

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 5 月 20 日現在

機関番号：34412
 研究種目：若手研究(B)
 研究期間：2010～2011
 課題番号：22760200
 研究課題名（和文） ヒト下肢の筋配列を考慮した跳躍・着床のメカニズム
 研究課題名（英文） Mechanical Properties of Link Model with Lower Extremity Muscle Arrangement during the landing and jumping motion
 研究代表者
 藤川 智彦 (FUJIKAWA Tomohiko)
 大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教授
 研究者番号：80321420

研究成果の概要（和文）：ヒトや動物は一般的なロボットのように1つの関節を1つのアクチュエータで制御するのではなく、2つの関節を同時に駆動させる二関節筋を含めた拮抗筋ペアの協調活動により制御している。そこで、我々はこれらの筋配列を基準にした下肢のリンクモデルを提案し、ヒトの跳躍・着床時に下腿部後面の二関節筋である腓腹筋の平行リンク機構が安定した跳躍に大きく関与することと、大腿部の三対6筋の協調的な収縮機構が踵着床における力の吸収に貢献することを明らかにした。

研究成果の概要（英文）：Unlike conventional robots, in which a single actuator controls the movements of a single joint, humans have pairs of antagonistic muscles, including bi-articular muscles. These muscles function together to simultaneously move two joints, controlling the viscoelasticity and the force generated at the ends of the four extremities. From this perspective, we proposed a simplified lower-extremity link model that takes into consideration not only the mono-articular muscles of the various joints, but the bi-articular muscles as well. We then demonstrated that the parallel link mechanism of the gastrocnemius muscle, the bi-articular muscle along the posterior crus, is strongly involved in stabilizing a jumping motion, and that the coordinated contraction mechanism of the three pairs of muscles in the femoral region contributes to absorbing the force generated during the landing motion.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	2,800,000	840,000	3,640,000
2011年度	500,000	150,000	650,000
総計	3,300,000	990,000	4,290,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学、知能機械学・機械システム

キーワード：生体機構制御

1. 研究開始当初の背景

生体の運動機構は電子制御を装備した一般的なマニピュレータなどのリンク機構とは大きく異なる。その大きな構造的相違に二つの関節に同時に関与する駆動源である二関節筋の存在が挙げられる。ヒトを含めた陸上で生活する動物はこの二関節筋を含めた

筋群による協調的な活動により、日常普遍的な動作である歩行や走行などをおこなっている。しかし、この二関節筋は一つの関節のみを駆動させる一関節筋とは異なり、一方の関節に協同的に作用するときは他方の関節では拮抗的に作用する機能を有している。このため、二関節筋は冗長な機能であるとされ、

一般的なマニピュレータの機構にはほとんど見られないメカニズムである。しかし、ヒトを含めた陸上で生活する動物は必ずこの二関節筋を有しており、コンピュータのような高速演算ができない神経支配回路網でも跳躍・着床などの様々な運動をおこなっている。

2. 研究の目的

本研究は一般的なマニピュレータのようなコンピュータ制御による運動制御ではなく、生体の運動機構を応用した機械的メカニズムによる運動制御を解明する研究である。ここでは、特に生体運動の最も重要な運動の一つである跳躍・着床に着目し、それを可能にする機械的モデルをヒト下肢の筋配列から構築し、そのメカニズムの機構特性を理論的および実験的に明らかにする。さらに、この機械的モデルによる解析結果とヒトの跳躍・着床時の運動における動作筋電図学的解析による結果を相互に検証することにより、ヒト下肢の筋配列が有する機械的特性を明らかにし、ヒトのような運動を可能にする機械的メカニズムを提示することを目指す。

3. 研究の方法

(1) ヒト下肢の筋配列から構築した解析モデルを用いた理論的および実験的解析の方法について記す。ヒトの跳躍・着床時の動作は足趾離床・踵着床である。この動作に関与する主動筋群を基に、下肢の筋配列を単純化したリンクモデルを図1に示す。このリンクモデルは拮抗筋ペアを基本とし、股関節(H)に関与する伸筋である大臀筋(Gm)と屈筋である腸腰筋に対応する拮抗一関節駆動源ペア(f_1, e_1)、膝関節(K)に関与する屈筋である大腿二頭筋短頭と伸筋である外側広筋(V1)に対応する拮抗一関節駆動源ペア(f_2, e_2)、股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する大腿部背面の大腿二頭筋長頭(B1)とその拮抗筋である大腿部前面の大腿直筋(Rf)である拮抗二関節同時駆動源ペア(f_3, e_3)、膝関節(K)と足関節(A)に同時に関与する下腿部後面の腓

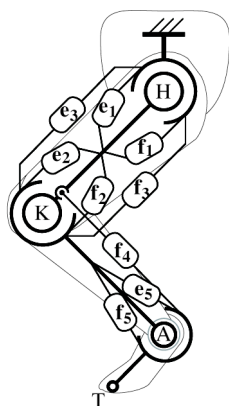


図1 ヒト下肢の筋配列を考慮したモデル

腹筋(Gs)に対応する二関節同時駆動源(f_4)、足関節(A)に関与する屈筋である前頸骨筋(Ta)と伸筋であるヒラメ筋に対応する拮抗一関節駆動源ペア(f_5, e_5)の計9筋により構成した。なお、ヒト下肢には筋 f_4 の腓腹筋に拮抗する筋は存在しない。このモデルを用いて、足関節(A)の着床に関与する大腿部の三対6筋($f_i, e_i: i=1, 2, 3$)の機構特性と、跳躍時に発生する足趾(T)の出力に関与する腓腹筋(f_4)の機構特性をロボット工学的に明らかにした。また、このモデルの駆動源は弾性要素のみ、すなわち、筋の粘性による安定性を取り除いた線形のパネを有するモデルとした。なお、実験モデルも拮抗する線形パネのみを装備することで製作した。

(2) ヒト下肢の跳躍・着床動作に着目した動作筋電図学的解析の方法について記す。ヒトの足趾離床・踵着床を再現する筋配列の機構特性を明らかにするために、ヒトの跳躍・着床時の筋活動の変化を動作筋電図学的解析によって求めた。被験筋は股関節の一関節伸筋である大臀筋(Gm)、膝関節の一関節伸筋である外側広筋(V1)、大腿部背面の二関節筋である外側ハムストリングスの大腿二頭筋長頭(B1)とその拮抗筋である大腿部前面の二関節筋である大腿直筋(Rf)、下腿部背面の二関節筋である腓腹筋外側頭(Gs)、足関節の一関節屈筋である前頸骨筋(Ta)の計6筋とした。被験者は健常男性とし、実験に際して、各被験者にはあらかじめ実験の目的と内容を説明して同意を得た。筋活動は皮膚表面電極により計測し、Biometrics社製EMG計測システム(PTS-137)を用い、筋放電量をサンプリング周波数1.0[kHz]にて5秒間測定した。また、股関節、膝関節および足関節の関節運動によって得られる姿勢変化は240[フレーム/秒]のビデオカメラとBiometrics社製のゴニオメータを、跳躍前と着床後の床反力はKistler社製のフォースプレートを用いて測定した。被験者による跳躍・着床動作は足趾離床による跳躍と踵着床による力(衝撃)吸収となるようにした。

4. 研究成果

(1) ヒト下肢の筋配列から構築した解析モデルを用いた理論的解析の結果について記す。図1の筋配列を装備したリンクモデルの理論解析によって、ヒトのような跳躍・着床を再現するには、大腿長と下腿長が等しいこと、大腿部に三対6筋が存在すること、特に、股関節(H)の一関節駆動源ペア(f_1, e_1)と股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する二関節同時駆動源ペア(f_3, e_3)が関与する要素が等しいこと、ここではパネ定数と各関節に関与するモーメントアームが等しいこと、膝関節(K)と足関節(A)に同時に関与する二関節筋

である下腿部背面の腓腹筋(Gs)に相当するリンク(f_4)を配置し、下腿部が平行リンク機構となること、動力の主は膝関節を伸展させる一関節駆動源(e_2)とすることが明らかになった。足趾離床において、下腿部背面の腓腹筋(Gs)が構成する下腿部の平行リンク機構は膝関節(K)の伸展トルクを足趾(T)に伝達させ、跳躍中の姿勢の安定に大きく貢献する。回転運動せずに上昇したリンクモデルは踵や足趾から着床することになるが、踵着床の場合は大腿長と下腿長が等しく、かつ、股関節(H)の一関節駆動源ペア(f_1, e_1)と股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する二関節同時駆動源ペア(f_3, e_3)が関与する要素が等しい場合、膝関節(K)の一関節駆動源ペア(f_2, e_2)は着床時に踵で発生する力に対応する反力を発生できる。すなわち、跳躍および着床において、膝関節(K)の一関節駆動源ペア(f_2, e_2)は姿勢安定性には関与せず、跳躍エネルギーの発生と着床時の反力の発生に貢献することがわかった。

(2) ヒト下肢の跳躍・着床動作に着目した動作筋電図学的解析の結果について記す。代表的な跳躍・着床動作時の結果を図1に示す。図1の上段はスティックピクチャと床に接している時の床反力(F)、中段は被験筋の筋活動(EMG)、下段は床反力(F)の前後方向(F_x)と鉛直方向(F_y)の数値を示している。スティック

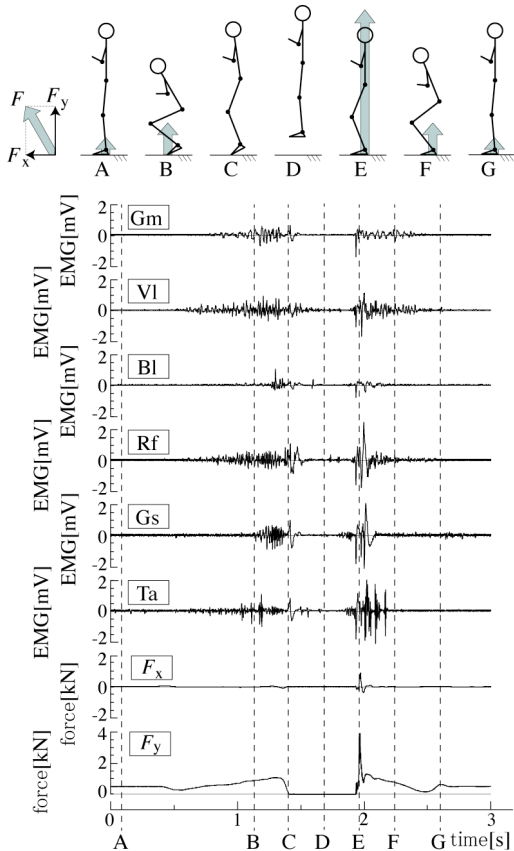


図2 ヒトの跳躍・着床における筋活動と床反力

クピクチャの姿勢Aは跳躍前立位、姿勢Bは跳躍前最大屈曲、姿勢Cは離床、姿勢Dは最大高さ、姿勢Eは着床最大反力、姿勢Fは着床後最大屈曲、姿勢Gは着床後立位となっている。足趾による跳躍と踵による着床で発生する床反力(F)はすべての姿勢において、鉛直上向きとなっており、床反力と運動方向が常に一致していることがわかる。また、大臀筋(Gm)、外側広筋(Vl)、大腿直筋(Rf)、腓腹筋(Gs)、前脛骨筋(Ta)に顕著な筋放電がみられ、跳躍・着床の主働筋であることがわかる。なお、跳躍前の最大屈曲時(姿勢B)の膝関節屈曲角度は約106[deg]、離床した瞬間(姿勢C)の膝関節屈曲角度は約36[deg]、着床の最大反力時(姿勢E)の膝関節屈曲角度は約36[deg]であり、跳躍最高点の膝伸展姿勢(姿勢D)では前頸骨筋(Ta)の収縮によって、既に足底部は引き上げられていた。

(3) ヒト下肢の筋配列から構築した解析モデルを用いた実験的解析の結果について記す。前々節(1)の理論解析のモデル特性を踏まえて、跳躍・着床の実験用リンクモデルを製作した。さらに、前節(2)のヒトの跳躍・着床動作における動作筋電図学的解析の結果と製作した実験用リンクモデルの跳躍・着床を比較検証した。図3に製作した実験モデルの足趾による跳躍と踵による着床の姿勢変化を示す。図3a)は初期姿勢を前傾にした場合、図3b)は鉛直上にした場合、図3c)は後傾にした場合であり、跳躍前の初期姿勢を P_1 、最大跳躍高さとなる姿勢を P_2 、着床した瞬間の姿勢を P_3 、着床後の姿勢を P_4 とした。図3a)の跳躍の初期姿勢が前傾の場合(重心が前方位置)はその重心(斜め前)方向に真っすぐ跳躍し、着床時も足趾(T)から着床し、その着床時に生じたエネルギーを再度足趾(T)に発生させ、連続ジャンプをおこなうような動作を示した。図3b)の鉛直上に跳躍した場合は踵部で着床し、重心が足底面上にあるため、着床点である踵を基準に膝が屈曲し、衝

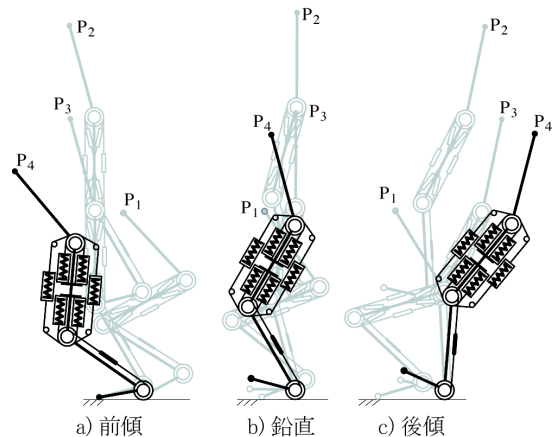


図3 実験モデルによる跳躍・着床

P_1 : 初期姿勢, P_2 : 跳躍最大高さ,
 P_3 : 着床時, P_4 : 着床後.

撃を吸収して静止することができた。図 3c) の後傾(重心が後方位置)の場合は重心(斜め後)方向に跳躍し、踵部で着床するが、足底面上に重心がないため、膝を少し屈曲させながら倒れた。この跳躍・着床は2つの実験モデルとも同様の結果が得られ、非常にヒトに近い動作であるように見えた。そこで、ヒトの跳躍・着床の図2と比較するため、実験モデルの跳躍・着床のスティックピクチャと床に接している時の床反力を図4に示す。スティックピクチャの姿勢 B は跳躍前最大屈曲、姿勢 C は離床、姿勢 D は最大高さ、姿勢 E は着床最大反力、姿勢 F は着床後最大屈曲、姿勢 G は着床後立位となっている。バネ定数が高いアルミ製の実験モデルは、姿勢 E の着床時の衝撃力も非常に大きく、姿勢 F の膝関節(K)の最大屈曲も小さく(膝関節屈曲角度は約 7[deg])、着床後も実験モデル全体が振動(力 F_y の数値変動)していたが、ヒトの跳躍・着床の動作である図1と非常に近い動作であり、着床中の床反力方向および足趾離床時などの姿勢(膝関節屈曲角度は約 39[deg])もほぼ近い値となっていた。これより、下肢の筋配列によって構成される機構特性がヒトのような跳躍・着床に大きく貢献していることが伺えた。

(4) これらの研究成果(1),(2),(3)より得られた知見から、ヒト下肢の機構的特性の効果とその応用性について記す。下肢の筋配列を基にした大腿部の三対6筋の特性と下腿部の腓腹筋の特性に着目することにより、ヒト下肢のような跳躍・着床をリンクモデルで再現することができた。また、この筋配列の構成からある筋を1つでも取り除くと、ヒトのような跳躍・着床を再現することが非常に難しいこともわかった。このように、ヒト下肢の跳躍・着床には筋配列による機構特性が大きく関わっており、その特性を有した上で、脳による重心制御により、下肢よりも大きな体幹の質量を安定させ、生体特有の柔軟で、かつ、俊敏な動きを可能にしていると思われる。また、この機構特性をロボットなどの運

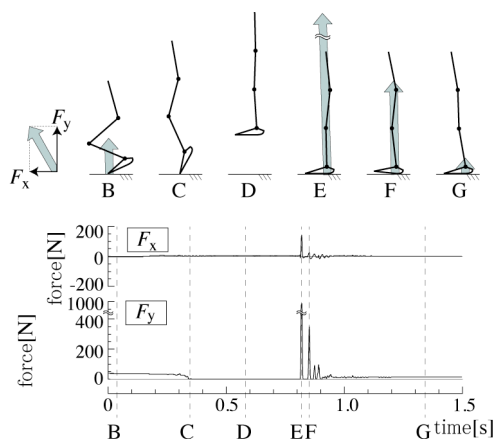


図4 跳躍・着床時における実験モデルの特性

動制御に応用することも十分可能であると考えられ、従来からの高速演算処理によるヒューマノイド化ではなく、生体の四肢に近い特性を持ったヒューマノイドの提案もできると思われる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計2件)

- ① 藤川智彦、百生登、鳥海清司、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 21、査読有、2012、印刷中。
- ② 大島徹、鳥海清司、藤川智彦、一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性(関節トルクを利用した力出力分布の計測手法)、精密工学会誌、査読有、第78巻、1号、2012、pp. 62-66。

[学会発表] (計8件)

- ① 小出卓哉、阿部友和、藤川智彦、立ち上がり動作における大腿直筋の機能、日本機械学会北陸信越支部第49期総会・講演会、2012年3月10日、金沢工業大学扇が丘キャンパス。
- ② 万野真伸、村岡利英、阿部友和、藤川智彦、踵着床における大腿部の拮抗二関節筋ペアの機能、日本機械学会北陸信越支部第49期総会・講演会、2012年3月10日、金沢工業大学扇が丘キャンパス。
- ③ 阿部友和、小出卓哉、越智亮、古川公宣、金井章、藤川智彦、立ち上がり動作における大腿直筋の機能(その1:動作筋電図学的解析における先端出力と筋収縮の関係)、第32回バイオメカニズム学術講演会、2011年11月27日、大阪科学技術センター。
- ④ 小出卓哉、阿部友和、藤川智彦、立ち上がり動作における大腿直筋の機能(その2:大腿直筋によって構成される平行リンクの機構的效果)、第32回バイオメカニズム学術講演会、2011年11月27日、大阪科学技術センター。
- ⑤ 池本美香、藤川智彦、コンタクトタスクに適応できるヒト上肢の機構的特性、第29回日本ロボット学会学術講演会、2011年9月9日、芝浦工業大学豊洲キャンパス。
- ⑥ 万野真伸、村岡利英、橋本不二雄、藤川智彦、踵着床における大腿部の拮抗二関節筋ペアの機能、第29回日本ロボット学会学術講演会、2011年9月9日、芝浦工業大学豊洲キャンパス。
- ⑦ 小出卓哉、阿部友和、藤川智彦、立ち上がり動作における大腿直筋の平行リンク機能、第29回日本ロボット学会学術講演

会、2011年9月9日、芝浦工業大学豊洲
キャンパス。

- ⑧ 藤川智彦、百生登、鳥海清司、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、第22回バイオメカニズム・シ
ンポジウム、2011年7月26日、阿蘇ファ
ームランド。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

藤川 智彦 (FUJIKAWA TOMOHIKO)

大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教
授

研究者番号：80321420