Study on Muscular Forces of Upright Human Subjected to Base Excitation

○学 杉本 太志 (阪府大院) 正 伊藤 智博 (阪府大) 正 新谷 篤彦 (阪府大)
正 中川 智皓 (阪府大) 奥田 邦晴 (阪府大) 野中 紘士 (阪府大)

Taishi SUGIMOTO, Graduate School of Engineering, Osaka Pref. Univ., 1-1 Gakuen-cho, Naka-ku, Sakai-shi, Osaka
Tomohiro ITO, Osaka Pref. Univ., Atsuhiko SHINTANI, Osaka Pref. Univ. Chihito NAKAGAWA, Osaka Pref. Univ.
Kuniharu OKUDA, Osaka Pref. Univ., Kouji NONAKA, Osaka Pref. Univ.

1. 緒 言

高齢者の転倒は寝たきりや要介護状態につながる可能性が非常に高く、これから向かう高齢化社会において転倒予防は大きな社会的意義がある。日常生活では揺れる電車内や航空機内、地震時など床励振を受ける状況が多く存在しその状況下での転倒予防を検討することが必要である。しかし、人体は非常に複雑であるため安定性維持のメカニズムは未だ解明できていないところが多い。

そこで本研究では単純化した人体の解析モデルを構築し、立位姿勢にある人体の床励振に対する応答と安定性の基本的な現象について検討する。

2. 簡易モデル化

2.1 剛体リンクモデル

人体を矢状面の剛体リンクモデル(図1)に簡略化する。 $m_i, l_i, I_i, r_i, \phi_i, \theta_i$ ($i=1, \dots, 4$) は、それぞれ各部位の質量、長さ、慣性モーメント、下側関節からの重心距離、水平方向からの角度、鉛直方向上向きからの角度とし、 ϕ は足部の重心位置の水平方向からの角度とする。ここで、 $i=1, \dots, 4$ はそれぞれ足部、下腿部、大腿部、上体部とする。 k_j, c_j ($j=ankle, knee, waist$) は各関節にある回転ばね定数、回転減衰係数である。また、 a_{heel}, a_{toe} は足裏踵側長さ、足裏つま先長さであり、 k_{heel}, k_{toe} は足裏ばね定数踵側、足裏ばね定数つま先側とする⁽¹⁾。

ただし、人体モデルは静的不安定であるため、現実の人体と同様、足首、膝、腰にそれぞれ反時計回りを正とする制御モーメント $M_{ankle}, M_{knee}, M_{waist}$ を与えることで姿勢の安定化制御を行う。

Fig. 1 Rigid link model of upright human

2.2 運動方程式

運動エネルギー T 、位置エネルギー U をラグランジュ方程式に代入しマトリックスの形にまとめ線形化すると次式を得る。

$$\dot{x} = Ax + Bu + C\ddot{z} \quad (1)$$

$$x = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \theta_4 \ y \ \dot{\theta}_1 \ \dot{\theta}_2 \ \dot{\theta}_3 \ \dot{\theta}_4 \ \dot{y}]^T \quad (2)$$

$$u = [M_{ankle} \ M_{knee} \ M_{waist}]^T \quad (3)$$

ここで u は制御モーメントを、 $\ddot{z}$ は床に与える加速度ベクトルを表す。

2.3 筋骨格モデル

前述したモーメントを用いて、図2のような11個の筋群(1. 大腿直筋, 2. 大殿筋, 3. ハムストリングス, 4. 広筋, 5. 大腿二頭筋, 6. 腓腹筋, 7. ヒラメ筋, 8. 前脛骨筋, 9. 腸腰筋, 10 腹筋, 11 脊柱起立筋)の筋張力を推定する。それぞれの筋に発生する筋張力を F_n 、その最大値を F_n^{max} とし、各々の筋に付着する関節のレバーアーム長を L_{jn} ($n=1, \dots, 11, j=ankle, knee, waist$) とすると、関節回りのモーメントの釣り合い関係より式(4)を得る。

$$M_j = \sum_{n=1}^{11} F_n s_{jn} L_{jn} \quad (4)$$

$$E = \sum_{n=1}^{11} \left(\frac{F_n}{F_n^{max}} \right)^2 \quad (5)$$

s_{jn} は1か-1の値を取る符号である。式(4)は不定問題となるため、式(5)の下肢総エネルギー E を評価関数とし、 E が最小となる最適解 F_n を求める。

Fig. 2 Musculoskeletal model

3. 数値シミュレーション

図3に人がつまづく場合の相対的筋負担度(RML)を示す。他の数値計算の詳細は当日に発表する。

Fig. 3 Muscular forces at stumbling

文 献

- (1) Kouchi, M., et al., Data base of size of Japanese human body 1997-98, AIST Digital Human Research Center (2000).