

高齢者における立位姿勢モデルの構築に関する検討

Examination about the dynamics model during quiet standing in the elderly

○ 寺崎志織 (お茶の水女子大学) 太田裕治 (お茶の水女子大学) 酒井英里 (お茶の水女子大学)
大隅久 (中央大学)

Shiori TERASAKI, Ochanomizu University

Yuji OHTA, Ochanomizu University

Eri SAKAI, Ochanomizu University

Hisashi OHSUMI, Chuo University

Abstract : A human quiet standing posture is controlled by a central nervous system. In elderly people, this system differs from healthy people due to a loss of muscle strength and a decline of a sense organ. To clarify this difference due to aging, we considered that it is necessary to analyze the data from simulating the model of the elderly quiet standing posture. So, we acquired the kinematic and kinetic data of the elderly for building the model during quiet standing at the clinical scene. The result of the measurement of body sway and the displacement of COP is that the movement of upper part of elderly's body is larger than that of healthy's.

Key Words : Elderly , Quiet standing , Dynamics model

1.はじめに

ヒトの静止立位姿勢は、重心位置が高く支持面が狭いことから力学的に不安定である。立位の維持のために視覚、前庭、体性感覚などの感覚系の情報を統合し、適切な筋出力を行う運動制御を働かせて立位のバランスを維持している⁽¹⁾。

このバランス機能は加齢によって減退し、高齢者における転倒誘発の一因となる⁽²⁾。転倒予防対策として、バランス機能の維持・向上のための静止立位姿勢制御メカニズムの解明は急務である。

既存研究において姿勢制御メカニズムは、ヒトの身体を足関節周りに回転する1自由度の倒立振り子モデルに近似し、シミュレーションを用いて解析されている。この1自由度の倒立振り子モデルは、Gageらによって健康者を対象にした実験において有効性が確認されている⁽³⁾。

しかしながら高齢者の立位姿勢の力学モデルについて言及している既存研究は存在しない。その理由は、従来の運動データの計測方法では、計測環境が限定され、かつ計測機器が高額で大掛かりであるという問題点があるからであると考えられる。

本研究では、この問題点を解消し臨床フィールド計測を行うためのシステムの確立を行い、本計測システムを用いた計測データから、高齢者の静止立位時の身体力学モデルについて検討することを目的とした。

2.静止立位の力学モデル化

2-1 臨床フィールド計測における計測システムの確立

本研究では、高齢者等を対象とする臨床フィールド計測を行うため、可搬性・簡便性に優れた計測システムが必要となる。そこで本

研究室では、三次元 ToF カメラならびに重心動揺計を用いた計測システムを確立した。ToF カメラとは、三次元 ToF(Time-of-Flight) カメラとは、カメラから赤外線を照射し、対象物体に反射して戻るまでの光(反射波)の位相差(時間)を測定することで、奥行き計測が可能カメラである。この方法により、立位状態にある背面全体の運動状態の非接触計測が可能である。また、重心動揺計とは、足圧中心動揺を測定する機器であり、臨床現場での立位姿勢の評価において一般的に用いられるものである。この両機器を用いることにより、臨床フィールド計測が可能になると考えた。

2-2 計測システムを用いた身体動揺計測実験

計測システムの信頼性検証およびモデルのパラメータ確立のため、Fig.1 に示す計測システムに基づき、被験者(健康中年男性1名)を対象に運動データの収集を行った。計測項目は(a)身体各部位の運動、(b)床面からの反力とした。(a)項の計測に関しては、モーションキャプチャ(Hitachi Co., Vicon)ならびに三次元 ToF カメラ(Baumer Co., TZG01)によった。(b)項の計測に関しては、フォースプレート(Kistler Co.)による床反力(垂直方向反力成分ならびに水平方向反力成分)および重心動揺計(Nitta Co., マットスキャン)を用いた。

(a)項に関しては、被験者の身体に複数の赤外マーカを設置し、それを周囲に配置した7台の Vicon カメラによって撮影し、運動に伴う各マーカの三次元空間位置変動を 100Hz で計測した。同時に ToF カメラにより被験者の背面を撮影し、その前後揺動量を動画記録した。カメラデータの輝度値はフルスケール 16bit、撮影レートは 20fps とした。(b)項に関しては、フォースプレートによる床面

からの反力を 1000Hz, 重心動揺計による足圧中心変位を 20Hz で計測した。

撮影された動画データより頸部(M2), 両肩峰中点(M3), 背部(M4), 腰部(M5)の4点(Fig.2)の時間変位を抽出した。この4点の前後揺動量及び足圧中心前後変位の計測結果を Fig.3 に示した。

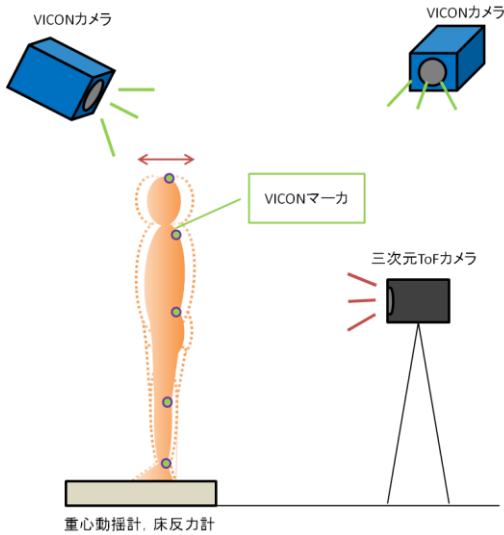


Fig.1 The method of body sway measurement with ToF camera

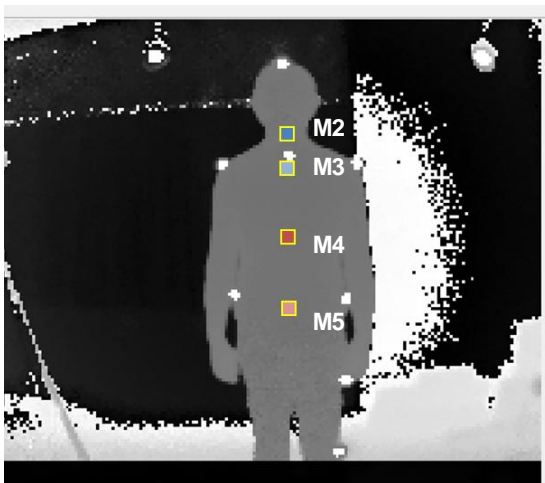


Fig.2 The picture outputted from a ToF camera

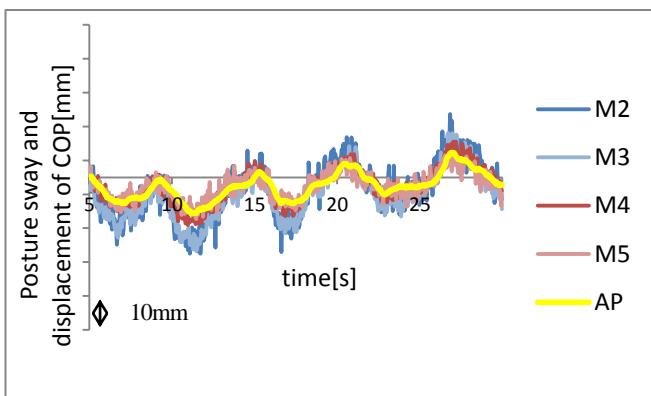


Fig.3 Posture sway and displacement of COP(Healthy middle male)
 グラフより, 各計測点における身体前後方向の揺れと足圧中心前後方向の揺れが同相で生じていることがわかる。また, 背部及び腰

部の前後揺動量と足圧中心揺動量は概ね一致しており, 頸部及び両肩峰中央部は, 背部及び腰部と比較すると揺動量が多いことがわかる。

2-3 静止立位の力学モデル化

以上の計測データより, 健康者における静止立位時の力学モデル化を検討した。Fig.4 に示すように, 身体を1つの剛体とみなし足関節を回転軸とする, 1自由度の前後揺動・倒立振子モデルとして近似した。モデルの作成に関しては, Masani らのモデルを参照した。各パラメータは Table 1 に示した。

Fig.4 のモデルの運動方程式は,

$$I\ddot{\theta} = mgh \sin \theta - T(t) \quad (1)$$

と表せる。

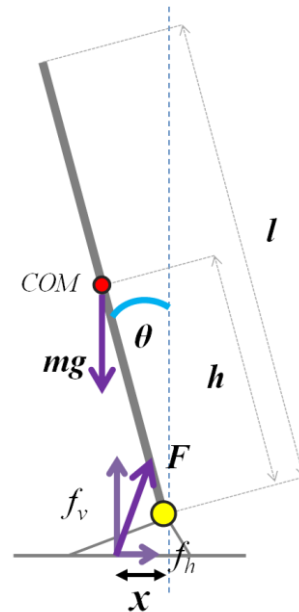


Fig.4 Inverted pendulum model of standing posture

Table 1 Parameter of the model

m 質量	kg
l 身長	m
h 足関節からの重心位置	m
F 床反力	N
f_v 床反力鉛直成分	N
f_h 床反力水平成分	N
θ 鉛直上向きに対する足関節角度 rad	
x 足関節から足圧中心までの距離 m	
g 重力加速度	m/s^2
T 足関節トルク	$N \cdot m$

ここで, θ は身体が鉛直線となす角度の時間変化, m は身体質量, I は足関節周りの身体慣性モーメント(身長ならびに体重から算出, 質量分布は均一と仮定), h は足関節から身体重心(COM)までの距離, g は重力加速度, $T(t)$ は足関節が発揮するトルクである。さらに, $x(t)$ を足関節を基点に計測した足圧中心位置(前後方向)の時間変

化とすると,

$$T(t) = F \cdot x(t) \quad (2)$$

となる. F は床反力ベクトルである. 静止立位においては, $F \approx mg$ と考えられるため,

$$T(t) = mg \cdot x(t) \quad (3)$$

となる. 式(1)-(3)より,

$$mgx(t) = mgh \sin \theta(t) - I\ddot{\theta}(t) \quad (4)$$

である. 以上のパラメータのうち, $\theta(t)$ は ToF カメラから取得可能である (Fig.4 における背部の距離変動を角度値に変換). また $x(t)$ は重心動揺計から, 足圧中心の前後方向データとして取得可能である. また, フォースプレートによる計測から, Fig.4 の f_x (水平方向成分) は F に対し僅かであり無視できること, また姿勢運動に伴う F の鉛直方向成分の変動量(増減)も微小であることを確認している.

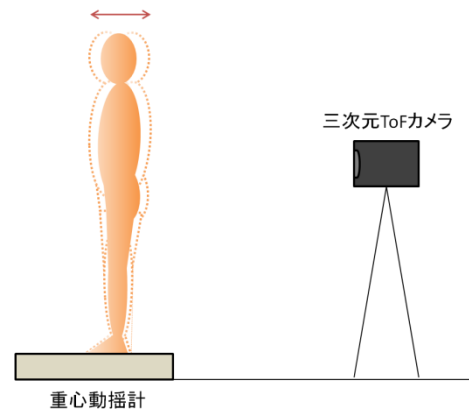


Fig.6 The method of body sway measurement at a clinical scenes

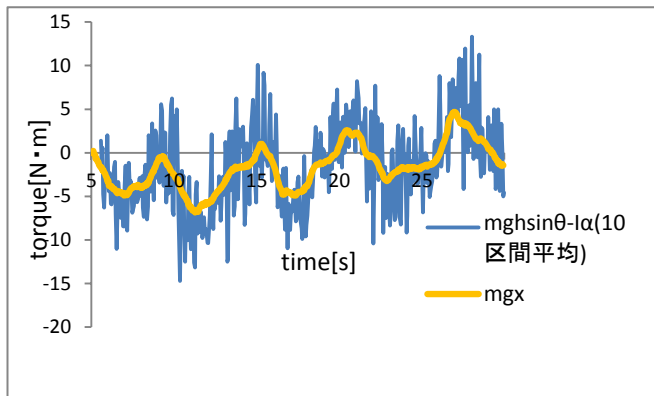


Fig.5 The value assigned to the model formula

このモデル式において, $\theta(t)$ を背部時間変位 (Fig.4 内赤線), $x(t)$ を重心動揺計による前後方向変位 (Fig.4 内黄線) とし, 数値データを代入した結果を Fig.5 に示した. ToF カメラによる $\theta(t)$ のデータは, 周囲光や衣服の布地などの影響によりノイズを含んでおり, 10 区間の平均化処理を行った. 以上のモデルならびに取得データに基づき, 残る 1 つのパラメータである h を算出することが可能であった. 結果より, 健常者を取得データから 1 自由度の倒立振子に近似することが可能であると言えた.

3. 高齢者データによる力学モデルの検討

3-1 高齢者データの収集

高齢者を中心とする被験者を対象に, 静止立位時の身体各部位の運動を臨床フィールド計測した. 高齢者の場合は疾患などの影響により様々な姿勢制御運動モードの存在が考えられるため, モデル化に先立って, どのような運動様式が存在するかを検討することを目的とした. 本実験は埼玉県志木市において現在実施されている, 高齢者を対象とした健康支援活動の場 (カフェラントールーム) を利用して行った. 計測項目は, (a) ToF カメラによる身体各部位の運動, ならびに, (b) 重心動揺計による足圧中心変位とした. 計測対象は, 健常高齢者 (75 ± 6.5 歳) とし, 被験者を開眼および閉眼状態で重心動揺計上に立たせ, 身体背部を ToF カメラで撮影し, 姿勢制御運動を計測した (Fig.). 現在までに, 延べ 18 名 (男性 4 名, 女性 14 名) のデータ収集を行った. 開眼時の結果の一例を Fig. に示した.

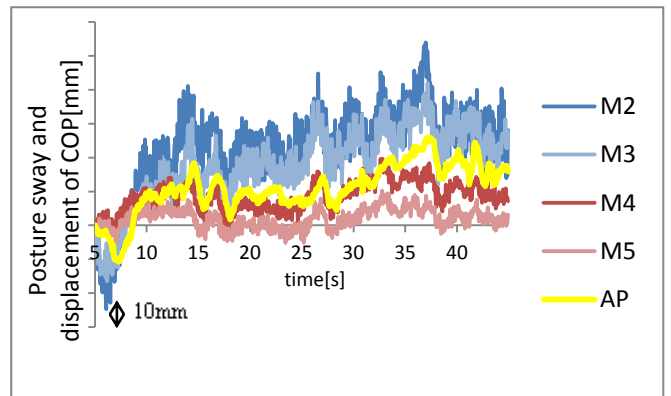


Fig.7 Posture sway and displacement of COP of subject A (Healthy elderly)

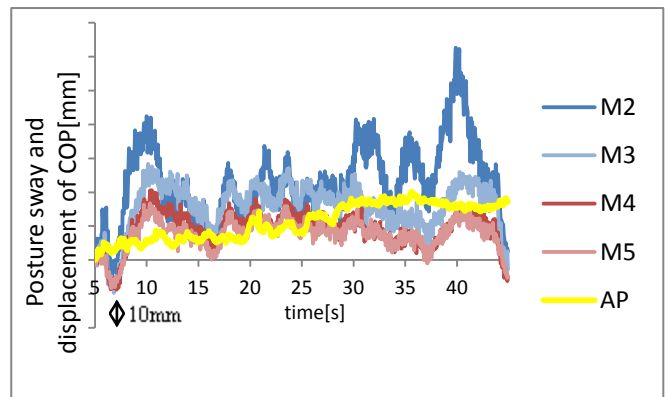


Fig.8 Posture sway and displacement of COP of subject B (Healthy elderly)

前項に示した健常者の計測結果と比較する. 上半身の揺動量 (Fig. 内青線及び水色線) が大きいことがわかる. また, 被験者 A は身体各部位の前後変位と足圧中心変位は同相であるように見えるが, 被験者 B では, 頸部の揺動が大きく, 肩峰中点から腰部にかけての上半身の揺動は同相であるが, 足圧中心動揺の波形とは異なっている.

3-2 高齢者における立位姿勢力学モデル化の考察

上述のグラフより, 開眼時において高齢者は足関節よりも股関節を用いた上半身の前後揺動によって静止立位を維持している可能性が考えられる. そのため, 健常者において妥当であるとされている 1 自由度の倒立振子モデルでの近似は適当ではないと考えられ

る。このため、足関節ならびに股関節支持により姿勢を維持する2自由度倒立振り子モデル(Fig.)への拡張が必要となる。

2自由度モデル内の新たなパラメータである上下半身別長さならびに身体慣性モーメントについては、文献データを参照する予定である。さらにモデルの拡張に際しては、①股関節周りのモーメントの仮定法、②最小二乗法による多変数の計算機的決定法、③関節可動域が増大した時の非線形的応答、等につき検討することが必要と考えられる。

また、更なる臨床データの収集及び解析を行い、高齢者特有の立位姿勢パターンを抽出することにより、高齢者の立位姿勢制御メカニズムの解明に有効な力学モデルを構築することができる。

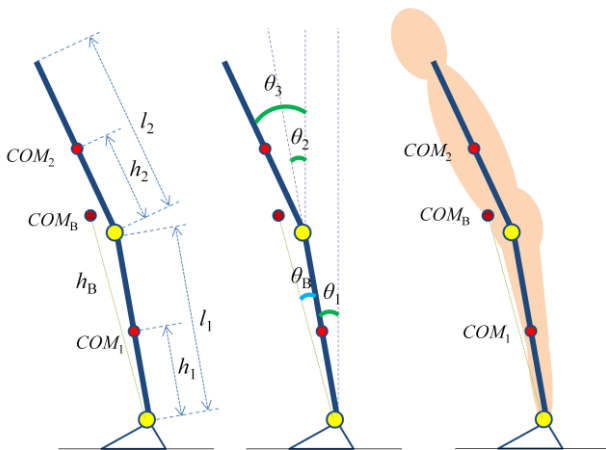


Fig.9 Double inverted pendulum model of standing posture

4.まとめ

本研究では、高齢者における立位姿勢力学モデルの構築を目的として、臨床フィールド計測可能なシステムを構築するとともに、第一段階として健常者を対象にデータ収集を行い、1自由度の倒立振り子モデルに近似した。また、このシステムを用いて高齢者の静止立位時の身体動揺を計測したところ、健常者に比べて、前後揺動量が大きく、さらに頸部、両肩峰中点部の揺動量が多いという結果が得られた。この結果より、高齢者の立位姿勢制御メカニズムを検討する際の力学モデルとして、1自由度の倒立振り子では不十分であり、2自由度の倒立振り子モデルを確立することが不可欠であると考えられる。さらに、臨床フィールド計測による高齢者のデータ収集を重ねて得られた、高齢者特有の身体特性を考慮することにより、高齢者の静止立位姿勢制御メカニズムの解明に有用なモデルを構築することができると考えられる。

今後は、2自由度の倒立振り子モデルを用いて外乱条件下での姿勢制御シミュレーションを行い、姿勢制御戦略を考察するとともに、高齢者データの生体計測を行い、計測データに基づき力学モデルの改良を行う予定である。

参考文献

- (1)政二慶, 阿部匡樹, バイオメカニクス的手法を用いた静止立位制御機構の解析, バイオメカニクス研究 9(1)10-17, 2005
- (2)政二慶, VETTE Albert H., POPOVIC Milos R., 高齢者の立位制御モデル, JJBSE11(4), 2007

(3)William H.Gage, David A.Winter, James S.Frank, Allen L.Adkin, Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing, Gait and Posture 19, 124-132, 2004