



# スポーツにおける競技力と人体の特性に関する研究

藤井, 範久

---

(Degree)

博士 (学術)

(Date of Degree)

1993-03-31

(Date of Publication)

2008-03-24

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲1173

(JaLCD0I)

<https://doi.org/10.11501/3070621>

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1001173>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



博 士 論 文

スポーツにおける競技力と人体の特性  
に関する研究

1993年1月

神戸大学大学院自然科学研究科

藤 井 範 久

# 目 次

<b>第 1 章 緒 論</b>	<b>1</b>
1. 1 研究の背景	1
1. 2 従来の研究	3
1. 3 本研究の目的	9
<b>第 2 章 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション</b>	<b>12</b>
2. 1 緒 言	12
2. 2 筋の特性を考慮した人体の2次元筋骨格モデル	12
2. 2. 1 筋骨格モデルの基本構成	12
2. 2. 2 剛体リンクモデル	14
2. 2. 3 筋収縮モデル	19
2. 2. 4 関節可動域モデル	22
2. 3 筋骨格モデルを用いたシミュレーションの流れ	23
2. 3. 1 初期筋力の推定	23
2. 3. 2 筋収縮モデルの初期制御変数の推定	23
2. 3. 3 筋制御変数の最適化	24
2. 4 シミュレーション結果および評価	25
2. 4. 1 骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション	25
2. 4. 2 筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション	27
2. 4. 3 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを行う際の問題点	34
2. 5 結 言	35

<b>第 3 章 垂直跳び動作と下肢の筋力特性</b>	<b>37</b>
3.1 緒 言	37
3.2 垂直跳び実験	38
3.2.1 被検者	38
3.2.2 垂直跳び実験の概要	40
3.2.3 解析方法	42
3.3 垂直跳び動作シミュレーション	42
3.4 実験結果およびシミュレーション結果	43
3.4.1 実験結果	43
3.4.2 シミュレーション結果	47
3.5 垂直跳び動作と下肢筋群の筋力	50
3.5.1 下肢の筋力特性と垂直跳び動作	50
3.5.2 下肢の最大筋力と垂直跳び動作	53
3.5.3 垂直跳び動作における最適制御	53
3.6 結 言	55
<b>第 4 章 垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価</b>	<b>56</b>
4.1 緒 言	56
4.2 垂直跳び動作のシミュレーション	57
4.2.1 シミュレーションモデル	57
4.2.2 シミュレーション条件	59
4.2.3 垂直跳び実験	59
4.3 実験結果およびシミュレーション結果	59
4.4 下肢二関節筋の機能評価	73
4.4.1 筋力-筋長-収縮速度特性	73
4.4.2 二関節筋を通して伝達されるパワー	74
4.4.3 垂直跳び動作におけるパワーの流れ	75
4.4.4 二関節筋が持つ機能の再検討	79
4.5 結 言	82

第 5 章	垂直跳び動作と人体の形態的特徴	83
5. 1	緒 言	83
5. 2	身体に錘りを装着した状態での垂直跳び動作	83
5. 2. 1	垂直跳び実験の基本方針	83
5. 2. 2	垂直跳び実験の手順	84
5. 2. 3	実験装置の概要	85
5. 2. 4	実験手順の確認実験	86
5. 3	垂直跳び動作のシミュレーション	87
5. 4	実験結果およびシミュレーション結果	89
5. 4. 1	実験結果	89
5. 4. 2	シミュレーション結果	90
5. 5	垂直跳び動作と身体の質量分布	93
5. 5. 1	質量負荷と垂直跳び動作の関連	93
5. 5. 2	質量負荷にともなう筋パワーの変化	94
5. 5. 3	垂直跳び動作と人体の形態的特徴の関連	96
5. 6	結 言	96
第 6 章	結 論	98
参 考 文 献		101
付 録		116
付録 1	筋骨格モデルを用いたシミュレーションの流れ	116
付録 2	筋収縮モデルを用いた筋力算出サブルーチンプログラム	117
謝 辞		127

# 第 1 章

## 緒 論

### 1. 1 研究の背景

近年、健康ブームとともに、スポーツが盛んに行われるようになった。ジョギングやエアロビクスダンスをはじめとして、人々は様々なスポーツに親しんでいる。ある市民マラソン大会では、その参加者が1万人を越え、参加申込みを行っても参加人数の制限のために、参加できないこともある。

このような市民スポーツ、健康スポーツとは対照的なものとして、競技スポーツがある。その最高峰としてオリンピックがある。オリンピックに出場することは、競技スポーツを行っている競技者にとっては大きな目標であり、激しいトレーニングにも耐えている。またコーチやトレーナーなど選手の指導者にとっても、選手がオリンピックに参加し、さらにはメダルを獲得することが目標であり、そのために新しいトレーニング方法を考案したり、指導方法を工夫したりしている。一方、最近では日本でもオリンピックでのメダル獲得者には報償金を与える制度もでき、オリンピックでのメダル獲得競争は激化するばかりである。その反面、ステロイド系の筋肉増強剤などの薬物使用、いわゆるドーピングも問題化している。

競技スポーツにおける競技力の向上を目的として、現在種々の手法を用いたスポーツ動作の解析が行われている。例えば、宮下らは、1984年、東京国立競技場で行われた第3回8カ国対抗陸上競技大会の100mスプリント走を高速度カメラを用いて動作撮影し、ストライド、ピッチや下肢の運動に関する分析を行っている[1.1]。このような競技スポーツ動作の解析においては、一流選手のデータを比較したり競技者の左右の両半身のデータ間の相違を検討したりすることが一般的である。上述の研究では、外国人選手は日本人選手に比較して大腿を身体の前方で大きく動かし、身体の後方では大腿の動きを小さくしていることを報告している。

しかし競技スポーツの動作解析においては、記録の向上という観点から、単に動作を

解析・評価するだけでなく、どのような動作がよい記録につながるか、またどのような筋を強化することによって記録の向上が図れるか、が重要課題になってきている。この目的を達成するためには、競技スポーツの動作解析において、一流選手のデータと比較するだけでは不十分である。なぜならば、競技者はそれぞれ身長、体重、支肢長、体脂肪率などの形態的特徴が異なり、また等尺性筋力、等速性筋力、筋持久力、最大酸素摂取量などの身体的能力も異なっているため、得られた動作パターンが一流選手のパターンと類似していることが必ずしも直接よい動作につながるものではない。すなわち競技者の形態的特徴や能力を考慮したうえで、どのような動作がよい動作であるか、またどの筋を強化することによって記録の向上が図れるかを検討することが重要であると考えられる。

競技者を中心として、競技成績に影響を及ぼす要因をまとめると、図1.1のようになる。まず競技成績に影響を及ぼす要因は、競技者の持つ内的要因とそれ以外の外的要因とに分けることができる。そして基本的には、競技者の形態的特徴と身体的能力を利

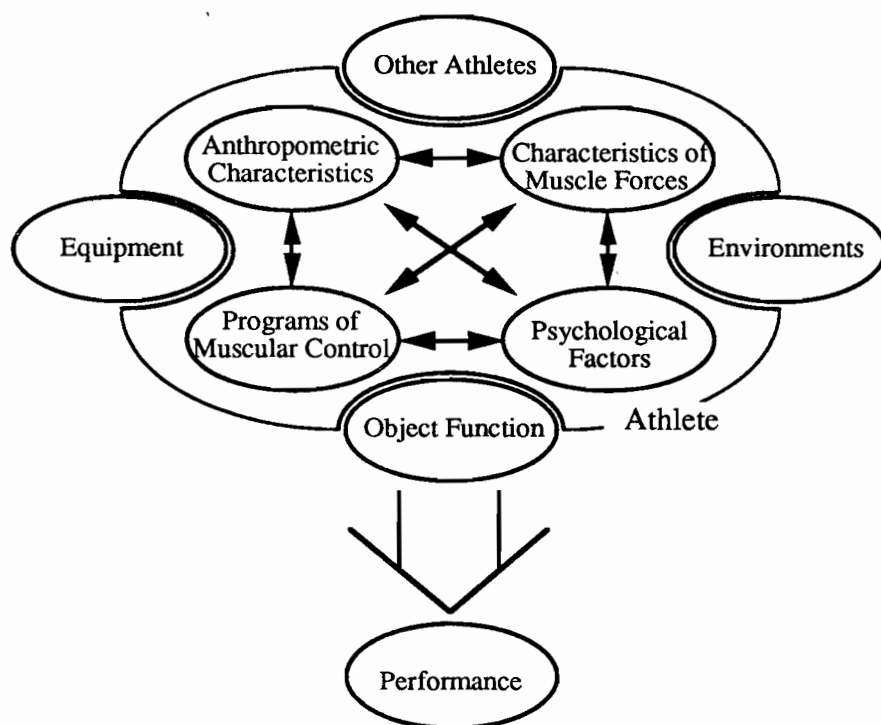


図1.1 競技成績に影響を与える要因

用して、目的関数を極値にするような筋制御プログラムが実行されることにより、競技成績が決定される。この筋制御プログラムは、技術力（スキル）、戦術力と言えるものである。また競技者が持つ要因として、心理的要因も競技成績に大きな影響を及ぼす。他方、競技者以外の要因である外的要因として、シューズやゴルフクラブやテニスラケットなどの使用する用具、さらに温湿度・風向・風速・気圧やトラックの材質などの競技環境、さらに対戦相手の競技者や同じチームの競技者も、競技成績を決定する要因であると考えられる。このような複雑な状況下で、時間や距離などの目的関数を極値にするような動作が行われ、競技成績が決定されることができると考えることができる。

## 1. 2 従来の研究

スポーツにおける競技成績や記録を向上させることを目的として、競技スポーツに関して様々な角度から研究が行われてきている。ここでは、上述した競技成績に影響を及ぼす要因を中心に、これまでの研究成果を概観し、その問題点について検討する。

### (1) スポーツ用具

スポーツ用具の性能向上によって競技成績が急速に向上した例として、棒高跳びがある。棒高跳びに用いるポールの素材としてアルミニウムやステンレススチールが主流であった1960年頃までは、その世界記録は5 m以下にとどまっていた。しかし、グラスファイバーを使用したポールの出現により、現在では6 mを越えるジャンプが行われるようになり、使用するポールの性能向上が競技成績の向上に大きく貢献していることが分かる。また近年、テニスラケットやゴルフクラブなどの打球具をCAE（Computer Aided Engineering）手法を用いて設計、解析することも盛んに行われている[1.2-1.4]。その結果、試作を行わなくても打球具の性能を予想することができるようになり、より高性能な用具開発が進められている。

シューズに関しては、ジョギングブームとともに発生した下肢の障害の予防に関する研究が盛んに行われた[1.5-1.6]。しかし近年は、シューズの構造や材料を改良することによって競技成績の向上を図る試みや[1.7]、着地時の衝撃をシューズのミッドソールに蓄え、そのエネルギーを再利用することによって競技成績を向上させようという試みもある[1.8]。競技者が着用するウェアについても、競泳用スイムウェアやスキーの滑降競



技、ジャンプ競技のスーツなど、記録の向上に大きく寄与していることが言われている[1.9].

しかしながら、用具やシューズの性能の向上が、そのまま競技成績、記録の向上につながるとは限らない。実際には人の対応が存在し、また予測も働いている。例えば宮地は、ランニングについての検討から、人はシューズの衝撃緩衝特性の変化に対応して、下肢の粘弾性を変化させていることを推定した[1.10]。また、Kinoshitaは、人はシューズの衝撃緩衝特性の変化に対して、人体に加わる衝撃が過大にならないように膝関節、足関節の角度を変化させていることを指摘している[1.11]。このように使用する用具の特性を変化させた場合、人がそれに対応して動きを変化させたり調節するため、用具の性能向上が競技成績、記録の向上に直結するとは限らない。

## (2) 競技環境

陸上競技トラックの材質によって、競技成績が大きく変化することは、1991年東京で行われた世界陸上選手権大会の100mスプリントの結果を見ても明らかである。この競技用サーフェスを変更することにより競技成績を向上させる試みとして、下肢の粘弾性特性に合わせて床の粘弾性特性を調整し、速く走ることができる競技用室内トラックを開発した例もある[1.12-1.13]。また競技成績に直結しないものの障害予防を目的として、体育館の床の弾性や滑りに関する研究が盛んに行われている[1.14]。

また、1968年メキシコオリンピックの走幅跳び競技で記録された8.90mという世界記録が、その後20年以上も更新されなかったことは、高地であるメキシコシティーの空気密度が記録に大きな影響を及ぼしていることを示している。Ward-Smithによると、この記録は平地で、かつ無風状態であれば8.59mの記録になると試算している[1.15-1.16]。また温度や湿度とマラソンの成績との関連も様々な角度から検討されている[1.17]。

以上スポーツ用具や競技環境などの外的要因に関する研究には、工学的手法が多く用いられている。表1.1に、スポーツにおける物理現象と関連する工学・解析手法を示す[1.18]。

表1. 1 スポーツに関する物理現象と関連する工学および解析手法

スポーツ種目	関連する物理現象	関連する工学と手法
ゴルフ	振動・減衰・衝撃, . . .	振動解析学, 動力学,
テニス	振動・減衰・反発, . . .	大変形弾性学, 流体力学,
野球	振動・減衰・反発, . . .	空気力学, 制御工学,
ヨット	流体抵抗, . . .	材料学, 複合材料学,
やり投げ	振動・流体抵抗, . . .	材料力学, 熱力学 (伝達,
スキー/スケート	摩擦, . . .	伝導, 輻射),
マラソン (シューズ)	衝撃, 熱伝達, 反発, . .	モーダル解析,
水泳 (ウェア)	流体抵抗, . . .	有限要素解析, など

### (3) 身体的能力

身体的能力として考えることができるものとして、筋力特性、筋持久力特性などの筋が持つ機能と、換気性作業閾値や最大酸素摂取量などの心肺機能に分けることができる。厳密にはこれらを切り離して考えることはできないが、ここでは分けて説明する。

筋が持つ能力を測定する方法として、近年サイベックスを始めとする筋力測定機器を用いた筋力測定（実際には関節トルク測定）が広く行われている[1.19-1.21]。具体的に競技者の身体的能力を評価する場合においては、最大筋力、筋持久力、関節角速度と筋力の関係などの測定結果を、その競技の一流選手のデータと比較することが行われる[1.22]。また捻挫、肉離れ、骨折といった障害発生後の競技者のリハビリテーションにおいては、筋力測定結果に基づいて回復状況を判断することが行われている。さらに筋体積を推定することを目的として、超音波やCT、MRIなどを用いた筋の断面測定も行われている[1.23-1.25]。

一方、換気性作業閾値や最大酸素摂取量は、陸上競技の中・長距離種目においては、競技成績に直結するものとして様々な研究がなされている[1.26-1.27]。しかし、一流選手のみを対象にした場合、最大酸素摂取量と競技成績の間には有意な相関は見られないなど[1.28]、このような測定だけから競技成績の向上の指針を得ることが困難であるという問題を残している。

#### (4) 形態的特徴

形態的特徴と競技成績に関する研究は、人体の内部組成に関する研究と、部分質量や慣性モーメントなどの身体要素パラメータに関する研究に分類することができる。内部組成に関する研究は、競技者の体脂肪率や筋体積と競技成績の関連を明らかにしようとするものである（筋体積を求めることは、最大筋力を推定することに関連している）。他方、身体要素パラメータに関する研究は、後述する力学的解析を行う際に重要な人体の部分質量や重心位置を求めようとするもの、すなわち身体の形態計測を行い身体要素パラメータを推定しようとするものである。

人体の内部組成に関して、陸上競技の中・長距離種目では体脂肪率が重要視されている。例えば、江原は日本人マラソン選手の体脂肪率の測定を行っている[1.28]。また客観的に競技者の形態的特徴を評価する方法として、他の競技においても広く行われている[1.29]。しかしこの体脂肪率測定結果も身体的能力と同様に、一流選手のみを対象にした場合には競技成績との関連が明確ではないという問題点が残されている。

他方、身体の形態計測に関する研究も様々行われているが、その多くが欧米人を対象とした計測であり[1.30-1.38]、そのデータを日本人の身体要素パラメータの推定に用いるのには問題がある。また、日本人のデータ[1.39]であっても、時代とともに日本人の体形が変化し、現在の青年の身体要素パラメータの推定に用いるのには問題があると指摘されている[1.40]。またVaughanは、後述する動力学解析と組み合わせることによって、身体要素パラメータの推定を行っているが[1.41]、運動から身体各部の速度や加速度を求める際の誤差と、身体要素パラメータの誤差の分離が困難であることに問題点を残している。

#### (5) 運動解析（運動学的解析）

スポーツ動作を高速度カメラやVTR、あるいは専用の計測・解析装置を用いて計測し、動作分析を行って競技成績の向上に結び付けようとする試みは、これまでも種々行われてきている。さらに計測されたデータに工学的解析を加え、より合理的、客観的な動作の分析・評価と動作の改善に供しようとする試みもある。

第3回8カ国対抗陸上競技大会における100mスプリント走の動作分析についてはすでに述べたが、このほかにも多くの競技会で同様の解析が行われている[1.42-1.44]。このよ

## 緒 論

うな試みは、陸上競技に限らず多くの競技で行われており、例えば競泳競技の分析を行い、日本人選手の競技成績を向上させることに成功した例もある[1.45]。しかし、このような動作解析から得られる一流選手のフォームを模倣することが、必ずしも競技成績の向上に直結しないことは前述したとおりである。

### (6) 運動解析 (力学的解析)

スポーツ動作の運動解析に関しては、運動学的観点から分析するだけでなく、動力学的な観点から解析・評価する方法も、頻繁に用いられるようになった。例えば、骨格モデルを用いて関節に作用するトルクを求める試みや[1.46-1.48]、パワーやエネルギーを算出する試みもなされている[1.49-1.50]。さらに関節に作用するトルクを筋が発揮するモーメントに置き換えた筋骨格モデル (Musculo-skeletal Model) を用いた動作解析も行われている。しかし、筋骨格モデルに基づいて、運動情報から筋が発揮している力を推定する場合、未知数の数が方程式の数より多くなる不静定問題になる。それを解決するために、通常制約条件を設けた上で最適化計算が行われるが[1.51-1.64]、制約条件や最適化処理における目的関数の設定に多くの問題を残している。

このような動力学的解析は、人体内部で発生する力やトルクを求め、その結果を解析することにより動作と競技成績の関連を明らかにしようとするものであると考えられる。そこで数学モデルと運動情報から筋が発揮している力を推定するのではなく、筋放電信号から推定しようという試み[1.65-1.72]や、さらには動作中にアキレス腱に作用する力を、直接測定しようという試みもなされている[1.73]。

### (7) 心理的要因

「心技体」、「プレッシャーに負ける」という言葉がよく使われるように、心理的要因はスポーツにおける競技成績に大きな影響を及ぼすものと考えられている。心理的要因は、定量的な分析が非常に困難であり、また実験的に検討を行う場合においても、わずかな実験条件の変更が大きな実験結果の相違として現われることもある。すなわち心理的要因に関する研究を工学的に行うのは、極めて困難であると考えられる。

## (8) シミュレーションを用いた解析

これまで述べてきたように、用具をはじめとする外的要因に関しては、これまで工学的手法を用いて多くの研究が行われてきており、実際の用具開発に役立っている。他方、競技者の内的要因に関する研究として、筋力測定や体脂肪率測定などが広く行われているものの、その測定結果を競技者の特徴に合わせて有効に活用する方法は、未だ確立されていない。その原因としては、上述したように競技者はそれぞれ形態的特徴や身体的能力が異なっているため、その組み合わせが非常に複雑であることが考えられる。本来の目的を達成するためには、形態的特徴や身体的能力を考慮したうえで評価を行わなければならないが、その評価方法の一つとして形態的特徴や身体的能力を表現することができる人体モデルを計算機上に構築し、そのモデルを用いて動作シミュレーションを行い、最適な動作を推定する手法が考えられる。

モデルを用いて動作シミュレーションを行う方法は、大別すると二通りある。一つは、既知の運動情報をもとに、身体各部の相對運動を変更することによって全身の運動がどのように変化するかを求めるものである。もう一つの方法は、運動方程式に力やモーメントを入力し、仮想的な運動を求める運動力学の順問題を解くものである。

前者の例としてRameyは、走幅跳びの踏切時における角運動量と空中姿勢を変更することによって、着地姿勢が変化し、さらに跳躍距離も変化することを推定している[1.74]。またDapenaは、走高跳び動作におけるシミュレーションを行っている[1.75]。その結果、同じ初期条件でも、空中姿勢を変更することによって跳躍高を2.08mから2.14mに向上させることができると報告している。またCasoloは、身体各部の相對運動を入力とした3次元動作シミュレーションシステムを開発している[1.76]。

動作シミュレーションを行う手法の後者の例として、Komorは3個の質量と3個の力発生要素で人体をモデル化し、最適な垂直跳び動作を行うための力発生パターンを推定した[1.77]。さらに筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行い、人体の垂直跳びにおける最適動作および制御に関する研究も盛んに行われている[1.78-1.81]。しかしこれらの研究は、垂直跳びにおける一般的な最適制御について検討しているだけであり、形態的特徴や身体的能力との関連は明らかにしていない。Hatzeは、キック動作を対象として下肢の2次元筋骨格モデルを用いて最適動作を推定し、その動作が最適であることを実験的に確認した[1.82-1.83]。さらに一人の競技者の詳細な3次元人体モデルを

構築して、走幅跳びにおける最適な踏みきり動作を推定している[1.84-1.85]。その結果、競技者の競技成績を向上させることに成功したと報告している。しかしこの研究においても筋力特性などとの関連は明らかにしていない。

木村は、骨格モデルに自己学習機能を持たせることによって、最適化処理を用いずに垂直跳び動作のシミュレーションを行っている[1.86-1.87]。その結果、学習フィードバックの係数を変更することにより、異なる跳躍動作を学習し得ることを示している。

### 1. 3 本研究の目的

本研究では、スポーツにおける競技力を向上させることを最終的な目的としている。そのためには、図 1. 1 に示したように、人体の内的要因や外的要因と競技成績の関連を明らかにしなければならない。しかし、これらの関係は極めて複雑であり、すべての関連について検討することは不可能である。そこで、本研究では、人の行う運動の中から基本的でかつ目的関数が明確である垂直跳び動作を対象として取り上げ、人体の内的要因が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにすることを目的としている。

ここで取り扱う垂直跳び動作は、体力測定の一つとして用いられている。これは、1921年にD.A.Sargentが考案し、1924年にL.W.Sargentがパワーのテストとして発展させたものとして知られている。垂直跳び動作に関しては、足の位置や膝の屈曲角度などの初期姿勢に関するもの[1.88-1.89]、反動動作や腕の振り上げなど身体各部の貢献度に関するもの[1.90-1.94]、下肢の関節トルクやパワーに関するもの[1.49,1.95]、下肢筋の弾性エネルギーに関するもの[1.96-1.100]、など多くの観点から研究がなされてきている。下肢筋の弾性エネルギーに関する研究は、近年全身を一つの質点として取り扱う研究から各筋の弾性エネルギーや伸張反射に関する研究に発展してきている[1.101-1.104]。しかし、未だに各個人にとってどのような跳躍動作が最適であるのかについては、ほとんど検討されていない。

本研究では、先に述べたように人体の内的要因が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにするために、以下に示すような方針で研究を進める。まず種々の条件で垂直跳び動作実験を行う。ここで得られる実験結果には、被検者が有するすべての内的要因の影響が含まれていると考えることができる。特定の内的要因が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにするためには、得られた実験結果から注目する内的要因の影響のみを分離しなけ

# 第 1 章

ればならない。仮に特定の内的要因が異なり他の内的要因は同じという複数の被検者が存在すれば、被検者間の垂直跳び動作の相違を解析、比較することによって上述の問題を解決できるが、双生児でもすべての内的要因が同じであるとは限らず、実験結果だけを用いて人体の内的要因が垂直跳び動作に及ぼす影響を解明することは現時点では困難である。しかし計算機上に人体の数学モデルを構築して人体の動作シミュレーションを行うことができれば、モデルが持つ内的要因に関する種々のパラメータを変化させることによって、特定の内的要因と垂直跳び動作の関連を推定することが可能になると考えられる。そこで本研究では垂直跳び動作実験に加えて、人体モデル（筋骨格モデル）を構築し、そのモデルに基づいて動作シミュレーションを行い、内的要因と垂直跳び動作の関連について検討する。具体的な人体の内的要因としては、人体の身体的能力のうち筋力特性および二関節筋の機能を、さらに形態的特徴として身体の質量分布を取り上げ、垂直跳び動作との関連を明らかにする。

図 1. 2 に本論文の構成を示す。各章の内容は、以下に示すとおりである。

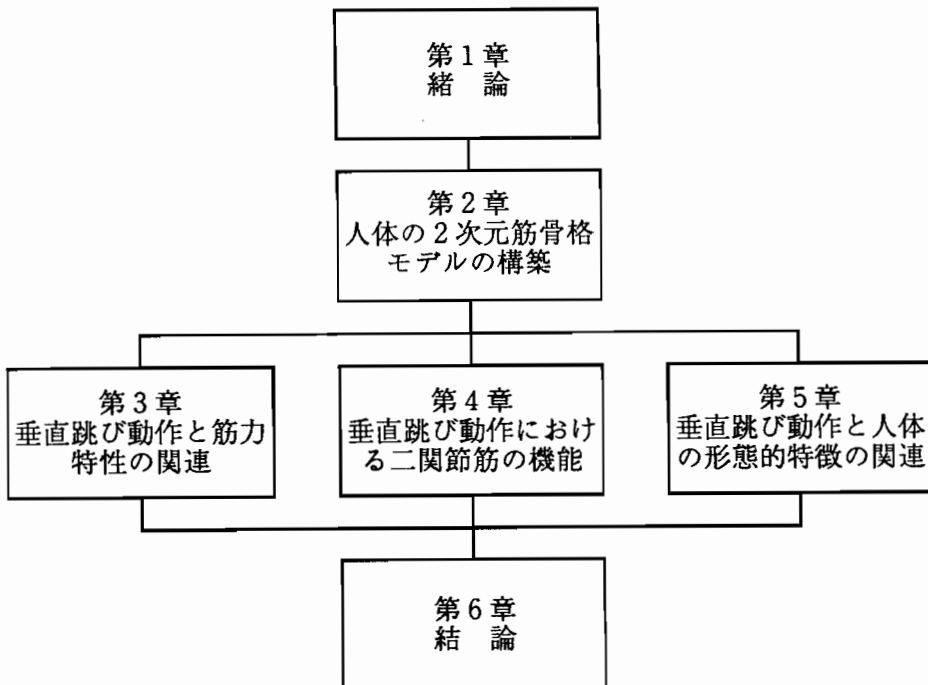


図 1. 2 本論文の構成

第2章では、垂直跳び動作のシミュレーションを行うために、足、下腿、大腿、頭・腕・胴の4個の剛体要素、9個の筋群さらに関節可動域を考慮した筋骨格モデルを構築する。さらに実際の垂直跳び動作実験において測定した筋放電信号に基づいて筋骨格モデルの制御変数を推定し、垂直跳び動作のシミュレーションを行い、構築した筋骨格モデルを用いて実際の人の垂直跳び動作を再現することができることを確認する。

第3章では、人の内的要因のうち身体的能力、特に筋が持つ特性の一つである収縮速度-収縮力特性の相違が垂直跳び動作に及ぼす影響を、実験およびシミュレーションを用いて検討する。具体的には、被検者の下肢の筋力測定を行い、被検者を二つのグループに分けて、跳躍動作の特徴を分析する。さらに筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーションを行い、跳躍動作の特徴と筋力特性の関連について検討する。

第4章では、筋骨格モデルのシミュレーション手法を用いて垂直跳び動作における二関節筋の持つ機能を明らかにする。具体的には第2章で構築する筋骨格モデルに加えて二関節筋を二つの単関節筋に置き換えた筋骨格モデルを用いて、垂直跳び動作のシミュレーションを行う。さらに二関節筋を通して伝達されるパワーおよび関節を通して伝達されるパワーの流れについて検討し、垂直跳び動作における二関節筋の持つ機能について検討する。

第5章では、人体の形態的特徴と垂直跳び動作の関連を明らかにする。そのため被検者に対して通常の跳躍を行わせるとともに、身体各部に錘りを装着して形態的特徴を故意に変化させて跳躍動作を行わせ、形態的特徴と垂直跳び動作の関連を明らかにすることを試みる。さらに筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーションを行い、形態的特徴と最適動作および筋制御プログラムとの関連についても検討する。

最後に第6章では、得られた研究成果の総括を行う。



## 第 2 章

# 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

### 2. 1 緒 言

近年、計算機の性能向上にともない、シミュレーション技術が飛躍的に向上してきた。その結果、実際に実験を行わなくても、実験結果を推定することが可能になってきた。スポーツの分野においても、計算機上に競技者の数学モデルを構築し、そのモデルをもとに競技者の動作シミュレーションを行うことができれば、モデルが持つ競技者の内的要因に関する種々のパラメータを変化させることによって、競技者の運動がどのように変化するかを推定することが可能になると考えられる。さらには、その競技者にとっての最適動作の推定や、競技力や競技成績を向上させるための筋力トレーニングに対する指針を与えることも可能である。

そこで本章では、人体の運動を計算機上で再現することを目的として、筋の収縮特性を考慮した2次元の人体モデル（以後、筋骨格モデルと呼ぶ）を提案する。次に、その筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行い、提案したモデルの有効性を検討する。理想的には、競技者が持つ特徴をすべて表現することができる正確な筋骨格モデルを構築し、その競技者にとって最適な動作を推定することが考えられるが、現時点では多くの問題が残されている。そこで最後に筋骨格モデルを用いて人体の動作シミュレーションを行う際の問題点をまとめる。

### 2. 2 筋の特性を考慮した人体の2次元筋骨格モデル

#### 2. 2. 1 筋骨格モデルの基本構成

人体の運動シミュレーションを行う場合、基礎になるモデルがシミュレーション結果に多大な影響を及ぼす。人体の構造および制御機構を詳細にモデル化することが理想であるが、現実には不可能であり、またモデル化の際に必要な種々のパラメータを求めることも困難である。そこで、実際にはある程度の簡略化を行うのが

筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

通常である。また簡略化を行うことにより、計算時間の短縮が期待される。

そこで、ここでは垂直跳び動作のシミュレーションを行うため、図2. 1に示すような矢状面内の4節剛体リンクモデル、図中の1から9で代表される9個の筋群、さらに関節の可動域を考慮した筋骨格モデルを提案する。剛体リンクモデルのを構成する剛体要素は、身体を股関節、膝関節、足関節で分割し、頭、胴体、左右の上肢を一つの要素、左右の大腿部、下腿部、足部をそれぞれ一つの要素としたものである。次にこれらの剛体要素は、矢状面に垂直な軸回りにのみ回転することができ

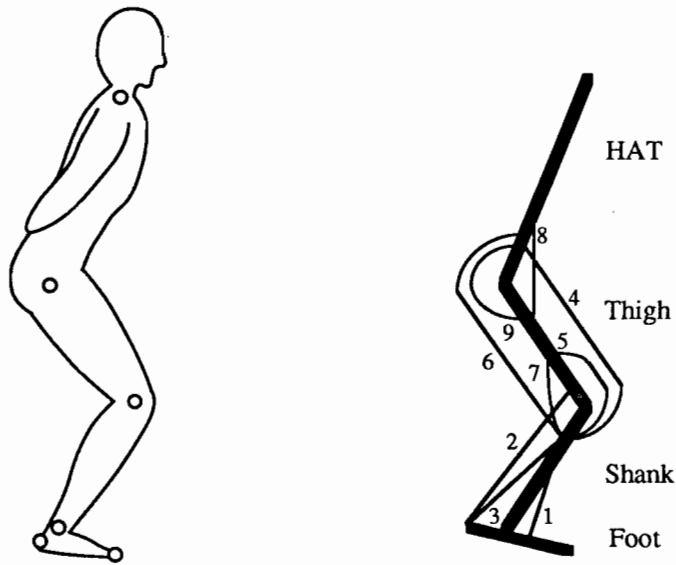


図2. 1 筋骨格モデルの基本構成

表2. 1 筋骨格モデルで考慮する代表的な筋の名称

No.	Name of muscle (major muscle)		
1	M. Tibialis anterior		
2	M. Gastrocnemius		
3	M. Soleus		
4	M. Rectus femoris		
5	M. Vastus lateralis	M. Vastus medialis	M. Vastus intermedius
6	M. Biceps femoris (long head)	M. Semimembranosus	M. Semitendinosus
7	M. Biceps femoris (short head)		
8	M. Iliopsoas		
9	M. Gluteus maximus		

る蝶番継手で接続されているものとする。本来、足関節は複数の関節からなり、その運動は3次元的であり、なおかつ非常に複雑である。また膝関節においても、その矢状面内の運動は、滑りと転がりの複合運動であるが、本モデルでは簡略化のために全ての関節を蝶番継手として取り扱う。

この剛体リンクモデルを駆動する関節トルクのうち能動的なトルクを発生する要素として、9個の筋群を考慮する。これらの筋群は、下肢の筋をその矢状面内での機能から分割したものである。各筋群に属する代表的な筋の名称を表2.1にまとめて示す。最後に関節可動域は、関節角度変化にともない受動的トルクを発生する要素として取り扱う。以下、それぞれの要素の取り扱いについて詳しく述べていく。

## 2.2.2 剛体リンクモデル

剛体リンクモデルの運動シミュレーションを行うためには、身体各部を代表している剛体要素の運動方程式を導出し、その運動方程式から得られる剛体要素の加速度、角加速度を積分する必要がある。ここでは、運動方程式として、ニュートンの運動方程式を用いる（ラグランジェの運動方程式を用いても、同じシミュレーション結果を得ることができる）。すなわち一つの剛体要素*i*に図2.2に示すような力およびトルクが作用している場合には、ニュートンの運動方程式は、式(2.1)および式(2.2)で表現することができる。

$$\mathbf{F}_{i-1,i} - \mathbf{F}_{i,i+1} - \mathbf{M}_i \cdot \mathbf{g} \cdot \mathbf{j} = \mathbf{M}_i \cdot \mathbf{a}_i \quad (2.1)$$

$$\mathbf{T}_{i-1,i} - \mathbf{T}_{i,i+1} + \mathbf{V}_{i-1,i} \times \mathbf{F}_{i-1,i} - \mathbf{V}_{i,i+1} \times \mathbf{F}_{i,i+1} = \mathbf{I}_i \cdot \boldsymbol{\alpha}_i \quad (2.2)$$

$\mathbf{F}_{i-1,i}, \mathbf{T}_{i-1,i}$  : 隣接する剛体要素*i-1*から剛体要素*i*に作用する力ベクトルおよびトルク

$\mathbf{F}_{i,i+1}, \mathbf{T}_{i,i+1}$  : 剛体要素*i*から隣接する剛体要素*i+1*に作用する力ベクトルおよびトルク

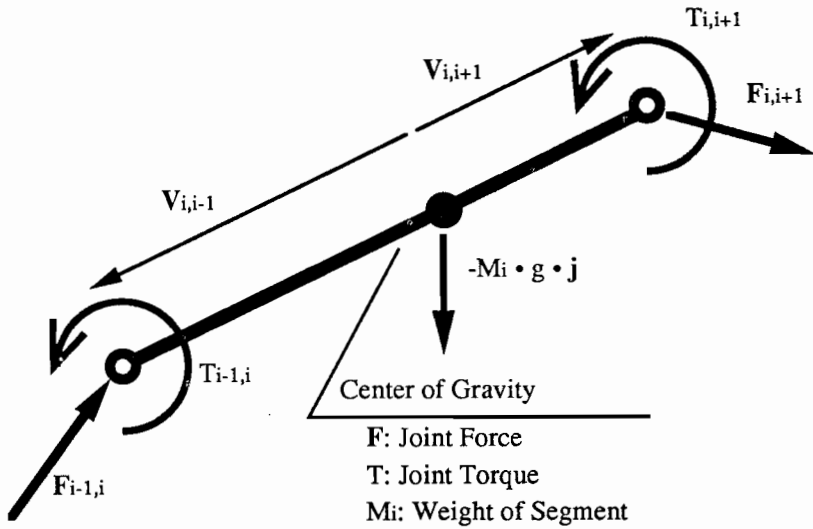


図 2. 2 剛体要素に作用する力およびトルク

- $V_{i,i-1}, V_{i,i+1}$  : 剛体要素iの重心位置から $F_{i-1,i}, F_{i,i+1}$ が作用する関節点へ向かうベクトル
- $a_i$  : 剛体要素iの重心の加速度ベクトル
- $\alpha_i$  : 剛体要素iの角加速度
- $M_i$  : 剛体要素iの質量
- $I_i$  : 剛体要素iの重心回りの慣性モーメント
- $g$  : 重力加速度 (=9.81m/sec<sup>2</sup>)
- $j$  : 鉛直上向きの単位ベクトル

式 (2. 1) は剛体要素の重心の並進運動方程式, 式 (2. 2) は剛体要素の重心回りの回転の運動方程式を表わしている. また図 2. 3 において隣接する剛体要素が一つの関節で接続されている条件として, 式 (2. 3) の関係が満足されなければならない.

$$a_{i+1} = a_i - r_i \cdot \omega_i^2 \{ \cos\theta_i, \sin\theta_i \}^t + r_i \cdot \alpha_i \{ -\sin\theta_i, \cos\theta_i \}^t - r_{i+1} \cdot \omega_{i+1}^2 \{ \cos\theta_{i+1}, \sin\theta_{i+1} \}^t + r_{i+1} \cdot \alpha_{i+1} \{ -\sin\theta_{i+1}, \cos\theta_{i+1} \}^t \quad (2. 3)$$

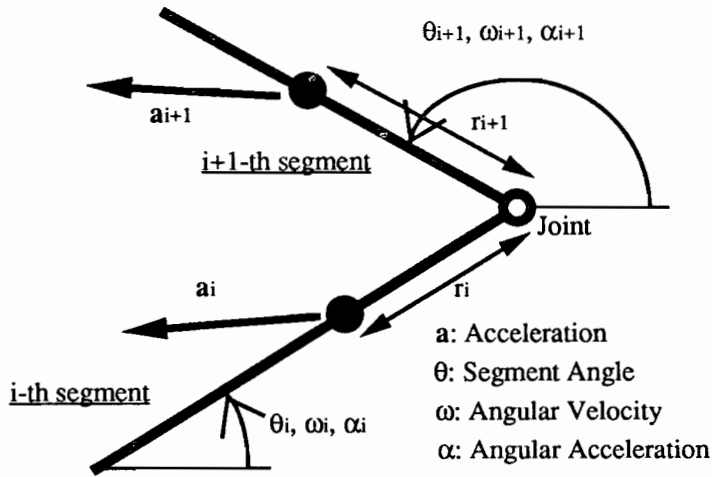


図 2. 3 隣接する剛体要素の関係

- $r_i, r_{i+1}$  : 関節から剛体要素*i*および剛体要素*i+1*の重心までの距離
- $\theta_i, \theta_{i+1}$  : 剛体要素*i*および剛体要素*i+1*の角度
- $\omega_i, \omega_{i+1}$  : 剛体要素*i*および剛体要素*i+1*の角速度
- $\alpha_i, \alpha_{i+1}$  : 剛体要素*i*および剛体要素*i+1*の角加速度
- $\| \cdot \|$  : 転置行列を表わす

式 (2. 1) ~ (2. 3) において、シミュレーションを行う場合の未知変数は関節間に作用する力 (例えば  $F_{i-1,i}$ ) , 剛体要素の重心の加速度 (例えば  $a_i$ ) , および剛体要素の角加速度 (例えば  $\alpha_i$ ) である。そこで剛体リンクモデルを構成するすべての剛体要素に関して式 (2. 1) および式 (2. 2) を、またすべての関節に関して式 (2. 3) を導出し、これらの連立 1 次方程式を解くことにより上述した未知変数を求めることができる。さらにルンゲークッタ法を用いて数値積分することによって人体の動作シミュレーションを行うことができる。なおシミュレーションを行うためには、初期条件としてシミュレーション開始時の姿勢、すなわち各剛体要素の角度およびその角速度が必要であり、また運動を発生させる関節トルク (後述する筋トルクおよび関節可動域を規定するトルク) の時系列データを入力する必要

## 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

# Number of links and joints are set as follows.

5 : Number of nodal points  
4 : Number of links  
3 : Number of joints

# Links are defined as vectors as follows.

1, 2, 3, 4 : Proximal point (nodal point) of vector for each link  
2, 3, 4, 5 : Distal point (nodal point) of vector for each link

# Transmission direction of joint forces and torques are set as follows.

1, 2, 3 : Force/torque will be transmitted from these links  
-2, -3, -4 : Force/torque will be transmitted to these links  
Positive link number : Distal side  
Negative link number : Proximal side

# Fixed joint information is set as follows

-1, 0, 0, 0, 0 : In this case, proximal point of link-1 is fixed to ground.

# Body segment parameters will be set as follows.

1.45, 6.26, 12.87, 40.30 : Link weight  
0.500, 0.594, 0.525, 0.565 : Ratio of center of mass from proximal side  
0.0032, 0.0795, 0.1317, 1.5180 : Inertia of moment around center of mass

(a) 垂直跳び動作のシミュレーションに用いるモデル定義ファイル

図2. 4 モデル定義ファイルの例 (その1)

がある。

なお本システムでは、図2. 4に示すようなモデル定義ファイルを作成することにより、上述した式を自動的に行列式の形式に構成できるようにし、シミュレーションシステムとしての汎用性を高めている[2.1]。すなわち、剛体要素や関節の数、関節に作用するトルクの方法の定義、身体要素パラメータなどを規則に従って計算機内のファイルとして保存することにより、容易に剛体リンクモデルの構成を変更することができる。例えば、ランニング動作のシミュレーションを行うことを想定して図2. 5に示すような7節の剛体リンクモデルを構築する場合には、モデル定義ファイルは図2. 4 (b)を用いることになる。また、剛体リンクモデルのシミュレーションの一般的な手法では、閉じた剛体リンクモデルのシミュレーションを行うことが困難であった[2.2]。しかし式(2. 3)を導入することによって閉じた剛体リンクモデルにも対応することができるようになるが、詳細は省略する。

また、次章以降の解析に用いるため、剛体要素(身体要素)の角度および関節角度を図2. 6に示すように定義する。剛体要素の角度は水平軸からの角度、関節角

# Number of links and joints are set as follows.

8

7

6

# Links are defined as vectors as follows.

1, 2, 3, 5, 6, 7, 4

2, 3, 4, 6, 7, 4, 8

# Transmission direction of joint forces and torques are set as follows.

1, 2, 3, 4, 5, 6

-2, -3, -7, -5, -6, -7

# Fixed joint information is set as follows

-1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0

# Body segment parameters will be set as follows.

0.73, 3.13, 6.44, 0.73, 3.13, 6.44, 40.30

0.500, 0.594, 0.525, 0.500, 0.594, 0.525, 0.565

0.0016, 0.0397, 0.0659, 0.0016, 0.0397, 0.0659, 1.5180

(b) ランニング動作のシミュレーションに用いるモデル定義ファイル

図 2. 4 モデル定義ファイルの例 (その 2)

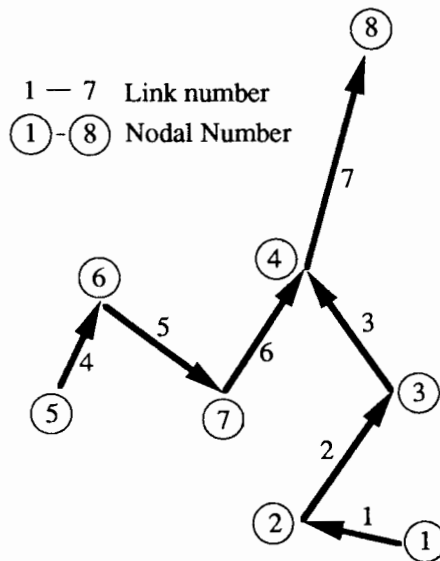
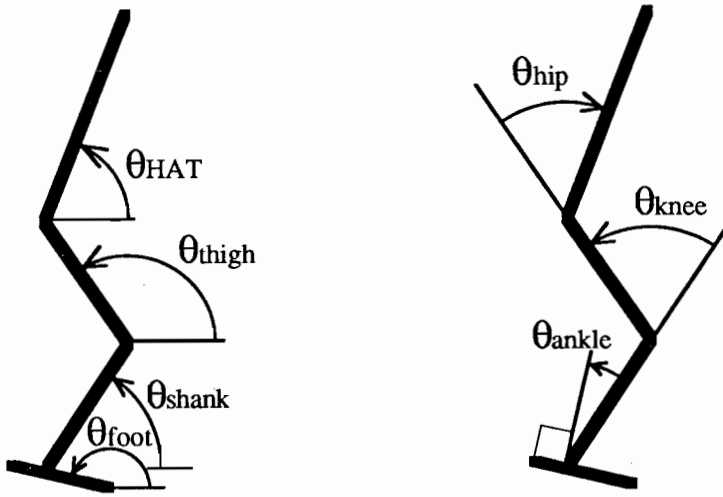


図 2. 5 ランニング動作のために剛体リンクモデルの構成



(a) 剛体要素 (身体要素) 角度

(b) 関節角度

図 2. 6 身体各部の角度定義

度は直立状態での関節角度を0度として、各関節の屈曲位（足関節では背屈位，股関節では上体の前屈位）を正の角度とするように定義する．またこれらの角度は，本研究で行う実験から身体要素の角度を求める場合にも用いる．

### 2. 2. 3 筋収縮モデル

筋骨格モデルを用いたシミュレーションにおいて，その剛体リンクモデルを能動的に駆動するトルクは，筋が発揮する収縮力（以後，筋力と呼ぶ）に関節部でのモーメントアームを掛け合わせたものである．すなわち，筋の特性（筋長－収縮速度－活動状態－筋力）を考慮して能動的トルクを与えなければならない．サイベックスなどの筋力測定装置を用いて関節角－関節角速度の関数として能動的トルクを与えことも可能であるが，測定によって得られるトルクと動作中に実際に発揮しているトルクの間には，二関節筋の影響で大きな差が生じる[2,3]．

そこで，筋の特性を考慮して，またその筋がどの関節の運動に関連しているのかを考慮したうえで能動的トルクを与える必要がある．本研究では，筋力を求めるために，図 2. 7 に示すような収縮要素，弾性要素，粘性要素からなるモデルを用い



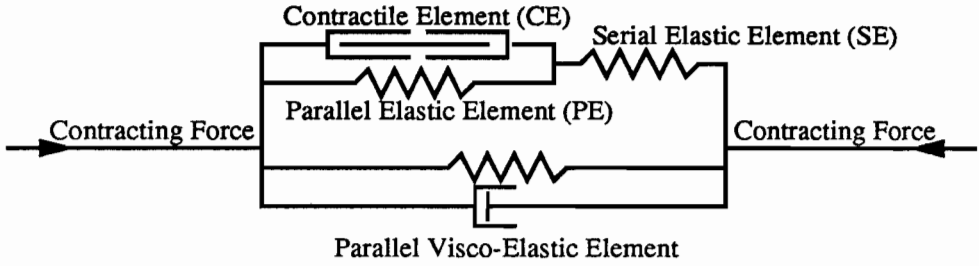


図 2. 7 筋収縮モデルの基本構成

る。このモデルの収縮力特性は、式 (2. 4) - (2. 8) によって表現されている[2.4].

$$\dot{n} = \hat{n}z \quad (2. 4)$$

$$\dot{r} = -\hat{n}z\frac{r-w\bar{\delta}}{r+\delta} - (1+w)\frac{m(n,r)r}{10^{-3}m(n,r) + (\varphi/k_2c)^2}, \quad (2. 5)$$

$$\dot{\psi} = m(n)[cv - \psi] + w+z\hat{n}\frac{1 - \exp\{\rho_0(\xi)(\psi - \varphi)\}}{\rho_0(\xi)(1 - \exp\{\bar{c}n - \delta\})} - (1+w)m(n,r)\varphi \quad (2. 6)$$

$$\dot{\varphi} = -m(n,r)\varphi - w\left[ m(n)\varphi\left(\frac{cv}{\psi + \delta} - 1\right) - z\hat{n}\frac{1 - \exp\{\rho_0(\xi)(\varphi - \psi)\}}{\rho_0(\xi)(\exp\{\bar{c}r + \delta\} - 1)} \right] \quad (2. 7)$$

$$\dot{\xi} = \frac{1}{S}\left[ \frac{1}{a_3} \operatorname{arcsinh}\left\{ -\frac{1}{a_2} \ln\left\{ \frac{k(\xi)\varepsilon}{b_2[F^{SE}/\bar{F} + b_1k_1(\xi)]} - a_1 \right\} \right\} - 1/2 \right] \quad (2. 8)$$

- n : 活動中の筋線維の割合
- r : 準活動中の筋線維の割合
- $\psi$  : 活動中の筋線維における疑似カルシウムイオン濃度
- $\varphi$  : 準活動中の筋線維における疑似カルシウムイオン濃度

筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

- $\xi$  : 収縮要素長  
 $F^{SE}, \bar{F}$  : 筋力および最大筋力  
 $k(\xi)$  : 筋長-筋力特性を表わす関数  
 $k_1(\xi)$  : 並列弾性要素の特性を表わす関数  
 $m(n), m(n, r)$  : 活動中の全筋線維の割合を表わす関数  
 $w^+, w^-$  : 筋制御変数  $z$  の正負のより 1 または 0 になる関数  
 $a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, c, \bar{c}, k_2, \bar{\delta}$  : 定数

これらの式は、活動している筋線維の割合、疑似カルシウムイオン濃度、収縮要素長などの 5 個の微分方程式である。なお収縮速度-筋力特性は、従来から用いられている双曲線関数式[2.5-2.6]に対応している。この筋収縮モデルの収縮力を制御する変数（以後、制御変数と呼ぶ）は、式中の  $z$  と  $v$  であり、 $z$  は筋放電信号の大きさの変化の割合、 $v$  は筋放電信号の周波数に対応する。すなわち、動作中の筋放電信号を測定し、制御変数を推定することによって、どのような運動でも比較的容易に再現できると考えられる。またこの筋収縮モデルの場合にも、システムとしての汎用性を持たせるために筋の特性を与える定数（最大筋力、至適筋長など）は、筋モデル定義ファイルとして計算機内に保持しており、筋力トレーニングを行って最大筋力を増大させることができた場合には、ファイル内の最大筋力の値を変更するだけで、新たな条件で動作シミュレーションを行うことができるようにしている。

次にこの筋力を関節を回転させるトルクに変換するためにモーメントアームおよび関節の角度変化にともなう筋長の変化を決定する必要がある。これらの値に関しては、関節角度の関数として与えることも可能である[2.7-2.15]。しかしここでは簡略化のため、モーメントアームの長さは関節角度の関数にはせず、一定の値を用いる[2.16]。またそれにともない、筋長の変化は関節角度変化の一次式で表わすことができる。

## 2. 2. 4 関節可動域モデル

人体の関節には可動域が存在する。この可動域は、靭帯、筋、筋膜などの結合組織性可動域、関節の形状による骨性可動域、大腿と下腿の後面の接触などの軟部組織性可動域に分類できる[2.17]。ここでは、関節可動域を受動的トルクとして表現するため、筋によるトルクを除くものを一括して表現するモデルを用いる。一般に、筋を弛緩させた状態で、関節を外部から屈曲、伸展させると、図2.8に示すような抵抗トルクが得られる。すなわち、関節の可動域に近づくと、急激に抵抗トルクが増加する。

そこで本研究では、式(2.9)に示すように、関節角度 $\theta$ に関する指数関数を用いてこの抵抗トルク $M$ を定式化し、関節の可動域をモデル化する[2.18-2.19]。

$$M = k_1 \cdot \exp(-k_2(\theta_1 - \theta)) + k_3 \cdot \exp(-k_4(\theta - \theta_2)) + c_1 \cdot \dot{\theta} \quad (2.9)$$

$k_1, k_2, k_3, k_4, \theta_1, \theta_2, c_1$  : 定数

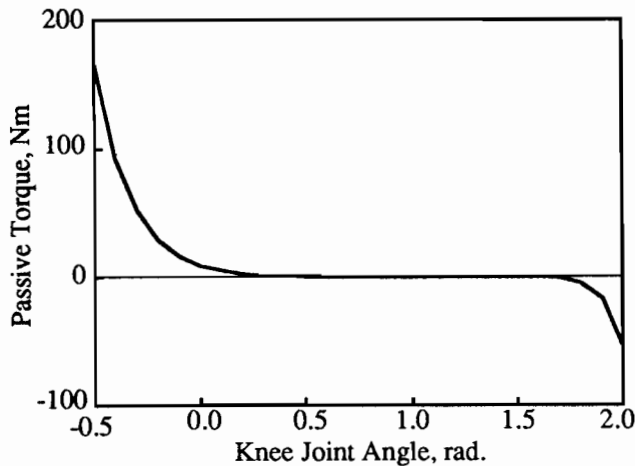


図2.8 関節の受動的トルクの変化の一例（膝関節）

## 2. 3 筋骨格モデルを用いたシミュレーションの流れ

### 2. 3. 1 初期筋力の推定

筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行う場合、運動開始後は、筋収縮モデルの制御変数の変化に従って筋群が発揮している力は変化するが、初期姿勢において各筋群が発揮している力は、別途推定する必要がある。この問題は、人体の運動情報から各筋群が発揮している筋力を推定する問題にほかならない。しかしこの問題は、未知数の数が、運動方程式の数より多くなる不静定問題となり、何らかの仮定を設けなければ解くことができない。これまでに、この不静定問題を解く方法として様々な手法が提案されているが[2.20-2.31]、依然として統一した見解は得られていない。

そこで本モデルでは、各筋群の最大筋力に対する初期姿勢での筋力の比率の二乗和を求め、その二乗和が最小になる筋力を初期姿勢での筋力とした。すなわち、式(2.10)で示される条件を満たす筋力を初期姿勢における筋力とした。なお、実際の運動は、主に筋群への制御変数によって決定されるため、この初期の筋力はシミュレーション結果には大きな影響は及ぼさないものと考えられる。

$$\text{minimize } \sum_{i=1}^9 (F_i^{SE} / \bar{F}_i)^2 \quad (2.10)$$

$F_i^{SE}$  : 初期姿勢における筋力

$\bar{F}_i$  : 最大筋力

添字*i*は筋群の番号を表わす

### 2. 3. 2 筋収縮モデルの初期制御変数の推定

先に述べたように、提案した筋骨格モデル内の筋収縮モデルを制御する変数は、筋放電信号に対応したものである。そこで、シミュレーションを行う動作を実際に行い、その際の下肢筋の筋放電信号を測定することによって、初期の筋制御変数を推定することができる。本研究における垂直跳び動作のシミュレーションにおいては、表2.1から代表的な7筋、すなわち前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋（外側頭）、外側広筋、大腿直筋、下腿二頭筋（長頭）、大殿筋の筋放電信号を表面電極

を用いて測定し、初期の筋制御変数を推定する。また表面電極では測定が困難な筋、すなわち下腿二頭筋（短頭）と腸腰筋については、文献[2.32-2.33]を参考に初期制御変数を推定した。

### 2. 3. 3 筋制御変数の最適化

人が行う最適な垂直跳び動作を求めるために、以下のように最適動作およびその際の制御変数の時系列データを求めた。

まず第一段階として、動作を開始したのち足先が地面から離れるまでの時間（以後、跳躍時間と呼ぶ）を仮定する。

次に跳躍が行われるためには、跳躍時間後において以下に示す物理量はすべてゼロになる必要がある。すなわち足先が地面から離れるために垂直・前後方向の床反力、跳躍後身体が回転しないために全身の角運動量、さらに垂直跳びであるために重心の前後方向速度が、それぞれすべてゼロにならなければならない。そこで第二段階として、第一段階で設定した跳躍時間後に床反力、全身の角運動量、重心の前後方向速度がすべてゼロになるような終端条件を設け、その条件のもとで跳躍高が最大になる最適動作を求める。本研究では最急降下法を用い、制御変数の時系列データを修正していくことによって、跳躍時間が与えられた場合の最適動作を求めた。なおこの際、与えられた問題のハミルトニアンは、制御変数に対して単純増加または単純減少のいずれかになり、結果として得られる最適制御はBang-Bang制御になる[2.34]。その結果、制御変数のうち筋放電信号の周波数に対応している $v$ は常に1になり、筋放電信号の大きさの変化に対応している $z$ は、 $-1$ 、 $0$ 、 $+1$ のいずれかの値をとることになる。そこで以後、制御変数とは、 $z$ を指すものとする。

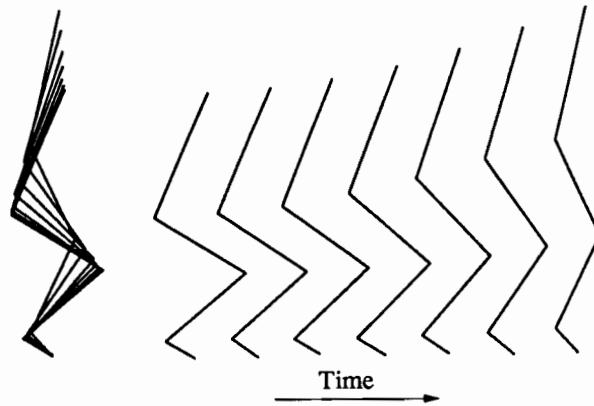
最後に第三段階として、跳躍実験から求められた跳躍動作に要した時間に基づいて跳躍時間を200~300msecの間で数通り設定して、第二段階の流れに従い跳躍高が最大になる動作を推定する。さらにその中から最大の跳躍高が得られた場合の動作を、筋骨格モデルを用いて推定した最適動作とした。

また最適化処理における局所解の問題に関しては、異なる初期解から最適化処理を開始することによって、ほぼ同じ解に収束することを確認している。

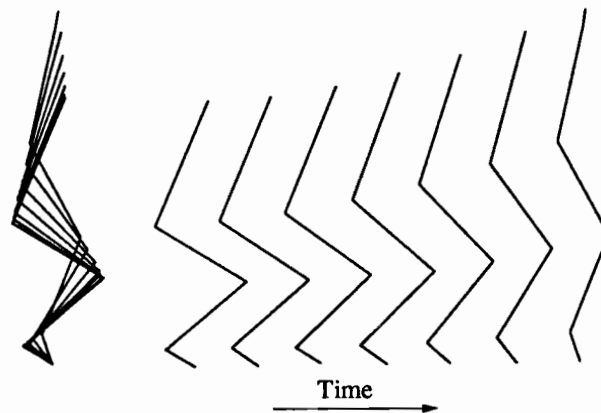
## 2. 4 シミュレーション結果および評価

### 2. 4. 1 骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション

筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーションを行う前に、剛体リンクモデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行う。剛体リンクモデルを用いてシミュレーションを行う際の入力データは、シミュレーション開始時の剛体要素の初期角度および角速度、関節トルクの時系列データである。そこで垂直跳び動作のシミュレーションを行う以前に、実際に被検者を用いて垂直跳び動作実験を行い、剛体リンクモデルの初期角度および角速度を設定した。関節トルクの時系列データは、以下のように実際の運動をもとに逆動力学問題を解くことによって算出



(a) 実験から求めた関節トルクを入力した結果



(b) 5%大きくした関節トルクを入力した結果

図2. 9 剛体リンクモデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション結果

した。まず実験において測定した身体各部の運動情報から、剛体要素の重心の加速度および角加速度を求める。次に剛体要素の重心の加速度および角加速度を式 (2. 1) および式 (2. 2) に代入する。最後に式 (2. 1) および式 (2. 2) を関節間に作用する力およびトルクについて解くことにより、入力する関節トルクの時系列データを求めた。

図 2. 9 にシミュレーションを行った結果を、スティックピクチャとして示す。図 (a) は実際の動作をもとに逆動力学問題を解くことによって求めた関節トルクを代入したもの、図 (b) は実験から求めた関節トルクを 5% 大きくした場合の動作を表わしている。またそのときの身体重心の鉛直方向の速度変化を図 2. 10 に示す。関節トルクを 5% 大きくした方が、足先が地面から離れる瞬間の速度が大きくなっている。すなわちトレーニングによって下肢の伸展トルクを大きくすることができれば、垂直跳び動作における跳躍高を増大させることが可能であることが予

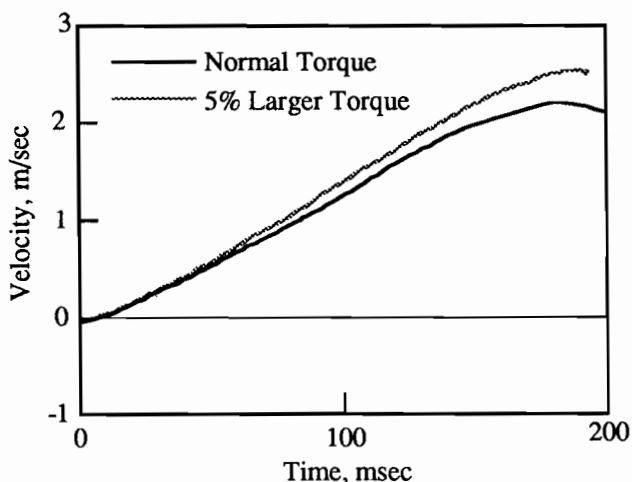


図 2. 10 垂直跳び動作における身体重心の速度変化

表 2. 2 剛体要素のパラメータ値

	Foot	Shank	Thigh	HAT
Length (m)	0.111	0.393	0.389	0.468
Weight (kg)	1.45	6.26	12.87	40.30
Ratio of CG	0.500	0.594	0.525	0.565
Inertia (kg•m•m)	0.0032	0.0795	0.1317	1.5180

## 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

測できた。なおシミュレーションに用いた剛体要素の長さ、質量、重心位置、慣性モーメントを表2. 2に示す。

### 2. 4. 2 筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション

シミュレーションにおいて用いた筋収縮モデルおよび関節可動域に関するパラメータの値を、それぞれ表2. 3, 表2. 4に示す。筋収縮モデルのパラメータは、筋力測定装置を用いて実測した関節トルクと筋収縮モデルを用いて計算から求めた関節トルクの誤差が小さくなるように推定した[2.35-2.36]。関節可動域に関するパラメータは、筋を弛緩させた状態における関節の受動的トルクの測定結果と文献[2.19]をもとに推定した。膝の伸展トルクの実測結果と筋収縮モデルを用いて求めた結果をまとめて図2. 11に示す。実測結果と計算結果は比較的良好に一致してい

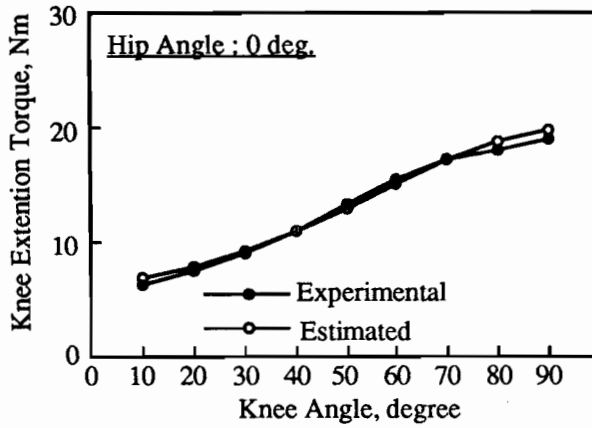
表2. 3 筋収縮モデルのパラメータ値

	Muscle Group								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Moment Arm (m)	0.023	0.038 0.050	0.038	0.050 0.049	0.050	0.050 0.025	0.050	0.092	0.092
Length of Tendon (m)	0.077	0.216	0.100	0.140	0.088	0.078	0.051	0.016	0.016
Max. Force (N)	2208.	1351.	2098.	2127.	7510.	3134.	582.	1450.	4656.
Opt. Muscle Length (m)	0.284	0.439	0.342	0.346	0.266	0.440	0.215	0.137	0.242
Opt. Fiber Length (m)	0.202	0.208	0.235	0.216	0.175	0.357	0.161	0.121	0.331
Coefficient of Force-Length Relationship	0.289	0.298	0.290	0.282	0.281	0.288	0.348	0.536	0.491

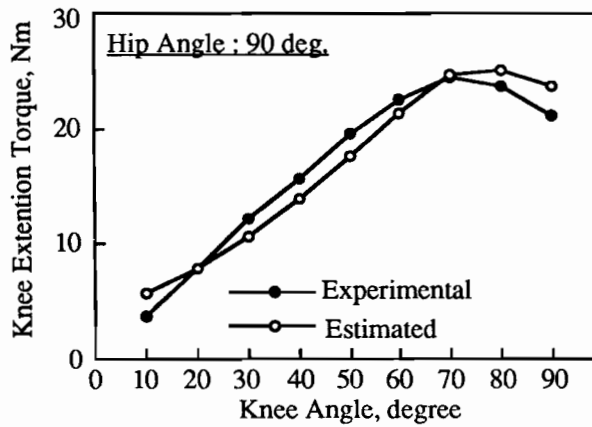
表2. 4 関節可動域モデルのパラメータ値

	Ankle Joint	Knee Joint	Hip Joint
k1 (N•m)	18.0	-21.0	5.2
k2	5.0	11.8	5.8
k3 (N•m)	-4.0	11.8	-17.4
k4	5.0	5.9	1.3
θ1 (rad)	0.35	1.92	1.92
θ2 (rad)	-1.05	-0.05	-0.52
c1 (N•m•sec/rad)	1.89	-6.34	2.18





(a) 股関節角度 0 度



(b) 股関節角度 90 度

図 2. 1 1 膝伸展トルクの実測値と筋収縮モデルを用いた推定値

る。また筋収縮モデルの最大収縮速度は、筋組成によって異なることが知られているが、ここでは筋が最大筋力を発揮している際の筋線維長を $L(m)$ とした時、最大収縮速度を $4L(m/sec)$ とした。なお剛体リンクモデル、筋収縮モデル、関節可動域モデルのパラメータ値は、基本的には本研究で行う垂直跳び動作のシミュレーションで用いる標準値である。

次に本章で提案した筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行うことが可能であるかを検討するため、以下に示す条件で垂直跳び動作のシミュ

筋骨格モデルを用いた動作シミュレーション

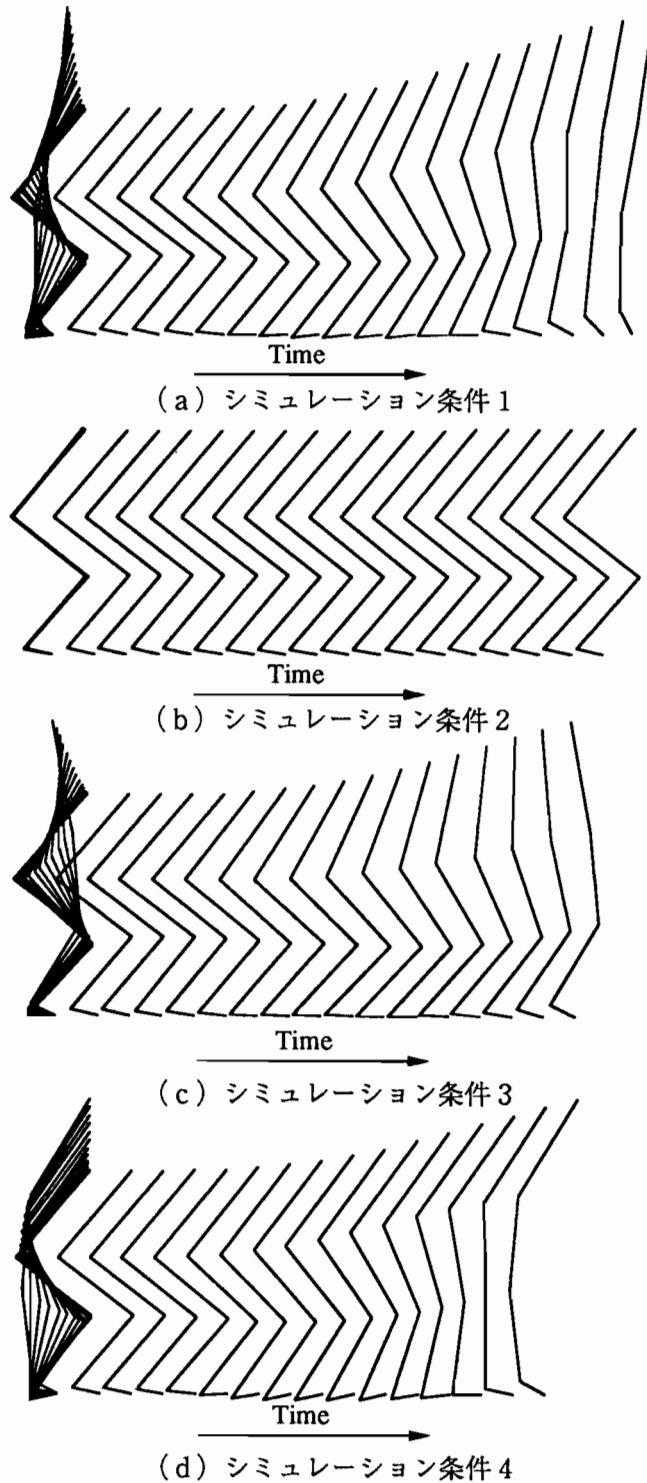


図2. 12 筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーション結果

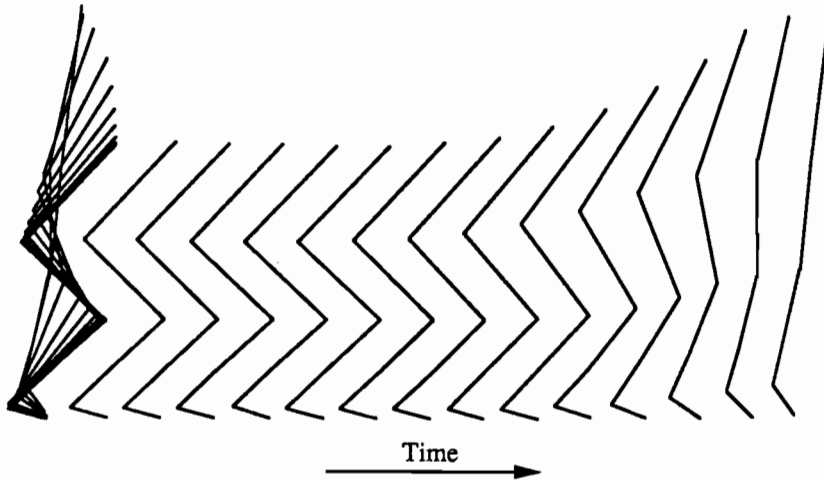


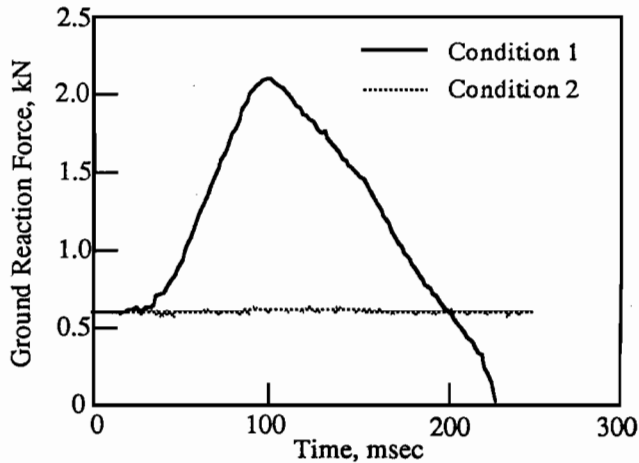
図 2. 13 実験から得られた垂直跳び動作のスティックピクチャ

レーションを行った。すなわち、条件 1 として、前節で示したシミュレーションの流れに従って推定する最適な垂直跳び動作、条件 2 として、初期姿勢を維持しようとする動作（筋の制御変数をすべて 0 としたもの）、条件 3 として、膝の伸展筋である筋群 5 の活動開始時間を条件 1 に比較して 30msec 遅くした動作、条件 4 として、膝の伸展筋である筋群 5 の活動開始時間を条件 1 に比較して 30msec 早くした動作、の 4 通りである。

図 2. 12 に、各条件における剛体リンクモデルの動きをスティックピクチャの形で示す。図 2. 13 に、実験から得られた身体各部の動きをスティックピクチャの形で示す。なお離地後の身体重心の運動は、離地時の重心位置およびその速度によって決定するため、図 2. 12 および図 2. 13 におけるスティックピクチャは、動作開始から足先が地面から離れる瞬間までの動作を示している。シミュレーション条件 1 の場合、実験から得られた垂直跳び動作のスティックピクチャと同様に、足関節、膝関節、股関節が時間とともにほぼ同時に伸展していることが分かる。他方、膝の伸展筋の活動開始時間を変化させた条件 3 では膝関節の伸展が股関節に比較して遅く、逆に条件 4 では股関節の伸展が膝関節に比較して遅く、股関節の伸展が不十分な状態で跳躍していることが分かる。また条件 2 の場合、250msec の間、初期姿勢を維持していることが分かる。以上のことから、運動の観点から判断

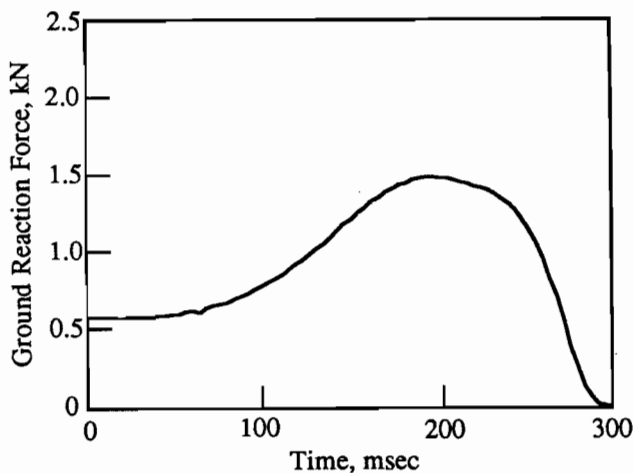
すると、本研究で構築した筋骨格モデルは垂直跳び動作を再現するのに有用であると考えられる。

次に、条件1および条件2におけるシミュレーションから得られた床反力変化と、実験から得られた床反力変化の一例を図2. 14に示す。条件2に関する床反力については、250msecの間、身体質量と同等の床反力を維持しており、設定したシミュレーション条件と合致している。条件1における床反力と実験から得られた床



(a) シミュレーションから得られた床反力

(シミュレーション条件1およびシミュレーション条件2)



(b) 実験から得られた床反力の例

図2. 14 シミュレーションおよび実験から得られた床反力変化

反力を比較すると、条件 1 における床反力の方が持続時間は短く、最大値は大きい。床反力が大きくなると関節間に作用する力も大きくなるが、人の場合、障害防止のために関節間に作用する力が過大にならないように何らかの抑制が働き、シミュレーション結果に比較して床反力の最大値が小さく、持続時間が長くなっているものと考えられる。他方シミュレーションにおいては、関節間に作用する力の上限を考慮していないため、床反力の最大値が大きくなっていると考えられる。しかし床反力をもとに求めることができる跳躍高については、実験とシミュレーションの間で大差はなく、シミュレーションから得られる床反力を跳躍時間で正規化し、同時に床反力の大きさを補正することによって上述の問題は解消されるものと考えられる。また図 2. 14 (a) に示した床反力にわずかな振動成分が見られる。これは筋収縮モデルと関節可動域モデルの粘性要素と、筋収縮モデルの直列弾性要素との間で微小な振動を起こしているためである。シミュレーションを行う際の時間間隔を短くすることによって振動成分を除去することも可能であるが、シミュレーションに要する計算時間が長くなる。また時間間隔を短くして振動成分を除去した場合でも、シミュレーション結果には大きな変化はないことから、図 2. 14 に見られるような振動成分はシミュレーション結果に大きな影響は及ぼさないものと考えられる。以上のことから、力学的な観点から判断した場合においても、本研究で構築した筋骨格モデルは垂直跳び動作のシミュレーションを行うのに問題はないものと思われる。

図 2. 15 に初期の筋制御変数を求めるために測定した筋放電信号と条件 1 における筋の制御変数の変化を示す。シミュレーションにおいては筋放電信号から初期の筋制御変数を推定していることから当然のことではあるが、これらの変化はよく一致しているといえる。

以上のことから、本章で提案した筋骨格モデルは、実際に人が行う動作を必ずしも完全に再現することができるとは言えないものの、筋骨格モデルの筋制御変数や最大筋力などの種々のパラメータを変化させた際の動作の変化を、相対的、定性的に判断する上では十分有用な情報を得るものと判断される。なお、筋骨格モデルを用いたシミュレーションシステムは、FORTRAN 言語を用いて計算機 OMRON Luna-88K (OS: Mach 1.1, UNIX 4.3BSD) 上に構築している。筋制御変数を入力した場合、

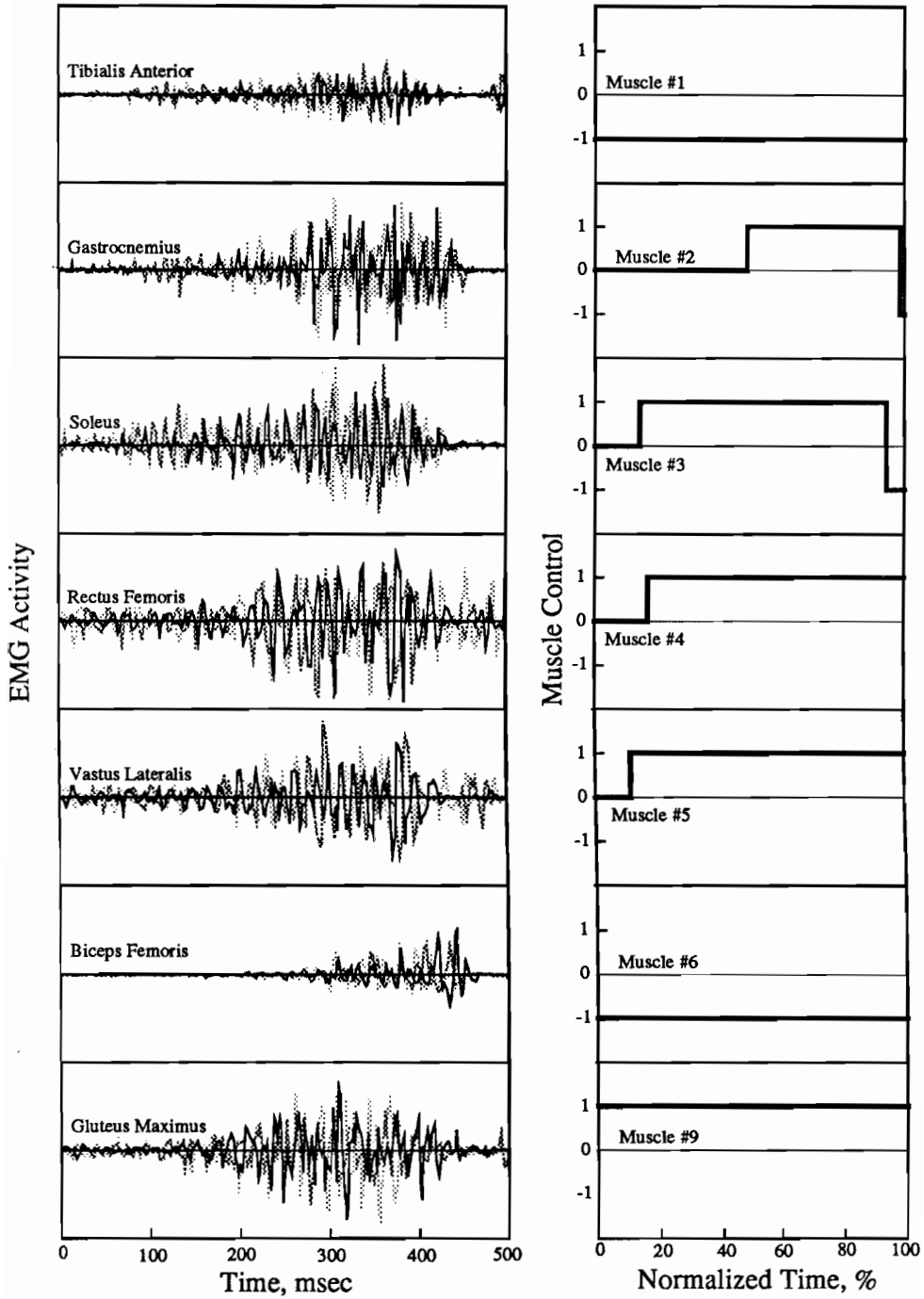


図2. 15 垂直跳び動作における筋放電信号と筋制御変数の変化  
(シミュレーション条件1)

250msecの垂直跳び動作のシミュレーションを実行するのに約30秒の時間を要する。

### 2. 4. 3 筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを行う際の問題点

前項で述べたように、提案した筋骨格モデルを用いて行うシミュレーションは、動作の変化を相対的、定性的に判断する上で問題はないと考えられるが、理想的には、本章のはじめに述べたように競技者が持つ特徴をすべて表現する筋骨格モデルを構築することが望ましい。そのためには以下に示すような問題点が残されていると考える。

#### (1) 身体要素パラメータ

上述したシミュレーションにおいては、剛体要素の質量や慣性モーメントなどの身体要素パラメータは、阿江[2.37]およびDempster[2.38]の推定値を用いている。このパラメータ値は、阿江やDempsterの値以外にも多数の推定値が存在するが[2.39-2.44]、いずれの値を用いても、個々の競技者の正確な筋骨格モデルを構築するには誤差が大きすぎる。近年MRI技術が発展し、人体に影響を及ぼさずに人体内部の構造を観察できるようになってきており[2.45-2.46]、上述の問題を解決するためには、これらの手法を用いて各競技者の正確な身体要素パラメータ値を求めていく必要があると考える。さらにより正確な身体要素パラメータ値を推定するためには、動作中に筋の収縮にともなうパラメータ値の変化についても考慮していく必要があると考えられる。

#### (2) 筋収縮モデル

筋骨格モデルを用いてシミュレーションを行う場合には、筋収縮モデルそのものがシミュレーション結果に大きな影響を及ぼす。本研究で用いたモデル以外にも様々な筋収縮モデルが提案され、検討がなされているが[2.47-2.55]、基本的にはHillが示した収縮特性[2.5]を表わしている。しかし、いかなるモデルを用いたとしても、そのモデルの特性を表わすパラメータ値や筋力を関節トルクに変換するためのモーメントアームの長さをどのようにして推定するかが問題として残されている。競技者それぞれの正確な筋骨格モデルを構築するためには、上述したようにMRI技術を

用いて筋の付着位置，走行状態，生理断面積，関節角度によるモーメントアームの変化等を測定する必要があると考える[2.12, 2.56].

### (3) 最適化手法

競技スポーツに対してシミュレーション手法を適用した場合には，最適化手法を用いることが多い[2.57]. 最適化手法を用いる場合に問題となるのは，得られる解が局所解になる可能性があることや，結果として得られた最適な動作を人が行うことができない場合などが考えられる．また本研究では，実際の動作から筋放電信号を測定し，それをもとに初期の筋制御変数を推定して最適化を行っている．その結果，最適解は初期制御変数の近傍での局所解である可能性も残されている．すなわち，全く異なる動きをするほうが，より高く跳躍できる可能性があることも否定はできない．また，筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行う場合には，最適化手法そのものに超多次元の方程式を取り扱うことの難しさが残されている．

### (4) 関節可動域

ある種の運動では関節の屈曲・伸展運動の可動域（一般的には柔軟性と呼んでいる）も非常に重要な要素となる．通常，本章で構築したような筋骨格モデルにおいては，関節可動域は指数関数を用いて受動的トルクとして表現される．本章で構築した筋骨格モデルでも，二つの指数関数を組み合わせた形で受動的トルクを与えているが，筋収縮モデルのパラメータ値推定における問題と同様に，関節可動域モデルにおいてもパラメータ値の推定方法の問題，筋収縮モデルの並列弾性要素（PE）との区別が困難であることなどが，問題として残っている．

## 2.5 結言

スポーツの分野において，計算機上に競技者の数学モデルを構築し，そのモデルをもとに競技者の動作を再現することができれば，モデルが持つ競技者の内的要因に関する種々のパラメータを変化させることによって，競技者の動作がどのように変化するかを推定することが可能になると考えられる．さらには，その競技者にとっての最適動作の推定や，競技力を向上させるための筋力トレーニングに対する



指針を与えることも可能である。

そこで本章では、人の動作を計算機上で再現することを目的として、筋の収縮特性を考慮した2次元筋骨格モデルを提案した。さらにそのモデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行い、提案した筋骨格モデルの有効性について検討した。その結果、本章で提案した筋骨格モデルは、実際に人が行う動作を必ずしも正確に再現できるとは言えないものの、筋骨格モデルの筋制御変数や最大筋力などのパラメータを変化させた際の動作の変化を、相対的、定性的に判断するために用いることには問題はないことが明らかとなった。また、競技者の正確な筋骨格モデルを構築するために解決しなければならない問題点を明らかにした。

## 第 3 章

### 垂直跳び動作と下肢の筋力特性

#### 3. 1 緒 言

本章では、図 1. 1 に示した身体的能力が人の動作に及ぼす影響を明らかにすることを目的としている。ここで対象とする動作が、垂直跳び動作のように単発的かつ短時間で終了する運動の場合、身体的能力のうち最大酸素摂取量のような心肺機能は、ほとんど影響を及ぼさない。他方、最大筋力や筋力のバランスなどの筋力特性が跳躍高に大きな影響を及ぼすことは容易に予想される。すなわち垂直跳び動作の場合、身体的能力と垂直跳び動作の関連を明らかにするためには、筋力特性と垂直跳び動作の関連を明らかにすることが重要である。

筋力特性に関する研究としては、これまで筋組成に関するものが多くなされてきている。筋を構成する筋線維は、速筋線維と遅筋線維からなる。速筋線維は、収縮速度は速いが疲労しやすい。他方、遅筋線維は、収縮速度は遅いものの疲労しにくい性質を持っている。筋によって速筋と遅筋の比率、すなわち筋組成が異なり、また個人によっても大きく異なる。この筋組成に関する研究として、競技種目と筋組成に関するもの[3.1]、膝の伸展、屈曲トルクと筋組成に関するもの[3.2-3.4]、疲労やエネルギー効率と筋組成に関するもの[3.5-3.7]、などが見られる。また垂直跳び動作と筋組成に関する研究も見られるが[3.8-3.9]、下肢の動きなどの最適動作との関連について検討した研究は見当たらない。

そこで本章では、膝を曲げた状態から跳躍する垂直跳び動作を対象とし、身体的能力の中から上述した筋組成を含めた筋力特性を取り上げ、最適な垂直跳び動作との関連を明らかにする。実際には、4名の被検者について筋力測定および垂直跳び実験を行い、筋力特性と垂直跳び動作との関連について検討を加える。さらに人体の筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを行い、筋力特性と最適動作との関連、および筋制御プログラムとの関連について考察する。また筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを

行うことにより、各筋の最大筋力の大きさと最適動作との関連についても検討を加える [3.10].

### 3. 2 垂直跳び実験

#### 3. 2. 1 被検者

筋力特性の相違が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにするために、以下に述べる方針で実験を行った。すなわち形態的特徴（身長、体重）が類似している被検者 4 名に対して筋力測定を行い、その結果から被検者を二つのグループに分け、そのグループの跳躍動作と筋力特性の関連を明らかにすることにした。まず被検者に対して筋力測定装置 MyoreRZ-450（川崎重工製）を用いて筋力測定（関節トルク測定）を行った。測定項目を表 3. 1 に示す。すなわち、股関節、膝関節、足関節の等尺性トルク、ならびに等角速度性トルク（以後、等速性トルクと呼ぶ）を測定した。なお膝関節においては、股関節の屈曲角度により大腿直筋の筋力が変化することを考慮して、股関節角度 0 度および 90 度において測定した。測定結果の一例として、膝関節の伸展トルクの測定結果を図 3. 1 に示す。体重当たりの最大伸展トルクについては、被検者 1 および被検者 2 が被

表 3. 1 関節トルク測定条件

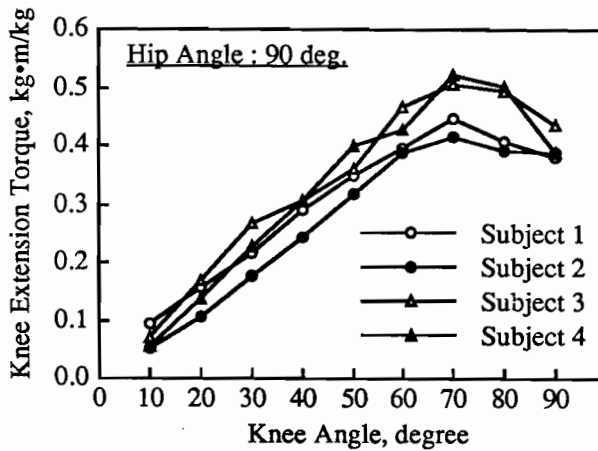
(a) 等尺性トルク測定条件

Joint	Angle of Measurement	Constraint
Ankle	-40 ~ 10 degree (interval: 10 degree)	Knee Angle: 0 degree
Knee	10 ~ 90 degree (interval: 10 degree)	Hip Angle: 0 degree
Knee	10 ~ 90 degree (interval: 10 degree)	Hip Angle: 90 degree
Hip	0 ~ 80 degree (interval: 10 degree)	Knee Angle: 0 degree

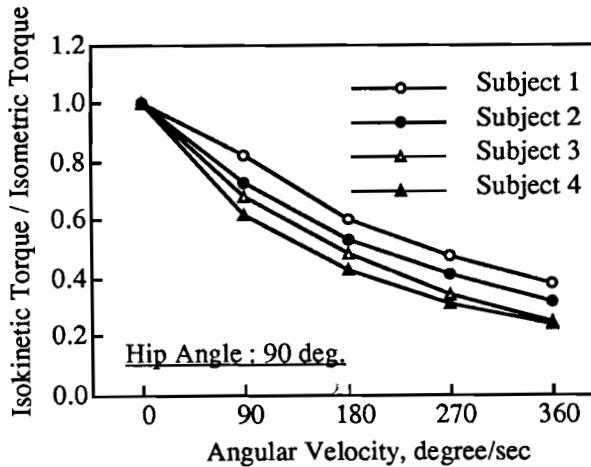
(b) 等角速度性トルク測定条件

	Range of Movement	Angular Velocity of Measurement	Constraint
Ankle	-40 ~ 10 degree	90, 180 degree/sec	Knee Angle: 0 degree
Knee	10 ~ 90 degree	90,180,270,360 degree/sec	Hip Angle: 0 degree
Knee	10 ~ 90 degree	90,180,270,360 degree/sec	Hip Angle: 90 degree
Hip	0 ~ 80 degree	90,180,270,360 degree/sec	Knee Angle: 0 degree

垂直跳び動作と下肢の筋力特性



(a) 関節角度—トルク関係



(b) 関節角速度—トルク関係

図3. 1 関節トルクの測定結果の例 (膝関節伸展トルク)

検者3および被検者4に比較して小さいものの、伸展角速度に対する等速性トルクの低下率は、被検者3および被検者4が被検者1および被検者2に比較して大きい。他の関節についての測定結果を総合的に検討した結果、4名の被検者を二つのグループに分ける基準として、等尺性トルクに対する等速性トルクの低下率を用いることが適当であることが明らかとなった。等速性トルクを等尺性トルクで除した値と、測定した角速度の関係を図3. 2に示す。すなわち図3. 2において、グループ2（被検者3および被検者4）の関節トルクの比率は、グループ1（被検者1および被検者2）に比較して、角

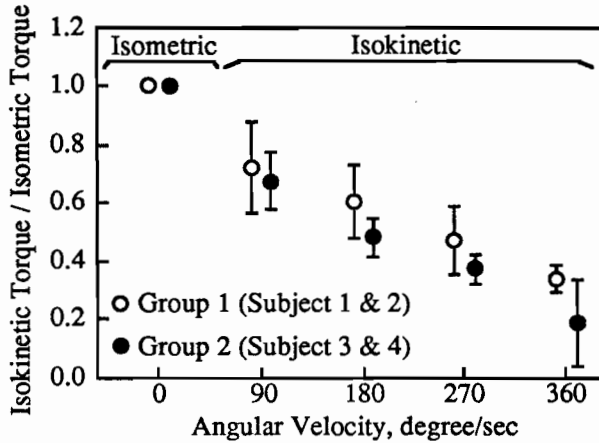


図 3. 2 関節トルクによる被検者のグループ分け

速度が大きくなるにつれて有意（棄却率  $p < 1\%$ ）に小さい値を示している。なお角速度と筋力の関連は、対象とする関節や、屈曲、伸展の方向によって影響を受けるが、ここでは一括して統計処理ならびに検定を行った。またグループ分けにあたっては、体重当たりの最大関節トルク、股関節、膝関節、足関節間の最大関節トルクの比率等について分散分析を行ったが、いかなるグループ分けを行ってもグループ間に有意な差はなかった。この結果から、筋力特性の一つである収縮速度と筋力の関係を考えると、グループ2の被検者は収縮速度が増大するにつれて急激に筋力が低下すると考えることができる。これは、筋組成の影響と考えられるが、後述するシミュレーションでは、最大収縮速度の相違で二つのグループの違いを表現する。以下、本章においては、筋力特性とは収縮速度と筋力の関係を指すものとする。

### 3. 2. 2 垂直跳び実験の概要

以下に示す手順で垂直跳びの実験を行った。まず被検者には、膝および股関節の屈曲角度を90度にした後、できる限り反動動作を用いずに、最大努力で跳躍するように指示した。足関節角度は被検者に任せた。上肢は腰の後ろで組み、跳躍時には動かさないように指示した。さらに広背筋等の影響を小さくするために、初期姿勢では背すじを延ばすように指示した。実験は1～2回の跳躍練習の後、5回の跳躍について測定を行った。

### 垂直跳び動作と下肢の筋力特性

なお5回の跳躍の間における疲労の影響はないものとする。また被検者として用いる4名については、繰り返して垂直跳び動作を行った場合、跳躍動作が安定していることを確認している。

実験装置の概要を図3.3に示す。実験時には、フォースプラットフォーム（Kistler社製）を用いて跳躍時の床反力を、また表面電極を用いて下肢の代表的な筋、すなわち前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋（外側頭）、外側広筋、大腿直筋、下腿二頭筋（長頭）、大殿筋の筋放電信号を測定した。これらの電気信号は、A/D変換器を介してサンプリング周波数1000Hzで計算機に取り込んだ。また同時に16mm高速カメラ（Photosonics社製）を用いて、毎秒100コマの撮影速度で被検者の右側方から運動を撮影した。撮影したフィルム上の画像情報は、ディジタイザを用いて1コマ毎に計算機に取り込んだ。なお被検者の右肩峰点、大転子、膝関節外側、外踝点、踵外側、第5中足骨骨頭には、皮膚と明確に区別することができるテープを十字に貼り付け、ディジタイジングにおける目印とした。

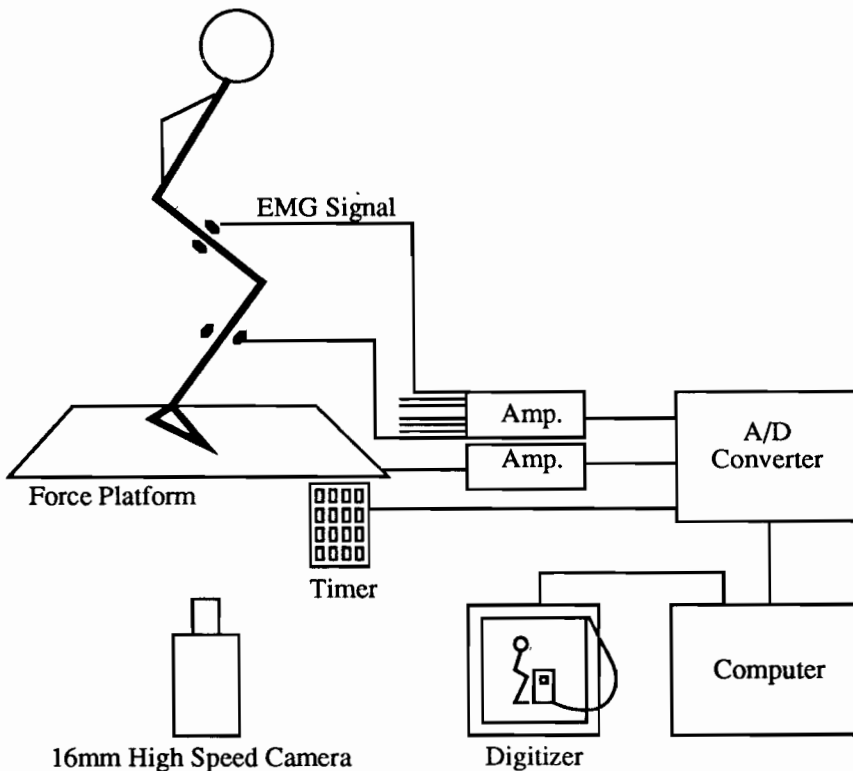


図3.3 垂直跳び実験の概要

た。床反力などの電気信号と画像情報との同期をとるために、LEDを用いたデジタル時計を画像に写し込むとともに、デジタル時計と同期した電圧信号をA/D変換器を介して計算機に取り込んだ。

### 3. 2. 3 解析方法

床反力については、校正を行った後、跳躍高を以下に述べる方法で算出した。すなわち、はじめに鉛直方向の床反力から被検者の体重を差し引いた値を被検者の体重で割った値を求め、次にこの値に重力加速度 ( $9.81\text{m/sec}^2$ ) を掛けたものを求める。この値は身体重心の加速度を表わしていることから、初期値を0として時間積分することによって重心の鉛直方向の速度を、さらに速度を時間積分することによって身体重心の鉛直方向の変位を求めた。従って、得られる跳躍高は、初期姿勢における身体重心位置と跳躍後の重心位置の最高到達点の差である。

筋放電信号については、整流および移動平均処理を行った後、筋放電信号が急激に大きくなるタイミングを求め、後述するシミュレーションにおける初期制御変数の推定に用いた。

動作情報については、校正およびスプライン関数を用いた平滑化処理[3.11]を行った後、関節角度、関節角速度、関節角加速度を算出した。

## 3. 3 垂直跳び動作シミュレーション

表3. 2に示す5通りの条件で最適動作を求めるシミュレーションを行った。条件1は、第2章で示した標準的な筋骨格モデルを用いて最適な動作を求める場合である。条件2は、すべての筋群の筋力特性を変更し、筋群の最大収縮速度を25%小さくした場合である。条件1と条件2のシミュレーション結果を比較することにより、4名の被検者を二つのグループに分類した際の基準となった筋力特性の影響を明らかにする。

各筋群の最大筋力が跳躍動作に及ぼす影響を明らかにするため、筋骨格モデルの筋力パラメータのうち最大筋力を、すべての筋群について条件1に比較して20%低下させた場合を条件3とした。また股関節と膝関節の最大筋力の比率が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにするために、股関節の伸展筋である筋群9の最大筋力のみを20%低下させた場合を条件4とした。さらに跳躍時間が跳躍動作に及ぼす影響を明らかにするため、

## 垂直跳び動作と下肢の筋力特性

表3. 2 シミュレーション条件

	Maximum Contracting Force of Muscle Groups	Max. Contracting Speed of Muscle Groups	Time of Jump Motion
Condition 1	Normal values	Normal values	Time in which human model can jump highest under each condition
Condition 2	Normal values	25 % smaller than normal values in all muscle groups	
Condition 3	20 % smaller than normal values in all muscle groups	Normal values	
Condition 4	20 % smaller than normal value in Muscle Group #9	Normal values	
Condition 5	20 % smaller than normal values in all muscle groups	Normal values	Same as time of jump motion under condition 1

最大筋力は同一で、かつ条件1の場合と同じ跳躍時間で跳躍動作を終了しなければならない場合を条件5とした。なお条件3, 条件4, 条件5における筋力特性は条件1と同じものを用い、最適化処理における初期制御変数は、条件1における最適制御変数を用いた。

### 3. 4 実験結果およびシミュレーション結果

#### 3. 4. 1 実験結果

図3. 4に各被検者の跳躍高の平均値とその標準偏差を示す。被検者1の跳躍高は、他の3名の跳躍高に比較して小さいが、被検者2の跳躍高は大きく、グループ1の被検者とグループ2の被検者の跳躍高には、明確な相違は見られない。一般に速筋線維が多いと思われるグループ1の被検者の跳躍高がグループ2の被検者の跳躍高に比較して大きくなることが考えられるが[3.9], 図3. 1に示したように有意ではないものの、グループ2の被検者の最大筋力がグループ1に比較して大きかったためと考えられる。

図3. 5に、5回の垂直跳び動作における床反力の時間的変化の平均値および標準偏差を求めた結果を示す。グループ1の被検者の床反力は、単峰性を示している。他方、被検者3の床反力は、極大値が時間的にずれて2回現われる傾向、すなわち二峰性の床反力を示している。被検者4の床反力は明確な二峰性を示していないが、床反力の増加が2回に分かれており、このような二峰性またはそれに近い床反力を示すことがグループ2の被検者の特徴であると考えられる。



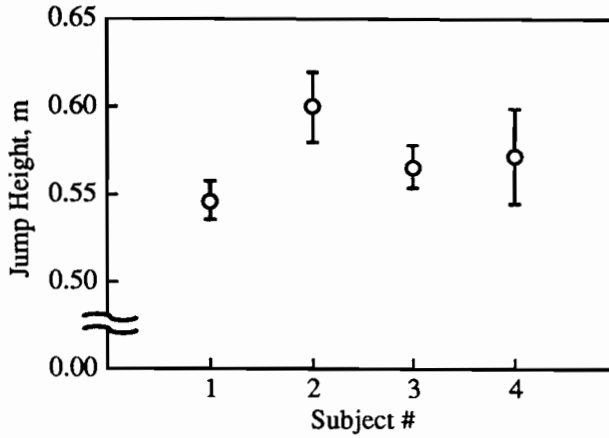
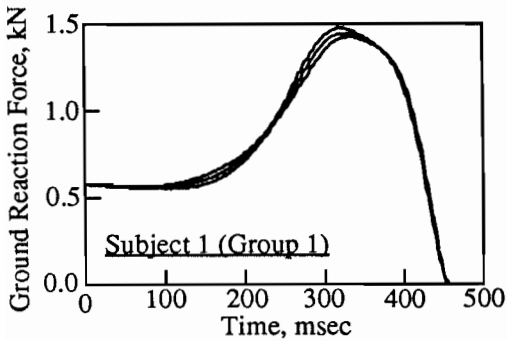
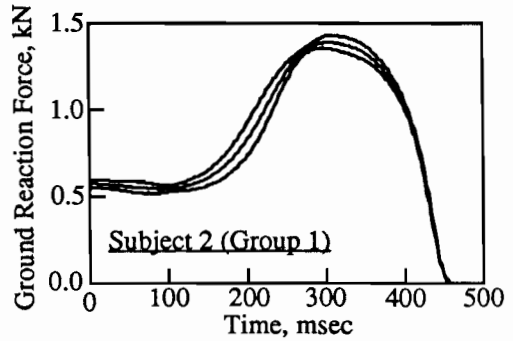


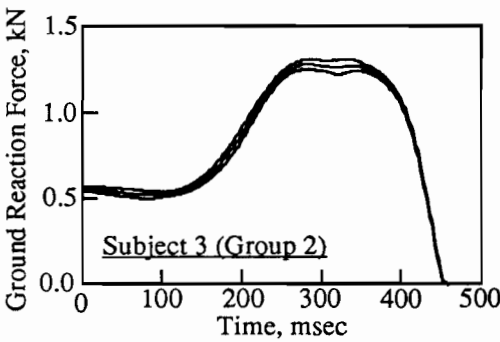
図 3. 4 実験から得られた跳躍高の平均と標準偏差



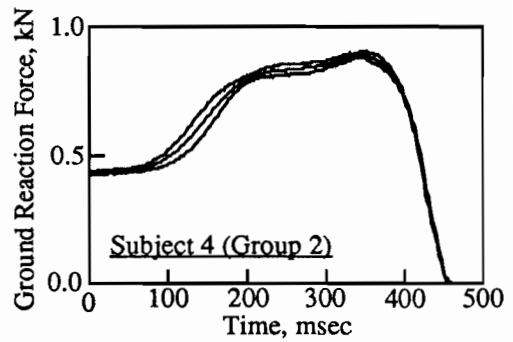
(a) 被検者 1 (グループ 1)



(b) 被検者 2 (グループ 1)



(c) 被検者 3 (グループ 2)

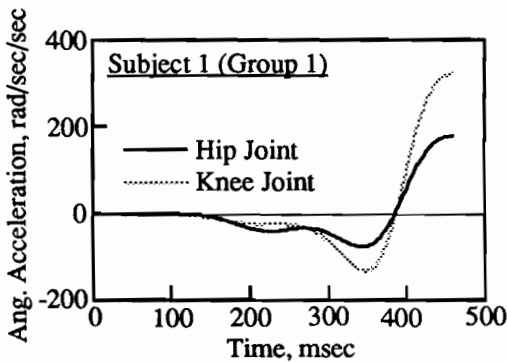


(d) 被検者 4 (グループ 2)

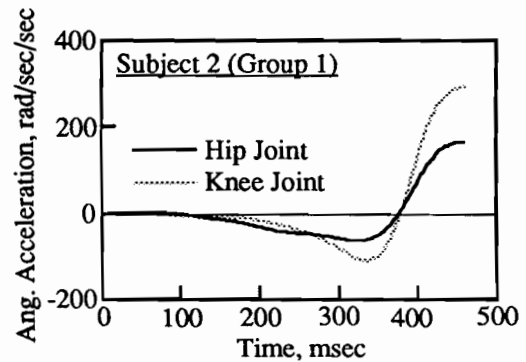
図 3. 5 実験から得られた床反力変化

### 垂直跳び動作と下肢の筋力特性

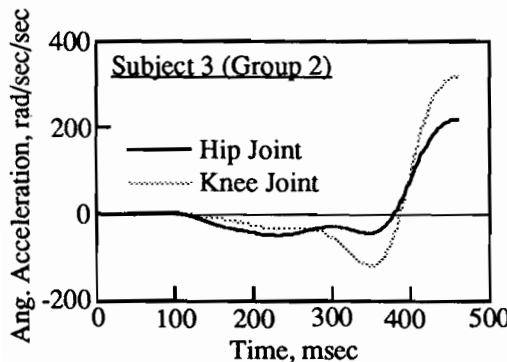
グループ2の床反力がこのように二峰性を示す理由は、以下のように考えられる。まず図3. 6に関節角加速度の時間的変化の平均を示す。グループ1の被検者の股関節の伸展角加速度（負が伸展を表わす）が極値をとる時刻と膝関節の伸展角加速度が極値をとる時刻は、ほぼ一致している。他方、被検者3の場合、股関節の伸展角加速度が約100msecの間をあけて2回極値をとり、そのうち角加速度が最小になる時刻は、膝関節の伸展角加速度が極値をとる時刻より約100msec早い。また被検者4の場合、股関節の角加速度が最小の値をとる時刻は、膝関節の伸展角加速度が極値をとる時刻より約150msec早い。このように、グループ2の被検者の場合、膝関節と股関節の関節角加速度が最小値をとる時刻が異なる。その結果、身体重心を上方へ押し上げるための加速運動が二段階に分れて行われることになり、床反力が二峰性を示すと考えられる。



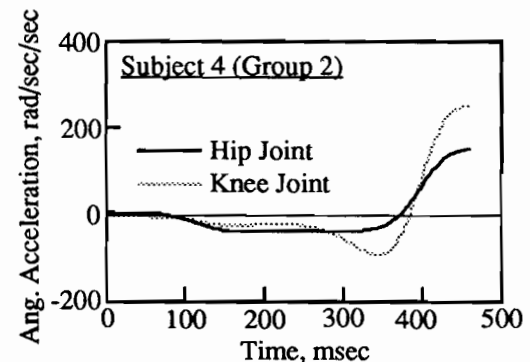
(a) 被検者1 (グループ1)



(b) 被検者2 (グループ1)

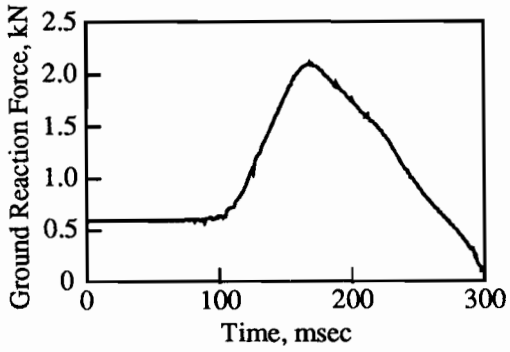


(c) 被検者3 (グループ2)

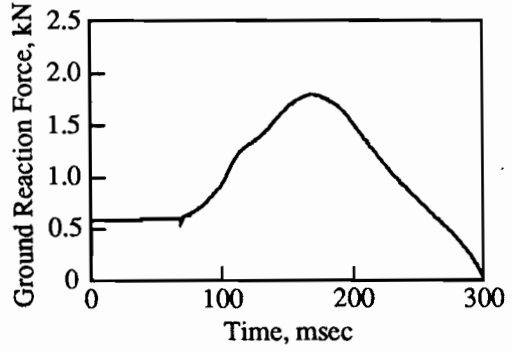


(d) 被検者4 (グループ2)

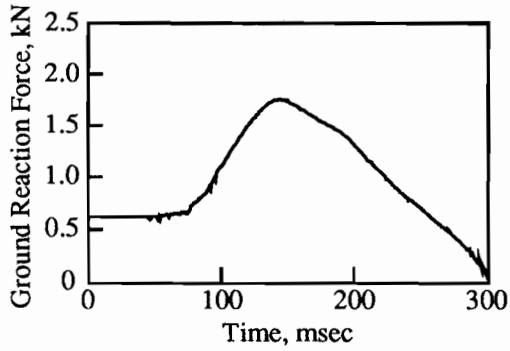
図3. 6 実験から得られた関節角加速度変化（負が伸展を表わす）



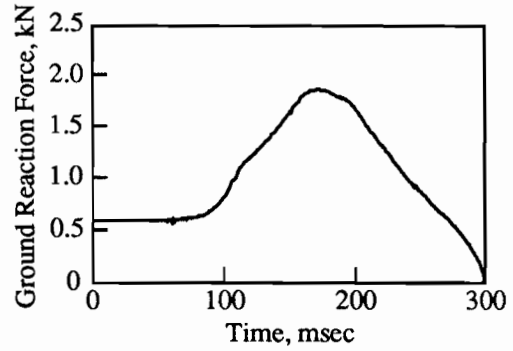
(a) シミュレーション条件 1



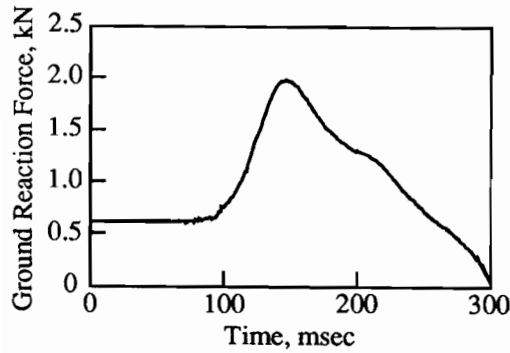
(b) シミュレーション条件 2



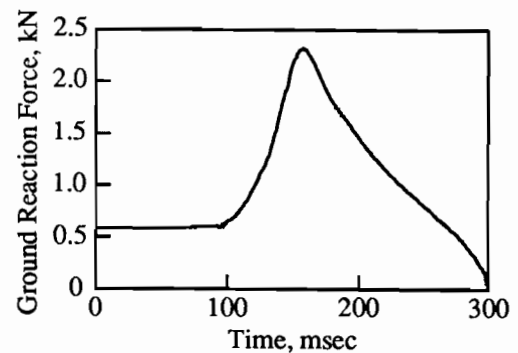
(c) シミュレーション条件 3



(d) シミュレーション条件 4



(e) シミュレーション条件 5



(f) シミュレーション条件 6

図 3. 7 シミュレーションから得られた床反力変化

### 3. 4. 2 シミュレーション結果

設定した各条件のもとでシミュレーションを行って得られた床反力の時間的変化を図3. 7に示す。図中の条件6は、シミュレーションの結果から新たに検討を行ったものであり、これについては後に説明する。図3. 7に示す条件1の場合の床反力は、グループ1の被検者の床反力と同様の単峰性を示している。さらに条件2の場合の床反力は、明確ではないものの被検者4の実験結果と同様の二峰性を示している。シミュレーションから得られた跳躍高をまとめて表3. 3に示す。条件1と条件2の跳躍高を比較すると、条件2の方が小さくなっている。これは、速筋線維が多いと考えられる条件1の場合の方が、言い換えると実験におけるグループ1の被検者の方が、より高く跳躍できる能力を有していることを示唆するものである。

条件1の場合に対して行ったシミュレーションから求めた筋群への制御変数の時間的変化を図3. 8に示す。図において、制御変数が+1になっている場合は、その筋群が発揮する力を強めようとしていることを示しており、逆に-1の場合には力を弱めようとしていることを表わしている。また0は現在の力を維持しようとしていることを表わしている。表示していない他の筋群の制御変数は常に-1であった。図3. 8より、各筋群間において、股関節の伸展筋である筋群9が最初に力を発揮し、その後膝関節の伸展筋である筋群5、足関節の伸展筋である筋群3の順で活動を開始することが認められる。二関節筋である筋群2および筋群4は、単関節筋群より遅れて制御変数が+1になっている。以上の結果は、股関節の伸展トルクを膝関節、足関節へ伝えることにより大きな跳躍高を得ようとしているものと推察することができる[3.12]。各筋群の制御変数が0から+1に変化する時刻と跳躍時間に対する割合を、跳躍時間とともにまとめて表3. 4に示す。すべての条件において股関節の伸展筋である筋群9の制御変数が、跳躍

表3. 3 シミュレーションから得られた跳躍高

	Jump Height (m)
Condition 1	0.492
Condition 2	0.458
Condition 3	0.423
Condition 4	0.473
Condition 5	0.386

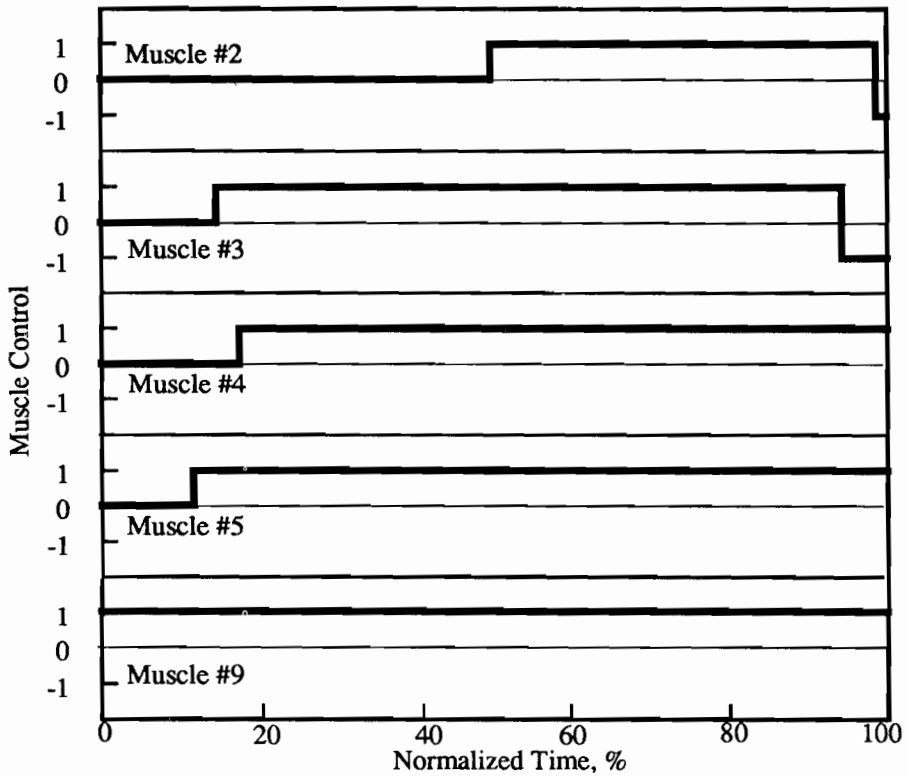


図 3. 8 筋制御変数の変化

(図示していない筋群の制御変数は常に-1を示している)

表 3. 4 跳躍時間および筋制御変数が+1に変化する時刻と跳躍時間に対する割合

	Total Time (msec)		Muscle Group				
			#2	#3	#4	#5	#9
Condition 1	226	Onset Time (msec)	97	28	35	24	0
		Onset Time (%)	42.9	12.4	15.5	10.6	0.0
Condition 2	256	Onset Time (msec)	95	41	35	51	0
		Onset Time (%)	37.1	16.0	13.7	19.9	0.0
Condition 3	258	Onset Time (msec)	98	34	38	31	0
		Onset Time (%)	38.0	13.2	14.7	12.0	0.0
Condition 4	245	Onset Time (msec)	90	31	46	41	0
		Onset Time (%)	36.7	12.7	18.8	16.7	0.0
Condition 5	226	Onset Time (msec)	96	34	37	1	0
		Onset Time (%)	42.5	15.0	16.4	0.4	0.0

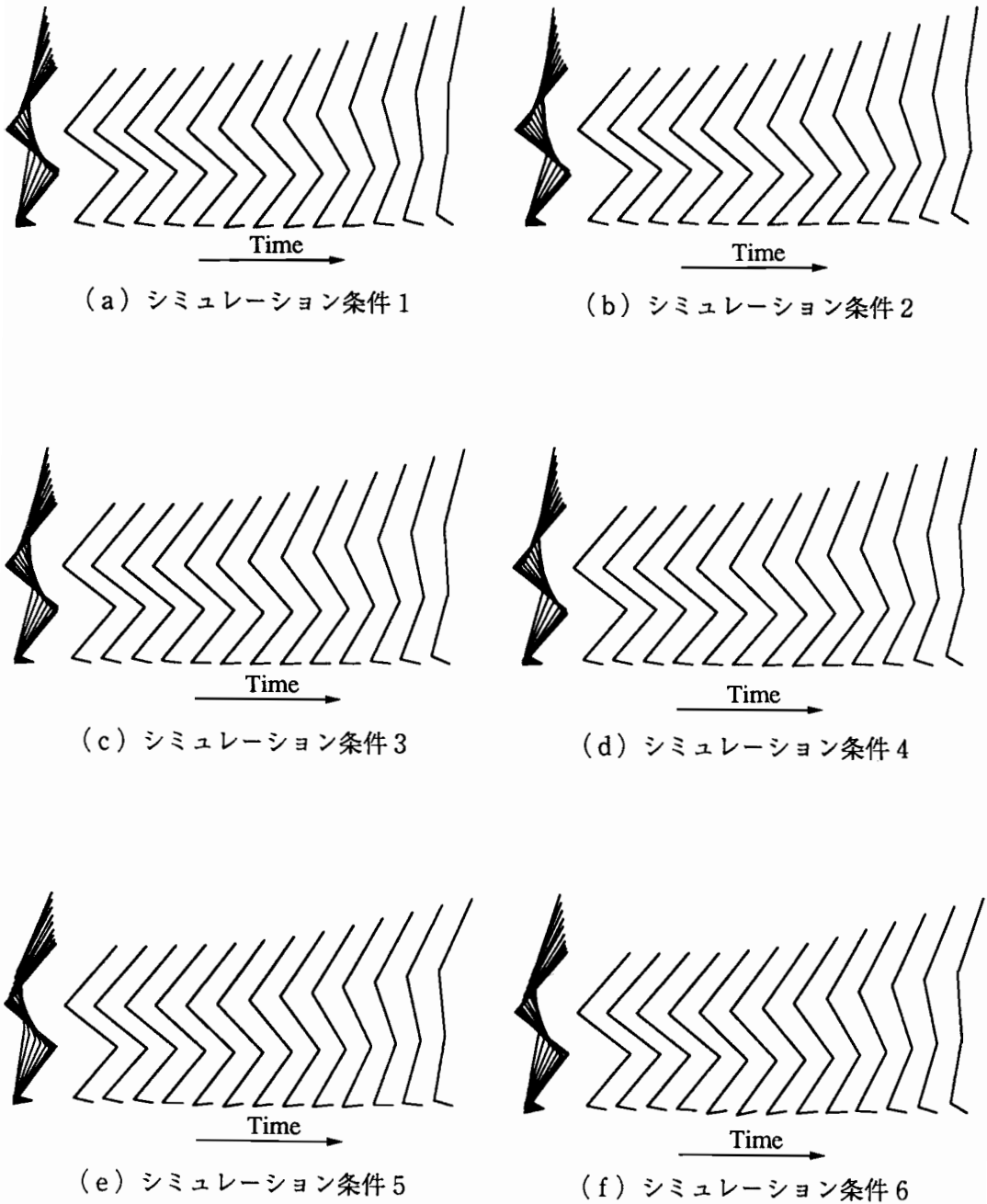


図3. 9 シミュレーションから得られた垂直跳び動作のスティックピクチャ

動作開始とともに+1になることが分かる。筋制御変数の変化に関する詳細な検討は次節で行う。図3. 9にシミュレーションから得られた垂直跳び動作をスティックピクチャの形で示す。条件5および条件6の場合、足先が地面から離れる瞬間において、股関節の伸展が不十分であることが確認できる。

### 3. 5 垂直跳び動作と下肢筋群の筋力

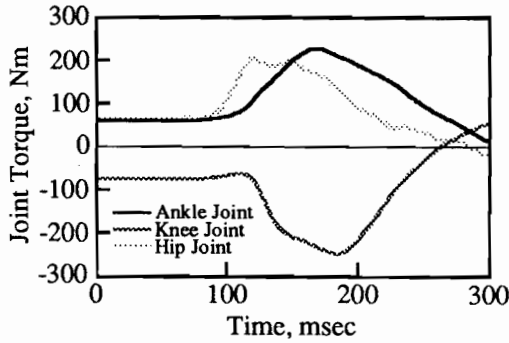
#### 3. 5. 1 下肢の筋力特性と垂直跳び動作

最初に筋力特性と跳躍動作の関連について検討する。グループ2について実験から求められた床反力、およびそれに対応する条件2のシミュレーションから求められた床反力より、筋の最大収縮速度が小さい場合には、二峰性の床反力を示す動作が最適動作であることが予想される。ここでシミュレーションにおいて、跳躍時間を故意に変更し、条件2の筋力特性においても単峰性の床反力を示すような跳躍を行わせたものがシミュレーションの条件6である。この場合、予想される跳躍高は、表3. 3に示したように条件2に比較して減少した。

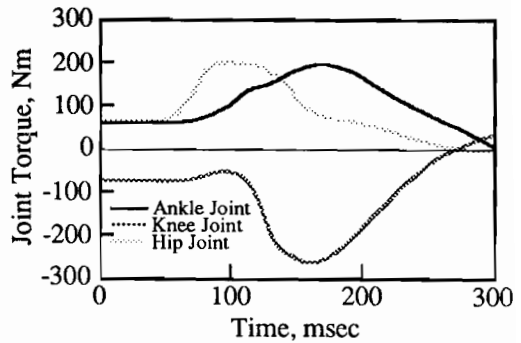
また筋収縮モデルに対する制御変数が+1になる時刻に関して条件1と条件2を比較すると、足関節の伸展単関節筋である筋群3と膝関節の伸展単関節筋である筋群5が、条件2の場合において遅く活動を開始する傾向にある。条件6においては、筋群5が早く活動を開始する。

以上の結果より、グループ2の被検者の最適動作において、床反力が二峰性を示す理由について考察する。図3. 10にシミュレーションから得られた関節トルクの変化を示す。ここで図中の関節トルクは、筋群が発揮するトルクおよび関節の可動域モデルから得られたトルクを、各関節ごとに加算したものである。条件1および条件2の場合、股関節の伸展トルク（正が伸展を表わす）と膝関節の伸展トルク（負が伸展を表わす）が極値をとる時刻は、ともに50msec程度の差がある。条件1の場合、膝関節の伸展トルクが極値をとる時刻において、股関節の伸展トルクはその最大値の70%程度に徐々に減少している。他方、条件2の場合には、40%程度に急激に低下している。これは条件2の場合、筋群の最大収縮速度が小さいため、股関節の伸展角速度の増加とともに筋力が急激に低下するためであると考えられる。条件2および条件6における各関節の角速度変化を図3. 11に示す。シミュレーション手法を用いて、床反力が単峰性になるよう

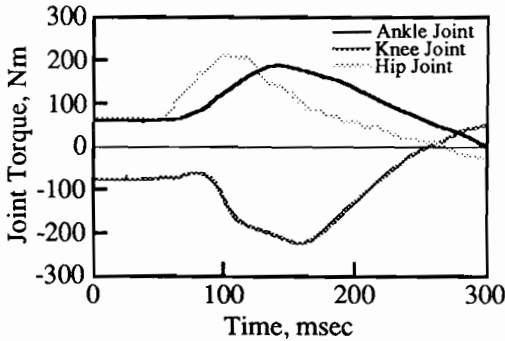
垂直跳び動作と下肢の筋力特性



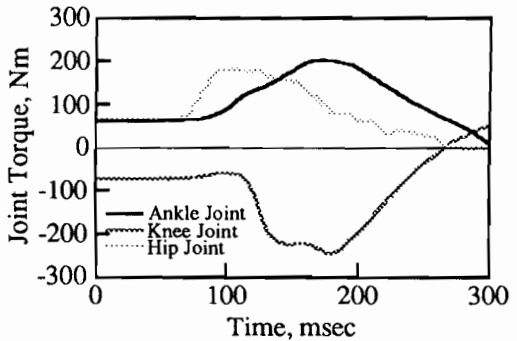
(a) シミュレーション条件 1



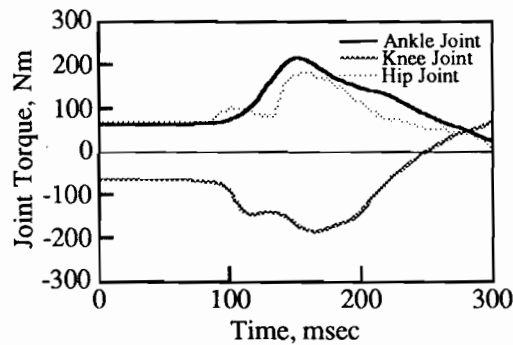
(b) シミュレーション条件 2



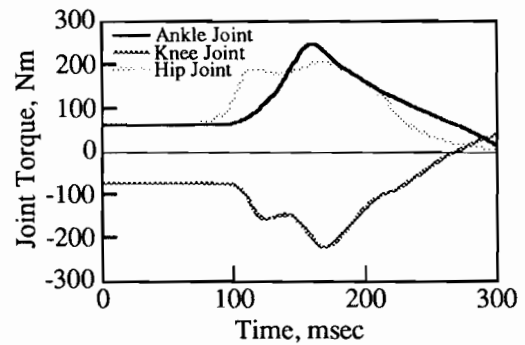
(c) シミュレーション条件 3



(d) シミュレーション条件 4



(e) シミュレーション条件 5



(f) シミュレーション条件 6

図 3. 10 関節に作用するトルク変化

(股関節, 足関節; 正が伸展トルクを表わす, 膝関節; 負が伸展トルクを表わす)



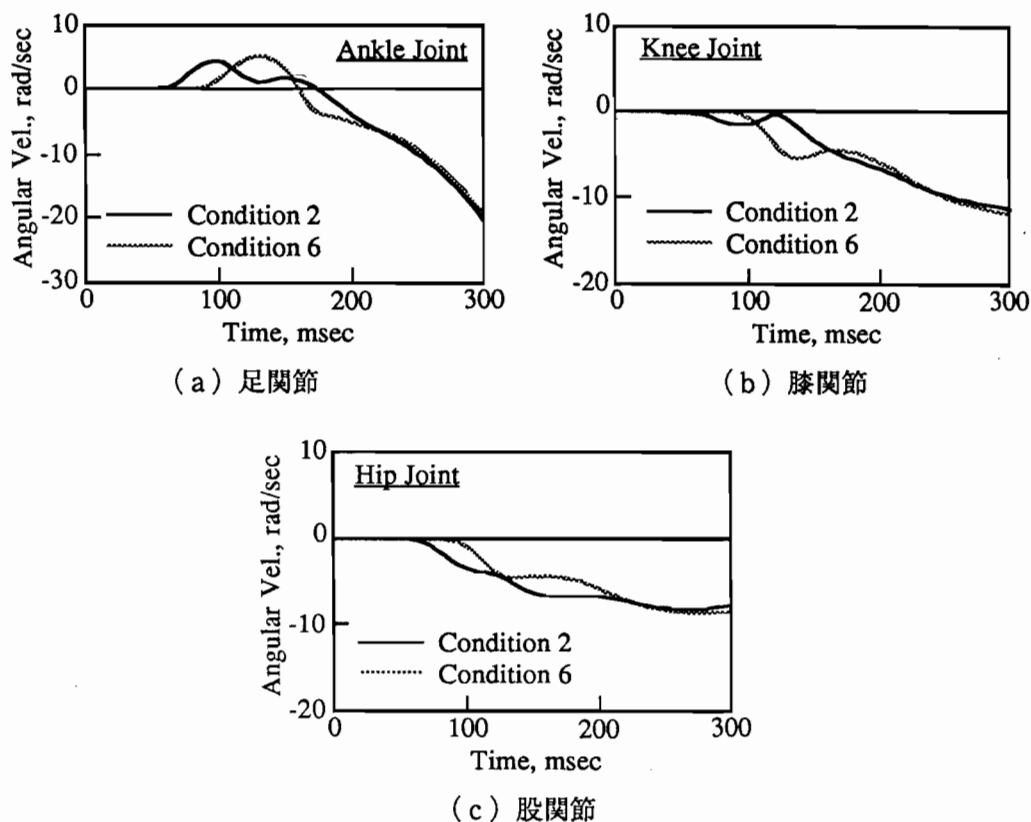


図3. 11 シミュレーションから得られた関節角速度変化（負が伸展を表わす）

な跳躍動作を行わせた条件6の場合には、膝の伸展筋である筋群5の活動が早くなり、股関節の伸展角速度が条件2に比較して小さくなっている。その結果、図3. 10 (f) に示すように股関節は比較的大きなトルクを維持している。しかし膝関節の伸展角速度は増大し、膝関節の伸展トルクが条件2に比較して大幅に小さくなり、最終的な跳躍高が減少したものと考えられる。

通常垂直跳びを行う場合、始めに股関節を伸展させ、次に膝関節、そして最後に足関節の順に体幹に近い関節から伸展を開始していく。グループ2の被検者に対応するシミュレーション条件2の場合、始めに上体を起こすことによって股関節の伸展を開始し、股関節の伸展角速度が増加していくが、伸展角速度の増加とともに筋力特性の影響で伸展トルクが低下する。わずかに時間が遅れて膝関節が伸展して身体重心の上向きの加速度を維持するが、股関節の伸展角速度の増加にともなう伸展トルクの低下が急であ

## 垂直跳び動作と下肢の筋力特性

るため、身体重心の上向き加速度が一旦低下した後、膝の伸展による上向きの加速度が増加することになる。こうした結果として二峰性の床反力が現われるものと考えられることができる。また単峰性の床反力を示すように膝の伸展を早く開始した場合、膝関節で発揮することができるトルクが大幅に減少し、跳躍高は減少する結果となる。すなわち、グループ2のような筋力特性を持つ被検者の場合、股関節の伸展動作と膝関節の伸展動作を時間的に分離することによって、大きな跳躍高を得ることができると推察できる。

### 3. 5. 2 下肢の最大筋力と垂直跳び動作

図3. 5に示したシミュレーション条件1と条件3の場合に対する床反力を比較すると、跳躍時間に差があるものの、ともに単峰性の床反力を示している。また表3. 4において筋群への制御変数が+1になる時刻は、条件3の方が条件1に比較して若干遅い傾向にあるが、跳躍時間で正規化した場合にはほとんど差がない。さらに股関節の伸展筋群である筋群9の筋力のみを低下させた条件4の場合、膝の伸展筋群である筋群4および筋群5への制御変数が+1になる時刻は、条件3よりさらに遅くなる。これは、股関節の伸展筋群の筋力が低下したことを補うためと考えられる。すなわち筋群9の最大筋力の低下により、動作開始直後上体を起こすことに時間を要し、股関節の伸展角速度が大きくなった後、膝の伸展を開始するものと考えられる。その結果床反力は、条件2と同様にその増加が2回に分かれて現われる傾向、すなわち二峰性の傾向を示している。最後に条件5においては、最適な跳躍時間より短い時間で跳躍しなければならず、膝の伸展筋である筋群5の活動開始時刻を早めることによって対応していることが分かる。その結果、股関節と膝関節で発揮されるトルクが極値をとる時刻が一致し、床反力の最大値は大きくなるものの、床反力の持続時間は短くなり、最終的に得られる跳躍高は条件3より小さくなるものと考えられる。

### 3. 5. 3 垂直跳び動作における最適制御

以上の検討結果を踏まえて、下肢筋力と最適な垂直跳び動作における制御プログラムとの関連について考察する。条件1および条件3の場合、筋群への制御変数は、跳躍時間の変化とともに+1になる時刻が変化しているが、跳躍時間で正規化した値には大きな差はない。また条件2の場合、膝の伸展単関節筋である筋群5の活動を遅らせること

で跳躍高を大きくしている。条件4の場合、膝関節、足関節の伸展筋群が、股関節の伸展筋群の筋力低下を補うように遅くから活動を始めている。これらの結果から、最適動作時における筋群の制御は、股関節と膝関節で発揮することができる伸展トルクの比率やパターンに大きく影響されるものと考えられる。

以上のことより最適な制御は図3. 12に示すように決定されるものと考えられる。すなわち各筋群の最大筋力の比率と最大収縮速度が与えられた場合に、最適な筋群の制

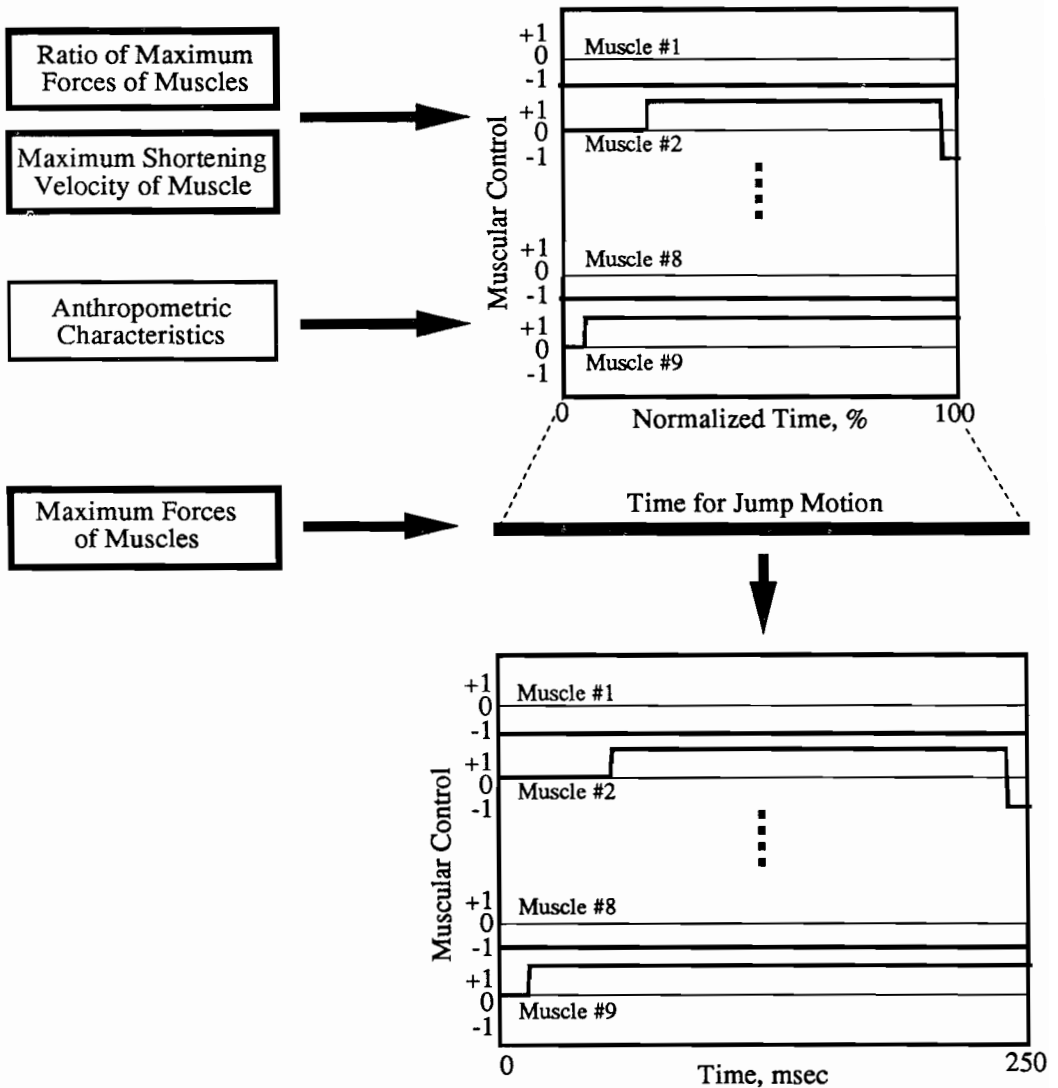


図3. 12 筋制御プログラム決定の流れ

御パターン（各筋群の制御信号が+1になる時刻の跳躍時間に対する比率）が決定される。次に筋群の最大筋力が与えられた場合、最適な跳躍時間が決定される。さらに制御パターンと跳躍時間が組み合わされることによって、垂直跳び動作を行う際の最適な制御プログラムが決定されるものと考えられる。

### 3. 6 結 言

本章では、膝を曲げた状態から跳躍する垂直跳び動作を対象とし、身体的能力の中から筋組成を含めた筋力特性と最適動作との関連を明らかにすることを試みた。そのために具体的には、4名の被検者について筋力測定および垂直跳び実験を行い、筋力特性と垂直跳び動作との関連について検討した。また筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行うことにより、各筋が発揮する最大筋力の大きさと最適動作との関連についても検討を加えた。その結果、人体の下肢筋力特性と垂直跳び動作の間に以下の関連があることが推察された。

- (1) 筋収縮特性の一つである収縮速度と筋力の関係が変化した場合、最適な垂直跳び動作を行うためには、筋の収縮速度が過大にならないように動作を調節する必要がある。
- (2) すべての筋群の最大筋力が一様に変化した場合には、最適な垂直跳び動作パターンには基本的な大きな変化はないが、特定の筋群の最大筋力が変化した場合には、各筋群の筋力を最大限に利用できるように動作を調節する必要がある。
- (3) 最適動作を行うための筋群の制御に関しては、筋群の筋力バランスと最大収縮速度の関連から最適な制御パターンが、最大筋力から最適な跳躍時間が、それぞれ決定される。さらに制御パターンと跳躍時間が組み合わされることによって、垂直跳び動作を行う際の最適な制御プログラムが決定されるものと考えられる。

## 第 4 章

### 垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価

#### 4. 1 緒 言

下肢の筋は、関節を回転させる能力によって2種類に大別することができる。一つは単関節筋であり、他は二関節筋（多関節筋を含める）である。基本的に単関節筋は、その筋が収縮することによって一つの関節を回転させるのに対して、二関節筋は収縮することによって同時に複数の関節を回転させるトルクを発生させる。

下肢の二関節筋の代表的なものとして、大腿直筋がある。単純に考えると大腿直筋は垂直跳びには効果的でないように思われる。なぜならば、垂直跳びを行う場合、股関節、膝関節とも伸展しなければならないが、拮抗筋による複雑な影響を除外した場合、基本的には大腿直筋は膝関節に対しては伸展筋であり、股関節に対しては屈曲筋として作用する。すなわち大腿直筋は、垂直跳び動作に対して正の仕事をすると同時に、負の仕事も行っていると考えられる。

この状態に対する説明として、大腿直筋をはじめとする下肢二関節筋は単関節筋の発揮するパワーを下肢の遠位端に伝達する機能を有しているという考えがある[4.1-4.4]。しかしこの考えと全く逆の研究結果、すなわち下肢二関節筋は、パワーを近位端に伝達する機能を有しているという先行研究も存在する[4.5]。このように、下肢二関節筋が有する機能は、未だに明らかになっていない。そのため、上述した研究以外にも従来から多くの研究が行われている。例えば、対象を垂直跳び動作に限らなければ、二関節筋は、その収縮によって人体外部に発揮する力の大きさと方向を同時に制御できる点に特徴があるという報告や[4.6]、股関節と膝関節を同時に伸展させる時の筋放電信号を測定し、二関節筋の機能を検討した研究も見られる[4.7]。

この二関節筋の機能を明らかにすることは、競技力を向上させるために重要なことと考えられる。そこで本章では、競技成績に影響を及ぼす要因である身体的能力の一つとして、垂直跳び動作における下肢の二関節筋の機能を明らかにすることを目的とする。

そのために、まず第2章で構築した筋骨格モデルに加えて、二関節筋を二つの単関節筋に置き換えたモデルを構築し、これらの筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行う。さらに筋が伝達するパワー、関節を通して伝達されるパワーなどのパワーの流れの観点からシミュレーション結果を検討することによって、垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能を明らかにする[4.8].

## 4. 2 垂直跳び動作のシミュレーション

### 4. 2. 1 シミュレーションモデル

二関節筋の機能を明らかにするために、ここでは第2章で構築した筋骨格モデルに加えて、二関節筋を二つの単関節筋に置き換えたモデルを構築する。第2章で構築した筋骨格モデルにおいて二関節筋としては、筋群2、筋群4、筋群6の三つの筋群がある。前章のシミュレーションにおいて、筋群6は垂直跳び動作にほとんど関与していないことが考えられるので、ここでは筋群2および筋群4をそれぞれ二つの単関節筋に置き換えたモデルを構築する。すなわち、ここでは垂直跳び動作のシミュレーションを、図4.1に示すような2種類の筋骨格モデルを用いて行う。ここで図4.1(a)は通常モデル(以後、モデル1と呼ぶ)を、また図4.1(b)は二関節筋を等価な単関節

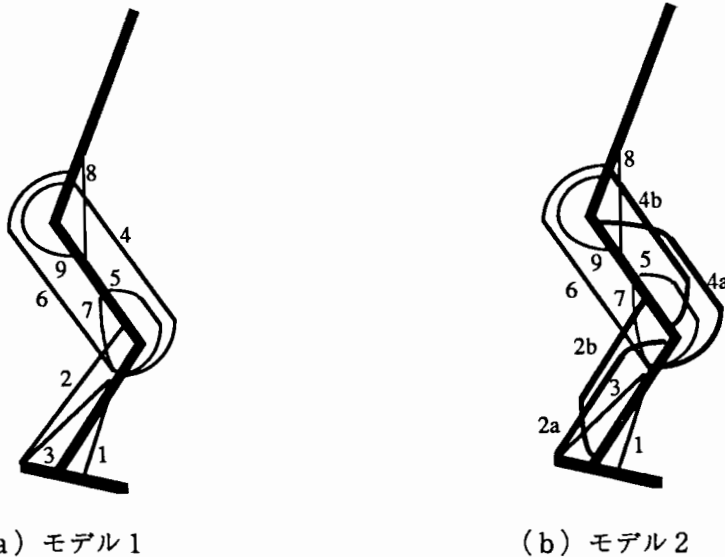


図4.1 垂直跳び動作のシミュレーションに用いる筋骨格モデル

筋に置き換えたモデル（以後、モデル 2 と呼ぶ）を表わしている。なお、モデル 2 における筋群 2 a, 筋群 2 b, および筋群 4 a, 筋群 4 b の筋収縮モデルのパラメータ値（最大筋力など）は、モデル 1 における筋群 2 および筋群 4 のパラメータとそれぞれ同じものとする。また筋長は、関連する関節の屈曲角度によってのみ変化するとし、初期姿勢においてはモデル 1 の初期姿勢における筋群の筋長と同じものとする。

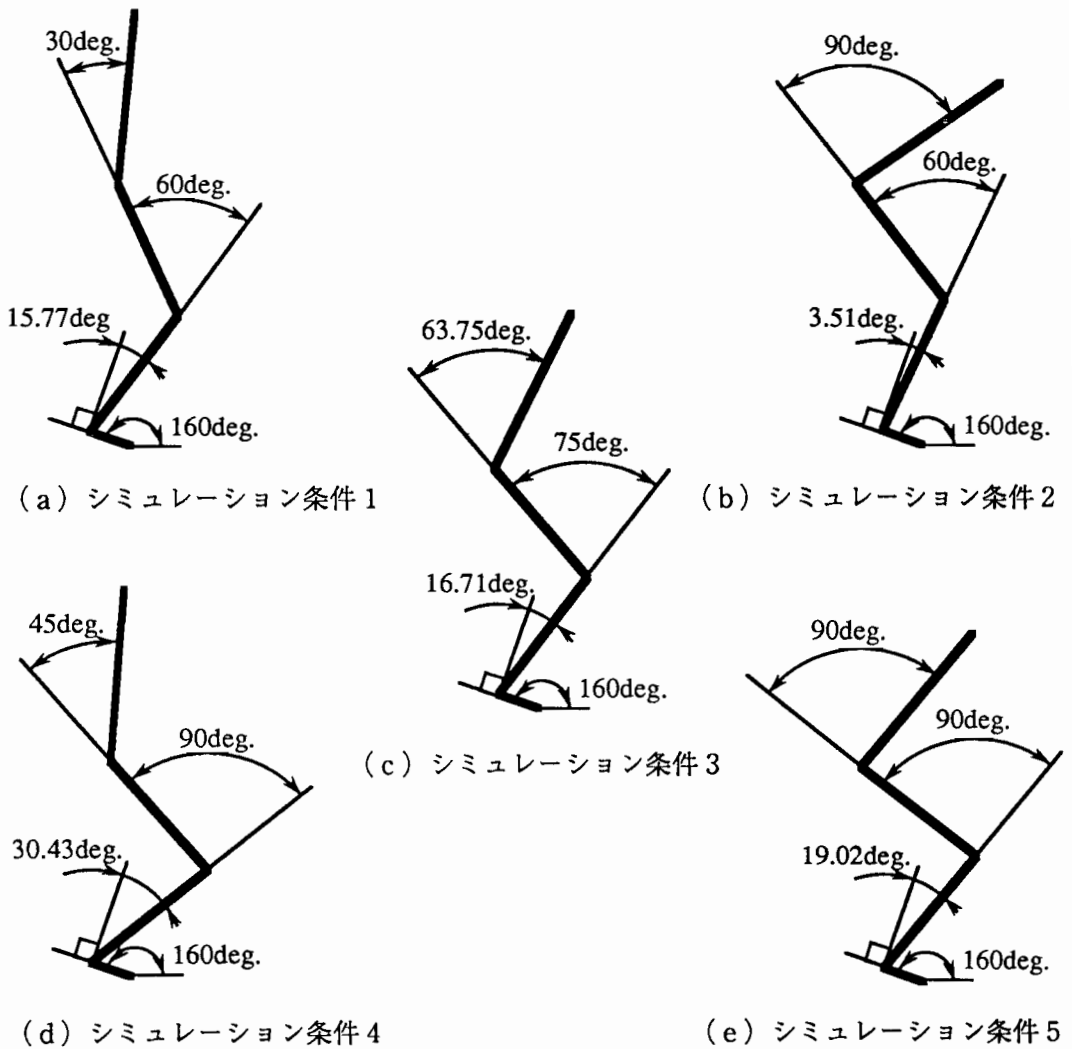


図 4. 2 シミュレーションの初期姿勢

#### 4. 2. 2 シミュレーション条件

初期姿勢の変化による各筋の役割の変化を検討するために、ここでは図4. 2に示す5通りの初期姿勢から垂直に跳躍するシミュレーションを行う。初期姿勢において、膝関節角度は60度～90度の範囲で3通り、股関節角度は30度～90度の範囲で4通りに設定している。また足部要素角度を160度に固定し、各条件における身体重心が爪先の鉛直上方に位置するように足関節角度を求めた。足関節角度は、図に示すように3.51度～30.43度である。

#### 4. 2. 3 垂直跳び実験

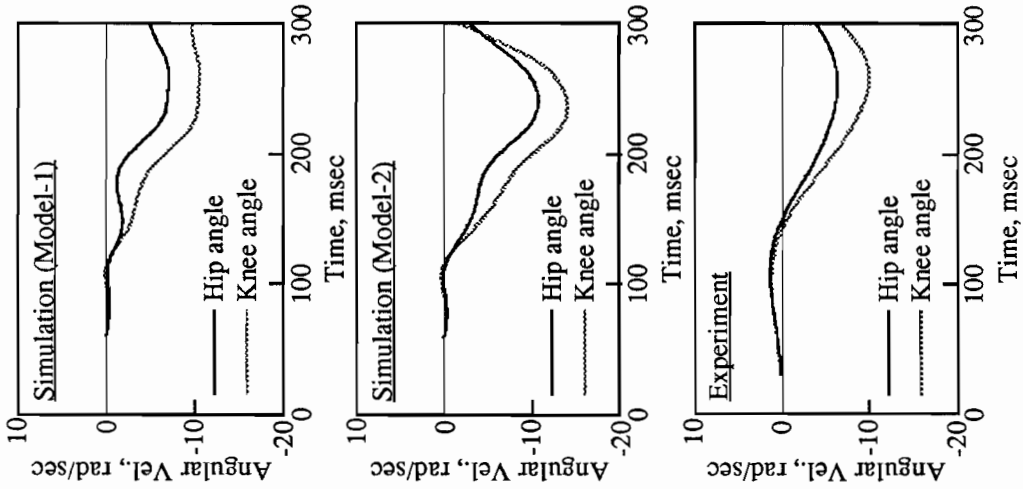
シミュレーションの初期制御変数を推定し、さらにシミュレーション結果の妥当性を検討するため、1名の被検者について実験を行った。実験では、シミュレーションの条件と同様に5通りの初期姿勢から最大努力で跳躍するように指示した。

実験においては、被検者の右側方から高速度カメラ（Photosonics社製）を用いて、毎秒100コマの撮影速度で運動を撮影した。同時に、床反力計（Kistler社製）を用いて床反力を測定し、表面電極を用いて下肢の7筋、すなわち前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋（外側頭）、外側広筋、大腿直筋、下腿二頭筋（長頭）、大殿筋の筋放電信号を測定した。これらのデータは、サンプリング周波数1000HzでA/D変換した後、計算機に取り込み解析を行った。解析手法等は、基本的には第3章で用いた手法と同様である。

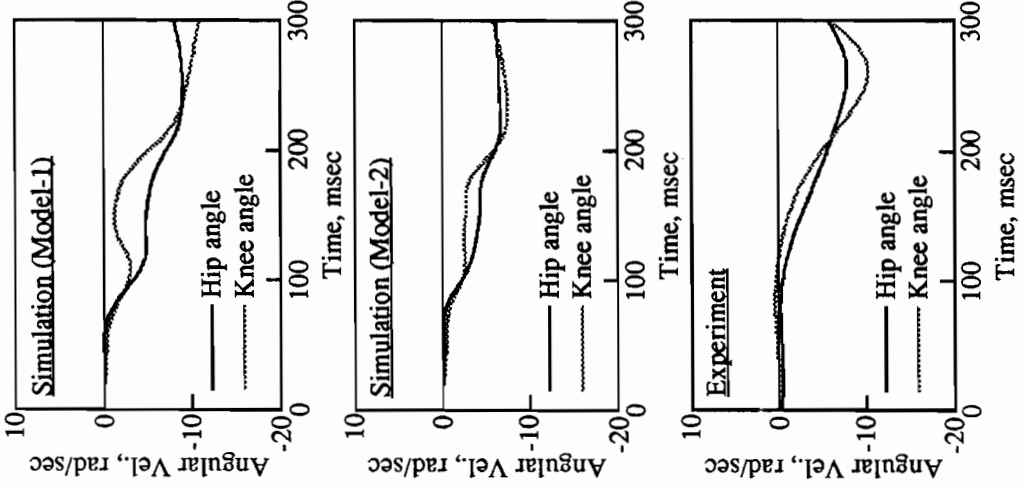
### 4. 3 実験結果およびシミュレーション結果

図4. 3に実験およびシミュレーションから得られた股関節および膝関節の角速度の変化を示す。シミュレーションによって求められた角速度は多少振動しながら変化しているが、時間に対する角速度の変化は全般に実験結果とよく一致している。例えば条件2においては、動作開始後、股関節の伸展角速度が増加し（負の値が伸展を表わす）、次に膝関節の伸展角速度が増加する。その後、股関節の伸展角速度が減少をはじめ、膝関節の伸展角速度が股関節の伸展角速度より大きくなる。このように、膝関節と股関節の角速度の相対的变化は、実験結果とシミュレーション結果の間で一致している。さらに、実験において測定した筋放電信号を重ね書きしたものと、筋骨格モデルの制御変数の変化を対比して図示した例を図4. 4に示す。これらの結果も比較的良好に一致してお

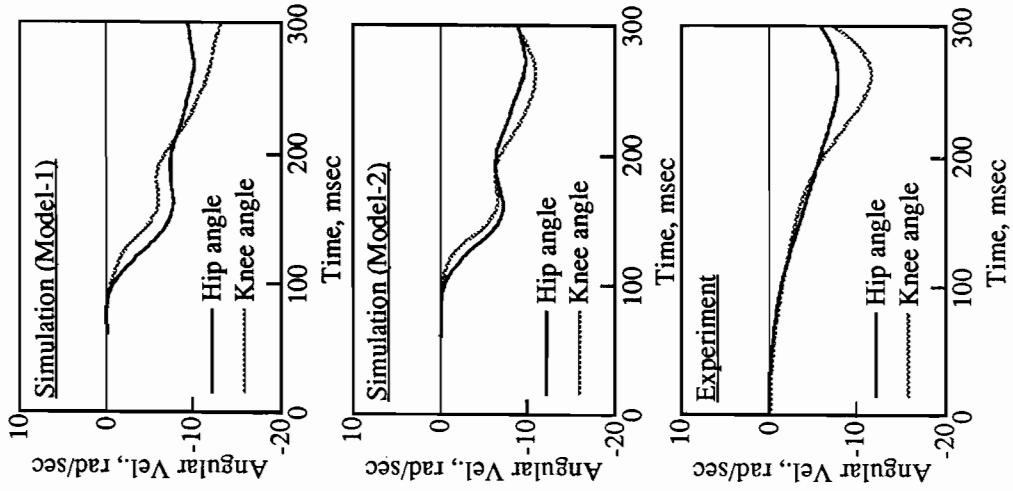




(a) シミュレーション条件 1



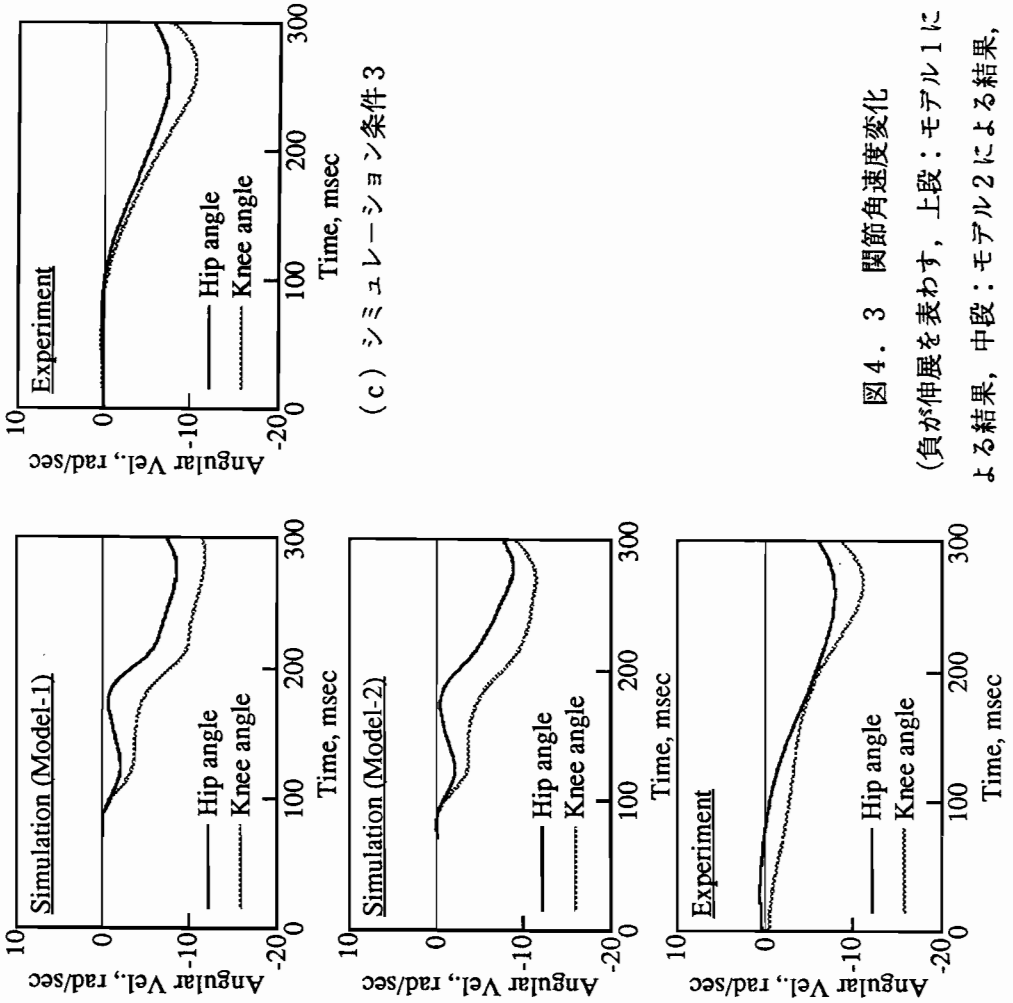
(b) シミュレーション条件 2



(c) シミュレーション条件3

図4.3 関節角速度変化

(負が伸展を表わす, 上段: モデル1による結果, 中段: モデル2による結果, 下段: 実験結果)



(d) シミュレーション条件4

下段: 実験結果)

(e) シミュレーション条件5

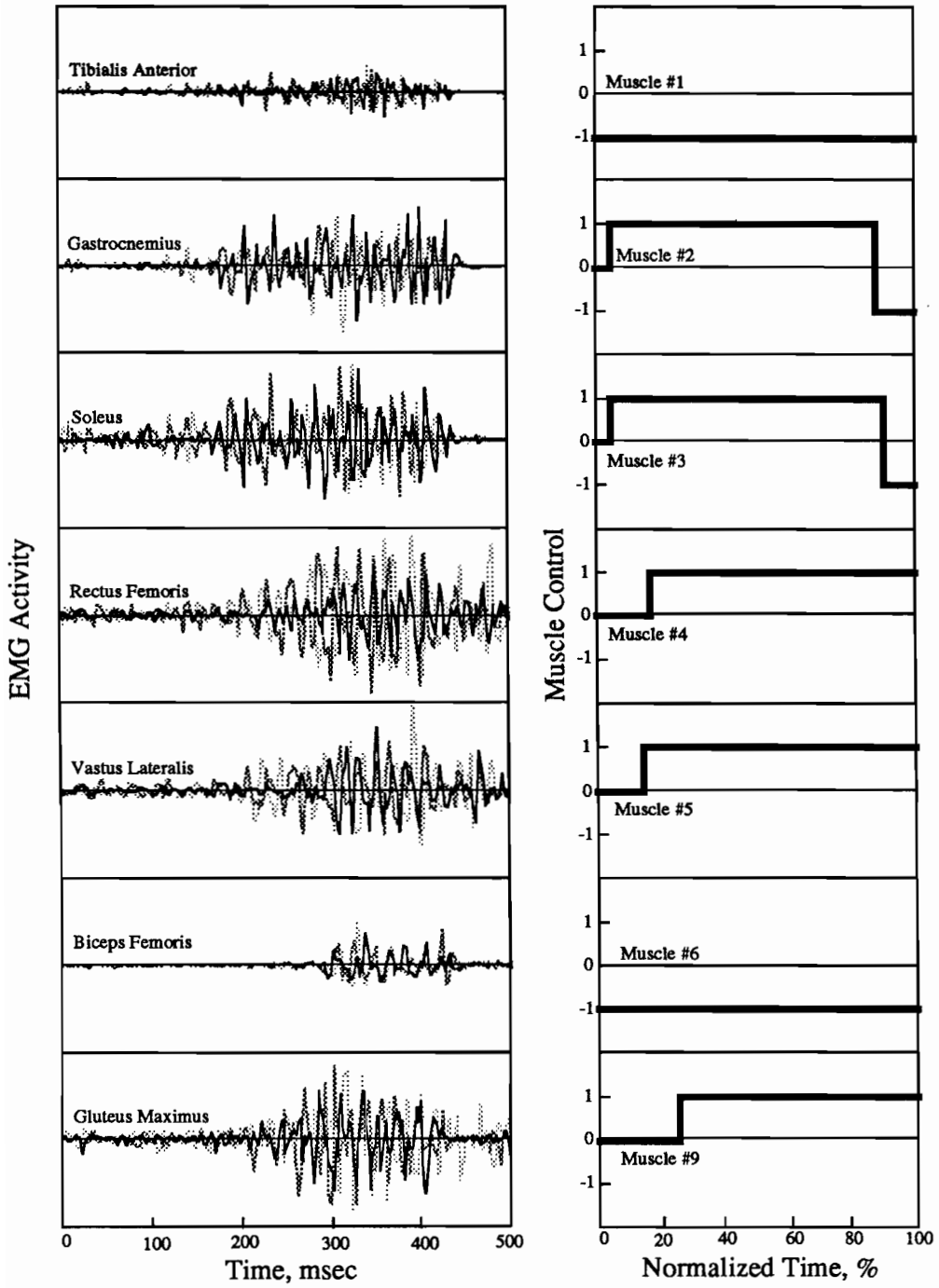
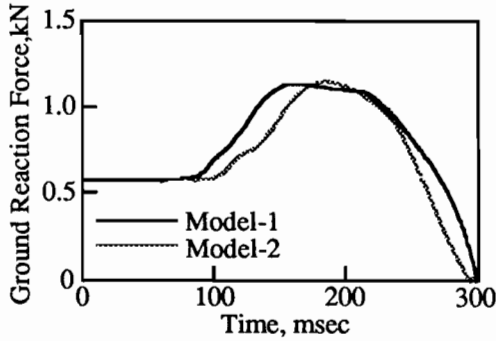
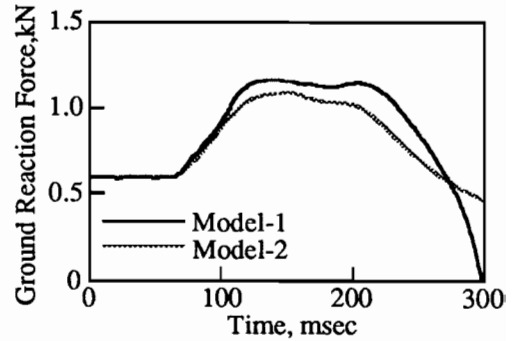


図 4. 4 実験によって得られた筋放電信号とシミュレーションにおける制御変数の変化の例（初期条件 3）

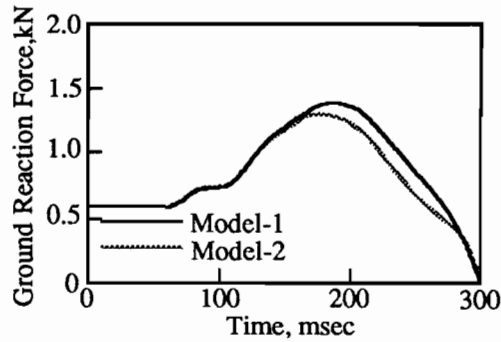
垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価



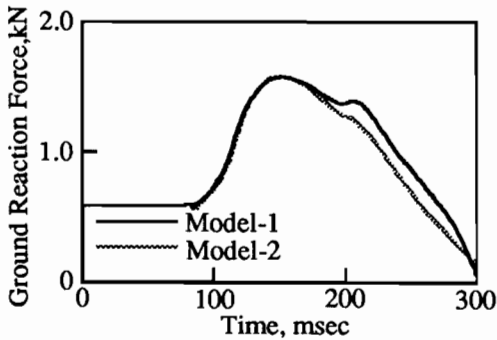
(a) シミュレーション条件 1



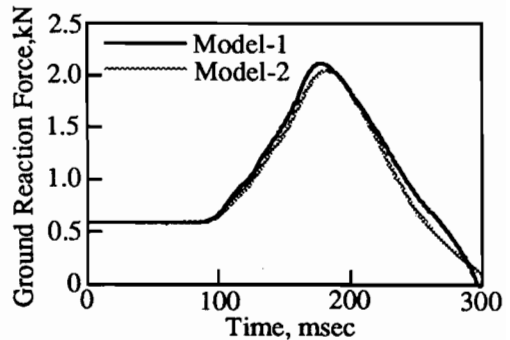
(b) シミュレーション条件 2



(c) シミュレーション条件 3

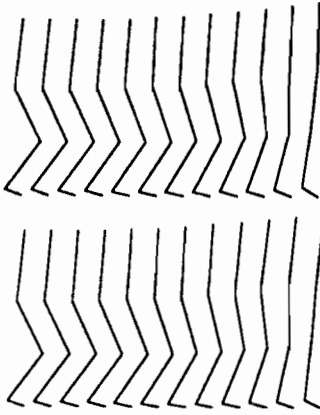


(d) シミュレーション条件 4

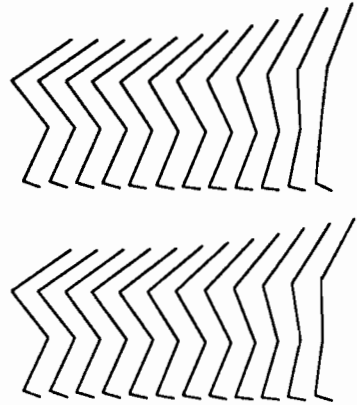


(e) シミュレーション条件 5

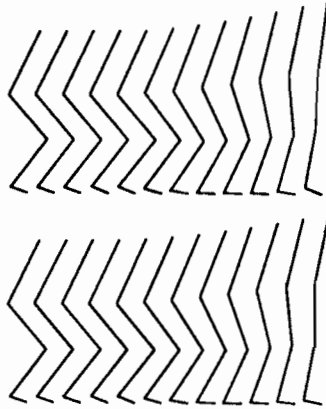
図 4. 5 シミュレーションによって得られた床反力変化



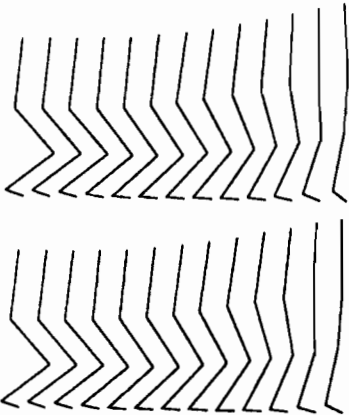
(a) シミュレーション条件1



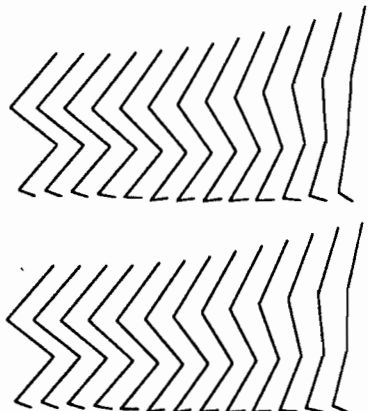
(b) シミュレーション条件2



(c) シミュレーション条件3



(d) シミュレーション条件4



(e) シミュレーション条件5

図4.6 シミュレーションから得られた垂直跳び動作のスティックピクチャ

(上段：モデル1, 下段：モデル2)

垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価

表4. 1 シミュレーションによって得られた跳躍高および比率

	Jump Height (m)		Ratio (%)
	Model-1	Model-2	
Condition 1	0.186	0.116	62.4
Condition 2	0.271	0.195	72.0
Condition 3	0.268	0.215	80.2
Condition 4	0.382	0.311	81.4
Condition 5	0.468	0.389	83.1

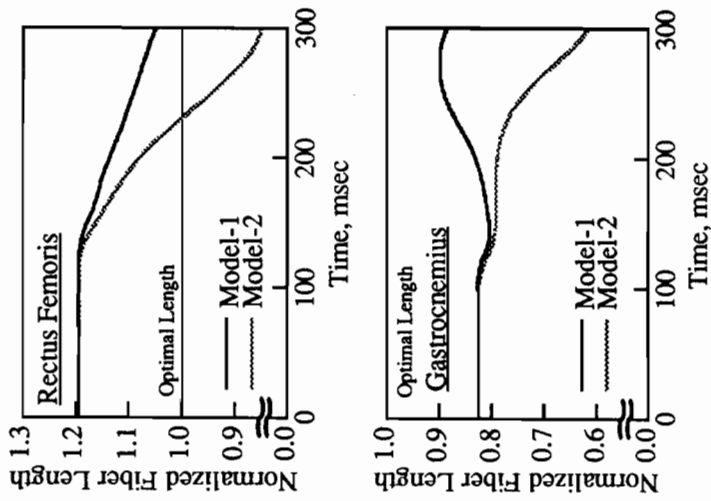
り、シミュレーション結果をもとに二関節筋の機能を検討することが妥当であると思われる。

シミュレーションから得られた床反力およびスティックピクチャを、それぞれ図4. 5, 図4. 6に示す。全体として、動作後半において二つのモデルにおける床反力の差が顕著に現われている。また、条件2においてはモデル2の床反力データが0にならず、この条件の場合には跳躍することができないことを示している。この条件での跳躍動作は、図4. 6 (b) に示すように股関節の伸展が不十分であることが分かる。

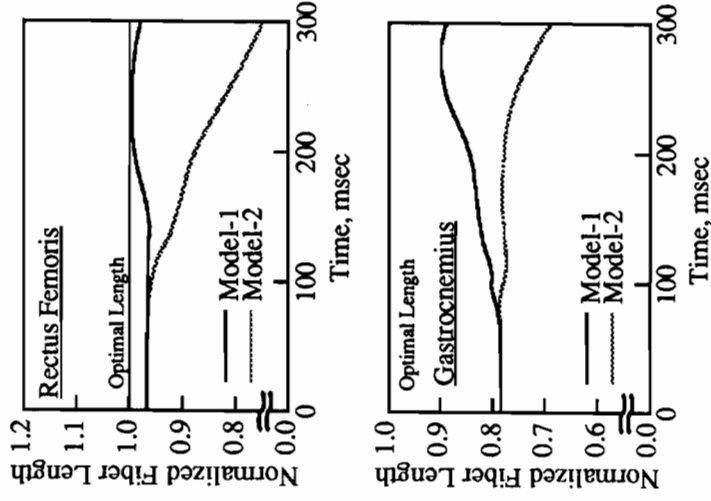
二関節筋の機能を検討するため、モデル1とモデル2を用いて行ったシミュレーションから得られた跳躍高、およびそれらの比をまとめて表4. 1に示す。すべての条件において、二関節筋を二つの単関節筋に置き換えたモデル2の跳躍高は、モデル1の跳躍高より小さく、平均でモデル1の跳躍高の76%である。このことから、二関節筋は垂直跳び動作において跳躍高を増大させる役割を果たしていることが予想される。

二関節筋の筋長を、筋群が最大筋力を発揮することができる筋長、すなわち至適筋長で正規化した結果を図4. 7に示す。モデル1における筋群2 (腓腹筋) の筋長は、動作開始とともに至適筋長に近づいている。他方、モデル2においては、足関節の底屈にともない、筋群2 aの筋長は短くなっている。またモデル1における筋群4 (大腿直筋) の筋長も、動作とともに至適筋長に近づいたり、条件2においては至適筋長を維持していることが分かる。他方モデル2においては膝の伸展にともない筋群4 aは急激に短縮している。

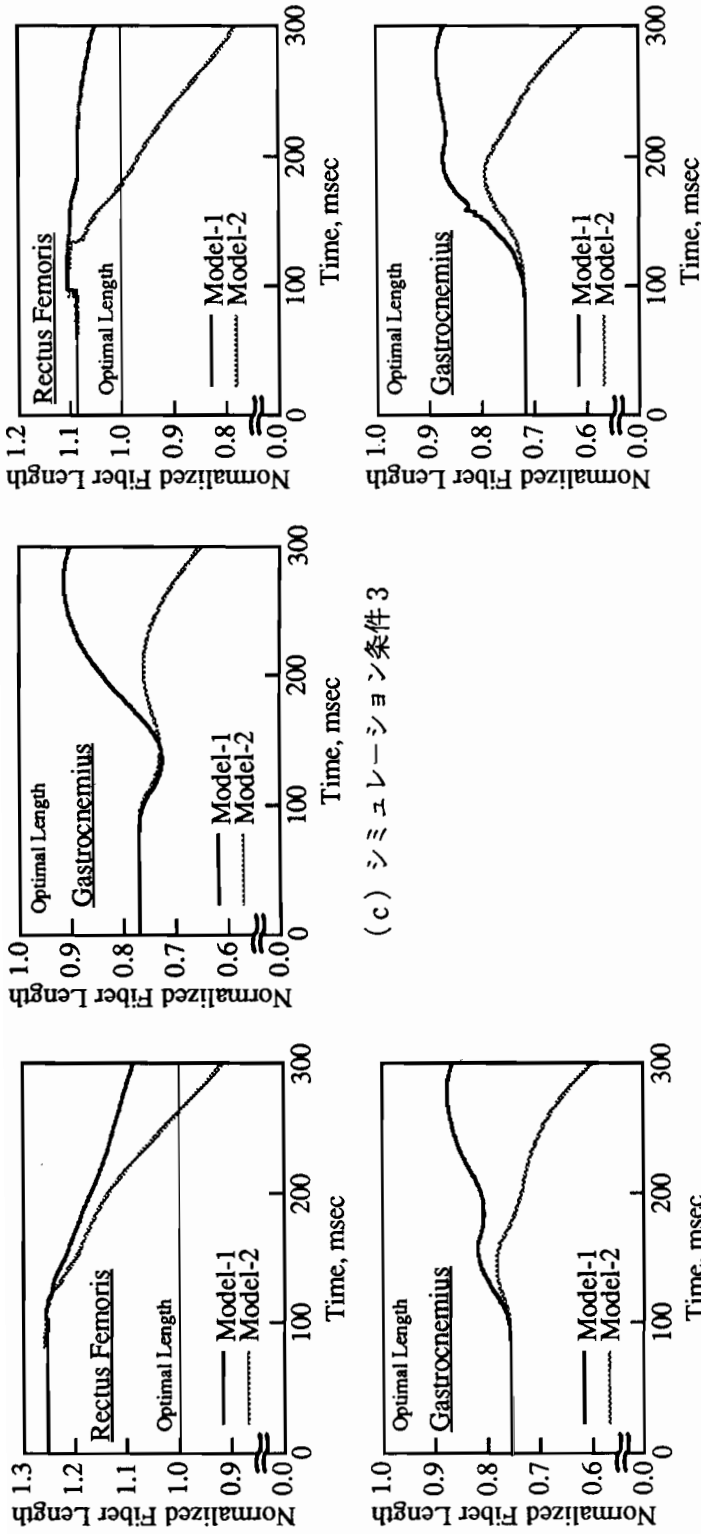
筋群が各関節で発揮した伸展の回転パワーをモデル1とモデル2に分けて図4. 8, 図4. 9にそれぞれ示す。伸展パワーは、筋群が発揮しているトルクに関節角速度を掛



(a) シミュレーション条件1



(b) シミュレーション条件2



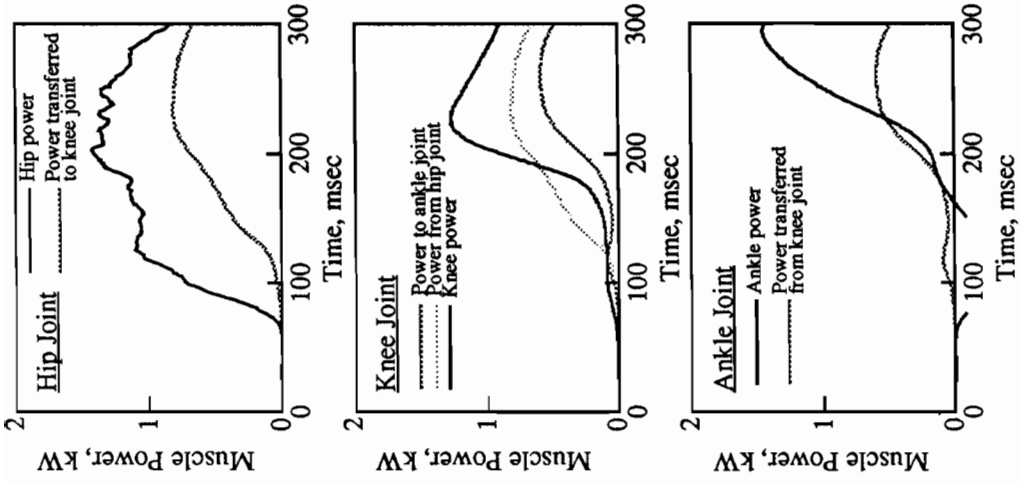
(c) シミュレーション条件3

(d) シミュレーション条件4

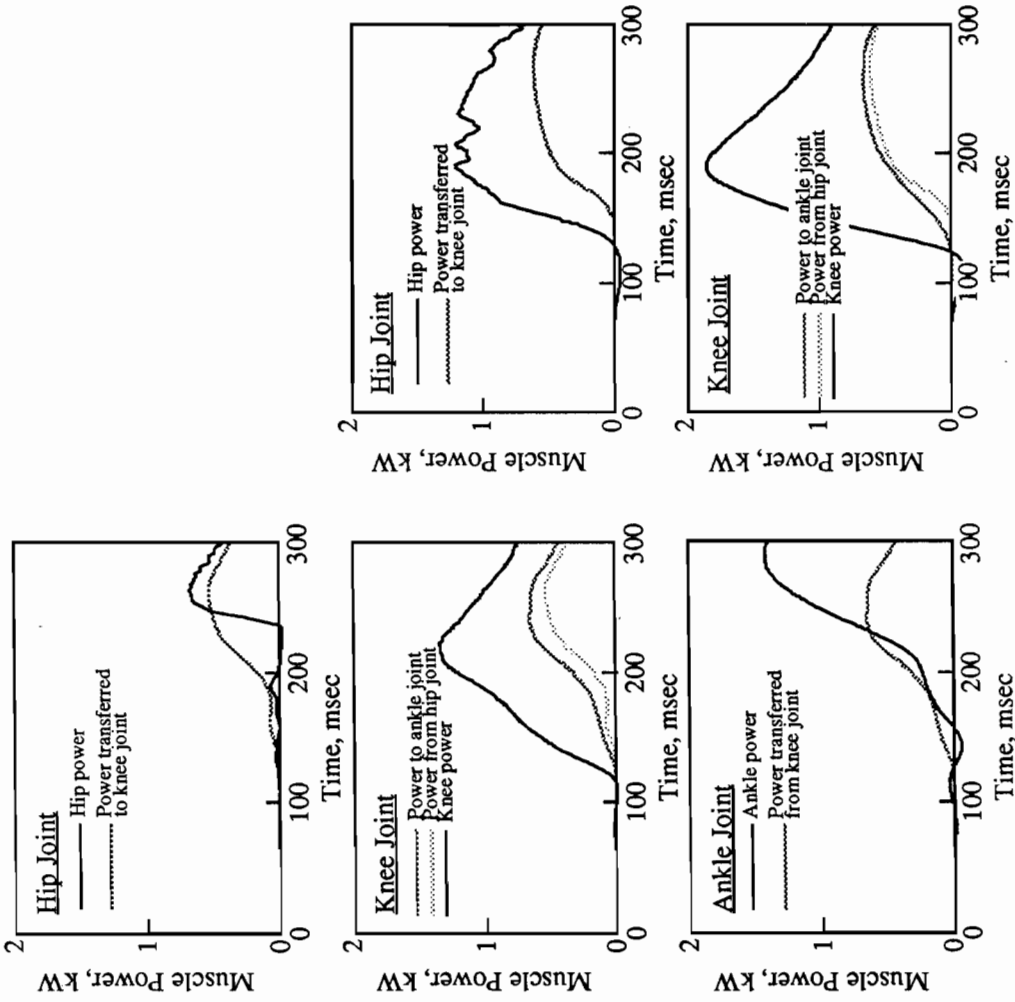
(e) シミュレーション条件5

図4. 7 至適筋長で正規化した筋長の変化 (上段：筋群4 (大腿直筋), 下段：筋群2 (腓腹筋))

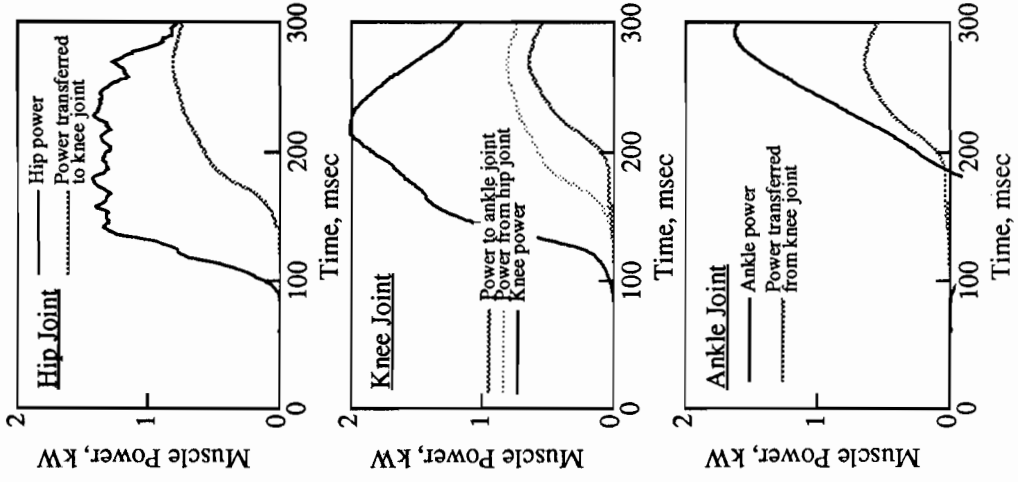




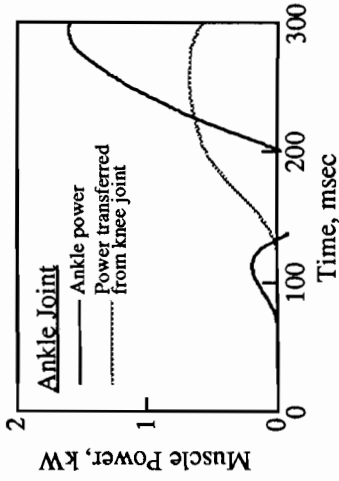
(b) シミュレーション条件2



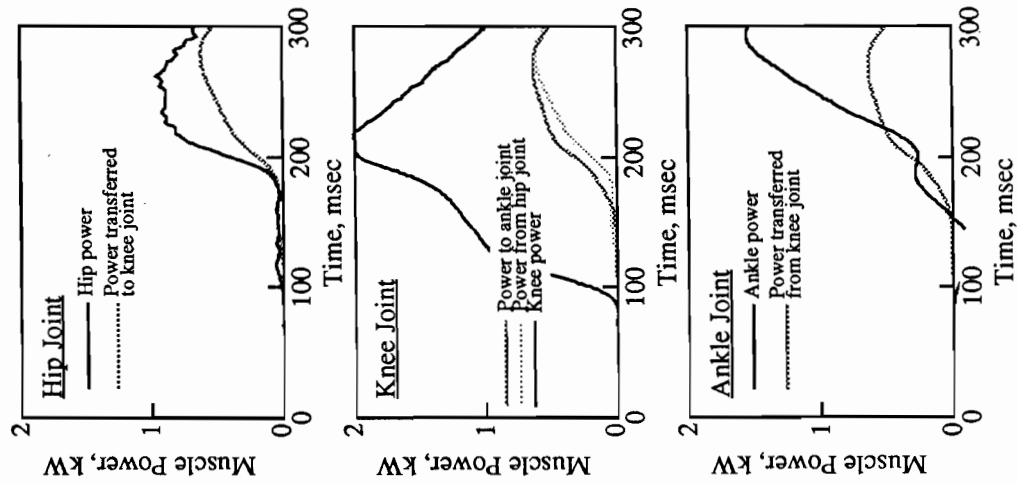
(a) シミュレーション条件1



(e) シミュレーション条件5



(c) シミュレーション条件3

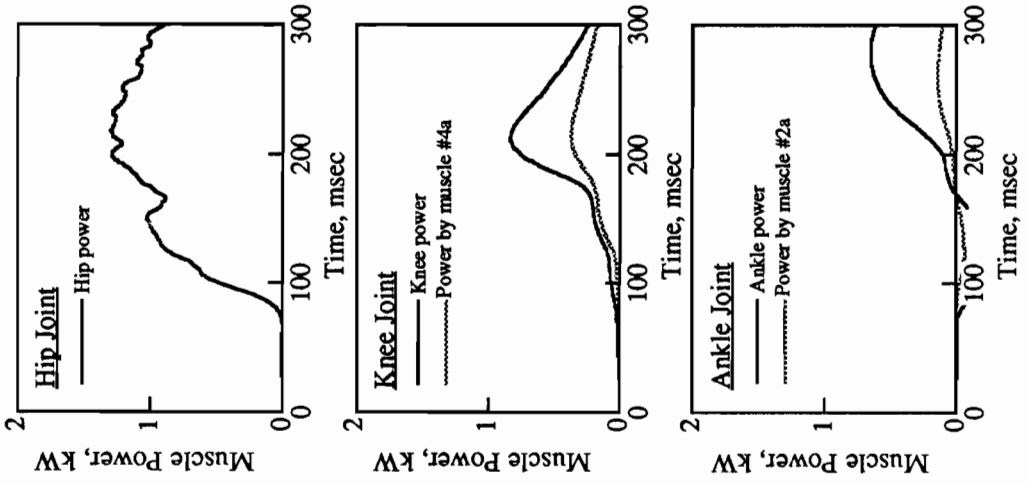


(d) シミュレーション条件4

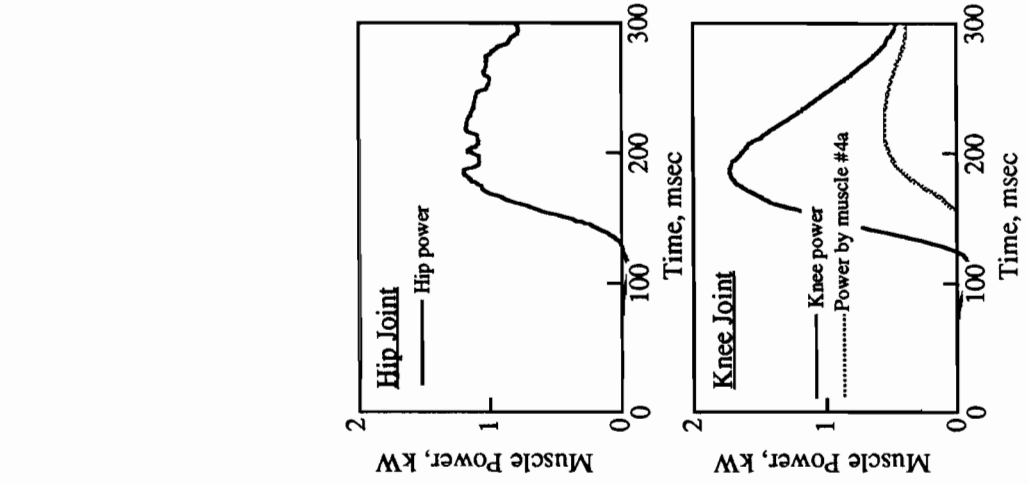
図4.8 モデル1における筋群が発揮

したパワーの変化(上段:股関節, 中

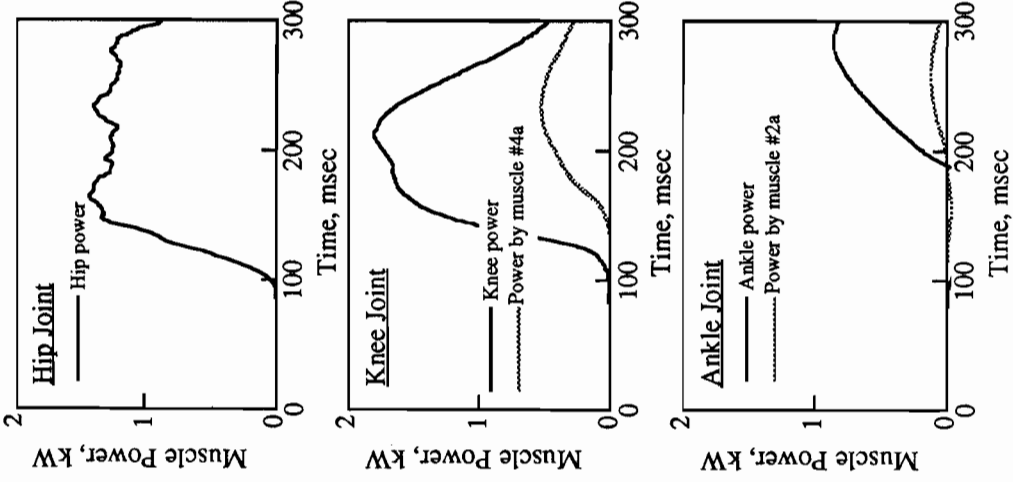
段:膝関節, 下段:足関節)



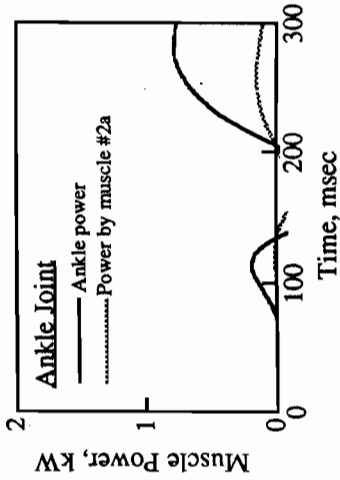
(b) シミュレーション条件 2



(a) シミュレーション条件 1



(c) シミュレーション条件3



(d) シミュレーション条件4

図4.9 モデル2における筋群が発揮したパワーの変化 (上段:股関節, 中段:膝関節, 下段:足関節)

(e) シミュレーション条件5

第 4 章

表 4. 2 筋群が発揮したエネルギー（その 1）  
（a）モデル 1 を用いた結果

		Muscle Group				
		#2	#3	#4	#5	#9
Condition 1	Positive Work (J)	23.4	31.8	57.3	64.3	15.2
	Negative Work (J)	-47.1		-32.3		
	Positive Work (%)	21.1	28.6	51.6	57.9	13.7
	Negative Work (%)	-42.4		-29.1		
Condition 2	Positive Work (J)	17.2	16.9	56.4	25.4	156.3
	Negative Work (J)	-35.8		-71.1		
	Positive Work (%)	10.7	10.5	35.0	15.7	96.9
	Negative Work (%)	-22.2		-44.1		
Condition 3	Positive Work (J)	17.2	21.2	52.7	68.2	82.6
	Negative Work (J)	-43.4		-37.1		
	Positive Work (%)	10.8	13.3	33.0	42.7	51.7
	Negative Work (%)	-27.1		-23.2		
Condition 4	Positive Work (J)	24.0	34.0	55.5	132.9	54.6
	Negative Work (J)	-39.1		-31.6		
	Positive Work (%)	10.5	14.9	24.3	58.2	23.9
	Negative Work (%)	-17.1		-13.8		
Condition 5	Positive Work (J)	21.9	23.5	64.3	119.0	143.2
	Negative Work (J)	-30.1		-60.4		
	Positive Work (%)	7.8	8.4	23.0	42.6	51.2
	Negative Work (%)	-10.8		-21.6		

けた値として求めた。図 4. 8 より、モデル 1 における足関節の伸展パワーは、その約 50% が筋群 2 を通して膝関節から流入してきたものであることが分かる。また膝関節の伸展パワーも、動作後半においては約 50% が股関節から筋群 4 を通して流入してきたものである。

他方モデル 2 においては、モデル 1 におけるようなパワーの流入がなく、膝関節、足関節におけるパワーはモデル 1 に比較して小さくなっている。そこで、各筋群が関節で発揮したパワーを時間積分し、各筋群が発揮したエネルギーとしてまとめたものを全エネルギーに対する比率とともに表 4. 2 に示す。筋群 2 および筋群 4 に関しては、筋群へ流入したエネルギー（負符号）と筋群から流出したエネルギー（正符号）に分けて示している。ただしここに示したエネルギーは、身体重心を上方へ押し上げるために用い

垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価

表4. 2 筋群が発揮したエネルギー（その2）

(b) モデル2を用いた結果

		Muscle Group				
		#2a,b	#3	#4a,b	#5	#9
Condition 1	Positive Work (J)	1.8	7.0	20.9	34.3	12.1
	Negative Work (J)	-4.6		-1.4		
	Positive Work (%)	2.6	10.1	30.1	49.4	17.4
	Negative Work (%)	-6.6		-2.0		
Condition 2	Positive Work (J)	5.1	16.1	29.7	26.1	141.5
	Negative Work (J)	-36.2		-63.3		
	Positive Work (%)	4.4	13.8	25.5	22.4	121.7
	Negative Work (%)	-31.1		-54.4		
Condition 3	Positive Work (J)	3.1	17.7	34.4	67.8	83.2
	Negative Work (J)	-42.8		-33.7		
	Positive Work (%)	2.4	13.8	26.8	52.8	64.7
	Negative Work (%)	-33.3		-26.2		
Condition 4	Positive Work (J)	5.9	26.0	43.4	122.7	44.7
	Negative Work (J)	-40.3		-14.8		
	Positive Work (%)	3.2	14.0	23.3	66.0	24.0
	Negative Work (%)	-21.7		-8.0		
Condition 5	Positive Work (J)	4.7	18.2	39.3	112.7	131.8
	Negative Work (J)	-29.2		-43.9		
	Positive Work (%)	2.0	7.8	16.9	48.5	56.7
	Negative Work (%)	-12.6		-18.9		

られたものであり、関節の粘性や身体の前後方向の速度エネルギー等に変換されたもの（全エネルギーの約20%）は差し引いている。表より、モデル1において単関節筋が発揮したエネルギーは、モデル2の単関節筋が発揮したエネルギーより大きい傾向にある。そしてこのエネルギーの差が、跳躍高の差につながっていると考えられる。

#### 4. 4 下肢二関節筋の機能評価

##### 4. 4. 1 筋力-筋長-収縮速度特性

二関節筋の機能について検討する前に、まず筋の持つ筋力-筋長-収縮速度特性についてこれまでに知られていることをまとめると以下ようになる。筋には、最大筋力を発揮することができる至適筋長が存在する。筋はその至適筋長より長くても短くても筋

力が低下する。この特性を筋力-筋長特性という。さらに、筋はその筋長の変化速度によっても発揮することができる筋力が変化する。筋は、短縮しながら筋力を発揮する場合、その短縮速度が大きくなるほど発揮する筋力は低下し、最大収縮速度以上では筋力を発揮することはできない。これに対し伸張しながら筋力を発揮する場合には、その伸張速度が大きくなるほど筋力は増大するが、等尺性筋力の1.3倍程度の筋力に漸近し、それ以上の伸張速度でも筋力は増大しない[4.9]。この特性を、筋力-収縮速度特性と呼ぶ。

#### 4. 4. 2 二関節筋を通して伝達されるパワー

まずモデル1における大腿直筋に対応する筋群4によって、股関節から膝関節に伝達されたパワーについて検討する。このパワーは初期姿勢によって大きく影響を受けていることが分かる。条件1においては、上体の角度は初期姿勢と跳躍時でほとんど差がないため股関節の伸展角速度は小さく、股関節から膝関節へ筋群4を通して伝達されるパワーが小さくなる。他方条件5の初期姿勢から跳躍する場合には上体を直立させなければならず、股関節を大きく伸展させる必要がある。同時に膝関節も伸展させなければならず、筋群4が関与する二つの関節が同時に伸展することによって、筋群4の筋長はあまり変化しない。その結果、筋群4は筋力-収縮速度特性によって、大きな筋力を発揮し続けることができる。すなわち、大きな股関節の伸展角速度においても筋群4は大きな筋力を維持できるため、股関節の伸展パワーが筋群4に流入し、結果としてそのパワーが膝関節に伝達されると考えられる。これに対しモデル2における筋群4aについて、その筋長は至適筋長に近づくものの収縮速度が大きく、筋力はモデル1における筋群4に比較して小さくなる。その結果、膝関節において大きな伸展パワーを発揮することが不可能になる。

次に、腓腹筋に対応する筋群2を通して伝達されるパワーについて検討する。まず、モデル1における筋群2の筋長は、動作とともに伸張しながら至適筋長に近づいている。その結果、上述した筋力-筋長-筋力特性により筋群2は大きな筋力を維持することができ、膝関節の伸展パワーを大量に足関節へ伝達する。これが、足関節における大きな伸展パワーを発生させる要因である。これに対しモデル2における筋群2aの筋長は、逆に短くなる傾向を示している。その結果、モデル1における筋群2とは逆に筋力

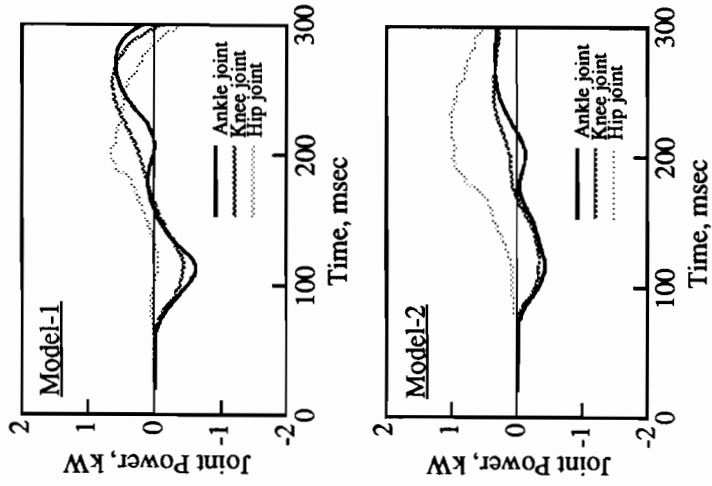
は極めて小さくなり、足関節の伸展パワーを増大させることが不可能になる。また、すべてのシミュレーション条件において、膝関節の伸展角速度は10rad/secを越えている。その結果、モデル1を用いたすべてのシミュレーション条件において、膝関節から足関節に筋群2を通して大量のパワーが伝達されている。すなわち、筋群2は、すべての条件において、垂直跳び動作に重要な役割を果たしていると考えられる。

#### 4. 4. 3 垂直跳び動作におけるパワーの流れ

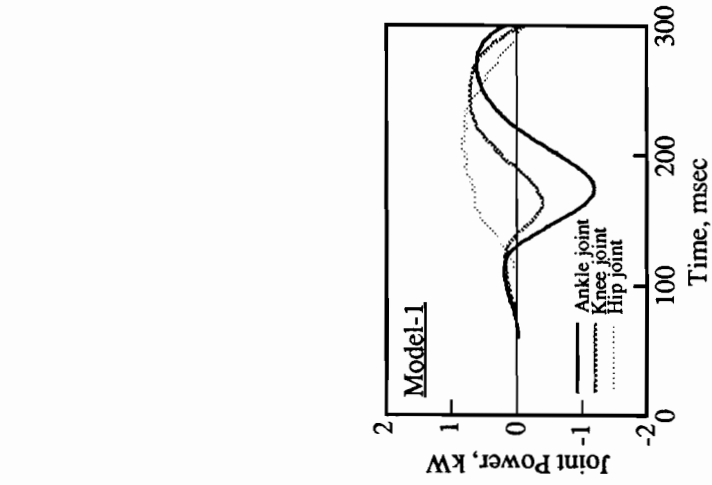
以上のことから、二関節筋、特に腓腹筋は、人体の近位端のパワーを遠位端へ伝達することによって、足関節で発揮するパワーを増大させる機能があると考えられる。しかし、この議論は、先行研究[4.5]が示した「大腿直筋は近位端にパワーを伝達するのではないか」という疑問に対して解答を与えていない。確かに、二関節筋が人体の遠位端方向にだけパワーを伝達すると考えれば、跳躍時には下腿部や足部に大量のエネルギーが集中することになる。他方、足先が地面から離れた後、人体各部が同じ速度で鉛直上方に跳び上がると仮定すると、上体部にその質量比率に相当する約66%の運動エネルギーが保持されなければならないことになる。

そこでこの疑問を解決するため、先行研究では考慮していない関節間力パワーの概念を導入する。関節間力パワーは、関節間力のベクトルと関節の移動速度ベクトルの内積として求めることができる。関節間力パワーの変化を図4. 10に示す。ここで関節間力パワーは、人体の遠位の要素（足先側の要素）から近位の要素（上体側の要素）へ伝達されたパワーを正のパワーとしている。図より、すべての条件において大腿部から上体部へ股関節を通して大量の関節間力パワーが伝達されていることが分かる。また条件4において、下腿部から大腿部へ膝関節を通して大量の関節間力パワーが伝達されている。これは図3. 8 (d)に示したように股関節において筋群9が発揮したパワーが小さいことを補うために、以下のようなパワーの流れが存在するためであると考えられる。すなわち上体部を上方へ持ち上げるために、膝関節の伸展パワーが関節間力パワーに変換されて膝関節を通して大腿部へ伝達され、さらに股関節を通して上体部へ伝達される、というパワーの流れが存在すると考えられる。このようなパワーの流れを考えることによって、跳躍時に上体部が保持する運動エネルギーが全体の66%を占めることに関する上述の疑問を解決することができる。

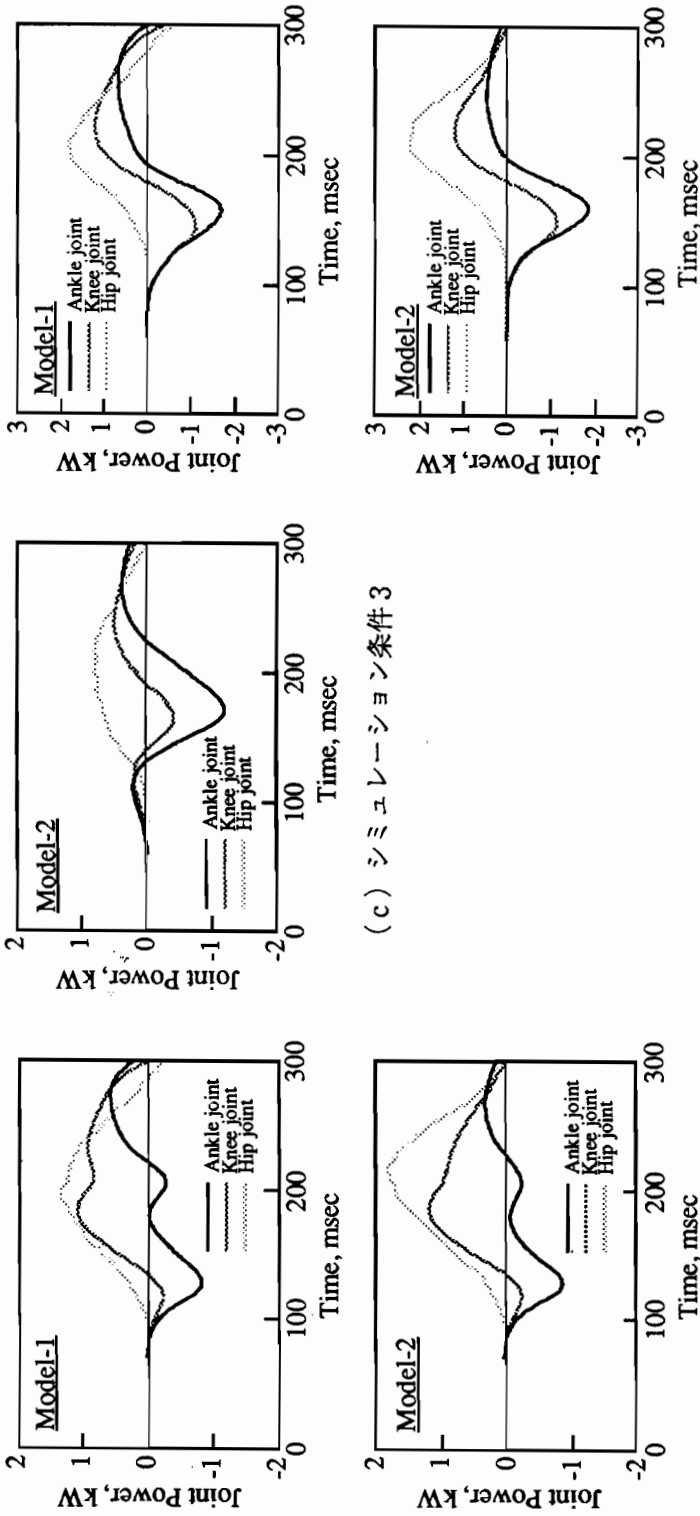




(a) シミュレーション条件 1



(b) シミュレーション条件 2



(c) シミュレーション条件3

(d) シミュレーション条件4

(e) シミュレーション条件5

図4. 10 関節間力パワーの変化 (上段：モデル1を用いた結果, 下段；モデル2を用いた結果)

ここでこれまで検討してきたことをまとめて、垂直跳び動作における人体のパワーの流れを図4. 11に示す。すなわち、大腿直筋、外側広筋・内側広筋・中間広筋、ヒラメ筋などの単関節筋がパワーの発生源になる。単関節筋が発揮したパワーは、二関節筋を通して人体の遠位端に伝達される。その結果、足関節で大きなパワーが発生する。これらパワーは、関節部で関節間力パワーに変換される。さらに関節間力パワーは、足関節、膝関節、股関節を通して人体の近位端に伝達され、人は垂直跳び動作を行うと考えることができる。

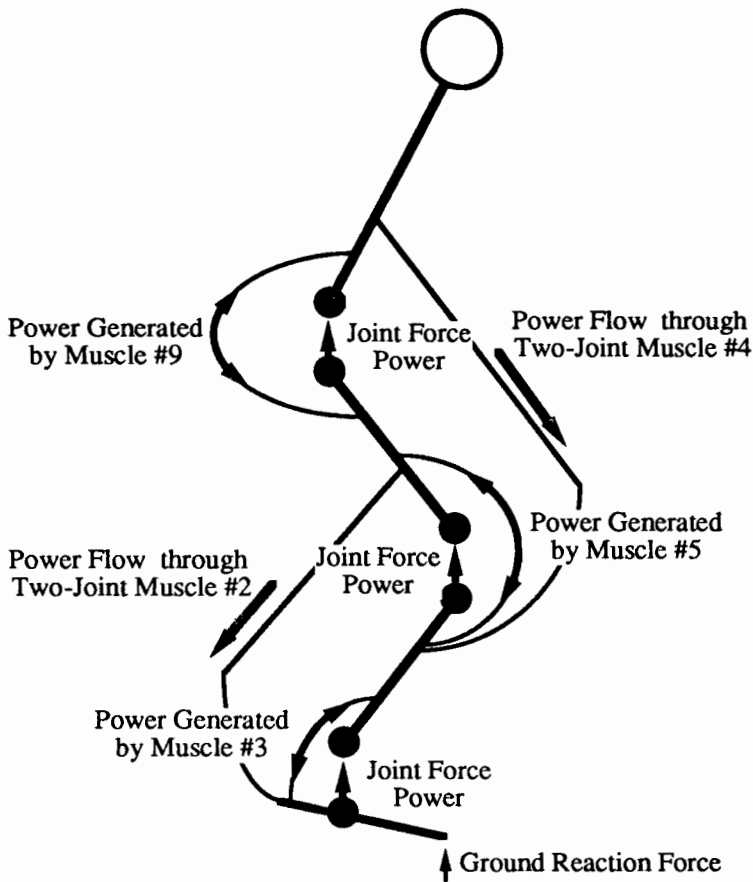


図4. 11 垂直跳び動作におけるパワーの流れ

#### 4. 4. 4 二関節筋が持つ機能の再検討

ここで、二関節筋の機能について再検討する。二関節筋の有する機能が単関節筋が発揮するパワーを遠位端に伝達するだけならば、モデル1とモデル2を用いて行ったシミュレーションから得られる跳躍高について、以下のように考えることもできる。モデル1とモデル2における単関節筋の最大筋力は同じであり、単関節筋が潜在的に発揮することができるパワーに差はない。また二関節筋を通して足関節に大量のパワーを伝達したとしても、実際には関節間力パワーによってそのパワーは人体の近位端に再伝達される。その結果、モデル1とモデル2を用いて行ったシミュレーションから得られる跳躍高は、同じであると考えられる。

そこで、二関節筋について、以下に述べるような二つの機能を持っていると仮定する。まず、従来から提唱されているように、二関節筋は単関節筋が発揮するパワーを人体の遠位端に伝達する。次に、新たな機能として、二関節筋は関節の伸展角速度を制御し、単関節筋が発揮するパワーを向上させる。すなわち、二関節筋は、単関節筋が発揮するパワーを人体の遠位端に伝達すると同時に関節の伸展角速度を制御し、単関節筋が発揮するパワーを向上させることによって、垂直跳び動作の跳躍高を増大させる機能を有する、と仮定する。

この仮定を確認するために、筋群の最大筋力が異なる4種類の筋骨格モデルを構築して垂直跳び動作のシミュレーションを行った。すなわち、モデル3としてモデル1の9個の筋群の最大筋力を10%増大させたモデル、モデル4としてモデル1の筋群3および筋群5の最大筋力を10%増大させたモデル、モデル5としてモデル1の筋群3、筋群5および筋群9の最大筋力を10%増大させたモデル、さらにモデル6としてモデル1の筋群2および筋群4の最大筋力を、筋群3および筋群5の最大筋力のそれぞれ10%増大させたモデル、を用いてシミュレーションを行った。ここでモデル6については、膝関節、足関節で発揮することができる最大トルクはモデル4と同じであるが、単関節筋と二関節筋が発揮するトルクの比率がモデル4と異なるモデルであると考えられる。表4. 3に、モデル1、モデル2を含めてシミュレーションを行った筋骨格モデルの最大筋力をまとめて示す。

表4. 4に、各モデルを用いて行ったシミュレーションから得られた跳躍高を示す。

表 4. 3 筋骨格モデルの筋群の最大筋力  
(太斜字がモデル 1 の最大筋力と異なることを示す)

	Muscle Group								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Model-1 & 2	2208.	1351.	2098.	2127.	7510.	3134.	582.	1450.	4656.
Model-3	<b>2429.</b>	<b>1487.</b>	<b>2308.</b>	<b>2340.</b>	<b>8261.</b>	<b>3448.</b>	<b>640.</b>	<b>1595.</b>	<b>5121.</b>
Model-4	2208.	1351.	<b>2308.</b>	2127.	<b>8261.</b>	3134.	582.	1450.	4656.
Model-5	2208.	1351.	<b>2308.</b>	2127.	<b>8261.</b>	3134.	582.	1450.	<b>5121.</b>
Model-6	2208.	<b>1561.</b>	2098.	<b>2878.</b>	7510.	3134.	582.	1450.	4656.

表 4. 4 シミュレーションから得られた跳躍高 (その 2)

	Jump Height (m)			
	Model-3	Model-4	Model-5	Model-6
Condition 5	0.491	0.474	0.487	0.468

なお、実行したシミュレーションは、条件 5 の初期姿勢から行う垂直跳び動作であり、初期制御変数は、モデル 1 における最適制御変数を用いた。各モデルの跳躍高は、モデル 1 に比較して 2.3cm, 1.6cm, 1.9cm, 0.0cm それぞれ大きい。表より、単関節筋の最大筋力の増加は跳躍高の増加に直結しているものの、二関節筋の最大筋力の増加は、跳躍高の増大にほとんど影響を及ぼしていないことが分かる。しかし、モデル 3 の跳躍高とモデル 5 の跳躍高を比較すると、0.4cm とわずかではあるがモデル 3 の方が大きな跳躍高を示している。これは、単関節筋の最大筋力だけが増加した場合、二関節筋は単関節筋が発揮するパワーを適切に制御することができないためと思われる。

以上のシミュレーション結果と表 4. 2 に示したようにモデル 1 における単関節筋の発揮したエネルギーがモデル 2 における単関節筋の発揮したエネルギーに比較して大きいことから、垂直跳び動作における下肢の筋の機能は、図 4. 12 に示すように考えることができる。すなわち、単関節筋が跳躍に必要なパワーを発生する。二関節筋は、単関節筋が発揮するパワーを人体の遠位端に伝達すると同時に関節の伸展角速度を制御し、単関節筋が発揮するパワーを向上させることによって跳躍高を増大させている、と考えることができる。すなわち、二関節筋が存在しない場合、図 4. 3 に示したように関節角速度が変化し、単関節筋が発揮するパワーが減少する。その結果、表 4. 1 に示

垂直跳び動作における下肢二関節筋の機能評価

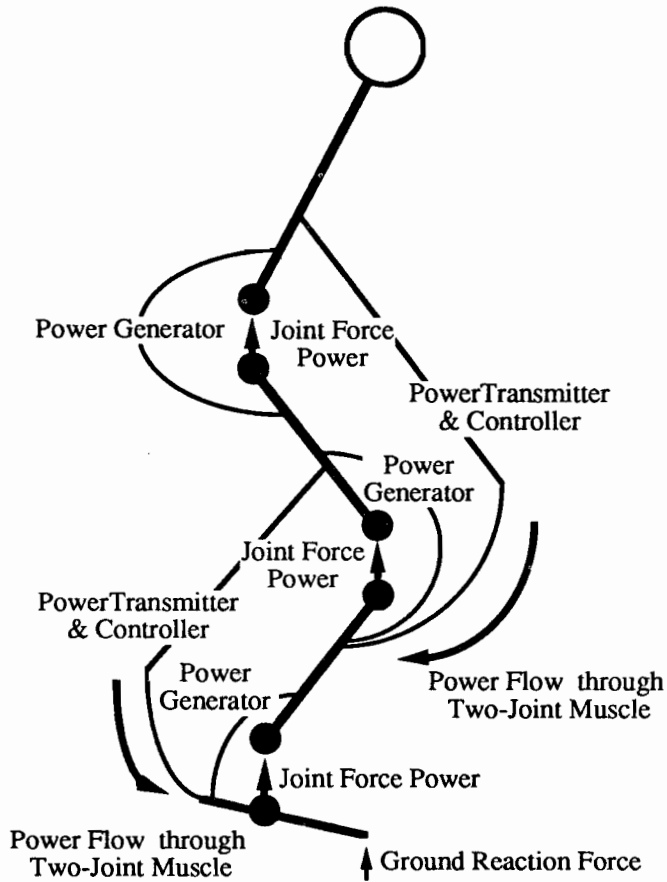


図4. 12 垂直跳び動作におけるパワーの流れと筋の機能

したように跳躍高が減少するものと考えられる。

最後に、以上の結果より垂直跳び動作における跳躍高を増大させるために筋力トレーニングを行う場合、以下に述べる方針でトレーニングを行うことが有効であると考えられる。すなわち筋力トレーニングを行う場合、主に単関節筋の最大筋力の増加を目的としてトレーニングを行うことが有効である。さらに単関節筋の筋力増大を跳躍高の増加に直結させるためには、二関節筋に関しても単関節筋が発揮するパワーを制御するのに十分な筋力を持つように筋力トレーニングを行う必要がある。

## 4.5 結 言

本章では、垂直跳び動作における二関節筋の機能を明らかにすることを目的として、4 節剛体リンクモデルと 9 個の筋群を考慮した筋骨格モデルおよび二関節筋を二つの単関節筋に置き換えた筋骨格モデルを用いて、垂直跳び動作のシミュレーションを行った。二関節筋を通して伝達されるパワーおよび関節を通して伝達されるパワーの流れについて検討した結果、以下のことが推察された。

- (1) 垂直跳び動作において、単関節筋はパワーの発生源となる。他方、二関節筋は、単関節筋が発揮するパワーを人体の遠位端に伝達することによって足関節が発揮するパワーを増大させる機能を持つ。
- (2) 垂直跳び動作において、二関節筋は、単関節筋が最適な状態でパワーを発揮することができるように、すなわちより大きなパワーを発揮できるように関節角速度を調節している。
- (3) 垂直跳び動作における跳躍高を増大させるためには、主に単関節筋の最大筋力の増加を目的としてトレーニングを行えばよいが、同時に二関節筋についても単関節筋が発揮するパワーを制御するのに十分な筋力をもつ必要がある。

## 第 5 章

### 垂直跳び動作と人体の形態的特徴

#### 5. 1 緒 言

第3章，第4章においては，人体の身体的能力の一つである筋の特性と垂直跳び動作の関連について検討した．しかし競技成績に影響を及ぼす人体の内的要因には，身体的能力の他にも形態的特徴や心理的要因があり，これらの要因に関しても垂直跳び動作との関連を明らかにする必要がある．このうち心理的要因に関しては，工学的に解析することは極めて困難であると考ええる．他方，形態的特徴に関しては，体脂肪率と競技成績との関連についての研究が頻繁に行われている[5.1]．しかし身長，体重や支肢長などで表わされる身体要素パラメータに関しては，体形と歩行運動に関する研究が行われているものの[5.2]，競技成績や競技力の観点から行われた研究は多くは見られない．

そこで本章では，第3章，第4章と同様の垂直跳び動作を対象とし，形態的特徴，特に身体各部の質量分布と最適な垂直跳び動作の関連を明らかにすることを目的とする．具体的には，通常の垂直跳び動作と身体各部に錘りを装着して形態的特徴を故意に変化させた状態での垂直跳び動作を解析することにより，形態的特徴が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにする．さらに人体の2次元筋骨格モデルを用いて垂直跳び動作のシミュレーションを行い，形態的特徴と最適な垂直跳び動作および筋制御プログラムとの関連についても考察する[5.3]．

#### 5. 2 身体に錘りを装着した状態での垂直跳び動作

##### 5. 2. 1 垂直跳び実験の基本方針

人体の形態的特徴が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにする方法として，身長，体重が異なる被検者の垂直跳び動作を解析することも可能である．しかし形態的特徴の相違は，最大筋力などの身体的能力の相違につながるものが考えられる．すなわち，形態的特徴が異なる被検者を用いてその跳躍動作を解析することは，同時に身体的能力の相



違も考慮しなければならず、現時点では極めて困難である。そこで本研究では、形態的特徴、身体的能力が類似している被検者4名（平均身長168cm，平均体重55.7kg）に対して、後述するように身体各部に錘りを装着して跳躍を行わせることによって被検者の形態的特徴を故意に変更し、形態的特徴と跳躍動作の関連を実験的に明らかにする。なお被検者に対して筋力測定装置MyoretRZ-450（川崎重工製）を用いてあらかじめ筋力測定（関節トルク測定）を行い、被検者間において下肢関節の伸展および屈曲の最大トルクには有意な差はないことを確認した。

### 5. 2. 2 垂直跳び実験の手順

垂直跳び動作の実験手順は、基本的には第3章で行った実験と同様である。すなわち被検者には、膝および股関節の屈曲角度を90度にした後、できる限り反動動作を用いずに最大努力で跳躍するように指示した。足関節角度は被検者に任せた。上肢は腰の後ろで組み、跳躍時には動かさないように指示した。実験は後述する4通りの実験条件のそれぞれにおいて数回の跳躍練習の後、数回の跳躍について測定を行い、跳躍高が大きな3試行を各条件での実験結果とした。なお各実験条件の間には十分な時間を設け、疲労の影響が実験結果に含まれないように心掛けた。また被検者によって跳躍条件の試行順序を変更した。

実験は、図5.1に示す4通りの条件で行った。すなわち条件1は、被検者の体重のみを負荷として跳躍を行う場合、条件2は被検者の肩に5kgの錘りを装着して跳躍を行う場合、条件3は被検者の腰に5kgの錘りを装着して跳躍を行う場合、そして条件4は被検者の足首に5kgの錘りを装着して跳躍を行う場合である。使用した錘りは、本来は足首に巻き付けて使用するトレーニング用の錘りである。肩に装着する場合には、肩に担ぐように装着し、腰に装着する場合には、帯状になっている錘りをのばして巻き付けた。なお錘りを装着する際には、まず錘りを両面テープを用いて皮膚に直接貼り付け、さらにその上からテーピング用テープを用いてしっかりと装着し、跳躍動作中に錘りが動かないように配慮した。また被検者の内省により、着地の際の衝撃力で装着した錘りが動くが、垂直跳びの跳躍高を決定する跳躍動作中には、錘りが皮膚上で動くことはないことを確認した。

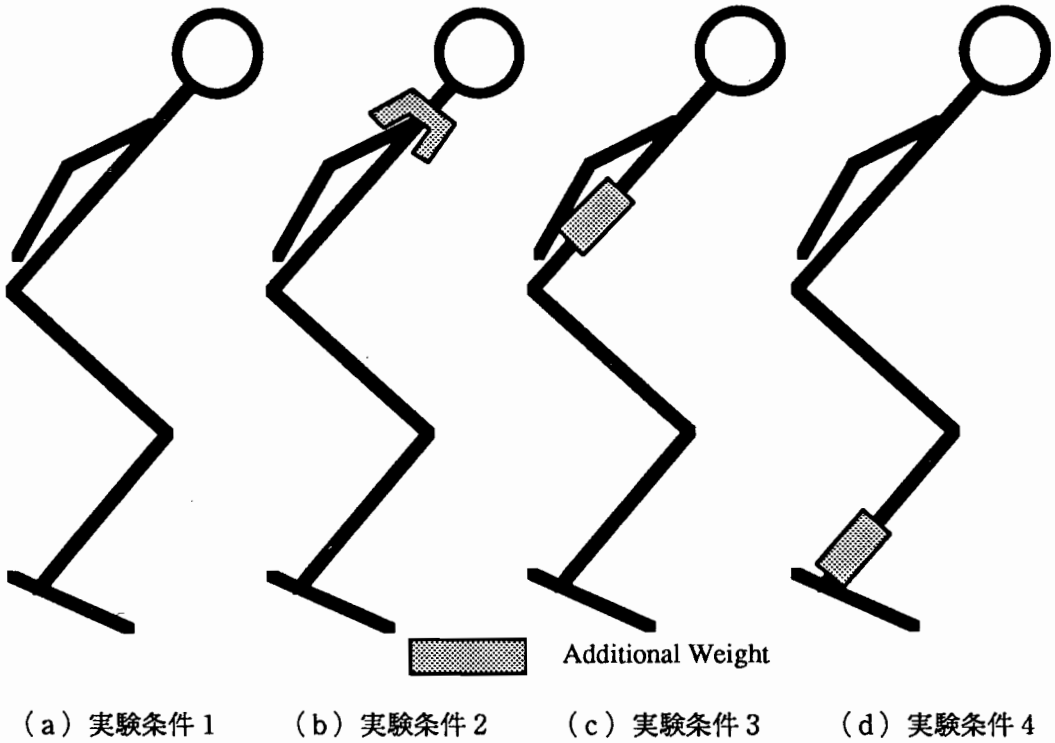


図 5. 1 垂直跳び実験条件

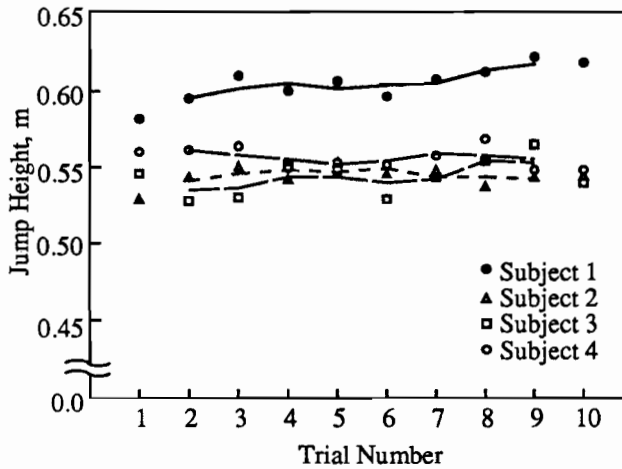
### 5. 2. 3 実験装置の概要

実験時には、床反力計（Kistler社製）を用いて跳躍時の床反力を、また表面電極を用いて下肢の代表的な筋、すなわち前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋（外側頭）、外側広筋、大腿直筋、下腿二頭筋（長頭）、大殿筋の筋放電信号を測定した。また同時に3次元動作解析装置VICON（Oxford社製）を用いて被検者の右側方から毎秒200コマの撮影速度で動作を記録した。動作データは動作解析装置を用いて較正および矢状面への2次元化を行い、サンプリング周波数1000HzでA/D変換器を介して動作解析装置に入力された床反力、筋放電信号とともに、別の計算機に転送して解析を行った。なお、解析方法は基本的には第3章で行った解析方法と同じである。

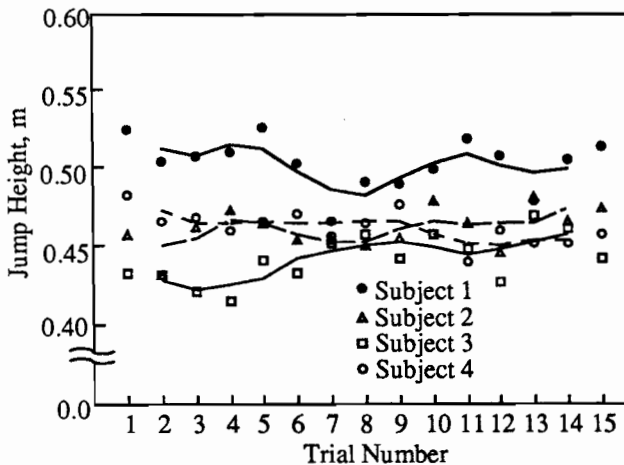
5. 2. 4 実験手順の確認実験

上述した実験において、錘りを装着することは短時間で体重が増加することを意味し、通常は起こり得ないことである。その結果、錘りを装着して跳躍することに慣れていないため、最適な跳躍動作を行うために何回ぐらいの練習が必要であるかを実験に先立ち検討する必要がある。

そこで、以下に述べる実験を予備実験として行った。4名の被検者に対して、錘りを装着しない状態で10回の跳躍を行わせた。次に足首および肩に2.5kgずつの錘りを装着して跳躍動作を15回行わせた。なお疲労の影響が実験に影響を及ぼさないように、跳躍の



(a) 錘りを装着しない状態での跳躍高



(b) 錘りを装着した状態での跳躍高

図 5. 2 跳躍を繰り返すことによる跳躍高の変化と移動平均

## 垂直跳び動作と人体の形態的特徴

間には十分な時間を与えた。実験から得られた跳躍高およびその3点移動平均の試行回数に対する変化を図5. 2に示す。錘りを装着していない状態での跳躍高の変化は、2～3回目の試行で安定する。他方、錘りを装着した状態での跳躍高は、2～3回目の試行で一旦大きくなるものの、その後跳躍高の変化は安定しない。しかし、さらに数回の試行を行った後には、比較的跳躍高が大きくなる傾向にある。この結果より、錘りを装着して跳躍を行う場合、以下のような手順で実験を行うことが適切と考えられる。すなわちそれぞれの条件について、まず数回の跳躍練習を行う。次に数回の試行について実際に測定を行う。こうして得られた実験結果のうち跳躍高が大きな試行を選択し、その条件での最適な跳躍動作とする。このような手順で実験を行うことによって、錘りの装着にともなう慣れの問題を解決できるものと考ええる。

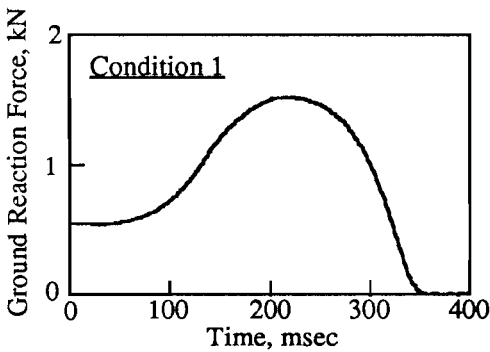
### 5. 3 垂直跳び動作のシミュレーション

表5. 1に示す4通りの身体要素パラメータを用いて、最適な垂直跳び動作を求めるシミュレーションを行った。条件1は、第2章で構築した筋骨格モデルを用いて、最適な垂直跳び動作を求める場合である。条件2、条件3、条件4は、実験における条件2、条件3、条件4にそれぞれ対応するものである。すなわち条件2は、肩に錘りを装着した場合を想定して、頭・腕・胴体要素（Head, Arm, Trunk, 以後HATと呼ぶ）の上

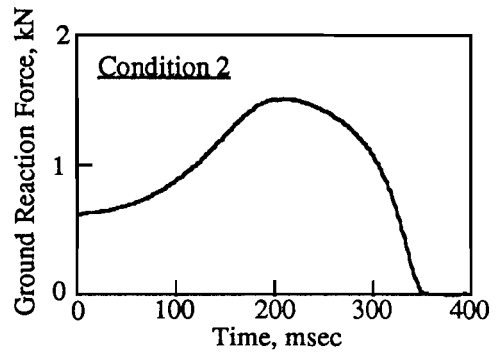
表5. 1 シミュレーション条件（太斜字が条件1と異なることを示す）

		Foot	Shank	Thigh	HAT
Condition 1	Weight (kg)	1.45	6.263	12.87	40.3
	Ratio of CG	0.5	0.594	0.525	0.5653
	Inertia (kg•m•m)	0.0032	0.07946	0.1317	1.518
Condition 2	Weight (kg)	1.45	6.263	12.87	<b>45.3</b>
	Ratio of CG	0.5	0.594	0.525	<b>0.6133</b>
	Inertia (kg•m•m)	0.0032	0.07946	0.1317	<b>1.702</b>
Condition 3	Weight (kg)	1.45	6.263	12.87	<b>45.3</b>
	Ratio of CG	0.5	0.594	0.525	0.5653
	Inertia (kg•m•m)	0.0032	0.07946	0.1317	1.518
Condition 4	Weight (kg)	1.45	<b>11.263</b>	12.87	40.3
	Ratio of CG	0.5	<b>0.33</b>	0.525	0.5653
	Inertia (kg•m•m)	0.0032	<b>0.1704</b>	0.1317	1.518

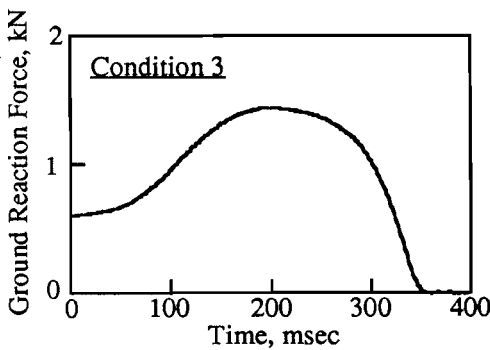
端点に 5kg の集中質量を付加したものである。条件 3 は、腰に錘りを装着した場合を想定して、HAT の重心位置に 5kg の集中質量を付加したものである。最後の条件 4 は、足首に錘りを装着した場合を想定して、下腿要素の下端点に 5kg の集中質量を付加したものである。これら条件 1 から条件 4 のシミュレーション結果を比較することによって、実験で得られた結果について、筋が発揮するパワーや筋の制御プログラムの観点から検討することができる。



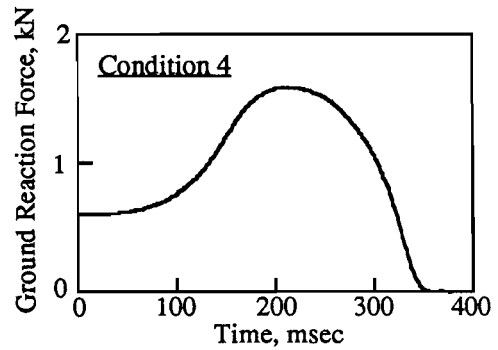
(a) 実験条件 1



(b) 実験条件 2



(c) 実験条件 3



(d) 実験条件 4

図 5. 3 実験から得られた床反力の一例 (被検者 2)

## 5. 4 実験結果およびシミュレーション結果

### 5. 4. 1 実験結果

実験から得られた床反力と、身体各部の角速度変化の中から特徴的な変化を示したHATの角速度変化をそれぞれ図5. 3と図5. 4に示す。また図5. 5に、条件1における跳躍高を1として各条件における跳躍高を正規化した結果および標準偏差を、後述するシミュレーションから得られた跳躍高とともに示す。実験条件1における実際の跳躍高の平均値は、56.6cmである。得られた跳躍高は、錘りを装着しない跳躍（条件1）、肩に5kgの錘りを装着した状態での跳躍（条件2）、腰に5kgの錘りを装着した状態での跳躍（条件3）の間には有意差はない。他方、足首に5kgの錘りを装着した状態での跳躍（条件4）は、他の3条件に比較して有意に跳躍高が小さい。この結果から、同じ体重でも身体各部の部分質量の分布が異なれば跳躍高が変化することが分かる。

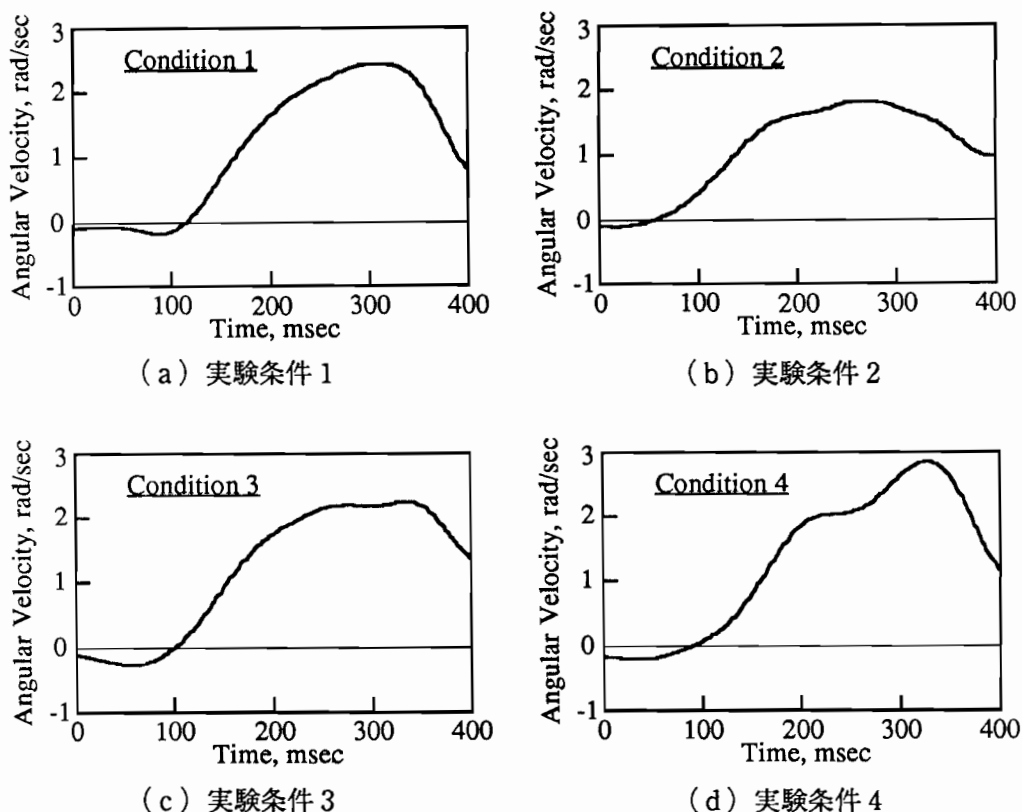


図5. 4 実験から得られたHATの角速度変化の一例（被検者2）

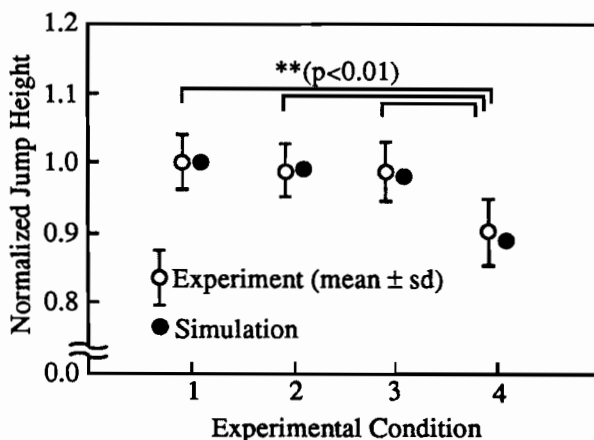


図 5. 5 実験から得られた跳躍高の平均と標準偏差（条件 1 の跳躍高で正規化）

さらに人が跳躍動作中に発揮したエネルギーのうち、身体重心を上方へ押し上げるために用いたエネルギー、すなわち”（体重＋負荷重量）×重力加速度×跳躍高”を求めると、条件 2 および条件 3 の間には有意差はないが、それ以外の条件間には有意差が存在し、条件 2 および条件 3、条件 1、条件 4 の順に小さくなっている。

先行研究[5.4]によると、「身体に重量を負荷した場合、重量が上がるに従って、跳躍高、最大パワー、平均パワーが減少する傾向を示した」とあり、本実験の結果と異なる。その要因としては、先行研究の垂直跳びが反動動作を用い、また腕の振り上げも許した跳躍であるのに対して、本実験では股関節および膝関節を90度に曲げた状態から行うスクワットジャンプであり、その跳躍方法の相違によるものと思われる。

#### 5. 4. 2 シミュレーション結果

シミュレーションによって得られた結果のうち、各条件における跳躍高を、動作開始より足先が地面から離れるまでの身体重心の上昇高と、地面から離れた後の上昇高に分けて表 5. 2 に示す。条件 1 から条件 4 までの結果は、実験結果と比較すると平均で 5 cm 程度小さくなっているものの、図 5. 5 に示したようにその傾向は実験結果とよく一致している。

また実験結果と同様に、人が跳躍動作中に発揮したエネルギーのうち、身体重心を上

垂直跳び動作と人体の形態的特徴

表5. 2 シミュレーションから得られた跳躍高 (単位：m)

	Contact Phase	Aerial Phase	Total Height
Condition 1	0.262	0.230	0.492
Condition 2	0.269	0.219	0.488
Condition 3	0.269	0.213	0.482
Condition 4	0.242	0.196	0.438

表5. 3 シミュレーションから得られた跳躍動作におけるエネルギー (単位：J)

	Potential Energy	Kinetic Energy	Total Energy
Condition 1	156.2	138.8	295.0
Condition 2	174.2	142.7	316.9
Condition 3	173.9	135.3	309.2
Condition 4	156.6	128.7	285.3

表5. 4 跳躍時間および筋制御変数が+1になるまでの時間と跳躍時間に対する割合

	Total Time (msec)		Muscle Group				
			#2	#3	#4	#5	#9
Condition 1	226	Onset Time (msec)	97	28	35	24	0
		Onset Time (%)	42.9	12.4	15.5	10.6	0.0
Condition 2	238	Onset Time (msec)	96	31	41	31	0
		Onset Time (%)	40.3	13.0	17.2	13.0	0.0
Condition 3	236	Onset Time (msec)	97	28	35	24	0
		Onset Time (%)	41.1	11.9	14.8	10.2	0.0
Condition 4	230	Onset Time (msec)	91	23	29	30	0
		Onset Time (%)	39.6	10.0	12.6	13.0	0.0

方へ押し上げるために用いられたエネルギーを表5. 3に示す。表5. 3において、各条件の左欄および中央欄は、それぞれ足先が地面から離れるまでに増加したポテンシャルエネルギーと足先が地面から離れる瞬間の運動エネルギーを示し、右欄がそれらの合計を示している。身体重心を上方へ押し上げるために用いたエネルギーの大きさも、実験結果と同様の傾向を示している。

筋収縮モデルへの制御変数が+1になる時刻、すなわち筋力を大きくしようとする時刻を跳躍時間（動作開始から足先が地面から離れるまでの時間）とともに表5. 4に示



表 5. 5 筋群が発揮したエネルギー (単位: J)

		Muscle Group				
		#2	#3	#4	#5	#9
Condition 1	Positive Work (J)	19.5	28.4	61.3	119.9	146.8
	Negative Work (J)	-26.5		-53.9		
	Positive Work (%)	6.6	9.7	20.9	40.8	50.0
	Negative Work (%)	-9.0		-18.4		
Condition 2	Positive Work (J)	22.1	30.3	63.7	129.6	160.0
	Negative Work (J)	-31.3		-56.9		
	Positive Work (%)	7.0	9.6	20.2	41.1	50.7
	Negative Work (%)	-9.9		-18.0		
Condition 3	Positive Work (J)	21.0	29.3	63.8	127.5	152.1
	Negative Work (J)	-29.7		-54.0		
	Positive Work (%)	6.8	9.4	20.5	41.0	48.9
	Negative Work (%)	-9.6		-17.4		
Condition 4	Positive Work (J)	22.0	27.1	67.0	120.9	142.3
	Negative Work (J)	-32.7		-60.6		
	Positive Work (%)	7.8	9.6	23.6	42.7	50.2
	Negative Work (%)	-11.5		-21.4		

す。また最後に、筋トルクに関節の角速度を掛け合わせ、筋が関節で発揮した伸展の回転パワーを求め、さらに動作開始から離地までの間にわたって積分した値、すなわち筋群が各関節で発揮したエネルギーを表 5. 5 に示す。表 5. 5 における筋群 2 および筋群 4 は、ともに二関節筋であり、第 4 章で示したように股関節の伸展パワーを膝関節、足関節へ伝達する役目を持っているため、筋群へ流入したエネルギー (負符号) と筋群から流出したエネルギー (正符号) に分けて示している。ただし表 5. 5 における筋が発揮したエネルギーは、筋が発揮した全エネルギーではなく、身体重心を上方へ押し上げるために用いられたものであり、関節の粘性抵抗に抗して費やされたものや、離地後の身体要素の回転エネルギー等に変換されたものは除いている。なお前後方向の運動エネルギーと身体要素の回転エネルギーに変換されたものは、表 5. 5 に示したエネルギーの約 15% であった。

## 5. 5 垂直跳び動作と身体の質量分布

### 5. 5. 1 質量負荷と垂直跳び動作の関連

実験から得られた床反力の時間的変化の特徴について検討する。まず床反力から動作時間を推定すると、条件2と条件3の動作時間は、条件1に比較して長くなっており、表5.4に示すシミュレーション結果とも一致する。これは条件2や条件3のように肩や腰に錘りを装着することによって、HATを直立させるために長い時間を要するためであると考えられる。また条件2における床反力の立ち上がりの傾きは、他の条件に比較して小さい。これは肩に錘りを装着しているためHATの慣性モーメントが大きくなり、条件1と同程度の股関節伸展トルクを発揮したとしても、急速にHATを起こすことができないことによると考えられる。このことは図5.4において、条件2のHATの角速度変化が他の条件に比較して小さいことから確認できる。さらにHATに錘りを装着しているが、重心回りの慣性モーメントはほとんど変化していない条件3においては、床反力の立ち上がりの傾きは、条件1と条件2を平均したものに似ており、条件4の場合は条件1と類似している。すなわち床反力の立ち上がりの傾きは、HATの身体要素パラメータの影響を受けていると考えられる。なお図5.4(d)に示したHATの角速度変化は他の条件と異なる傾向を示しているが、すべての被検者に共通の特徴ではない。

跳躍高に関しては、身体要素パラメータのうち身体の部分質量によって大きく影響を受けると考えられる。そこで錘りを装着する部位の相違が跳躍高に及ぼす影響について、シミュレーション結果をもとに検討する。まず、条件2および条件3では、シミュレーションから得られた跳躍高は、錘りを装着しない条件1と同程度の値が得られている。この跳躍高を、動作開始時から離地時までの身体重心の上昇高と、離地後の身体重心の上昇高に分けると、離地時までの上昇高に関しては、条件2および条件3の方が条件1より大きく、離地後の上昇高は条件1の方が大きい。これは、HATの部分質量が大きく、股関節および膝関節を90度に曲げた状態から直立することによって得られる身体重心の上昇高は、条件2および条件3の方が大きくなるためである。他方条件4においては、直立することによって得られる身体重心の上昇高は条件1より小さく、離地後の上昇高も条件1より小さい。

以上のことを表5.3および表5.5に示したエネルギーの面から検討すると、条件

2と条件3において筋が発揮したエネルギーは条件1より大きく、そのエネルギーは離地時の運動エネルギーより離地時までのポテンシャルエネルギーの増加に多く費やされている。他方条件4においては、筋が発揮したエネルギーは条件1より小さく、また離地時までのポテンシャルエネルギーの増加は条件1と同程度であるが、離地時の運動エネルギーは条件1より小さくなっている。

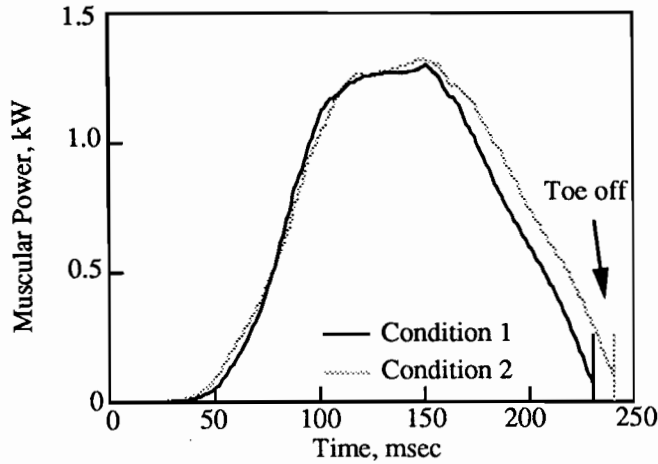
### 5. 5. 2 質量負荷にともなう筋パワーの変化

ここで跳躍高は、跳躍動作中に筋が発揮するエネルギーと身体質量の関数として表わされると考えて、条件の相違によって筋が発揮するエネルギーが変化することについてシミュレーション結果をもとに検討する。

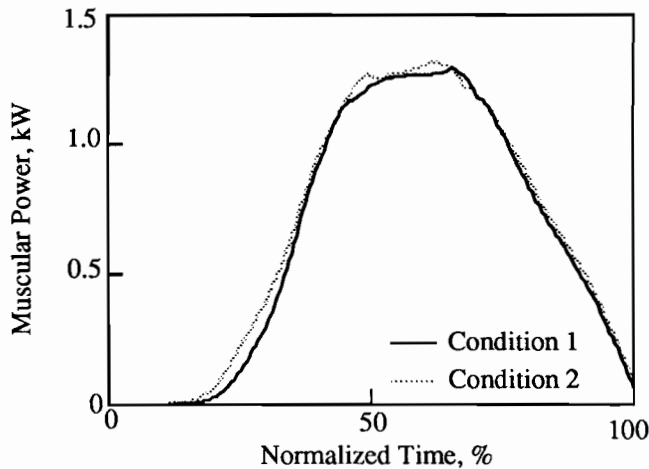
まず条件4について検討する。足首に錘りを付けた条件4の場合、下腿部の質量は条件1における質量の約2倍である。この質量が増加した下腿部を持ち上げるためには、股関節や膝関節の伸展パワーを大腿直筋や腓腹筋を通して下腿部に効率良く伝える必要がある。そのためシミュレーションにおいて、条件4における筋群4は、条件1に比較して跳躍時間に対して約3%早くから活動を始め、膝関節に伝えたパワーが条件1に比較して約7%大きくなっている。同様に足関節を伸展させるために筋群2も早くから活動を始めている。このように、足首に錘りを装着した場合には、筋制御プログラムが変化し、わずかではあるが筋が発揮したエネルギーが低下したものと考えられる。しかし同じエネルギーを発揮することができたとしても、錘りを装着したことによる身体質量の増加があり、結果として得られる跳躍高が小さくなったと考えることができる。

条件2および条件3における跳躍に関しては、以下のように考えることができる。すなわちHATの部分質量が大きくなっているため、条件1に比較してHATを起こす動作に時間を要するが、図5.6に示すように跳躍時間（動作時間）で正規化した場合の筋が発揮するパワーの変化はわずかであり、跳躍時間が増加することによって筋群9が発揮するエネルギーが、条件1に比較して増加している。また膝関節の伸展筋である筋群5も、跳躍時間の増加によって発揮したエネルギーが増加している。そして増加したエネルギーの大部分が、離地時のポテンシャルエネルギーの増加に費やされている。筋制御プログラムに関して、条件2においては股関節の伸展角速度の変化ならびに跳躍時間の増加にともない筋群4（大腿直筋）、筋群5（広筋群）の活動開始が遅くなってい

垂直跳び動作と人体の形態的特徴



(a) 大殿筋が発揮したパワーの変化



(b) 跳躍時間で正規化した結果

図 5. 6 大殿筋が発揮したパワーの変化

る。条件 3 においては、跳躍時間に相違があるが、筋制御プログラムは条件 1 と類似している。また条件 2 および条件 3 において、条件 4 において見られたような足関節の伸展筋群の筋制御プログラムに大きな変化は見られない。さらに条件 2 および条件 3 において二関節筋が人体の遠位端へ伝達したエネルギーを条件 1 に比較した場合、大差はない。以上の検討より、条件 2 および条件 3 においては、跳躍時間の増加にともない、筋群 5 や筋群 9 が発揮したエネルギーが条件 1 より大きくなり、身体質量の増加を補うだけのエネルギーを増加させることができたと考えられる。

## 5. 5. 3 垂直跳び動作と人体の形態的特徴の関連

以上の検討結果から、垂直跳び動作における最適な人体の形態について検討する。本実験のように膝関節および股関節を90度に曲げた状態から行う跳躍においては、大殿筋が発揮するエネルギーが跳躍中の全発揮エネルギーの約50%を占める。その大殿筋が発揮するエネルギーは、HATに錘りを装着した場合には増加し、足首に錘りを装着した場合には減少する結果が得られた。なぜならば、HATに錘りを装着した場合にはHATを起こすことによって身体重心を上昇させることができ、またそれに必要なエネルギーも動作時間を長くすることによって得ることができる。他方足首に錘りを装着した場合には、二関節筋を通して多くのエネルギーを下肢の遠位端へ伝達しなければならず、筋制御プログラムが変化する。その結果、筋が発揮する総エネルギーが減少し、身体質量の増加を補うことができず跳躍高が減少すると考えることができる。言い換えると、第4章で示したように大腿直筋や腓腹筋などの二関節筋は、下肢の遠位端へパワーを伝達し、同時に単関節筋が発揮するパワーをコントロールする役割を持つと考えられるが、足首に錘りを装着した場合には大量のエネルギーを伝達する必要が生じる。その結果、関節角度、角速度が変化し、大殿筋や広筋群等の単関節筋が発揮するエネルギーが減少したと考えることができる。以上の検討により形態的特徴に関して、股関節、膝関節、足関節で単関節筋が発揮することができるエネルギーの比率と、足、下腿、大腿、HATの各部位の質量比率が不適切で、二関節筋を通して大量のパワーを伝達しなければならない場合には、二関節筋は単関節筋が発揮するパワーを適切に制御できないため大きな跳躍高は得られない、と推論することができる。

## 5. 6 結 言

本章では、人体の形態的特徴と垂直跳び動作の関連を明らかにすることを目的として、身体各部に錘りを装着することによって、跳躍動作がどのように変化するかを、実験結果およびシミュレーション結果から算出した筋の発揮エネルギーの観点から検討した。その結果、垂直跳び動作と人体の形態的特徴に関して以下の関連があることが推察された。

- (1) 垂直跳び動作における跳躍高は、身体質量のみならず、足、下腿、大腿、頭・腕・胴などの身体各部の部分質量、さらにその身体要素内での質量分

## 垂直跳び動作と人体の形態的特徴

布, 言い換えれば慣性モーメントや重心位置によって変化する。

- (2) 垂直跳び動作において跳躍高を最大にする形態的特徴に関しては, 股関節, 膝関節, 足関節で単関節筋が発揮することができるエネルギーの比率と, 足, 下腿, 大腿, 頭・腕・胴の各部位の質量の比率が適切で, 二関節筋がエネルギー伝達と単関節筋のパワー制御を同時に行うことができるような形態的特徴でなければならない。

## 第 6 章

### 結 論

スポーツにおける競技力の向上を目的として、現在種々の手法を用いたスポーツ動作の解析が行われている。しかし従来のスポーツ動作の解析においては、形態的特徴や身体的能力などの競技者固有の特徴は、十分には考慮されていない。例えば、ランニングフォームの分析を行う場合において、脚筋力や体脂肪率を考慮した分析はほとんど行われていない。

本研究では、形態的特徴や身体的能力などの競技者固有の特徴を考慮し、どのような動作が最適動作であるか、またどのようなトレーニングによって競技力を向上させることができるかを推定することを最終的な目的とした。そのためには、形態的特徴や身体的能力など、競技者が保持する要因と競技成績の関連を明らかにする必要がある。そこで人の行う運動の中から、基本的でかつ目的関数が明確である垂直跳び動作を対象として取り上げ、実験および2次元筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを行うことにより、形態的特徴や身体的能力が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにすることを試みた。

本研究で行った研究をまとめると以下のようなになる。

第2章では、垂直跳び動作のシミュレーションを行うために、足、下腿、大腿、頭・腕・胴の4個の剛体要素で構成する剛体リンクモデル、9個の筋群、さらに関節の可動域を考慮した筋骨格モデルを構築した。さらに実際の垂直跳び動作において測定した筋放電信号に基づいて筋骨格モデルの制御信号を作成し、垂直跳び動作のシミュレーションを行った。その結果、構築した動作シミュレーションシステムを用いて、実際の人の垂直跳び動作を再現することができることを確認した。

第3章では、競技力に影響を及ぼす内的要因のうち、身体的能力、特に筋が持つ特性の一つである収縮速度-筋力特性の相違が垂直跳び動作に及ぼす影響を、実験およびシミュレーションによって検討した。その結果、筋収縮特性の一つである収縮速度と筋力

## 結 論

の関係が変化した場合、最適な跳躍動作を行うためには、筋の収縮速度が過大にならないように動作を調節する必要があることが明らかとなった。またシミュレーションシステムを用い、筋骨格モデルのパラメータを変更することによって最大筋力と垂直跳び動作の関連について検討した結果、以下の関連があることが推察された。すなわち、すべての筋群の最大筋力が一様に変化した場合には、最適な跳躍動作のパターンには大きな変化はないものの、特定の筋群の最大筋力が変化した場合には、各筋群の筋力を最大限に利用できるように動作を調節する必要があることが推察された。また最適な垂直跳び動作を行うための筋群の制御プログラムに関しては、以下の関連があることが推察された。すなわち、筋群の筋力バランスと最大収縮速度の関連から制御パターンが決定し、最大筋力によって跳躍時間が決定する。さらにそれらが組み合わされることによって最適な制御プログラムが決定することが予想された。

第4章では、身体的能力の一つとして下肢の二関節筋が持つ特性と垂直跳び動作との関連、具体的には垂直跳び動作における二関節筋の機能について検討した。そのために、第2章で構築した筋骨格モデルに加えて二関節筋を二つの単関節筋に置き換えた筋骨格モデルを構築し、垂直跳び動作のシミュレーションを行った。二関節筋を通して伝達されるパワーおよび関節を通して伝達されるパワーの流れについて検討した結果、垂直跳び動作における二関節筋の機能を以下のように推察することができた。すなわち、二関節筋は、単関節筋が発揮するパワーを人体の遠位端に伝達することによって足関節が発揮するパワーを増大させる。また二関節筋は、単関節筋が発揮するパワーを増大させるように関節角速度を調節していることが推察された。さらに筋力トレーニングを行って跳躍高の増大を図るためには、主に単関節筋群の最大筋力の増加を目的としてトレーニングを行うことが有効であると考えられ、二関節筋に関しても、単関節筋が発揮するパワーを制御するのに十分な筋力をもつ必要があることが推察された。

第5章では、競技力に影響を及ぼす内的要因のうち、形態的特徴が垂直跳び動作に及ぼす影響を明らかにすることを目的として、被検者に通常の垂直跳び動作を行わせるとともに、身体各部に錘りを装着して形態的特徴を故意に変化させて垂直跳び動作を行わせることを試みた。さらに人体の2次元筋骨格モデルを用いた垂直跳び動作のシミュレーションを行い、形態的特徴と最適動作、および筋制御プログラムとの関連についても検討した。その結果、人体の形態的特徴と垂直跳び動作の間に以下に示す関連がある



ことが推察された。すなわち、垂直跳び動作における跳躍高は、身体質量のみならず足、下腿、大腿、頭・腕・胴などの身体各部の部分質量の比率によって変化する。また部分質量の比率が同じでも、その身体要素内での質量分布、言い換えれば慣性モーメントや重心位置が異なれば、跳躍高や発揮するパワーが変化する。さらに、垂直跳びにおいて大きな跳躍高を得るためには、二関節筋を通して下肢の遠位端に伝達されるパワーが過大にならないように、各関節で単関節筋が発揮することができるパワーの比率と身体各部の質量分布が適切でなければならないことが推察された。

以上、本研究で得られた成果をまとめた。本研究では、限られた条件下であるものの、実験および筋骨格モデルに基づくシミュレーション手法を用いることによって、従来の研究ではほとんど考慮されなかった人体の形態的特徴や身体的能力が最適動作に及ぼす影響について明らかにすることができた。また同時に、人が行う最適動作は、人の内的要因の影響を受けていることが明らかとなり、スポーツの動作分析においては、従来行われてきたように一流選手のデータを解析、比較するだけでは不十分であることが再確認できた。しかしこれまで行ってきた研究は、内的要因の中から一つの要因を取り上げているため、特定の競技者の最適動作を求めるまでには至っていない。そこで今後は、内的要因相互の関連を明らかにし、さらに内的要因と外的要因の関連を明らかにすることによって、競技力の向上を目指す必要があると考える。また同時に、本研究で用いたシミュレーション手法を実際のスポーツ動作の解析に適用するためにも、第2章で示した問題点の解決が不可欠であり、今後の研究課題として残されている。

# 参 考 文 献

## 第 1 章

- [1. 1] 宮下 憲, 阿江通良, 横井孝志, 橋原孝博, 大木昭一郎: 世界一流スプリンターの疾走フォームの分析. *Jpn.J.Sports Sci.*, 5(12), 892-898 (1986).
- [1. 2] Widing,M.A.B. and Moeinzadeh,M.H.: Finite element modeling of a tennis racket with variable string patterns and tensions. *Int.J.Sports Biomech.*, 6(1), 78-91 (1990).
- [1. 3] 佐藤文宣, 岩田元孝: 有限要素法によるゴルフインパクトの解析. スポーツ工学シンポジウム1990講演論文集, 45-48, 日本機械学会 (1990).
- [1. 4] 西脇剛史, 西村幸一郎: テニスラケットにおけるC A Eの適用. スポーツ工学シンポジウム1991講演論文集, 71-74, 日本機械学会 (1991).
- [1. 5] Nigg,B.M. and Bahlsen,H.A.: Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *Int.J.Sports Biomech.*, 4(3), 205-219 (1988).
- [1. 6] Stacoff,A., Denoth,J., Kaelin,X. and Stuessi,E.: Running injuries and shoe construction: Some possible relationships. *Int.J.Sports Biomech.*, 4(4), 342-357 (1988).
- [1. 7] 村上 治, 宮川 健, 藤井範久, 福岡正信: シューズが走幅跳びの跳躍距離に与える影響. *ジャンプ研究*, 115-120, メディカルプレス (1990).
- [1. 8] Shorten,M.R.: Elastic energy in athletic shoe cushioning systems. *Proceedings of XII International Congress of Biomechanics*, #120, International Society of Biomechanics (1989).
- [1. 9] 立松弘行, 西桜光一: 布帛の表面粗さにより空力特性が変化する—ジャンプスーツ用生地的设计—. *Jpn.J.Sports Sci.*, 7(6), 360-365 (1988).
- [1.10] 宮地 力, 小林一敏, 牛山幸彦: ランニング中の着地衝撃の粘弾性モデルによるシミュレーション. *筑波大学体育科学系紀要*, 11, 253-263 (1988).

## 参 考 文 献

- [1.11] Kinoshita,H., Fujii,N. and Fukuda,H.: Responses of the lower extremity muscles to varied cushioning properties of the foot/ground interface during running. *Biomechanics XI-B*, 660-663, Free University Press (1988).
- [1.12] McMahon,T.A. and Greene,P.R.: Fast running tracks. *Science*, 239, 148-163 (1978).
- [1.13] McMahon,T.A. and Greene,P.R.: The influence of track compliance on running. *J.Biomech.*, 12, 893-904 (1979).
- [1.14] 小野英哲: 体育館の床における衝撃的特性の評価方法. *バイオメカニズム学会誌*, 5(4), 12-20 (1981).
- [1.15] Ward-Smith,A.J.: The influence on long jump performance of the aerodynamics drag experienced during the approach and aerial phases. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 107, 336-340 (1985).
- [1.16] Ward-Smith,A.J.: Altitude and wind effects on long jump performance with particular reference on the world record established by Bob Beamon. *J.Sports Sci.*, 4, 89-99 (1986).
- [1.17] 小林寛道: マラソンの競技成績に影響を及ぼす因子—暑さ対策—. *バイオメカニズム学会誌*, 16(2), 69-76 (1992).
- [1.18] 森脇俊道, 藤井範久: スポーツとエンジニアリング. 1992年度精密工学会春季学術講演会シンポジウム資料, 1-5, 精密工学会 (1992).
- [1.19] Perrine,J.J. and Edgerton,V.R.: Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med.Sci.Sports*, 10(3), 159-166 (1978).
- [1.20] Highgenboten,C.L., Jackson,A.W. and Meske,N.B.: Concentric and eccentric torque comparisons for knee extension and flexion in young adult males and females using the kinetic communicator. *Am.J.Sports Med.*, 16(3), 234-237 (1988).
- [1.21] Westing,S.H., Seger,J.Y., Karlson,E. and Ekblom,B.: Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 58, 100-104 (1988).
- [1.22] 山本利春, 山本正嘉, 金久博昭: 陸上競技における一流および二流選手の下肢筋出力の比較—100m走・走幅跳・三段跳選手を対象として—. *Jpn.J.Sport Sci.*, 11(1), 72-76 (1992).

## 参 考 文 献

- [1.23] 福永哲夫: ヒトの絶対筋力—超音波による体肢組成・筋力の分析—。杏林書院(1978).
- [1.24] Narici,M.V., Roi,G.S. and Landoni,L.: Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 57, 39-44 (1988).
- [1.25] 福永哲夫, 金久博昭: 日本人の体肢組成。朝倉書店(1990).
- [1.26] 山地啓司, 宮下充正: 3年間の全身持久力トレーニングが, 陸上中・長距離選手の呼吸・循環機能に及ぼす影響。 *体育学研究*, 21, 181-189 (1976).
- [1.27] 吉沢茂弘, 福島 稔, 本多宏子, 漆原 誠, 中村 伸: 高校駅伝男子一流選手の有酸素性作業能力および無酸素性作業閾値。 *Jpn.J.Sport Sci.*, 10(3), 234-240 (1991).
- [1.28] 江橋 博: 一流マラソン選手の体力特性。 *Jpn.J.Sport Sci.*, 6, 701-711 (1987).
- [1.29] 根本 勇, 吉岡伸彦, 船渡和男, 岩岡研典, 宮下充正: 日本人五輪候補スピード・スケート選手の身体組性。 *Jpn.J.Sports Sci.*, 5(7), 504-506 (1986).
- [1.30] Dempster,W.T.: Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, OH (1955).
- [1.31] Chandler,R.F. et al.: Investigation of Inertial Properties of Human Body. DOT HS-801-430, Wright Patterson Air Force Base, OH (1958).
- [1.32] Katch,V., Weltman,A. and Gold,E.: Validity of anthropometric measurements and the segment-zone method for estimating segmental and total body volume. *Med.Sci. Sports*, 6(4), 271-276 (1974).
- [1.33] Miller,D.I. and Morrison,W.E.: Prediction of segmental parameters using the Hanavan human body model. *Med.Sci.Sports*, 7(3), 207-212 (1975).
- [1.34] Jensen,R.K.: Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J.Biomech.*, 11, 349-358 (1978).
- [1.35] Kaleps,I., Clauser,C.E., Young,J.W.M., Chandler,R.F., Zehner,G.F. and McConville,J.T.: Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segments. *Ergonomics*, 27(12), 1225-1237 (1984).
- [1.36] Zatsiorsky,V. and Seluyanov,V.: Estimation of the mass and inertia characteristics of

## 参 考 文 献

- the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX*, 233-239, Human Kinetics Publishers (1985).
- [1.37] Hinrichs,R.N.: Regression equations to predict segmental moments of inertia for anthropometric measurements: An extension of the data of Chandler et al.(1975). *J.Biomech.*, 18, 621-624 (1985).
- [1.38] Schnerider,K. and Zernicke,R.F.: Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J.Biomech.*, 25(2), 145-148 (1992).
- [1.39] 松井秀治: 運動と身体の重心. 杏林書院 (1958).
- [1.40] 阿江良通: 日本人アスリートの身体部分係数. *バイオメカニズム*11, 23-33, 東京大学出版会 (1992).
- [1.41] Vaughan,C.L., Andrews,J.G. and Hay,J.G.: Selection of body segment parameters by optimization methods. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 104, 38-44 (1982).
- [1.42] Hay,J.G., et al.: The technique of elite male long jumpers. *J.Biomech.*, 19, 855-866 (1986).
- [1.43] Hay,J.G. and Nohara,H.: Techniques used by elite long jumpers in preparation for takeoff. *J.Biomech.*, 23(3), 229-239 (1990).
- [1.44] 宮下 憲: 世界トップスプリンターの疾走分析. *バイオメカニズム学会誌*, 16(2), 77-84 (1992).
- [1.45] 河合正治: 水泳のエンジニアリングレースに勝つ泳ぎを考えるー. 1992年度精密工学会春季学術講演会シンポジウム資料, 19-23, 精密工学会 (1992).
- [1.46] Aleshinsky,S.Y. and Zatsiorsky,V.M.: Human locomotion in space analyzed biomechanically through a multi-link chain model. *J.Biomech.*, 11, 101-108 (1978).
- [1.47] Asmussen,E. and Bonde-Petersen,F.: Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol.Scand.*, 91(3), 385-392 (1974).
- [1.48] 野村治夫, 美崎教正, 岩田一明, 森脇俊道, 村田英人, 柳田泰義: 矢状面 2 次元人体モデルによる力とトルクの推定. *Jpn.J.Sports Sci.*, 3(2), 153-158 (1984).
- [1.49] Hubley,C.L. and Wells,R.P.: A work energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 50, 247-254 (1983).
- [1.50] Winter,D.A.: Moments of force and mechanical power in jogging. *J.Biomech.*, 6(1),

## 参 考 文 献

- 91-97 (1983).
- [1.51] Chao,E.Y. and Rim,K.: Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *J.Biomech.*, 6, 497-510 (1973).
- [1.52] Chao,E.Y. and An,K.N.: Graphical interpretation of the solution to the redundant problem in biomechanics. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 100, 159-167 (1978).
- [1.53] Crowninshield,R.D.: Use of optimization techniques to predict muscle forces. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 100, 88-92 (1978).
- [1.54] Crowninshield,R.D. and Brand,R.A.: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J.Biomech.*, 14(1)1, 793-801 (1981).
- [1.55] Hardt,D.E.: Determining muscle forces in the leg during normal human walking- An application and evaluation of optimization methods. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 100, 72-78 (1978).
- [1.56] An,K.N., Kwak,B.M., Chao,E.Y. and Morrey,B.F.: Determination of muscle and joint force: A new technique to solve the indeterminate problem. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 106, 364-367 (1984).
- [1.57] Bean,J.C., Chaffin,D.B. and Schultz,A.B.: Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method. *J.Biomech.*, 21(1), 59-66 (1988).
- [1.58] Patriarco,A.G., Mann,R.W., Simon,S.E. and Mansour,J.M.: An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *J.Biomech.*, 14(8), 513-525 (1981).
- [1.59] Pierrynowski,M.R. and Morrison,J.B.: Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: A physiological solution. *Math.Biosci.*, 75, 43-68 (1985).
- [1.60] Pierrynowski,M.R. and Morrison,J.B.: A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion: Theoretical aspects. *Math.Biosci.*, 75, 69-101 (1985).
- [1.61] Seireg,A. and Arvikar,R.J.: A mathematical model for evaluation of force lower extremities of the musculo-skeletal system. *J.Biomech.*, 6, 313-326 (1973).

## 参 考 文 献

- [1.62] Seireg,A. and Arvikar,R.J.: The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking J.Biomech., 8, 89-102 (1975).
- [1.63] Smith,A.J.: Estimates of muscle and joint forces at the knee and ankle during a jumping activity. J.Hum.Mov.Stu., 1, 78-86 (1975).
- [1.64] White,A.C., Yack,H.J. and Winter,D.A.: A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates. J.Biomech., 22(8/9), 885-893 (1989).
- [1.65] Bigland-Ritchie,B. and Lippold,O.C.J.: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J.Physiol., 123, 214-224 (1954).
- [1.66] Hof,A.L. and van den Berg,J.: Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. J.Biomech., 10, 529-539 (1977).
- [1.67] Hof,A.L. and van den Berg,Jw.: EMG to force processing I: An electrical analogue of the Hill muscle model. J.Biomech., 14(11), 747-758 (1981).
- [1.68] Hof,A.L. and van den Berg,Jw.: EMG to force processing II: Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer. J.Biomech., 14(11), 759-770 (1981).
- [1.69] Hof,A.L. and van den Berg,Jw.: EMG to force processing III: Estimation of model parameters for the human triceps surae muscle and assessment of the accuracy by means of a torque plate. J.Biomech., 14(11), 771-785 (1981).
- [1.70] Hof,A.L. and van den Berg,Jw.: EMG to force processing IV: Eccentric-concentric contractions on a spring-flywheel set up. J.Biomech., 14(11), 787-792 (1981).
- [1.71] Andrews,J.G.: On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. Med.Sci.Sports Exer., 14(5), 361-367 (1982).
- [1.72] Olney,S.J. and Winter,D.A.: Prediction of knee and ankle moments of force on walking from EMG and kinematic data. J.Biomech., 18(1), 9-20 (1985).
- [1.73] Komi,P.V. et.al.: In vivo registration of achilles tendon forces in man. 1. Methodological development. Int.J.Sports Med., 8-Supplement, 3-8 (1987).
- [1.74] Ramey,M.R. and Yang,A.T.: A simulation procedure for human motion studies. J.Biomech., 14(4), 203-213 (1981).

## 参 考 文 献

- [1.75] Dapena,J.: Simulation of modified human airborne movements. *J.Biomech.*, 14, 81-89 (1981).
- [1.76] Casolo,F. and Legnani,G.: HUMANDYN: A simulation package for 3-D whole body motion. Proceedings of Third International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, 6-7, Working Group of Computer Simulation in Biomechanics (1991).
- [1.77] Komor,A., Morawski,J. and Pruski,L.: Control systems analysis of the take-off phase of the vertical jump. *Biomechanics VII-B*, 257-263, University Park Press (1981).
- [1.78] Levine,W., Zajac,F.E., Belzer,M.R. and Zomlefer,M.R.: Ankle controls that produce a maximal vertical jump when other joint are locked. *IEEE Trans. Auto.Control.*, AC-28(11), 1008-1016 (1983).
- [1.79] Zajac,F.E., Wicke,R.W. and Levine,W.S.: Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use calf muscles for propulsion. *J.Biomech.*, 17(7), 513-523 (1984).
- [1.80] Bobbert,M.F. and van Ingen Schenau,G.J.: Coordination in vertical jumping. *J.Biomech.*, 21(3), 249-262 (1988).
- [1.81] Pandy,M.G. and Zajac,F.E.: Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J.Biomech.*, 24(1), 1-10 (1991).
- [1.82] Hatze,H.: The complete optimization of a human motion. *Math.Biosci.*, 28, 99-135 (1976).
- [1.83] Hatze,H.: Biomechanical aspect of a successful motion optimization. *Biomechanics V-B*, 5-12, University Park Press (1976).
- [1.84] Hatze,H.: Comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *J.Biomech.*, 14, 135-142 (1981).
- [1.85] Hatze,H.: computerized optimization of sports motion: An overview of possibilities, methods and recent developments. *J.Sports Sci.*, 1, 3-12 (1983).
- [1.86] 木村 広: リンクセグメントモデルを用いた垂直跳びのシミュレーション. *ジャンプ研究*, 69-73, メディカルプレス (1990).
- [1.87] Kimura,H.: The cause of personal defference of joint moment in vertical jump. *Proceeding of XII International Congress on Biomechanics*, 88-91, Internatinal Society



## 参 考 文 献

- of Biomechanics (1991).
- [1.88] 岩田 敦: 跳躍動作の分析 (垂直跳について) . 体育学研究, 5, 132 (1960).
- [1.89] Martin,T.P. and Stull,G.A.: Effect of various knee angle and foot spacing combinations on performance in the vertical jump. *Res.Quart.*, 38, 181-188 (1969).
- [1.90] Luhtanen,P. and Komi,P.V.: Segmental contribution to forces in vertical jump. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 38, 181-188 (1978).
- [1.91] Hay,J.G., et al.: Identification of the lifting factors in the performance of a basic human movement. *Biomechanics V-B*, 13-19, University Park Press (1976).
- [1.92] Ae,M. and Shibukawa,K.: A biomechanical method for analysis of the contribution of the body segments with an example of vertical jump takeoff. *J.Physical Education*, 24, 233-234 (1980).
- [1.93] Yamazaki,Y., Suzuki,M. and Mano,T.: Performance of noncountermovement jump with both knee and hip joints fully extended. *J.Appl.Physiol.*, 66(4), 1976-1983 (1989).
- [1.94] Harman,E.A., Rosenstein,M.T., Frykman,P.N. and Rosenstein,R.M.: The effects of arms and countermovement on vertical jump. *Med.Sci.Sports Exer.*, 22(6), 825-833 (1990).
- [1.95] Bobbert,M.F., Huijing,P.A. and van Ingen Schenau,G.J.: An estimation of power output and work done by the human triceps muscle-tendon complex in jumping. *J.Biomech.*, 19(11), 899-906 (1986).
- [1.96] Thys,H., Faraggiana,T. and Margaria,R.: Utilization of muscle elasticity in exercise. *J.Appl.Physiol.*, 32, 491-494 (1972).
- [1.97] Cavagna,G.A.: Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exer.Sports Sci.Rev.*, 5, 89-129 (1977).
- [1.98] Komi,P.V. and Bosco,C.: Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by man and women. *Med.Sci.Sports*, 10(4), 261-265 (1978).
- [1.99] Bosco,C., Komi,P.V. and Ito,A.): Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol.Scand.*, 111, 135-140 (1981).
- [1.100] Bosco,C., Ito,A., Komi,P.V., Luthanen,P., et al.: Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta*

## 参 考 文 献

- Physiol.Scand., 114, 543-550 (1982).
- [1.101] Bosco,C., Viitasalo,J.T., Komi,P.V. and Luhtanen,P.: Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. Acta Physiol.Scand., 114, 557-565 (1982).
- [1.102] 伊藤 章, 斉藤昌久, 金子公宥: 跳躍動作における反動効果—下腿三頭筋の筋放電量と弾性エネルギーの利用—. Jpn.J.Sports Sci., 6(3), 232-238 (1987).
- [1.103] Kilani,H.A., Palmer,S.S., Adrian,M.J. and Gapsis,J.J.: Block of the stretch reflex of vastus lateralis during vertical jumps. Hum.Mov.Sci., 8, 247-269 (1989).
- [1.104] Belli,A. and Bosco,C.: Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of ticeps surae during hopping. Acta Physiol.Scand., 144,401-408 (1992).

## 第 2 章

- [2. 1] Fujii,N.: A general simulation system of two-dimensional multi-link model of human body. Proceeding of XII International Congress of Biomechanics, #269, International Society of Biomechanics (1989).
- [2. 2] Marshall,R.N., Jensen,R.K. and Wood,G.A.: A general Newtonian simulation of an N-segment open chain model. J.Biomech., 18(5), 359-367 (1985).
- [2. 3] van Ingen Schenau,G.J., Bobbert,M.F., Huijing,P.A. and Woittiez,R.D.: The instantaneous torque-angular velocity relation in plantar flexion during jumping. Med.Sci.Sports Exer., 17(4), 422-426 (1985).
- [2. 4] Hatze,H.: Myocybernetic control models of skeletal muscle. Characteristics and applications. University of South Africa (1981).
- [2. 5] Hill,A.V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc.Royal Soc., 126, 136-195 (1938).
- [2. 6] Wilkie,D.R.: The relation between force and velocity in human muscle. J.Physiol. (London), 110, 249-280 (1950).
- [2. 7] Frigo,C. and Pedotti,A. : Determination of muscle length during locomotion . Biomechanics VI-A, 355-360, University Park Press (1978).

## 参 考 文 献

- [2. 8] Grieve,D.W., Pheasant,S. and Cavanagh,P.R.: Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. Biomechanics VI-A, 405-412, University Park Press (1978).
- [2. 9] Nemeth,G. and Ohlsen,H.: In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. J.Biomech., 18(2), 129-140 (1980).
- [2.10] van Eijden,T.M.G., de Boer,W. and Weijs,W.A.: The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexio-extension angle. J.Biomech., 18(10), 803-809 (1985).
- [2.11] Hawkins,D. and Hull,M.L.: A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. J.Biomech., 23(5), 487-494 (1990).
- [2.12] Rugg,S.G., Gregor,R.J., Mandelbaum,B.R., Chiu,L.: In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). J.Biomech., 23(5), 495-501 (1990).
- [2.13] Visser,J.J., Hoogkamer,J.E., Bobbert,M.F. and Huijing,P.A.: Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-angles. Eur.J.Appl.Physiol., 61, 453-460 (1990).
- [2.14] Spoor,C.W., van Leeuwen,J.L., Meskers,C.G.M. and Huson,A.: Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. J.Biomech., 23, 1247-1259 (1990).
- [2.15] Spoor,C.W., and van Leeuwen,J.L.: Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. J.Biomech., 25(2), 201-206 (1992).
- [2.16] 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 3, 261-269, 東京大学出版会 (1975).
- [2.17] Norkin,C.C. and White,D.J.: 関節可動域測定法—可動域測定の手引き—. 木村哲彦監修, 山口充孝他訳, 協同医書出版社 (1985).
- [2.18] Yoon,Y.S. and Mansour,J.M.: The passive elastic moment at the hip. J.Biomech., 15(12), 905-910 (1982).
- [2.19] Mansour,J.M. and Audu,M.L.: The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. J.Biomech., 19(5), 369-373 (1986).
- [2.20] [1.51]参照

## 参 考 文 献

- [2.21] [1.52]参照
- [2.22] [1.53]参照
- [2.23] [1.54]参照
- [2.24] [1.55]参照
- [2.25] [1.56]参照
- [2.26] [1.57]参照
- [2.27] [1.58]参照
- [2.28] [1.60]参照
- [2.29] [1.62]参照
- [2.30] [1.63]参照
- [2.31] [1.64]参照
- [2.32] [1.80]参照
- [2.33] Pandy,M.G., Zajac,F.E., Sim,E. and Levine,W.S.: An optimal control model for maximum-height human jumping. *J.Biomech.*, 23(12), 1185-1198 (1990).
- [2.34] Jacobson, D.H. and Mayne, D.Q.: *Differential dynamics programming*. American Elsevier (1970).
- [2.35] Herzog,W.: Determination of muscle model parameters using an optimization technique. *Biomechanics X-B*, 1175-1179, Human Kinetics Publishers (1987).
- [2.36] Hatze,H.: Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometric contracting muscle groups. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 46, 325-338 (1981).
- [2.37] [1.40]参照
- [2.38] [1.30]参照
- [2.39] [1.31]参照
- [2.40] [1.33]参照
- [2.41] [1.34]参照
- [2.42] [1.36]参照
- [2.43] [1.38]参照
- [2.44] [1.39]参照
- [2.45] Martin,P.P., Mungiole,M., Marzke,M.W. and Longhill,J.M.: The use of magnetic

## 参 考 文 献

- resonance imaging for measuring segment inertial properties. *J.Biomech.*, 22(4), 367-376 (1989).
- [2.46] Mungiole, M. and Martin, P.E.: Estimating segment inertial properties: Comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J.Biomech.*, 23(10), 1039-1046 (1990).
- [2.47] 赤澤堅造, 藤井克彦, 真島英信: 骨格筋のシミュレーション. *バイオメカニズム*, 9-21, 東京大学出版会 (1972).
- [2.48] Phillips, C.A. and Petrofsky, J.S.: Velocity of contraction of skeletal muscle as a function of activation and fiber composition: A mathematical model. *J.Biomech.*, 13, 549-558 (1980).
- [2.49] Baildon, R.W.A. and Chapman, A.E.: A new approach to human muscle model. *J.Biomech.*, 16(10), 803-809 (1983).
- [2.50] Audu, M.L. and Davy, D.T.: The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. *Trans.ASME J.Biomech.Eng.*, 107, 147-157 (1985).
- [2.51] Bobbert, M.F., Huijing, P.A. and van Ingen Schenau, G.J.: A model of the human surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J.Biomech.*, 19(11), 887-898 (1986).
- [2.52] Baratta, R. and Solomonow, M.: The dynamic response model of nine different skeletal muscles. *IEEE Trans. Biomed.Eng.*, 37(3), 243-251 (1990).
- [2.53] Bobbert, M.F., Ettema, G.C. and Huijing, P.A.: The force-length relationship of a muscle tendon complex: Experimental results and model calculations. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 61, 323-329 (1990).
- [2.54] Gareis, H., Solomonow, M., Baratta, R., Best, R. and D'Ambrosia, R.: The isometric length-force model of nine different skeletal muscles. *J.Biomech.*, 25(8), 903-916 (1992).
- [2.55] Zuurbier, C.J. and Huijing, P.A.: Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre, aponeurosis and muscle. *J.Biomech.*, 25(9), 1017-1026 (1992).
- [2.56] [1.24]参照
- [2.57] [1.82]参照

## 第 3 章

- [3. 1] Tesch,P.A. and Karlsson,J.: Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *Am.J.Physiol.*, 59(6), 1716-1720 (1985).
- [3. 2] Thorstensson,A., Grimby,G. and Larlsson,J.: Force-velocity relations and fiber composition in human knee muscles. *J.Appl.Physiol.*, 40(1), 12-16 (1976).
- [3. 3] Tihanyi,J., Apor,P. and Fekete,G.: Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 48, 331-343 (1982).
- [3. 4] Houston,M.E., Norman,R.E. and Froese,E.A.: Mechanical measures during maximal velocity knee extension exercise and their relation to fibre composition of the human vastus lateralis muscle. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 58, 1-7 (1988).
- [3. 5] Aura,O. and Komi,P.V.: Effect of prestrech intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int.J.Sports Med.*, 7, 137-143 (1986).
- [3. 6] Tihanyi,J., Apor,P. and Petrekanits,M.: Force-velocity-power characteristics for extensors of lower extremities. *Biomechanics X-B*, 707-712, Human Kinetics Publishers (1987).
- [3. 7] Colliander,E.B., Dudley,G.A. and Tesch,P.A.: Skeletal muscle fibre type composition and performance during repeated bouts of maximal, concentric contractions. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 58, 81-86 (1988).
- [3. 8] Bosco,C. and Komi,P.V.: Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 41, 275-284 (1979).
- [3. 9] Viitasalo,J.T. and Bosco,C: Electromechanical behaviour of human muscles in vertical jumps. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 48, 253-261. (1982).
- [3.10] 藤井範久, 森脇俊道: 垂直跳び動作と筋力特性に関する研究. *バイオメカニズム* 11, 167-178, 東京大学出版会 (1992).
- [3.11] Woltring,H.J.: A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv.Eng.Software*, 8(2), 104-107 (1986).
- [3.12] [1.80]参照

## 参 考 文 献

### 第 4 章

- [4. 1] Gregoire,L., Veeger,H.E., Huijing,P.A. and van Ingen Schenau,G.J.: Role of mono- and bi-articular muscles in explosive movements. *Int.J.Sports Med.*, 5, 301-305 (1984).
- [4. 2] [1.80]参照
- [4. 3] van Ingen Schenau,G.J.: From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Hum.Mov.Sci.*, 8, 301-337 (1989).
- [4. 4] van Ingen Schenau,G.J., Bobbert,M.F. and van Soest,A.J.: The unique action of bi-articular muscles in leg extensions. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, 639-652, Springer-Verlag (1990).
- [4. 5] [1.81]参照
- [4. 6] Kazai,N., Kumamoto,M., Yamashita,N., Maruyama,H. and Tokuhara,Y.: Role of two-joint muscle in joint movements. *Biomechanics VI-A*, 413-418, University Park Press (1978).
- [4. 7] Yamashita,N.: EMG activities in mono- and bi-articular thigh muscles in combined hip and knee extension. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 58, 274-277 (1988).
- [4. 8] Fujii,N. and Moriwaki,T.: Functional evaluation of two-joint muscle during squat jump based on concept of power-flow. *Mem. Grad. School Sci. & Technol., Kobe Univ.*, 10-A, 127-143 (1992).
- [4. 9] Komi,P.V.: Measurement of force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contraction. *Biomechanics III*, 224-229, Karger (1973).

### 第 5 章

- [5. 1] [1.28]参照
- [5. 2] 山崎信寿: ヒトの体形と運動. *バイオメカニズム* 7, 287-294, 東京大学出版会 (1984).
- [5. 3] 藤井範久, 森脇俊道: 垂直跳び動作と人体の形態的特徴に関する研究—付加重量が垂直跳び動作に与える影響—. *バイオメカニズム学会誌*, 16(4), 328-337 (1992).

## 参 考 文 献

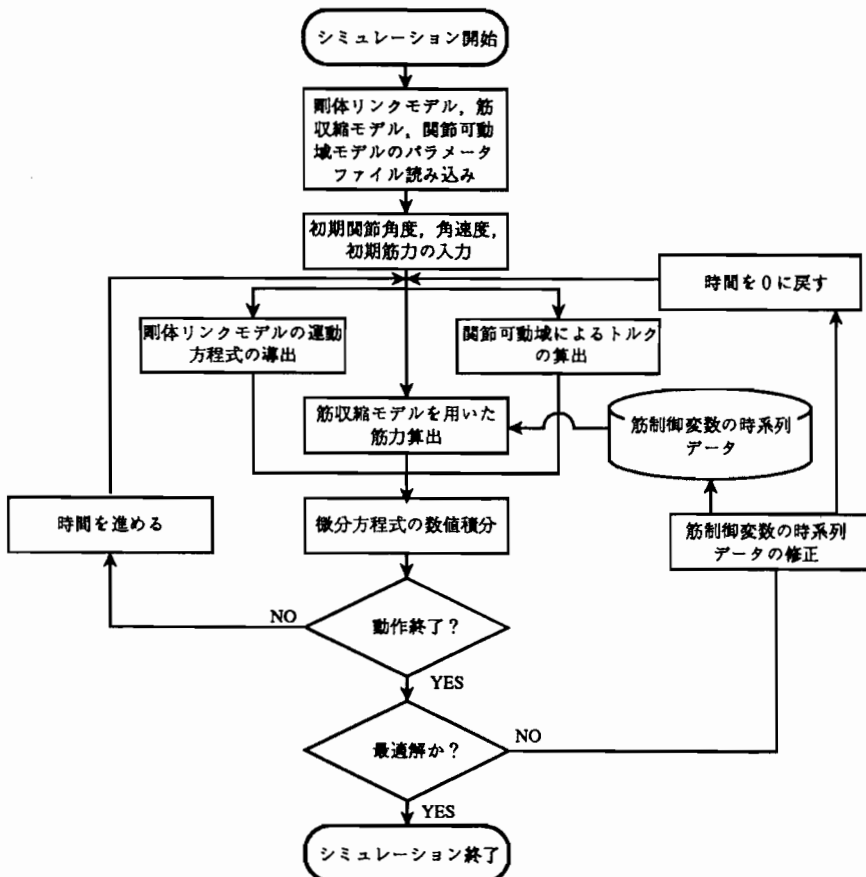
- [5.4] 金子敬二, 黒田善雄, 塚越克己, 雨宮輝也, 伊藤静夫, 松井三智子: 脚の伸展パワーに関する研究(第3報) - 垂直跳びにおける跳躍高と踏切時の力学量との関係について(その2) - . 昭和57年度日本体育協会スポーツ科学研究報告, 日本体育協会(1982).



# 付 録

本研究における垂直跳び動作のシミュレーションの流れと、構築したシミュレーションシステムの中で重要と考えられる筋収縮モデルを用いた筋力算出サブルーチンプログラムを付録として記載する。

## 付録1 筋骨格モデルを用いたシミュレーションの流れ



付図1 筋骨格モデルを用いたシミュレーションの流れ

付録2 筋収縮モデルを用いた筋力算出サブルーチンプログラム

以下に筋力算出サブルーチンプログラムの概要を示す。なおこのサブルーチンプログラムは、参考文献[2.4]に基づき、筋骨格モデルを用いた動作シミュレーションを行うために作成したものである。

行番号	処 理 内 容
10-106	筋収縮モデルを用いた筋力算出のための制御ルーチン
109-201	Runge-Kutta-Merson法を用いた微分方程式の数値解法
204-250	式(2.4) - (2.8) 算出ルーチン
253-407	式(2.8) に対応
410-416	式(2.4) に対応
419-426	式(2.5) に対応
429-439	式(2.6) に対応
442-452	式(2.7) に対応
455-467	式(2.6) および(2.7) 中の関数 $m(n)$ に対応
470-483	式(2.5) - (2.7) 中の関数 $m(n,r)$ に対応
486-496	式(2.8) 中の $\varepsilon$ に対応
499-516	式(2.6) および(2.7) 中の関数 $\rho_0(\xi)$ に対応
519-644	初期姿勢における筋力算出ルーチン

```

1 C *****
2 C
3 C      File name is 'human_2d_sub2.f'
4 C      2-D musculo-skeletal simulation system Ver7.0
5 C      with steepest descent method for optimization
6 C      Last edit 07/31/1992 by N.Fujii
7 C
8 C *****
9 C
10 C      SUBROUTINE CALTRQ(ICODE,IFM,STIME2,
11 C          &          MAXLNK,MAXJ,MN,JOINT,JOINTN,IFUS)
12 C          IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
13 C          PARAMETER (QQO=0.005D0,M=10,MAXFM=800,MAXFM4=MAXFM+4,
14 C          &M2=M*2,M3=M*3,M4=M2+M3+2,M5=M4+1,M7=M*7)
15 C          COMMON/DATA4/ CEN(M2,MAXFM4),VEC(M2,MAXFM4),ACC(M2,MAXFM4),
16 C          &          ANG(M,MAXFM4),VEA(M,MAXFM4),ACA(M,MAXFM4),
17 C          &          WORK(M4,M5),TQHIS(M,MAXFM4),EXTFT(M7,MAXFM4)
18 C          COMMON/DATA6/ D(M),STAN(M),FB(M),ALFAB(M),ALSO(M),ELB(M),
19 C          &          ALB(M),CF1(M),THETAB(M),YINT(M,5),VMAX(M)
20 C          COMMON/DATA8/ DERIV(M,5,MAXFM4),Y(M,5,MAXFM4),Q(M,2,MAXFM4),
21 C          &          Q1(M,MAXFM4),EL(M,MAXFM4),FSEFB(M,MAXFM4)
22 C          COMMON/DUMMY/ DDERIV(5),DY(5),DQ(5)
23 C          COMMON/TIME/  TFIN,HSTEP,OUTINT,HINTV
24 C          DIMENSION JOINT(M),JOINTN(M,2),IFUS(M)

```

付 録

```

25 C
26 IF(IFM.EQ.1) THEN
27 DO 200 I=1,MN
28 DO 210 J=1,5
29 DERIV(I,J,1)=0.0DO
30 210 CONTINUE
31 CALL EPSILN(Y(I,1,1),Y(I,2,1),Y(I,3,1),Y(I,4,1),
32 & Q(I,1,1),Q(I,2,1),Y(I,5,1),
33 & EPSN,EPSR,EPSO,EPSI)
34 CALL INTMFC(IFUS(I),D(I),STAN(I),THETAB(I),Y(I,5,1),
35 & YNEW,EL(I,1),ALFAB(I),ALSO(I),ALB(I),CF1(I),
36 & ELB(I),FSEFB(I,1),EPSI)
37 IF(Y(I,5,1).GE.0.0DO) THEN
38 Y(I,5,1)=YNEW
39 ELSE
40 Q(I,1,1)=QQO
41 Q(I,2,1)=QQO
42 Y(I,1,1)=0.0DO
43 Y(I,2,1)=0.0DO
44 Y(I,3,1)=0.0DO
45 Y(I,4,1)=0.0DO
46 Y(I,5,1)=YNEW
47 ENDIF
48 C WRITE(*,'(8F10.6)') STIME2,Y(I,1,IFM),Y(I,2,IFM),Y(I,5,IFM),
49 C & Q(I,1,IFM),Q(I,2,IFM),FSEFB(I,IFM),EL(I,IFM)
50 200 CONTINUE
51 ELSE
52 DO 100 I=1,MN
53 DO 111 J=1,5
54 IF(ICODE.EQ.0) THEN
55 DDERIV(J)=DERIV(I,J,IFM-1)
56 DY(J)=Y(I,J,IFM-1)
57 ELSE
58 DDERIV(J)=DERIV(I,J,IFM-ICODE)
59 DY(J)=Y(I,J,IFM-ICODE)
60 ENDIF
61 111 CONTINUE
62 IF(ICODE.EQ.0) THEN
63 DQ(1)=Q(I,1,IFM-1)
64 DQ(2)=Q(I,2,IFM-1)
65 ELSE
66 DQ(1)=Q(I,1,IFM-ICODE)
67 DQ(2)=Q(I,2,IFM-ICODE)
68 ENDIF
69 STIME1=STIME2-HSTEP
70 IF(ICODE.EQ.0.OR.ICODE.EQ.3) STIME1=STIME2-OUTINT
71 CALL CALMFC(ICODE,IFM,I,IFUS(I),D(I),STAN(I),THETAB(I),
72 & STIME1,STIME2,DDERIV,DY,DQ,Q1(I,IFM),ALSO(I),
73 & ALB(I),CF1(1),FSEFB(I,IFM),ALFAB(I),VMAX(I))
74 DO 120 J=1,5
75 DERIV(I,J,IFM)=DDERIV(J)
76 Y(I,J,IFM)=DY(J)
77 120 CONTINUE
78 Q(I,1,IFM)=DQ(1)
79 Q(I,2,IFM)=DQ(2)
80 C WRITE(*,'(8F10.6)') STIME2,Y(I,1,IFM),Y(I,2,IFM),Y(I,5,IFM),
81 C & Q(I,1,IFM),Q(I,2,IFM),FSEFB(I,IFM),EL(I,IFM)
82 100 CONTINUE
83 ENDIF
84 C
85 CALL TRANTQ(IFM,MAXLNK,MAXJ,MN,JOINT,JOINTN)
86 RETURN
87 END
88 C
89 C *****
90 SUBROUTINE CALMFC(ICODE,IFM,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,TS,TE,
91 & DERIV,Y,Q,Q1,ALSO,ALB,CF1,FSEFB,ALFAB,VMAX)
92 C *****
93 IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
94 PARAMETER (MNTMP=0,IFB=0,DUMA7=1.0DO)
95 DIMENSION DERIV(5),Y(5),Q(2)
96 COMMON/TIME/ TFIN,HSTEP,OUTINT,HINTV
97 C
98 CALL RKAINT(ICODE,IFM,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,DERIV,Y,Q,Q1,
99 & ALSO,ALB,CF1,FSEFB,TS,TE,HSTEP,OUTINT,ALFAB,VMAX)
100 CALL EPSILN(Y(1),Y(2),Y(3),Y(4),
101 & Q(1),Q(2),Y(5),EPSN,EPSR,EPSO,EPSI)
102 CALL XDTCOM(ICODE,MNTMP,IFM,IFB,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,Y(5),EPSI,

```

## 付 録

```

103      &          Q1, TE, TS, TE, CF1, ALB, ALSO, FSEFB, DUMA7, DERIV (5) , HINTV,
104      &          0, 0, ALFAB, JCODE, VMAX)
105      RETURN
106      END
107  C
108  C *****
109      SUBROUTINE RKAINT (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, Y, Q, Q1,
110      &                  ALSO, ALB, CF1, FSEFB, TS, TE, HIVAL, STEPIN, ALFAB,
111      &                  VMAX)
112  C *****
113      IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
114      COMMON/TIME/ TFIN, HSTEP, OUTINT, HINTV
115      DIMENSION DERIV (5), Y (5), Q (2)
116      DIMENSION YY (5), CON1 (5), CON3 (5), CON4 (5), CON5 (5)
117  C
118      T=TS
119      HINTV=HIVAL
120      IF (ICODE.EQ.0.OR.ICODE.EQ.3) HINTV=HINTV*2.0D0
121      10 INDIC=0
122      CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, Y, Q,
123      &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, T, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
124      IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
125          HINTV=HINTV/2.0D0
126          GOTO 10
127      ENDIF
128      INDIC=INDIC+1
129      CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, Y, Q,
130      &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, T, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
131      IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
132          HINTV=HINTV/2.0
133          GOTO 10
134      ENDIF
135      DO 1 I=1, 5
136          CON1 (I) =HINTV*DERIV (I)
137      1 YY (I) =Y (I) +CON1 (I) /3.0D0
138          TY=T+HINTV/3.0D0
139          INDIC=INDIC+1
140          CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, YY, Q,
141          &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, TY, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
142          IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
143              HINTV=HINTV/2.0D0
144              GOTO 10
145          ENDIF
146          DO 2 I=1, 5
147              CON3 (I) =HINTV*DERIV (I)
148      2 YY (I) =Y (I) + (CON1 (I) +CON3 (I)) /6.0D0
149              INDIC=INDIC+1
150              CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, YY, Q,
151              &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, TY, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
152              IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
153                  HINTV=HINTV/2.0D0
154                  GOTO 10
155              ENDIF
156              DO 3 I=1, 5
157                  CON3 (I) =HINTV*DERIV (I)
158      3 YY (I) =Y (I) + (CON1 (I) +3.0D0*CON3 (I)) /8.0D0
159                  TY=T+HINTV/2.0D0
160                  INDIC=INDIC+1
161                  CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, YY, Q,
162                  &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, TY, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
163                  IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
164                      HINTV=HINTV/2.0D0
165                      GOTO 10
166                  ENDIF
167                  DO 4 I=1, 5
168                      CON4 (I) =HINTV*DERIV (I)
169      4 YY (I) =Y (I) +CON1 (I) /2.0D0-1.5D0*CON3 (I) +2.0D0*CON4 (I)
170                      TY=T+HINTV
171                      INDIC=INDIC+1
172                      CALL F (ICODE, IFM, MN, IFUS, D, STAN, THETAB, DERIV, YY, Q,
173                      &        Q1, ALSO, ALB, CF1, FSEFB, TY, TS, TE, INDIC, ALFAB, JCODE, VMAX)
174                      IF (JCODE.EQ.1.AND.HINTV.GT.HIVAL*0.0001) THEN
175                          HINTV=HINTV/2.0D0
176                          GOTO 10
177                      ENDIF
178                      DO 5 I=1, 5
179                          CON5 (I) =HINTV*DERIV (I)
180      5 YY (I) =Y (I) + (CON1 (I) +4.0D0*CON4 (I) +CON5 (I)) /6.0D0

```

# 付 録

```

181      DO 6 I=1,5
182      6 Y(I)=YY(I)
183      DO 7 I=1,2
184          IF (Y(I).GT.1.0D0) Y(I)=1.0D0
185          IF (Y(I).LT.0.0D0) Y(I)=0.0D0
186      7 CONTINUE
187      DO 8 I=3,4
188          IF (Y(I).GT.1.373D-4) Y(I)=1.373D-4
189          IF (Y(I).LT.0.0D0) Y(I)=0.0D0
190      8 CONTINUE
191      T=TY
192      IF (DABS(T-TE).LE.1.0D-9) THEN
193          TY=TE
194          CALL F(ICODE,IFM,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,DERIV,Y,Q,
195              & Q1,ALSO,ALB,CF1,FSEFB,T,TS,TE,INDIC,ALFAB,JCODE,VMAX)
196          RETURN
197      ENDIF
198      HINTV=TE-T
199      GOTO 10
200  C
201      END
202  C
203  C *****
204      SUBROUTINE F(ICODE,IFM,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,DERIV,Y,Q,Q1,
205          & ALSO,ALB,CF1,FSEFB,T,TS,TE,INDIC,ALFAB,JCODE,VMAX)
206  C *****
207      IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
208      PARAMETER (MNTMP=0,IFB=0,IUSE=2)
209      DIMENSION DERIV(5),Y(5),Q(2)
210      COMMON/TIME/ TFIN,HSTEP,OUTINT,HINTV
211  C
212      CALL CONTRL(ICODE,IFM,IFB,MN,T,V,Z)
213  C
214      DO 11 L=1,2
215          IF (Y(L).LT.0.0D0.OR.Y(L).GT.1.0D0) Z=0.0D0
216          IF (Y(L).LT.0.0D0) Y(L)=0.0D0
217      11 IF (Y(L).GT.1.0D0) Y(L)=1.0D0
218          DO 10 L=3,4
219              IF (Y(L).LT.0.0D0) Y(L)=0.0D0
220              IF (Y(L).GT.1.373D-4) Y(L)=1.373D-4
221      10 CONTINUE
222          IF (Y(1).LE.0.0D0.AND.Z.LT.0.0D0) Z=0.0D0
223          IF (Y(1).GE.1.0D0.AND.Z.GT.0.0D0) Z=0.0D0
224  C          IF (Y(2).EQ.0.0D0.AND.Z.GT.0.0D0) Z=0.0D0
225  C          IF (Y(2).EQ.1.0D0.AND.Z.LT.0.0D0) Z=0.0D0
226          EMN=FEMN(Y(1))
227          EMNR=FEMNR(Y(2),Y(1))
228          DERIV(1)=ENDOT(Z)
229          WP=0.0D0
230          WN=0.0D0
231          IF (Z.GT.0.0D0) WP=1.0D0
232          IF (Z.LT.0.0D0) WN=-1.0D0
233          IF (Z.GT.0.0.AND.Y(1).LT.5.0D-3) Y(3)=Y(4)
234          DERIV(3)=PSIDOT(V,Z,WP,WN,Y(1),Y(3),Y(4),Y(5),EMN,EMNR)
235          CALL EPSILN(Y(1),Y(2),Y(3),Y(4),
236              & Q(1),Q(2),Y(5),EPSN,EPSR,EPSO,EPSI)
237          A7SN=1.0/FESNR(Y(1),Y(2),EPSN,EPSR,EPSO,EPSI)
238          CALL XDTCOM(ICODE,MNTMP,IFM,IFB,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,Y(5),
239              & EPSI,Q1,T,TS,TE,CF1,ALB,ALSO,FSEFB,A7SN,DERIV(5),
240              & HINTV,INDIC,IUSE,ALFAB,JCODE,VMAX)
241          IF (Z.GE.0.0D0.AND.Y(2).LT.1.0D-8) GOTO 7
242          DERIV(2)=ERDOT(Z,WN,Y(2),Y(4),EMNR)
243          IF (Z.LT.0.0D0.AND.Y(2).LT.5.0D-3) Y(4)=Y(3)
244          DERIV(4)=PHIDOT(V,Z,WN,Y(2),Y(3),Y(4),Y(5),EMN,EMNR)
245          GOTO 8
246      7 DERIV(2)=0.0D0
247          DERIV(4)=0.0D0
248      8 CONTINUE
249      RETURN
250      END
251  C
252  C *****
253      SUBROUTINE XDTCOM(ICODE,MNTMP,IFM,IFB,MN,IFUS,D,STAN,THETAB,XI,
254          & GAMMA,Q1,T,TS,TE,CF1,ALB,ALSO,FSEFB,A7,XIDOT,
255          & HINTV,INDIC,IUSE,ALFAB,JCODE,VMAX)
256  C *****
257      IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
258  C normal data (original data) Fc/Fb=1.33

```

## 付 録

```

259     PARAMETER (A1=0.10727021D0,A2=1.4085387D0,A3=3.2D0,
260     &           B1=0.0050251256D0,B2=6.9828297D0,A6D=6.97D0,
261 C low power at high shortening velocity Fc/Fb=1.45
262 C     PARAMETER (A1=0.08797751D0,A2=1.6983625D0,A3=2.8D0,
263 C     &           B1=0.0050251256D0,B2=7.8119211D0,A6D=6.97D0,
264 C high power at high shortening velocity Fc/Fb=1.25
265 C     PARAMETER (A1=0.12712674D0,A2=9.523051D-1,A3=4.0D0,
266 C     &           B1=0.0050251256D0,B2=6.2677356D0,A6D=6.97D0,
267 C     &           QQO=0.005D0,XIHAT=2.90D0,SIGMA=1.531D0)
268     PARAMETER (M=10)
269 C     PARAMETER (VMAX=4.0)
270     DIMENSION IPASS (M)
271     SAVE IPASS
272 C
273 C     Define internal functions
274     AK1 (XY)=2.0D0-EXP (A6D*(XY-1.0D0))
275     AFU (ARG)=-DLOG (ARG) /A2
276     ASH (A7,ARG)=A7*(DLOG (AFU (ARG)+SQRT (1.0D0+AFU (ARG)**2)) /A3-0.5D0)
277     ASH1 (ARG)=(DLOG (AFU (ARG)+SQRT (1.0D0+AFU (ARG)**2)) /A3-0.5D0)
278 C
279 C     Computation of functional values
280     JCODE=0
281     EXSIG=EXP2 (SIGMA)-1.0D0
282     ARG1=1.0D0/(0.999D0/A1+0.001D0*B1*B2)-A1
283     EDTS=ASH1 (ARG1)
284     AKY5=EXP2 (-((XI-1.0D0)/STAN)**2)
285     Q=GAMMA
286     IF (T.LT.1.0D-10.AND.INDIC.EQ.0) Q1=Q
287 C     AKQ=AKY5*Q
288     AKQ=AKY5*Q/(1.0D0-QQO)
289 C
290 C     Compute instantaneous muscle length.
291     CALL LEN2 (MN,ICODE,IFM,IFB,ELTEMP,T,TS,TE)
292 C
293     4 IF (IFUS.EQ.1) THEN
294         FSEFB=(EXP2 (CF1*(ELTEMP-ALB*XI-ALSO))-1.0D0)/EXSIG
295     ELSE
296         COEFF=D/(ALB*XI)
297         IF (COEFF.GT.1.0D0) COEFF=1.0D0
298         PENFAC=SQRT (1.0D0-COEFF*COEFF)
299         XA=(ELTEMP-ALB*XI*PENFAC)/ALSO
300         FSEFB=(EXP2 (CF1*((XA-1.0D0)*ALSO))-1.0D0)/EXSIG
301     ENDIF
302     IF (FSEFB.LT.0.0D0) FSEFB=0.0D0
303     IF (IUSE.EQ.0) RETURN
304 C
305 C     IF (IFB.EQ.-1.AND.MNTMP.GT.0) GOTO 10
306     IF (IFB.EQ.-1) GOTO 10
307     7 CONTINUE
308     AK1X=AK1 (XI)
309     IF (IFUS.EQ.1) THEN
310         FCHF=0.999D0*(AKQ/(B2*A1)-B1*AK1X)
311     ELSE
312         FCHF=0.999D0*(AKQ/(B2*A1)-B1*AK1X)*PENFAC
313     ENDIF
314     IF (FCHF.LT.0.0) FCHF=0.0D0
315     IF (FSEFB.GT.FCHF) GOTO 8
316     6 IF (IFUS.EQ.1) THEN
317         FBAK=FSEFB+B1*AK1X
318     ELSE
319         FBAK=FSEFB/PENFAC+B1*AK1X
320     ENDIF
321     IF (FBAK.LT.5.0D-5) GOTO 3
322     TMPORY=AKQ/(B2*FBAK)-A1
323     IF (TMPORY.LT.0.0D0) GOTO 5
324     XIDOT=ASH (A7,TMPORY)
325     IF (INDIC.EQ.0.AND.IFB.EQ.0) Q1=Q
326     IF (MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=10
327     XIDOT=XIDOT*VMAX
328     IF (IFUS.EQ.0) XIDOT=XIDOT*PENFAC
329     RETURN
330 C
331     3 XIDOT=A7*0.1D0*Q
332     IF (MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=20
333     IF (Q.LT.(QQO+0.001D0)) XIDOT=0.0D0
334     IF (Q.LT.(QQO+0.001D0).AND.MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=21
335     IF (Q.GT.Q1) XIDOT=-A7*Q
336     IF (Q.GT.Q1.AND.MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=22

```

付 録

```

337     IF (INDIC.EQ.0.AND.IFB.EQ.0) Q1=Q
338     XIDOT=XIDOT*VMAX
339     IF (IFUS.EQ.0) XIDOT=XIDOT*PENFAC
340     RETURN
341 C
342 5 IF (XI.LT.1.0D0) XIDOT=DMAX1 ((1.0D0-XI)/HINTV,0.01D0/HINTV)
343   IF (MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=30
344   IF (XI.GE.1.0D0) XIDOT=-0.01D0/HINTV
345   IF (XI.GE.1.0D0.AND.MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=31
346   IF (INDIC.EQ.0.AND.IFB.EQ.0) Q1=Q
347   XIDOT=XIDOT*VMAX
348   IF (IFUS.EQ.0) XIDOT=XIDOT*PENFAC
349   RETURN
350 C
351 C Change to linear force-velocity model
352 8 FOV=0.01D0*(1.0D0/(A1*B2)-B1-1.0D0)
353   IF (IFUS.EQ.1) THEN
354     XIDOT=A7*(EDTS+((FSEFB+B1*AK1X)/AKQ
355     & -0.999D0/(A1*B2)-0.001D0*B1)/FOV)
356   ELSE
357     XIDOT=A7*(EDTS+((FSEFB/PENFAC+B1*AK1X)/AKQ
358     & -0.999D0/(A1*B2)-0.001D0*B1)/FOV)
359   ENDIF
360   IF (XIDOT.LT.0.0) GOTO 6
361   IF (INDIC.EQ.0.AND.IFB.EQ.0) Q1=Q
362 C Adjust the time step size if necessary.
363   IF (HINTV.GT.(0.01D0/XIDOT).AND.IFB.EQ.0) JCODE=1
364   IF (MNTMP.EQ.-1) IPASS (MN)=40
365   XIDOT=XIDOT*VMAX
366   IF (IFUS.EQ.0) XIDOT=XIDOT*PENFAC
367   RETURN
368 C
369 10 CONTINUE
370    AK1X=AK1 (XI)
371    IF ((IPASS (MN)/10).EQ.2) GOTO 13
372    IF ((IPASS (MN)/10).EQ.3) GOTO 15
373    IF (IPASS (MN).EQ.40) GOTO 18
374 16 IF (IFUS.EQ.1) THEN
375     FBAK=FSEFB+B1*AK1X
376   ELSE
377     FBAK=FSEFB/PENFAC+B1*AK1X
378   ENDIF
379   TMPORY=AKQ/(B2*FBAK)-A1
380   IF (TMPORY.LT.0.0) THEN
381     JCODE=1
382     RETURN
383   ENDIF
384   XIDOT=ASH (A7, TMPORY)
385   RETURN
386 C
387 13 IF (IPASS (MN).EQ.20) XIDOT=A7*0.1D0*Q
388   IF (IPASS (MN).EQ.21) XIDOT=0.0D0
389   IF (IPASS (MN).EQ.22) XIDOT=-A7*Q
390   RETURN
391 C
392 15 IF (IPASS (MN).EQ.30) XIDOT=DMAX1 ((1.0D0-XI)/HINTV,0.01D0/HINTV)
393   IF (IPASS (MN).EQ.31) XIDOT=-0.01D0/HINTV
394   RETURN
395 C
396 C Change to linear force-velocity model
397 18 FOV=0.01D0*(1.0D0/(A1*B2)-B1-1.0D0)
398   IF (IFUS.EQ.1) THEN
399     XIDOT=A7*(EDTS+((FSEFB+B1*AK1X)/AKQ
400     & -0.999D0/(A1*B2)-0.001D0*B1)/FOV)
401   ELSE
402     XIDOT=A7*(EDTS+((FSEFB/PENFAC+B1*AK1X)/AKQ
403     & -0.999D0/(A1*B2)-0.001D0*B1)/FOV)
404   ENDIF
405   RETURN
406 C
407   END
408 C
409 C *****
410   REAL*8 FUNCTION ENDOT (Z)
411 C *****
412   IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
413   PARAMETER (ENCO=14.3D0)
414   ENDOT=ENCO*Z

```

# 付 録

```

415     RETURN
416     END
417 C
418 C *****
419     REAL*8 FUNCTION ERDOT (Z, WN, YR, YPH, EMNR)
420 C *****
421     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
422     PARAMETER (DEL=1.0D-4, ENCO=14.3D0)
423     ERDOT=-ENCO*Z*(YR-WN*DEL)/(YR+DEL)-(1.0+WN)
424     & *EMNR*YR/(1.0D-3*EMNR+(YPH/1.373D-8)**2)
425     RETURN
426     END
427 C
428 C *****
429     REAL*8 FUNCTION PSIDOT (V, Z, WP, WN, YN, YPS, YPH, YXN, EMN, EMNR)
430 C *****
431     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
432     PARAMETER (DEL=1.0D-4, ENCO=14.3D0, XIHAT=2.90D0, CBAR=3.7D0,
433     & CNS=XIHAT-1.0D0)
434     ROXON=53300.0D0*CNS/((XIHAT/YXN)-1.0D0)
435     PSIDOT=EMN*(1.373D-4*V-YPN)+WP*Z*CBAR*ENCO
436     & *(1.0D0-EXP2(ROXON*(YPS-YPH)))/(ROXON*(1.0D0
437     & -EXP2(-CBAR*YN-DEL)))-(1.0D0+WN)*YPH*EMNR
438     RETURN
439     END
440 C
441 C *****
442     REAL*8 FUNCTION PHIDOT (V, Z, WN, YR, YPS, YPH, YXR, EMN, EMNR)
443 C *****
444     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
445     PARAMETER (DEL=1.0D-4, ENCO=14.3D0, XIHAT=2.90D0, CBAR=3.7D0,
446     & CNS=XIHAT-1.0D0)
447     ROXOR=53300.0D0*CNS/((XIHAT/YXR)-1.0D0)
448     PHIDOT=-EMNR*YPH-WN*(EMN*YPH*(1.373D-4*V/(YPS+DEL)-1.0D0)
449     & -2*CBAR*ENCO*(1.0D0-EXP2(ROXOR*(YPH-YPN)))/
450     & / (ROXOR*(EXP2(CBAR*YR+DEL)-1.0D0)))
451     RETURN
452     END
453 C
454 C *****
455     REAL*8 FUNCTION FEMN (EN)
456 C *****
457     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
458     PARAMETER (A2D=0.14D0, A3D=0.105D0, AA2=A2D/0.372D0, AA3=A3D/0.372D0,
459     & CBAR=3.7D0, DEL=1.0D-4)
460     E1 (X) = (X**2+2.334733D0*X+.250621D0)/(X**2+3.330657D0*X+1.681534D0)
461     EX=EN+DEL
462     X1=CBAR*(A2D/A3D-EX)
463     X2=CBAR*A2D/A3D
464     FEMN=(EXP2(CBAR*EX)*E1(X1)/(AA2-AA3*EX)-E1(X2)/AA2)
465     & / (EXP2(CBAR*EX)-1.0D0)
466     RETURN
467     END
468 C
469 C *****
470     REAL*8 FUNCTION FEMNR (R, EN)
471 C *****
472     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
473     PARAMETER (A2D=0.14D0, A3D=0.105D0, AA2=A2D/0.372D0, AA3=A3D/0.372D0,
474     & CBAR=3.7D0, DEL=1.0D-4)
475     E1 (X) = (X**2+2.334733D0*X+.250621D0)/(X**2+3.330657D0*X+1.681534D0)
476     EX=EN+DEL
477     U=R+DEL
478     X1=CBAR*(A2D/A3D-EX-U)
479     X2=CBAR*(A2D/A3D-EX)
480     FEMNR=(E1(X1)/(AA2-AA3*(EX+U))-E1(X2)*EXP2(-CBAR*U)/(AA2-AA3*EX))
481     & / (1.0D0-EXP2(-CBAR*U))
482     RETURN
483     END
484 C
485 C *****
486     REAL*8 FUNCTION FESNR (EN, R, EPSN, EPSR, EPSO, EPSI)
487 C *****
488     IMPLICIT REAL*8 (A-H, O-Z)
489     PARAMETER (A2D=0.14D0, A3D=0.105D0)
490     SFUN (A, B) = (A2D-A3D*(A+B*(0.568D0+0.2307D0*B)))/0.297D0
491     ENR=EN+R
492     ANR=1.0D0-ENR

```



付 録

```

493     FESNR=(EPSN*SFUN(0.0D0,EN)+EPSR*SFUN(EN,R)+EPSO*SFUN(ENR,ANR))
494     & /EPSI
495     RETURN
496     END
497 C
498 C *****
499     SUBROUTINE EPSILN(EN,R,PSI,PHI,
500     & QPSI,QPHI,XI,EPSN,EPSR,EPSO,EPSI)
501 C *****
502     IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
503     PARAMETER (TEMP=66200.0D0,CBAR=3.7D0,XIHAT=2.90D0,QQO=0.005D0,
504     & CNS=XIHAT-1.0D0)
505     EXCB=EXP2(CBAR)-1.0D0
506     RHOO=TEMP*CNS/(XIHAT/XI-1.0D0)
507     QPSI=(QQO+(RHOO*PSI)**2)/(1.0+(RHOO*PSI)**2)
508     QPHI=(QQO+(RHOO*PHI)**2)/(1.0+(RHOO*PHI)**2)
509     EXNR=EXP2(CBAR*(EN+R))
510     EXN=EXP2(CBAR*EN)
511     EPSN=(EXN-1.0D0)*QPSI/EXCB
512     EPSR=(EXNR-EXN)*QPHI/EXCB
513     EPSO=(EXCB+1.0D0-EXNR)*QQO/EXCB
514     EPSI=EPSN+EPSR+EPSO
515     RETURN
516     END
517 C
518 C *****
519     SUBROUTINE INTMFC(IFUS,D,STAN,THETAB,Y,YNEW,EL,ALFAB,
520     & ALSO,ALB,CF1,ELB,FSEFB,Q)
521 C *****
522     IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
523     PARAMETER (SIGMA=1.531D0)
524 C
525     IF(IFUS.EQ.0) GOTO 10
526     ALB=ELB-(1.0D0+ALFAB)*ALSO
527     CF1=SIGMA/(ALFAB*ALSO)
528 C It is assumed that the muscle is initially at rest
529     ELTEST=ALB+ALSO
530     IF(Y.LT.0.0D0.AND.EL.LT.ELTEST) GOTO 17
531     XIAV=(EL-ALSO)/ALB
532     XIDEL=1.2D0*ALFAB*ALSO*(EL/ELTEST-0.7D0)/ALB
533     XIA=XIAV-XIDEL
534     XIB=XIAV+XIDEL/100.0D0
535     CALL FZERO(IFUS,D,STAN,THETAB,XIA,XIB,Y,30000,MES,EL,
536     & ALSO,ALB,CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
537     IF(MES.NE.0) WRITE(*,'(A,A)') 'MAXIMUM NUMBER MAXIT1 OF',
538     & ' INTEGRATIONS IN SUBROUTINE FZERO EXCEEDED.'
539     YNEW=Y
540     RETURN
541 17 YNEW=1.0D0
542     FSEFB=0.0D0
543     RETURN
544 C
545 10 ELTA=ELB-(1.0D0+ALFAB)*ALSO
546     THETAB=ATAN(ELTA/D)
547     ALB=SQRT(D*D+ELTA*ELTA)
548     CF1=SIGMA/(ALFAB*ALSO)
549 C It is assumed that the muscle is initially at rest
550     ELTEST=SIN(THETAB)*ALB+ALSO
551     IF(Y.LT.0.0D0.AND.EL.LT.ELTEST) GOTO 27
552     XIAV=(EL-ALSO)/ALB/SIN(THETAB)
553     XIDEL=1.2D0*ALFAB*ALSO*(EL/ELTEST-0.7D0)/ALB/SIN(THETAB)
554     XIA=XIAV-XIDEL
555     XIB=XIAV+XIDEL/100.0D0
556     CALL FZERO(IFUS,D,STAN,THETAB,XIA,XIB,Y,30000,MES,EL,
557     & ALSO,ALB,CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
558     IF(MES.NE.0) WRITE(*,'(A,A)') 'MAXIMUM NUMBER MAXIT1 OF',
559     & ' INTEGRATIONS IN SUBROUTINE FZERO EXCEEDED.'
560     YNEW=Y
561     RETURN
562 27 YNEW=1.0D0
563     FSEFB=0.0D0
564     RETURN
565 C
566     END
567 C
568 C *****
569     SUBROUTINE FZERO(IFUS,D,STAN,THETAB,XIA,XIB,XIX,MAXIT,
570     & MES,EL,ALSO,ALB,CF1,FSEFB,ALFAB,Q)

```

## 付 録

```

571 C *****
572     IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
573     10 ICOUNT=0
574     MES=0
575     1 ICOUNT=ICOUNT+1
576     IF (ICOUNT.EQ.1) GOTO 4
577     GOTO 5
578     4 XIO=XIA
579     XI1=XIB
580     CALL FCXIX (IFUS,D,STAN,THETAB,XIO,F10,EL,ALSO,ALB,
581     &          CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
582     CALL FCXIX (IFUS,D,STAN,THETAB,XI1,F11,EL,ALSO,ALB,
583     &          CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
584     5 XI2=0.5D0*(XIO+XI1)
585     CALL FCXIX (IFUS,D,STAN,THETAB,XI2,F12,EL,ALSO,ALB,
586     &          CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
587     IF (ICOUNT.GE.MAXIT) GOTO 2
588     IF (ABS(F12).LT.1.0D-4) GOTO 3
589     IF ((F10.GE.0.0D0.AND.F12.LE.0.0D0).OR.
590     &    (F10.LE.0.0D0.AND.F12.GE.0.0D0)) THEN
591         XI1=XI2
592         F11=F12
593         GOTO 1
594     ENDIF
595     IF ((F12.GE.0.0D0.AND.F11.LE.0.0D0).OR.
596     &    (F12.LE.0.0D0.AND.F11.GE.0.0D0)) THEN
597         XIO=XI2
598         F10=F12
599         GOTO 1
600     ENDIF
601     IF (F10.GT.0.0D0.AND.F11.GT.0.0D0) THEN
602         XIB=XIB+0.1D0
603         GOTO 10
604     ENDIF
605     IF (F10.LT.0.0D0.AND.F11.LT.0.0D0) THEN
606         XIA=XIA-0.1D0
607         GOTO 10
608     ENDIF
609     WRITE (*,'(a)') 'error'
610     2 MES=1
611     3 XIX=XI2
612     RETURN
613     END
614 C
615 C *****
616     SUBROUTINE FCXIX (IFUS,D,STAN,THETAB,X,F,EL,ALSO,ALB,
617     &          CF1,FSEFB,ALFAB,Q)
618 C *****
619     IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
620     PARAMETER (QQO=0.005D0,B1=0.0050251256D0,A6D=6.97D0,
621     &          SIGMA=1.531D0,EXPMAX=88.0D0)
622 C
623     EXSIG=EXP2 (SIGMA) -1.0
624     IF (IFUS.EQ.1) THEN
625         COEFF=CF1*(EL-ALB*X-ALSO)
626         IF (COEFF.GT.EXPMAX) COEFF=EXPMAX
627         FA=(EXP2 (COEFF) -1.0D0)/EXSIG
628     ELSE
629         COEFF=D/(ALB*X)
630         IF (COEFF.GT.1.0D0) COEFF=1.0D0
631         SI=SQRT (1.0D0-COEFF*COEFF)
632         COEFF=CF1*(EL-ALB*X*SI-ALSO)
633         IF (COEFF.GT.EXPMAX) COEFF=EXPMAX
634         FA=(EXP2 (COEFF) -1.0D0)/EXSIG
635     ENDIF
636     FSEFB=FA
637     IF (FA.LT.0.0D0) FSEFB=0.0D0
638     TLX=EXP2 (-((X-1.0D0)/STAN)**2)
639     AK1=2.0D0-EXP2 (A6D*(X-1.0D0))
640     FB=Q*(1.0D0-QQO)*TLX-B1*AK1
641     IF (IFUS.EQ.0) FB=FB*SI
642     F=FA-FB
643     RETURN
644     END

```

## 謝 辞

本研究の遂行するにあたり、終始懇切なる御指導ならびに御鞭撻を賜りました神戸大学工学部森脇俊道教授に心から感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。本論文の作成にあたり、御多忙中にもかかわらず御指導ならびに御校閲を賜りました神戸大学発達科学部美崎教正教授、神戸大学工学部北村新三教授に感謝いたしますとともに、厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、数多くの有益な御教示と御支援を賜りました神戸大学工学部杉村延広助教授に心から感謝いたします。また多くの御助言と御支援を賜りました神戸大学工学部社本英二助手に心から御礼申し上げます。さらに有益な御討論を賜りました神戸大学医工学研究会の皆様にも御礼申し上げます。

本研究の実験を行うにあたり、検者ならびに被検者として御協力いただいた株式会社アシックス スポーツ工学研究所の皆様にも御礼申し上げます。本論文を作成するにあたり、御協力いただいた神戸大学工学部機械工学科森脇研究室の諸氏にも感謝いたします。

最後に、神戸大学大学院自然科学研究科において3年間の研究活動を過ごすことができたのは、株式会社アシックスの御支援によるものです。株式会社アシックスの皆様にも心から感謝いたしますとともに、御礼申し上げます。