筋骨格モデルを用いた順動力学シミュレーションによる 垂直跳び動作時の筋活動分析*

福住 敦^{*1}, 竹原 昭一郎^{*2}, 長谷 和徳^{*2}, 吉村 卓也^{*2}

Muscle Activity Analysis in Vertical Jump by Direct Dynamics Simulation with Musculo-Skeletal Model

Atsushi FUKUZUMI^{*1}, Shoichiro TAKEHARA, Kazunori HASE and Takuya YOSHIMURA

^{*1}Tokyo Metropolitan University, Dept. of Mechanical Engineering
1-1, Minami-Osawa, Hachioji, Tokyo, 192-0397 Japan

In this study, the vertical jump is examined as a basic study of jump. And we examine the influence of each muscle of the human body in vertical jump. The human body is modeled as four rigid bodies and analyzed in detail by using the model that includes muscles of the leg. In this research, the mechanism of jump is discussed by using numerical model to which the concept of multibody dynamics and biomechanics is adapted. We performed the experiment of jump and observe the feature behavior of vertical jump. Experimental results show that the angle of each body becomes vertical for ground and the change of the foot angle is small. Then we perform the numerical simulation referring to this experimental data. In order to reduce the amount of calculation, we calculate muscular activity level by correlating it with fewer parameters. We discuss which muscles are necessary for vertical jump. It is found that vasti exerts the biggest power and gluteus maximus has the highest state of normalized muscle activity.

Key Words : Biomechanics, Multibody Dynamics, Muscle, Musculoskeletal System, Vertical Jump

1. 結 言

現在, スポーツは趣味として行う人からそれを職業として行う人まで多くの人々にとって身近なものである。スポーツは走行や歩行, 跳躍などの様々な動作を含んでいる。跳躍動作を例に考えてみると, 陸上の分野では走り高跳びや走り幅跳び, 球技の分野ではバスケットボールやバレーボールにおいて重要な運動の一つであり, 跳躍動作においては跳躍高を向上させることが課題である。そのため, 跳躍運動のメカニズムを工学的に解明することは興味深いことであり, それはバスケットボールなどの競技のみではなく, ロボットへの応用の可能性がある。本研究では, 垂直跳びを対象とし, 跳躍運動の基礎的な知見を得ることを目的とする。跳躍運動として垂直跳びを対象とする先行研究としては, 筋肉と人の運動生成の関係に着目したものや, 垂直跳びの最高到達点の高さと跳躍時の初期姿勢の関係を調べたものがある^{(1)~(3)}。また, 跳躍ロボットに関する研究では, 二関節筋に着目し, 跳躍運動におけるその重要性について述べているものがある⁽⁴⁾⁽⁵⁾。しかし, 文献 1,2 では筋肉の活動状態をそれぞれの筋肉ごとに求めるため計算量が大きくなってしまったといった問題もある。そのため, 本研究では筋肉の活動状態を他のパラメータに依存させることで, 筋肉の活動状態の計算量を小さくすることを試み, マルチボディ・ダイナミクスとバイオメカニクスの概念を用いて跳躍運動のメカニズムについて検討する。その時, 人体を 4 剛体リンクとしてモデル化し, さらに筋肉を付加したモデルを用いて解析を行う。人体のモデル化に関しては, マルチボディ・ダイナミクス理論の一つである拡大法を用いて定式化を行う^{(6)~(8)}。また, 筋肉は先行研究で用いられている筋モデルを用いる⁽⁹⁾。そして, 本モデルを用いて垂直跳びの跳躍高を向上させる最適な運動パターン

* 原稿受付 2010 年 11 月 12 日

^{*1} 首都大学東京大学院 理工学研究科 機械工学専攻 (〒192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1)

^{*2} 正員, 首都大学東京 理工学研究科

E-mail: stakeha@tmu.ac.jp

について検討し、各筋肉が跳躍高に与える影響を定量的に評価することを目的とする。

2. モデリング及び定式化

2・1 モデリング

本研究では、脚部の筋力配分のため、図1に示すように、脚部に注目して人体のモデリングを行う。このモデルは、矢状面における2次元モデルとし、人体を足・下腿・大腿・上体の四つの部位に分け、剛体として扱う。このモデルにおいて剛体1を足（Foot）、剛体2を下腿（Shank）、剛体3を大腿（Thigh）、剛体4を上肢、頭部を含む上体（Head-Arm-Trunk : HAT）とする。また各剛体間には関節位置においてピン結合により接続されるものとする。この時、第1関節を足関節、第2関節を膝関節、第3関節を股関節とする。なお、各剛体の重心位置に重力、関節位置において各剛体に関節トルクを外力として与える。

Fig.1 Rigid link model for human jumping

2・2 運動方程式

本モデルは、マルチボディ・ダイナミクスの手法の一つである拡大法^{(6)~(8)}により運動方程式を求める。 x_i , y_i を剛体 i の重心の座標、 θ_i を各剛体の回転角度とすると、 n 個からなる剛体系の一般化座標は以下ようになる。

$$\mathbf{q} = [x_1 \ y_1 \ \theta_1 \ \dots \ \theta_i \ \dots \ \theta_n]^T \quad (i=1 \sim n) \quad (1)$$

$\mathbf{M}$ を質量マトリクス、 $\mathbf{Q}$ を外力ベクトルとすると、仮想仕事の原理より、

$$[\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} - \mathbf{Q}]^T \delta \mathbf{q} = 0 \quad (2)$$

となる。

二つの剛体 i , j がある点 P でピン結合されているとすると、その時の拘束条件は以下の式で表される。

$$\Phi^{(i,j)}(\mathbf{q}, t) = [\mathbf{r}_i + \mathbf{A}_i \bar{\mathbf{u}}_i^P - \mathbf{r}_j - \mathbf{A}_j \bar{\mathbf{u}}_j^P] \quad (3)$$

$\mathbf{r}_{ij}$ は剛体 i, j の重心の位置ベクトルであり、 $\bar{\mathbf{u}}_{i,j}^P$ は剛体 i, j の重心に設定された局所座標上の点 P の位置ベクトル、 $\mathbf{A}_{ij}$ は局所座標系から全体座標系への座標変換マトリクスである。

ラグランジュの未定乗数を拘束力の記述として用いると、

$$[\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} - \mathbf{Q}]^T \delta \mathbf{q} + \lambda^T \Phi_q \delta \mathbf{q} = 0 \quad (4)$$

となる。ここで下付き添え字は関数をその添え字の変数で偏微分することを表す。

式 (4) より

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \Phi_q^T \boldsymbol{\lambda} - \mathbf{Q} = 0 \quad (5)$$

となる。さらに拘束条件式を時間で二回微分した加速度方程式は

$$\Phi_q \ddot{\mathbf{q}} = \boldsymbol{\gamma}, \quad \boldsymbol{\gamma} = -\frac{d\Phi_q}{dt} \dot{\mathbf{q}} - \frac{d\Phi_t}{dt} = -(\Phi_q \dot{\mathbf{q}})_q \dot{\mathbf{q}} - (2\Phi_q)_t \dot{\mathbf{q}} - \Phi_{tt} \quad (6)$$

となる。式 (5) と式 (6) を連立させることで以下のような微分代数方程式が得られる。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \Phi_q^T \\ \Phi_q & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\gamma} \end{bmatrix} \quad (7)$$

式 (7) を用いて拘束力 $\boldsymbol{\lambda}$, 加速度 $\ddot{\mathbf{q}}$ を求め、数値積分を行うことによって運動解析を行う。

2・3 筋骨格モデル

2・3・1 筋モデル

人体の各筋はその機能、及び付着位置より、いくつかの筋群としてまとめることができる。本研究では、垂直跳び動作を発生させるのに必要な筋骨格系のモデルを図 2 のように定める⁹⁾。なお、筋の幾何学的位置は関節の屈曲の状態によって変化するが、ここでは簡略化のため、筋のモーメントアームは関節角度によらず一定とし、滑車モデルとして表現する。

剛体リンクモデルにおける関節モーメント T_i^F はこれらの筋により生じる筋張力の合力として次式により表される。

$$T_i^F = \sum_m arm_{im} F_m \quad (8)$$

ここで、 arm_{im} は第 i 関節における m 番目の筋のモーメントアーム、 F_m は m 番目の筋の筋張力であり、各筋は質量を考慮しない力発生要素とする。したがって筋の収縮に伴う各リンクの重心位置や慣性モーメントの変化はないものとする。なお、各リンクにおける力のつりあい式を考えた場合、厳密には各筋の張力により各筋の付着位置や関節点位置に拘束力が生じるが、これらの力は各リンクに内力として打ち消されるため、各リンクの運動には直接関与しないと考えることができる。

Fig.2 Musculoskeletal model

次に、各筋が発揮する筋張力を求めるため、筋の力学特性を考慮して、次式を用いる⁽¹⁰⁾。

$$F_m = F_m^{MAX} \text{lf}(\xi_m) \text{vf}(\eta_m, \xi_m) s_m \quad (9)$$

ここで F_m は筋張力、 F_m^{MAX} は最大筋収縮力、 $\text{lf}(\xi_m)$ は筋の長さ-力関係式、 $\text{vf}(\xi_m, \eta_m)$ は速度-力関係式、 ξ_m は筋長を筋の自然長で正規化した値、 η_m は筋の収縮速度を最大収縮速度で正規化した値、 s_m は正規化筋活動状態 ($0 \leq s_m \leq 1$) である。ここで、 s_m は、筋の活動状態を正規化したものであり、発揮させたい関節トルク相当量を最大関節トルクで正規化した値を基に計算している。この時、筋の数は関節の自由度の数に対して冗長に存在し、直接的に個々の筋活動を決定することができないため、筋活動状態は以下の手順で決定した⁽⁹⁾。

- ① 前脛骨筋のように一つの関節トルク相当量に対応する筋肉が一つしかない場合、関節トルク相当量を筋活動状態 s_m と定める。
- ② 二関節筋と一関節筋が同期的に働く場合、二関節筋の筋出力を先に定める。二関節筋がまたがる二つの関節の関節トルク相当量の中で、主動関係にある関節トルク相当量とは興奮結合し、拮抗関係にある関節トルク相当量とは抑制結合により結合する。このときの結合の強さは生理断面積の比例関係に応じて定め、これにより二関節筋の筋活動状態を定める。
- ③ 最後は一関節筋の筋出力を求める。一関節筋はそれぞれに対応する関節トルク相当量からの出力により基本的に制御され、さらに協調関係にある二関節筋の出力分をこれより差し引く。さらに拮抗関係にある一関節筋の影響分も加え、筋活動状態を定める。

2・3・2 人体パラメータ

この節では、シミュレーションに用いるモデルのパラメータの設定を行う。パラメータとしては、身体寸法、慣性パラメータ、筋骨格パラメータ、関節受動要素に関わるパラメータがある。身体の高さ、および節の質量、重心位置、慣性モーメントなどの慣性パラメータに関しては文献⁽¹¹⁾を参照して、表1のように定めた。この値は身長 1.75 m、体重 62 kg の成人男子を想定して算出したデータである。なお、重心位置は地面との接地点に対する近位点からの距離とした。さらに、筋の生理断面積、筋長などの筋骨格系のパラメータは文献⁽¹²⁾⁽¹³⁾を参照して定め、各関節受動要素関数は文献⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾を参照し、以下の式のように定義した。

$$\text{passive}_i(\Delta\theta_i, \Delta\dot{\theta}_i) = -k_{i1}^J \exp\{k_{i2}^J(\Delta\theta_i - \overline{\Delta\theta_i} + k_{i3}^J)\} + k_{i4}^J \exp\{-k_{i5}^J(k_{i6}^J + \Delta\theta_i - \overline{\Delta\theta_i})\} - c_i^J \Delta\dot{\theta}_i \quad (10)$$

ここで $k_{i1}^J \sim k_{i6}^J$ は係数であり、 $\overline{\Delta\theta_i}$ は自然立位状態における関節角度を表わす基準関節角度、 c_i^J は粘性係数である。この式の第1項と第2項が弾性受動特性を表わしており、これらの係数の値を表2に示す。なお、文献値では実現不可能な運動を生成する可能性があったため、それを回避するため係数を新たに定めた。

3. 跳躍実験

3・1 実験概要

垂直跳びの基本的な動作の確認を目的として、垂直跳びの動作を撮影する実験を行った。この時、計測点は中足点、踝、膝、股、腰の計5点とし、中足点の初期位置を原点とした。本検討では被験者を3人とした。

表3に各被験者の身長、体重、各部位の節長を示す。胴体に関しては各被験者の身長の高から求めた⁽¹¹⁾。

3・2 実験結果

図3~5に実験結果を示す。図3は各被験者の各接地時間(0, 25, 50, 75, 100%)での跳躍姿勢を示す。ここで、接地時間とは、動作開始を0、終了の時間を100とした場合の百分率であり、本論文での動作開始は身体の重心が下降から上昇に転じる瞬間とし、終了を中足点が地面から離れる瞬間とした。なお、この時の各被験者の動作開始から跳躍までに要した時間は0.23~0.29 sであった。図4に被験者の各部位(足、下腿、大腿、胴体)の水平面角度(反時計が正)の時刻歴を示す。

Table 1 Inertia parameters of the body segments

	Mass [kg]	Moment of inertia [kgm ²]	Center of mass [m]	Length [m]
Foot	1.800	0.015	0.969	0.194
Shank	5.770	0.092	0.237	0.418
Thigh	12.400	0.224	0.236	0.417
HAT	42.040	2.479	0.307	0.490

Table 2 Coefficients of Joint passive function

	k_{i1}^J	k_{i2}^J	k_{i3}^J	k_{i4}^J	k_{i5}^J	k_{i6}^J	c_i^J	$\overline{\Delta\theta_i}$ [deg]
Ankle	20.00	20.00	-1.25	20.00	20.00	0.40	1.00	-70
Knee	3.10	5.90	-1.92	10.50	21.80	0.12	1.72	0
Hip point	2.60	3.00	-0.10	8.70	1.30	1.92	1.09	0

図4より、各被験者間で初期姿勢において各部位の水平面角度に違いがあることが見てとれる。被験者1は足と大腿、下腿と胴体の初期角度がほぼ同じ角度である。一方、被験者2,3の結果では足と大腿の初期角度の違いは少ないが、下腿と胴体の初期角度は約20度の違いがあり、胴体の角度の方が大きいことがわかる。また初期角度の範囲は足が約120~140度、下腿が約40~50度、大腿が約130~140度、胴体が約45~70度であり、足と胴体の初期角度は被験者間の違いが大きいことがわかる。また動作中の角度の変化を見ると、各被験者とも、足の角度変化が最も小さく、約10度程度変化しており、下腿、大腿、胴体では20~40度の変化がある。また、各被験者の動作中の各部位の角度変化を見ると、初期姿勢に違いは見られるものの、跳躍時（接地時間100%）に向かつて、各部位の角度は90度に近づいていることがわかる。

次に、跳躍動作中の関節角度の変化に着目する。図5は関節角度の時刻歴を示す。この時、関節角度は以下の式のように求めた。なお、 $\Delta\theta_i$ は第*i*関節の関節角度、 θ_i は剛体*i*の水平面角度である。

$$\Delta\theta_i = \theta_{i+1} - \theta_i \quad (i=1 \sim 3) \quad (11)$$

Fig.3 Jump posture (Experiment)

Table 3 Subject parameter

	Height	Weight	Length [m]			
	[m]	[kg]	Foot	Shank	Thigh	HAT
Subject 1	1.75	62	0.12	0.40	0.46	0.50
Subject 2	1.68	58	0.10	0.39	0.42	0.48
Subject 3	1.65	64	0.09	0.36	0.42	0.47

図 5 から垂直跳びの動作において、身体各関節は伸びようとする動作を行っている。つまり、身体は跳躍時に関節角度を 0 度に近づけるような制御を行っているといえる。このことから、発揮させたい関節トルクの見当となる量である関節トルク相当量を式 (12) で定義する。

$$T'_i = -K_i(\Delta\theta_i - \Theta_i) \quad (i = 1 \sim 3) \quad (12)$$

ここで、 T'_i は第 i 関節にかかる関節トルク相当量、 K_i は第 i 関節の比例ゲイン、 Θ_i は第 i 関節の最終跳躍姿勢である。なお、最終跳躍姿勢は上記の理由よりすべて 0 度とする。

Fig.4 Time history of angle of each body

Fig.5 Time history of joint angle

4. 数値シミュレーション

4・1 シミュレーション方法

ここでは、得られた運動方程式から人体モデルの数値シミュレーションを行う。数値積分法は4次のルンゲクッタ法を用いる。この時の時間の刻み幅は0.001 sとした。本検討では、動作開始（身体の重心が下降から上昇に転じる瞬間）から跳躍する瞬間までの解析を行う。跳躍の定義は床反力が0 Nになる瞬間に跳躍したものとし、跳躍高はその跳躍時の全剛体の重心の鉛直方向の速度を用いて式(13)のように求める。床反力は式(7)よりベクトル $\mathbf{f}$ の鉛直方向成分になる。

$$height = \left(height_f + \frac{\{v_{CM}(t_f)\}^2}{2g} \right) - height_0 \quad (13)$$

$$v_{CM} = (m_1 v_1 + m_2 v_2 + m_3 v_3 + m_4 v_4) / m$$

ここで $height$ は跳躍高、 $height_0$ は立位状態での全剛体の重心の高さ、 $height_f$ は跳躍時の全剛体重心の鉛直方向変位、 m は全剛体の質量、 v_{CM} は全剛体の重心の鉛直方向の速度、 m_i 、 v_i は剛体 i の重心の質量、鉛直方向の速度、 t_f は跳躍時の時間である。

また、各剛体の初期角度、初期角速度は実験から得られた値を基にして設定する。

4・2 評価方法

式(12)において、ゲイン K_i の値を評価に十分な範囲で変化させてシミュレーションを行う。この際、ゲインの値を離散化し、範囲内にある全てのゲインの組み合わせに対してシミュレーションを行う。そして以下の条件（C1: Condition 1）において跳躍高が最大になるゲイン K_i の組み合わせを探し出し、その時の最高到達点、跳躍姿勢を求める。今回行った探索範囲を表4に示す。

$$s_m(t) \leq 1 \quad (m = 1 \sim 9, t = 0 \sim t_f) \quad (14)$$

Table 4 Search range of gains

	Search range	Search interval
K_1	70~120	1
K_2	150~190	1
K_3	15~20	1

4・3 シミュレーション結果

式(7)を用いて身長1.75 m、体重62 kgの人体に対する垂直跳び動作の解析を行った結果を図6~9に示す。図6はゲインと跳躍高の関係を示し、z軸を跳躍高、x、y軸をゲインとしている。また、条件（C1）の可否を赤青の二色で示し、青い部分は条件（C1）を満たした部分、赤い部分は条件（C1）を満たしていない部分である。よって、青い部分の中で最も跳躍高が高いゲインの組み合わせが探索範囲内において最適なゲインの組み合わせと言える。図7、8、9は跳躍姿勢、各筋の運動中に発揮する筋張力、各筋の正規化筋活動状態 s_m の結果を示す。これらの図の横軸は接地時間とし、動作の開始時刻を0、跳躍するまでの時間を100とした場合の百分率で表している。

図7より、前章の実験結果に比べ、十分に胴体を持ち上げることができず、胴体の角度は最終跳躍姿勢として設定した0度から離れ、胴体が前傾してしまっていることが確認できる。図8より垂直跳びの動作において、発揮する力が大きいのは広筋（VAS）、ヒラメ筋（SOL）、大臀筋（GM）であることがわかる。しかし、図9より筋の活動状態を表す正規化筋活動状態の最大値の大きさで比較すると、大臀筋の正規化筋活動状態が一番大きく、次いでヒラメ筋、広筋となり、大臀筋の強度が垂直跳びにおいて影響が大きいことがわかる。この時の跳躍高に注目すると、最大跳躍高の値は0.310 mであり、動作開始から跳躍までに要した時間は0.198 sであった。

次にゲインと跳躍高の関係に注目する．式 (12) で足関節，膝関節，股関節のゲイン K_i はそれぞれ独立に設定したが，図 6 より，跳躍高はゲイン K_1 ， K_2 に対して帯状に高くなる範囲が見られ，ゲイン K_1 ， K_2 に比例して大きくなっていることがわかる．さらに，ゲイン K_3 が大きくなるにつれてこの帯は K_1 の増加方向にシフトしていく．このことより，跳躍高に対しゲインのそれぞれの値には相関があることがわかる．また，条件を満たす部分はこの帯上に存在するが，股関節のゲイン K_3 が 18 を超えると足関節，膝関節のゲインによらず，正規化筋活動状態が 1 を超えてしまい，条件を満たすことができないことが確認できる．この時， s_m が 1 を超えてしまう筋を調べると，大臀筋であることがわかった．つまり，大臀筋はゲイン K_3 に対する寄与率が高く，十分に力を発揮していないため，胴体を持ち上げることができず，跳躍時の姿勢が実験結果に比べ前傾姿勢になってしまったものと考えられる．

Fig.6 Relation of Jump height and gains (C1)

Fig.7 Jump posture (simulation: C1)

Fig.8 Muscular tension (C1)

Fig.9 State of normalized muscle activity (C1)

Fig.10 Jump posture (simulation:C2)

Fig.11 Muscular tension (C2)

Fig.12 State of normalized muscle activity (C2)

次に、より実験結果に近い跳躍姿勢を実現するために、大臀筋の s_m のみ、1 以下という条件を設定せず、大臀筋が十分に力を発揮できる場合においても検討を行った。そのため以下の条件 (C2: Condition 2) で再度シミュレーションを行う。

$$s_m(t) \leq 1 \quad (m=1 \sim 9, \quad t=0 \sim t_f, \quad \text{where } m \neq 6) \quad (15)$$

なお、上記の条件は式 (9) の正規化筋活動状態の定義から外れるものであるが、式 (9) における最大筋収縮力などの基本的なパラメータは文献 12, 13 にあるような歩行運動モデルのものを採用していることを考慮し、大臀筋の拘束条件を外した条件でシミュレーションを行った。式 (15) の条件 (C2) において、シミュレーションを行った結果を図 10~12 に示す。図 10 から、筋力による関節トルクによりモデルの各部位が垂直方向に伸び上がっている様子が確認できる。この結果は実験結果で得られた動作の傾向と近いことから、本シミュレーションは基本的な垂直跳び動作を表現できていると考えることができる。次に筋の発揮した筋張力に着目すると、図 11 から、広筋が一番力を発揮しており、次いでヒラメ筋、大臀筋となっていることがわかる。また、この時の筋の活動レベルを調べると、図 12 より大臀筋が一番高く、その次にヒラメ筋、広筋となっている。この現象は前述のシミュレーションで得られた傾向と等しい。ここで筋張力と活動状態の大きさが逆転している理由として考えられるのが、筋の強度、言い換えれば、各筋の生理断面積の大きさによる違いが考えられる。その他に、式 (8) からわかるように筋張力は筋の長さ、収縮速度に依存するため、各筋にとって力を出しやすい姿勢状態であるかという違いが考えられる。この時の跳躍高は 0.407 m あり、動作開始から跳躍までに要した時間は 0.246 s であった。文献¹⁶⁾より一般に垂直跳びの跳躍高の平均は 0.37 ± 0.03 m 程度であり、一般に比べ高い結果が得られた。

以上の結果より、跳躍動作について、大臀筋、広筋などの寄与度が相対的に大きいことが示された。これらの筋は股関節、膝関節運動のみに関与する一関節筋である。一方、跳躍ロボットの研究からは大腿直筋、ハムストリングスのような二関節筋の機能の重要性⁽⁴⁾⁽⁵⁾も指摘されているが、二関節筋跳躍ロボットでは主に上体の動きが考慮されていない場合が多く、力の大きさよりも操作性のような力や運動のしやすさについての議論が主に行われている。これに対して、本研究では、上体の動きも考慮し、操作性に関する議論ではなく、筋力などの力の大き

さのみを議論の対象としている。これらの相違が一関節筋、二関節筋の評価の違いになっているものと考えられる。二関節筋などの筋機能の力学的解釈の問題は興味深い課題であり、今後さらなる検討を要する。

5. 結 言

本論文では跳躍動作のメカニズムを検討するため、基本的な跳躍動作である垂直跳びに注目した。また、垂直跳び動作の跳躍高を最大にする筋の使い方を求めることが可能なモデルの構築を行った。このモデルを用い数値シミュレーションを行うことで垂直跳び動作における筋力および筋の活動状態の推定を行った。これにより各筋の影響を定量的な評価を行った。

本研究で得られた知見を以下に示す。

- ・ 人体を 4 剛体リンクモデルとして跳躍に特化したモデリングを行い、筋モデルを付加し、筋力によるモデルの駆動を実現した。
- ・ 垂直跳び動作の特徴的な挙動を調べるために跳躍実験を行い、跳躍動作中に関節角度が関節を伸展させる方向に変化することがわかった。
- ・ 数値シミュレーションを行うことで垂直跳び動作において最も大きな力を発揮している筋肉は広筋であり、筋の活動状態が最も高いのは大臀筋であることが推定された。このことから垂直跳び動作において一関節筋の出力、活動状態が数値的に大きいことが推定できた。

文 献

- (1) Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., and Levine, W.S., "An Optimal Control Model for Maximum-Height Human Jumping", *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 12 (1990), pp. 1185-1198.
- (2) Spagele, T., Kistner, A., and Gollhofer, A., "Modelling, simulation and optimization of a human vertical jump", *Journal of Biomechanics*, Vol. 32 (1999), pp. 521-530.
- (3) Selbie, W.S., and Caldwell, G.E., "A Simulation Study of Vertical Jumping from Different Starting Postures", *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9 (1996), pp. 1137-1146.
- (4) 鳥海清司, 大島 徹, 藤川智彦, 熊本水頼, 百生 登, "ヒトの腓腹筋である二関節筋の装備が跳躍運動に及ぼす影響", 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 69, No. 688 (2003), pp. 123-128.
- (5) 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 C 編, Vol. 71, No. 712 (2005), pp. 176-182.
- (6) 日本機械学科編, マルチボディ・ダイナミクス (2) ー数値解析と実際ー (2007), コロナ社.
- (7) Shabana, A.A., *Computational Dynamics*, Second Edition (2001), John Wiley & Sons, Inc.
- (8) Shabana, A.A., *Dynamics of Multibody System*, Third Edition (2005), Cambridge University Press.
- (9) Hase, K., and Yamazaki, N., "Computational evolution of human bipedal walking by a neuro-musculo-skeletal model", *Artificial Life and Robotics*, Vol. 3 (1999), pp. 133-138.
- (10) Hatze, H., "A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle", *Biological Cybernetics*, Vol. 25 (1977), pp. 103-119.
- (11) Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Third Edition (2005), John Wiley & Sons, Inc.
- (12) 山崎信寿, "2 足歩行の総合解析モデルとシミュレーション", バイオメカニズム, Vol. 3 (1975), pp. 261-269.
- (13) Winters, J.M., and Woo, S.L., *Multiple Muscle System* (1990), Springer Verlag.
- (14) Audu, M.L., "Optimal Control Modeling of Lower Extremity Musculoskeletal Motion", Ph.D.Dissertation, Case Western Reserve University, Cleveland (1985).
- (15) Davy, D.T., and Audu, M.L., "A Dynamic Optimization Technique for Predicting Muscle Force in The Swing Phase of Gait", *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2 (1987), pp. 187-201.
- (16) Anderson, F.C., and Pandy, M.G., "A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions", *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, Vol. 2 (1999), pp. 201-231.