

博士論文

題目

ヒト-シューズ系の相互作用を考慮した下腿弾性エネルギーおよび
スティフネスの推定ならびに走運動への応用に関する工学的研究

指導教員
塩野谷 明 教授

著者
畠 圭佑

長岡技術科学大学大学院 工学研究科

生物統合工学専攻

目次

1	100m 走の歴史的研究背景および研究意義	1
1.1	諸言	1
1.2	短距離走の歴史と男子 100m 走の世界記録の変遷	1
1.3	短距離走のパフォーマンスへの技術的アプローチ	2
1.4	研究の意義と目的	4
2	弾性エネルギーの蓄積と利用	7
2.1	はじめに	7
2.2	Stretch Shortening Cycle (SSC)	7
2.2.1	SSC の特性	7
2.2.2	ヒト運動時における SSC の生体内の動き	8
2.3	弾性エネルギーの利用と走パフォーマンス	9
2.4	SSC 動作における弾性エネルギーの測定	10
2.5	力学モデルを利用したスティフネス推定に関する研究報告	11
3	傾斜面内跳躍による弾性エネルギーの測定	12
3.1	はじめに	12
3.2	実験方法	12
3.2.1	被験者	12
3.2.2	実験システム	13
3.2.3	運動課題	13
3.2.4	測定項目	14

3.2.5	スパイクシューズ	19
3.3	実験結果	22
3.3.1	各跳躍条件による典型例	22
3.3.2	弾性エネルギーの利用による機械的パワー増加の関係	22
3.3.3	各状態間における各変数の比較	24
3.4	弾性エネルギー推定による考察	27
3.5	弾性エネルギー推定による結果および評価のまとめ	30
4	連続跳躍と粘弾性モデルによるスティフネスの測定	32
4.1	はじめに	32
4.2	連続跳躍による床反力の測定	33
4.2.1	被験者	33
4.2.2	実験システム	33
4.2.3	運動課題	34
4.3	着地衝撃モデル	34
4.4	微分方程式の解法とパラメータ同定	37
4.4.1	Runge-Kutta 法による微分方程式の解法	37
4.4.2	Nelder-Mead Simplex 法によるパラメータの同定	39
4.5	シミュレーション結果と同定精度	41
4.6	パラメータの妥当性	46
4.6.1	足関節および足底部のスティフネスとパラメータ変化	46
4.6.2	非対称非線形粘性要素のパラメータ変化	48
4.6.3	モデルの限界について	50
4.7	シューズ装着によるスティフネスの変化	51
4.8	まとめ	52

5 加速度・ジャイロセンサを用いた測定システムの開発と実走行の測定	53
5.1 はじめに	53
5.2 疾走動作の測定とその重要性	53
5.3 測定システム	54
5.3.1 加速度・ジャイロセンサと制御プロセッサ	54
5.3.2 収録デバイスとソフトウェア	56
5.4 計算アルゴリズム	57
5.4.1 座標変換	57
5.4.2 床反力の推定	57
5.4.3 足関節トルクの推定	59
5.4.4 足関節における粘弾性要素の推定	59
5.5 基礎実験と評価	60
5.5.1 校正実験	60
5.5.2 測定実験	61
5.5.3 実験結果	62
5.5.4 同定された粘弾性定数	62
5.5.5 基礎実験結果の考察	63
5.5.5.1 床反力	63
5.5.5.2 トルク	64
5.5.5.3 粘弾性定数	64
5.6 実走行実験	64
5.6.1 実験方法	64

5.6.2	実験結果	64
5.6.3	実験結果の考察	67
5.6.3.1	ブロッククリアランス動作	67
5.6.3.2	床反力・トルクの推移	68
5.6.3.3	関節スティフネスの推移	68
5.7	まとめ	70
6	総括	71
	謝辞	73
	参考文献	74
付録1	1自由度モデルによるスティフネス変化の測定	80

第 1 章 100m 走の歴史的な研究背景および研究意義

1.1 諸言

本研究は、陸上競技の短距離種目、特に 100m 走のパフォーマンス係に大きく関与すると考えられる弾性エネルギー・スティフネスを、シューズやトラックサーフェイスおよび含んだ身体全体を一つのマン・マシンシステムとして捉えて、測定を行うものである。現在、陸上競技の 100m 走は世界選手権やオリンピックで花形的種目となっている。現在の世界記録は 9.58 秒、日本記録は 10.00 秒であり差が開いているが、オリンピックや世界選手権の参加標準記録を毎年複数人が突破し、リレー種目では決勝に進出している。このことから、我が国の短距離種目は、国として一定以上の実力を持ち、かつ成熟しつつあると考えられる。そこで、短距離種目におけるパフォーマンスを向上させるためには、新たな技術や概念を含んだ走法・トレーニングを考案していくことが必要となる。例えば、今までに“ばね”として扱われ、哲学的な思考のもとに鍛錬され、そして技術として認識されてきた”ばね”という不可視なパラメータを可視化することは、新たなトレーニング方法および走技術の獲得といった陸上競技の短距離種目における進歩の一端を支えるものとなるであろう。

本研究では弾性エネルギーやスティフネスの測定といった応用的技術を、実際の短距離の現場へ投入するための測定システムの開発と試行を行うものである。

1.2 短距離走の歴史と男子 100m 走の世界記録の変遷

短距離走の歴史は古く、古代オリンピック時代から行われている。しかしこの時代は 100m 走としてではなく、スタディオン走(1 スタディオンは 192m)として行われた。近代オリンピックの時代においては、第一回のアテネ大会(1896 年)

から 100m 走という種目は存在している。ランニングの計時は 1800 年代から様々な形で行われているが、記録に残る 100m 走の最古の記録は 1867 年の 11.0 秒というものがある。その後、近代オリンピック第一回のアテネ大会では 12.0 秒という記録になっているが、第二回のパリ大会では 10.8 秒と更新されている。世界記録としては最古の記録が残る 1867 年以降、次々に更新され 1960 年には 10.0 秒に達する。さらに、8 年後の 1968 年に 9.9 秒を記録しているが、この時代の計測法は手動でストップウォッチを押すことによる計時であるため、現在の電気計時ほど精度がないものである。電気計時による初の 9 秒台は同年に出され、9.95 秒という記録が残っている。しかしながら、9 秒台の記録が次々に更新されていくのは 1980 年代に入ってからである。1987 年に 9.83 秒という記録が作り出され、1988 年にはそれが 9.78 秒に更新されている。その後、2007 年までは 9 秒 7 台の記録が続き、2008 年に 9.68 秒、2009 年には 9.58 秒になり、現在に至っている。

1.3 短距離走のパフォーマンスへの技術的アプローチ

1980 年代からの記録更新の背景の一つとして 1968 年からトラックのサーフェイスが焼成した土を粉砕して作られるアンツーカー製からポリウレタンなどの弾性のある素材を使用したオールウェザーへ徐々に変遷していったことにある。このサーフェイスはコンクリートなどに比べて衝撃緩衝性に優れ、踵などを障害から守る要素とグリップ性能があり¹⁾、体育館の床面よりも高いスティフネスを有す²⁾。それに合わせてスパイクシューズもオールウェザー専用シューズとスパイクピンが開発され、この競技環境や用具の改善といった点が世界記録を短縮させた要因であると言われている³⁾。さらにもう一つとしてはトレーニングや走技術の改善といった分野、すなわちヒトへの科学的アプローチの発展である。

ヒトの動作とスプリントパフォーマンスについては、古くから連続写真などで研究が行われている。近年では高速度カメラの利用による映像解析⁴⁾や、身体に装着した反射マーカの位置情報を取り込みデジタル解析を行う Vicon や Qualysis を使用したキネマティクスの研究がある⁵⁾。一方でキネティクスについては、床反力計を使用したキック力や機械的エネルギーに関する研究⁶⁾、キネマティクス解析と組み合わせ、走動作中の弾性エネルギーを推定する研究がある⁷⁾。さらに、ランニング中のヒトのスティフネスを力学モデルを利用しながら推定する研究^{8),9)}も多い。特に弾性エネルギーの蓄積・利用や身体におけるスティフネスは、スプリントにおける最高速度の獲得に対して貢献すると多くの研究や事例で報告されていることから、スプリントパフォーマンスの研究において重要な位置づけにあると言えよう。

短距離走を扱う多くの研究は走動作中の特定の区間のみの解析や一定速度での走行を想定しての解析であることが多い。例えば篠原ら¹⁰⁾は100m 走においてパフォーマンスを決定する重要な要素であるスタート時のブロッククリアランス動作に着目しており、土江ら¹¹⁾や Weyand ら¹²⁾は最高速度の獲得に着目した研究を行っている。これらは短距離走における速度・加速度発生メカニズムを部分的に解明している。一方で、常に速度が変化している100m 走について、その全体を測定した事例は少ない。実レースを計測している事例として、IAAF 世界陸上競技選手権大会におけるレースでは大規模な設備を利用して連続的にカメラを配置し選手を追従する撮影や多くの映像資料がに基づいたレース分析が行われている^{13),14)}。日本国内においてもインターハイなど全国規模の競技会になるとレース分析を大会運営と絡めて行う事例があり¹⁵⁾、この事例では重心移動速度や走動作におけるピッチ・ストライドといった基本的な分析を主とした“間接的な計測”を行っている。この計測は、その頻度が限られるという難

点が存在するものの、実競技を測定した実践的なデータ収集法となっている。

近年におけるスプリントパフォーマンスや走技術において先述の弾性エネルギーの蓄積・利用やスティフネスは重要な要素の一つと考えられる。そのために選手とスパイクシューズやサーフェイスを含めたシステム全体をマン・マシンシステムとして捉え、それらを測定することが必要である。その上で、弾性エネルギーやスティフネスといったデータを実際の現場や実レースで測定・評価してトレーニングや走技術の開発に結び付けるためには、100m 走についてであれば選手の 100m 走の動作を実際のレースと同等の速度で直接的に測定し、かつ一定以上の頻度とサンプル数を確保できる手法を開発することが必要である。

1.4 研究の意義と目的

本研究は、まず身体に蓄積される弾性エネルギーの利用に着目し、その弾性エネルギーの測定や身体スティフネスの推定を行った。さらに、実際の走行でスティフネスの推定を行うという目的で、測定システムの設計製作を行い、測定を行っている。これまでの短距離走に関する研究では、下肢のキネマティクスあるいはキネティクスに関する研究が多い。その一方で、本研究で扱う弾性に関するパラメータを考慮した研究は少なく、常に速度変化する短距離走の実際の走動作を扱った弾性エネルギー・スティフネスに関する報告は皆無である。そのため、本研究の意義はスパイクシューズを含めた下腿部の弾性エネルギー・スティフネスの測定と、実際のトレーニングの現場への投入を最終目的とした測定システムの構築であり、これらが研究目的である。このことはスプリントのレースやトレーニング現場において非常に有効なデータの取得を可能にすると共に、トレーニングの方法論としても新たなアイデアを創出し得るものの一つとなるであろう。

1.5 本論分の構成

本論文は全6章で構成されており、第1章では、序論として短距離走およびその関連研究の歴史的背景と研究意義を述べる。また、従来の筋腱複合体に蓄積される弾性エネルギー推定や、スティフネスの推定を実際の走行動作へ適用する有用性を明示し、目的を設定する。

第2章では、身体の反動動作とSSCおよび弾性エネルギーの蓄積・利用に関する研究の比較を示し、SSCのメカニズムと身体動作の関係を示した。さらに、力学モデルを利用してスティフネスを推定した研究と、実際のパフォーマンスとの関係を示した事例を取り上げ、弾性エネルギーやスティフネスの走パフォーマンスへの寄与について言及した。

第3章では傾斜面内での足関節跳躍に対して、床反力測定システムを利用した足関節の仕事量の測定と筋電図測定による筋収縮の仕事量の測定により弾性エネルギーの推定を行い、スパイクシューズ装着による効果を弾性エネルギーの増強という観点から示した。

第4章では数種類のリズムに合わせた足関節のみによる連続跳躍を行い、その時の着地衝撃を再現する力学モデルを構築した。力学モデルは質量・弾性要素・粘性要素から成り、着地衝撃曲線とフィッティングさせることによって力学モデルの弾性要素を推定することによってスティフネスを求めた。また、跳躍リズムの連続的变化を仮定して、パラメータの連続的变化を想定したシミュレーションについても同時に行った。

第5章ではここまで示した弾性エネルギーやスティフネスについて、実際の疾走動作時での測定の重要性について言及した上で、加速度センサおよびジャイロセンサを用いたバイオメカニクス測定システムの開発を行い、実際の100m走疾走を想定した測定および足関節スティフネスの推定を試みた。

最後に第 6 章で本論文の総括を行った.

第2章 弾性エネルギーの蓄積と利用

2.1 はじめに

弾性エネルギーは、弾性を持つ物体が変形することで蓄積・開放されるエネルギーのことである。競技スポーツの中において、選手が反動を伴う動作をする場面がよく見受けられる。この反動を伴うことにより、ヒトの筋および腱組織が引き伸ばされて弾性エネルギーが蓄積し、短縮する際に利用される。この弾性エネルギーの利用はパフォーマンスに寄与するといわれている。一方、弾性エネルギーの蓄積と関連性のある物体のパラメータとしてスティフネスがある。これは一種の”硬さ”の指標であり、走動作においてはキック時の力を効率よく重心の移動速度に変換するために必要なパラメータである。本章では、弾性エネルギーおよび身体のスティフネスと走パフォーマンスとの関係、ならびにその先行研究について述べる。

2.2 Stretch Shortening Cycle (SSC)

2.2.1 SSC の特性

身体動作が反動を伴う際、筋腱複合体は引き伸ばされた後に短縮する。これは伸長-短縮サイクル(SSC : Stretch Shortening Cycle)と呼ばれ¹⁶⁾、このSSCを伴う動作を行うことにより、短縮性収縮が主な動作よりも大きな機械的パワーおよび機械的仕事量の発揮を可能とする^{17),18)}。筋活動はランニングや跳躍の様な身体動作においては、重力などの外力により筋群が引き伸ばされるため、単純に等尺性収縮(Isometric)、短縮性収縮(Concentric)、伸長性収縮(Eccentric)のみによる動作をとることは極めて少く、筋群は伸張性収縮の後に短縮性収縮が続くことになる。SSCとは、この伸張性収縮と短縮性収縮の組み合わせによる筋活動形式のことである。

SSCの機能は、短縮性収縮が主な動作よりも最終動作(短縮性収縮局面)の機械

的仕事量や機械的パワーをより大きくすることであり、多くの研究では、単一の筋動作による実験や、筋の機械的モデルと筋電図などの生体情報との組み合わせにより SSC の出力増加のメカニズムを説明している^{(17),(18),(19)}。また、近年はこれを単純に弾性エネルギーの蓄積と開放によるものであるとしている場合も多い。

2.2.2 ヒト運動時における SSC の生体内の動き

全ての身体動作は多くの関節や筋群を動員し、SSC の形態ではこのコンビネーションによって互いの筋同士が助力し合う。特定の動作での個々の筋における SSC の識別は極めて困難であり、不可能である場合も少なくない。Komi ら⁽²⁰⁾ はアキレス腱にフォーストランスデューサーを直接埋め込むことで歩行、ランニング、ホッピング、ペダリング中の腱組織の動作を観察している。この特徴的な結果を図 2.1 に示す。大きな特徴として以下のようなことがあげられている。まず、伸長局面での筋および腱組織の長さの変化はとても小さい。これは、その状態が筋における短期剛性のポテンシャルの利用を促進することを示唆している。次に、腓腹筋とひらめ筋の二筋において分節長の変化が SSC の伸長局面および短縮局面の両方で起っていることである。これは特にランニングや跳躍動作で顕著である。さらに、図 2.1 に示したアキレス腱の張力曲線はバウンドするボールの床反力曲線と類似していると表現されている。

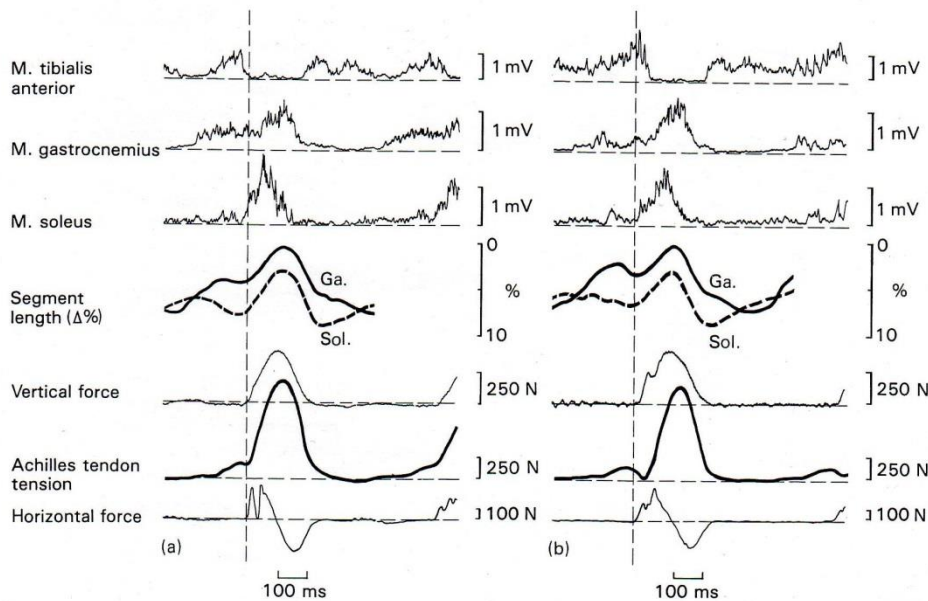


図 2.1 SSC 時における生体内の筋腱複合体の動き

2.3 弾性エネルギーの利用と走パフォーマンス

走動作は SSC を伴う運動(SSC 動作)である。そのため接地期の前半で脚伸筋群の伸張性収縮が生じる際に弾性エネルギーが蓄積され、接地期の後半で脚伸筋群の短縮性収縮が生じる際に利用される。長距離走の場合、Cavagna ら²¹⁾は、高い速度の走運動では、走動作の 1 サイクルにおける機械的パワーのうち、50% までが弾性エネルギーの再利用によっていると報告している。また、Thys ら²²⁾や Asmussen ら²³⁾は膝の屈曲を含む運動では、弾性エネルギー利用は全エネルギーの 22~26%程度であるとしている。さらに、Ito ら⁷⁾はマラソンランナーを対象として、7~22[km/h]の速度で走った際の弾性係数を「みかけのスプリング定数」として推定し、走速度の増加に伴って蓄積された弾性エネルギーは増加すると報告している。短距離走としての走運動の場合、深代ら²⁴⁾は長野ら²⁵⁾と同様の力学モデルを用いてスティフネスを推定し、短距離走における疾走速度とス

ティフネスの最大値に有意な正相関があると報告している。これらのことから、走運動におけるパフォーマンスと弾性エネルギーの利用には密接な関係があると考えられる。

2.4 SSC 動作における弾性エネルギーの測定

SSC 動作における機械的仕事量および機械的パワーの増強のメカニズムは、立位から反動を使った跳躍やホッピング動作、台から飛び降りて踏み切る動作といった跳躍動作を分析対象にした研究が多い。Komi と Bosco²⁶⁾は、反動無し
の跳躍と SSC を伴う跳躍を比較することにより、Bosco ら²⁷⁾や伊藤ら²⁸⁾はそれぞれ連続跳躍あるいはホッピング動作を用いて、SSC 動作における出力増加の要因を検討し、それが筋腱複合体における弾性エネルギーの蓄積であると考察している。また、Beli と Bosco²⁹⁾は、ホッピング動作における機械的仕事量の増強は、短縮局面での弾性エネルギーの利用と相関関係があることを示している。

一方で、弾性エネルギーの大きさを正確に測定することは非常に困難である
とされている。現在のところ確立されたものがないといわれ、研究者による報告値にも大きな違いがある。全体の仕事量に占める弾性エネルギーの割合を、弾性エネルギーの貢献度として算出した研究では、Beli と Bosco²⁹⁾は動力学解析と力学モデル、エネルギー代謝の点から弾性エネルギーを算出し、ホッピング動作で 39.8%としている。伊藤ら²⁸⁾は足関節による連続ホッピング動作を床反力とエネルギー消費量から算出し 70~80%程度、杉崎ら³⁰⁾は傾斜面を使った足関節跳躍で同様の解析を行い反動跳躍で 40%程度、落下を伴う反動跳躍で 70%程度であるとしている。このように、動作様式自体に差があるとはいえ確立した方法による高精度な測定は実現しておらず、その方法や分析対象とする動作によって異なる結果となっている。

2.5 力学モデルを利用したスティフネス推定に関する研究報告

ヒト生体内のスティフネスの推定のために多くの研究で質量とばねからなる力学モデルが使われる。筋のスティフネスを考慮した力学モデルは、古くは Hill ら^{31),32),33)}によって上腕の単純な筋収縮と発揮される力の曲線から導き出され、直列弾性要素と並列弾性要素および収縮要素で構成される三要素モデルとして筋および腱をモデル化している。脚部を中心とした動作については、ホッピング動作について脚部もしくは身体スティフネスの推定を行った研究があり、Hobara ら³⁴⁾はヒトを単純な質量とばねの2要素とみなし、着地時の変位変化と床反力のピーク値からスティフネスの推定を行っている。また、同様のモデルと動作でも、長野ら²⁵⁾は着地時の踏切時間から周波数を求め、スティフネスの推定を行っている。一方で、Martin ら³⁵⁾は筋収縮のメカニズムをモデル化する際に、Hill の三要素モデルに基づいて構築した有限要素モデルを使用し、その過程で弾性要素を推定している。

走動作のスティフネス推定については、Ito ら⁷⁾のランニング動作のスプリング定数を推定する研究の他、Farley ら³⁶⁾や Ferris ら³⁷⁾は身体を質量 - ばねモデルとして重心変位と床反力からスティフネスを推定し、速度との関係やサーフェイスの違いによってヒトがスティフネスを調節する機能について議論している。また、宮地ら³⁸⁾湯川ら³⁹⁾は着地衝撃モデルによりスティフネスを推定している。これは、身体を質量 - ばね - ダンパから成る振動モデルとみなし、着地衝撃による床反力曲線からスティフネスを推定するものである。

このように推定値にバラつきがあるものの、身体モデル化とスティフネス推定については多くの研究報告があり、様々な手法で様々な動作のモデル化がされている。

第3章 傾斜面内跳躍による弾性エネルギーの測定

3.1 はじめに

これまで多くの研究で分析対象とされてきた跳躍動作は、多くの筋群を動員する。また、筋の分配問題のための対象とする筋腱複合体に蓄積する弾性エネルギーを正確に測定することは困難となる。そこで、動作させる部位を限定して分析するため、足関節のみによる跳躍動作が採用されている。特に、杉崎ら³⁰⁾はスライダーシートを使用して傾斜面内跳躍を行うことにより、主動筋を下腿三頭筋に限定して動作させ弾性エネルギーの定量化を行っている。本研究ではスライダーシートを自作し、短距離用のスパイクシューズを装着した状態で足関節跳躍を行い、弾性エネルギー利用の面からスパイクシューズの評価を行う。

本章では、傾斜面内跳躍により弾性エネルギーを測定し、スパイクシューズの評価を行った実験について述べる。

3.2 実験方法

3.2.1 被験者

被験者は陸上競技経験を有し、かつ短距離種目を専門とする健康な男性7名とした。実験に先立ち、被験者に本研究の内容および危険性を説明した上で、実験参加への同意を得た。被験者の身体特性は、平均身長 170.8 ± 5.47 cm, 平均体重 59.36 ± 5.27 kg, 100m 走の平均ベストタイムが 11.94 ± 0.47 sec, 年齢は平均年齢 20.00 ± 2.32 歳である。

3.2.2 実験システム

足関節のみの反動跳躍を可能にするために、本研究では図 3.1 の実験システムを構築した。実験システムは、床面との角度が 30 度のスロープ部、被験者が身体を乗せるシート部およびスロープ部と垂直な着地部で構成される。シート部とスロープ部は車輪で接しており、最小限の摩擦でシート部がスロープ部を上下に滑走する構造となっている。

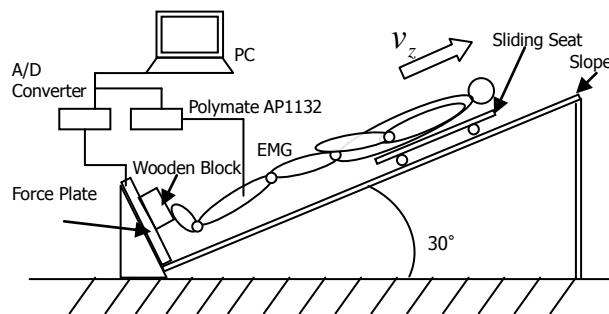
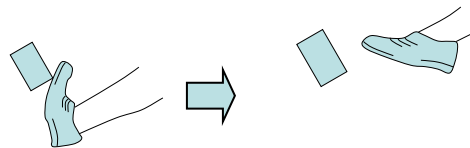


図 3.1 実験システムの全景

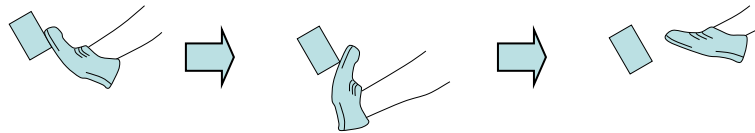
3.2.3 運動課題

被験者は、シート部に仰臥位姿勢となり、上面に厚さ 20[mm]の陸上競技用全天候舗装材を貼り付けた接地用ブロック（木製：140×240×115[mm]）に左足つま先を置き、左足関節のみによる反動跳躍を以下の 3 種類の方法で行った。なお、被験者には全ての試技を最大努力で行うように指示した。

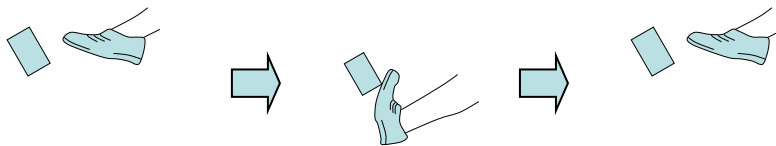
- ① Plantar flexion jump (以下 PFJ)：足関節最大背屈位での静止状態から反動を利用せずに足底屈のみで行う跳躍。



- ② Counter movement jump (以下 CMJ) : 最大底屈位での静止状態から脱力し、最大背屈位に達した後に、反動を利用して足底屈を行う跳躍.



- ③ Drop jump (以下 DJ) : 身体-シート部をスロープ上部から落下させ、左足拇指球で接地用ブロックに接地した後、最大背屈位で切り替えして跳び上がる跳躍.



3.2.4 測定項目

各動作において、筋電図データおよびデジタルビデオ画像と床反力計を用いて力学データを測定し、各動作の底屈局面について検討した。なお、ビデオ画像と筋電図および床反力データの同期は、自作の信号発振回路を用いて、ビデオ画像にLEDライトの光信号を記録するとともに、床反力および筋放電量データに電圧変化を記録することで行った。

1) 筋電図

動作中の図 3.2 に示す下腿筋群（腓腹筋内側頭：MG，腓腹筋外側頭：LG，ヒラメ筋：SOL および前脛骨筋：TA）の筋放電量を、表面筋電図法により記録し

た。筋放電量の記録位置は各筋の筋腹中央とし、表面電極 Blue Sensor（メッツ社製）を貼付して行った。筋放電量は基礎医学研究用機器（Polymate AP1132, TEAC 社製：図 3.3）を用いて、2 [kHz]でコンピュータに記録した。記録した筋電図データは、多用途生体情報解析プログラム BIMTAS II -A により、全波整流および時間積分を行い、iEMG とした。なお、表面電極により検出した筋放電量そのものの値は、筋群間および個人間で直接比較することができない。そこで本研究では、PFJ における筋電図の時間積分値を基準として標準化し、MG, LG および SOL の筋電図積分値を合計し、下腿三頭筋の筋電図積分値とした。

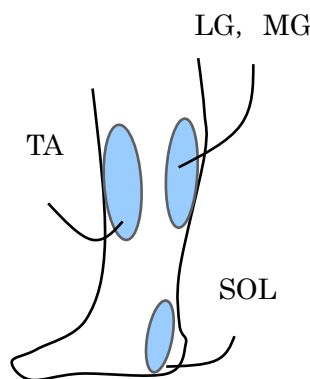


図 3.2 測定筋群の位置



図 3.3 Polymate AP1132

2) 足関節角度および角速度

試行中のビデオ画像を、被験者の左側方より高速度デジタル動画カメラ (EXILIM EX-FH20, CASIO 社製)を用いて每秒 210 フレームで撮影し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。これを動作解析ソフト (OTL-8DV, オクタル社製) より用い、足関節角度および角速度を算出した。この際、足関節動作は矢状面の二次元平面状で行われるものと仮定した。

3) 足関節における出力

(i) 足関節トルク (TQ)

各跳躍動作における関節トルクを，高速度ビデオ画像から得られた足関節角度と床反力計（フォースプレート Type9286，キスラー社製：図 3.4）により測定した反力の垂直成分から算出した。

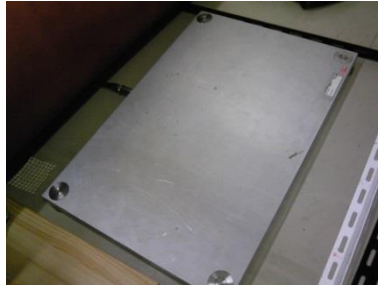


図 3.4 フォースプレート(上板)

床反力計は実験システムの着地面に固定し，上面に接地用ブロック（木製：140×240×115[mm]）を取り付け，さらにその上に厚さ 20[mm]の陸上競技用全天候舗装材を貼り付けた。前述の反力の垂直成分および足関節角度から，以下の式で足関節トルクを算出した（図 3.5）。

$$TQ = L \cdot F \quad (3.1)$$

$$TQ = L \cdot F_f \cdot \cos(\theta - 1.57 \text{rad}) \quad (3.2)$$

（ L は足関節中心から拇指球までの距離（ m ）， F_f は床反力の垂直成分（ N ）， θ は足関節角度（ rad ）を表す）

(ii) 足関節の機械的パワー（ P ）

足関節の機械的パワー（ P ）は，足関節における角速度とトルクの積により算出した。

$$P = TQ \cdot \omega \quad (3.3)$$

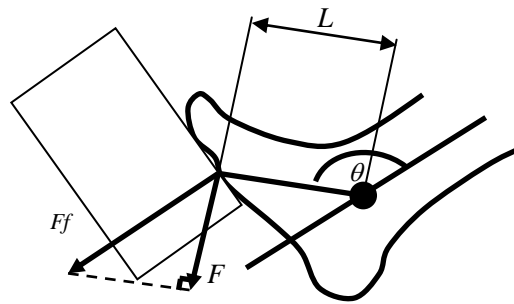


図 3.5 足関節トルク算出モデル

(iii) 底屈局面の足関節の機械的仕事量 (W)

底屈局面で足関節がなした仕事量は、機械的パワーを時間積分することで算出した。

$$W = \int_{Ts}^{Te} P dt \quad (3.4)$$

T_s : 底屈局面の開始時, T_e : 底屈局面の終了時

(iv) 底屈局面における筋収縮および弾性エネルギー利用による
機械的仕事量 (W_{MUS}, W_{SEC})

底屈局面における筋収縮および弾性エネルギー利用による仕事量は、伊藤ら²⁸⁾、杉崎ら³⁰⁾と同様の方法で算出した。この手法は筋収縮による仕事量を推定し、足関節がなした外的仕事量から筋収縮による仕事量を引くことで弾性エネルギーの仕事量を推定する方法である。物理学的な原理として、熱力学における第一法則に似ている。これは、エネルギーの増加量は物体が外から得た熱量と外部になした熱量の和で求められるというものである。

$$\Delta U = \Delta Q_{in} + \Delta W_{in} \quad (3.5)$$

ΔU : エネルギー増加量, ΔQ_{in} : 外から得た熱量, ΔW_{in} : 外から n 受けた熱量

ここで、エネルギー増加量を弾性エネルギーとするならば、筋収縮による仕事量は外から得た熱量の項に置き、内部から外部への仕事であるため符号を負と

置く。さらに、物体が外から得た熱量の項は外的仕事量として熱力学の式に置き換えることができる。

具体的な算出方法を以下に示す。

その際、仮定として以下の2点を挙げる。

- (a) 無反動跳躍 (PFJ) における筋の収縮効率が 25%⁴⁰⁾である。
- (b) 筋電図積分値はエネルギー消費量と比例関係にある⁴¹⁾。

(算出手順)

(1) 反動なしの跳躍におけるエネルギー消費量 (E_{PFJ}) を算出。

仮定(a)より、エネルギー消費量の 25%が筋の収縮による仕事とし、また反動なしの仕事は筋の収縮によるとすると、反動なしの跳躍(PFJ)におけるエネルギー消費量は以下のように求めることができる。

$$E_{PFJ} = W_{PFJ} \cdot 1/0.25 \quad (3.6)$$

(2) CMJ および DJ におけるエネルギー消費量 (E_{CMJ}, E_{DJ}) を算出。

仮定(b)より、 E_{CMJ} および E_{DJ} の E_{PFJ} に対する比と、足底屈の主動筋である下腿三頭筋の筋電図積分値の、CMJ および DJ と PFJ の比 ($IEMG_{CMJ} / IEMG_{PFJ}$ および $IEMG_{DJ} / IEMG_{PFJ}$) は等しい、すなわち、エネルギー消費量の比と積分筋電図の比が等しいこととなる。反動を伴う CMJ および DJ のエネルギー消費量は、反動なしの PFJ における積分筋電値に対する反動跳躍の積分筋電値の比と PFJ におけるエネルギー消費量との積で求めることができる。

$$\begin{aligned} E_{CMJ} / E_{PFJ} &= IEMG_{CMJ} / IEMG_{PFJ} \\ \rightarrow E_{CMJ} &= E_{PFJ} \cdot IEMG_{CMJ} / IEMG_{PFJ} \end{aligned} \quad (3.7)$$

$$\begin{aligned} E_{DJ} / E_{PFJ} &= IEMG_{DJ} / IEMG_{PFJ} \\ \rightarrow E_{DJ} &= E_{PFJ} \cdot IEMG_{DJ} / IEMG_{PFJ} \end{aligned} \quad (3.8)$$

(3) CMJ および DJ の筋収縮による仕事量 ($W_{MUS-CMJ}, W_{MUS-DJ}$) を算出.

仮定(a)より (2) で求めたエネルギー消費の内, 25%が筋の収縮に変換されるため, 筋収縮による仕事量は以下で求められる

$$W_{MUS-CMJ} = E_{CMJ} \cdot 0.25 \quad (3.9)$$

$$W_{MUS-DJ} = E_{DJ} \cdot 0.25 \quad (3.10)$$

(4) CMJ および DJ の底屈局面での弾性エネルギー利用による仕事量 ($W_{SEC-CMJ}, W_{SEC-DJ}$) を求める.

底屈局面で足関節がなした全仕事量から, 筋収縮による仕事量を差し引いた分が弾性エネルギー利用による仕事とすると, 弾性エネルギーによる仕事量は以下で求められる.

$$W_{SEC-CMJ} = W_{CMJ} - W_{MUS-CMJ} \quad (3.11)$$

$$W_{SEC-DJ} = W_{DJ} - W_{MUS-DJ} \quad (3.12)$$

3.2.5 スパイクシューズ

被験者は, 素足状態の他, 以下の3種類の陸上短距離用スパイクシューズを履いた状態で前述の各跳躍動作を行った. 本研究では, スパイクシューズを構成するパーツの一つであるプレートに着目し, 一般競技用シューズのほか, プレートの長さの違う2種類のシューズを用意した. また, 図 3.6 に示すように, 前足部の最先端部のスパイクピン上を固定し, 踵部分を上からフォースゲージ (イマダ社製, DPX-50T) で固定部分と同じ高さ(接地面)となるまで押し, その時にフォースゲージにより測定された圧縮力と曲げ変形変位から簡易的にスパイクシューズ足底部の曲げ剛性を算出した. スパイクシューズの素材と合わせ, 曲げ剛性もスパイクシューズの特性として以下に示す.

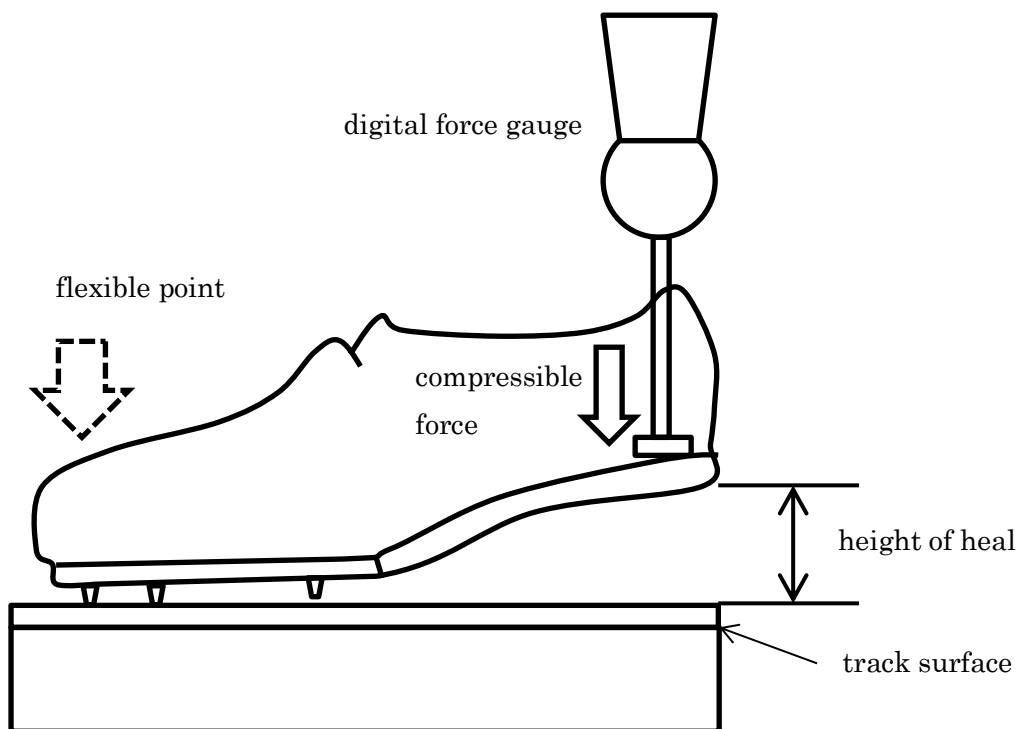


図 3.6 スパイクシューズ曲げ剛性測定の概要

(1) ロースペック短プレート型(約 215[g])

専門性に特化したスパイクシューズに比べ、弾性を生むためのプレートが短く、全てのスパイクピンが脱着式になっている。主に練習で使用することを想定しており、ソール部分には衝撃を吸収する素材が組み込まれている。プレート素材は合成樹脂、プレート以外の足底部はゴム製、アッパーは人工皮革。プレートサイズは約 13cm、足底部曲げ剛性は 5.26 kN/m であった。



図 3.7 ロースペック短プレート型

(2) ハイスペック短プレート型(約 180[g])

専門性に特化したスパイクシューズで、高性能タイプである。従来の高性能スパイクシューズに比べ、弾性を生むプレートが短く、素足に近い感覚を重視した構造となっている。一部のスパイクピンが固定式となっている。プレート素材は合成樹脂、プレート以外の足底部およびアッパー素材は人工皮革。プレートサイズは約 17cm で足底部曲げ剛性は 6.03 kN/m であった。



図 3.8 ハイスペック短プレート型

(3) ハイスペック長プレート型(約 140[g])

専門性に特化した高性能スパイクシューズで、プレートが踵部にまで施されているプレート弾性重視型の構造となっている。スパイクピンは全て固定式となっている。プレートは素材は合成樹脂製で、アッパー素材は人工皮革。足底部の曲げ剛性は 4.52 kN/m であった。



図 3.9 ハイスペック長プレート型

なお、被験者には事前にシューズサイズの確認を行い、26[cm]と 27[cm]のものを用意した。以降、素足状態を NS、ロースペック短プレート型を履いた状態を S1、ハイスペック短プレート型を履いた状態を S2、ハイスペック長プレート型を履いた状態を S3 とする。

3.3 実験結果

3.3.1 各跳躍条件による典型例

図 3.10 に本実験の各跳躍法間および各跳躍条件による足関節トルク，機械的パワー，関節角度，関節角速度，前脛骨筋，および下腿三頭筋（腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭，ヒラメ筋）の全波整流筋電図の典型例を示す。

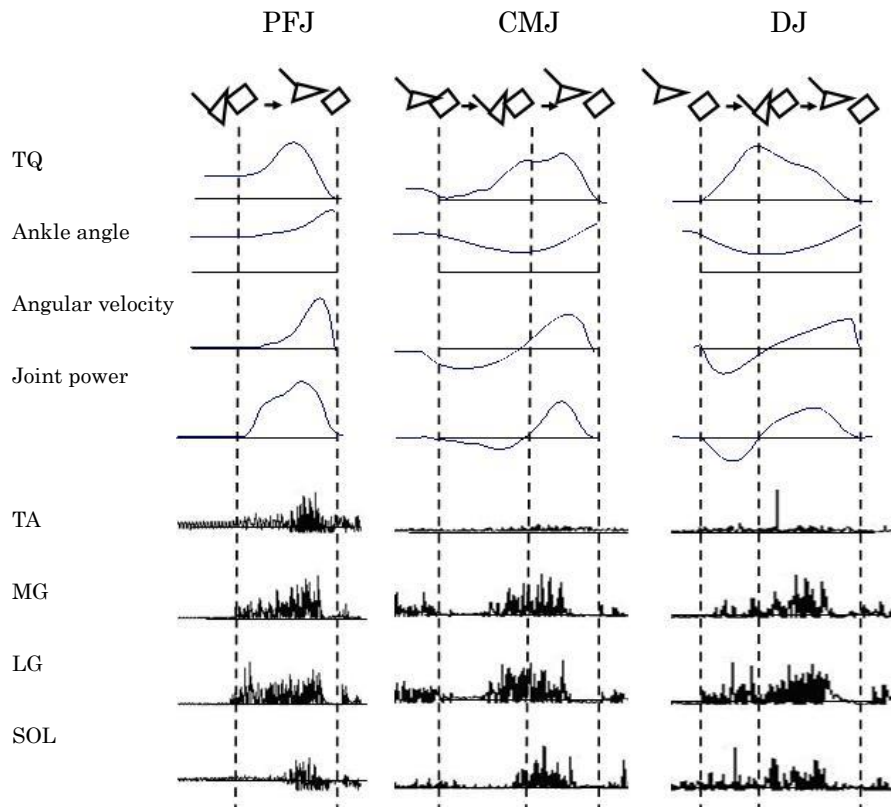


図 3.10 トルク，角度，角速度，関節パワーおよび EMG の例

3.3.2 弾性エネルギーの利用による機械的パワー増加の関係

全仕事量に対する弾性エネルギー利用による仕事量の割合を弾性エネルギーの貢献度とし，無反動跳躍(PFJ)に対して反動跳躍(CMJ および DJ)により増加される機械的パワーの最大値を機械的パワーの増加率とて，両変数の関係を図 3.11～図 3.14 に示す。ここでは，両軸共に無次元単位の割合を百分率で表示しているが，力学的な意味合いを分かりやすくするために便宜上，弾性エネルギーの

貢献度を[%: J], 機械的パワーの増加率を[%: W]で表示する. エネルギーの貢献度と機械的パワーの最大値の関係においては, NS における CMJ および S3 における CMJ, DJ で有意水準 5% で有意な正相関となった. 他の状態および跳躍法においては, NS の DJ で正相関の傾向が見られたが, 有意な相関とはならなかった.

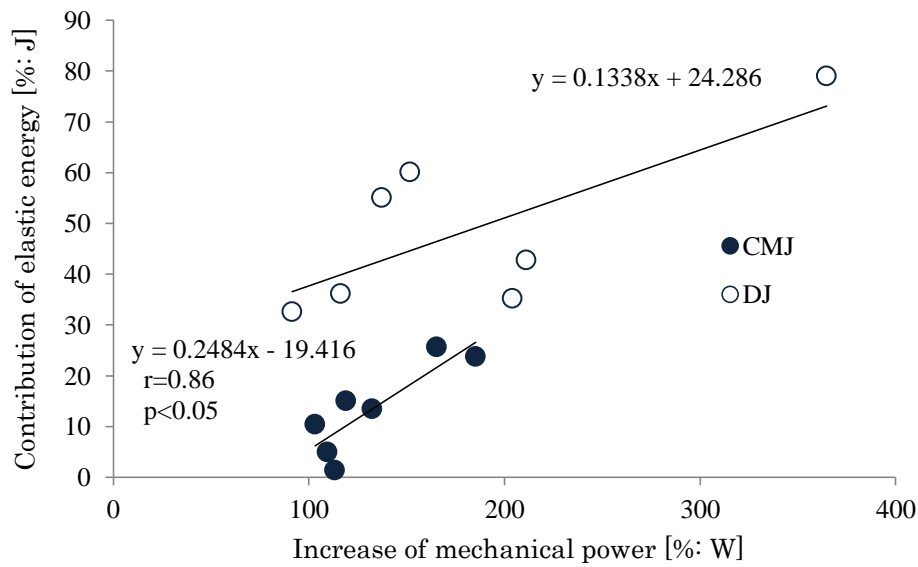


図 3.11 NS における弾性エネルギーの貢献度と機械的パワーの増加率の関係

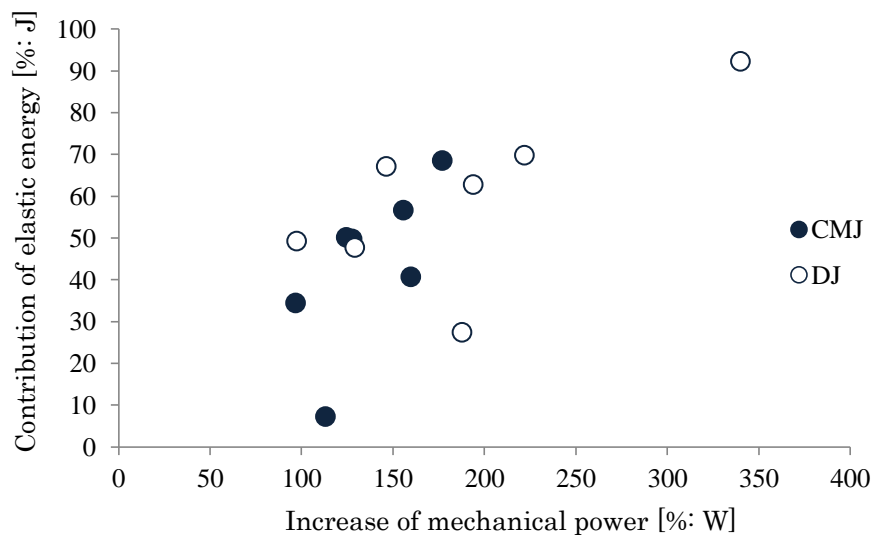


図 3.12 S1 における弾性エネルギーの貢献度と機械的パワーの増加率の関係

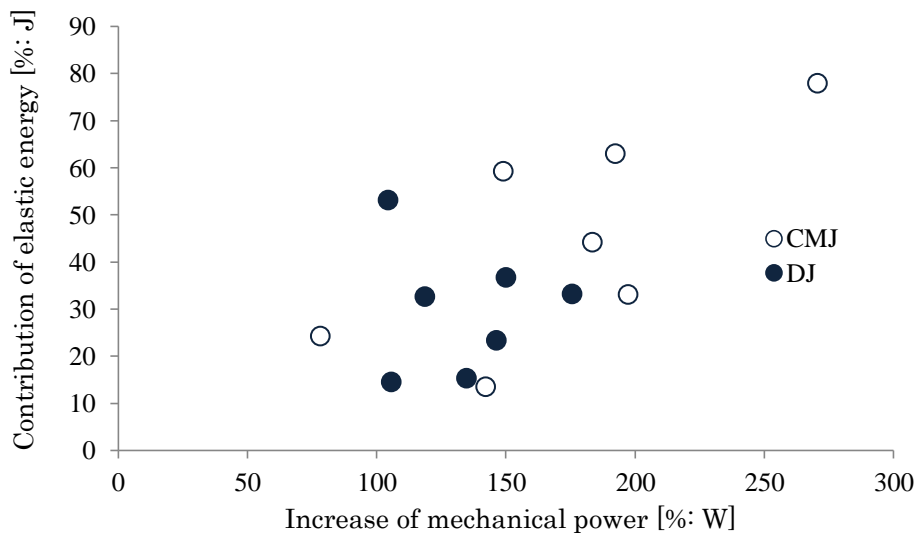


図 3.13 S2 における弾性エネルギーの貢献度と機械的パワーの増加率の関係

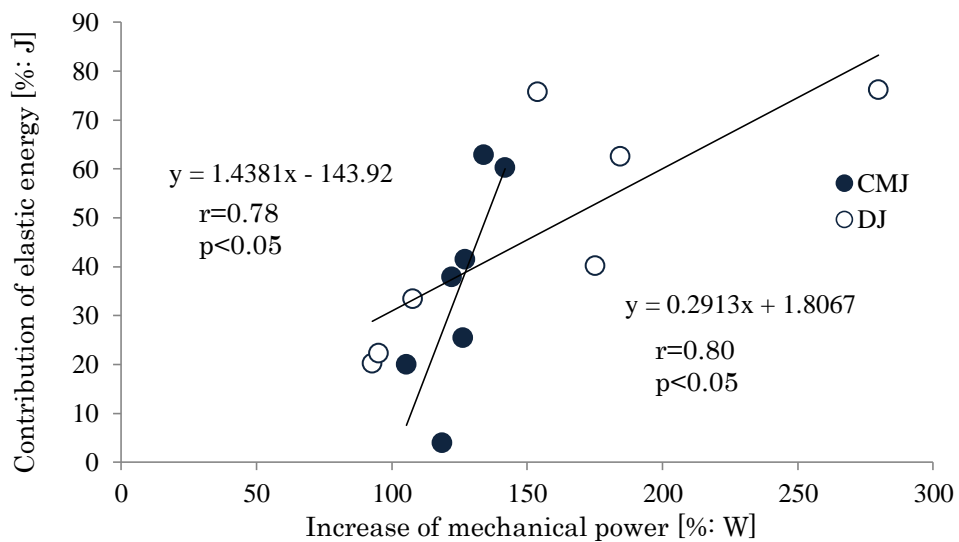


図 3.14 S3 における弾性エネルギーの貢献度と機械的パワーの増加率の関係

3.3.3 各状態間における各変数の比較

表 3.1 に、各状態および各跳躍法における機械的パワーの最大値を示す。底屈局面における機械的パワーの最大値は、いずれの状態においても CMJ が PFJ より有意に高値であった。一方、DJ における機械的パワーの最大値は、いずれの

状態においても CMJ よりも高い値を示す傾向にあったが、有意なものではなかった。各シューズ装着状態における機械的パワーの最大値は、CMJ で、NS に比べ S2, S3 において有意に高値であり、DJ では NS に対し有意な差は認められなかった。

表 3.1 各状態，各跳躍法における機械的パワーの最大値 [W/kg]

	PFJ	CMJ	DJ
NS	7.62±2.44	9.99±2.91 *	12.85±3.82
S1	8.61±1.98	11.88±3.25 *	15.81±4.83 *
S2	9.11±2.91	12.18±3.63 *†	15.04±4.07
S3	9.91±2.06	12.52±2.35 **†	15.48±6.29

* : Denotes significant difference with respect to PFJ.

** : $p < 0.001$

† : Denotes significant difference with respect to NS in CMJ

表 3.2 に、各状態および各跳躍法における弾性エネルギー利用による仕事量を示す。弾性エネルギーによる仕事量は、CMJ で NS に比べ S1, S2 および S3 において有意に高値であり、DJ では NS に対し有意な差は認められなかった。また、CMJ に対する DJ での弾性エネルギー利用による仕事量の増加率は、NS に対し S1, S2 および S3 で有意に低値となった(図 3.14)。

表 3.2 各状態，各跳躍法における弾性エネルギー利用による仕事量 [J/kg]

	CMJ	DJ
NS	0.16±0.11	0.72±0.39
S1	0.64±0.31 *	1.03±0.44
S2	0.43±0.19 *	0.82±0.49
S3	0.53±0.33 *	0.85±0.50

* : Denotes significant difference with respect to NS

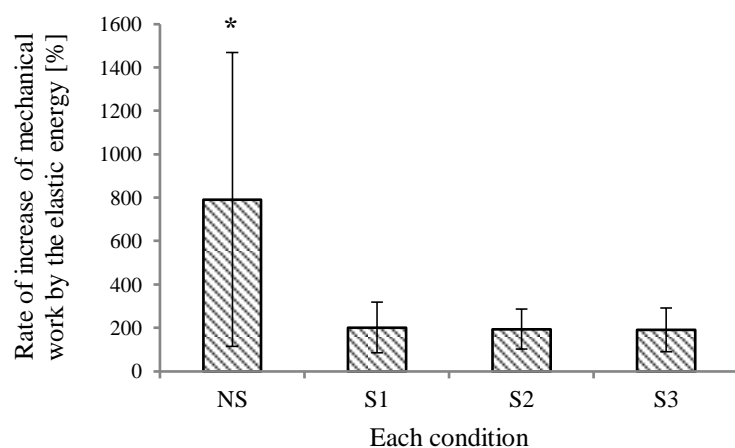
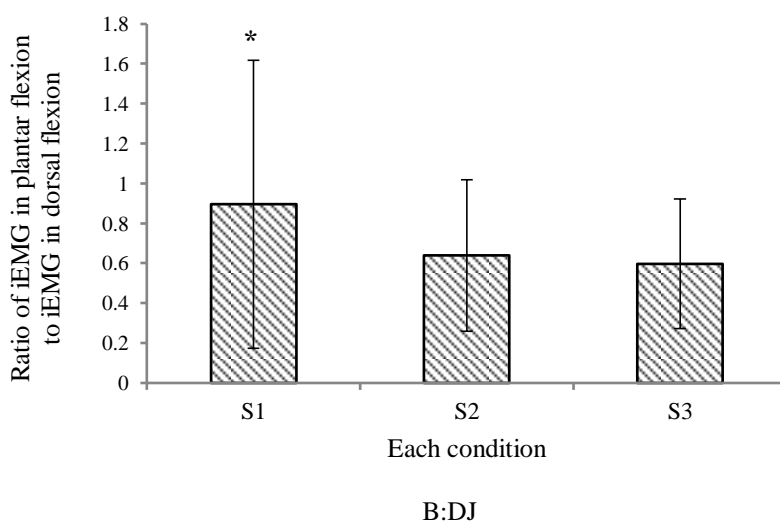
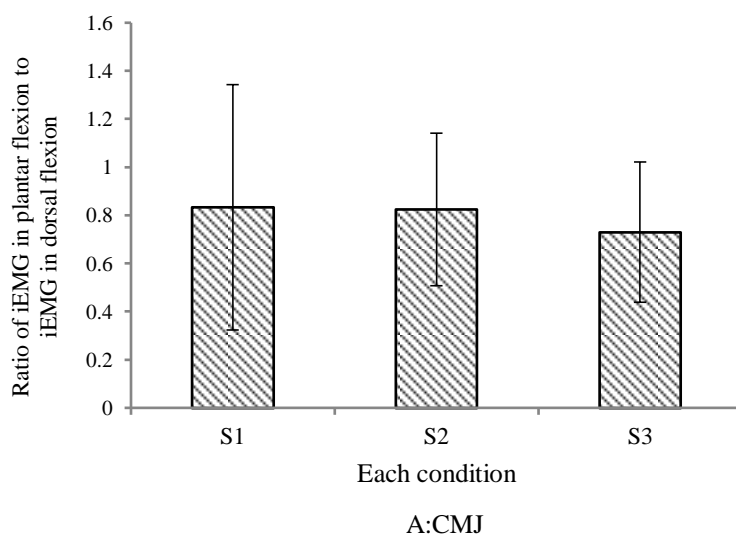


図 3.15 弾性エネルギー利用による仕事量の増加率

図 3.15 に下腿三頭筋の底屈局面における iEMG に対する背屈局面における iEMG の割合を示す。スパイクシューズ装着状態間で比較を行った結果、CMJ および DJ で全ての状態間に有意な差は認められなかったが、DJ で S1 の分散値が S2 および S3 よりも有意に大きい値であった。



* : Denotes significant difference of variance with respect to S1 and S2

図 3.16 底背屈の筋放電量の割合

3.4 弾性エネルギー推定による考察

本実験では、これまで報告されている筋腱複合体の弾性エネルギーによる機械的パワーおよび機械的仕事量の増加について陸上短距離用スパイクシューズを装着した状態で検討し、評価を行った。

素足状態(NS)での機械的パワーの増加率と弾性エネルギーの貢献度の間には CMJ で有意水準 5%で有意な正相関であり、DJ では正相関の傾向がある程度であったが、この結果はシューズを装着せずに同様の実験を行った杉崎ら³⁰⁾と同様、2変数間に正相関の傾向がみられた。さらに、S1 および S2 においては有意な正相関ではなかったが、S3 においては CMJ および DJ で有意水準 5%で有意な正相関であった。このことは、長いプレートを有し、プレートの弾性を重視したスパイクシューズにおいては機械的パワーの増加率と弾性エネルギーの利用の程度に強い依存関係があるという先行研究の結果と一致する⁴²⁾。

各シューズ装着状態における機械的パワーは、CMJ で素足状態に対して S2, S3 の間に有意水準 5%で有意差が認められ、S1 との間にも差のある傾向が認められた。しかし、DJ では素足と S1,S2 および S3 の間では有意な差は認められなかった。この点については、表 2 に示すように各シューズ装着状態における弾性エネルギー利用による仕事量は、CMJ で素足状態と S1,S2 および S3 の間に有意水準 5%で有意な差が認められたが、DJ では素足状態と S1,S2 および S3 の間に有意な差は認められなかったという結果から、CMJ においては弾性エネルギー利用により機械的仕事量が增強されたためと考えられる。しかし、DJ では機械的パワーおよび弾性エネルギーの仕事量において素足状態と S1,S2 および S3 の間に有意な差は認められなかった。これは、図 3.14 に示すように CMJ に対する DJ の弾性エネルギー利用による仕事量の増加率が、素足に対し S1,S2 および S3 で有意に低い値を示したことによると考えられる。それにより、スパイクシューズを装着することによって、CMJ ではある程度の弾性エネルギー利用による仕事量および機械的パワーの増加が認められるものの、跳躍法を高負荷の DJ にすることによる増加率は素足状態にくらべて低いことになるためであると考えられる。杉崎ら³⁰⁾は背屈初期の伸長局面において筋繊維が受動的に引き伸ば

される CMJ に比べ、DJ はその負荷も大きく、背屈局面初期から筋が活動しており(図 3.9)、腱組織の伸長量を CMJ に比べ大きくすることが可能となるため弾性エネルギーの蓄積と利用が大きくなると推測している。そのため、スパイクシューズを装着することで、素足に比べてある程度小さい負荷および背屈局面初期からの筋活動のない反動動作においても高い機械的パワーと弾性エネルギー利用による仕事量を発揮することが可能であると考えられる。

さらに、本実験では 3 種類のスパイクシューズを比較するため、底屈局面での筋の総放電量に対する背屈局面での筋の総放電量の割合を、一種の効率を表す指標として比較検討を行った。背屈局面は反動動作における負の仕事の局面であり、この値は小さい方が効率が良いと考えられる。図 3.15 は CMJ および DJ における背屈/底屈の筋放電量の割合を比較したものであり、DJ で S1 と S2 および S1 と S3 の間で等分散性の検定の結果、2 群間の母分散は等分散ではないことから S1 に比べて S2、S3 の分散は小さくなり、筋放電からみた効率は S1 に比べ、高スペックである S2 および S3 の方が良いといえる。このことから、CMJ および DJ において機械的パワーおよび弾性エネルギー利用による仕事量で 3 種類のスパイクシューズ装着状態で有意な差は見られないが、筋放電から見た効率という点では高スペックである S2 および S3 の方が良いと考えられる。

また、シューズ自体が持つ足底部スティフネスとの関係性については、まず本研究の測定方法では長いプレートを有するスパイクシューズが最も小さい曲げ剛性を示した。これは、足底部の素材がプレートの短い他の 2 種類のシューズが合成樹脂の他に人工皮革やゴムであるのに対し、長いプレートを有したシューズは合成樹脂のみであるという素材物質そのものの剛性に依存する数値である。しかしながらシューズを装着することによる弾性エネルギーの増強効果は長いプレートを有したシューズで有利な値を示しており、マン・マシンシス

テム全体として弾性エネルギーの蓄積・利用を増幅させる効果は最適なステイフネスを持ったシューズである必要性があると考えられる。

3.5 弾性エネルギー推定による結果および評価のまとめ

本実験では、下腿筋腱複合体の弾性エネルギーの定量化をするとともに、弾性エネルギーの利用という着眼点を中心とした側面からスパイクシューズの評価をすることを目的とした。その結果および評価を以下にまとめる。

- (1) 機械的パワーの増加率および弾性エネルギーの貢献度の間には有意水準 5% で素足状態の CMJ および S3 の CMJ, DJ で正の相関が認められた。
- (2) 各シューズ使用状態における機械的パワーは、CMJ で素足状態に対し S2, S3 で有意に高値であった。また、弾性エネルギー利用による仕事量も、CMJ で、素足状態に対し S1, S2 および S3 で有意に高値であった。これらのことからスパイクシューズの使用により、低負荷あるいは背屈局面初期からの筋活動のない反動動作においても大きな機械的パワーと弾性エネルギー利用による仕事量を発揮することが可能になると考えられる。
- (3) 底屈局面の筋放電量に対する背屈局面の筋放電量の割合は、3種類のスパイクシューズを比べた場合、DJ で S1 に比べて S2 および S3 の分散が小さいことから効率の安定性という面では S2 および S3 の方が良いといえる。
- (4) 以上のことから、機械的パワーおよび弾性エネルギー利用による仕事量発揮の面では素足よりスパイクシューズ装着状態のほうが良く、筋放電量から見た安定性の面では低スペックである S1 に比べ、高スペックである S2, S3 の方が良く、さらに S3 は弾性エネルギー利用の程度と機械的パワーの増加率の間に S1, S2 と比べて高い依存関係があるといえるため、本研究でスパ

イクシューズを評価結果, ハイスペック長プレート型が最も実競技で高いパフォーマンスを発揮し得るであろうと考えられる.

第4章 連続跳躍と粘弾性モデルによるスティフネスの測定

4.1 はじめに

第3章では、傾斜面を使った足関節跳躍を行うことにより、稼動する筋を限定した上で動作を行い弾性エネルギーの算出を行った。しかし、この実験は、実競技との条件がかけ離れている。そこで、本章では垂直方向への足関節による連続跳躍(ホッピング動作)を行った。その際、弾性エネルギーの算出ではなく、スプリントパフォーマンスとの関連性が高いとされるスティフネスの推定を行う。

100m走のパフォーマンス、すなわち100m走の記録は統計的には中間疾走時の最大疾走速度と高い相関関係がある⁴³⁾と報告されている。最大疾走速度を獲得するためには脚部の素早いスイング動作によるものの他に、接地中に地面からの抗力を効果的に受け止め、身体を前方に移動させなければならない。そのためには、足関節が適度なスティフネスを持つ必要がある。このスティフネスを決定しているのは、足関節周りの靭帯を含む解剖学的特性と、下腿三頭筋の筋活動レベルである⁴⁴⁾。陸上で高いスプリント能力を持つ黒人選手は下腿三頭筋の筋スティフネスが高いといわれており⁴⁵⁾、日本人選手においても推定されたばね定数と最大疾走速度には相関関係があると報告されている²⁴⁾。

本章では、スパイクシューズ装着による身体のスティフネスの変化からスパイクシューズ装着によるパフォーマンスへの影響を評価するため、身体を振動モデルとし、それを利用することでパラメータの評価指標としての可能性の検討を行う。

4.2 連続跳躍による床反力の測定

4.2.1 被験者

被験者は、陸上競技経験を有する男性 5 名とし、身体特性は身長 169.16 ± 7.47 cm、体重 65.58 ± 6.85 kg、競技歴 9.00 ± 1.00 年である。実験に先立ち、被験者に本研究の内容および危険性を説明した上で、実験参加への同意を得た。

4.4.2 実験システム

図 4.1 に、本研究で使用した実験システムの概要を示す。被験者は、厚さ 20 mm の陸上競技用全天候舗装材を敷いた床反力計の上で跳躍動作を行い、そのときの床反力は 2 kHz でコンピュータに取り込んだ。その際、被験者はメトロノームから流れる音を聞き、そのリズムに合わせて跳躍動作を行う。さらに、被験者の左側方より足部のサーフェイスへの入射の様子をハイスピードカメラにより 210 fps で撮影しており、左足の腓骨外果に装着したマーカー速度を取り込むことでサーフェイスへの入射速度および離床直後の反射速度とした。

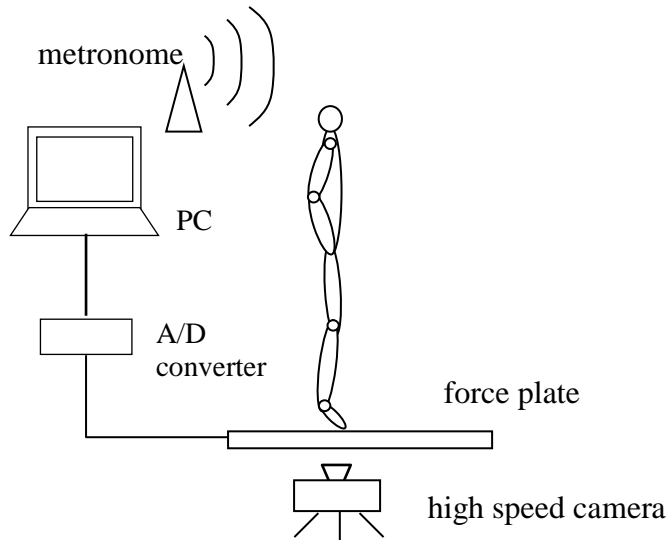


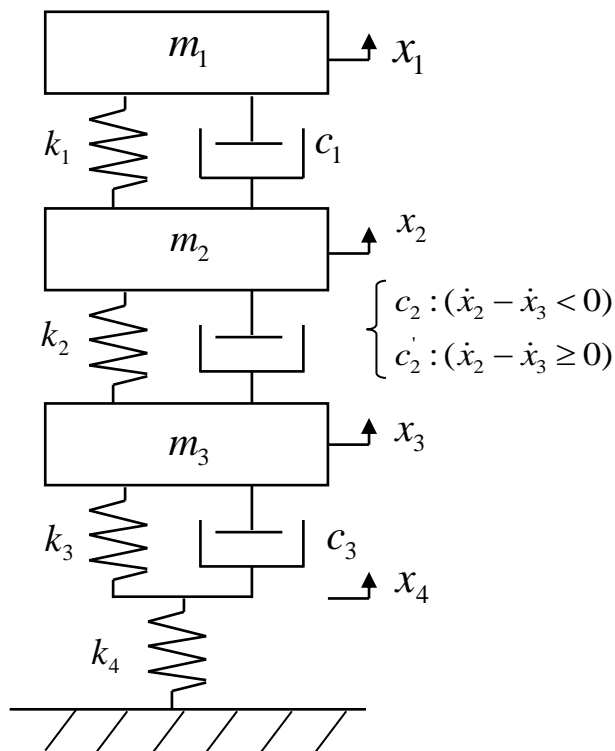
図 4.1 実験システムの全景

4.2.3 運動課題

験者は、腰に手を当てた状態で膝を伸ばし、足関節のみを用いて連続跳躍を行う。その際、メトロノームから流れる音に合わせて1分間に120回から200回まで20回ずつ跳躍頻度を上げ、5段階の跳躍頻度で連続跳躍を行う。なお、全ての被験者には事前に十分な跳躍動作の練習とウォーミングアップを実施している。

4.3 着地衝撃モデル

身体全体を質点系としてとらえれば、跳躍動作は質点が鉛直方向に振動しているモデルがあてはまる。したがって本研究で扱うモデルは、着地衝撃を鉛直方向1次元のモデルとして扱う。本研究では図4.2のように身体を足部(m_3)、下腿部(m_2)、その他の質量(m_1)からなる3質量系のモデルとした。



k_1, c_1, k_3, c_3 : linear element
 k_2, k_4 : nonlinear element
 c_2, c_2' : nonlinear unsymmetrical element

図 4.2 3質量系粘弾性モデル

m_1 下部および m_3 直下の粘弾性要素は線形要素とし、最下部の弾性要素 k_4 は足底部のサーフェイスとの接触面およびサーフェイスの stiffness に相当し、足底部の皮膚の圧縮変形はヒステリシスを持ち変位-力曲線が直線でないとする報告や、サーフェイスのようなゴム粘弾性体の特性が非線形であるということから非線形要素とした。

m_2 下部にある粘弾性要素 k_2 , c_2 および c'_2 は、本研究のモデルでは下腿三頭筋に関係する要素としており、能動部位である。湯川ら³⁹⁾はランニングモデルにおいて、能動的負荷を再現する際に非線形・非対称性要素を用いることで着地時の衝撃波形の再現性を高めている。そのため本研究のモデルにおいても k_2 , c_2 および c'_2 は非線形要素とした。

跳躍時の着地期前半は着地衝撃を身体で受け止める動作であり、着地期後半は身体を跳ね上げる動作であることから、粘性要素を非対称とし、モデルでの復元過程においてパラメータを負とすることで能動的要素としての特性を示し、同定精度の向上が見込まれる。さらに、 m_3 下部の粘弾性要素の構成は足底部の皮膚およびサーフェイスの圧縮変形と土踏まずおよびシューズのソール部分の弾性特性に分けてモデル化した。これは、本研究で実施する連続跳躍は前足部から接地し背屈局面、底屈局面と推移するため前足部の皮膚およびサーフェイスの圧縮変形と背・底屈局面における土踏まずおよびシューズのソール部分を中心としたスティフネスとして分けてモデル化した方が妥当であると考えたためである。運動方程式を以下に示す。

$$m_1 \frac{d^2 x_1}{dt^2} = -k_1(x_1 - x_2) - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - m_1 g \quad \dots\dots\dots(4.1)$$

$$m_2 \frac{d^2 x_2}{dt^2} = -k_2 \text{sign}(x_2 - x_3) |x_2 - x_3|^p + D - m_2 g \\ + k_1(x_1 - x_2) + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) \quad \dots\dots\dots(4.2)$$

$$m_3 \frac{d^2 x_3}{dt^2} = -k_3(x_3 - x_4) - c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) \\ + k_2 \text{sign}(x_2 - x_3) |x_2 - x_3|^p - D - m_3 g \quad \dots\dots\dots(4.3)$$

$$D = \begin{cases} -c_2 \text{sign}(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) |\dot{x}_2 - \dot{x}_3|^{q_c} & (\dot{x}_2 - \dot{x}_3 < 0) \\ -c'_2 \text{sign}(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) |\dot{x}_2 - \dot{x}_3|^{q_r} & (\dot{x}_2 - \dot{x}_3 \geq 0) \end{cases} \quad \dots\dots\dots(4.4)$$

$$-k_3(x_3 - x_4) - c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) = -k_4 \text{sign}(x_4) |x_4|^r \quad \dots\dots\dots(4.5)$$

- m_1, m_2, m_3 :質量($m_1 + m_2 + m_3 =$ 身体質量)
- x_1, x_2, x_3, x_4 :変位
- k_1, k_3 :線形弾性要素のパラメータ
- k_2, p, k_4, r :非線形弾性要素のパラメータ
- c_1, c_3 :線形粘性要素のパラメータ
- c_2, q_c :圧縮過程における非線形非対称粘性要素のパラメータ
- c'_2, q_r :復元過程における非線形非対称性要素のパラメータ
- $\text{sign}()$:符号関数

各質量は阿江ら⁴⁶⁾の身体質量比から求め、スパイクシューズ装着時は m_3 にシューズ両足分の質量(SP:0.36 kg, LP:0.28 kg)を加えた。

さらに、このモデルによる床反力は以下のように表される。

$$F = -k_4 x_4^r \quad (4.6)$$

4.4 微分方程式の解法とパラメータ同定

4.4.1 Runge-Kutta 法による微分方程式の解法

微分方程式の数値解を近似する際に用いた Runge-Kutta 法について説明する。Runge-Kutta 法とは、数値解析において常微分方程式の数値解の近似解を求めるアルゴリズムであり、特殊な解を求めるために考案された最も洗練された方法であるといわれている。Runge-Kutta 法のアルゴリズムを以下に説明する。

この方法は逐次近似を含むため、1階の微分方程式 $x' = f(t, x)$ の解のグラフに沿った点列 $(t_k, x(t_k))$ を近似するような点列 (t_k, x_k) を求める。いずれの場合も初期値を $x(0) = x_0$ とする。つまり与えられた $t_0 = 0$ と初期値 x_0 に対して t_k と x_k を求める。また、時間の刻み幅を Δt とし、 Δt ごとに単調に増えていくように t_k を以下の式で帰納的に決定する。

$$t_{k+1} = t_k + \Delta t \quad (4.7)$$

微分方程式の数値解の近似アルゴリズムは、まず x_k の値を決定する必要がある。 tx 平面上で (t_k, x_k) を通るある直線上にあり、 t_{k+1} の真上にあるような点の x 座標を x_{k+1} とする。ゆえに、この直線の傾きを求めることが重要で、それによって x_{k+1} が決まる。Runge-Kutta 法においては、まず4つの傾き m_k, n_k, p_k, q_k を決める。 (t_k, x_k) への階段は、次のようなこの4つの傾きの加重平均と等しい傾きの

直線に沿って行われる.

$$x_{k+1} = x_k + \left(\frac{m_k + 2n_k + 2p_k + q_k}{6} \right) \Delta t \quad (4.8)$$

これらの傾きは以下のように決定する.

(a) m_k は (t_k, x_k) における傾き

$$m_k = f(t_k, x_k) \quad (4.9)$$

(b) n_k は, (t_k, x_k) における傾きに沿って中間点 $(t_k + (\Delta t)/2, y_k)$ まで行ったところの点の傾きであり, 次をみたすものとする.

$$n_k = f\left(t_k + \frac{\Delta t}{2}, y_k\right) \quad \text{ただし} \quad y_k = x_k + m_k \frac{\Delta t}{2} \quad (4.10)$$

(c) p_k は, (t_k, x_k) での傾きを, m_k でなく n_k とした別の直線に沿って途中まで行った点の傾きである. すなわち次のように定める.

$$p_k = f\left(t_k + \frac{\Delta t}{2}, z_k\right) \quad \text{ただし} \quad z_k = x_k + n_k \frac{\Delta t}{2} \quad (4.11)$$

(d) 最後に q_k は, 点 (t_k, x_k) において傾き p_k の直線を使って得られた点 (t_{k+1}, w_k) における傾きである. つまり次のように定める.

$$q_k = f(t_{k+1}, w_k) \quad \text{ただし} \quad w_k = x_k + p_k \Delta t \quad (4.12)$$

以上が Runge-Kutta 法のアルゴリズムである. 本研究ではこのアルゴリズムを用いて各質点の変位, 速度を求め, 床反力の算出を行う.

4.4.2 Nelder-Mead Simplex 法によるパラメータの同定

微分方程式を解き、跳躍試技における着地衝撃を再現するためには式(4.1)～式(4.5)における粘弾性要素、計5個のパラメータを同定する必要がある。本研究では、非線形計画法の Nelder-Mead Simplex 法を用いてパラメータの探索を行った。探索のアルゴリズムを説明する。

Nelder-Mead Simplex 法は求めるパラメータが n 個、すなわち n 変数の場合、 n 次元空間において0でない体積を囲む少なくとも $(n+1)$ 点の頂点をから構成されるシンプレックス(単体)を利用して最適解を求める方法である。この手法では、初期シンプレックスを与えた後にそのシンプレックスを移動、縮小、または拡大しながら最適解へ収束させていく。

(1) n 変数の場合であれば、 $(n+1)$ 個の初期点を選択する。一般には1つの初期点 \bar{x}_0 を選択した後、その点の座標に各軸方向の単位ベクトル \bar{e}_i に初期値決定係数 k を乗じたものを加えた点を残りの初期点とする。

$$\bar{x}_i = \bar{x}_0 + k \cdot \bar{e}_i \quad i = 1, \dots, n \quad (4.13)$$

(2) $(n+1)$ 個の点から以下に示す点を選択する。

$$H : \text{関数値が最大になる点} \quad f_H = f(\bar{x}_H)$$

$$G : \text{2番目に関数値が最大になる点} \quad f_G = f(\bar{x}_G)$$

$$L : \text{関数値が最小になる点} \quad f_L = f(\bar{x}_L)$$

(3) 点 H を除いた残りの点の重心 \bar{x}_C を計算し, この重心に関する点 H の鏡映,

$$\bar{x}_R = 2\bar{x}_C - \bar{x}_H \quad (4.14)$$

を求め, 関数値 $f_R = f(\bar{x}_R)$ を計算する.

i. もしこの点がより良い点でない, つまり,

$$f_R \geq f_H$$

であれば, ステップが大きすぎることになるため縮小を行う.

$$\bar{x}_N = (1 - \lambda_1)\bar{x}_H + \lambda_1\bar{x}_R, \quad f_N = f(\bar{x}_N) \quad \text{ただし, } 0 < \lambda_1 < 1, \lambda_1 \neq 0.5 \quad (4.15)$$

ii. もしこの点がより良い点であり, かつ,

$$f_R < (f_L + (\lambda_2 - 1)f_H) / \lambda_2 \quad \text{ただし, } 1 < \lambda_2$$

であれば, この方向にもっといい点がある可能性があるため, 拡張

$$\bar{x}_E = \lambda_2\bar{x}_R - (\lambda_2 - 1)\bar{x}_H, \quad f_E = f(\bar{x}_E) \quad (4.16)$$

を行い,

$$f_E \leq f_R$$

であれば, $\bar{x}_N = \bar{x}_E$ とする.

iii. 以上述べた以外の場合は, すべて $\bar{x}_N = \bar{x}_R$ とする.

(4) もし,

$$f_N \geq f_G$$

である場合は次の探索において, シンプレックス全体を縮小する.

$$\bar{x}_i = 0.5 \cdot (\bar{x}_i + \bar{x}_L) \quad i = 1, \dots, n+1 \quad (4.17)$$

(5) この時点で最小化する目的関数の値が許容範囲内であれば停止し, そうでなければ(2)へ戻る.

以上が Nelder-Mead Simplex 法のアルゴリズムである。

目的関数は湯川ら³⁹⁾と同様のものを使用した。これは、モデルから算出した着地衝撃のシミュレーション波形と実験により測定した着地衝撃の床反力波形の相対標準誤差率(RSE)および各質点の合成速度と測定した反射速度の差を最小化するようにパラメータ探索を行うものである。

$$ObjectiveFunction = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (f_i - \hat{f}_i)^2}{n-1}} + \frac{\sum_{i=1}^n f_i}{n} + \left| \frac{V_{out} - \frac{m_1 \cdot v_{1out} + m_2 \cdot v_{2out} + m_3 \cdot v_{3out}}{m_1 + m_2 + m_3}}{V_{out}} \right| \quad \dots\dots(4.18)$$

f_i :着地衝撃の実験値

\hat{f}_i :着地衝撃のシミュレーション値

v_{1out} :シミュレーションでの m_1 の反射速度

v_{2out} :シミュレーションでの m_2 の反射速度

v_{3out} :シミュレーションでの m_3 の反射速度

V_{out} :測定された身体重心の反射速度

n :垂直床反力のデータ数

4.5 シミュレーション結果と同定精度

各跳躍頻度およびシューズ装着条件における落下速度，着地衝撃の垂直床反力，着地時の足関節底背屈角度，接地時間，体重レベルでの踏み切り時間，標準誤差および RSE を表 4.1 から表 4.3 に平均値±標準偏差で示す。体重レベルでの踏み切り時間は，垂直床反力が体重を超えた範囲の時間であり，Half contact time(以下 HCT)とする。また，各跳躍条件およびシューズ装着条件の着地衝撃の実験値とシミュレーション結果の一例として図 4.3 に跳躍頻度 200 rpm，素足状態での垂直床反力波形およびシミュレーション波形を示す。

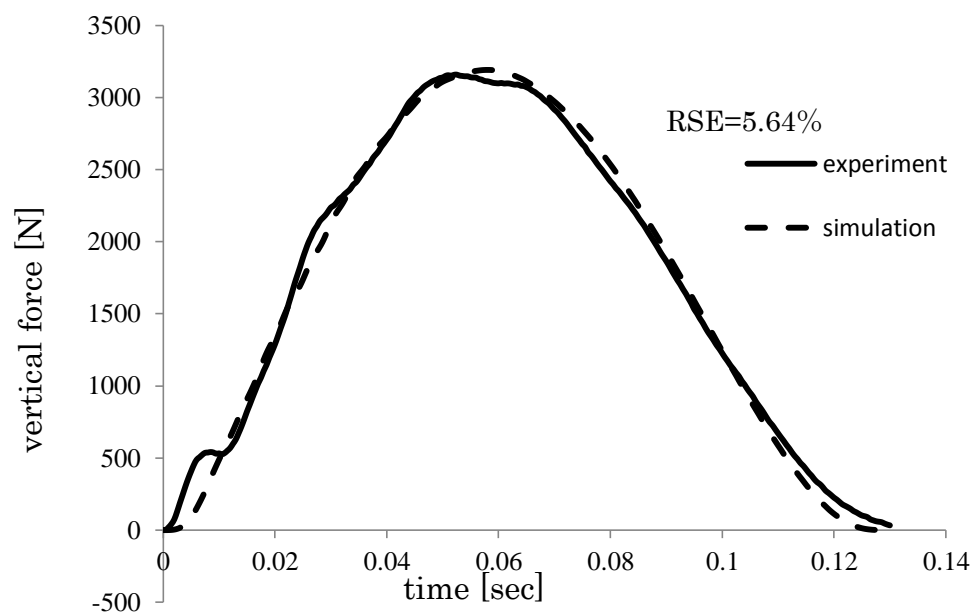


図 4.3 素足状態, 200 rpm における着地衝撃波形とシミュレーション波形

素足状態での RSE は平均で 10.31 %, 短プレート型スパイクシューズ装着時は平均で 10.14 %, 長プレート型スパイクシューズ装着時は平均で 10.40 %であった。全体の平均でも RSE が 10 %程度の精度であることから正確に再現できていると考えられる。

表 4.1 素足状態における跳躍動作の測定データ

jumping frequency [rpm]	drop velocity [m/s]	release velocity [m/s]	maximal vertical force [N] 10 ³	dorsal flexion angle [°]	plantar flexion angle [°]
120	1.67±0.22	1.52±0.15	9.19±0.96	39.1±9.0	47.3±5.5
140	1.42±0.19	1.35±0.24	8.62±0.70	36.1±5.0	44.8±6.0
160	1.25±0.24	1.21±0.19	6.32±0.62	25.5±4.8	35.9±5.4
180	1.07±0.20	0.93±0.22	5.94±0.53	21.5±2.4	30.2±4.6
200	0.95±0.18	0.79±0.18	4.33±0.38	13.4±2.6	23.2±5.1

jumping frequency [rpm]	contact time [sec]	half contact time [sec]	standard error [N] 10 ²	RSE [%]
120	0.17±0.038	0.14±0.022	1.94±0.52	10.5 ±3.8
140	0.16±0.027	0.12±0.013	1.66±0.73	9.5 ±3.8
160	0.16±0.029	0.11±0.012	1.41±0.54	8.5 ±2.0
180	0.16±0.032	0.11±0.013	1.85±0.80	12.5 ±4.9
200	0.15±0.022	0.10±0.008	1.46±0.61	10.5 ±4.0

表 4.2 SP における跳躍動作の測定データ

jumping frequency [rpm]	drop velocity [m/s]	release velocity [m/s]	maximal vertical force [N] 10 ³	dorsal flexion angle [°]	plantar flexion angle [°]
120	1.58±0.18	1.45±0.25	9.04±0.87	38.9±9.3	53.3±5.5
140	1.38±0.19	1.24±0.18	8.93±0.51	32.2±4.0	41.2±4.2
160	1.14±0.13	1.06±0.11	6.22±0.41	20.5±1.6	33.4±5.0
180	1.01±0.13	0.87±0.12	5.66±0.47	18.9±3.7	28.1±3.4
200	0.84±0.09	0.73±0.09	5.61±0.30	17.4±2.7	23.8±4.0

jumping frequency [rpm]	contact time [sec]	half contact time [sec]	standard error [N] 10 ²	RSE [%]
120	0.17±0.038	0.13±0.017	2.02±0.60	10.7 ±2.9
140	0.16±0.027	0.12±0.011	1.67±0.48	10.0 ±4.3
160	0.15±0.015	0.11±0.006	1.73±0.35	10.8 ±2.2
180	0.15±0.022	0.11±0.009	1.31±0.52	8.6 ±2.2
200	0.15±0.018	0.10±0.006	1.29±0.31	10.6 ±2.9

表 4.3 LPにおける跳躍動作の測定データ

jumping frequency [rpm]	drop velocity [m/s]	release velocity [m/s]	maximal vertical force [N] 10 ³	dorsal flexion angle [°]	plantar flexion angle [°]
120	1.58±0.15	1.44±0.18	10.00±0.78	41.3±4.6	56.7±7.5
140	1.39±0.10	1.24±0.14	8.43±0.50	28.9±5.0	44.6±7.4
160	1.15±0.12	1.03±0.09	5.76±0.46	21.5±3.7	30.9±6.9
180	0.94±0.19	0.87±0.13	5.61±0.37	21.1±6.3	29.3±4.9
200	0.82±0.06	0.64±0.10	4.39±0.34	14.5±4.9	25.0±5.5

jumping frequency [rpm]	contact time [sec]	half contact time [sec]	standard error [N] 10 ²	RSE [%]
120	0.18±0.028	0.13±0.015	2.15±0.73	11.6 ±3.1
140	0.16±0.018	0.11±0.006	1.76±0.67	9.8 ±3.5
160	0.15±0.018	0.11±0.007	1.82±0.51	11.3 ±4.0
180	0.15±0.023	0.11±0.008	1.36±0.45	9.4 ±3.6
200	0.15±0.013	0.10±0.004	1.37±0.55	9.9 ±4.2

4.6 パラメータの妥当性

モデルのパラメータの妥当性を検討するために、実際の動作との比較を行う。

4.6.1 足関節および足底部のスティフネスとパラメータ変化

図 4.4 は全ての被験者での本モデルにおける足関節，足底部を中心としたスティフネスに関連するパラメータ k_3 と HCT の関係をシューズ装着条件ごとに示したものである。全ての条件において HCT の減少に伴いパラメータが増加していることが分かる。これらのパラメータの変化は，本研究と同様の連続跳躍を行い，HCT と質量-線形弾性要素からなる Mass-Spring モデルによりスティフネスの推定を行った長野ら²⁵⁾の研究と同様の傾向を示している。長野らは，跳躍頻度増加により筋の伸長・収縮変位が減少し，等尺性収縮に近づくためスティフネスが高く見積もられる結果となったと考察している。本モデルにおいても同様の傾向であり，跳躍頻度増加に伴い底背屈角度の減少がみられ，筋の伸長・収縮変位の減少が推定できるため下腿および足関節に関わるスティフネスの変化は実際の動作からも対応関係があると考えられる。

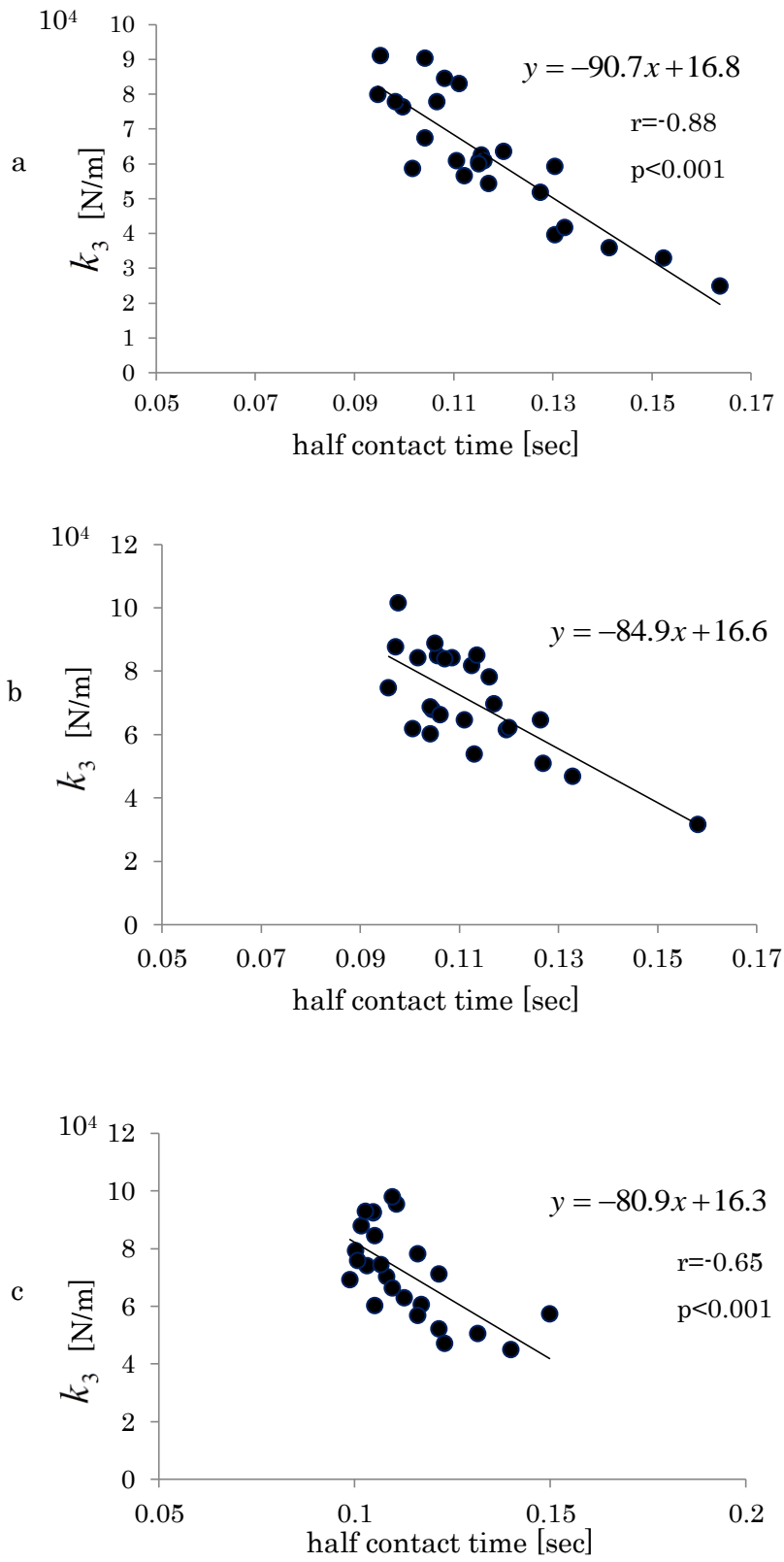


図 4.4 bare foot(a), short plate type(b), long plate type(c)における k_3 と half contact time の関係 y:stiffness [N/m] x:time [sec]

4.6.2 非対称非線形粘性要素のパラメータ変化

本モデルでは、着地期後半の能動的負荷を非対称非線形粘性要素のパラメータ c'_2, q_r を用いて再現している。非線形粘性係数である c'_2 は負の値となり、湯川ら³⁹⁾のモデルと同様に、復元過程におけるエネルギーの損失を抑え、反射速度の低下を防ぐことで同定精度を向上させている。そのため、筋収縮により身体を跳ね上げる要素としてとらえることができる。図 4.5 は、各被験者における c'_2 および k_3 のシューズ装着条件ごとの平均値を求め、両パラメータの関係を表わしたものである。素足および LP 装着時において、有意な正相関となり、SP 装着時にもその傾向が見られた。これは、 k_3 の増加に伴い、 c'_2 の絶対値が減少をすることを表わしている。これは c'_2 の性質からみて、跳躍動作において足関節のなす仕事量に対し、筋収縮による仕事量が小さい被験者ほど k_3 が大きく見積もられていることとなる。伊藤ら²⁸⁾、杉崎ら³⁰⁾は、足関節による跳躍動作において全仕事量に対して筋収縮による仕事量が小さいほど弾性エネルギー利用による仕事量が大きくなるとしており、スティフネスと弾性エネルギーに比例関係があることから本研究のモデルによるパラメータの関係と一致することとなる。また、第 3 章における弾性エネルギー算出の冒頭で仮定した熱力学の第一法則に関連して、弾性エネルギーの算出方法をエネルギー増加量の式に当てはめる場合、弾性エネルギーの量を増加させるためには ΔQ_{in} を小さくする必要がある。 ΔQ_{in} は筋収縮による仕事量であり、この項を構成する状態量であるエントロピーに粘性定数が該当するならば、粘性定数の絶対値の減少によって弾性エネルギーのキャパシティとも取れるスティフネスが増加するという現象に熱力学的なエネルギーの流出入の観点からも説明できる。

そのため、筋収縮とスティフネスの関係から、 c'_2 の変化は動作に対応しているといえる。

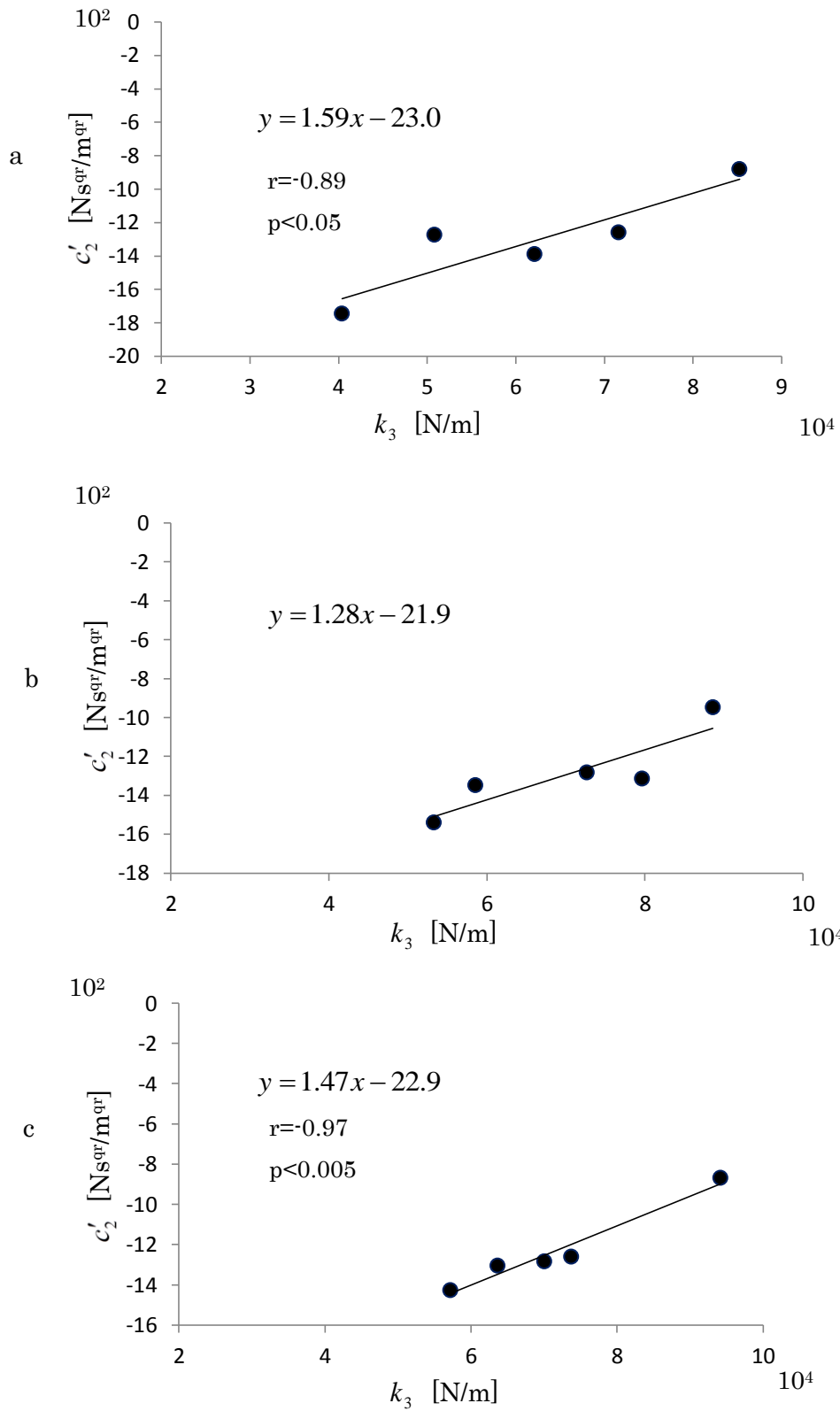


図 4.5 bare foot(a), short plate type(b), long plate type(c)における c'_2 と k_3 の関係

y: nonlinear viscosity [Ns^{qr}/m^{qr}] x:stiffness [N/m]

4.6.3 モデルの限界について

本モデルにより同定されたパラメータの妥当性については前項までに実際の動作の変化との比較によって論じてきた。しかしながら、筋肉の粘弾性要素については様々な議論がされており、単純な単関節による収縮運動であっても時間的変化や非線形性についての様々な理論が存在する^{47), 48)}。本研究においては、伸張性収縮から短縮性収縮に切り替わる際に下腿部に相当する粘性パラメータの符号を切り替え、収縮的な振る舞いを持たせているが、力学的に粘性が負となる現象は存在せず、また収縮の際の粘性抵抗も負の粘性要素に含まれるとされているため、数学的に実験値とのフィッティングが可能であっても現実的な現象を再現できているとは言い難い。さらに、本研究で運動課題として採用した連続足関節跳躍は上述の通り、主働筋である下腿三頭筋が伸張性収縮から短縮性収縮に切り替わり、単純な収縮動作ではない。これらのことからわかる通り、本研究のモデルパラメータは、足関節運動により発生した力学的データを非線形フィッティングしており、力の発生の過程で身体内で生じる複雑な過程を省略している。すなわち、足部の接地から離地までの間に生ずるパラメータの時間的変化を省略し、一つのパラメータとして表していることとなる。そのため、単純に運動の結果生じた力学的データから同定される見かけ上のパラメータ変化と実際の動作の関係から評価検討することが可能である。

4.7 シューズ装着によるスティフネスの変化

図 4.6 は足関節および足底部のスティフネスに関連する k_3 のシューズ装着による変化を全被験者、跳躍頻度の平均値±標準偏差で表したものである。素足状態に比べ、LP 装着状態において有意に増加している。これは、スパイクシューズ装着により主に足底部のスティフネスの増加を再現しているものと考えられる。 k_3 は、モデルにおいて着地期後半で足部質量を跳ね上げるパラメータであり、跳躍頻度増加によるスティフネスの増加にも関連するパラメータであるが、足部質量を跳ね上げる要素として足底部のスティフネスとも関連があるといえる。ランニング動作における土踏まずのアーチ部分に蓄積するひずみエネルギーは、ランニング動作に影響を与えるのに十分な量であり、土踏まずのアーチ部分のストレンクスは身体の Mass-Spring システムに影響を与える⁴⁹⁾。また、長いプレートをもったスパイクシューズの装着効果としては、弾性エネルギー利用によるパワーの増強効果が高い⁴²⁾ことが先行研究において報告されていることから、スパイクシューズ装着による k_3 の変化は、走パフォーマンスへの影響を与える指標になり得ると示唆される。

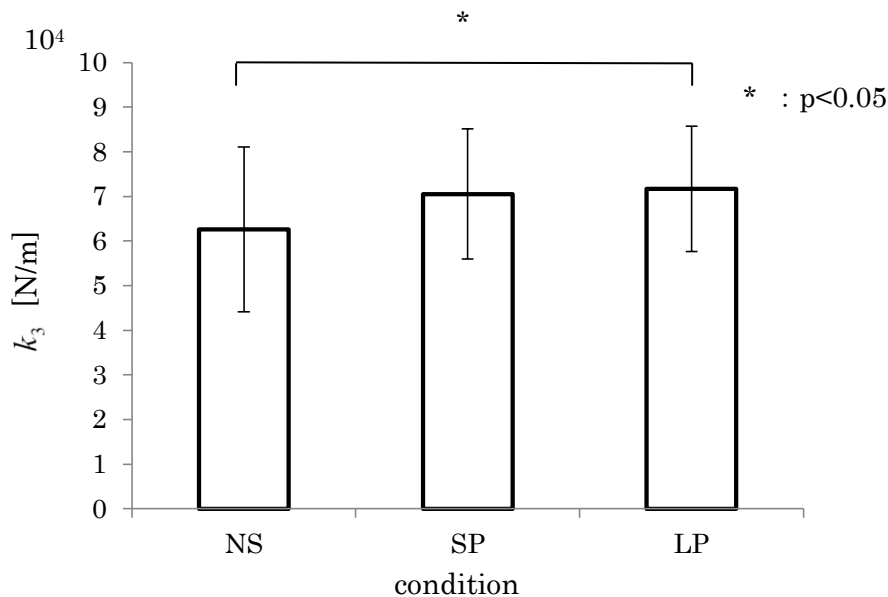


図 4.6 各状態における k_3 の比較

4.8 まとめ

本研究は、ヒトを3質点系粘弾性モデルとして着地衝撃波形を再現し、パラメータ変化からモデルパラメータの妥当性とスパイクシューズの評価指標としての検討を行った。その結果を以下にまとめる。

- (1) ヒトを足部，下腿部，その他の質量からなる3質点系粘弾性モデルとし，各跳躍頻度，シューズ装着条件において高い精度で着地衝撃波形を再現できた。
- (2) 跳躍頻度の増加に伴う体重を超えた範囲での接地時間の変化と，下腿部・足関節のスティフネスのパラメータ変化および非対称非線形粘弾性要素の対応関係より，推定されるパラメータは妥当であると考えられる。
- (3) スパイクシューズ装着による，3質点系粘弾性モデルにおける足底部のスティフネスに関するパラメータ k_3 の変化は，スパイクシューズ装着の効果であると考えられ，評価指標となり得ることが示唆される。

第5章 加速度・ジャイロセンサを用いた測定システムの開発と実走行の測定

5.1 はじめに

第3章では筋腱複合体に蓄積・利用される弾性エネルギーを測定し、第4章では力学モデルを利用して脚部を中心とした身体スティフネスを測定した。これらは走パフォーマンスと関係の深いパラメータであるが、本研究における弾性エネルギーの測定は実験システムの構築が困難であり、スティフネスの推定には複雑な力学モデルが必要となる。このため、これらの結果を実際のトレーニングやレースの現場に持ち込むのは不可能である。そこで、第5章では実際の現場でバイオメカニクスデータを測定可能なセンサシステムと、より単純なモデルでスティフネスを推定する手法とを組み合わせた測定システムを開発することによって、バイオメカニクスデータの積極的な現場への投入を目指す。

5.2 疾走動作の測定とその重要性

短距離走におけるキネマティクスやキネティクスについての研究は、古くから行われている。しかしながら、多くの研究は走動作中の特定の区間のみの解析や一定速度での走行を想定しての解析であることが多い。例えば100m走においては速度が常に変化しており、特定の区間の測定や一定の速度での解析では100m走全体のメカニズムを明らかにするのは困難である。これに対して、100m走全体の測定を行おうとする際には、カメラや床反力系などを利用した測定のために、少なくとも100mに渡る大規模な設備が必要となる。これは、多額の費用が掛かるだけでなく手軽さに欠け、実際の現場に導入していくことは難しい。そこで、本研究では走行する選手の体に装着して測定を行うウェアラブル型の

センサに着目した。

装着型センサシステムを使用した測定に関する研究は、歩行動作については大瀧ら⁵⁰⁾や桑江ら⁵¹⁾の加速度センサおよびジャイロセンサを組み合わせたシステムや井上ら⁵²⁾の装着型床反力センサによる歩行分析、走動作については佐藤ら⁵³⁾の3軸加速度センサを用いた研究がある。本研究目的は、さらにこれらの研究で実現されているセンサによるキネマティクスデータとそれを解析することによるキネティクスデータの取得に加え、それらのデータ収録機器をスマートフォン型の小型タブレット端末で行い、ウェアラブルなコンセプトの他に安価な運用性と即時解析による選手への解析データのフィードバック速度を高め、普段のトレーニングでの実用性を考慮したシステムの開発を行い、トレーニング現場でバイオメカニクスデータをトレーニングの指標とすることで現場からそれらのデータを利用した新しいトレーニングメソッドを生み出すことも可能となる。

5.3 測定システム

5.3.1 加速度・ジャイロセンサと制御プロセッサ

本研究の測定システムは、図 5.1 に示すように加速度・ジャイロセンサ、センサを制御し測定を行うプロセッサ、そしてデータを収録するタブレット端末で構成される。本研究では加速度・ジャイロセンサとして MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)を採用した。MEMS は測定用の半導体デバイスだけでなく周辺回路も含めてチップ化されており、出力端子からデジタルデータが出力され、本研究で用いるプロセッサとの親和性も高く組み込みが容易である。さらに、近年のスマートフォンの普及により供給量が増加しており、安価に入手可能である。加速度センサおよびジャイロセンサの特性を表 5.1 に、外観を図 5.2

に示す。加速度センサおよびジャイロセンサはすべて 3 軸測定可能なタイプである。

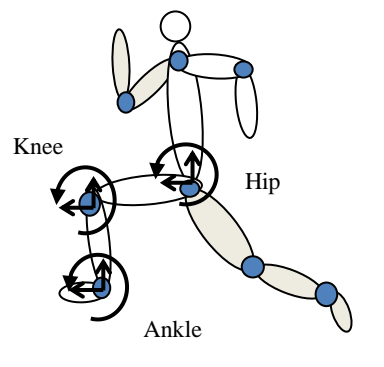
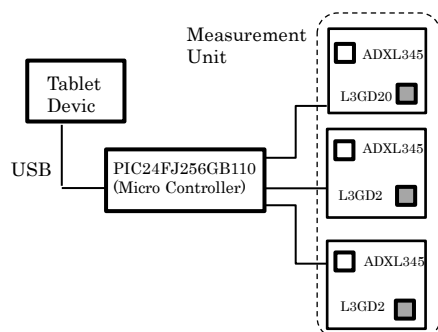


図 5.1 測定システムの構成

図 5.2 測定箇所

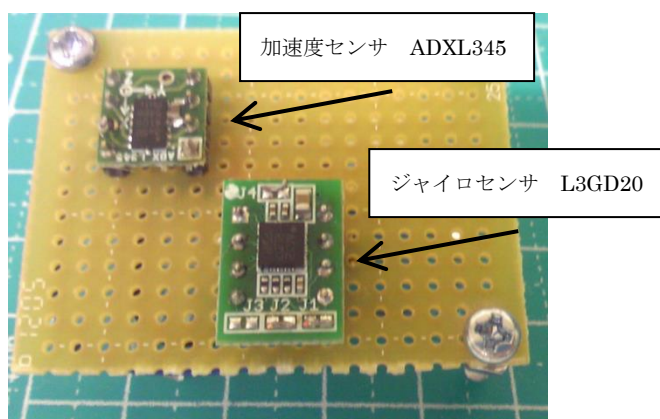


図 5.3 加速度センサ・ジャイロセンサの外観

表 5.1 加速度センサ・ジャイロセンサの特性

	ADXL345(Analog Devices)	L3GD20 (STMicroelectronics)
Name	ADXL345(Analog Devices)	L3GD20 (STMicroelectronics)
Maximal Measurement Range	±16 g	±2000 degree/sec
Sensitivity	34.5 mg/LSB	70 mdegree/sec/ditit
Output Data Rate (MAX)	3200 Hz	760 Hz

加速度センサおよびジャイロセンサはこれを 1 セットとし、測定ユニットとして扱う。本システムでは被験者の片脚分である股関節、膝関節、足関節(図 5.2)の 3 関節を測定部位と想定しているため測定ユニットは 3 セットあり、測定ユ

ユニットを制御するプロセッサに接続される。プロセッサはマイクロコントローラである PIC24FJ256GB110(図 5.4)を採用した。これは内部クロック最大 96MHz で動作する 32 ビットマイコンであり、MEMS を運用するための I²C(Integrated Circuit)通信モジュールを 3つ備えている。各測定ユニットはプロセッサの各 I²C 通信モジュールに一つずつ接続され、運用される。プロセッサ内では各デバイスの制御の他に測定データを集積し、USB 通信モジュールを通してタブレット端末へ測定データを送信する。

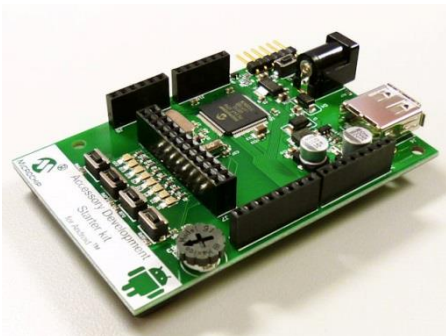


図 5.4 PIC24FJ256GB110

5.3.2 収録デバイスとソフトウェア

測定データを収録し、解析するタブレット端末として SONY WALKMAN NW-Z1000(CPU: Nvidia Tegra 2 Dual-core 1GHz, RAM:512 MB)を採用した。これは Android OS が搭載され、一般的なスマートフォンと同サイズであり同等の機能を有すタブレット端末であるため、本システムで使用するソフトウェアは Android OS 対応のスマートフォンでも運用可能なものである。ソフトウェアは Android OS で運用可能な Android 用アプリケーションとして作成した。主な機能は、測定データの取得、動力学計算のための初期化、グラフ表示、データ保存である。



図 5.5 SONY WALKMAN ZW-1000

5.4 計算アルゴリズム

5.4.1 座標変換

本研究では、疾走動作を矢状面の2次元平面上で行われるものと仮定し、解析を行う。その際、各加速度センサにはそれぞれに座標系が設定されており、基準座標への変換が必要である。座標変換は、まず加速度センサ検出されている重力加速度を読み込み、加速度計の座標系に対する重力の方向を算出する。この重力の方向を基準に座標変換を行う。一度算出した重力の方向は保存され、以降は矢状面に対する垂直軸周りの角速度をジャイロセンサにより検出し、常に回転角度を取得しながら補正をしていく。この回転角度による補正はロールとピッチ方向のみである。各軸周りの回転角度に対する座標変換は各軸周りの回転行列を掛けることによって行う。

5.4.2 床反力の推定

疾走時の床反力は各身体分節の重心加速度と質量の積の総和で算出する。これは歩行解析アルゴリズムとして用いた Pandy ら⁵⁴⁾、大瀧ら⁵⁰⁾と同様のものがある。大瀧らは本研究と同様に片脚分のデータを測定し、非測定脚は歩行周期

に対し半周期遅れで動作するものと仮定して推定している。しかし、短距離における疾走動作は走速度と同様に常に変化しており、測定脚側の動態に合わせて非測定脚の動態も変化することが望ましい。そこで、接地の瞬間に膝の位置が一致すると仮定し、測定脚の股関節角度から非測定脚の股関節角度を推定し、そこから接地時に重心の真下で両膝の位置が揃うように股関節角速度を設定した。膝関節の角度および角速度は、振り出しの前期までは膝を閉じるように動作し、後期からは伸展させるように設定した(図 5.6)。後脚股関節角度を決定する係数 E_h については先行研究において前脚の振り上げ角度が $60^\circ \sim 80^\circ$ であるのに対し、後脚の離地時角度が $20^\circ \sim 30^\circ$ という研究報告がある³⁾。

なお、床反力推定モデルでは股関節から上の身体部分は胴体、腕部、頭部が一体化し、膝関節より下部分は足関節まで一体化しているものと仮定し、単純化した。推定される床反力は以下の式で表される。

$$GRF = m_s(\vec{a}_s + \vec{a}_{E_s}) + m_t(\vec{a}_t + \vec{a}_{E_t}) + m_b \vec{a}_h \quad (5.1)$$

m_b : 身体上部質量, m_t : 大腿部質量, m_s : 下腿および足部質量, \vec{a} : 加速度ベクトル

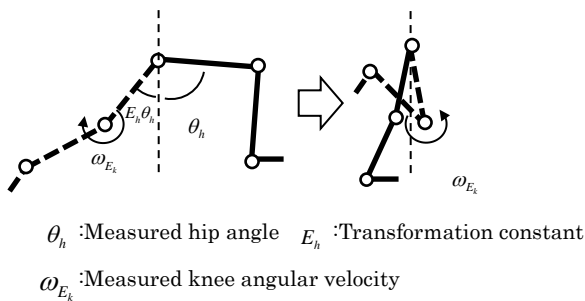


図 5.6 非測定脚の推定

5.4.3 足関節トルクの推定

本研究においてはトルクを足関節のみの測定とした。このとき、接地時の身体はほぼ一本の棒のような振る舞いとなる、足関節以外の関節運動はほぼ発生しないと仮定した。このように単純化した上で、トルクはラグランジュ法により算出し、式は以下のようなになる。

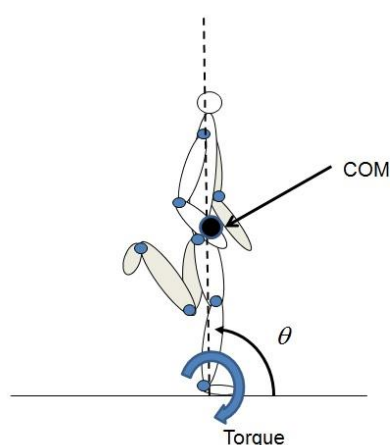


図 5.7 トルク推定モデル

$$\tau = \frac{3}{4}ml^2\ddot{\theta} + mlg \cos \theta \quad (5.2)$$

θ : 身体の回転角度, m : 身体質量, l : 接地点から重心までの距離, g : 重力加速度
 τ : 足関節トルク

5.4.4 足関節における粘弾性要素の推定

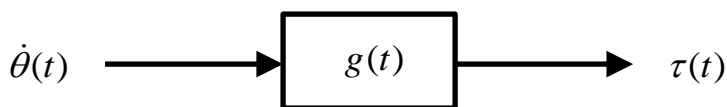
測定結果におけるパフォーマンスの指標として、接地時の足関節周りのトルクから粘弾性定数の推定を行った。このアルゴリズムは測定システムのソフトウェアに含まれず、計測・解析後に行うものである。これは第4章における粘弾性モデルが垂直方向の粘弾性を推定する物であるのに対し、回転方向の粘弾性を推定する物であり、さらに簡易的に求めることを重視したものである。こ

の推定法では接地時の地面との接触面を中心とした身体全体の回転運動を、2次元の逆振り子モデルと仮定した。この時、粘弾性要素を考慮した足関節周辺のトルクは以下の運動方程式で表される。

$$\tau = I\ddot{\theta} + c\dot{\theta} + (k - mgl)\theta \quad (5.3)$$

I : 慣性モーメント, m : 身体質量, l : 接地点から重心までの距離, g : 重力加速度

ここで θ は地面に対する身体の回転角度, τ は足関節周辺のトルク, k は弾性定数, c は粘性定数である。本研究では、このトルク発生の現象を入力された角速度がトルクに変換される1入力1出力のシステムとしてとらえ、その伝達関数を求め、伝達関数を同定することによって粘弾性パラメータを算出することとした。運動方程式より足関節トルクに対する角速度の伝達関数 $G(s)$ は以下のように得られる。



$\dot{\theta}(t)$: 足関節角速度, $g(t)$: 伝達関数, $\tau(t)$: 足関節トルク

図 5.8 トルク発生のシステム概念図

$$G(s) = \frac{mgs}{Is^2 + cs + (k - mgl)} \quad (5.4)$$

未知数となる k および c は、角速度を周波数を持つ入力としてとらえることで周波数応答を求め、実験結果とフィッティングすることによって求めた。

5.5 基礎実験と評価

5.5.1 校正実験

開発したセンサシステムにおける加速度センサおよびジャイロセンサの精

度の校正実験を行った。校正は新潟県スポーツ医科学センターで行い、センサを実際に装着した上で、VICON システムと床反力計による測定を同時に行った。動作は、通常歩行、上下動歩行、スクワット、股関節・膝関節・足関節それぞれの曲げ伸ばし動作である。一例として、測定システムにより測定した股関節加速度(Y 軸)および VICON システムにより測定された股関節加速度(X 軸)の比較波形を歩行動作 1 サイクル分(図 5.9)、および垂直床反力の比較を示す。垂直床反力は推定床反力曲線の接地時付近で大きな値となっていることが確認できるが、これは体表面に装着した加速度計が接地の瞬間に振動し、その加速度を検出したためと考えられる。また、接地期終盤では測定した床反力に比べて推定した床反力の方が早く 0 N に収束しているが、これは本システムで使用しているアルゴリズムが走行動作前提であり、測定脚を前に振り出した瞬間に 0 N に収束させるようにしているため、歩行動作では実際の測定値よりも収束が早くなったと考えられる。

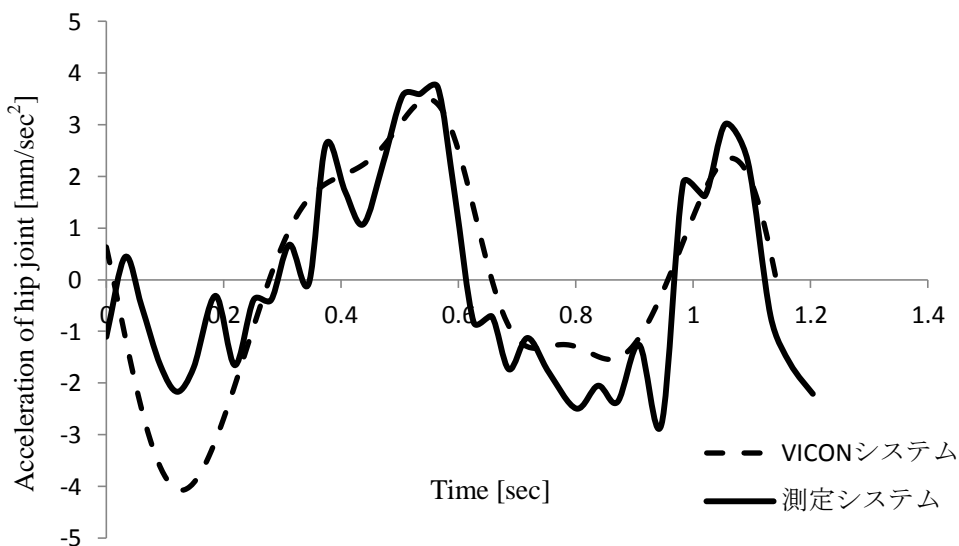


図 5.9 校正実験による加速度の比較（股関節 Y 軸）

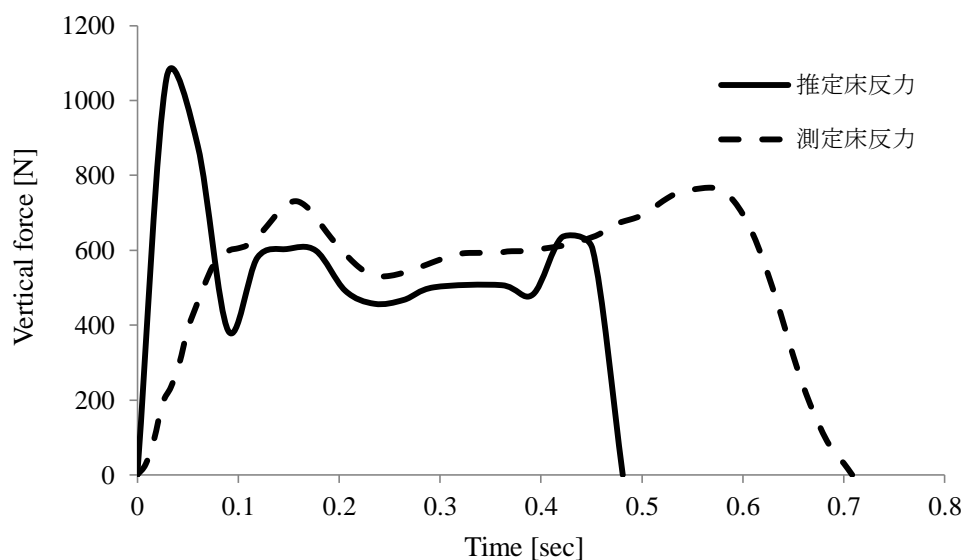


図 5.10 校正実験による垂直床反力の比較

5.5.2 測定実験

構築した測定システムのテストおよび評価のため、測定実験を行った。実験は、測定システムを装着した上で、8~10 km/h 程度の速度で約 30 m の区間のランニングを行うものである。このとき、被験者は健常な男子大学生 1 名とし、身体特性は身長 163 cm、体重 67 kg である。計測中は走行前から走行後まで常に測定システムを稼働させており、その間のサンプリング周波数は 27.21 Hz であった。測定システムを装着した様子を図 5.11 に示す。



図 5.11 測定システム装着図

5.5.3 実験結果

走行を始めてから速度が一定になる区間の一步分を抽出し、床反力および足関節トルクを図5.12および図5.13に示す。この時の走速度は9.0 km/hであった。

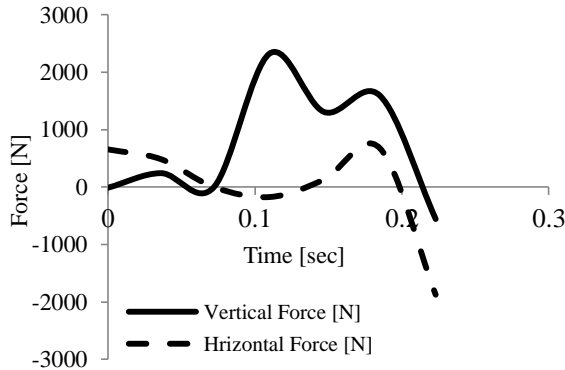


図 5.12 床反力の推定波形

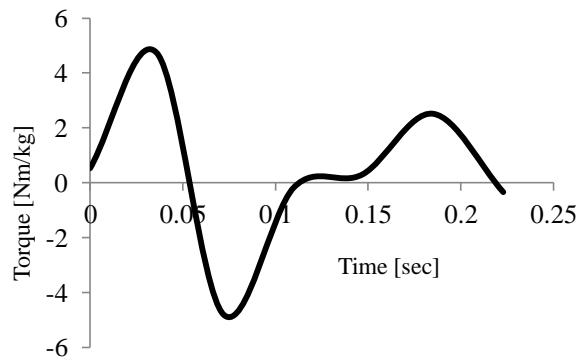


図 5.13 トルクの推定波形

5.5.4 同定された粘弾性定数

被験者の体節長や体重から推定した慣性係数は、質量 67.0 kg, 重心位置は 1.02 m, 慣性モーメントは 1.148 kgm^2 であった。足関節角速度の周波数応答として推定した足関節トルクと実験値のフィッティングにより弾性定数 k は $1.70 \times 10^3 \text{ Nm/rad}$, 粘性定数 c は $4.76 \times 10^5 \text{ Nm/rad}$ であった。

5.5.5 基礎実験結果の考察

5.5.5.1 床反力の推定

同様にランニング時の床反力を測定した研究⁵⁵⁾と比べると、垂直床反力については波形後半部のピーク値が 1309 N であり、おおよそ妥当な波形が出力されている。しかしながら、二峰性の山が見られるものの、波形前半部分の山は走動作において見られる受動衝撃波形とは考えられない。これについては、受動衝撃波形は 30Hz ほどのインパルス状の波形である³⁹⁾ため、測定システムのサンプリング周波数が 27.21Hz であったことからシステム上で正確に取得できてい

ない可能性が高い。

5.5.5.2 トルクの推定

トルクについては、走行時の足関節トルクの測定を行っている Schache ら⁵⁶⁾の研究と比べ、傾向やピーク値についてはほぼ同等である。しかし、本研究で用いたトルク算出の手法が足関節トルクを想定して算出しているものの、実際には地面との身体の接点周りのトルクを算出するものになっているため、実際の足関節トルクとは力学的な性質の異なるものであると考えられる。これについては、より直接的にトルクを求められるアルゴリズムを利用して膝関節、股関節のトルクについても同時に算出し、足関節トルクと比較しながら検討できる手法に変えていく必要がある。

5.5.5.3 粘弾性定数

本研究で同定した弾性定数は 1.70×10^3 Nm/rad であった。同様に伝達関数を用いて関節の粘弾性要素を推定した研究⁵⁷⁾では、膝の伸張反射による弾性定数は 4.76×10^5 Nm/rad であり、本研究で同定した値はかなり大きい。しかしながら、別の力学モデルを用いた垂直ホッピングについての研究⁵⁸⁾では足部の接地面周辺の垂直弾性定数を 2×10^4 N/m から 9×10^4 N/m の範囲で推定していることから、対象とする運動強度から考えておおよそ妥当な範囲であると考えられる。

5.6 実走行実験

5.6.1 実験方法

開発した測定システムの実レース計測を想定し、実走行動作での計測を行った。被験者は短距離を専門とした陸上競技経験のある男子大学生 1 名(身長

163cm, 体重 67kg, 陸上競技歴 10 年)とした。被験者は, 測定システムを装着した状態で実際のレースと同様にスターティングブロックを使用し, 走行を行った。この時, スタートのタイミングは被験者の任意で行い, スタート地点から 40m 程度の範囲を測定範囲とした。

5.6.2 実験結果

実走行測定の結果として, 測定した最大床反力, トルクを図 5.14 から図 5.16 に示す。なお, 測定システムは右足に装着しており, 図中のステップ数は右足のステップ数である。被験者は右足を前にしてスタートするため右足の 6 歩目は全体の 12 歩目ということになる。

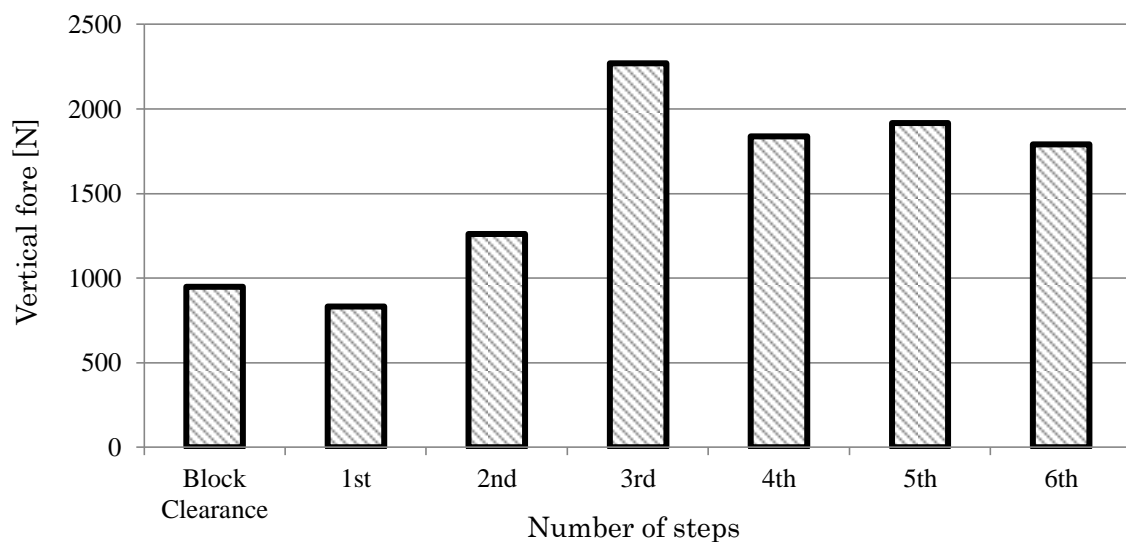


図 5.14 推定垂直床反力の推移

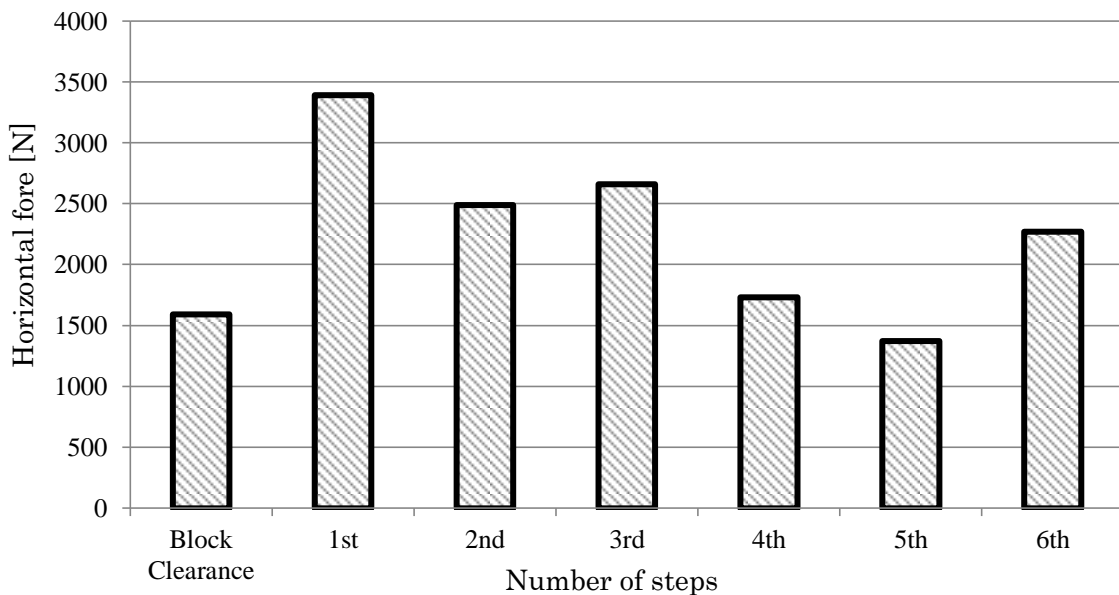


図 5.15 推定水平床反力の推移

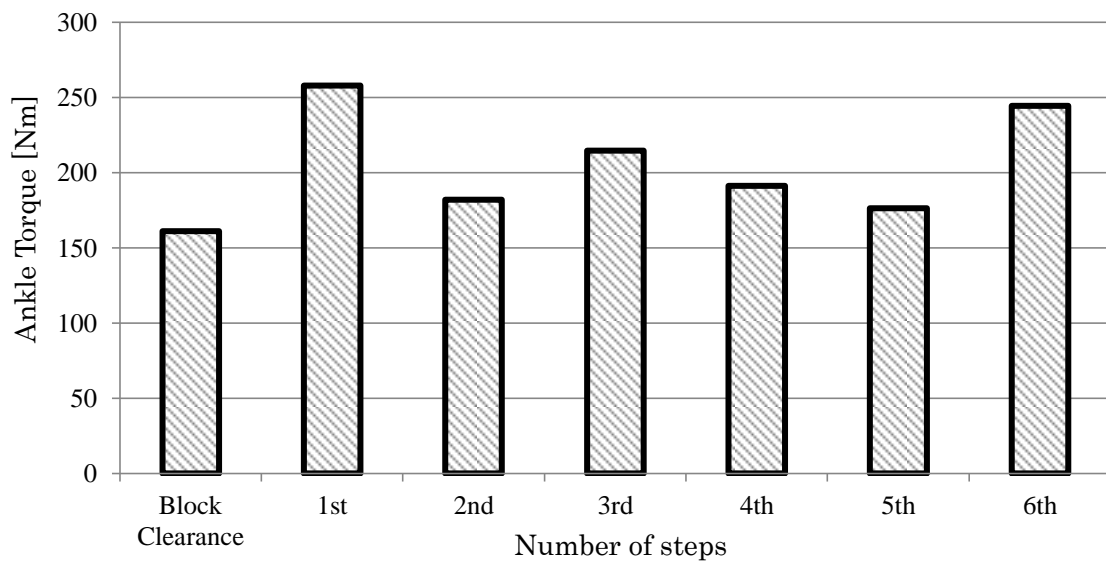


図 5.16 推定トルクの推移

推定した関節スティフネスおよび垂直床反力との相関関係を図 5.17 および図 5.18 に示す。スターティングブロックを蹴るブロッククリアランス動作は静止状態から短縮性収縮による蹴り出しである。この静止状態からの短縮性収縮による筋力発揮に対し、多くの研究報告で弾性エネルギーの蓄積・開放は無いと

仮定されている^{28),30),59)}ため、本研究における関節スティフネスの推定もブロッククリアランス動作には適用していない。

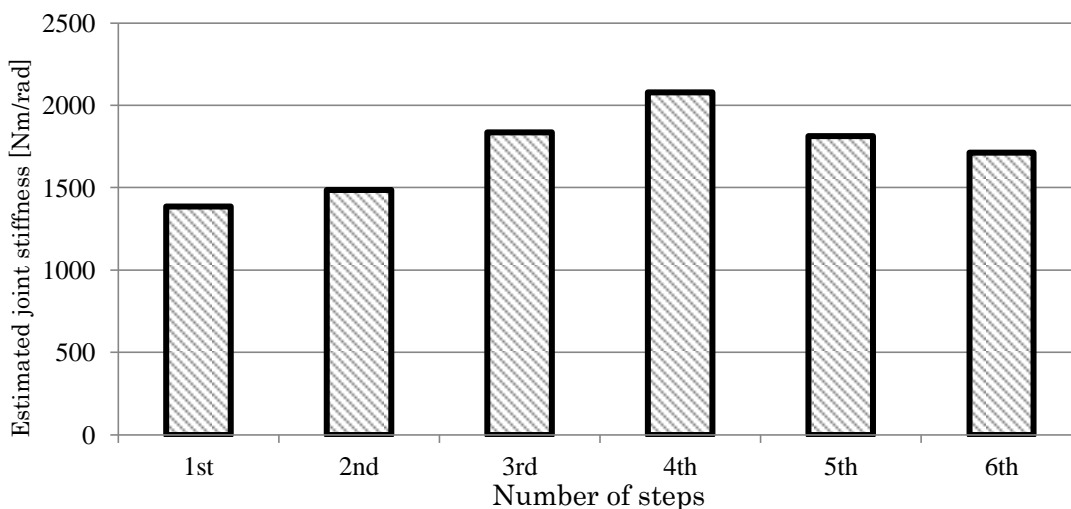


図 5.17 関節スティフネスの推移

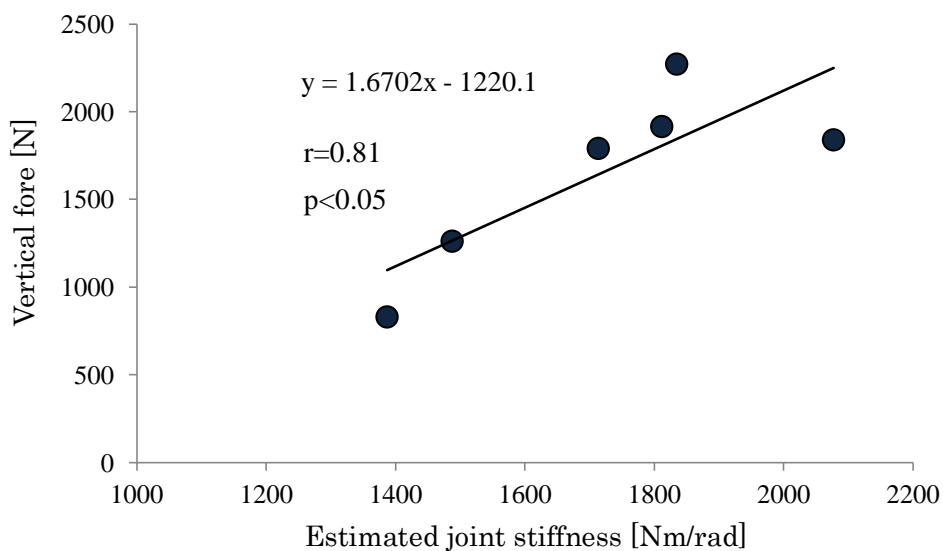


図 5.18 関節スティフネスと垂直床反力との相関関係

5.6.3 実験結果の考察

5.6.3.1 ブロッククリアランス動作

陸上競技におけるスターティングブロックを蹴る動作，すなわちブロッククリアランス動作時の測定データについて考察する。本研究におけるブロックク

リアランス動作時の床反力は、垂直床反力が 948.39N、水平床反力が 1592.42N であり、被験者の体重で除した値にするとそれぞれ 14.16N/kg、23.76N/kg である。ブロッククリアランス動作について測定を行った研究と比べると、篠原ら⁶⁰⁾はブロッククリアランス時の床反力を垂直床反力が 14.17 ± 72 N/kg、水平床反力が 11.62 ± 0.64 N/kg としている。本研究の測定結果と比べ、垂直床反力については同等の値であるのに対し水平床反力は大きく異なる。このことは、ブロッククリアランス技術の被験者間の相違もあるが、同様にブロッククリアランス動作を測定したČohら⁶¹⁾も 12.1 ± 2.31 N/kg 前後の測定結果を示していることから、本システムにおける測定精度について確認していく必要がある。特に測定システムを装着していない逆脚のスイングについては、主に中間疾走動作を想定したものであり、実際の動作と異なっているものと考えられる。

5.6.3.2 推定した床反力・トルクの推移

図 5.14 および図 5.15 を見ると、垂直床反力は右脚第 1 歩目が最小値でありその後増加する傾向にある。それに対して水平床反力は右脚第 1 歩目が最大値でその後減少する傾向にある。これは、ブロッククリアランス直後の加速期間においては前傾姿勢で脚を後ろに蹴る要素が強く、速度を獲得するに従って上下に蹴る要素の割合が増えているものと考えられる。また、トルクについては床反力ほど顕著な傾向は見られないが、ブロッククリアランス直後が最大値であった。

5.6.3.3 関節スティフネスの推移

関節スティフネスについては図 5.17 に示すように右脚第 1 歩目から増加傾向にあり、右脚第 4 歩目(全体の 8 歩目)で最大となっている。短距離走の加速局面

においてはブロッククリアランス直後の加速局面は短縮性収縮による筋力発揮の割合が多いのに対し、歩数が進むにつれて伸長性収縮の割合が増し、SSC 動作による弾性エネルギーを利用した動作になると言われている³⁾。そのため、加速局面における SSC 動作による関節スティフネスの推移が表されていると考えられる。

また、この関節スティフネスは垂直床反力との間に有意な正相関が認められた。これは、身体関節スティフネスが損失なく地面からの反発力を受け止め、地面に力を伝えるという要素であることを表していると考えられる。特に、この推定法はシューズやトラックサーフェイスを含むマン・マシンシステム全体の関節スティフネスであるため、システム全体としてシューズやサーフェイスによる関節スティフネス増強をすることによるパフォーマンス改善が可能であると捉えることができる。

5.7 まとめ

第5章では、短距離走における身体のバイオメカニクスデータを測定する目的で測定システムの測定を行った。その結果を以下にまとめる。

- (1) 加速度センサ、ジャイロセンサを組み合わせ、スマートフォン型タブレット端末に収録する機能を有した測定システムを作成した。
- (2) データ収録はタブレット端末上で行い、床反力、トルク、関節粘弾性を推定するアルゴリズムを導入したソフトウェアの作成を行った。
- (3) ランニングによる実験を行い、おおよそ傾向の合うデータが得られた。
- (4) 実レース計測を想定し、スターティングブロックを使用したスプリント測定実験を行い、データを取得した。

今後は、センサ部分のノイズ対策および動力学計算部分の改良を行うと共に、校正実験を経て短距離走の速度で実験を行っていく予定である。

第6章 総括

本研究では、走パフォーマンスとの関連性が強いとされる弾性エネルギーおよびスティフネスの測定を行い、スパイクシューズを評価することで妥当性などについて検討を行った。さらに、スティフネスなどのバイオメカニクスデータの測定を実際のトレーニング現場で導入することを目指して、加速度・ジャイロセンサの構築を試みた。

第1章では、序論として短距離走の100m走について世界記録の変遷と技術的背景、短距離に係る科学的な計測技術や研究報告などから本研究の意義と目的について述べた。

第2章では、身体の反動動作とSSCおよび弾性エネルギーの蓄積・利用に関する研究の比較を示し、SSCのメカニズムと身体動作の関係を示した。さらに、力学モデルを利用したスティフネスの推定した研究と、実際のパフォーマンスとの関係をしめした事例を取り上げ、弾性エネルギーやスティフネスの走パフォーマンスへの寄与について言及を行った。

第3章ではスライダー実験システムを用いた足関節跳躍により、床反力測定システムを利用した足関節の仕事量の測定と筋電図測定による筋収縮の仕事量の測定により弾性エネルギーの推定を行い、スパイクシューズ装着による効果を弾性エネルギーの増強という観点から示した。

第4章では数種類のリズムに合わせた足関節のみによる連続跳躍を行い、その時の着地衝撃を再現する力学モデルを構築した。力学モデルは質量・弾性要素・粘性要素から成り、着地衝撃曲線とフィッティングさせることによって力学モデルの弾性要素を推定することによってスティフネスを求めた。推定されたスティフネスは装着したスパイクシューズにより異なる値を示すことが明らかになり、装着効果について粘弾性パラメータの変化という観点から示した。

第5章ではここまで示した弾性エネルギーやスティフネスについて、実際の疾走動作時での測定の重要性について言及した上で、加速度センサおよびジャイロセンサを用いたバイオメカニクス測定システムの開発を行い、実際の100m走疾走時の測定および足関節スティフネスの推定をした。

謝辞

本研究に取り組むにあたり、7年間もの間、御指導、御鞭撻頂いた上、素晴らしい研究環境と多くの機会、そして現役選手として陸上競技における現場で鍛錬するため、多くの時間と環境を与えてくださった本学経営情報系 塩野谷明教授に深謝いたします。更に、御多忙にも関わらず学位審査委員の副査を御引受け下さった、筑波大学体育系 小池関也 准教授、本学経営情報系 三宅仁 教授、本学電気系 和田安弘 教授、ならびに本学生物系 本多元 准教授に深謝いたします。

さらに、多くの助言を頂きました諸先輩方、共に切磋琢磨し、議論や研究補助をしていただいた塩野谷明研究室及び三宅仁研究室の諸氏に感謝いたします。

末筆ながら、大学院への進学を援助し、長きにわたる研究生生活を支えてくださった両親に深く感謝いたします。

参考文献

1. 青木豊明. "新規衝撃試験機を用いる屋外スポーツサーフェスの衝撃度の評価." (2006).
2. Stefanyshyn, Darren J., and Benno M. Nigg. "Energy and performance aspects in sports surfaces." *Sport Surfaces—Biomechanics, Injuries, Performance, Testing and Installation, Editors. BM Nigg, GK Cole and DJ Stefanyshyn, University of Calgary, Calgary, Canada* (2003): 31-46.
3. 宮下充正. "走る科学.", 大修館書店 (1990)
4. Bezodis, N., Aki Salo, and Grant Trewartha. "Kinematic aspects of block phase technique in sprinting." *ISBS-Conference Proceedings Archive*. Vol. 1. No. 1. 2010.
5. Lockie, Robert G., Aron J. Murphy, and Christopher D. Spinks. "Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes." *The Journal of Strength & Conditioning Research* 17.4 (2003): 760-767.
6. Cavagna, Giovanni A., L. Komarek, and Stefania Mazzoleni. "The mechanics of sprint running." *The Journal of physiology* 217.3 (1971): 709-721.
7. Ito, Akira., Komi, P. V., Sjodin, B., Bosco, Carmelo., and Karlsson, J. "Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds." *Med Sci Sports Exerc* 15.4 (1983): 299-308.
8. Arampatzis, Adamantios, Gert-Peter Brüggemann, and Verena Metzler. "The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running." *Journal of biomechanics* 32.12 (1999): 1349-1353.
9. Chelly, Souhail M., and Christian Denis. "Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance." *Medicine and Science in sports and Exercise* 33.2 (2001): 326-333.
10. 篠原康男, 前田正登. "短距離走におけるスターティングブロックの配置と加えられる力の関係." *スポーツ産業学研究* 21.2 (2011): 217-228.

11. 土江寛裕, 櫛部静二, 平塚潤. "最大スプリント走時の走速度, ピッチ・ストライド, 接地・滞空時間の相互関係と, 競技力向上への一考察." *城西大学研究年報, 自然科学編* (2010): 31-36.
12. Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., and Wright, S. "Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements." *Journal of applied physiology* 89.5 (2000): 1991-1999.
13. 松尾彰文, 広川龍太郎, 柳谷登志雄. "男女 100m レースのスピード変化 (特集 世界陸上アスリートのパフォーマンス--東京大会から 16 年後の大阪大会)." *バイオメカニクス研究* 12.2 (2008): 74-83.
14. 澤木啓祐. "第 11 回世界陸上競技選手権大会 世界一流陸上競技者のパフォーマンスと技術." 日本陸上競技連盟バイオメカニクス研究班報告書 (2007)
15. 日本陸連科学委員会 バイオメカニクス研究班. "青春・佐賀総体(陸上競技) バイオメカニクス速報データ集." (2007)
16. KOMI, PAAVO V. "Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed." *Exercise and sport sciences reviews* 12.1 (1984): 81-122.
17. Komi, Paavo V. "Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle." *Journal of Biomechanics* 33.10 (2000): 1197-1206.
18. Newton, R. U., Murphy, A. J., Humphries, B. J., Wilson, G. J., Kraemer, W. J., and Häkkinen, K. "Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements." *European journal of applied physiology and occupational physiology* 75.4 (1997): 333-342.
19. Nicol, Caroline, Janne Avela, and Paavo V. Komi. "The Stretch-Shortening Cycle." *Sports Medicine* 36.11 (2006): 977-999.
20. Komi, Paavo V. "Stretch-shortening cycle." *Strength and power in sport 2* (2008): 184-202.
21. Cavagna, G. A., and M. Kaneko. "Mechanical work and efficiency in level walking and running." *The Journal of physiology* 268.2 (1977): 467-481.

22. Thys, H., T. Faraggiana, and R. Margaria. "Utilization of muscle elasticity in exercise." *Journal of Applied Physiology* 32.4 (1972): 491-494.
23. Asmussen, Erling, and Flemming Bonde - Petersen. "Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise." *Acta Physiologica Scandinavica* 92.4 (1974): 537-545.
24. 深代千之, 右近睦美, 安部孝, 川本和久, “陸上 : 短距離選手における足関節の弾性特性.” *スポーツ医・科学* , 14 (2002), 21-24
25. 長野明紀, 竹下大介, 深代千之. "マス-スプリングモデルによるホッピング中の下腿三頭筋の硬度推定." *体育学研究* 46.2 (2001): 195-205.
26. Komi, Paavo V., and Carmelo Bosco. "muscles by men and women." *Medicine and Science in Sports* 10.4 (1978): 261-265.
27. Bosco, C., et al. "Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises." *Acta Physiologica Scandinavica* 114.4 (1982): 543-550.
28. 伊藤 章, 齊藤 晶久, 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と弾性エネルギーの利用—.” *Japanese journal of sports sciences*, 6 (1987), 232-238.
29. Belli, A., and C. Bosco. "Influence of stretch - shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping." *Acta physiologica scandinavica* 144.4 (1992): 401-408.
30. 杉崎範英, 岡田純一, 金久博昭, 福永哲夫. "足関節の反動動作における弾性エネルギーが機械的仕事量および機械的パワーの増強に及ぼす影響." *人間工学* 40.2 (2004): 82-89.
31. Hill, A. V. "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle." *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 126.843 (1938): 136-195.
32. Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E., and Levine, W. S. "An optimal control model for maximum-height human jumping." *Journal of biomechanics* 23.12 (1990): 1185-1198.

33. Zajac, Felix E. "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." *Critical reviews in biomedical engineering* 17.4 (1988): 359-411.
34. Hobara, H., Muraoka, T., Omuro, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Inoue, K., and Kanosue, K. "Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping." *Journal of biomechanics* 42.11 (2009): 1768-1771.
35. Martins, J. A. C., Pato, M. P. M., Pires, E. B., JORGE, R. N., Parente, M., and Mascarenhas, T. "Finite element studies of the deformation of the pelvic floor." *Annals of the New York Academy of Sciences* 1101.1 (2007): 316-334.
36. Farley, Claire T., and Octavio Gonzalez. "Leg stiffness and stride frequency in human running." *Journal of biomechanics* 29.2 (1996): 181-186.
37. Ferris, Daniel P., Kailine Liang, and Claire T. Farley. "Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface." *Journal of biomechanics* 32.8 (1999): 787-794.
38. 宮地力, 小林一敏, 牛山幸彦. "< 原著論文> 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." *体育科学系紀要* 11 (1988): 253-263.
39. 湯川治敏, 小林一敏. "可変質量粘弾性モデルによるランニング中の着地衝撃のパラメータ同定." *日本機械学会論文集. C 編* 61.587 (1995): 2862-2868.
40. Hill, A.V. (1922) The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *Journal of Applied Physiology* 56(1-2), 19-41.
41. Fukunaga, Tetsuo, et al. "Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo." *Journal of Applied Physiology* 82.1 (1997): 354-358.
42. 畠圭佑, 西條暁里, 塩野谷明. "下腿筋-腱複合体の弾性エネルギーと障害発生要素に基づく陸上短距離用スパイクシューズの評価." *生体医工学* 48.2 (2010): 226-231.
43. 杉田正明, 松尾彰文. "スプリント走, スピード・ピッチおよびストライド, スポーツ." *バイオメカニクス*(2000), 朝倉書店, 18-20

44. Fukashiro, S., M. Noda, and A. Shibayama. "In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg." *Acta physiologica scandinavica* 172.4 (2001): 241-248.
45. Fukashiro, S., et al. "Comparison of viscoelastic characteristics in triceps surae between Black and White athletes." *Acta physiologica scandinavica* 175.3 (2002): 183-187.
46. 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定 (1 部 形態と運動の計測)." *バイオメカニズム* 11 (1992): 23-33.
47. 永田 晟."筋と筋力の科学—筋収縮のスペクトル解析." 不昧堂出版 (1984).
48. 山崎信寿, 長谷和徳. "自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準 (2 部 形態と運動の力学)." *バイオメカニズム* 11 (1992): 179-190.
49. Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., and Alexander, R. M. "The spring in the arch of the human foot." (1987): 147-149.
50. 大瀧保明, 佐川貢一, 猪岡光. "加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム." *日本機械学会論文集. C 編* 67.655 (2001): 782-788.
51. 桑江豊, 三好寿顕, 関根正樹, 辻美和, 藤元登四郎, 田村俊世. "ウェアラブルモーションセンサを用いた要支援認定者の 3 ヶ月に亘る低頻度運動療法の前後比較." *生体医工学* 50.6 (2012): 535-542.
52. 井上喜雄, 劉涛, 足立渡. "移動式フォースプレートの開発: 柔軟でウェアラブルな床反力センサー." *バイオメカニズム学会誌* 36.4 (2012): 241-243.
53. 佐藤拓未, 田中雄大, 横山梨香, 二見亮弘."アスリート用トレーニング支援システムの開発." *電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス* 110.460 (2011): 75-80.
54. Pandy, Marcus G., and Necip Berme. "A numerical method for simulating the dynamics of human walking." *Journal of Biomechanics* 21.12 (1988): 1043-1051.
55. 木下博, 寺岡敏郎, 生田香明. "051108 歩・走運動時床反力の客観的評価への一考察 (5. バイオメカニクス, 一般研究)." *日本体育学会大会号* 36 (1985): 399.

56. Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A., Rosemond, D., and Pandy, M. G. "Effect of running speed on lower limb joint kinetics." *Med Sci Sports Exerc* 43.7 (2011): 525-32.
57. Ohtaki, Y., Mamizuka, N., Fard, M., Harda, Y., Minakuchi, Y., and Ochiai, N. "Identification of Patellar Tendon Reflex Based on Simple Kinematic Measurement." *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 4.2 (2009): 265-273.
58. 畠圭佑, 江田茂行, 塩野谷明. "短距離用スパイクシューズ評価のための身体粘弾性モデルの利用." *生体医工学* 50.5 (2012): 426-432.
59. Bosco, C., I. Tarkka, and P. V. Komi. "Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise." *International Journal of Sports Medicine* 3.03 (1982): 137-140.
60. 篠原康男, 前田正登. "クラウチングスタートにおけるスターティングブロックの役割に関する研究." *スポーツアンドヒューマンダイナミクス 2013 講演論文 USB No13-34* (2011): 講演番号 104.
61. Čoh, M., Jošt, B., Škof, B., Tomažin, K., and Dolenc, A. "Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters." *Gymnica* 28 (1998): 33-42.

付録1 1自由度モデルによるスティフネス変化の測定

付録1.1 はじめに

第4章では、3質量の粘弾性モデルを使い、スパイクシューズ装着時のパラメータ変化から総合的にスパイクシューズ装着効果について評価した。しかし、解釈が複雑であるため、スティフネス変化から簡単に製品を評価する手法としては実験を含めて単純化する必要があると言える。そこで本章では2種類の跳躍頻度と一つの質量と一つの弾性要素からなる1自由度モデルを構築し、スパイクシューズ装着によるスティフネスの変化を測定し、装着効果について議論するものである。

付録1.2 方法

付録1.2.1 被験者

被験者は、陸上競技経験がある健康な男性7名(平均身長 171.65 ± 9.00 cm, 平均体重 63.71 ± 7.52 kg, 100m 走の記録 11.82 ± 0.25 s, 平均年齢 22.29 ± 1.38 歳)とした。実験に先立ち、全ての被験者に本研究の内容および危険性について説明をした上で、実験参加への同意を得た。

付録1.2.2 スパイクシューズ

スパイクシューズは第4章で使用したのと同じ、以下の2種類とした。

- (1) 短プレート型(約 180 g, SP)
- (2) 長プレート型(約 140 g, LP)

付録 1.2.3 実験システム

図 A1.1 のような第 4 章と同じ実験システムを構築した。この実験システムは、上面に陸上競技用で厚さ 20 mm の全天候舗装材を敷いた床反力計(フォースプレート Type9286, キスラー社製)と、連続跳躍時の跳躍リズムを一定にするためのメトロノームから構成される。被験者は、フォースプレート上に敷かれた全天候舗装材上でメトロノームから流れる音に合わせて跳躍動作を行う。

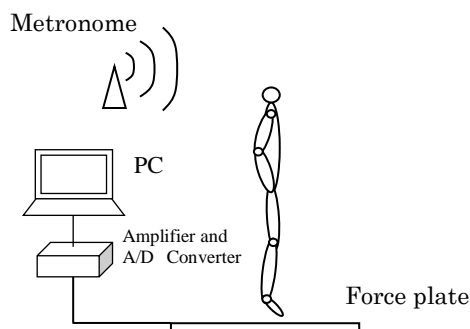


図 A1.1 実験システム

付録 1.2.4 運動課題

被験者は、フォースプレート上でメトロノームの音に合わせて、毎分 120 回と毎分 200 回の 2 種類のピッチでの連続ホッピングを行った。被験者は腰に手をあて、膝を伸ばした状態で足関節のみを使い跳躍を行う。跳躍は 20 回程度行い、被験者にはそのピッチでの最大努力で跳躍を行うように指示した。跳躍頻度は以降、rpm の単位で示す。

付録 1.2.5 測定項目

本研究の測定項目は、仕事率と仕事量および振動モデルから推定するスティフネスである。跳躍を開始し安定し始める 5 回目から 15 回目の間で、最も床反力の大きな波形を仕事率と仕事量の分析対象とした。さらに、最大となる床反力とその周辺合わせて 5 回分をスティフネスの分析対象とし、その平均をとる

ことでその被験者のスティフネスとした。この時、床反力は床反力計により 2kHz でコンピュータに取り込んでいる。

付録 1.2.5.1 仕事率および仕事量

各跳躍頻度における仕事率を床反力計により測定した反力の垂直成分から、以下の式で算出した。さらに、仕事率を積分することで仕事量を算出した。

$$P = F \cdot \frac{1}{m} \int F dt \quad (A1)$$

m : 身体質量, F : 垂直床反力, P : 仕事率

$$W = \int_{T_s}^{T_e} P dt \quad (A2)$$

T_s : 接地開始時, T_e : 離床時, W : 仕事量

付録 1.2.5.2 スティフネスの推定

本研究では Nagano ら^{A1.1)}と同様、図 A1.2 のように身体を質量と線形の弾性要素からなる単純な振動モデル仮定し、Mass-Spring モデルとした。

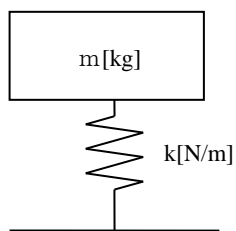


図 A1.2 Mass-Spring モデル

このとき、このモデルの固有各周波数は式 (A3) で表すことができる。このとき、 k は線形弾性要素、 m は質量、 ω は角周波数である。

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (\text{A3})$$

よって、スプリング定数は式 (4) で表される。

$$k = m\omega^2 \quad (\text{A4})$$

このとき、各周波数は

$$\omega = \frac{\pi}{T_{half}} \quad (\text{A5})$$

となるため、スプリング定数は床反力の垂直成分を用いて体重レベルの踏み切り時間 T_{half} (Half Contact Time, 以下 HCT) から推定することができる。HCT は図 A1.3 のように、垂直床反力が被験者の体重を上回ったレベルにおける時間幅である。このスプリング定数はスパイクシューズを含んだ身体全体のステイフネスを表す。

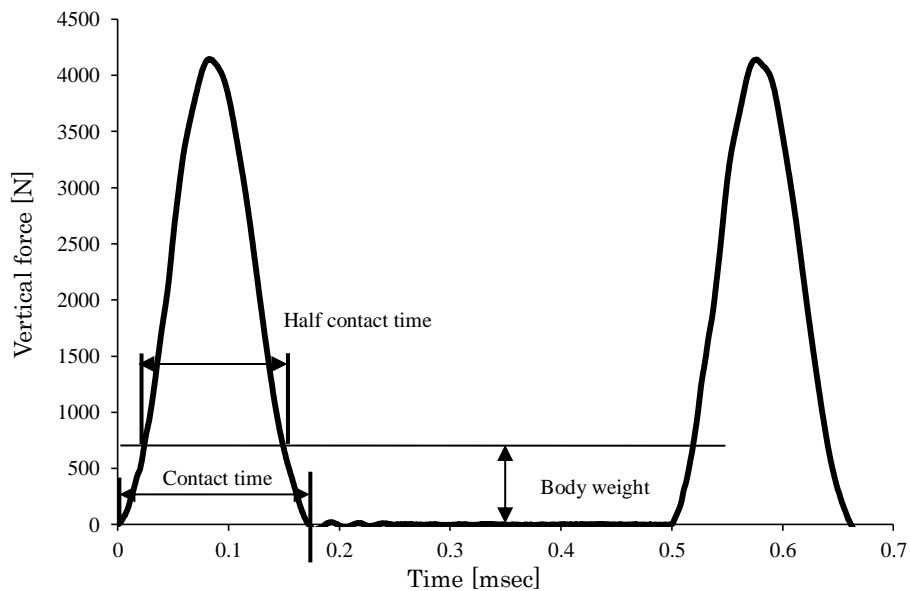


図 A1.3 Half contact time の定義

付録 1.2.6 統計処理

全てのデータは平均値±標準偏差の形で表される。差の検定の際は、2要因の分散分析を行い、群間差が有意であった場合に事後検定として Games-Howell の方法により多重比較を行った。図 A1.5 に示すスティフネスの増加率については、素足状態を 100%としたスパイクシューズ装着時のスプリング定数の増加率である。これについてはノンパラメトリック検定法である Steel-Dwass の方法により多重比較検定を行い、差の検定を行った。また、相関関係はピアソンの積率相関係数を用いて検討した。なお、すべての検定において危険率 5%をもって有意とした。

付録1.3 結果

付録 1.3.1 各状態および跳躍頻度における測定結果

表 A1.1 に、各シューズ装着状態および跳躍頻度における接地時間、HCT、および接地時間と HCT との差を示す。また表 2 に、各シューズ装着状態および跳躍頻度における仕事率、仕事量、垂直床反力、モデルにより推定したスティフネスを示す。仕事率、仕事量、垂直床反力およびスティフネスについては各被験者の体重で除して標準化している。Condition 項目の括弧内は跳躍頻度を示す。

表 A1.1 接地時間、Half contact time およびそれらの差

Condition	Contact Time [sec]	HCT [sec]	Difference [sec]
NS(120)	0.17±0.018	0.14±0.018*	0.032±0.008
NS(200)	0.15±0.010	0.11±0.006	0.038±0.005
SP(120)	0.17±0.025	0.13±0.015*	0.039±0.011 [†]
SP(200)	0.16±0.015	0.11±0.007	0.046±0.010
LP(120)	0.16±0.018	0.13±0.011*	0.032±0.009
LP(200)	0.15±0.011	0.11±0.009	0.037±0.007

[†]:Significant correlation to half contact time

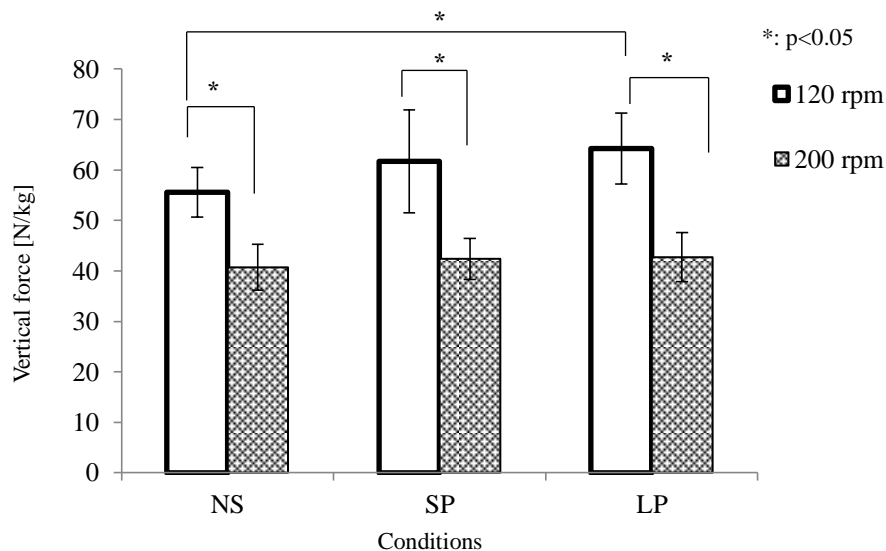
*:Significant difference to the jumping frequency of 200 rpm

表 A2.2 仕事率、仕事量、垂直床反力およびスティフネス

Condition	Mechanical	Mechanical	Vertical Force	Stiffness
	Power [W/kg]	Work [J/kg]	[N/kg]	[N/m/kg]
NS(120)	17.46±2.68	1.35±0.25	55.55±4.91*	518.64±138.91*
NS(200)	7.90±1.11	0.55±0.05	40.72±4.56	801.78±89.10
SP(120)	20.17±5.17	1.48±0.35	61.68±10.22*	567.16±131.15*
SP(200)	8.43±1.17	0.58±0.03	42.37±4.05	822.35±102.93
LP(120)	20.55±3.22	1.44±0.20	64.24±7.06*	598.54±101.44*
LP(200)	8.42±1.31	0.55±0.05	42.72±4.83	848.39±144.37

*:Significant difference to the jumping frequency of 200 rpm

統計処理の結果、HCT、スティフネス、最大床反力の項目において全ての状態における跳躍頻度間で有意差が見られた。接地時間に関しては、素足状態でのみ跳躍頻度間に有意差が認められた。接地時間とHCTとの差については、HCTとの相関関係を分析した結果、SP(120)のみにおいて有意な相関であり、その他の状態および跳躍頻度では有意な相関ではなく依存度はみられなかった。また、NS(120)およびLP(120)間の垂直床反力に危険率5%で有意差が認められた。図A1.4に垂直床反力を各状態、跳躍頻度ごとに比較したものを示す。



図A1.4 各状態および各跳躍頻度における垂直床反力の比較

付録 1.3.2 シューズ装着によるスティフネス変化

図A1.5に、素足状態のスティフネスを基準としたシューズ装着状態におけるスティフネス増加率を比較したグラフを示す。跳躍頻度120 rpmの条件で、NSとSP間およびNSとLP間において有意な差が認められた。また、跳躍頻度200 rpmの条件においてはどの状態間においても有意な差は認められなかった。

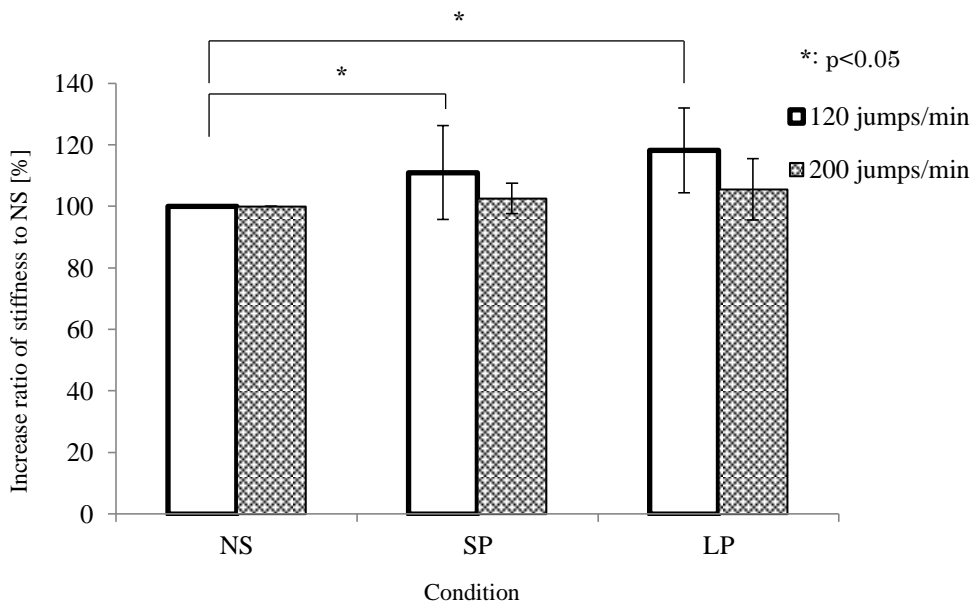


図 A1.5 素足状態に対するスティフネス増加率の比較

付録1.4 考察

付録 1.4.1 跳躍頻度増加による変化

本研究における跳躍頻度は、120 rpm が全ての被験者がほぼ最大努力の踏切で跳躍を行える跳躍頻度だったのに対し、200 rpm は全ての被験者が行えるおおよそ最高周波数の跳躍頻度であった。この跳躍頻度増加により、HCT は全ての状態において有意に低下し、その結果スティフネスは有意に増加する。さらに、踏切時間の短縮に伴い、最大床反力も有意に低下する。特にスティフネスの変化については、同様の質量 - 弾性要素からなる振動モデルを使用した Nagano ら^{A1.1)}の結果とも一致する。これは、まず 120 rpm の跳躍は 200 rpm に比べ、接地局面において筋の大きな引き伸ばしが発生していると推定される。一方、200 rpm の跳躍頻度では筋は 120 rpm に比べて等尺性収縮に近い状態を維持しなければならない状態であると考えられ、見かけ上のスティフネスは高く見積もられる

こととなる。さらに、これについて Shibayama^{A1,2)}らは Mass-Spring system に外力を加えたモデルを使って説明している。筋自体の長さは増加する筋張力に反して底屈局面において収縮されるのであるが、その筋は伸張性収縮局面において高い活動指標を示す。被験者は、筋腱複合体における弾性要素の機械的特性を極端に変化させるのは不可能であるのに対し、収縮要素としての筋活動レベルを制御することは可能である。筋腱複合体において、あらゆる故意的な動作を実現するために弾性要素の特性に合わせて収縮要素は制御されるため、このスティフネスの変化は筋活動の変化であると考えられる。

しかしながら、接地時間については素足状態でのみ跳躍頻度間で有意差が認められているが、スパイクシューズ装着状態では有意差は認められなかった。これは、スパイクシューズはスパイクピンを持っており、それをサーフェイスに突き刺す構造であることに起因すると考えられる。このことにより、サーフェイスからピンを引き抜く動作の際にサーフェイス自体の粘性や摩擦抵抗などの影響を受け、体重を下回るレベルでの接地時間に影響を与えたものと考えられる。これは、スパイクシューズ装着による一つの影響であると言える。さらに、接地時間と HCT の差と HCT を比較した場合、2 群間に有意な相関関係が見られるのは跳躍頻度 120 rpm における SP のみであり、その条件以外では体重を下回るレベルでの接地時間は HCT と無関係の値であることがわかる。この値は、Mass-Spring モデルで定義されているスティフネスの算出方法から、モデル上のスティフネスの影響を受けない値であると考えられ、サーフェイスや皮膚、スパイクシューズのサーフェイスとの接触部分との粘性抵抗や摩擦抵抗による不確定な要素が関係していると考えられる。

付録 1.4.1 シューズ装着によるスティフネス増加率の変化

図 A1.5 は、素足状態を 100%としたシューズ装着によるスティフネスの増加率を示したものである。跳躍頻度 120 rpm においてスパイクシューズ装着により有意な変化が見られた。これは、スパイクシューズの足底部が持つ弾性要素による効果だと考えられる。このことは、先行研究^{A1.3,A1.4)}の結果と一致しており、足底部に施されているプレートと呼ばれるパーツの持つスティフネスの影響であると言える。跳躍頻度 200 rpm においてはシューズ装着による有意な差は確認されなかった。これは、前項で記述した接地時間と HCT との差に関係する。この接地時間と HCT との差は全ての状態および跳躍頻度の群間に有意な差は見られないが、HCT は跳躍頻度増加によって有意に減少している。そのため、接地時間に占める接地時間と HCT との差の割合、すなわちモデル上のスティフネスの影響を受けない時間の割合が跳躍頻度増加により増えていると取ることができる。そのため、200 rpm においてはスティフネス以外の要素、すなわちサーフェイスや皮膚、シューズなどの粘性抵抗や摩擦抵抗などの要素による影響が割合として大きくなりスティフネスの増強効果がみられなくなったと考えられる。

付録 1.4.2 1 自由度モデルとリバウンドジャンプによる評価検討

本研究における異なる 2 種類の跳躍頻度におけるリバウンドジャンプと 1 自由度の Mass-Spring モデルによる、スパイクシューズ装着効果の評価への可能性を検討する。まず、スパイクシューズ装着によって本研究で期待する要素としてスティフネス、すなわちスティフネスの増加がある。本研究におけるリバウンドジャンプと 1 自由度の Mass-Spring モデルによって、跳躍頻度 120 rpm においてはスパイクシューズ装着によるスティフネスの増加率の有意な変化がみられた。プレートを有したスパイクシューズのスティフネス増強効果に関しては、

3自由度の質量 - ばね - ダンパーのモデルを利用した先行研究の結果と一致しており、1自由度の Mass-Spring モデルでも身体全体のステイフネス増加をスパイクシューズ装着の効果として評価することができたと言える。

また、接地時間と HCT の差と HCT との相関関係については跳躍頻度 120 rpm における SP でのみ有意な正相関が認められた。すなわち、接地時間と HCT との差は HCT と依存関係があり、前述の不確定な要素がステイフネスと依存関係なしに影響を与えているとは言えない。本研究で採用した短プレート型スパイクシューズは、長プレート型が強力な弾性エネルギーを生むコンセプトであるのに対し、素足感覚に近く操作性・制御性に優れたコンセプトのシューズである。この接地時間から、不確定な要素に影響されないというシューズの操作性に関する性能を示していると示唆される。

付録1.5 まとめ

本研究は、リバウンドジャンプと1自由度の Mass-Spring モデルからスパイクシューズの装着効果の検討を行った。その結果を以下にまとめる。

- (1) 跳躍頻度の増加によって、Half Contact Time, 最大床反力, ステイフネスは有意に変化した。
- (2) スパイクシューズ装着により、長プレート型スパイクシューズにおいて跳躍頻度 120 rpm でステイフネス増加率が有意に変化した。
- (3) リバウンドジャンプと Mass-Spring モデルによるステイフネスの推定と接地時間の比較からスパイクシューズの装着効果について評価検討が可能であった。

付録1.6 参考文献

- A1.1 長野明紀, 竹下大介, 深代千之. "マス-スプリングモデルによるホッピング中の下腿三頭筋の硬度推定." *体育学研究* 46.2 (2001): 195-205.
- A1.2 深代千之, 右近睦美, 安部孝, 川本和久, "陸上: 短距離選手における足関節の弾性特性." *スポーツ医・科学*, 14 (2002), 21-24
- A1.3 畠圭佑, 西條暁里, 塩野谷明. "下腿筋-腱複合体の弾性エネルギーと障害発生要素に基づく陸上短距離用スパイクシューズの評価." *生体医工学* 48.2 (2010): 226-231.
- A1.4 畠圭佑, 江田茂行, 塩野谷明. "短距離用スパイクシューズ評価のための身体粘弾性モデルの利用." *生体医工学* 50.5 (2012): 426-432.
- A1.5 Shibayama.A, Y.Ishige and S.Fukashiro,: Behavior of muscle-tendon complex in triceps surae during a repetitive ankle-bending exercise, *Japan Journal of Biomechanics, Sports and Exercise* 2 (1987): 19-27.