Mechanical properties with muscle activities of antagonistic pair of the bi-articular muscles in the leg at heel contact

○ 仲川亘(大阪電通大) 万野真伸(大阪電通大,大阪ハイテク)
 小出卓哉(大阪電通大,大阪医専) 阿部友和(富山県大,星城大) 藤川智彦(大阪電通大)
 Wataru NAKAGAWA,Osaka Electro-Communication University
 Masanobu MANNO,Osaka Electro-Communication University,Osaka College of High Technology
 Takuya KOIDE,Osaka Electro-Communication University,Osaka Isen College of Medical Care & Welfare
 Tomokazu ABE,Toyama Prefectural University,Seijoh University

Tomohiko FUJIKAWA, Osaka Electro-Communication University

Abstract: To examine human heel contact during walking and other movements, we propose a simple model of the muscular arrangement in the human leg. The model comprises an antagonistic pair of mono-articular muscles at the hip and knee joint together with an antagonistic pair of bi-articular muscles. On this basis of this simplified model, we analyzed movement using electromyography (EMG) and theoretical robotics. EMG analysis shows that, during heel contact, electrical discharges occur simultaneously in the pair of antagonistic bi-articular muscles in the femoral region. The theoretical robotics analysis shows that this simultaneous electrical discharge is necessary for controlling both the coefficient of viscosity and stiffness ellipse at the heel contact.

Key words : bi-articular muscle, simultaneous electrical discharge, heel contact, dissipated impact, viscosity and stiffness ellipse

1. はじめに

近年、ヒトや動物の四肢の運動機能を明らかにするため の研究が多くおこなわれており、ロボット工学の進歩にとも ない生体工学においてもその手法を応用した解析が進めら れている.しかし,ヒトや動物の四肢は一般的なロボットアー ムのような各関節のアクチュエータによるアーム先端の運 動制御ではなく、対となる拮抗筋の協調活動により、四肢 先端の粘弾性と発生する力を制御している (1). この機能には ヒトや動物の四肢に存在する二つの関節を同時に駆動させ る二関節筋が大きく関与し、この二関節筋が存在するリンク 内では個々の関節を独立に取り扱うことが難しい. そこで, 本研究ではヒトの踵着床のエネルギ吸収において、ヒト下 肢の筋配列を考慮した最も単純化した二関節リンクモデル を基準に拮抗二関節筋の機能を明らかにすることを試みた. ここでは、ヒトの踵着床の筋活動を動作筋電図学的解析に より明らかにし、リンク先端に発生する力および粘弾性の 関係をロボット工学的理論解析により明らかにした.

2. 踵着床における動作筋電図学的解析

動作筋電図学的解析により、踵着床時のエネルギ吸収に 関する筋群およびその特性について明らかにすることを試 みた. 被験者は健常男性7名とし, 被験筋は踵着床に関与 する大腿部の主要な筋群の拮抗二関節筋である前面の大腿 直筋(Rf)と後面の内側ハムストリングス(Hm), 膝関節の一 関節伸筋である内側広筋 (Vm), 股関節の一関節伸筋である 大臀筋 (Gm) の4 筋とした.また, 踵着床時つま先の関与の 有無を確認するため、足関節の背屈筋である前脛骨筋、下 腿部の二関節筋である後面の腓腹筋外側頭も被験筋とした. なお, 被験者には実験の試技・目的を説明した後に, 実験 参加の同意を得た.実験試技は高さ調節の可能なぶら下が り棒から懸垂下垂し、足関節を背屈させた状態で床反力計 上に踵部から着床させた. 被験者は安定して踵から着床が 可能になるまで訓練し、着床の際の上体は踵と股関節を結 ぶ鉛直線上にある状態を維持したまま、エネルギ吸収の屈 曲動作を行うように指示した. 懸垂落下による衝撃力は踵 から床反力計表面まで鉛直距離で20[cm]となるようにした. 図1は離手から着床立位時までの積分筋電図と着床動作中 の姿勢をスティックピクチャで示した結果の代表例である. この筋活動は安定して踵着床したすべての被験者で同様な 傾向が得られた. 図中の姿勢Aは離手直後,姿勢Bは着床時, 姿勢 C は膝屈曲開始時, 姿勢 D は膝最大屈曲時, 姿勢 F は 着床立位時となる.この図より, 踵着床時の主働筋は内側 広筋 (Vm),大腿直筋 (Rf),大臀筋 (Gm),内側ハムストリン グス (Hm) であり,内側ハムストリングス (Hm) は拮抗筋で ある大腿直筋 (Rf)の活動に比べて小さな筋活動であったが, 拮抗二関節筋ペアの同時放電が確認できた.なお,この拮 抗二関節筋ペアの同時放電は全ての被検者において同様の 傾向があっため,踵着床では抗重力に作用する大腿直筋 (Rf) の作用を減衰させても内側ハムストリングス (Hm) が活動す ることがわかった.

3. 踵着床におけるロボット工学的解析

3.1 解析に使用したリンクモデル

本解析で用いたリンクモデルを図2に示す.このリンク モデルは股関節(H)の伸筋と屈筋に対応する拮抗一関節駆 動源(f₁,e₁),膝関節(K)に関与する伸筋と屈筋に対応する拮 抗一関節駆動源(f₂,e₂),股関節(H)と膝関節(K)に同時に関 与する大腿部前面と後面の二関節筋に対応する拮抗二関節 同時駆動源(f₃,e₃)の計6筋により構成した.また,踵部(A)



Fig.1 IEMG at heel contact

に関する伸展および屈筋は着床点が踵であるため,モデル 化していない.このモデルを用いて,出力方向特性と粘弾 性によって踵部 (A) に発生する弾性楕円および散逸楕円の 特性について解析をおこなった.また,モデルの駆動源は 粘弾性モデルとし,収縮力 $u_{f_i}u_{el}(i=1,2,3)$ とすると,この収 縮力によって変化する,弾性係数は $k_{f_i}u_{f_i}k_{el}u_{el}(i=1,2,3)$,粘 性係数は $b_{f_i}u_{f_i}b_{el}u_{el}(i=1,2,3)$ とした. $k_{f_i}k_{el}(i=1,2,3)$ は各筋の弾 性係数の要素, $b_{f_i}b_{el}(i=1,2,3)$ は各筋の粘性係数の要素であ る.大腿部に対応するリンク長を l_i ,下腿部に対応するリン ク長を l_2 ,股関節 (H)の角度を θ_1 ,膝関節 (K)の角度を θ_2 とし, 各駆動源 (f_i,e_i:i=1,2,3) が各関節におよぼすモーメントアーム は r_i (i=1,2,3) とした.

3.2 踵部に発生する出力と弾性の特性

収縮力uによりリンク先端の踵部(A)に発生する力(F_x, F_y)は,

$$\begin{bmatrix} F_{x} \\ F_{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J^{T} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} r_{1} & 0 & r_{3} \\ 0 & r_{2} & r_{3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{l1} - u_{e1} \\ u_{l2} - u_{e2} \\ u_{l3} - u_{e3} \end{bmatrix},$$

$$J = \begin{bmatrix} l_{1} \sin \theta_{1} + l_{2} \sin(\theta_{1} + \theta_{2}) & l_{2} \sin(\theta_{1} + \theta_{2}) \\ -l_{1} \cos \theta_{1} - l_{2} \cos(\theta_{1} + \theta_{2}) & -l_{2} \cos(\theta_{1} + \theta_{2}) \end{bmatrix}.$$
(1)

となる. 解析姿勢は着床時の最大屈曲姿勢(θ=90°,θ=45°)とした.

踵部 (A) に発生する力は拮抗筋ペアの収縮力 $u_{f_b}u_{el}(i=1,2,3)$ の差となり, 踵着床での姿勢保持の方向は, 図3 に示した3 方向となる.この図から体幹を安定して保持する, すなわち, 出力方向を股関節 (H) と踵部 (A) を結ぶ鉛直上の向きにするには, 股関節の一関節筋の収縮力と二関節筋の収縮力が等しい ($u_{f_r}-u_{el}=u_{es}-u_{fl}$) 関係が必要となる. 踵部 (A) に発生する変位($\Delta x, \Delta y$)にともない発生する力 $\Delta F(\Delta F_x, \Delta F_y)$ を求めると,

$$\begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} k_1 r_1^2 + k_3 r_3^2 & k_3 r_3^2 \\ k_3 r_3^2 & k_2 r_2^2 + k_3 r_3^2 \end{bmatrix} \cdot \mathbf{J}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix},$$

$$k_i = k_{fi} u_{fi}^{-1} + k_{ei} u_{ei}, i=1,2,3.$$

となる. 三対 6 筋の弾性係数がすべて等しい場合は股関節 (H) と踵部 (A) を結ぶ鉛直上の向きである Y 軸上に弾性楕円の長軸が存在するが, 股関節の一関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数と二関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数と之関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数と二関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数とこ関節筋ペア (f_i,e_i)の弾性係数が等しい ($k_{f_i}u_{f_i}+k_{e_i}u_{e_i}=k_{f_i}u_{f_i}+k_{e_i}u_{e_i}$) 関係が必要となる. これより, 股関節の伸展筋のみの活動の場合, 踵部 (A) に発生する力と弾性楕円の軸を体幹軸 (股関節 (H) と踵部 (A) を結ぶ鉛直上)

と一致させるには、 $(k_{\beta}-k_{el})u_{e3}=(k_{\beta}+k_{e3})u_{\beta}$ の関係となり、大腿部の二関節筋ペア (f_{3},e_{3}) の同時放電が必要となることがわかった.

3.3 踵部に発生する粘性の特性

等散逸エネルギから踵部 (A) に発生する粘性係数を弾性 楕円と同様の方法, すなわち, 各関節の角速度の変化量に 対する先端の抵抗力の変化を求めると踵部(A)に発生する 粘性係数は図4の楕円となる.なお、図4はモデル内の各 要素を全て同じ、すなわち、モーメントアーム、各筋の粘 性要素はすべて等しいとした結果であり,着床時の姿勢 C-D間における体幹の速度変化をもとに、 踵部 (A) に発生 する粘性楕円の軸の傾きと姿勢変化を示したものである. これより、体幹の速度変化が大きい姿勢 C-D 間において、 粘性楕円の軸と体幹の速度変化方向(股関節(H)と踵部(A) を結ぶ鉛直線上)に微小なズレが生じていることがわかる. この微小な軸のズレを解消するには、大腿部の二関節筋ペ ア(f₁,e₁)の同時放電, すなわち, 二関節筋ペア(f₁,e₁)の粘性 係数を高めることにより、 踵部 (A) に発生する粘性楕円の 軸と体幹の移動方向を一致させることができ、安定した体 幹の状態で、着床の衝撃を吸収できると考えられる.

4. おわりに

本研究ではヒトの踵着床時のエネルギ吸収において,動 作筋電図学的解析とロボット工学的解析をおこなった.そ の結果,動作筋電図学的解析より大腿部前面と後面の二関 節筋ペアに同時放電が確認され,その同時放電の効果をロ ボット工学的解析より,踵着床時に踵部に発生する力と弾 性および粘性楕円の軸を同時に調整するために必要である ことを示すことができた.これより,ヒトの着床時に体幹 を安定させるためには,大腿部の拮抗二関節筋ペアである 大腿直筋とハムストリングスの同時放電が大きく貢献して いることが明らかになった.

謝辞

(2)

本研究を進めるにあたり,元大阪電気通信大学の橋本不二 雄教授,村岡利英氏の協力を得た.ここに記して謝意を表 する.

参考文献

- N. Hogan:Impedance Control (An Approach to Manipulation), Transactions ASME, Jouanal of Dynamic Systems, Measurement and Control, 107, pp.1-24, 1985.
- Measurement and Control, 107, pp.1-24, 1985.
 (2) 大島徹,藤川智彦,熊本水頼:一関節筋および二関節筋を含む筋座標系によるロボットアームの機能的特性(筋の収縮力とロボットアームの粘弾性),精密工学会誌,66,1, pp.141-146, 2000.



Fig.2 Analysis model



Fig.3 Output force and coefficient ellipse of elasticity



Fig.4 Coefficient ellipse of viscosity