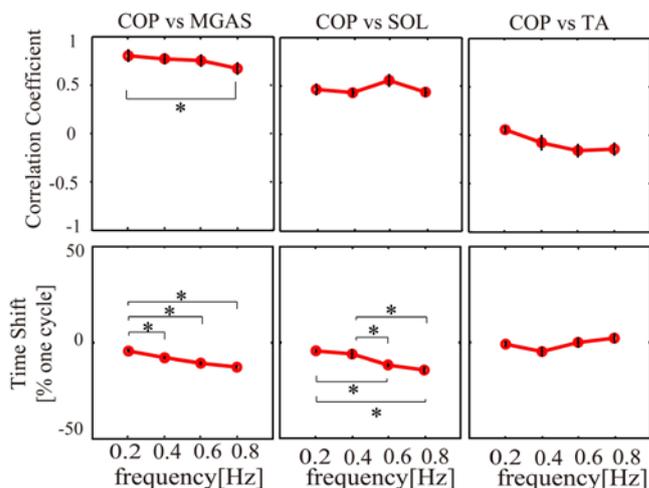


Fig.7 CCF of COM vs COP, Ankle, Hip and Ankle vs Hip

#### 5. 展望

股関節戦略が確認されたので, 大腿部の筋活動についても解析を行う. また, 外乱周波数変化は身体に対して変位よりも速度, 加速度へ影響が大きい可能性がある. COM変位に加え, COM速度, COM加速度と筋活動の関係性をCCFにより精査していく. 外乱周波数変化が身体に与える影響をより明確にするために, COM ROMをもコントロールできる実験系の開発が必要と考えられる.

#### 参考文献

- (1)David A.Winter, Stiffness control of balance in quiet standing, J Neurophysiol, 80, pp.1211-1221, 1998.
- (2)Pietro G.Morasso, Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing, J Neurophysiol, 88, pp.2157-2162, 2002.
- (3)Gatev P, Feedforward ankle strategy of balance during quiet standing in adults, J Physiol, 514, pp.915-928, 1999.
- (4)Masani K, Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance, J Neurophysiol, 90, pp.3774-3782, 2003.
- (5)John J.Buchanan, Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency, J Neurophysiol, 81, pp.2325-2339, 1999.
- (6)石澤昌典, 支持基底面の変化が立位姿勢時の姿勢制御戦略に与える影響, 生活生命支援医療福祉工学系連合大会 2011. (講演予定)
- (7)Hideaki Tabei, Modulation of low-limb muscle fascicle length during passive postural movement, BPES 2011.