

立ち上がり動作における二関節筋の平行リンク機構

Parallel link mechanism of the biarticular muscles during rising motion

○小出卓哉(大電通大) 阿部友和(星城大) 藤川智彦(大電通大)

Takuya KOIDE, Osaka Electro-Communication University

Tomokazu ABE, Seijoh University

Tomohiko FUJIKAWA, Osaka Electro-Communication University

Abstract : The human action of standing up is regarded as a key aspect of rehabilitation for maintaining a basic standard of daily life. We demonstrated the function of the biarticular muscles in the lower extremity with the action of standing up at the experimental model analysis. In this light, we considered the possibility of a parallel linkage function in which the biarticular muscle directs the floor reaction force toward the center of gravity, and constructed an experimental model with the rectus femoris in such a linkage. In experimental model analysis with the dynamic action of standing up, parallel linkage retains the inertial force generated by contraction of the monoarticular extensors of the knee joint and thus retains the force of rearward trunk falling and effectively functions to direct floor reaction force toward the center of gravity.

Key Words : Parallel Link Mechanism, Rising Motion, Biarticular Muscles, Rectus Femoris, Gastrocnemius

1. はじめに

現在, リハビリテーションにおいてヒトの立ち上がり動作は生活水準を維持するための重要な動作である。ヒトの立ち上がり動作が各関節トルクにより構築されるとすると, 股関節伸展トルクと膝関節伸展トルクおよび足関節伸展トルクにより構成されることがわかる。しかし, 臨床の現場では, 股関節伸展トルクが十分ではなくても立ち上がりができる事例や膝関節トルクが十分にあって立ち上がりができない事例などが存在し, 単純な理論と異なる事例がある。そこで, 我々は各関節の運動に冗長的な関与を及ぼす二関節筋の機能に着目し, 立ち上がり動作における動作筋電図学的解析と実験的モデル解析をおこなった。筋電図学的解析では股関節の一関節伸展筋の活動が微小であること, 膝関節の一関節伸展筋と股関節と膝関節と同時に関与する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の活動が非常に大きいことが明らかになり⁽¹⁾, 立ち上がり動作の股関節伸展トルクに関して, 拮抗的な機能となる大腿直筋の機能を明らかにすることを試みた。特に, ここでは下肢下腿部の二関節筋である腓腹筋が下腿部と平行リンクになることで, 重心方向に床反力方向を向ける機能⁽²⁾があることに着目し, 立ち上がり動作における体幹の安定性に大腿部前面の二関節筋である大腿直筋が平行リンクとして貢献していることを実験的モデルを用いて明らかにした。

2. 二関節筋による平行リンク機能

ヒトの立ち上がり動作に基づいて, 最も単純なモデルとすると, 股関節(H)の一関節伸展筋(f_1), 膝関節(K)の一関節伸展筋(e_2)と下腿部の平行リンクとなる腓腹筋(Gs)の計3筋となる(図1a)。このモデルは4リンクモデルであり, 体幹長は先端Sと関節H間, 大腿長は関節H-K間, 下腿長は関節K-A間, 足底長は関節Aと先端Tと定め, 下腿部には腓腹筋(Gs)の平行リンクの機能を有しているとした。指先(T)に発生する床反力Fの方向と重心Gの方向が一致するには, 指先(T)と重心Gを結ぶ直線から股関節(H)までの距離 l_h および膝関節(K)までの距離 l_k と, 駆動源 f_1 によって発生する股関節(H)の伸展トルク T_h および駆動源 e_2 によって発生する膝関節(K)の伸展トルク T_k の関係が,

$$\epsilon = l_h / l_k = T_h / T_k \tag{1}$$

となる必要がある。すなわち重心や姿勢によって変化する ϵ に対して, 常に股関節(H)の伸展トルク T_h と膝関節(K)の伸展トルク T_k が式(1)を満足するように駆動源のトルク(T_h, T_k)を調節しなければならないことがわかる。そこで, 動作筋電図学的解析の結果を考慮したモデルにすると, 大腿部では膝関節(K)の一関節伸展筋(e_2), 股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋(e_3)の2筋となる。そこで, 大腿直筋(e_3)が大腿部と平行リンクとなることで, 腓腹筋(Gs)と同様の機能, すなわち, 重心方向と床反力方向が自然に一致する機能を有すると考えると, 図1b)の大腿部のワイヤ(e_3)によって自由度が拘束されるモデルとなる。静的な場合では, このワイヤ(e_3)は機能せず, 膝関節トルク(T_k)を股関節トルク(T_h)へと伝達することはできないが, 立ち上がりのような動的な場合は膝関節トルク(T_k)が発生する場合, 体幹には慣性が生じ, その慣性によって股関節にトルク(T)が生じる。ワイヤ(e_3)を介して, 股関節(H)が膝関節(K)から受けるトルクを T_{hk} , 膝関節(K)が股関節(H)から受けるトルクを T_{kh} とし, 駆動源 e_2 によって発生するトルク T_{e2} とすると,

$$T_h = T - T_{hk}, T_k = T_{e2} + T_{kh} \tag{2}$$

となる。また, 股関節トルク T_h は0となるので, ワイヤ(e_3)で伝達されるトルクは体幹の慣性力によって発生するトルクとなり, 大腿直筋(e_3)がワイヤのように働くことにより, 重心や姿勢によって変化する ϵ に対しても, 指先(T)の力Fを常に重心Gへ向けることができ, 膝関節(K)の一関節伸展筋(e_2)のみの膝関節トルク(T_{e2})により, 非常に効果的な立ち上がりが可能であることが伺える。

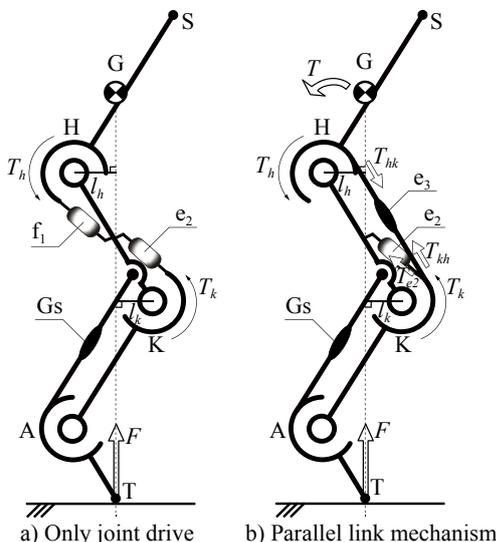


Fig. 1 Lower limb model

3. ヒトの立ち上がり動作を再現する実験的解析

3.1 立ち上がり動作の主筋筋を考慮したモデル

図 1b) モデルを基準に大腿直筋 (e_3) を平行リンク化した実験モデルを試作した。試作した実験用モデルの構成を図 2 に示す。駆動源には圧縮バネを用い、関節 K の一関節伸展バネ S_{e2} 、関節 H と関節 K に同時に関与する平行リンク W_{e3} を装備させた。なお、初期姿勢において、関節剛性を維持するための拮抗作用として、同じ圧縮バネを出力 50% 収縮でバネ S_{e2} と平行リンク W_{e3} と釣り合うようにした。また、下腿部の平行リンク機構である腓腹筋のロッド L_o を装備させ、立ち上がり後、関節 K が最大伸展 ($\theta_2=0^\circ$) 時にリンク (K-A) が平行リンクとなるようにロックされ、下部リンク (A-T) が床に対して水平になるようにした。これらの条件を考慮し、各リンク長は 200[mm] (足底部のリンク長は 100[mm])、バネ定数 1.63[N/mm] のバネを用いたアクリル製の全質量 722[g] のモデルを製作した。この実験モデルより平行リンク W_{e3} の有無による立ち上がり姿勢と床反力の変化を確認した。

3.2 モデルによる立ち上がり動作

平行リンク W_{e3} をワイヤとして装備させた実験モデルを用いて、平行リンク W_{e3} の有無が立ち上がりに与える影響を確認した。図 3 は平行リンクのワイヤがない場合、図 4 はワイヤを有した場合の立ち上がりの姿勢変化と床反力を矢印で示す。実験モデルの初期姿勢は関節 H 方向に床反力を発生させる条件とし、膝屈曲角度 θ_2 は共に 105° となるように規定した。この条件により、平行リンク W_{e3} が無いモデルの初期姿勢は股屈曲角度 $\theta_1=52^\circ$ 、膝屈曲角度 $\theta_2=105^\circ$ となり、平行リンク W_{e3} を有するモデルの初期姿勢は股屈曲角度 $\theta_1=105^\circ$ 、膝屈曲角度 $\theta_2=105^\circ$ となる。図 3 のスティックピクチャは関節 H の支えを解放した時の 30[ms] ごとの姿勢変化を示す。また、図 4 のスティックピクチャは関節 H の支えを解放した時の 20[ms] ごとの姿勢変化と床反力を矢印で示す。このとき、図 3 は大腿直筋に相当するワイヤ W_{e3} がないため、関節 K の伸展トルクによる回転動作によって発生する慣性力により、上部リンク (S-H) は徐々に後ろに倒れることがわかった (姿勢 P3-P7 間)。しかし、姿勢 P5 で腓腹筋に相当するロッド L_o がリンク (K-A) を平行リンク化することにより、関節 A が離床しても下部リンク (S-H) は後ろに倒れるが、下肢は立ち上がりの姿勢を維持したまま立ち上がる。それに対し、大腿直筋に相当するワイヤ W_{e3} がある図 4 は慣性力によって倒れる上部リンク (S-H) を引き止め、さらに、平行リンク化することで関節 A に発生する床反力を常に重心方向へ調整することができ、立ち上がりを容易にしていることが伺えた。また、姿勢 P5 では腓腹筋に相当するロッド L_o がリンク (K-A) を平行リンク化することにより、関節 A が離床しても関節 K の伸展トルクを先端 T に伝達させ、床反力を重心方向へ調整し、立ち上がり時の姿勢を維持したまま立ち上がった。これより、大腿直筋

に相当する平行リンク W_{e3} により、関節 A に発生する力を常に重心方向に制御でき、関節 A が離床した場合でも、下腿部の腓腹筋に相当するロッド L_o が先端 T に発生する力を常に重心方向に制御できることがわかった。また、このモデルは姿勢 P4 のような関節 K の最大伸展 ($\theta_2=0^\circ$) 時にリンク (K-A) が平行リンクとなるようにロックされる機構であるため、下部リンク (A-T) が床に対して水平となり、姿勢 P6 では立ち上がった状態で静止できた。この結果、大腿直筋に相当する平行リンク W_{e3} は関節 K (膝関節) の一関節伸展筋のみの駆動力と下肢の平行リンク機構により、ヒトのような立ち上がりが可能であることが伺えた。

4. おわりに

ヒトの立ち上がり動作において、下肢の二関節筋である大腿直筋と腓腹筋を平行リンクとしたモデルを試作し、大腿直筋が平行リンク化することにより、慣性力によって倒れる体幹を引き止め、さらに、踵部に発生する床反力を常に重心方向へ調整し、踵部が離床した場合でも腓腹筋による平行リンクが足趾に発生する床反力を常に重心方向へ調整することがわかった。すなわち、ヒトの立ち上がり動作は下肢の平行リンク機構により、膝関節の一関節伸展筋のみの駆動力で、立ち上がりを可能にする機構であることが提示できた。

参考文献

- (1) 阿部友和, 金井章, 古川公宣, 藤川智彦, 三対 6 筋の機構特性を考慮した立ち上がり動作時の生体内力の推定, ライフサポート学会, vol.21, no.3, p.7, 2008.
- (2) 大島徹, 鳥海清司, 藤川智彦, 百生登, 足関節と膝関節の二関節筋による協調機能を用いた跳躍メカニズム, 日本機械学会論文集, vol.71, no.712, pp.176-182, 2005.
- (3) 藤川智彦, 百生登, 鳥海誠司, 大島徹, 下肢の筋配列を考慮したリンクモデルの機構特性, バイオメカニズム学会, バイオメカニズム 21, pp.167-177, 2012.

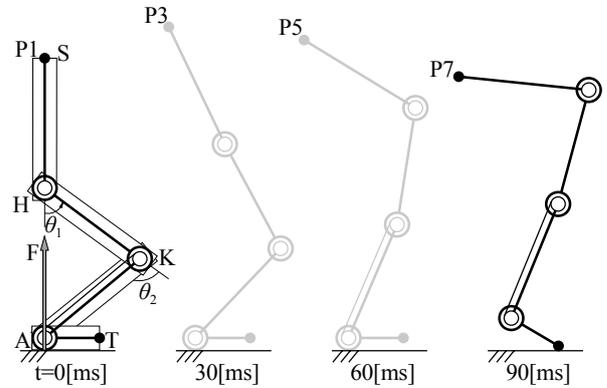


Fig. 3 Rising motion without a parallel link mechanism

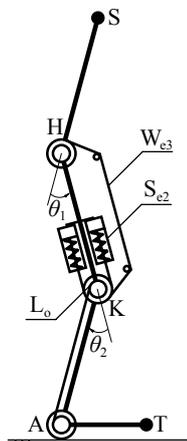


Fig. 2 Experimental model

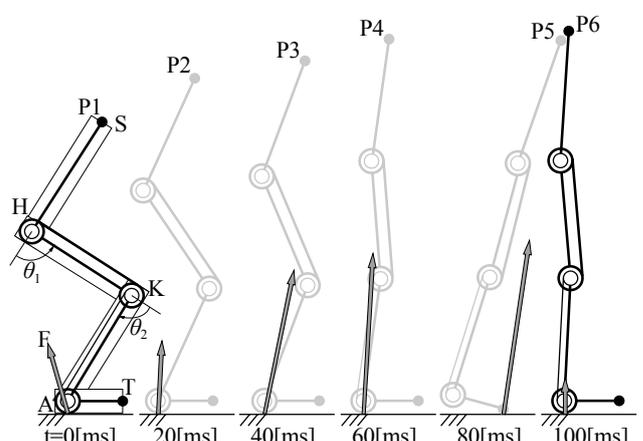


Fig. 4 Rising motion with a parallel link mechanism