

力学的情報に基づく跳馬における踏切動作と  
跳躍板の役割の解明

佐野真也



# 目次

第1章 序論.....	1
1.1. 背景.....	1
1.1.1. 身体動作に関する概要.....	1
1.1.2. 跳馬および跳躍板に関する概要.....	2
1.1.3. 跳馬における身体動作と力学情報.....	4
1.1.4. 力学的観点からみた踏切動作.....	5
1.1.5. 跳躍板の構造と機能.....	7
1.1.6. 弾性機構上での踏切動作.....	9
1.2. 本研究の目的.....	10
1.3. 研究目的へのアプローチ方法.....	11
1.4. 本論文の構成.....	12
第2章 跳躍板から身体へ加わる力の計測手法の考案と評価.....	14
2.1. 緒言.....	14
2.2. 計測手法の基本構成.....	15
2.2.1. 力学情報の計測セッティング.....	15
2.2.2. 跳躍板のモデリングと力学情報の算出.....	16
2.3. ノイズとフィルタリングによる歪みの処理と評価.....	18
2.3.1. ノイズ増幅とフィルタリング処理に関する概要.....	18
2.3.2. 映像による加速度情報の計測と評価.....	26
2.3.3. 踏切動作初期の領域における歪みの処理.....	32
2.4. 跳躍板から身体へ加わる力の計測と評価.....	35
2.4.1. 実験設定.....	36

2.4.2. 慣性力情報による床反力情報の補正 .....	38
2.4.3. 部材毎の影響 .....	43
2.5. 計測点数の低減 .....	45
2.5.1. 単純化モデルの構成 .....	46
2.5.2. 単純化モデルの評価 .....	48
2.6. まとめ .....	53
第3章 踏切動作の特性と跳躍板の力学的役割の一体的解明 .....	55
3.1. 緒言 .....	55
3.2. 踏切動作と跳躍板挙動の力学的情報 .....	55
3.2.1. 力学的情報の計測 .....	55
3.2.2. 力学的情報の算出 .....	56
3.3. 踏切動作の特性 .....	61
3.3.1. 脚長の変化とレッグスティフネス .....	61
3.3.2. 弾性機構へのエネルギー蓄積とレッグスティフネス .....	63
3.4. 跳躍板の力学的挙動と応答 .....	65
3.4.1. 跳躍板の変形と作用する力 .....	65
3.4.2. 跳躍板へのエネルギー移動 .....	67
3.4.3. 跳躍板変形の構造的限度 .....	69
3.4.4. 跳躍板の変形と踏切動作 .....	69
3.5. 跳躍板を介した力学的エネルギーの変換 .....	70
3.5.1. 跳躍板のエネルギー効率 .....	71
3.5.2. 跳躍板におけるエネルギー損失の大きさ .....	72
3.5.3. 身体の力学的エネルギーの変化 .....	73
3.5.4. 踏切動作における力学的エネルギーの変換 .....	76
3.5.5. 跳躍板の力学的役割 .....	77
3.6. まとめ .....	78
第4章 結論 .....	80
参考文献 .....	83

謝辭..... 90

# 第1章 序論

## 1.1. 背景

### 1.1.1. 身体動作に関する概要

身体動作は、様々な部位の関節の動きが組み合わされることによって生み出される。また、関節の動きを直接的に発現させる身体内部組織は骨格筋である。関節の動きの種類や範囲は組み合わされる骨の構造や特徴によって様々であり、関節をまたぎ腱を介して骨に付着する骨格筋も構造や力の発揮特性において様々な特徴をもつ(中村 and 竹内 2002)。さらに、骨や骨格筋に加え脂肪などその他の組織も大きさや質量、特性などに先天的あるいは後天的な個人差がある(中村 and 竹内 2002)。このような身体の解剖学的、生理学的、力学的な条件・制約に加え、身体外部から作用する力などの外的な条件や制約が複雑に絡み合う中で、高度な制御によって身体動作は成立している。

複雑で高度な現象である身体動作は、速くてダイナミックな動作であるほど、上記のような様々な条件・制約の影響を受けやすくなる。そのため、走動作や跳躍動作などの速くてダイナミックな身体動作は、合理的・合目的な身体動作に集約されてくる。このような動作は、競争や特定のスキルの獲得を目的としたスポーツ活動の中で多く見受けられ、いわばヒトが持つ身体能力の極限の中で合理的・合目的に行われている身体動作である。

速くダイナミックな身体動作の中でも、外的な条件・制約と相互に影響を及ぼし合う身体動作は、より複雑で高度な身体動作である。例えば、一般的な地面上で実施される踏切動作などは外的な条件・制約の変化をほとんど受けないが、大きく変形する特殊な用具を用いる身体動作の場合には、用具の挙動と身体動作が相互作用する中で合理的・

合目的的に実施しなければならない。そのため、外的条件・制約の影響を大きく受けながら行われる身体動作は、複雑な身体動作のメカニズムを解き明かしていくうえでも重要な身体動作である。

外的な条件・制約と相互に影響する身体動作を対象としてこれまで行われてきた研究は、大きく2つに分類することができる。一つは、実験用に特殊な用具（ばねを組み込んだ床板など）を作成したうえで一定の条件の下で実施される研究であり、動作様式や結果の解釈は限定されるものの詳細なメカニズムが明らかにされてきた(Nigg et al. 1988; Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 2001a; Arampatzis 2004)。また、もう一つは、スポーツなどで実際にみられる身体動作（棒高跳びなど）を対象とした研究であり、条件の統一性などに困難はあるものの現実に存在する動作のメカニズムが明らかにされてきた(Hay 1971; Arampatzis and Bruggemann 1998, 1999; Brewin et al. 2000; Stefanyshyn and Nigg 2000; Yeadon and Hiley 2000; 高松 et al. 2000; Arampatzis and Bruggemann 2001; Hiley and Yeadon 2003; Yeadon and Brewin 2003; Linge et al. 2006; 上山 and 淵本 2007; 林 2007; Mills et al. 2008, 2009, 2010)。

このような、外的条件・制約と相互に影響を及ぼし合う身体動作のうち、現実に存在する動作の一つとしては、跳馬における踏切動作が挙げられる。跳馬において、踏切動作と相互に影響を及ぼし合う外的条件・制約の要因となるのは、跳躍板と呼ばれる器械である。

### 1.1.2. 跳馬および跳躍板に関する概要

本項ではまず、跳馬で用いられる器械と、跳馬の競技としての概要を説明する。

跳馬は体操競技において実施される種目の一つであり、助走から跳躍板と呼ばれるばねの組み込まれた器械（図 1-1）上で両脚による踏切動作を行い、馬体と呼ばれる台状の器械（図 1-1）を両腕で突き放して空中へ跳び出し宙返りを行う種目である。体操競技は、器械体操と称されることもあるように専用の器械を用いて実施される競技であり、選手は器械の特性を有効に利用できるような身体動作を行う必要がある。跳馬以外の種目ではそれぞれ一つの器械が用いられるが、跳馬の場合は跳躍板と馬体という二つの器

械が用いられることが特徴である。



図 1-1 跳躍板（左）および跳馬馬体（右）。セノー(2015)より。

跳馬における一連の動作は演技と呼ばれ、助走、踏切準備（踏切で両足を揃えるための跳躍または後ろ向きで踏切するための側方倒立回転とび 1/4 ひねり）、踏切、第 1 空中局面（踏切終了から馬体着手までの空中局面）、馬体着手、第 2 空中局面（馬体離手から着地まで）、着地の各局面に分けられる（図 1-2）。これらのうち第 2 空中局面は、捻りを伴った宙返りがダイナミックに実施される演技の中心とも言える局面である。

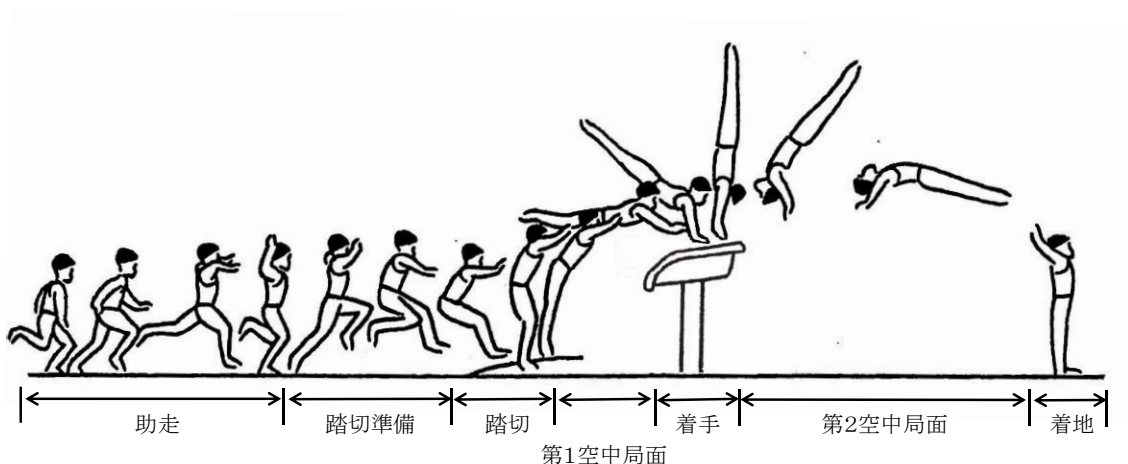


図 1-2 跳馬の演技の局面図。日本体操協会(1994)を元に作図。



選手が実施した演技は審判によって採点され、その得点により順位が決定される。現在適用されている採点規則(International Gymnastics Federation 2013)においては、最終的な決定点は実施された技の難度を判定する D スコアと演技の完成度を評価する E スコアの合計で決定される。

跳馬以外の種目では、全ての技が A から G の 7 段階に難度が分類されており、演技中に実施された複数の技それぞれの難度に対応したポイントを加算することによって D スコアが決定される。一方、跳馬の場合には、一度の演技で実施されるのは一つの技のみであることから、全ての技に対して個別の D スコアが 2.0 から 6.4 の範囲で割り当てられていることが特徴である。跳馬の D スコアは基本的に、第 2 空中局面における宙返りおよび捻りの回転数が増すほど、また、その時の姿勢が抱え込みから屈伸、伸身へと大きくなるほど、増大するよう割り当てられている。

跳馬の D スコアは実施された技によって固有の得点となるのに対し、E スコアは完成度により変動する得点である。選手が実施した演技は技術、姿勢、美しさなどの観点から感性的に評価され、0.0 から 10.0 の範囲で E スコアが算出される。E スコアは第一空中局面から着地までの局面が採点対象であるが、それらの中で第 2 空中局面の完成度が最も得点に影響する。すなわち D スコアも考慮に入れば、跳馬においては、第 2 空中局面で高難度な身体回転を高い完成度で実施することが重要となる。

### 1.1.3. 跳馬における身体動作と力学情報

跳馬は、採点競技である体操競技の一種目であるがゆえ、競技における順位は感性評価を含む得点により決定される。しかしながら、より難易度の高い技をより高い完成度で実施することが高得点に結びつくことを考慮したとき、跳馬における身体運動のメカニズムや現象を力学的な観点から客観的に明らかにすることは重要である。なぜなら力学的な観点からみれば、第 2 空中局面における身体の高さおよび回転速度を増大させることで、宙返りおよび（または）捻りの回数を増加させた技を習得することならびに身体の姿勢をより大きくした技を習得することの可能性を高め、難易度の向上に関与すると考えられるためである。また、身体の高さおよび回転速度の双方を増大させることは、

着地時の余裕を生み出し転倒等の失敗の可能性を低減させ、完成度の向上にも関与すると考えられる。

第2空中局面における身体の高さ（身体重心上昇高）や回転速度（角速度）といった力学的パラメータは第2空中局面以前の局面の力学的運動の影響を受ける。そのため、これまで跳馬の身体動作に関して力学的な観点からなされてきた研究では、第2空中局面に限らず、それ以外の局面も対象として力学情報を抽出し分析がなされてきた(Dainis 1979, 1981; Dillman et al. 1985; Takei 1988, 1989, 1991a, 1991b, 1998; Kwon et al. 1990; Takei and Kim 1990; Kerwin et al. 1993; Gervais 1994; Takei et al. 1996, 2000a, 2000b, 2003, 2007; Sprigings and Yeadon 1997; Yeadon et al. 1998; King et al. 1999; Koh and Jennings 2003, 2007; Koh et al. 2003; Bradshaw 2004; Coventry et al. 2006; Irwin and Kerwin 2009)。これらの中では、実際の競技会における助走終盤から着地までの助走後全局面を対象とした研究も多い(Dillman et al. 1985; Takei 1988, 1989, 1991a, 1991b, 1998; Kwon et al. 1990; Takei and Kim 1990; Takei et al. 1996, 2000a, 2000b, 2003, 2007)。この場合、現実の競技会で上位者と下位者の間にみられる力学的運動の違いなどを現象として理解しやすい反面、細かなメカニズムや局面間の影響などは捉えにくくなる。一方、特定の局面を対象を絞った研究では、実験環境などによっては現実の動作とやや異なってしまう場合があるなどの制約もあるが、個々の動作のメカニズムの詳細や、局面間の影響などが理解しやすくなる(Kerwin et al. 1993; Sprigings and Yeadon 1997; Yeadon et al. 1998; King et al. 1999; Koh et al. 2003; Bradshaw 2004; Koh and Jennings 2007)。したがって、跳馬でみられる一連の身体動作を研究対象として、メカニズムや局面間の影響の詳細を明らかにすることを目的とした場合には、分析対象とする局面を絞って力学的情報を抽出することが適当である。

#### 1.1.4. 力学的観点からみた踏切動作

跳馬における局面のうち、踏切局面を力学的観点からみると、助走によって増大させた身体重心速度の方向を斜め上方へと変化させつつ身体全体の回転を発生させ、続く第1空中局面における身体重心速度や身体回転速度などの力学的パラメータ初期値を決定づける局面である。踏切局面後の第1空中局面においては身体へ外力が加わらないため、身体重心の放物運動の軌跡および身体全体の角運動量を空中で変化させることはで

きない。一方、第1空中局面においても姿勢（身体全体の慣性モーメント）を変えることにより身体回転速度を変化させることは可能で、それにより第1空中局面終了（すなわち馬体着手局面開始）までの時間、第1空中局面終了時の身体重心速度の方向および身体全体の角度を調整することができる。しかしながら、脚を大きく屈曲させるなど身体全体の慣性モーメントを小さくできる姿勢は大幅な減点対象となるため、空中へ飛び出してから力学的パラメータを調整できる範囲は、現実的には非常に限られている。したがって、第1空中局面終了時、すなわち馬体着手開始時の力学的パラメータまでもが、踏切局面によってほぼ決定づけられてしまうのである。

さらに、第1空中局面の力学的パラメータは、着手局面より後の第2空中局面の運動にまで強く影響し(Springs and Yeadon 1997; Yeadon et al. 1998; King et al. 1999; Koh and Jennings 2007)、第2空中局面直前の着手局面よりもむしろ重要であるとの指摘もなされている(Prassas 1999)。第1空中局面の力学的パラメータの重要性を示す代表的な報告としては、King et al.(1999)による報告が挙げられる。彼らは、上肢とその他の部位の2セグメントから成るモデルを用いたシミュレーションにより、馬体着手局面において肩関節で発揮される筋トルクをゼロに設定しても、第1空中局面における身体重心速度、身体回転速度や身体角度などの力学的パラメータを最適化することで第2空中局面の現実的なパフォーマンスが再現できることを示している。すなわち、馬体着手中に能動的な力を発揮するなどの“着手動作”を行わなくても、第1空中局面を理想的なものとするだけで馬体着手開始時の力学的パラメータを最適なものにできれば、第2空中局面において目的とする運動が実施可能だということである。もちろん、現実の着手局面においては肩関節や股関節などでトルクを発揮しており、それにより馬体から身体へ加わる力の大きさや方向が変化することでも、第2空中局面へ飛び出す時の力学的パラメータは調整されているものと思われる。しかしながら、着手局面で身体を支えている腕では、身体全体の運動状態を短時間で明確に変化させるほど大きな力は発揮できず、大幅な調整は難しいと考えられる。結局、踏切動作に失敗してしまうと、その失敗を第1空中局面での姿勢変化や着手動作によって完全に補うということは困難で、演技全体が失敗に終わる可能性が非常に高くなってしまうことになる(Prassas 1999)。したがって、踏切動作の結果である第1空中局面の力学的パラメータ初期値は、技の成否および完成度

に直結する第2空中局面の力学的パラメータにまで強く影響するため、跳馬の演技において踏切動作は非常に重要である。

これまでに跳馬を対象として力学的な側面から行われてきた先行研究の中には、踏切局面を分析の対象に含めたものも存在する(Takei 1988, 1989, 1991; Takei and Kim 1990; Takei et al. 2003). しかしながらそれらは、踏切局面前後の身体重心運動量から算出した、身体へ加わる平均の力と力積を示すにとどまっている。身体へ加わる力は踏切動作によって変化するため、発生した力の要因である踏切動作そのものの特性や特徴を理解することがより重要であるが、これらを明らかにした研究はこれまで行われていない。

### 1.1.5. 跳躍板の構造と機能

跳馬の踏切局面では、跳躍板が用いられる。跳馬において実施される複数回の宙返りや捻りを伴う多様な技は、踏切動作に跳躍板を用いることにより、はじめて実施することが可能になる。

跳躍板の基本的な構造は、上面をクッションパッドならびにカーペットで覆われた木製の板ばねが、後方へ傾斜した状態で複数のコイルばねにより支持されるというものである。コイルばねは下部にある別の板ばねと上部の板ばねの間に挟み込まれており、また、上下の板ばねの間にコイルばねだけでなくさらに板ばねを追加した跳躍板も存在する。このように跳躍板は、複数のコイルばねおよび板ばねを主体とした構造となっている(図 1-1)。

上記の構造をもつ跳躍板の機能の一つとしては、緩衝機能が挙げられる。跳躍板上部を覆うクッション材およびカーペットは足底に加わる力の分布領域を広めて局所的な集中を防ぎ、また、コイルばねおよび板ばねが弾性変形することによって力の急激な立ち上がりが緩和されることになる。これらの緩衝機能によって、選手はより能動的な踏切動作を行うことができると共に、脚部の関節等における傷害の発生リスクが低減されているものと考えられる。

力学的なメカニズムという観点においては、跳躍板の機能でより重要となるのは弾性エネルギーを蓄積する機能である。すなわち、コイルばねおよび板ばねを主体とした構造である跳躍板は、助走で得た身体の力学的エネルギーの一部を弾性エネルギーとして

一時的に蓄積し、再び身体へ移動させるという機能をもつ。それに対して跳馬の踏切動作は、身体の水平速度による並進運動エネルギーの一部を、位置エネルギー、鉛直速度による並進運動エネルギー、および回転運動エネルギーへと変換する動作である。この踏切動作に跳躍板が用いられることで、身体の力学的エネルギーの変換がより効率的かつ効果的に行なわれ、様々な技を実施することが可能になっているものと考えられる。

エネルギー変換機能をもつ器械として跳躍板をみた時、その力学的な役割は、身体と跳躍板との間のエネルギー移動の効率、変換後のエネルギー配分およびその各要素の大きさを明らかにすることによって具体的な説明が可能となる。はじめに、身体と跳躍板との間のエネルギー移動に伴って起こるエネルギー損失（熱エネルギーへの変換）は、第 2 空中局面における力学的エネルギーの大きさを決定づける重要な要因の一つである。さらに、踏切動作後半局面に跳躍板から身体へと移動するエネルギーは、踏切直後の位置エネルギー、並進運動エネルギー、および回転運動エネルギーへと変換され、各要素の配分と大きさは第一空中局面の運動を決定付ける。このように、エネルギー変換器としての跳躍板の力学的な役割は、エネルギー効率、変換後のエネルギー配分およびその大きさによって説明することができるが、これらはいずれも明らかにされていない。

エネルギー変換機能をもつ跳躍板の力学的な役割を明らかにするうえでは、跳躍板におけるエネルギーの移動や効率といった力学情報を定量化しなければならない。そのためには、実際に踏切動作が行われた時の跳躍板の挙動および作用する力を計測する必要がある。跳馬以外の他の踏切動作においては、地面あるいは床面へ作用する力の計測には高精度な床反力計が広く用いられている。しかしながら、踏切動作における跳躍板の挙動は短時間で大きく変形するものであるため、跳躍板を単に設置した床反力計から得られる力情報は、跳躍板上面で足部との間に作用する力とは一致しない。これまでに踏切動作における跳躍板の力学的な役割や、踏切動作そのものの特徴およびメカニズムの詳細が明らかにされていないのは、跳躍板が変形するということが力の計測を難しくしていることも要因であったものと思われる。したがって、跳躍板と足部との間に作用する力情報を得るための新たな計測手法を確立することが必要である。

### 1.1.6. 弾性機構上での踏切動作

跳躍板を用いて行われる踏切動作は、弾性機構上での踏切動作であると言い換えることができる。これまでに、弾性機構を有する床面の力学的特性および応答は、踏切動作の特性と互いに影響を及ぼし合うことが明らかにされている(Nigg et al. 1988; Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 2001a; Arampatzis 2004)。これらの先行研究で実施された踏切動作は跳び下りの反動を利用した垂直跳びであって、跳馬における踏切動作とは別の動作様式であり、また、用いられた器械の構造や特性は跳躍板とは異なっている。しかしながら、反動を利用した踏切動作を行うということならびに弾性機構上での踏切動作であるということは、跳馬における踏切動作と共通している。したがって、跳躍板の力学的特性・応答と踏切動作の特性も互いに影響を及ぼし合うことは十分に考えられるため、これらは一体的に分析しなければならない。

反動を利用した踏切動作における脚部の振る舞いは、ばねに例えられる。そのため、この脚部の振る舞いを質量 - ばねモデルによって表わし、その指標であるレッグスティフネスによって反動を用いた踏切動作の特性を示すことがしばしば行われている(Blickhan 1989; Ferris and Farley 1997; Seyfarth et al. 1999; Arampatzis et al. 2001a, 2001b; Arampatzis 2004; Muraki et al. 2005; Laffaye et al. 2005; Brughelli and Cronin 2008; Hobara et al. 2009)。レッグスティフネスは、足部と身体質量を結ぶ線分を“脚ばね”としてモデル化したうえで、脚部の屈曲動作に伴う“脚ばね”の短縮に対する床面から脚部へ加わる力の相対的な大きさによって定義される。すなわち、レッグスティフネスが大きければ脚部の屈曲・伸展動作に対して相対的に大きな力が加わる踏切動作を行なっているということであり、レッグスティフネスが小さい場合は逆の動作を行なっていることになる。レッグスティフネスは比較的単純な身体モデルに基づく指標であるが、脚部の屈曲・伸展動作による反動を利用した踏切動作において、動作の特性やメカニズムをマクロな視点から表すうえで有用な指標である。

地面や床面などの一般的なサーフェスでの踏切動作においては、跳躍高や跳躍距離などの目的に応じてレッグスティフネスが調整されることが明らかとなっている(Seyfarth et al. 1999; Arampatzis et al. 2001b; Muraki et al. 2005; Laffaye et al. 2005; Brughelli

and Cronin 2008). さらに、先述の弾性機構を有する床面の力学的特性と踏切動作の特性が相互に影響することを明らかにした研究においても、レッグスティフネスによって踏切動作の特性が示されている(Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 2001a; Arampatzis 2004). 跳馬における踏切動作は、続く第一空中局面における身体の力学的パラメータが適切なものとなることを目的として、弾性機構を有する跳躍板の上で行われるものである。したがって跳馬の踏切においても、運動の目的や跳躍板の力学的特性・応答に応じて行われているであろう踏切動作の特性は、指標にレッグスティフネスを用いることで明確に表わされるものと考えられる。

## 1.2. 本研究の目的

ここまで述べたように、跳馬における一連の動作の中でも踏切局面は重要度の高い局面であると考えられている。それにも関わらず、跳馬における踏切動作はどのような特徴をもつものであるかなどの詳細は、これまで明らかにされていない。これは、詳細な分析を実施するうえで重要な力学情報である、跳躍板から身体へ加わる力を計測する妥当な手段が確立されていなかったことが要因の一つである。そこで本研究では、跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を確立することを第一の目的とする。

跳馬における踏切動作は、ばねの組み込まれた跳躍板が用いられており、他の一般的な踏切動作と比較して独特の条件下において実施される。それゆえ跳馬においては、跳躍板の力学的特性や応答を効果的に利用した独自の踏切動作が行なわれているものと考えられる。跳躍板の力学的な働きや踏切動作の特徴などの詳細を明らかにすることは、身体動作のメカニズムに対する理解を深め、さらにはトレーニングの現場で応用することで競技力の向上に寄与することが期待できるものである。踏切動作と跳躍板の挙動や応答は互いに独立したものではなく、相互に影響を及ぼし合うものであると考えられるため、本研究では、踏切動作の特性と跳躍板の力学的な役割を一体的に明らかにすることを第二の目的とする。

### 1.3. 研究目的へのアプローチ方法

本研究では第一の目的として、これまでに妥当な手段が確立されていない、跳躍板から身体へ加わる力の計測手法の確立を行う。本研究において確立する計測手法では、跳躍板の下部から加わる力を床反力計で計測すると同時に、跳躍板が変形・復元する過程において身体が跳躍板の部材を加速させる力を跳躍板の高速度撮影映像から計測する。さらに、部材を加速させる力情報によって床反力情報を補正することで、跳躍板から身体へ加わる力情報を計測する。床反力計および高速度ビデオカメラは身体動作分析の分野において広く普及している計測機器であるため、本手法には汎用性が高いという利点がある。床反力計は非常に大きな力を高精度で計測することができ、跳躍動作のみならず走動作や歩行動作など非常に多くの身体動作の分析において用いられている計測機器である。しかしながら、跳躍板での踏切動作では、跳躍板が加速度的に変形するため、単に跳躍板を床反力計上へ置いただけでは跳躍板上面から身体へ加わる力を正しく計測されず、これが跳躍板から身体へ加わる力が計測されてこなかった要因の一つとなっている。本研究で確立する計測手法は、床反力計による計測と高速度撮影映像による計測を組み合わせることによって、この問題を解決するものである。一方、高速度撮影映像による計測では、位置情報の2階数値微分によって算出される加速度情報のノイズが増大しやすく、フィルタリング後の加速度情報の十分な検証が必要である。本研究では、跳躍板へ取り付けられた加速度計の加速度情報を基準に高速度撮影映像から取得する加速度情報の妥当性を検証し、それによって本手法の妥当性を検証する。さらに、跳躍板の部材を加速させる力の高速度撮影映像からの計測に必要な跳躍板上の計測点数をどれだけ減ずることができるかを検証し、より利便性の高い計測手法を確立する。

本研究では第二の目的として、跳躍板の上での踏切動作の特性を明らかにすると共に、踏切動作と相互作用する跳躍板の力学的な役割を明らかにする。踏切動作の特性は、レッグスティフネスによって明らかにする。レッグスティフネスの計測には身体へ加わる力の情報が必要となるため、本研究で確立した跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を利用する。また、レッグスティフネスの計測には身体重心および足部の位置情報も必要となるが、これらは跳躍板を撮影する高速度ビデオカメラと同期させたもう一台の高速



度ビデオカメラで身体全体を撮影した映像から取得する。計測したレッグスティフネスを、反動を利用して行われるという条件が同一である他の踏切動作におけるレッグスティフネスと比較することにより、跳躍板上での踏切動作がもつ特性を明確化する。レッグスティフネスによってさらに、弾性機構である跳躍板に対して弾性エネルギーを蓄積することに効果的な踏切動作であるか、ということ进行を明らかにする。跳躍板の重要な機能の一つは弾性エネルギーを蓄積することであり、蓄積した弾性エネルギーが踏切動作における身体の力学的エネルギーの変換に利用される。そこで、跳躍板で蓄積したエネルギーと跳躍板から身体へ流出したエネルギーの比によって跳躍板のエネルギー効率を計測し、さらに跳躍板のエネルギー効率を身体内部の弾性機構である筋腱複合体弾性要素のエネルギー効率と比較する。これにより、跳躍板には踏切動作における身体のエネルギー変換の効率を向上させる役割があるかを明らかにする。次いで、踏切前後の身体の力学的エネルギーの変化を、並進運動エネルギー、回転運動エネルギー、および位置エネルギーのそれぞれで高速撮影映像から計測する。これらのエネルギー変化それぞれにおいて、跳躍板から身体へと移動したエネルギーが占める大きさを計測する。これにより、跳躍板から身体へ移動するエネルギーの、踏切動作で変換される身体の力学的エネルギー各要素に対する配分とその大きさを明らかにする。踏切動作における身体の力学的エネルギー変換に対する効率、配分とその大きさ、によって跳躍板の担う力学的な役割を明らかにする。

## 1.4. 本論文の構成

本論文の次章以降の構成は以下の通りである。

第2章では、跳躍板から身体へ加わる力の計測について、普及度の高い計測機器を利用した汎用性の高い手法を考案するとともに、その妥当性を評価する。さらに、精度の顕著な低下を招かない範囲で計測の利便性を高める手法を考案し、その妥当性の評価を行なう。

第3章では、第2章で確立した計測手法を利用し、跳躍板の上で行なわれるという特徴をもった踏切動作の特性を示す。さらに、身体と跳躍板との間のエネルギー移動を計測し、踏切動作において跳躍板が担う力学的な役割を、力学的エネルギーの変換という観点から示す。

第4章では、本研究で得られた知見をまとめるとともに、今後への課題と展望について述べ、本論文を総括する。

## 第2章 跳躍板から身体へ加わる力の計測 手法の考案と評価

### 2.1. 緒言

本章では、踏切動作において跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を考案し、その評価を行う。

一般的に、踏切動作や走動作（走動作は連続的な踏切動作とも言える）などを対象とした研究で地面や床面から身体へ加わる力の情報が必要な場合、床反力計によって計測が行なわれる。しかしながら、跳躍板は踏切動作時に短時間で急激に変形するため、床反力計上へ単純に跳躍板を設置するだけでは身体へ加わる力を正確に計測することは難しい。なぜなら、踏切動作によって跳躍板が短時間で急激に変形する時、跳躍板上部と足部との間で作用する力には、跳躍板の弾性変形による弾性力だけでなく跳躍板の部材各部を加速させる力が含まれるからである。すなわち、跳躍板上部で身体から作用する力と跳躍板下部で床反力計から作用する力の間には、部材各部を加速させる力に等しい差が生じているためである。

踏切動作により跳躍板が変形する時には、板材がしなり変形をする。しなり変形をする器具や用具などで外力を計測する際にはストレインゲージが用いられることも多いが(古谷 1970; Sale and Judd 1974; Hay et al. 1979; Arampatzis and Brüggemann 1999; Yeadon and Brewin 2003), これもやはり跳躍板の場合には難しい。ストレインゲージを利用する場合には、歪みと外力の関係をあらかじめ校正しておき、計測した歪み量から外力を算出するが、校正時と計測時で力の作用点が同一である必要がある。しかしながら跳躍板を用いて踏切動作を行なう場合には、足部の接する部位がその都度、あるいは被験者毎に変化してしまうため、校正が非常に困難である。

このように、単独の機器あるいは手法では、跳躍板から身体へ加わる力を計測するこ

とは困難であり、これまで計測がなされていなかった一因となっている。本章では、跳躍板から身体へ加わる力を計測する新たな手法を考案し、その評価を行なう。考案する手法は、既存の広く用いられている計測手段を組み合わせた方法である。

## 2.2. 計測手法の基本構成

跳馬の踏切動作において、跳躍板から身体へ加わる力の最大値は体重の数倍に達することが予測される。このような大きさの力が加わる場合には、計測できる力の大きさの範囲や精度などの点において床反力計を利用することが適している。加えて、動作分析の分野における普及度も高い。そこで本研究では、床反力計と他の計測機器を組み合わせた手法によって、力情報を取得していく。具体的には、跳躍板の部材を加速させる力を計測し、床反力計より得た力情報から差し引くことで、跳躍板から身体へ加わる力情報を取得するという手法を考案する。部材を加速させる力情報は、跳躍板の各部位の加速度を計測してそれぞれの質量を乗じ、それらを合計することによって取得する。

### 2.2.1. 力学情報の計測セッティング

本項では、考案する計測手法に必要な計測機器、セッティングや手順等についての基本的な事項を述べる。

床面に埋設した床反力計の上へ跳躍板を設置し、踏切動作中に跳躍板へ下部から加わる力を計測する。同時に、急激な変形・復元をする跳躍板の挙動を側方から高速度撮影する。跳躍板の部材を加速させる力の算出に必要な加速度情報は、高速度撮影した映像から次の手順で取得する。

高速度撮影した映像から、跳躍板の板材（板ばね）側面へ貼り付けたマーカの画像上の座標値を1コマ毎に計測する。この、画像上の座標値の計測は「デジタイズ」と呼ばれる。跳躍板の撮影の事前または事後に、実空間における座標値が既知となる状態で正確に配置した校正用計測点（コントロールポイント）複数個を同一のカメラで撮影し、デジタイズにより各コントロールポイントの画像上座標値を取得する。デジタイズにより取得したコントロールポイントおよび跳躍板マーカの画像上座標値から、DLT法

(Direct linear transformation method; 池上 1983)によって跳躍板マーカークの実空間座標値を求める。DLT法とは、画像上の座標値から実空間座標値への変換式の係数を、コントロールポイントの画像上座標値と実空間座標値とから求めておく手法であり、撮影対象が運動すると近似される平面とカメラの光軸とを直交させる必要がなく、カメラの設置位置の自由度が高いという利点をもつ。跳躍板はマーカークとマーカークの間が剛体セグメントであると仮定し(モデル化し)、隣り合う跳躍板マーカークの実空間座標値から、各セグメントの重心座標値を算出する。最後に、時系列のセグメント重心座標情報を2階数値微分することでセグメント重心の加速度情報を取得する。

### 2.2.2. 跳躍板のモデリングと力学情報の算出

跳躍板が踏切動作によって変形・復元する時、板ばねのねじれ変形はしなり変形と比較して相対的に小さいと考えられることから、跳躍板の挙動は2次元平面内で行われていると仮定する。跳躍板を、同一の板ばね上で隣り合うマーカーク座標間を剛体セグメントとみなして、剛体セグメントの集合体であると仮定する(図2-1)。各セグメントの質量は、跳躍板の部材(板材、クッション材、カーペット等)の質量、形状を考慮して個別に設定する。また、各セグメントは、密度の分布に偏りがなく均一で重心位置がセグメントの中心にある、と仮定する。ただし、コイルスプリングは振動を伴いながら圧縮変形するために映像データから重心位置を特定するのが困難であるが、非常に軽量であることからコイルスプリング重心を加速させる力は無視する。

跳躍板から身体へ加わる力(Board reaction force; BRF)と床反力との関係は、以下の式により表される。

$$BRF_h = GRF_h - Ma_h \quad (2.1)$$

$$BRF_v = GRF_v - Mg - Ma_v \quad (2.2)$$

ここで、 $BRF_h$ および $BRF_v$ は跳躍板から身体へ加わる力のそれぞれ水平成分および鉛直成分、 $GRF_h$ および $GRF_v$ は床反力のそれぞれ水平成分および鉛直成分、 $M$ は跳躍板の質量、 $g$ は重力加速度の大きさ、 $a_h$ および $a_v$ は跳躍板の重心の加速度のそれぞれ水平成分

および鉛直成分である。

式 (2.1) および (2.2) 中の  $Ma_h$  および  $Ma_v$  は跳躍板部材の加速に要する力のそれぞれ水平成分および鉛直成分を表している。跳躍板を剛体セグメントの集合体であると仮定したとき、 $Ma_h$  および  $Ma_v$  は以下の式で表される。

$$Ma_h = \sum m_i a_{hi} \quad (2.3)$$

$$Ma_v = \sum m_i a_{vi} \quad (2.4)$$

ここで、 $m_i$  は  $i$  番目のセグメントの質量、 $a_{hi}$  および  $a_{vi}$  は  $i$  番目のセグメントの加速度のそれぞれ水平成分および鉛直成分である。

最終的に、式 (2.1) および (2.2) は以下のように表される。

$$BRF_h = GRF_h - \sum m_i a_{hi} \quad (2.5)$$

$$BRF_v = GRF_v - Mg - \sum m_i a_{vi} \quad (2.6)$$

なお、跳躍板部材の加速に要する力は、座標系を跳躍板上においた場合に慣性力と大きさが等しいことから、本論文では簡単のため、以下、跳躍板部材の加速に要する力の和文表記は慣性力とする。

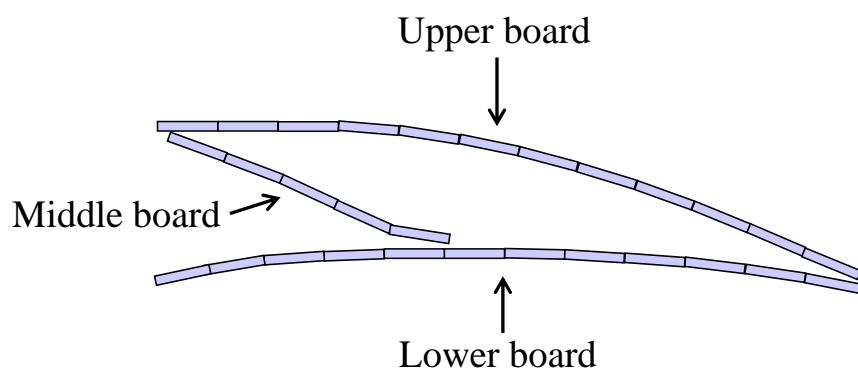


図 2-1 剛体セグメントの集合体と仮定した跳躍板

## 2.3. ノイズとフィルタリングによる歪みの処理と評価

本研究で考案する計測手法は、跳躍板の下部へ加わる力（床反力）情報を慣性力情報で補正することにより跳躍板から身体へ加わる力情報を取得する、というものである。この方法では、式 (2.5) および式 (2.6) が示すように床反力情報、個々のセグメントの質量情報および個々のセグメントの加速度情報の計測が必要となり、各々の計測の妥当性が最終的な算出値の妥当性を決定する。このうち、床反力は床反力計により高精度な計測が可能である。また、跳躍板の各部材の質量も精度良く計測することが出来るため、セグメント質量の妥当性も高い。本研究で考案する計測手法においては、映像から取得する加速度の妥当性が、最終的な算出値の妥当性を決定する。

本節の第1項では、映像から加速度情報を取得する際の妥当性に影響する、ノイズの増幅、フィルタリング処理、および時系列情報の歪みについて概説する。第2項では、考案する計測手法の撮影条件下において取得する加速度情報の妥当性を評価し、それによって、考案する計測手法の妥当性を評価する。第3項では、踏切動作初期の領域において時系列情報の“歪み”を抑制できると考えられる処理について検討する。

### 2.3.1. ノイズ増幅とフィルタリング処理に関する概要

本研究で考案する計測手法では、前節で述べたように跳躍板側面の計測部位の加速度情報を映像から取得する。この方法の利点は、計測点数を多くすることで跳躍板の変形をより正確に反映させることや状況に合わせて計測点数を変更するといったことが容易であるという点、動作分析の分野において高速度ビデオカメラは広く普及しており汎用性が高いという点、にある。一方、跳躍板側面の計測点の加速度情報は、加速度計を取り付けることで直接的に取得することも可能であり、この場合にはデジタイズや計算処理を行うことなく加速度情報を直接的に取得できることが利点となる。しかしながら、跳躍板および加速度計の破損を防ぎながら数十個の加速度計を強固に取り付けることは、跳躍板の挙動に影響を及ぼす恐れもあり、必ずしも現実的ではない。

跳躍板の変形を反映させることならびに汎用性においては映像による加速度情報の取得に利点が大きいと考えられる一方で、あらかじめ検証しておくべき事項も存在する。

それは、時系列の加速度情報（信号と呼ぶ）に混入するノイズの大きさ、さらに、ノイズを低減させるフィルタリング処理によって生じる信号の“歪み”の大きさである。

映像からデジタル化によって実空間座標値を取得する時、計測値には必ず誤差が生じる。この誤差は、画像上での計測位置の誤差だけでなく、画像上で計測される座標値が画素の座標値であり離散量だということ、コントロールポイントの設置位置に誤差が含まれてしまうこと、コントロールポイントのデジタル化にも誤差が生じることなど様々な要因によって生じる。この、1コマ1コマの画像から得られる誤差を含んだ実空間座標値を時系列の信号とした時には、ランダムなノイズを含んだ信号となる。

映像の撮影速度は通常、計測点の運動よりも十分に速いため、ノイズは真の信号よりも高周波となる。映像により加速度情報を取得する際には位置情報を2階微分することとなるが、高周波成分を含む信号を微分すると高周波成分が増幅する、すなわちノイズが大きくなるという性質がある。このことは、単純な数学モデルによっても確認できる。

例として、いま、真の信号が正弦波であったと仮定する。それに対し、混入した余分な信号（ノイズ）は周波数が10倍で振幅が1/20の正弦波であったとする（図2-2）。これらを微分すると振幅に角振動数が掛け合わされるため、図2-3のように高周波成分が増幅することが確認できる。加速度を求める時のようにさらに微分を繰り返すと、高周波成分は大幅に増幅することになる。ここでは説明のために単純な正弦波の重ねあわせを用いており、実際の計測において混入するノイズは単調でなく不規則であるが、高周波成分が増幅する原理は同じである。



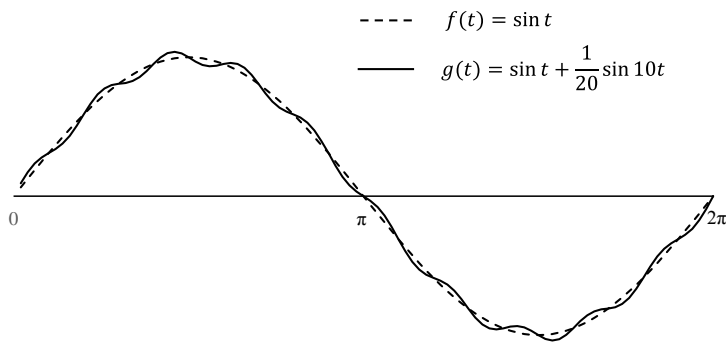


図 2-2 信号に高周波成分が混入した例

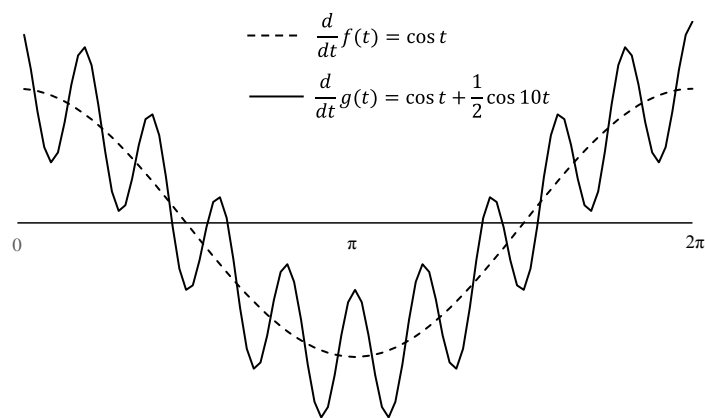


図 2-3 信号に含まれる高周波成分が微分で増幅する例

取得された計測点の運動の信号には、混入した高周波のノイズを低減させるため、ローパスフィルターがかけられる。仮に上記の例のように、真の信号と混入した余分な信号の周波数成分が完全に分離できる場合には、余分な高い周波数成分のみを阻止するような遮断周波数でフィルタリングすることによって、真の信号のみを通過させることが

できる。しかしながら、速く変化の急激な運動の場合には、通常、計測点の運動の真の信号に含まれる周波数成分とランダムノイズの周波数成分とは重複が大きい。したがって、ノイズのみを完全に除去し、真の信号のみを取り出すということは困難である。

速く変化の急激な計測点から取得した信号にフィルターをかける際、遮断周波数を低くすればノイズはより低減される。しかし、この場合、真の信号に含まれる高周波成分も多く阻止されてしまうため、真の信号とフィルタリング後の信号との間で部分的に大きな差が生じることがある。この、フィルタリングに伴って生じる、真の信号に対するフィルタリング後の信号の部分的な大きな差を“歪み”と呼ぶことがあり(池上 2000; 布目 2004; Winter 2009)、本研究においても歪みと称する。一方、フィルタリング後の信号の歪みを小さくするために遮断周波数を高くすれば、ノイズに含まれる高周波成分の通過も多くなってしまうため、信号に残存するノイズも大きくなる。これらもやはり、簡単なモデルを用いることにより確認することができる。

例として、衝突で力が生じる場合のような急激に変化する状況を模した信号を図 2-4 の破線のように作成する。これは、大きさが 0 であった信号が時間  $t = 0.35$  を境として増加に転じて  $t = 0.5$  でピークを迎え、ピークを境として減少に転じ  $t = 0.65$  以降は再び 0 となる信号である。

次に、混入させる余分な信号を以下とする。

$$\varepsilon(t) = \frac{\sin 20\pi t}{8} + \frac{\sin 24\pi t}{9} + \frac{\sin 30\pi t}{12} \quad (2.7)$$

この、3つの正弦波の重ね合わせを余分な信号(仮想ノイズ)として真の信号に加え、仮想ノイズの混入した信号を生成する(図 2-4)。なお、真の信号および仮想ノイズを含む信号のいずれも、データ点数は毎秒 100 点とする。

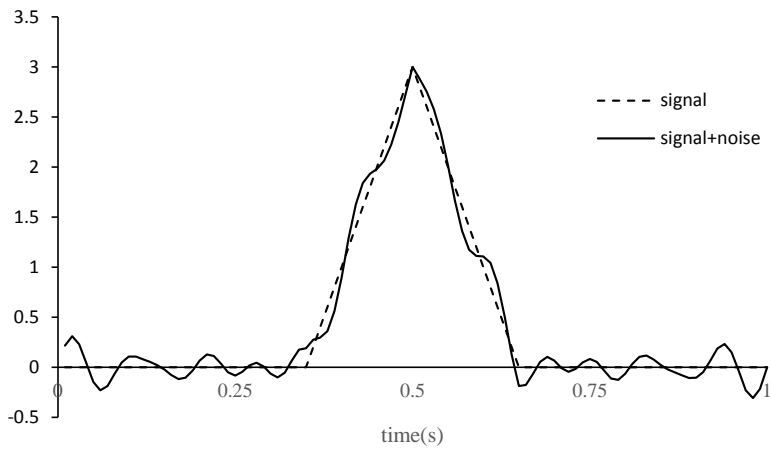


図 2-4 急激に変化する部位を含む信号に高周波成分が混入した例

この、仮想ノイズを混入させた信号へローパスフィルターをかける。はじめに、バターワース型ローパスフィルターにより、遮断周波数 10Hz でフィルタリングする。図 2-5 をみると、フィルタリング後の信号は中間領域で真の信号に近づいてはいるものの、真の値が 0 である領域にはまだ多くのノイズが残存している。これは、仮想ノイズに含まれる周波数成分が十分に低減されずに通過していることを表している。

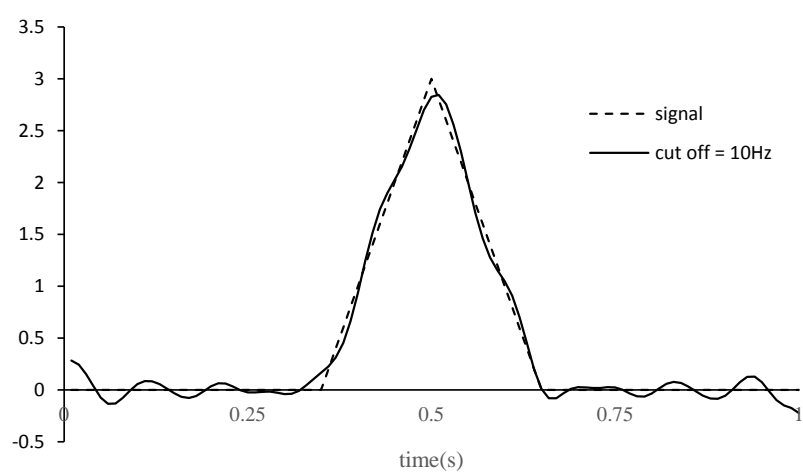


図 2-5 高周波成分の混入した信号にローパスフィルターを高め遮断周波数でかけた例

次に、遮断周波数をさらに低め 5Hz でフィルタリングする (図 2-6). すると、ノイズはほとんど除去され、真の信号が線形である領域では概ね一致していることがみてとれる. しかしながら、信号が急変する部位、すなわち信号が増加に転じる部位、頂点、および 0 に戻る部位それぞれの周辺では歪みがみられることが分かる. すなわち、仮想ノイズに含まれる周波数成分を阻止した一方で、信号の急変部位に本来は含まれている高周波成分まで阻止されたことになる.

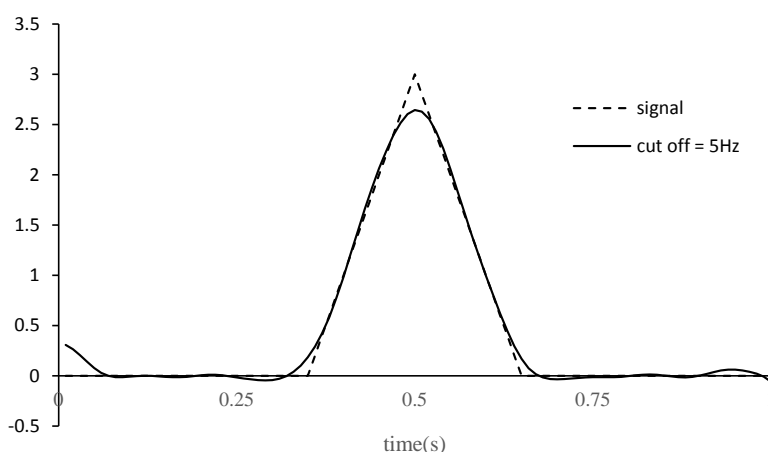


図 2-6 高周波成分の混入した信号にローパスフィルターを低めの遮断周波数でかけた例

ここでは例として、ノイズの残存と信号の歪みを明確に生じさせるためにやや極端な状況を作って説明したが、実際に変化の急激な信号に高周波のノイズが混入している場合においても、真の信号とノイズの周波数成分の重複が多くなるため、真の信号を完全な状態に取り出すことは非常に難しくなる. したがって、フィルタリングをする際には、ノイズの通過と信号の歪みの間で妥協点を見出すことが必要となる.

映像による加速度情報の取得においては、ノイズが増幅するという性質からフィルタリング処理を行なうことは避けられず、同時にノイズの残存あるいは歪みの増大も避けられない. それゆえ、ノイズや歪みを出来るだけ抑えられるように映像そのものを撮影しておく必要がある. 映像撮影に関して加速度情報の取得精度に影響するものとしては、解像度や明暗度など様々な要因が挙げられるが、それらのなかでも撮影範囲の大きさが

特に影響を及ぼす。なぜなら、撮影範囲が広く撮影対象物が小さく映りこんでいる場合には、計測値に対する誤差の相対的な大きさが増大するからである。

撮影範囲の大きさが、映像から取得する加速度情報の精度に影響する一例を挙げていく。ここで挙げる例は、跳躍板上での踏切動作を同期させた 2 台のカメラで側方から 500fps で撮影したもので、1 台のカメラは跳躍板と足部を拡大撮影し、もう 1 台は踏切準備局面から馬体着手局面までの広範囲を撮影している (図 2-7)。図 2-8 は、それぞれの映像から取得した踵の鉛直変位情報である。グラフをみると、広範囲を撮影した場合には変位情報の段階からノイズが大きいばかりか、拡大撮影における全体的な変動に対する差 (歪み) も確認できる。これらの位置情報から 2 階数値微分によって加速度情報としたのが図 2-9 である。位置情報ではほとんどノイズがみられなかった拡大撮影においても微分処理による性質上ノイズは増大しているが、広範囲撮影の方がより顕著にノイズが増大することがみてとれる。これらに対して更に、遮断周波数 20Hz でバターワース型ローパスフィルターをかけたのが図 2-10 である。一般的には精度が高くなる拡大撮影を基準とすると、広範囲撮影のものは拡大撮影の変動を正しく追従していない。さらに、終盤にみられる変動の大幅な乖離は、広範囲撮影において変位情報の時点でみられた変動の差 (歪み) に起因している。

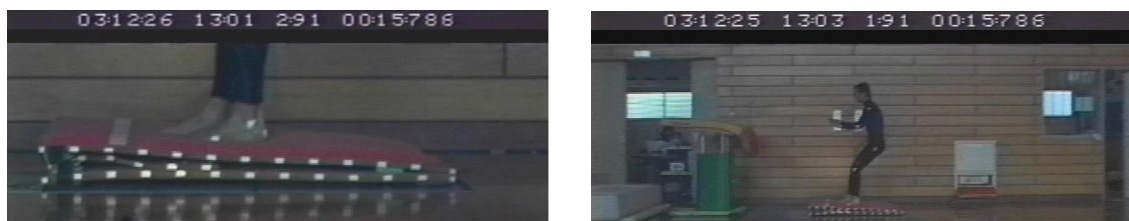


図 2-7 拡大撮影 (左) と広範囲撮影 (右)

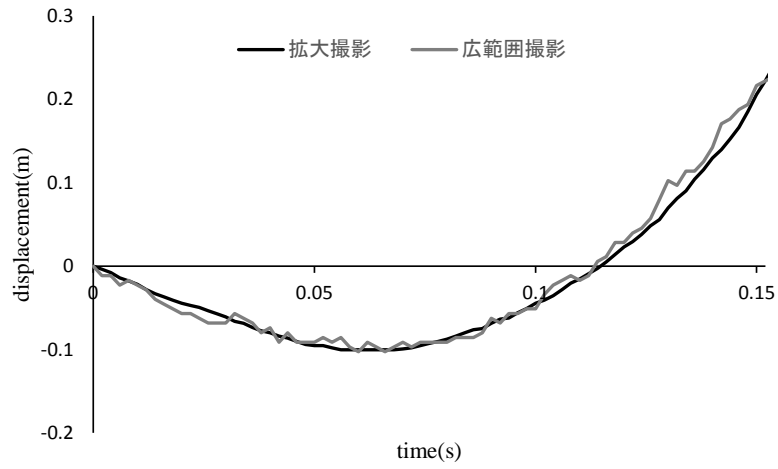


図 2-8 撮影範囲の違いが映像から取得する変位情報のノイズの大きさに影響を与える例. この例は踵の鉛直変位.

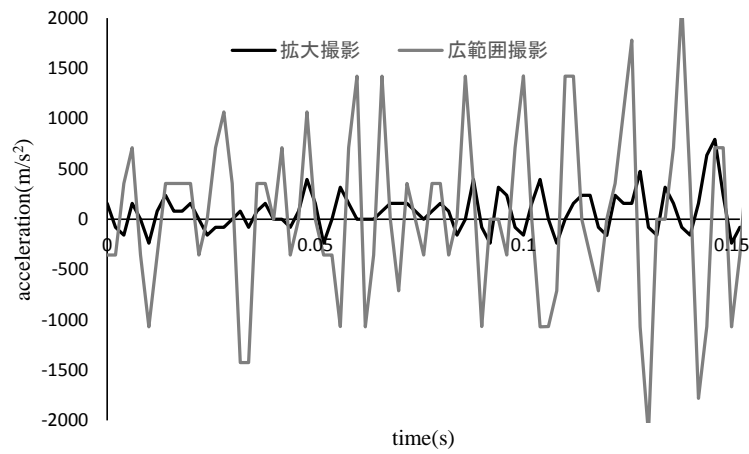


図 2-9 撮影範囲の違いが映像から取得する加速度情報のノイズの大きさに影響を与える例

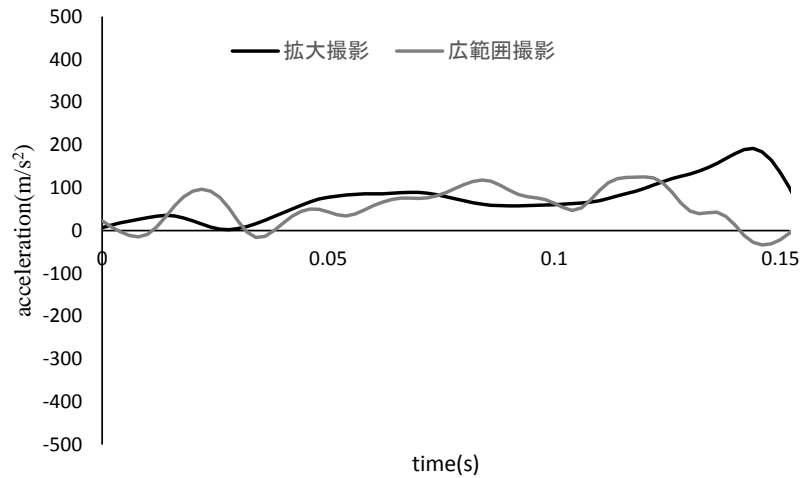


図 2-10 撮影範囲の違いがフィルタリング後の加速度情報の変動に影響を与える例

以上のように、映像による加速度情報の取得にはノイズや歪みが混入しやすいという性質があり、撮影条件によっては加速度情報の精度が確保できないこともある。したがって、映像から加速度情報を取得する場合には、出来る限り精度が向上するように撮影やデジタイズを行なうと共に、情報の妥当性を検証しておくことが必要となる。

### 2.3.2. 映像による加速度情報の計測と評価

映像から取得した加速度情報の妥当性を評価するには、精度の高い加速度計から取得した加速度情報と比較するのが効果的である。本項では、跳躍板の側面へ取り付けられた加速度計より得られる加速度情報を基準に用い、跳躍板を拡大撮影した映像から取得する加速度情報の妥当性を評価する。

男子体操選手 1 名（年齢 20 歳，身長 1.71m，体重 60.7kg）を被験者とし，実験試技として助走からの跳躍板を用いた前方宙返りを行わせた。跳躍板（Senoh 社製，AJ0504）の上部の板の先端側面へ加速度計(KYOWA, AS50B)を取り付け，その側部へデジタイズの目印とするためシール型のマーカーを貼り付けた。加速度計から出力されるアナログ信号を AD 変換器（AD Instruments 社製，PowerLab/16sp）によってデジタル信号へ変換し，サンプリング周波数 1000Hz で加速度情報を取得した。跳躍板の挙動は同時に、

高速度ビデオカメラ (nac 社製, HSV-500C<sup>3</sup>) で側方より 500fps の撮影速度で撮影した。撮影した映像から、2 章 2 節 1 項で説明した方法でマーカの座標値を取得し、2 階数値微分することで加速度情報を算出した。加速度計より得た情報は、映像情報と同じ 500Hz でリサンプリングした。

図 2-11 は、加速度計および映像より得た加速度の変動である。映像より取得した加速度にはノイズが含まれているものの、全体的な変動は加速度計から得た加速度をよく追従していることがみてとれる。映像から加速度を取得した時、前項で例を挙げて説明したように、ノイズが非常に大きくフィルタリングしなければ本来の変動が分からないほどであったり本来の変動を追従できていないと考えられたりするケースも非常に多い。対して、今回のケースでは、映像から得た加速度はノイズを含む段階においても加速度計の変動を非常によく追従しているものと判断できる。

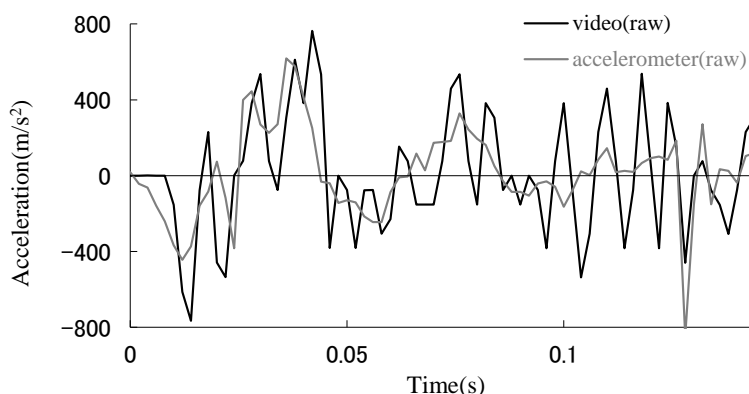


図 2-11 加速度計および映像から取得した加速度の生情報

映像より取得した加速度にはフィルターをかけることになるため、次に、実際にフィルターをかけた加速度情報で確認していく。フィルターは、映像より得られた加速度情報だけでなく、加速度計より得られた加速度情報へもかける。これは、映像と比較して精度が高いとはいえ加速度計にもノイズが混入することの他、次に述べる理由にもよる。

加速度計は精度が高いため、跳躍板の急激な変形とともに生じる振動をも記録する。しかしながら、跳躍板の上面はクッションパッドならびにカーペットで覆われているため、跳躍板の振動による力の成分は低減されて身体へ伝わっていると考えられる。また、



短時間で行なわれる踏切動作に対して非常に短い周期での力の変動が、踏切動作とそれによる身体の力学的な運動の双方に与える影響は限定的であると考えられる。さらに、身体から得られる力学的情報と併せて分析をする際、振動による力の成分とノイズはいずれも時系列情報上に似通った波形として現れるため、両者を区別することも非常に難しい。したがって、踏切動作の分析への応用を前提としている本研究においては、跳躍板の振動による力の成分をフィルタリングによって低減させた状態で比較を行なう。

加速度計および映像より取得した加速度情報にフィルターを掛ける際の遮断周波数を、ノイズの通過と信号の歪みの妥協点を見出して遮断周波数を選択する手法である残差分析法(Winter 2009)により求めると、それぞれ、18Hz および 23Hz であった。ここでは、比較のため両者に同一の処理を施すこととし、歪みが大きくなることを優先して、いずれも 23Hz でバターワース型ローパスフィルターをかけた。

図 2-12 (上) は加速度計より得た加速度のフィルタリング前および後の変動を示している。特に初期の領域でフィルター前と後の差が大きく見られるが、中間以降ではフィルタリング前後の差が小さくなっている。これは、跳躍板が急激に変形させられることで初期に振動が発生し、次いで減衰していったことを反映しているものと考えられる。

フィルタリング前の変動において、終盤に急激で大きな負の加速度が発生しているが、これは、部材が大きな速度を持ったまま跳躍板の形状が元へ戻り急減速したことによるものであろう。この場合の急減速は跳躍板の構造上の内力によるものであるため、跳躍板から身体へ加わる力を算出する際には除去する必要がある部分である。よって、終盤にみられるフィルタリング前後の大きな差は、フィルタリングにより不要な部分を取り除かれていると判断できる。

図 2-12 (下) は映像より取得した加速度のフィルタリング前後の変動である。フィルタリング前には大きなノイズが混入しているが、フィルタリング後の変動は、加速度計におけるフィルタリング後の変動と同様のものであることがみてとれる。加速度計および映像から取得した加速度それぞれのフィルタリング後の変動を重ね合わせると、非常によく一致した (図 2-13)。両者のピーク値の差は  $14.6\text{m/s}^2$  であり、これを加速度計より得たピーク値  $324.8\text{m/s}^2$  に対する相対値にすると 4.5% であった。

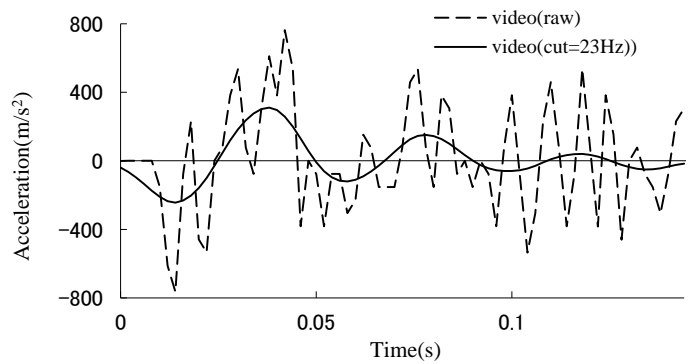
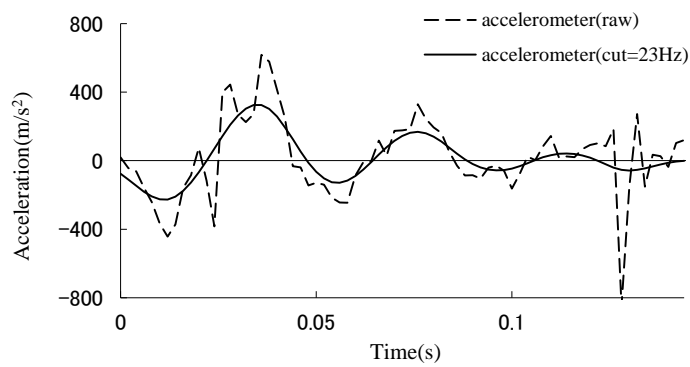


図 2-12 加速度計および映像から取得した加速度それぞれの生情報とフィルタリング後の情報

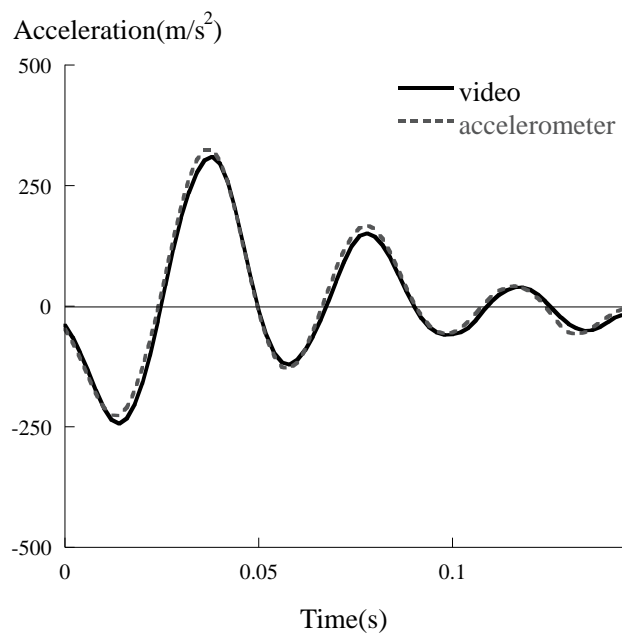


図 2-13 加速度計および映像より取得したフィルタリング後の加速度情報

フィルタリング処理のされた加速度情報を映像から取得する際には、位置情報を2階数値微分し加速度情報にしてからフィルタリングする場合と、位置情報をフィルタリングしてから2階数値微分し加速度情報にする場合とがある。ここまでは、加速度計と同一条件の処理を行って比較するため、加速度情報にフィルタリングした場合で確認してきた。しかしながら、位置情報にフィルタリング処理を施してから加速度情報を得ることも頻繁に行われるため、この場合についても確認する。

位置情報の遮断周波数をここまでと同様に残差分析法(Winter 2009)で求めると、23Hzよりもさらに高く33Hzであった。位置情報に33Hzでフィルターをかけてから2階数値微分により加速度情報を求め、また、加速度計より得た加速度情報にはあらためて33Hzでフィルターをかけた。

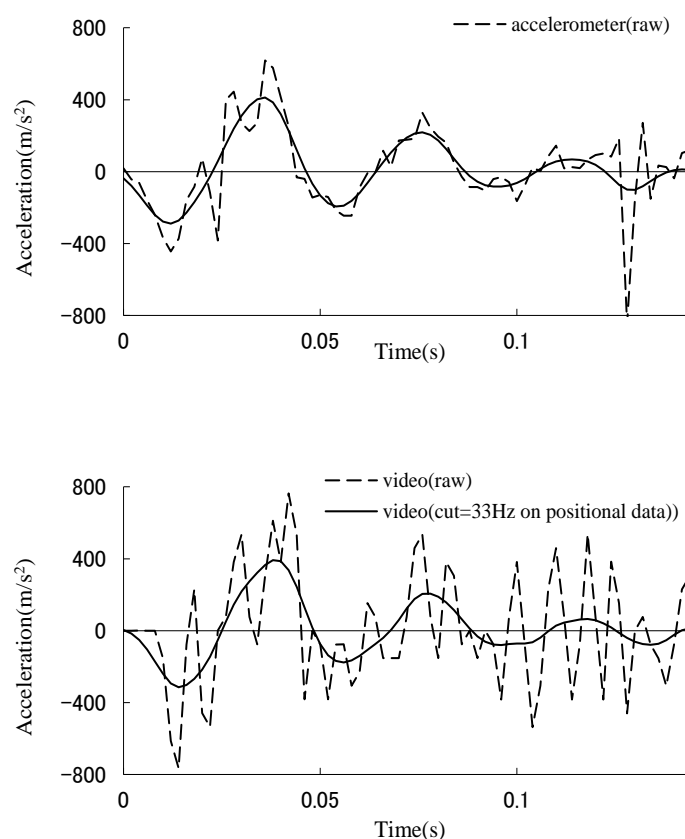


図 2-14 加速度計および映像から取得した加速度それぞれの生情報とフィルタリング後の情報。映像から取得した加速度は位置情報にフィルタリングしてから2階微分したもの。

図 2-14 は、加速度計から取得した加速度情報ならびに映像から処理を変更して取得し直した加速度情報を示している。図 2-14 (上) の加速度計から得たフィルタリング前後の加速度の変動をみると、終盤の不要な負のピークの影響は若干増大しているものの、遮断周波数 23Hz の場合よりも全体的には追従性が向上している。ただし、遮断周波数を高くするほど常に真の値に近づくわけではなく、ノイズや振動による余分な成分がより残存することになるのはここまで説明したとおりである。

加速度計および映像から取得したフィルタリング後の加速度の変動をみると、この場合も 2 つの変動はよく一致していることがみてとれる (図 2-15)。それぞれのピーク値の差は  $19.9\text{m/s}^2$  で、加速度計より得たピーク値  $411.7\text{m/s}^2$  に対する比率は 4.8% と、この場合も 5% 未満であった。

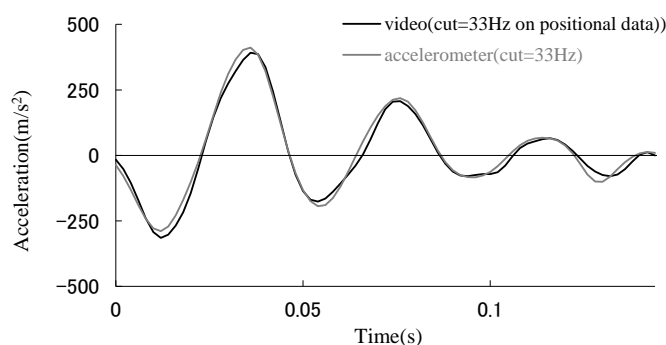


図 2-15 加速度計および映像より取得したフィルタリング後の加速度情報。映像から取得した加速度は位置情報にフィルタリングしてから 2 階微分したもの。

以上より、跳躍板を拡大撮影した映像から取得する加速度情報は、踏切動作を分析するうえで十分な妥当性を有しているものと判断される。さらに、本節の冒頭で説明したように、本研究で考案する計測手法の妥当性は加速度情報の妥当性が決定するため、跳躍板から身体へ加わる力も十分な妥当性を持って計測することができるものと判断される。

### 2.3.3. 踏切動作初期の領域における歪みの処理

本節の第1項で説明したように、フィルタリング処理に伴い混入する歪みは衝突などの信号が急変する領域で大きくなる。打撃動作や蹴動作などの衝突を伴う動作では、フィルタリングに伴うデータの歪みが顕著に現れることが知られている(Knudson and Bahamonde 2001; 布目 2004; Nunome 2006; Apriantono 2006)。フィルタリングを施したとしてもノイズの残存や歪みの増大は避けられず、基本的には妥協が必要となる。だが、分析の対象範囲などによっては、歪みを部分的に抑制するような処理を施し、正確性の向上が図られることがある(布目 2004; Nunome 2006; Apriantono 2006)。本研究においては、踏切動作を開始する局面が、信号が急変すると考えられる領域である。加速度情報の妥当性は前項において評価しているが、最終的に算出される力情報の正確性をさらに向上させるため、本項では、踏切動作初期の領域で力情報の歪みを抑制する処理を検討していく。

歪みの抑制処理の検討には、次節第1項の実験で取得した慣性力鉛直成分の一例を用いる。図 2-17 は、慣性力鉛直成分の変動を踏切動作の開始前後の局面で拡大表示したものである。斜線による網掛けは、左端(0.038s)が映像上で足と跳躍板が接触していない最後のコマ、右端(0.040s)が両者の接触する最初のコマの時間に相当する。すなわち、踏切動作が網掛け領域内である0.038~0.040sの間に開始されていることを示している。慣性力の時系列情報へ単純にバターワース型ローパスフィルター(遮断周波数27.3Hz)をかけると、足部が跳躍板に接しておらず跳躍板が静止状態である網掛けより左側の領域(0.038s以前の領域)において、本来は値が0のはずであるのに慣性力が発生しているかのような時系列情報となっている。ここで用いている跳躍板の慣性力鉛直成分の情報は、次節第1項で説明するように、コンクリート製土台へ固定した床反力計の上へ設置した跳躍板の高速撮影映像から取得している。そのため、足部が跳躍板へ接するよりも前に、助走で跳躍者が近づいてくることによる床面の歪みなど他の要因で跳躍板に動きが生じ慣性力が発生する可能性は小さい。したがって、図 2-17 に示したフィルタリング後の慣性力鉛直成分の時系列情報には、踏切動作開始時の信号急変部位を含むことで、フィルタリングによる歪みが生じていると確認できる。

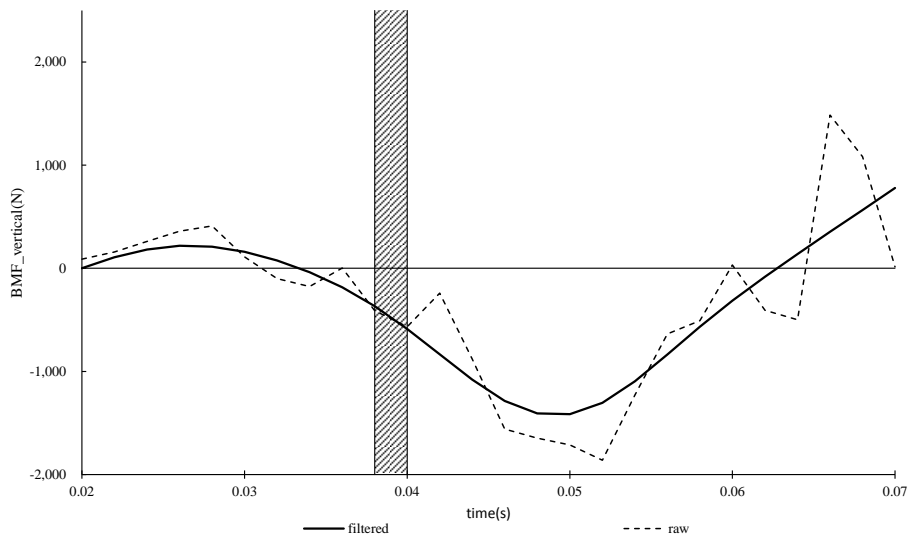


図 2-16 踏切動作開始前後の跳躍板の慣性力鉛直成分. 斜線網掛け領域内が開始時点.

次いで、踏切動作初期の領域の歪みを抑制する処理を検討していく。はじめに、足部とボールの接触時間が非常に短く（およそ 10ms）データが大きく歪むことで知られるサッカーのキック動作において用いられた方法を適用して検討する(Nunome 2006).

踏切開始時点における信号の急変は跳躍板と身体が衝突することによるものである。衝突により、静止状態である跳躍板のみから成る系が、踏切開始時点を境として、運動状態であった身体が加わった新たな系へと変化する。系の運動状態が異なればそれぞれに含まれる周波数成分も異なり、適した遮断周波数も異なるが、ここへ一様にフィルタリング処理を行うことでノイズの残存や信号の歪みが生じる。そこで、系が変化しない状態を仮想的に作り出してフィルタリングを行うという処理をする。まずは、踏切開始よりも前の、跳躍板のみの系の局面の生データを無視する（図 2-17 中のドット網掛け部分）。次に踏切開始直後からピーク値までの間にある生データ数点を用いて 1 次回帰式を求める。この時、回帰に用いるデータ点数を変えていき、0.038s（斜線網掛け左端時点）における値が 0 に最も近くなる回帰式によって、踏切開始前の局面に仮想データを外挿する。外挿した仮想データと踏切開始後の生データを組み合わせたものを解析データとする。これは、踏切開始前の局面に、身体と跳躍板からなる系における跳躍板慣

性力を仮想的に作り出し、系の状態が変化しないようにしたということである。最後に、解析データへバターワース型ローパスフィルター（遮断周波数 27.3Hz）をかけ、0.038s よりも前（図 2-17 中のドット網掛け部分）のデータは踏切動作開始以前であるため分析時には対象外とし無視する。フィルタリング後の新たに作成した変動をみると、踏切動作初期の領域で歪みが抑制されたと考えられる状態となっており（図 2-17）、Nunome(2006)の処理法は跳躍板の慣性力の歪みの抑制にも適用可能である。

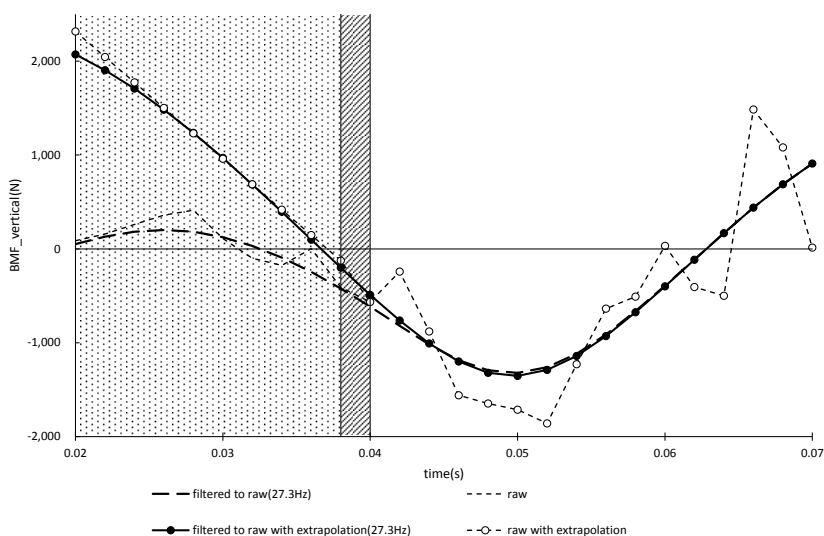


図 2-17 踏切動作初期の歪みの抑制処理（外挿を用いる方法）

踏切動作初期の領域における慣性力の変動の歪みはサッカーキック動作で用いられた方法によって抑制することができる反面、外挿に用いる回帰式を一つ一つ確認しながら決定することになり、サンプル数が多い場合などには多くの時間と労力を有する。そこで、より簡便に歪みを抑制できると考えられる方法について更に検討を進める。

ここで用いている時系列データでは、0.038s 以前は身体が跳躍板に接触していないため、慣性力ならびにその元となる加速度の真の値が 0 であることは自明である。また、踏切動作開始後は、一つ一つの計測点の挙動は異なり、一つ一つの計測点の信号に含まれる周波数成分も異なる。そこで、計測点毎に残差分析法で求めた個別の遮断周波数でフィルターをかけてから慣性力を算出し、次いで踏切開始以前の値を全て 0 にする（図

2-18 中の “filtered with zero set”). 図 2-18 をみると、この方法でも踏切動作初期の歪みは抑制できることが確認できる。

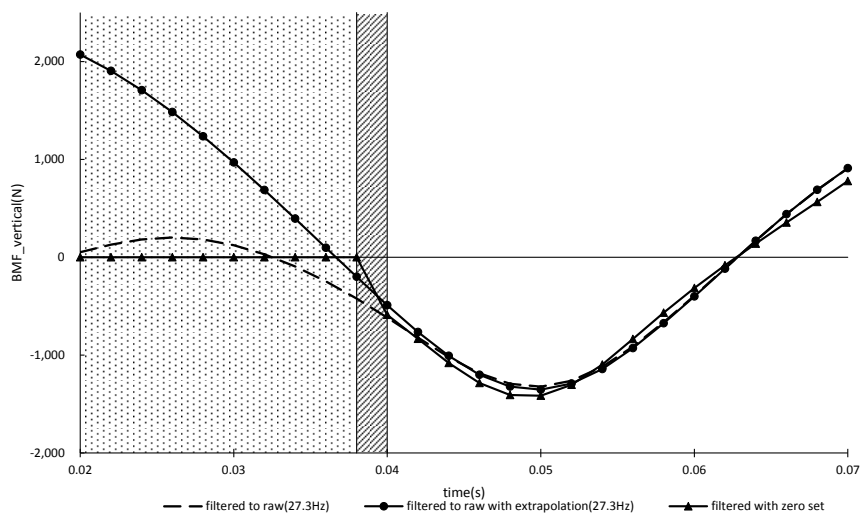


図 2-18 2つの抑制処理法の比較

ここまで確認したように、サッカーキック動作で用いられた処理と本研究独自の処理のいずれにおいても、踏切動作初期の領域における変動の歪みを抑制することが可能である。ただし、跳躍板と足部が接触した初期の微小時間の領域においては、厳密には、跳躍板の局所的な変形に伴う慣性力の微小な時間変化が存在するはずであるが、本手法の精度ではこれを計測することは困難である。したがって、どちらの歪み処理法がより真の変動に近づけることが出来るかを検証することは非常に難しく、研究上の限界でもある。そのため次節以降では、処理の簡便性に利点のある本研究独自の処理によって、踏切動作初期の領域における歪みの抑制を行うものとする。

## 2.4. 跳躍板から身体へ加わる力の計測と評価

本節では、ここまで説明してきた計測手法によって跳躍板から身体へ加わる力を計測し、本計測手法の必要性、適用範囲、および慣性力への跳躍板の部材毎の影響についての評価を行なう。



### 2.4.1. 実験設定

計測手法の概要については第2節で説明しているが、本項では、本研究において計測を実施した際の詳細を記述する。

#### 被験者および実験試技

被験者は大学生男子体操選手 10 名（年齢  $20.7 \pm 2.4$  歳；身長  $1.71 \pm 0.04$ m；体重  $62.3 \pm 5.0$ kg）であった。実験にあたり、被験者には実験の目的、方法などを十分に説明し、参加の同意を得た。十分なウォーミングアップの後、各被験者は前方倒立回転とび（図 1-2 で示した技）を 5 回行った。日本体操協会公認の審判員が全試技を採点し、被験者毎に最高得点を得られた試技を分析対象とした。

#### 計測機器の設定

体育館床面を切り抜いた床下にコンクリート製土台を設け、4 枚の床反力計（Kistler 社製，9281B）を土台へ強固に固定した。床反力計上面の高さは床面と同一になるようにした。床反力計の上に跳躍板（Senoh 社製，AJ0504）を設置した。床反力計から出力されるアナログ信号を AD 変換器（AD Instruments 社製，PowerLab/16sp）によってデジタル信号へ変換し、パーソナルコンピュータ（NEC 社製，LL550）へサンプリング周波数 1000Hz で取り込んだ。床反力情報は、4 枚の床反力計から得られた力情報を合計することで得た。跳躍板の挙動を、高速度ビデオカメラ（nac 社製，HSV-500C<sup>3</sup>）で側方より 500fps の撮影速度で撮影した。カメラの撮影範囲内に発光ダイオードを設置し、発光と同時に発生させた電気信号を床反力情報と共にパーソナルコンピュータへ取り込むことで、床反力情報と映像情報の同期を行った。図 2-19 に、実験時の跳馬用器械および計測機器の配置を示す。

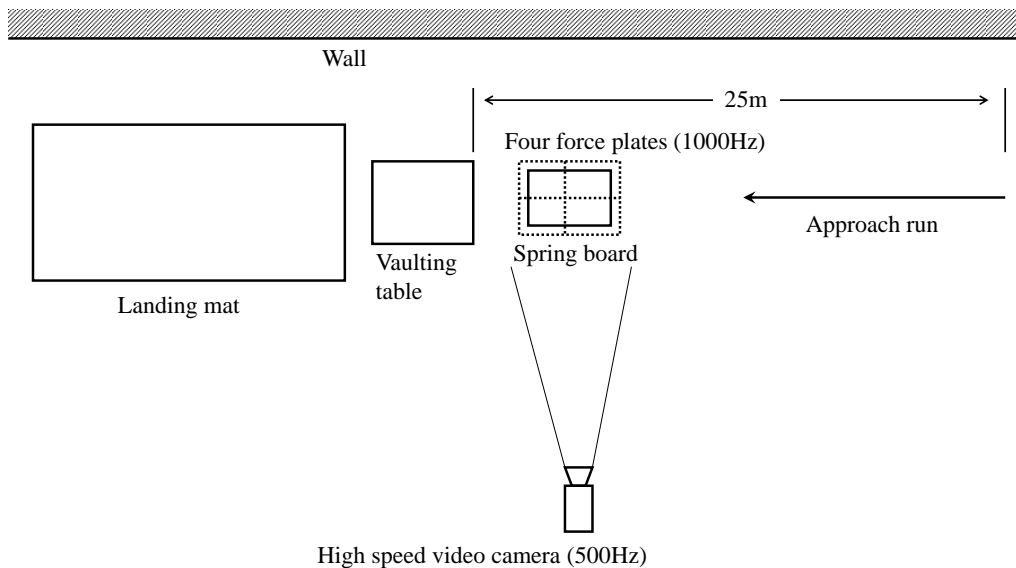


図 2-19 実験における跳馬用器械および計測機器の配置図

### データ処理

跳躍板を高速度撮影した映像をパーソナルコンピュータへ取り込み、跳躍板の板材（板ばね）側面へ 10cm 間隔で貼り付けたマーカー（上部の板 13 点，中間部の板 6 点，下部の板 13 点）を計測点とし，それぞれの画像上の座標値を 1 コマ毎に計測した．この，画像上の座標値の計測は「デジタイズ」と呼ばれる．デジタイズは専用のソフトウェア（DKH 社製，Frame-DIAS）を用いて自動計測にて行い，自動計測にエラーが生じた場合には熟練した検者が手動計測により修正した．デジタイズは，踏切開始 20 コマ前から踏切終了 20 コマ後まで行った．踏切開始は足部と跳躍板が接する最初のコマ，踏切終了は足部と跳躍板が接する最後のコマと定義した．計測した画像上の座標値およびあらかじめ撮影したコントロールポイントの画像上の座標値から，DLT 法によってマーカーの実空間座標値を求めた．跳躍板の挙動は 2 次元平面内で行われていると仮定し，座標系は助走方向および鉛直上方をそれぞれ水平軸および鉛直軸の正方向とした．得られた 2 次元座標値は，計測点毎に遮断周波数を決定し，バターワース型ローパスフィルターで平滑化を行った(Winter 2009)．遮断周波数は，16～34Hz であった．

## 跳躍板のモデリング

慣性力の算出にあたり，跳躍板は，上部の板 12 セグメント，中間部の板 5 セグメント，下部の板 12 セグメント，合わせて 29 セグメントから成る剛体セグメントの集合体としてモデル化した（図 2-1）．各セグメントの長さは 10cm である．本章 5 節において単純化モデルと比較するため，このモデルを“基準モデル”と呼ぶこととする．

### 2.4.2. 慣性力情報による床反力情報の補正

図 2-20 および図 2-21 は，踏切局面における床反力，跳躍板の慣性力および跳躍板から身体へ加わる力の，それぞれの変動の典型例および平均を示している．

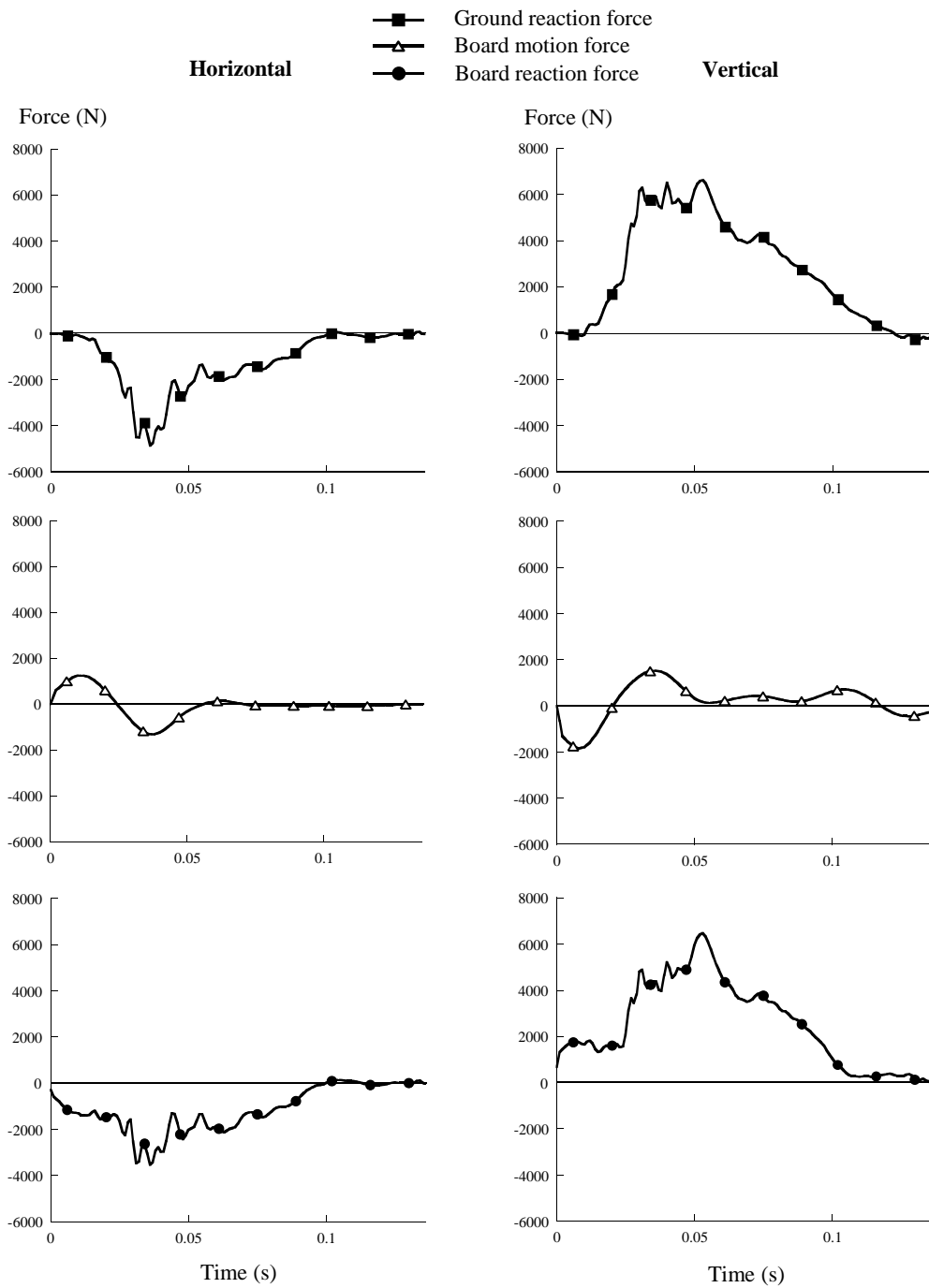


図 2-20 床反力，跳躍板部材の加速に要する力および跳躍板から身体へ加わる力の変動の典型例

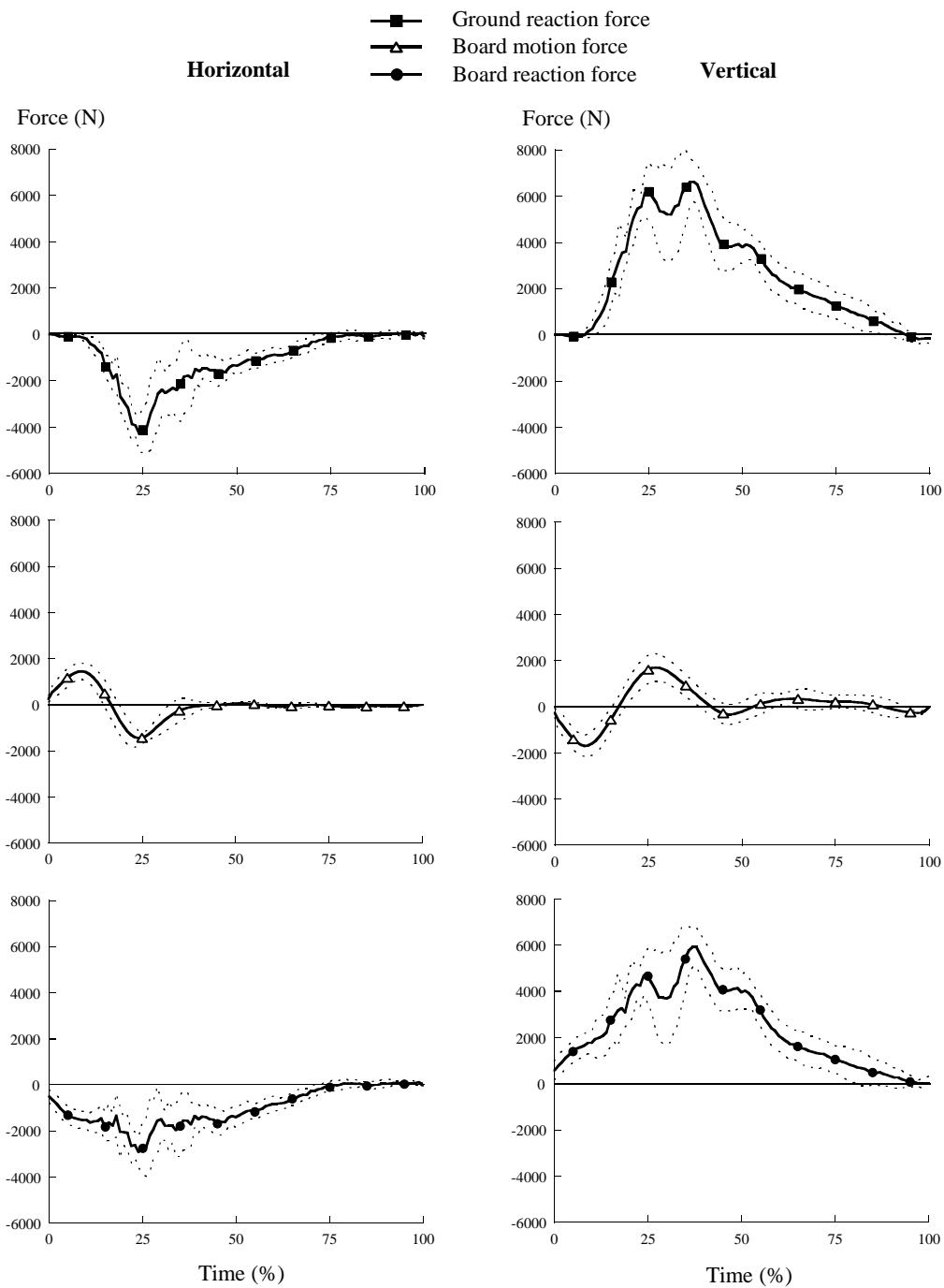


図 2-21 床反力，跳躍板部材の加速に要する力および跳躍板から身体へ加わる力の変動の平均

慣性力の水平成分は，踏切開始直後に正の値を示し，次いで負の値を示すという2つ

のピークをもつ変動であり，ピーク値はそれぞれ  $1527 \pm 363\text{N}$  および  $-1561 \pm 321\text{N}$  であった．また，鉛直成分は，踏切開始直後は負の値で次に正の値という逆の変動を示し，それぞれのピーク値は  $1813 \pm 540\text{N}$  および  $-1773 \pm 450\text{N}$  であった．変動の正負が逆であるのは単に座標系の設定によるものであり，現象としてはいずれも，踏切開始直後から跳躍板が加速度的な変形を始め，次いで最大変形および復元に向けて跳躍板の部材は逆向きの加速度をもつことを示している．さらに，水平成分および鉛直成分のいずれも踏切後半の慣性力が小さくなっていることは，跳躍板の復元が等速に近い状況で行われていることを示している．したがって，跳躍板の変形は踏切前半でより急激であり，それゆえ慣性力の影響も踏切前半の変形増大局面で復元局面より大きいということが分かる．

跳躍板から身体へ加わる力における実際の慣性力の影響は，床反力に対する慣性力の相対的な大きさに依存する．すなわち，仮に床反力情報に対する慣性力の大きさが無視できるほどに小さければ，跳躍板から身体へ加わる力の計測には床反力計のみで十分であることになる．しかしながら，図 2-20 および図 2-21 においても明らかに，慣性力は無視できないほどの大きさである．床反力ピーク値に対する慣性力水平成分の負のピーク値および慣性力鉛直成分の正のピーク値それぞれの相対値で具体的にみると， $33.3 \pm 8.3\%$  および  $25.8 \pm 6.5\%$  という大きさであった．

慣性力が無視できないほどの大きさであることから，床反力と跳躍板から身体へ加わる力の差も顕著で，床反力ピーク値の水平成分および鉛直成分はそれぞれ  $-4799 \pm 864\text{N}$  および  $7101 \pm 1205\text{N}$  であったのに対し，跳躍板から身体へ加わる力のピーク値の水平成分および鉛直成分はそれぞれ  $-3410 \pm 999\text{N}$  および  $6312 \pm 1025\text{N}$  であった（表 2-1）．また，慣性力が特に前半局面で大きな変動を示していることから，床反力と跳躍板から身体へ加わる力の変動の差は，特に前半局面において顕著であった．そのため床反力と跳躍板から身体へ加わる力の差の最大値も前半局面で出現し，水平成分および鉛直成分それぞれについて  $1607 \pm 354\text{N}$  および  $1874 \pm 537\text{N}$  であった．

大きな慣性力によって身体から跳躍板へ加わる力と床反力との間で変動およびピーク値に顕著な差がみられたのに対し，力の平均値および力積には顕著な差はみられなかった（表 2-1）．これは，踏切動作前に静止状態であった跳躍板は，踏切動作中に変形と

復元の挙動を示すものの、踏切動作直後にはほぼ静止状態に戻るためである。力の平均値および力積のいずれにおいても床反力による値がわずかに上回っているが、これは踏切動作後、跳躍板が直ちに静止状態へ戻るわけではなく、わずかに運動（跳ね上がりや振動など）が続くためである。しかしながら、これらの差は誤差やばらつきの範囲に収まると考えられる大きさであり、力の平均および力積の計測を目的とする場合には、床反力計のみの計測でも差し支えないことを示している。

表 2-1 床反力および跳躍板から身体へ加わる力の平均値, ピーク値, 力積

	Ground reaction force	Board reaction force
<b>Average force(N)</b>		
Horizontal	-1045 ± 242	-1008 ± 236
Vertical	2483 ± 430	2379 ± 416
<b>Peak force(N)</b>		
Horizontal	-4799 ± 864	-3410 ± 999
Vertical	7101 ± 1205	6312 ± 1025
<b>Impulse (N·s)</b>		
Horizontal	-136 ± 30	-131 ± 29
Vertical	323 ± 42	309 ± 41

以上より、実際の踏切動作において、跳躍板の慣性力はその影響を無視できないほどの大きさであり、特に踏み切開始直後の局面において顕著である。それゆえ、床反力計から得られる力の全体的な変動とピーク値は、跳躍板から身体へ実際に加わる力とは乖離したものとなる。一方、力の平均値および力積については、床反力計から得られる値と身体へ実際に加わる力との間の差は小さい。したがって、跳躍板から身体へ加わる力の経時的な変動やピーク値に関する情報を取得することが必要とされる際には、本論文で考案した計測手法により、床反力情報を跳躍板慣性力情報で補正することが必要である。

### 2.4.3. 部材毎の影響

図 2-22 は、上部の板、中間部の板および下部の板の 3 つに跳躍板の部材を分類して慣性力情報を詳しく示したものである。いずれも、踏切開始直後に 2 つの相対的に大きなピークが出現し後半は小さくなるという、跳躍板全体の慣性力と同様の傾向をもつ変動であった。



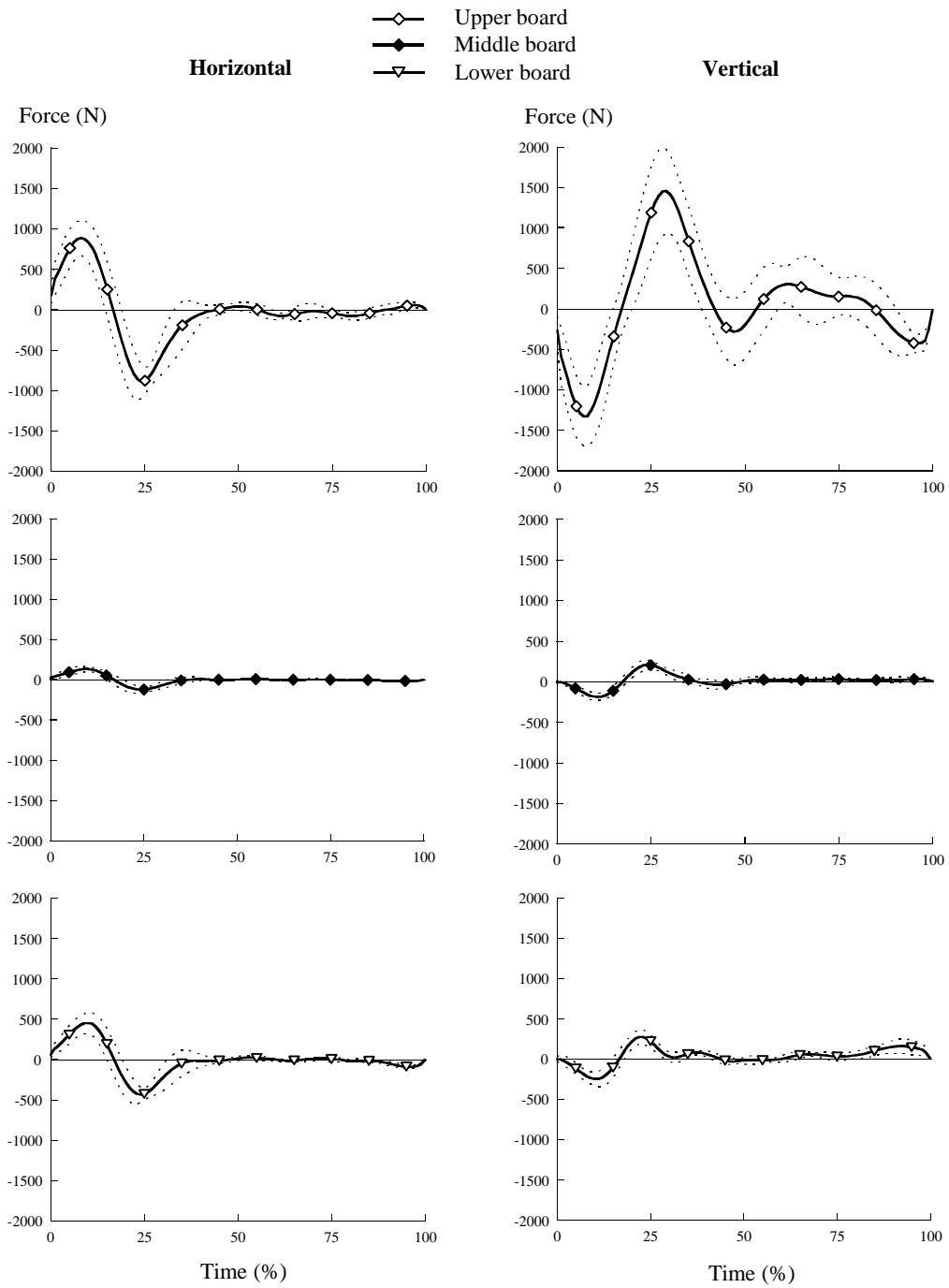


図 2-22 上部, 中間部, 下部の板の慣性力

慣性力の変動の傾向は3枚の板で同様であった一方、変動の大きさには差がみられた(図 2-22, 表 2-2)。水平成分および鉛直成分のいずれにおいても、ピーク値の大きさは上部の板、下部の板、中間部の板の順であり、さらに上部の板のピーク値は他の2枚よりも顕著に大きなものであった。

表 2-2 上部, 中間部, 下部の板の慣性力のピーク値

	1st peak (N)		2nd peak (N)	
	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical
Upper board	887 ± 218	-1331 ± 367	-888 ± 214	1453 ± 518
Middle board	126 ± 32	-188 ± 41	-127 ± 39	207 ± 61
Lower board	449 ± 127	-249 ± 93	-437 ± 98	272 ± 92

上部の板は、大きく圧縮変形するコイルスプリングによって支持されている構造であるため、他の2枚と比較して変形と変位のいずれもが非常に大きい。それによって、上部の板の慣性力は他の2枚よりも顕著に大きくなるものと考えられる。したがって、跳躍板全体の慣性力情報を計測する際には、上部の板の慣性力情報の影響が強いことを考慮した計測を行う必要がある。

## 2.5. 計測点数の低減

近年、マーカーの位置情報を自動で計測するモーションキャプチャシステムが普及しつつあり、多数のマーカーの位置情報を即時的に取得することも可能になっている。しかしながら、研究の対象とする動作や実験設備などの環境によっては、手動デジタイジングによりマーカー位置情報を取得しなければならないことも多い。計測ポイント数、計測コマ数やサンプル数が非常に多い場合、手動デジタイジングによる位置情報取得に

は非常に多くの時間と労力を要することになる。跳躍板から加わる力の計測においても、研究の目的などによっては時間の優先度を高め、本章 4 節 1 項に示した基準モデルの 32 点の計測点数を少なくした方が望ましい場合が考えられる。本節では、手法の汎用性を高めるため、最終的な力情報の精度の低下を出来るだけ抑制しつつ、跳躍板の計測点数の低減について評価する。

### 2.5.1. 単純化モデルの構成

本章 4 節 3 項で示したように、跳躍板全体の慣性力情報の大部分は上部の板の慣性力情報によって占められている。加えて、床反力および身体へ加わる力と比較して跳躍板の慣性力の大きさ自体が小さいことから、最終的な出力情報である身体へ加わる力に対して跳躍板中間部および下部の板の慣性力は非常に小さく、精度への影響が小さいと考えられる。それゆえ、中間部および下部の板は、よりシンプルなモデルとして構築できる可能性がある。

一方、上部の板は変形と変位が大きく、跳躍板全体の慣性力に対して大きな比率を占める。したがって、上部の板の変形および変位をどの程度反映するモデルであるかが重要になってくるものと考えられる。

以上の観点を踏まえ、計測点数を減らすための単純化モデルを構築していった。単純化モデルの構築において中間部および下部の板は 2 条件、上部の板は 3 条件とし、これらを組み合わせて合計 6 つの単純化モデルを構築した。

モデル化における中間部および下部の板の条件の一つは、これらの慣性力を完全に無視するものとし、計測自体を行わないものとした。また、中間部および下部の板のもう一つの条件としては、それぞれを 1 セグメントにモデル化して変形を無視するものとした。この条件においては、中間部の板のセグメントの変位を表す計測点は上部の板先端部の計測点と同一とし、下部の板のセグメントの変位を表す計測点は下部の板中央部とした。すなわち、中間部の板はこの条件においても計測自体はせず、下部の板は計測点が中央部の 1 点である。中間部の板および下部の板いずれも、セグメント重心位置は計測点とした。図 2-23 の左側の列にあるモデル (single board motion models: S12, S2 および S1) は中間部および下部の板の慣性力情報を無視したモデルである。一方、右側の列

にあるモデル (three board models: T12, T2 および T1) は中間部および下部の板をそれぞれ 1 セグメントとしたモデルである。なお、右列のモデルでは中間部および下部の板はいずれも、計測点が 1 点であるため、大きさを持つセグメントとしての正確な表示は本来できないが、モデルの構成のイメージを容易にするため図中にはセグメントとして表示している。

上部の板をモデル化する条件の一つは、変形と変位をよく反映するものとして、基準モデルと同様の 12 セグメントに分割したモデルとした。すなわち、隣り合う 13 点の計測点間を剛体セグメントとした。上部の板における次の条件は、出来る限り少ないセグメント数としつつも変形と変位の全体的な傾向を反映し得るものとして、2 セグメントにモデル化した。このモデルの計測点は、先端部、中央部、および後端部の 3 点である。3 番目の条件としては、変形を完全に無視する最も単純なものとして、1 セグメントにモデル化した。このモデルでは、先端部および後端部の 2 点が計測点である。いずれの条件においても、セグメント重心位置は基準モデルと同様にセグメントの中心とした。図 2-23 の上段の S12 および T12 は、上部の板を 12 セグメントとしたモデルである。以下同様に、中段の S2 および T2 は上部の板を 2 セグメントとしたモデル、下段の S1 および T1 は上部の板を 1 セグメントとしたモデルである。

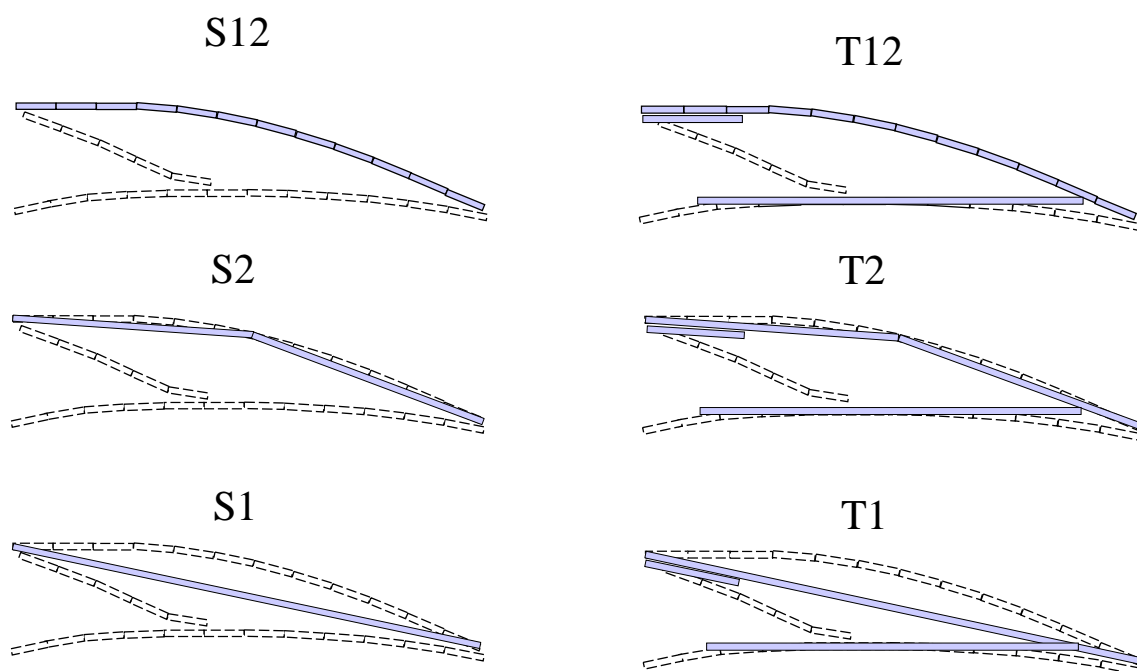


図 2-23 計測点数を減少させたセグメントモデル

6つの単純化モデルにおける跳躍板から身体へ加わる力 ( $BRF_{S12}$ ,  $BRF_{S2}$ ,  $BRF_{S1}$ ,  $BRF_{T12}$ ,  $BRF_{T2}$  および  $BRF_{T1}$ ) は、基準モデルと同様に式 (2.5) および式 (2.6) により算出した。なお、計測点の位置情報は本章 4 節で取得した位置情報から、それぞれに必要なものを用いている。これらの値と基準モデルより算出された値 ( $BRF_{STD}$ ) との間におけるそれぞれの差の最大値を  $\Delta_{max}$  とし、 $\Delta_{max}$  の  $BRF_{STD}$  最大値に対する比率を  $\% \Delta_{max}$  とした。単純化モデルの評価においては、 $\% \Delta_{max}$  が 5% 未満であるかどうかを精度の指標とした。

### 2.5.2. 単純化モデルの評価

図 2-24 および図 2-25 は、6つの単純化モデルにより得られた跳躍板から身体へ加わる力 ( $BRF_{S12}$ ,  $BRF_{S2}$ ,  $BRF_{S1}$ ,  $BRF_{T12}$ ,  $BRF_{T2}$  および  $BRF_{T1}$ ) の変動のそれぞれ水平成分および鉛直成分を、基準モデルより得られた力 ( $BRF_{STD}$ ) の変動と共に示している。表

2-3 は、6つの単純化モデルより得られた力と  $BRF_{STD}$  との差の最大値である  $\Delta max$  および  $BRF_{STD}$  ピーク値に対する  $\Delta max$  の比率である  $\% \Delta max$  を示している。

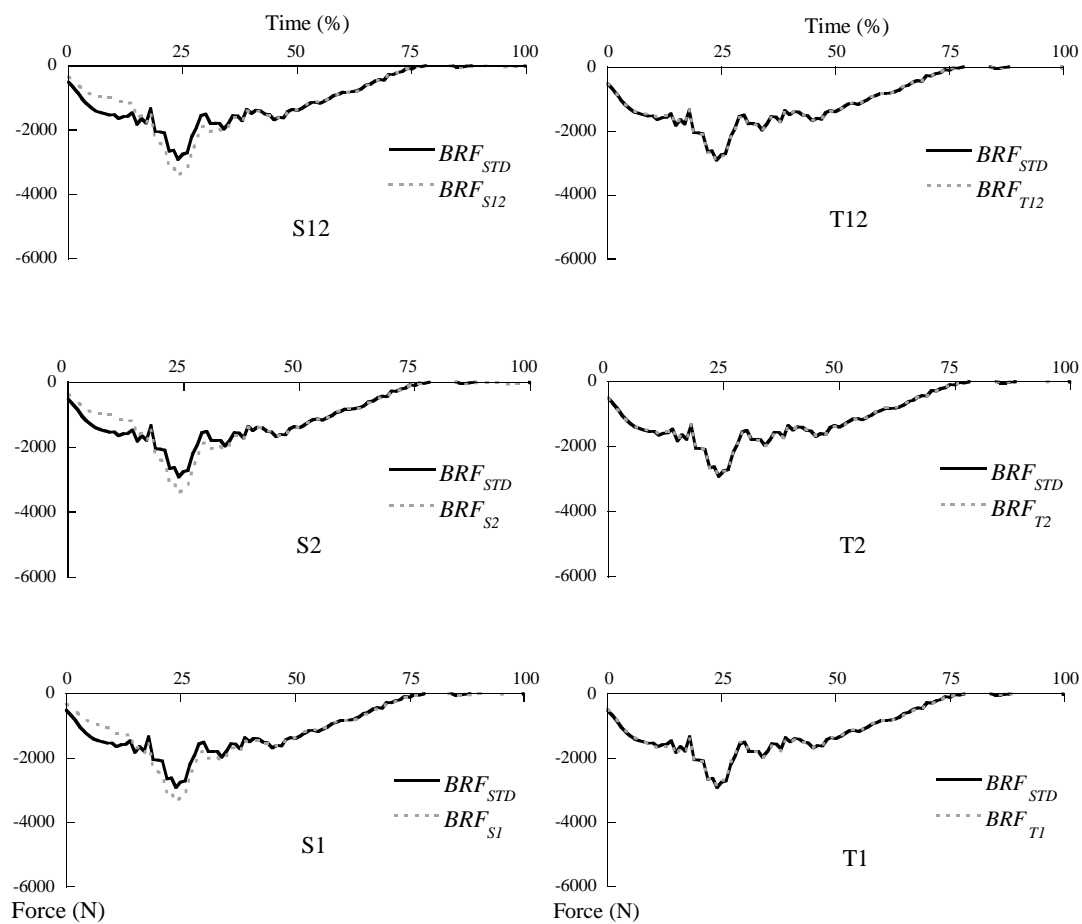


図 2-24 跳躍板から身体へ加わる力（水平成分）の基準モデルと単純化モデルの比較

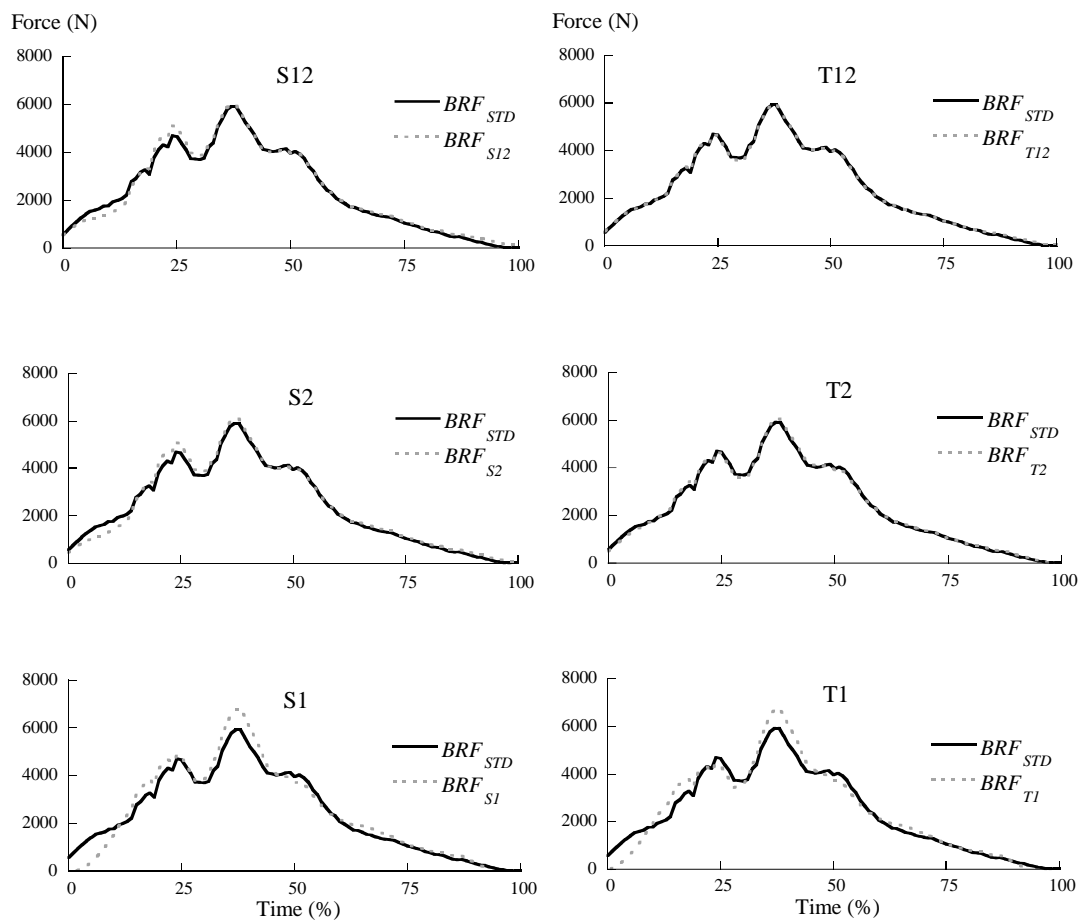


図 2-25 跳躍板から身体へ加わる力（鉛直成分）の基準モデルと単純化モデルの比較

表 2-3 基準モデルと単純化モデルの差の最大値 ( $\Delta_{max}$ ) および最大値のピーク値に対する比率 ( $\% \Delta_{max}$ )

	$\Delta_{max}$ (N)		$\% \Delta_{max}$ (%)	
	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical
S12	635 $\pm$ 145	493 $\pm$ 100	18.2 $\pm$ 5.9	7.8 $\pm$ 1.8
S2	617 $\pm$ 143	562 $\pm$ 84	17.7 $\pm$ 5.6	8.9 $\pm$ 1.5
S1	594 $\pm$ 166	1160 $\pm$ 365	17.2 $\pm$ 6.2	18.3 $\pm$ 5.7
T12	88 $\pm$ 38	161 $\pm$ 58	2.5 $\pm$ 1.1	2.5 $\pm$ 0.8
T2	119 $\pm$ 44	229 $\pm$ 96	3.5 $\pm$ 1.6	3.6 $\pm$ 1.4
T1	180 $\pm$ 67	1049 $\pm$ 408	5.2 $\pm$ 2.5	16.4 $\pm$ 5.9

はじめに、中間部および下部の板の慣性力を完全に無視したモデル (S12, S2 および S1) について検討する。  $BRF_{S12}$ ,  $BRF_{S2}$  および  $BRF_{S1}$  の水平成分をみると、いずれも、踏切前半局面における変動に  $BRF_{STD}$  との間で顕著な差がみられた (図 2-24)。モデル S12, S2 および S1 における  $\% \Delta_{max}$  水平成分は、いずれも 15% を上回るものであった (表 2-3)。また、  $BRF_{S12}$  および  $BRF_{S2}$  の鉛直成分も踏切前半局面の変動に  $BRF_{STD}$  との間で明確な差があり (図 2-25)、モデル S12 および S2 の  $\% \Delta_{max}$  鉛直成分は 5% 以上であった (表 2-3)。さらに、  $BRF_{S1}$  鉛直成分の変動は踏切前半から中盤にかけて  $BRF_{STD}$  と非常に大きな差があり (図 2-25)、モデル S1 の  $\Delta_{max}$  鉛直成分は全モデル全成分のうち最大かつ  $\% \Delta_{max}$  鉛直成分は 15% を超える大きさであった (表 2-3)。全モデル全成分の  $\% \Delta_{max}$  が 5% を上回るというこれらの結果から、モデル S12, S2 および S1 を用いて算出される力情報  $BRF_{S12}$ ,  $BRF_{S2}$  および  $BRF_{S1}$  は、基準モデル STD から得た力情報  $BRF_{STD}$  に対して精度の低下が著しいと判断される。したがって、上部の板と比較して中間部および下部の板の慣性力が非常に小さいとはいえ、これらを完全に無視することは難しく、単純化モデルは中間部および下部の板の慣性力を反映させるモデルとする必要がある。

続いて、中間部および下部の板の慣性力を反映させたモデル (T12, T2 および T1) について検討していく。  $BRF_{T12}$ ,  $BRF_{T2}$  および  $BRF_{T1}$  の水平成分は、いずれも  $BRF_{STD}$  の変



動をよく追従していた (図 2-24). モデル T12 から T2, T1 とモデルが単純となるにつれて  $\% \Delta_{max}$  は漸増するものの, モデル T12 および T2 の  $\% \Delta_{max}$  水平成分は 5% 未満で, モデル T1 の  $\% \Delta_{max}$  水平成分もおおよそ 5% であった (表 2-3). 鉛直成分に関しては,  $BRF_{T12}$  および  $BRF_{T2}$  の変動も  $BRF_{STD}$  によく合致しており (図 2-25), モデル T12 および T2 はいずれも  $\% \Delta_{max}$  鉛直成分が 5% 未満であった. 一方,  $BRF_{T1}$  鉛直成分の変動は特に踏切前半から中盤にかけて  $BRF_{STD}$  の変動と大きく異なっており (図 2-25), モデル T1 の  $\Delta_{max}$  鉛直成分は 1000N を超え,  $\% \Delta_{max}$  鉛直成分は 15% 以上であった (表 2-3).

鉛直成分で基準の  $BRF_{STD}$  を追従できなかったモデル T1 は, 上部の板を 1 セグメントとして変形を反映しないモデルであった. よって, 変形の大きな上部の板を 1 セグメントとするのは過度な単純化であり, 上部の板は変形を反映するようモデル化しなければならない. 上部の板の変形を反映する最も単純なモデル化は 2 セグメントとすることである. モデル T2 は  $\% \Delta_{max}$  が水平成分と鉛直成分のいずれもおおよそ 3.5% であり, 精度の低下は小さかった. さらにモデル T2 を, 上部の板を基準モデル STD と同じ 12 セグメントとしたモデル T12 と比較しても,  $\Delta_{max}$  平均値の差は水平成分および鉛直成分それぞれでおおよそ 30N および 70N,  $\% \Delta_{max}$  平均値の差は水平成分および鉛直成分のいずれもおおよそ 1 ポイントと, 非常に小さなものであった. したがって上部の板は, 2 セグメントによる変形および変位の反映で慣性力の算出には十分であり, 基準の 12 セグメントに対する精度の低下は非常に小さいとすることができる.

モデル T12 は, 上部の板を基準モデル STD と同一の 12 セグメントとしている. よって, T12 によって得られた力情報は, 中間部および下部の板のモデリングの影響を直接的に反映したものである. T12 をはじめとする **three board models** では, 中間部および下部の板をいずれも変形がなく最も単純な 1 セグメントとしていたが, T12 の  $\% \Delta_{max}$  は水平成分と鉛直成分のいずれも 2.5% であった. すなわち, 中間部および下部の板をそれぞれ 1 セグメントとしても, 精度の低下はわずか 2.5% であった. これは, 中間部および下部の板の変形, 変位および質量の大きさによるものであろう. 逆向きに反ることもあるほど大きく変形する上部の板に比べて下部の板は変形が小さく, また, 後端部を中心に回転する上部の板に対し下部の板は変位も小さい. それにより, 下部の板は中間

部のデジタルポイント 1 点のみの加速度情報を用いて慣性力を算出しても十分であったものと思われる。また、中間部の板は質量が小さいうえ、上部の板と接続されている先端部ほど変位が大きく、慣性力が大きいと考えられる。それゆえ中間部の板は、上部の板先端部のデジタルポイントに代表させることで加速度情報を得ても、精度への影響が小さかったものと考えられる。

全ての単純化モデルを通して、精度の指標とした $\% \Delta_{max}$  が水平成分および鉛直成分のいずれも 5%未満であったのは、モデル T12 および T2 であった。さらに、T12 および T2 の $\% \Delta_{max}$  はそれぞれ、およそ 2.5%および 3.5%であり、両者の差は非常に小さかった。したがって、最終的な力情報の精度低下を抑制しつつデジタルポイントを少なくするという実用的な観点を考慮すれば、単純化モデルとして適しているのはモデル T2 である。

## 2.6. まとめ

これまで、踏切動作時に跳躍板から身体へ加わる力は計測されていなかった。これは、非常に短い時間で加速度的に跳躍板が変形することや跳躍板と身体の間の方の作用点が一様でないことなどによって、身体へ作用する力の計測で一般的に用いられる機器を単一で用いることでは、正確な計測が困難であることが一因である。

本研究では、床反力計上へ設置した跳躍板を高速度撮影し、映像から取得した慣性力情報によって床反力情報を補正するという、普及度の高い計測機器を組み合わせた手法を考案した。この手法において正確性を低下させる可能性のある主な要因となるのは、慣性力の算出に必要な加速度情報を映像から取得するということであったため、始めにこの点について検証を行なった。加速度計から得た加速度情報を基準として比較を行なったところ、跳躍板を拡大撮影した映像から取得した加速度情報は十分な正確性を有していた。したがって、本研究で考案する計測手法で取得される跳躍板から身体へ加わる力情報は妥当なものである。

跳躍板から身体へ加わる力を考案した手法で計測したところ、その変動（時間変化）は床反力の変動とは異なるものであることが実際に確認された。両者の違いは特に踏切

動作前半の跳躍板が変形していく局面で大きく、跳躍板が元の形状へ復元していく踏切後半局面では違いが比較的小さかった。これは、助走により高い速度をもった身体が跳躍板へ衝突することから、前半局面では踏切動作によって跳躍板へ大きな力が加えられるために大きな加速度が生じていること、一方で後半局面では踏切動作によって加えられる力が小さくなるために跳躍板の加速度も小さくなること、を示している。

跳躍板から身体へ加わる力と床反力との間で変動に明確な違いがみられた一方、力の平均値および力積において両者の差は小さく、ばらつきや誤差の範囲内と思われる程度であった。これは、跳躍板から両足が離れた直後の跳躍板の運動は非常に小さいこと、すなわち、踏切動作直後の跳躍板の跳ね上がりや振動などによる運動量は僅かであったためである。したがって、力の平均値および力積の計測には床反力計のみで事足りるものの、踏切動作のより詳細な分析のために力のピーク値や変動の取得が必要となる場合には、本研究で考案した計測手法が有効となる。

実用面を考慮すると、慣性力算出に用いる跳躍板モデルが出来るだけ単純で、計測点数が少ない方が望ましい場合が存在する。一方、過度な単純化は跳躍板の形状変化を反映しにくくなるため正確性が犠牲となる。跳躍板の慣性力に占める比重は上部の板によるものが非常に大きかったため、上部の板の形状変化をどれだけ反映させるかが重要であることを考慮して単純化モデルを作成し、計測点数の低減について検証した。その結果、上部の板を2セグメント、中間部および下部の板をそれぞれ1セグメントとした単純化モデル（モデル T2）であっても、基準としたモデルに対する精度低下は小さく、実用性が優先される場合などに有効であるのはモデル T2 であった。したがって、計測点数を4点まで低減させることも可能であり、本研究で確立した計測手法は実用性や汎用性においても利点のある手法である。

# 第3章 踏切動作の特性と跳躍板の力学的役割の一体的解明

## 3.1. 緒言

本章では、跳馬における踏切動作の特性を明らかにするとともに、踏切動作と相互に影響を及ぼし合う跳躍板の役割を力学的観点から明らかにする。

跳馬における踏切動作は助走から行なわれるため、反動動作を利用した踏切動作である。さらに、弾性機構を有する跳躍板の上で行なわれる踏切動作である。これら2点を考慮すると、1章1節5項で述べたように、踏切動作の特性を示すには脚部の振る舞いを質量-ばねモデルとして表した指標であるレッグスティフネスを用いるのが適している。本章では、跳馬の踏切動作の特性をレッグスティフネスによって明らかにする。

弾性エネルギーを蓄積する機能をもつ跳躍板は、踏切動作においては身体の力学的エネルギーを変換する役割を担っている。エネルギー変換器としての跳躍板の力学的な役割は、1章1節4項で述べたように、エネルギー効率、変換後のエネルギー配分およびその大きさによって説明することができる。本章では、エネルギー効率、配分およびその大きさによって、エネルギー変換器である跳躍板が踏切動作において担う力学的な役割を明らかにする。

## 3.2. 踏切動作と跳躍板挙動の力学的情報

### 3.2.1. 力学的情報の計測

跳躍板の撮影条件、力の計測条件、被験者の構成ならびに実験試技は第2章4節と同

一である。本項では、踏切動作を行う身体の力学情報の計測に関する部分を述べる。

### 被験者

被験者には黒のタイトなロングスリーブシャツおよびタイツを着用させ、デジタイズの目印とするため、手関節、肘、肩峰、第5中足骨遠位端、踵、外果、膝、大転子、肋骨下端に反射マーカを貼り付けた。

### 計測機器の設定

被験者の踏切動作を、跳躍板の挙動を撮影するカメラと同期させた高速度ビデオカメラ（nac社製、HSV-500C<sup>3</sup>）で側方より500fpsの撮影速度で撮影した。2台のカメラの撮影範囲内に発光ダイオードを設置し、発光と同時に発生させた電気信号を記録することで床反力情報と映像情報の同期を行った。

### データ処理

踏切動作を撮影した映像から動作解析ソフトウェア（DKH社製、Frame-DIAS）を用いて身体各部の計測点を手動デジタイズし、DLT法により実空間座標値を取得した。身体部の計測点は、マーカ貼付部に加えて、頭頂、耳珠点、第三中手指節関節、つま先であった。実空間座標値は、踏切開始（足部と跳躍板が接する最初のコマ）の20コマ前から踏切終了（足部と跳躍板が接する最後のコマ）20コマ後までの区間で取得した。踏切動作は2次元平面内で行われていると近似的に仮定し、座標系は助走方向および鉛直上方をそれぞれ水平軸および鉛直軸の正方向とした。得られた2次元座標値は、残差分法により計測点毎に遮断周波数を決定し（7～17Hz）、バターワース型ローパスフィルターで平滑化を行った（Winter 2009）。

## 3.2.2. 力学的情報の算出

### 跳躍板から身体へ加わる力

跳躍板から身体へ加わる力は、第2章で説明した計測手法によって取得した。計測に用いる跳躍板リンクセグメントモデルは、2章4節1項で述べた基準モデルとした。

## レッグスティフネス

身体重心と第 5 中足骨遠位端とを結ぶ線分を倒立振り子としてモデル化した。ここで、この倒立振り子を“脚”，その長さを“脚長”と呼ぶことにする。なお，身体重心位置や後述の慣性モーメント等の算出には阿江ら(1992)により報告された身体部分慣性係数を用いた。脚のスティフネス（レッグスティフネス）は，脚長を $r$ かつ $r$ の短縮量を $\Delta r$ としたうえで以下の式により求めた。

$$K_{LEG} = (F_{max}/\Delta r_{max})/2 \quad (3.1)$$

ここで， $K_{LEG}$ はレッグスティフネス， $F_{max}$ は $\Delta r$ が最大となった時点における BRF の脚と同方向の成分， $\Delta r_{max}$ は $\Delta r$ の最大値である。なお，レッグスティフネスは片脚あたりの値とした。

$\Delta r$ の算出には複数の方法が存在し(Blickhan 1989; Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 1999; Seyfarth et al. 1999; Muraki et al. 2005; Laffaye et al. 2005; Brughelli and Cronin 2008; Hobara et al. 2009)，どれを用いるかによって最終的に算出されるレッグスティフネスの値は異なってくる。本研究では，跳馬と同様に助走からの跳躍を行う動作である走り幅跳びを対象とした Seyfarth et al.(1999)の研究で用いられた方法によって $\Delta r$ を算出した。この方法は，一般的に踏切開始時よりも終了時の脚長の方が長いことから， $\Delta r$ 算出の基準となる脚の長さ（以下，脚の基準長）が，地面に対する脚の角度の変化に比例して一定の割合で増加する，と仮定して導かれたものである。この方法を用いると以下により $\Delta r$ が求められる（図 3-1）。

$$\Delta r(\alpha) = l(\alpha) - r(\alpha) \quad (3.2)$$

ただし

$$l(\alpha) = r_0 + (r_E - r_0)(\alpha - \alpha_0)/(\alpha_E - \alpha_0) \quad (3.3)$$

$$r_0 = r(\alpha_0) \quad (3.4)$$

$$r_E = r(\alpha_E) \quad (3.5)$$

ここで、 $\Delta r$ および $r$ は $\alpha$ の関数とし、それぞれ $\Delta r(\alpha)$ および $r(\alpha)$ と表記した。 $\alpha$ は脚の水平に対する角度、 $\alpha_0$ は踏切開始時の $\alpha$ 、 $\alpha_E$ は踏切終了時の $\alpha$ 、 $l(\alpha)$ は脚の基準長、 $r_0$ は踏切開始時の脚長、 $r_E$ は踏切終了時の脚長である。

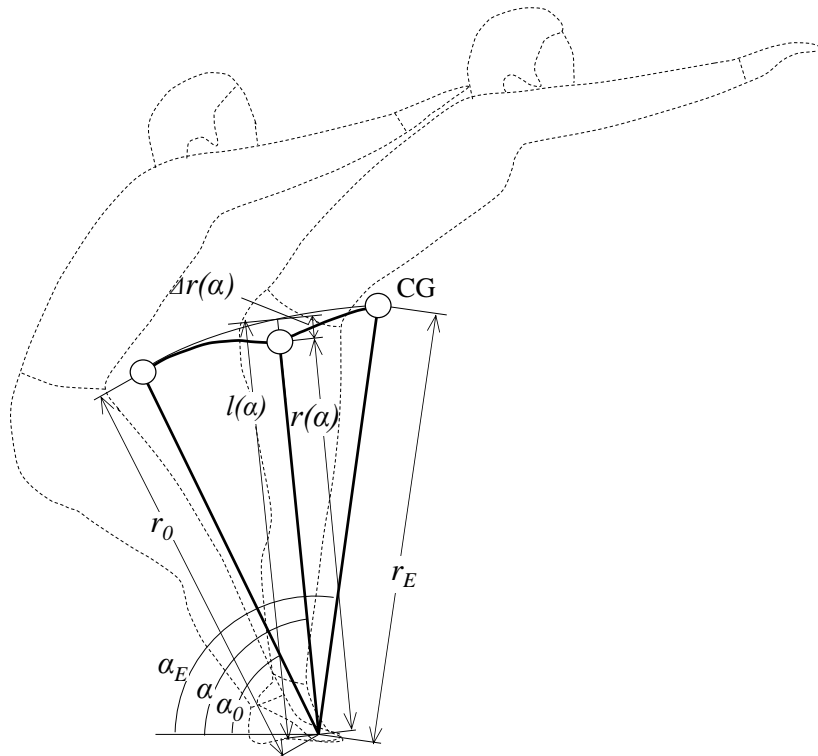


図 3-1 脚長短縮量 ( $\Delta r$ ) の定義. Seyfarth et al. (1999)を元に作図.

$\Delta r(\alpha)$ : 脚長短縮量;  $l(\alpha)$ : 脚の基準長;  $r(\alpha)$ : 脚長;  $r_0$ : 踏切開始時の脚長;  $r_E$ : 踏切終了時の脚長;  $\alpha$ : 脚の角度;  $\alpha_0$ : 踏切開始時の脚の角度;  $\alpha_E$ : 踏切終了時の脚の角度

## 身体の力学的エネルギー

身体の力学的エネルギーは以下の式により求めた。

$$ME = \sum(m_{Bi}gh_i + m_{Bi}v_i^2/2 + I_i\omega_i^2/2) \quad (3.6)$$

ここで、 $ME$ は身体の力学的エネルギー、 $m_{Bi}$ は身体の*i*番目のセグメントの質量、 $h_i$ は身体の*i*番目のセグメントの鉛直方向重心位置、 $v_i$ は身体の*i*番目のセグメントの重心速度、 $I_i$ は身体の*i*番目のセグメントの重心回りの慣性モーメント、 $\omega_i$ は身体の*i*番目のセグメントの角速度である。

次に、身体重心に関するエネルギーを以下の式により求めた。

$$ME_{CG} = M_B g H_{CG} + M_B V_{CG}^2/2 \quad (3.7)$$

$$PE_{CG} = M_B g H_{CG} \quad (3.8)$$

$$\begin{aligned} KE_{CG} &= M_B V_{CG}^2/2 \\ &= M_B (V_{CGh}^2 + V_{CGv}^2)/2 \\ &= M_B V_{CGh}^2/2 + M_B V_{CGv}^2/2 \\ &= KE_{CGh} + KE_{CGv} \end{aligned} \quad (3.9)$$

ここで、 $ME_{CG}$ は身体重心の力学的エネルギー、 $M_B$ は身体質量、 $H_{CG}$ は身体重心の鉛直位置、 $V_{CG}$ は身体重心速度、 $PE_{CG}$ は身体重心の位置エネルギー、 $KE_{CG}$ は身体重心の運動エネルギー、 $V_{CGh}$ は身体重心速度水平成分、 $V_{CGv}$ は身体重心速度鉛直成分、 $KE_{CGh}$ は身体重心の水平速度による運動エネルギー、 $KE_{CGv}$ は身体重心の鉛直速度による運動エネルギーである。

身体の力学的エネルギーと身体重心の力学的エネルギーとの差は、身体重心の力学的エネルギーに関与しない四肢の動作や身体全体の回転によるエネルギーである。このエネルギーは、走動作などの身体全体の回転が無視できる動作の場合、身体重心の力学的エネルギーに関与しない四肢の動作によるエネルギーを主に指して内部運動エネルギーと呼ばれることがある。しかし、跳馬における踏切動作の場合には身体全体の大きな



回転が発生するため、この用語は必ずしも適切ではない。一方、身体重心の力学的エネルギーに関与しない四肢などの動作によるエネルギーと身体全体の回転によるエネルギーとを厳密に分離して算出することも困難である。本研究では、踏切動作中の四肢の動作がそれほど大きくはないことから、このエネルギーには身体全体の回転の方が強く関与すると仮定し、便宜上、身体の回転運動エネルギー ( $KE_{rot}$ ) と呼ぶこととする。 $KE_{rot}$  は以下の式により求めた。

$$KE_{rot} = ME - ME_{CG} \quad (3.10)$$

### 跳躍板の力 - 変形関係とエネルギー

跳躍板は、板ばねや円錐コイルばね、クッション材など、形状や大きさ、ばね定数の異なる複数の部材が組み合わされた構造であり、その弾性は非線形特性をもつと考えられる。また、足部が接触する部位は一定でなく、かつ、荷重点も接触中に変動する。そのため、足部が接触している部位のばね定数を計測したり、ばね定数と変形量の積によって弾性エネルギーを算出したりすることは困難である。しかし、跳躍板の力 - 変形関係や蓄積されるエネルギーは重要なパラメータであるため、本研究ではいくつかの仮定を用い、これらを以下のように算出した。

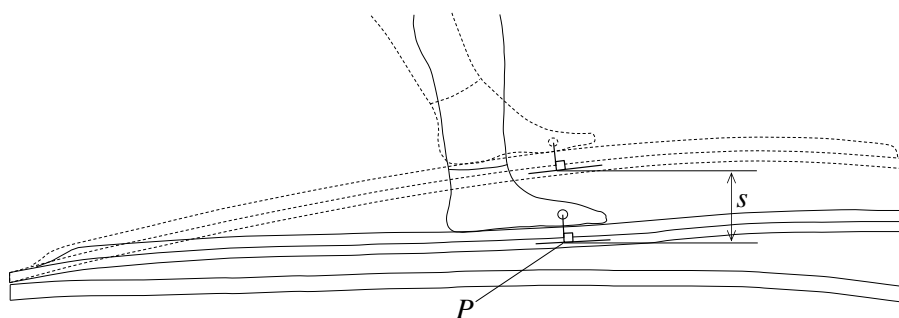


図 3-2 力の仮定の作用点 (P) および跳躍板変形量 (s) の定義

跳躍中に足底の圧中心は変動するが、これを拇指球直下で固定していると仮定した。足部が跳躍板へ完全に接触した時の第 5 中足骨遠位端の座標から直近の跳躍板セグメントへ垂線を下ろし、跳躍板セグメントと垂線との交点を足部から跳躍板へ加わる力の作用点 ( $P$ ) とした。  $P$  の跳躍板セグメント上の相対的位置は跳躍中に変化しないものとした。跳躍板が弾性変形する際、  $P$  は水平方向にも変位するが、鉛直方向の変位に比べれば僅かでありエネルギー蓄積への関与は小さい。そのため、本研究では水平方向の変位による跳躍板のエネルギーを無視し、  $P$  の鉛直変位を跳躍板の変形量 ( $s$ ) とした。これらの定義を図 3-2 に示す。跳躍板に仕事をなす力 ( $F$ ) は、  $BRF$  鉛直成分に大きさが等しく、方向が逆である。また、  $F$  を跳躍板の慣性力鉛直成分で補正すると、跳躍板の弾性力 ( $F_e$ ) に大きさが等しくなる。  $s$ 、  $F$  および  $F_e$  に関しては下向きを正とした。  $F$  がなす正仕事および負仕事により、踏切前半に身体から跳躍板へ移動したエネルギーおよび踏切後半に跳躍板から身体へ移動したエネルギーを求めた。

$$E_{in} = \int_0^{S_{max}} F_{increase} ds \quad (3.11)$$

$$E_{out} = \int_{S_{max}}^0 F_{decrease} ds \quad (3.12)$$

ここで、  $E_{in}$  は身体から跳躍板へ移動したエネルギー、  $E_{out}$  は跳躍板から身体へ移動したエネルギー、  $s$  は  $P$  の鉛直変位、  $s_{max}$  は  $P$  の最大鉛直変位、  $F_{increase}$  は増加局面の力、  $F_{decrease}$  は減少局面の力である。

### 3.3. 踏切動作の特性

#### 3.3.1. 脚長の変化とレッグスティフネス

跳馬の踏切におけるレッグスティフネス ( $K_{LEG}$ ) の平均値は  $32.2 \pm 14.1 \text{ kN/m}$  であった (表 3-1)。この値を跳馬と同様に助走からの踏切を行う動作において報告された値 (Seyfarth et al. 1999; Laffaye et al. 2005) と比較すると、走り幅跳びのおよそ 2 倍、助走か

ら鉛直上方への実験的な跳躍のおよそ3倍であり、跳馬における踏切動作はレッグスティフネスが非常に大きなものであることが明らかとなった。

表 3-1 レッグスティフネス ( $K_{LEG}$ ) および脚長の最大短縮量 ( $\Delta r_{max}$ )

	gymnastic vault <sup>a</sup>	long jump <sup>b</sup>	run and one leg jump <sup>c</sup>
$K_{Leg}$ (kN/m)	32.2 ± 14.1	16.2 ± 3.8	11.5 —
$\Delta r_{max}$ (m)	0.07 ± 0.02	0.17 —	0.20 ± 0.03

<sup>a</sup> Results of present study; <sup>b</sup> results from Seyfarth et al.(1999); <sup>c</sup> results from Laffaye et al.(2005).

レッグスティフネスは、脚長最大短縮量 ( $\Delta r_{max}$ ) に対する外力最大値の相対的な大きさによって踏切動作の特徴を表現する指標であった (式 3-1)。すなわち、足底より加わる外力の大きさが等しい場合であっても、脚部の屈伸動作を大きく使っていればレッグスティフネスは小さくなり、脚部の屈伸動作を小さく抑えていればレッグスティフネスは大きくなる。以上の点を踏まえたうえで、跳馬の踏切における脚長最大短縮量を他の踏切動作における値と比較してみると、走り幅跳びのおよそ 1/2、実験的鉛直跳躍動作のおよそ 1/3 という関係であった。これらは、レッグスティフネスにおける場合に対して反比例の関係にある。すなわち、跳馬の踏切動作においてレッグスティフネスが大きいのは、作用する外力の大きさよりも脚長の変化の少なさに依存しているということである。

跳馬の踏切動作において脚長の変化が少ないことは、脚長最大短縮量の計測に別の方法を用いてレッグスティフネスの算出を試みることによっても確認された。本研究で示した脚長最大短縮量は、脚の基準長が踏切中に漸増し続けると仮定したうえで算出した理論値であった。一方、脚長短縮量の算出において特別な仮定はせず、実長の変化から算出した実測値も頻繁に用いられている (Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 2001a, 2001b; Arampatzis 2004; Muraki et al. 2005; Hobara et al. 2009)。しかしながら、跳馬の踏切動作において脚長最大短縮量に実測値を用いてレッグスティフネスを求めようとしたところ、被験者 10 名のうち 4 名は踏切中に脚長 ( $r$ ) が縮んでおらず (図 3-3)、脚長短縮量が算出式の分母であるためレッグスティフネスは算出不能であった。様々な踏切動作を対象としてレッグスティフネスを算出しているこれまでの先行研究において、脚長

が短縮していないという報告は見当たらず、跳馬の踏切動作は非常に特徴的なものであると言えよう。

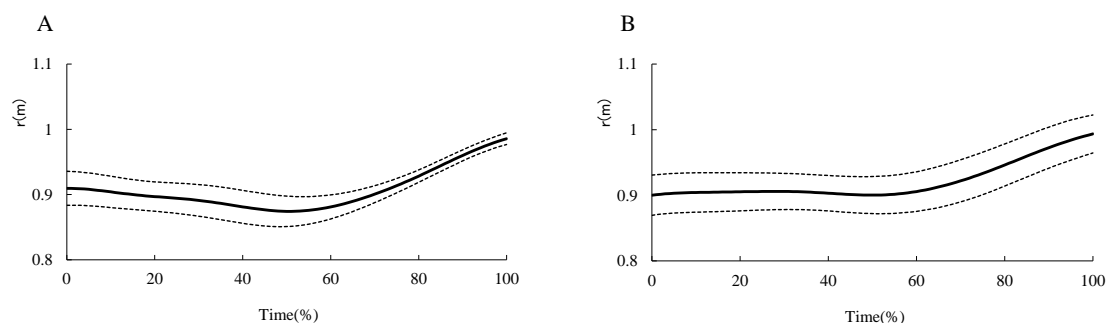


図 3-3 実測の脚長が短縮した例 (A) と短縮しなかった例 (B). いずれも平均と SD.

レッグスティフネスの算出過程に用いられる脚長は足部と身体重心との距離であり、上半身の姿勢にも影響されるため、脚長短縮量が小さいことは脚部の屈伸動作が全くないことを示すものではないという点には注意が必要である。しかし、その点を考慮に入れたとしても、跳馬の踏切動作は他の踏切動作と比較して非常にレッグスティフネスが大きく、脚長短縮量を非常に小さく抑えたうえで大きな外力が加わるという特徴をもった踏切動作であると言える。

### 3.3.2. 弾性機構へのエネルギー蓄積とレッグスティフネス

跳馬における踏切動作が、脚長変化が非常に小さいことに依存したうえでレッグスティフネスが非常に大きいという特徴をもったものであった要因としては、弾性機構を有した器械である跳躍板の上で行われる踏切動作であるということが考えられる。

助走から行われる踏切動作は一般的に、脚部の屈曲・伸展による反動動作を伴うものである。反動を伴う踏切動作においては、身体の力学的エネルギーは踏切前半の脚部を屈曲させる局面で一旦減少した後、踏切後半の脚部を伸展させる局面では増加する。こ

の過程において、踏切前半局面で減少する身体の力学的エネルギーの一部は、脚部関節の屈曲に伴い引き伸ばされる身体内部組織である筋腱複合体の弾性要素に蓄積されており、さらに続く踏切後半局面で筋腱複合体の弾性要素は力学的仕事を行うことで脚部関節を伸展させ、身体の力学的エネルギーを増大させる役割の一部を担っていることが明らかとなっている(Fukunaga 2002; Kawakami 2002; 川上 2009). 弾性機構をもつ器械上における踏切動作では筋腱複合体の弾性要素に加えて器械にもエネルギーを蓄積できることになるが、こうした状況における報告は特殊であるがゆえに限られている(Nigg et al. 1988; Ferris and Farley 1997; Arampatzis et al. 2001a; Arampatzis 2004). 数少ない先行研究のうち、Arampatzis et al.(2001a)は、平板をコイルスプリングで支持した実験用弾性床でのドロップジャンプ（跳び下りから直ちに反動を用いて行われる踏切動作）においては、レッグスティフネスが大きいほど弾性床で蓄積されるエネルギーが増大したことを報告している。跳躍板がもつ力学的機能は、エネルギーが弾性機構に蓄積されるという点においては彼らが用いた実験用弾性床と同様であり、跳躍板においても蓄積される弾性エネルギーの大きさはレッグスティフネスの影響を受けるものと考えられる。

跳躍板に蓄積されるエネルギーの大きさにレッグスティフネスが影響を与えることについては、そのメカニズムを以下のように説明することができる。弾性機構をもつ器械である跳躍板へ蓄積するエネルギーを大きくするには、大きな力を加えることによって変形を大きくする必要がある。弾性機構をもつ跳躍板における踏切で、仮に、踏切前半の脚部屈曲動作を大きくするような踏切動作を行ったとすると、着地の衝撃を緩和すると同様の動作となるため、身体へ加わる力の最大値は小さくなる。よって、レッグスティフネスは小さい。この場合、器械へ加わる力の最大値が小さくなるため、器械の変形も小さくなり、結果として蓄積されるエネルギーも小さくなる。反対に、踏切前半の脚部の屈曲動作を小さくした場合には、着地時の緩衝動作を抑制したときと同様の動作になるため、身体へ加わる力の最大値は大きくなる。それゆえ、レッグスティフネスの大きな踏切動作である。この場合には、器械へ加わる力が大きくなることによって蓄積されるエネルギーも大きくなる。したがって、レッグスティフネスの大きさによって跳躍板へ蓄積されるエネルギーの大きさが変化する、と考えるのは妥当である。

以上より、脚長短縮量を小さく抑えることによってレッグスティフネスを大きくした踏切動作は、跳躍板へエネルギーを蓄積することに有効な動作である。跳馬において、他の踏切動作ではみられないほどに脚長短縮量を小さく抑えたうえで大きな力を加えるという特徴的な踏切動作を行っていたのは、跳躍板へエネルギーを蓄積するのに効果的となるよう選手が踏切動作を適合させていったためであると考えられる。

### 3.4. 跳躍板の力学的挙動と応答

跳躍板の力学的挙動と応答は、機械による荷重試験や衝突試験などによって、条件の統一性や再現性のより高い計測をすることもできるであろう。一方で、一般的に機械的な試験では計測条件や再現できる状況等に制約があり、現実的な踏切動作と同様の状況を再現できる機械は存在しない。しかしながら、跳躍板の力学的挙動と応答は踏切動作と相互に影響すると考えられるため、踏切動作との一体的な分析を行ううえでは、実際の踏切動作において現実に発生する力学的挙動と応答を計測し、詳細に記述することが重要である。本節では、これまでに明らかとされていない、実際の踏切動作における跳躍板の力学的挙動と応答について記述していく。

#### 3.4.1. 跳躍板の変形と作用する力

図 3-4(A)は、跳躍板の変形 ( $s$ ) と足部より加わる力の鉛直成分 ( $F$ ) との関係を示している。また図 3-4(B)は、跳躍板の慣性力を除外し、弾性力 ( $F_e$ ) のみを抽出して変形と力との関係を示したものである。いずれにおいても、変形と力との関係を表す曲線は複雑な変動をしていることがみてとれる。一般的には、外力が非常に緩やかに増大するステティックな状況においては、変形と力の間でこのような複雑な関係はみられず、比較的単純なものとなる。跳躍板において変形と力との関係が複雑なものとなったのは、実際の踏切動作であることによって、短時間で急激に大きな力が作用したためであると考えられる。

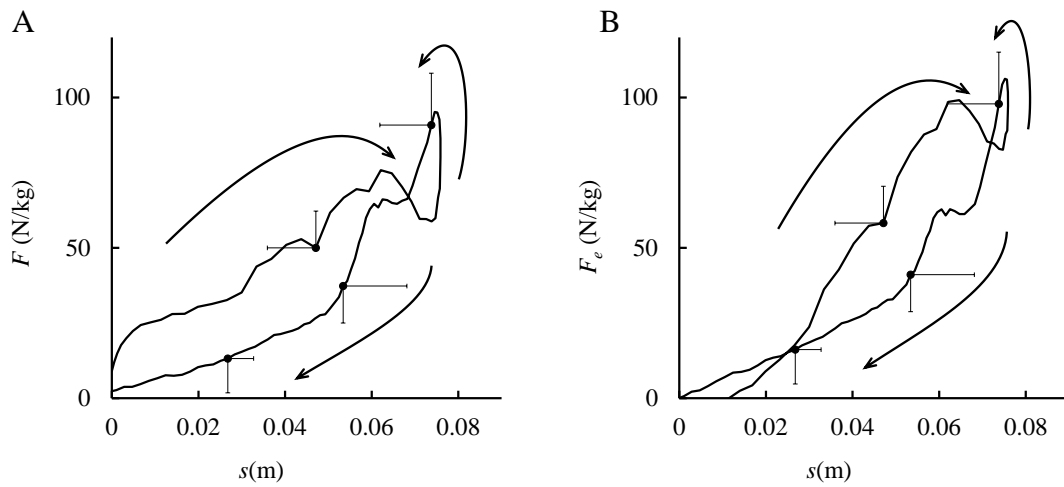


図 3-4 A: 足部から跳躍板へ加わる力( $F$ )と跳躍板の変形( $s$ )との関係; B: 弾性力( $F_e$ )と跳躍板の変形( $s$ )との関係

跳躍板に足部から加わる力 (図 3-4, A) と弾性力 (図 3-4, B) それぞれの変動の間には、顕著な差がみられ、大きな慣性力が生じていたことを示している。2つの力を重ね合わせると、この差は特に、踏切初期から跳躍板が最大に変形した直後の局面にかけて顕著であることがわかる (図 3-5)。これは、身体と跳躍板の接触が衝突によって始まるためであると考えられる。すなわち、衝突によって跳躍板へ急激に大きな力が加わるた

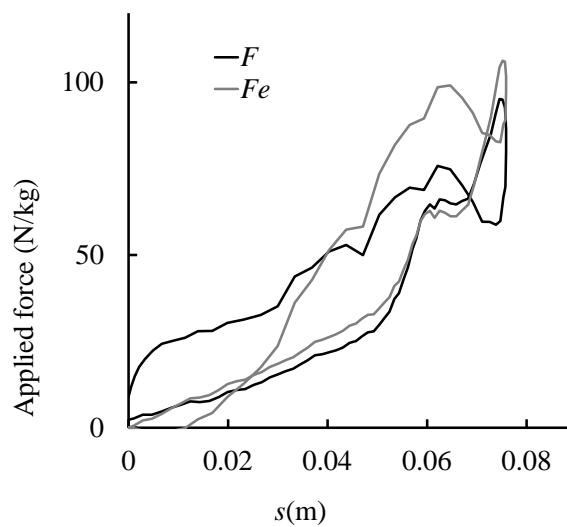


図 3-5 力 ( $F$ ,  $F_e$ ) と変形( $s$ )との関係の重ね合わせ図

め、前半局面ほど跳躍板は加速度的な変形をするものと考えられる。

踏切初期から中盤にかけての局面では、足部から加わる力と弾性力の間に顕著な差がみられるだけでなく、いずれにおいても変形と力との関係に複雑で大きな変動がみられた。この現象もやはり、衝突現象を伴う踏切動作であることによるものであろう。こういったダイナミックな状況下では、力が作用する近位部で始めに変形が生じ、作用点から遠い部位では力の伝達および変形に僅かながら時間的な遅れが生じる。それによって、変形と力の間にはスタティックな状況下のような一定の関係性はみられなくなると考えられる。さらに、踏切において足部が接触する際の手速度や部位、踏切中に作用する力の急激で大きな変動などの影響により、跳躍板を構成する多数の弾性パーツの変形量の組み合わせが踏切中に連続的に変化し得ることも、変形と力の変動を生じさせると考えられる。跳躍板が最大に変形する前後の局面において、変形と力の変動は特に大きくなっているが、これは弾性パーツの変形量の組み合わせが変化することによって生じている可能性がある。実際に、跳躍板の足部接触部位が最下部付近まで変形し変位がほとんど観察されなくなっている間に、上部の板先端部のしなり変形と直下のコイルばねの圧縮変形とが交互に起こるなどの挙動が高速撮影した映像からも確認されている。

跳躍板の変形と力の変動を複雑にするこれらの現象が踏切初期から中盤の局面で顕著にみられるのに対し、踏切終盤では足部から加わる力と弾性力の差は小さく、かつ、いずれも線形な特性を示している。これは、踏切終盤では初期の衝突の影響が小さくなるためであると考えられる。したがって、踏切終盤における跳躍板復元の挙動は、踏切初期から中盤の局面のような加速度的かつ複雑なものではなく、線形特性の弾性力を主因とした比較的単純な挙動に変化していると考えられる。

以上のように、大きな力が急激に作用するというダイナミックな条件となる実際の踏切動作においては、スタティックな条件下とは異なる力学的応答・挙動を跳躍板が示し、変形と力との関係が非常に複雑なものとなっていることが明らかとなった。

### 3.4.2. 跳躍板へのエネルギー移動

図 3-4 に示した変形と力の変動における積分値、すなわち曲線の下側で囲まれる領域



の面積は、図 3-4(A)においては身体と跳躍板との間のエネルギー移動の大きさであり、図 3-4(B)においては跳躍板の弾性エネルギーの大きさである。さらに、いずれにおいても跳躍板の変形が増大していく前半局面の積分値は跳躍板へ流入するエネルギーであり、跳躍板が元の形状へと復元していく踏切後半局面の積分値は跳躍板から流出するエネルギーである。また、ループ状に囲まれた領域はヒステリシスであり、エネルギー損失（熱エネルギーへの変換）を表す。

跳躍板が急激に大きな力を加えられ加速度的に変形することで、跳躍板へのエネルギー移動にも特徴がみられた。踏切開始から跳躍板の最大変形に至る踏切前半局面において、変形と力の関係に足部から加わる力と弾性力の間で顕著な差がみられたことは（図 3-5）、身体から跳躍板へ流入していくエネルギーの変化と跳躍板に蓄積されていく弾性エネルギーの変化との間に明白な差があることを示している。足部から加わる力と弾性力の差は跳躍板の部材の加速により生じているため、両エネルギーの差は部材の運動エネルギーである。したがって、踏切開始から最大変形に至る踏切前半局面のうち、足部から加わる力が弾性力よりも大きくなっている踏切初期の局面においては、身体から跳躍板へ流入するエネルギーの一部は部材の運動エネルギーとなっている。一方、弾性力が足部から加わる力よりも大きくなる最大変形手前の局面では、部材の運動エネルギーが弾性エネルギーに変換されていくことになる。その後、跳躍板が最大に変形する時点において跳躍板に流入したエネルギー（ $3.54 \pm 0.75 \text{ J/kg}$ ）と蓄積された弾性エネルギー（ $3.32 \pm 0.59 \text{ J/kg}$ ）にほとんど違いはみられないことから、身体から跳躍板へ流入したエネルギーの大部分が最終的には弾性エネルギーとして蓄積されていることになる。

身体から跳躍板へ流入するエネルギーのほとんどは、跳躍板が最大に変形する時点において弾性エネルギーとして蓄積されていた。しかしながら、流入するエネルギーの全てが直接的に弾性エネルギーとして蓄積されていくわけではなく、その一部は、一時的に跳躍板の部材の運動エネルギーとなった後に弾性エネルギーへ再変換されるという経路をたどることが明白に観察された。このようにエネルギー移動でみられた現象も、実際の踏切動作が跳躍板を加速度的に変形させるほど急激に力を加えるものによって現れたものである。

### 3.4.3. 跳躍板変形の構造的限度

本章4節1項でも述べたように、跳躍板の変形と力の関係は最大変形付近で最も不規則に変動していた(図3-4)。特に、最大変形時においては、変形が増大しないままに力が急激に増加していた。この現象は、圧縮変形によるコイルスプリングの密着や板ばね同士の接触などによる跳躍板の構造的な変形の限度に達してもなお、足部から加わる力が増加していたことを示している。実際、複数の被験者の跳躍板映像データにおいて、構造的な変形の限度に達していると思われるまで跳躍板が変形していることが確認された(図3-6)。

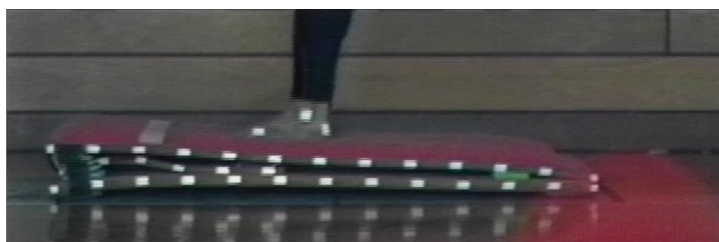


図 3-6 底づきするまでに変形した跳躍板

跳躍板がもつ重要な機能の一つは弾性エネルギーを蓄積することであり、踏切動作において跳躍板へ大きな弾性エネルギーを蓄積させられるかは、踏切動作そのものと踏切動作後の身体の力学的運動に影響を与えると考えられる。跳躍板が構造的な限度まで変形しているということは、跳躍板へ蓄積される弾性エネルギーが上限に達していることをも示している。したがって実際の踏切動作において、弾性エネルギーを蓄積するという点に関しては、跳躍板の機能は最大限に引き出されている。

### 3.4.4. 跳躍板の変形と踏切動作

本研究では、実際の踏切動作を用いて跳躍板の力学的な挙動および応答の定量化を行った。それにより、跳躍板は機械的な試験で正確に再現することが難しいと考えられる

ほどに急激かつ複雑に変形し、さらにその大きさは弾性エネルギー蓄積の上限に達する程に大きなものであることが明らかとなった。

このような跳躍板の挙動と応答は、踏切動作のレッグスティフネスが非常に大きく、それによって体重の10倍を超えることもあるほど大きな力が急激に加えられることで引き起こされている。また、一方では、弾性エネルギーを蓄積するという跳躍板の機能を最大限に活用できるよう選手が適応していった結果として、レッグスティフネスの非常に大きな踏切動作を行っているということも考えられた。

したがって、跳躍板の非常にダイナミックな挙動・応答とレッグスティフネスの非常に大きな踏切動作は、これらが相互に影響を及ぼし合うことによって現れている現象であるものと考えられる。

### 3.5. 跳躍板を介した力学的エネルギーの変換

脚長の短縮が小さく且つレッグスティフネスの大きな踏切動作は、第3節および第4節で述べたように跳躍板へエネルギーを蓄積することに効果的な動作である。一方で、このような踏切動作は脚部の屈曲動作を抑制することになるため、踏切動作において重要な役割を担う身体内部組織であることが明らかにされている筋腱複合体弾性要素へエネルギーを蓄積することには不利な動作となる。したがって体操選手は、無意識的にはあれ、エネルギーを主として蓄積する部位を筋腱複合体の弾性要素から跳躍板へ置き換える戦略をとっていることになる。

跳馬と同様に助走を伴う踏切動作や跳び下りからの踏切動作では一般的に、踏切動作を通じて身体の力学的エネルギーは一部を損失する(Fukashiro et al. 1981; 深代 1990)。身体の内部では、筋の伸張性収縮や組織同士の摩擦などによるエネルギー損失とともに、筋腱複合体弾性要素においてもエネルギーを損失する。生体組織である筋腱複合体弾性要素のエネルギー効率も器械である跳躍板のエネルギー効率よりも低いという可能性が考えられ、この場合、主として跳躍板へエネルギーを蓄積すれば踏切動作のエネルギー効率が向上し、最終的には第2空中局面における身体の力学的エネルギーが大きくなる。したがって、跳躍板が高効率であれば、レッグスティフネスの大きな踏切動作を行

なう要因についても跳躍板の担う力学的な役割についても、合理的な説明が可能となる。

本節では、跳躍板は筋腱複合体弾性要素よりも高効率であり、跳躍板の担う力学的な役割は踏切動作のエネルギー効率を向上させることである、ということを仮説において検証と議論を進めていく。

### 3.5.1. 跳躍板のエネルギー効率

はじめに本項で、跳躍板のエネルギー効率が身体内部組織である筋腱複合体のエネルギー効率よりも高いものであるかを検証する。

筋腱複合体弾性要素のうち、弾性エネルギーの大部分を蓄積する組織は腱である。跳馬において実際に踏切動作を行っている時に、生体内の腱の特性を計測することは危険を伴うため、計測技術および生命倫理の面から非常に難しく現実的でない。そのため、跳躍板のエネルギー効率との比較には文献で報告されている値を用いる。これまで、限定的な身体動作の条件においてはヒト生体内の腱組織の特性が報告されており、エネルギー損失率はおおよそ 18~26% (平均値) である (Kubo et al. 2002; Maganaris and Paul 2002; Lichtwark and Wilson 2005)。

表 3-2 は、跳躍板におけるエネルギーの移動の大きさを示している。踏切前半の跳躍板が変形していく局面において、身体から跳躍板へ流入したエネルギーは  $3.54 \pm 0.75\text{J/kg}$  であった。一方、踏切後半の跳躍板が元の形状に復元していく局面において、跳躍板から身体へ流出したエネルギーは  $2.30 \pm 0.51\text{J/kg}$  であった。よって、踏切動作を通じて跳躍板から損失したエネルギーは  $1.24 \pm 0.79\text{J/kg}$  であり、流入したエネルギーに対するエネルギー損失率は  $33.2 \pm 16.7\%$  であった。これはヒトの腱組織におけるエネルギー損失率よりも大きく、跳躍板は筋腱複合体よりも高効率であるという仮説を支持しない結果であった。

表 3-2 跳躍板におけるエネルギーの流入, 流出, および損失 (体重あたりの値)

	Mean ± SD	Max	Min
Inflow energy (J/kg)	3.54 ± 0.75	4.78	2.71
Outflow energy (J/kg)	2.30 ± 0.51	3.05	1.50
Lost energy (J/kg)	1.24 ± 0.79	2.71	0.16
Ratio of energy loss (%)	33.2 ± 16.7	64.3	5.1

### 3.5.2. 跳躍板におけるエネルギー損失の大きさ

前項において, 仮説に反して跳躍板は筋腱複合体よりも低効率であったことを示した. 一方, 損失するエネルギーの大きさ自体は, エネルギー効率だけでなく蓄積されたエネルギーの大きさにも依存する. そこで本項では, 弾性要素に蓄積されたエネルギーと, 最終的に損失したエネルギーについて, 跳躍板と筋腱複合体の間で比較していく.

踏切動作において生体中の筋腱複合体弾性要素へ一時的に蓄積されるエネルギーの多くは, 最大の腱組織であるアキレス腱へ蓄積されていると考えられることから, 生体中の筋腱複合体の振る舞いに関する研究の多くはアキレス腱を対象として行われている. その中で Lichtwark and Wilson(2005)は片脚ホッピング動作において, アキレス腱から移動するエネルギーの大きさ, ヒステリシス, 応力など跳躍動作中のアキレス腱の力学的動態および性質を示すデータを被験者毎に詳細に報告している. この時に観察されたアキレス腱に加わる力, 応力および伸び率は Wren et al.(2001)が報告した摘出腱の破断値と同程度であることから, Lichtwark and Wilson(2005)の報告は跳躍動作を行なう人体中のアキレス腱が耐え得る負荷の上限に近い値を示したものであると考えられる. 彼らの詳細な報告にはヒステリシスおよび放出エネルギーのデータが含まれているため, それらからアキレス腱で蓄積および損失したエネルギーを算出することができる. これらを算出すると, それぞれ, 平均でおよそ 51J および 14J であった. したがって, 両脚

のアキレス腱で蓄積し得るエネルギーの上限は 102J 程度であり，損失し得るエネルギーの上限は 28J 程度であると推測される．絶対値で示されたこれらの値と比較するため，ここまで体重に対する相対値で示していた本研究のデータを絶対値で表すと，跳躍板で蓄積したエネルギーは 222J となり，損失したエネルギーは 79J となる（表 3-3）．すなわち，跳躍板では両脚のアキレス腱よりも 2.2 倍大きなエネルギーを蓄積することができ，一方で，最終的には両アキレス腱よりも 2.8 倍大きくエネルギーを損失することになる．踏切動作を主に担う脚部においては，アキレス腱以外の複数の筋腱複合体弾性要素でもエネルギーを蓄積および損失することになるが，それらの解剖学的な形状や大きさから，全てを合計しても蓄積エネルギーおよび損失エネルギーのいずれもが跳躍板によるものを上回ることはないであろう．したがって，実際に損失するエネルギーの大きさ自体も仮説に反して跳躍板の方が筋腱複合体より大きく，さらにその要因は，単に跳躍板の方が低効率であるだけでなく，跳躍板へ流入するエネルギー自体が大きいことにもある．

表 3-3 跳躍板におけるエネルギーの流入，流出，および損失（絶対値）

	Mean ± SD	Max	Min
Inflow energy (J)	222.3 ± 58.9	342.5	158.8
Outflow energy (J)	143.7 ± 35.3	193.7	91.1
Lost energy (J)	78.6 ± 52.3	164.0	10.4
Ratio of energy loss (%)	33.2 ± 16.7	64.3	5.1

### 3.5.3. 身体の力学的エネルギーの変化

前項および前々項の議論により，跳躍板は身体内部組織である筋腱複合体よりも低効率であるという力学的特性を持ち，損失するエネルギーは筋腱複合体よりもむしろ大き

いという、仮説を支持しない結果が得られた。続いて本項では、踏切動作を行った結果としての身体の力学的エネルギー変化に着目する。

図 3-7 は、身体の力学的エネルギーの変化を示している。身体の力学的エネルギー ( $ME$ ) は、他の様々な反動つき踏切動作と同様に、踏切前半局面では減少した。この減少するエネルギーは、熱エネルギーへの変換によって実際に損失しているだけでなく、その一部を筋腱複合体と跳躍板へ蓄積していることになる。身体の力学的エネルギーの減少が  $13.3 \pm 3.3 \text{ J/kg}$  であるのに対して跳躍板へ流入したエネルギーが  $3.54 \pm 0.75 \text{ J/kg}$  (表 3-2) であったから、身体から減少した力学的エネルギーのうち  $27.9 \pm 7.9\%$  が跳躍板へ流入していたことになる。続いて踏切後半局面では、やはり他の踏切動作と同様、身体の力学的エネルギーは増加に転じていた。この増加は、筋組織による正仕事、跳躍板と筋腱複合体に蓄積された弾性エネルギーの移動よってもたらされる。この時、跳躍板から身体へ再移動したエネルギーは  $2.30 \pm 0.51 \text{ J/kg}$  であり (表 3-2)、増加した身体の力学的エネルギー  $8.8 \pm 1.9 \text{ J/kg}$  の  $27.2 \pm 8.4\%$  を占めていた。身体内外の弾性組織・弾性機構への移動を伴う減増を通じて、身体の力学的エネルギーは踏切動作終了時には  $35.6 \pm 1.8 \text{ J/kg}$  となっており、開始時に対して  $12.8 \pm 7.7\%$  減少していた。これらの変動の傾向は身体重心の力学的エネルギー ( $ME_{CG}$ ) においても同様であり、踏切動作によってエネルギーは  $18.0 \pm 9.7\%$  減少していた。

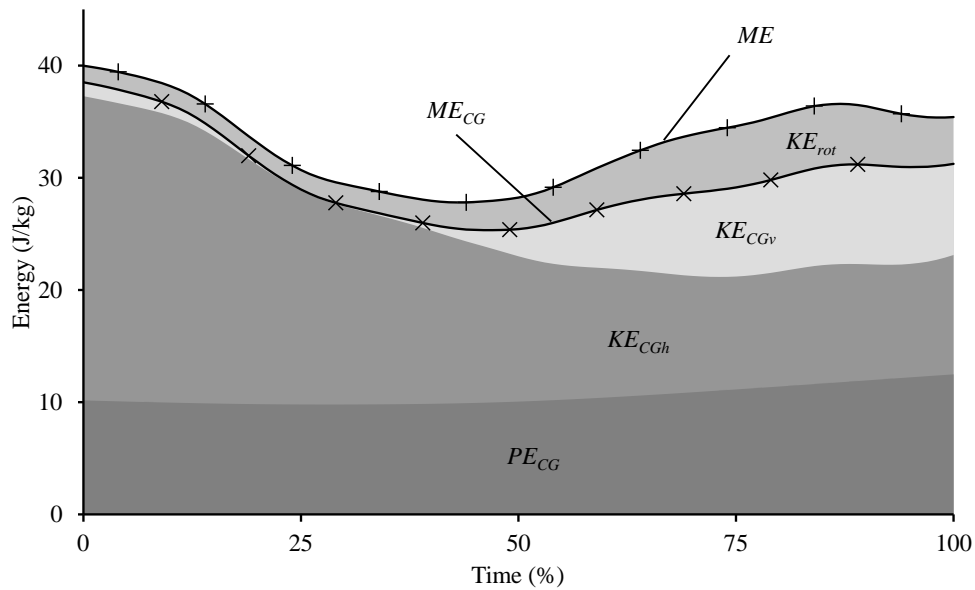


図 3-7 踏切動作中の力学的エネルギーの変化.  $ME$ : 身体の力学的エネルギー;  $ME_{CG}$ : 身体重心の力学的エネルギー;  $KE_{rot}$ : 身体の回転運動エネルギー;  $KE_{CGh}$ : 身体重心水平速度による並進運動エネルギー;  $KE_{CGv}$ : 身体重心鉛直速度による並進運動エネルギー;  $PE_{CG}$ : 身体重心の位置エネルギー

続いてこれらを、跳馬の踏切動作との共通点を持つ他の踏切動作における力学的エネルギーの変化を報告した先行研究と比較する。跳馬と同じく助走を伴う踏切動作としては、三段跳びにおける身体重心の力学的エネルギーの変化が報告されている(Fukashiro et al. 1981)。報告によると、三段跳ではホップ、ステップおよびジャンプそれぞれで、およそ 4%、14% および 15% ずつ、身体重心の力学的エネルギーを損失する。それに対して、跳馬の踏切動作におけるエネルギー損失はおよそ 18% であった。一方、跳躍板と同じく器具へ蓄積した弾性エネルギーを利用する棒高跳びおよびトランポリンの場合には、器具からのエネルギー移動に加算される選手の仕事量がエネルギー損失を上回り、身体の力学的エネルギーは踏切前よりもむしろ増加することが報告されている(Stefanyshyn and Nigg 2000; 高松 et al. 2000)。これら跳馬の踏切動作と共通点を持つ踏切動作との比較からは、跳躍板を用いることで踏切動作に伴うエネルギー損失が抑制されるとは考えられず、やはり仮説は成立しない。



本節におけるここまでの議論から、筋腱複合体よりも跳躍板のエネルギー効率が高いことによって踏切動作に伴う身体の力学的エネルギーの損失も抑制される、という仮説は成立しないことが明らかとなった。したがって、エネルギー変換器としての跳躍板の力学的な役割も、仮説に反して、エネルギー効率を向上させることではないということが明らかとなった。

#### 3.5.4. 踏切動作における力学的エネルギーの変換

ここまで議論してきたように、跳躍板がエネルギー変換器として担う力学的な役割は、踏切動作後の力学的エネルギー総量に直接的な影響を与えるエネルギー効率で説明することは難しい。続く本項以降においては、跳躍板を介したエネルギー変換後の身体における力学的エネルギー各要素の配分およびそれらの大きさによって、跳躍板の力学的な役割を説明していく。

跳馬の踏切動作を力学的エネルギーの観点からみると、第一章で述べたように、助走で増加させた身体重心水平速度による並進運動エネルギーの一部を、踏切動作後の位置エネルギー、鉛直速度による並進運動エネルギーおよび回転運動エネルギーに変換する動作である。踏切動作中の力学的エネルギーの変動を示した図 3-7 からは、変換の状況を詳しくみてとることができる。身体重心の位置エネルギー ( $PE_{CG}$ ) は、踏切開始時の  $10.2 \pm 0.3 \text{ J/kg}$  から踏切中盤の  $9.8 \pm 0.3 \text{ J/kg}$  まで踏切前半局面ではほぼ一定の大きさを保ち、増大していったのは踏切後半局面であった。また、鉛直速度による並進運動エネルギー ( $KE_{CGv}$ ) が増大していったのも踏切後半局面に入ってからであった。一方、身体の回転運動エネルギー ( $KE_{rot}$ ) は、踏切開始時の  $1.5 \pm 0.7 \text{ J/kg}$  から踏切中盤の  $2.2 \pm 0.9 \text{ J/kg}$ 、終了時の  $4.1 \pm 0.9 \text{ J/kg}$  へと徐々に増加していった。これらが示しているのは、運動の方向が上方へ変化していくのは跳躍板から身体へエネルギーが移動する踏切後半局面であったということ、身体の回転は踏切後半局面における度合いが大きいものの踏切局面全般にわたって増大していったということである。

次に、跳躍板から身体への仕事をする力についてみていく。跳躍板から身体に加わる力は弾性力と静摩擦力に分けられ、このうちエネルギー移動に関与する（すなわち仕事をする）のは弾性力である。弾性変形に伴う跳躍板各部位の変位方向はほぼ鉛直方向

であるため、弾性力の方向もほぼ鉛直上方である。それに対し、踏切における“脚”（拇指球と身体重心を結ぶ線分。本章 2 節 2 項で定義。）の振り子状回転の範囲は後方へ傾斜した状態（ $\alpha_0: 63.6 \pm 3.2 \text{deg}$ ）から鉛直をやや超えた状態（ $\alpha_E: 98.3 \pm 3.3 \text{deg}$ ）までであった（表 3-4）。すなわち、鉛直上向きである跳躍板の弾性力ベクトルは踏切の大部分にわたって身体前方への回転を妨げており、脚が鉛直を超えて前方へ傾斜するのは踏切終盤のわずかな角度範囲のみである。さらに、踏切終盤には弾性力も小さくなる。よって、弾性力が身体前方への回転を増加させる作用は非常に小さく、身体前方への回転の発生は、足部と跳躍板との間に働く静止摩擦力に強く依存している。静止摩擦力は仕事をしないため、回転運動エネルギーは、身体外部すなわち跳躍板からの仕事により増加するのではなく、大部分は身体重心水平速度による並進運動エネルギーから直接的に変換されていることになる。

表 3-4 脚の踏切動作開始時の角度( $\alpha_0$ )と踏切動作終了時の角度( $\alpha_E$ )

	Mean $\pm$ SD	Max	Min
$\alpha_0$ (deg)	63.6 $\pm$ 3.2	67.9	56.7
$\alpha_E$ (deg)	98.3 $\pm$ 3.3	104.3	92.8

本項では、身体重心の位置エネルギーおよび鉛直速度による並進運動エネルギーが増大したのはエネルギーが跳躍板から身体へと移動する踏切後半局面であったこと、跳躍板から身体へ仕事をする弾性力が身体前方回転を増加させる作用は非常に小さいと考えられることを示した。したがって、跳躍板から身体へと移動するエネルギーは、身体全体の回転運動エネルギーにはほとんど配分されず、身体重心の位置エネルギーおよび鉛直速度による並進運動エネルギーへと配分される形で変換されていると考えることができる。

### 3.5.5. 跳躍板の力学的役割

踏切局面における身体重心の位置エネルギーおよび鉛直速度による並進運動エネル

ギーの増大は鉛直上方への運動方向の変化を反映するものであることから、本研究ではこれらを略して“鉛直上方へのエネルギー変換”と呼ぶこととする。鉛直上方へのエネルギー変換には、跳躍板の弾性機構におけるエネルギー移動のほか、足部を支点とした身体全体の回転によるエネルギー変換、筋腱複合体の弾性要素におけるエネルギー移動、および筋の正仕事に関与していると考えられる。鉛直上方へのエネルギー変換全体の大きさは、身体重心の位置エネルギーと鉛直速度による並進運動エネルギーそれぞれの踏切開始時に対する踏切終了時の増加分の合計によって表すことができ、 $10.3 \pm 1.2 \text{ J/kg}$ であった。

跳躍板におけるエネルギー移動は、前項での議論から、ほぼ全てが鉛直上方へのエネルギー変換であったことになる。そこで、跳躍板による鉛直上方へのエネルギー変換の大きさが、跳躍板から身体へのエネルギー移動の大きさに等しいとみなすと、 $2.3 \pm 0.5 \text{ J/kg}$ である(表 3-2)。この大きさは、鉛直上方へのエネルギー変換全体のうち  $23.1 \pm 7.4\%$ を占めており、欠くことのできない大きさの貢献であると言えるだろう。さらに、この跳躍板によるエネルギー変換の大きさ(絶対値で表すとおよそ  $144 \text{ J}$ )は、身体内部組織である両アキレス腱におけるエネルギー移動の上限値(およそ  $76 \text{ J}$ ; Lichtwark and Wilson 2005)のおよそ 2 倍もの大きさであった。この大きさからも、跳躍板でのエネルギー移動を利用せず身体動作によるエネルギー変換のみ(アキレス腱におけるエネルギー移動、足部を支点とした身体全体の回転によるエネルギー変換および筋の正仕事)によって、跳躍板を用いた場合と同等の鉛直上方へのエネルギー変換を行なうことは困難であろう。

したがって跳馬の踏切動作において、弾性エネルギーを蓄積する機能を持つ跳躍板の力学的役割は、エネルギー効率の向上や回転運動エネルギーへの変換ではなく、鉛直上方へのエネルギー変換を行うことへの貢献である。

### 3.6. まとめ

跳馬における踏切動作の特性や踏切動作と相互に影響を及ぼし合う跳躍板が踏切動作において担う役割は、分析に必要となる身体と跳躍板の間に作用する力の変動(時間

変化)を計測する手法が存在しなかったため、これまでは詳細が明らかでなかった。本章では、第2章で確立した計測手法を利用し、踏切動作の特性および跳躍板の担う力学的な役割を明らかにした。

跳馬における踏切動作は助走から行なわれるため、反動を利用した踏切動作である。同様に反動を利用する他の踏切動作と比較して、跳馬における踏切動作は、脚長の短縮が非常に小さいことに依存してレッグスティフネスが非常に大きいという特性をもつことが本研究で明らかとなった。この動作は跳躍板へ短時間で大きな力を加えることに有効であり、跳躍板は変形の構造的な限度、すなわち、エネルギー蓄積の限度に達することもあるほど大きくかつ急激に変形していた。

脚長の短縮が小さくレッグスティフネスの大きな踏切動作は、跳躍板へエネルギーを蓄積するのに有効な動作である反面、脚部の屈曲動作を抑制するため筋腱複合体弾性要素へエネルギーを蓄積することに対してはそれほど有効な動作でない。生体が備える弾性要素の利用には不利であっても跳躍板へエネルギーを蓄積する動作を行なう要因の仮説として、跳躍板の方がエネルギー効率が高いということをおいた。しかしながら、跳躍板は脚部の筋腱複合体よりも低効率かつ多くのエネルギーを損失しているという結果が得られた。したがって、跳躍板へ限度に達するほどエネルギーを蓄積する踏切動作を行なっているのは、エネルギー効率を向上させるためではない。

跳躍板に蓄積されたエネルギーが身体へ再移動する際、力学的エネルギー各要素への配分は跳躍板弾性力の方向が身体重心に対してなす角度に影響される。この角度から検証すると、跳躍板から身体へ移動するエネルギーは身体の回転運動エネルギーにはほとんど配分されておらず、跳躍板におけるエネルギー移動はほぼ全てが鉛直上方へのエネルギー変換であった。跳躍板では筋腱複合体弾性要素よりも多くのエネルギーを損失していたものの、筋腱複合体弾性要素と比較して非常に大きなエネルギー移動がなされており、身体の鉛直上方へのエネルギー変換に対する貢献は20%を超える大きさであった。したがって、跳躍板の担う力学的な役割は、鉛直上方へのエネルギー変換に対する貢献であることが明らかとなった。

## 第4章 結論

跳馬における踏切動作は、その後続く第1空中局面のみならず演技の中心とも言える第2空中局面の力学的条件にまで影響を与える非常に重要な動作である。また、弾性機構を組み込まれた跳躍板の上で実施され、跳躍板の力学的な挙動や応答と相互に影響を及ぼし合うという特殊な踏切動作であることから、ヒトの踏切動作のメカニズムの解明という面でも重要な動作である。それにも関わらず、これまで跳馬の踏切動作に関する詳細なメカニズムが明らかでなかった要因の一つには、分析に必要となる跳躍板から身体へ加わる力の計測手法が確立されていなかったことが挙げられる。

本研究では、これまで計測されたことの無い跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を確立した。確立した手法は、跳躍板に下部から作用する力の床反力計による計測と跳躍板が急激に変形する際に部材を加速させるのに要する力(本研究では簡単のため慣性力と表記した)の高速撮影映像による計測を組み合わせたものである。床反力計と高速度ビデオカメラはいずれも、身体動作研究の分野では普及度の高い機器であるため、この手法の利点の一つには、汎用性の高さが挙げられる。

近年では多数の計測点の位置情報を自動かつリアルタイムで取得できるモーションキャプチャシステムも普及しつつあるが、計測時の条件などによっては高速撮影映像から位置情報の計測を行わなければならないことも多い。映像による計測においてサンプル数が多い場合などには、多数の計測点の位置情報を手動で取得しなければならないことがネックとなる。そこで本研究では、多数の計測点により跳躍板の変形と挙動をよく反映する場合だけでなく、計測点数を減らした場合についても検証を行い、精度低下を出来るだけ抑制しつつ計測点数を4点にまで減らすことも可能であることを確認した。この点においても、本研究で確立した計測手法は汎用性の高いものである。

計測手法の確立により跳躍板から身体へ加わる力の計測が可能になったため、本研究では次いで、踏切動作の特性ならびに相互に影響を及ぼす跳躍板の力学的な役割を明ら

かにしていった。踏切動作は、脚長の短縮が非常に小さいことに依存してレッグスティフネスが非常に大きいという特性であった。跳馬の踏切動作にみられたこのような特性は、助走や跳び下りから反動を利用する他の踏切動作と比較して特殊なものであり、異なるメカニズムが働いていることを示唆している。

レッグスティフネスの大きな踏切動作は跳躍板へ大きなエネルギーを蓄積できる反面、身体内部組織の筋腱複合体にはエネルギーを蓄積しにくい動作でもある。一方、跳躍板の力学的な役割は鉛直上方へのエネルギー変換に対する貢献であり、身体のエネルギー効率の向上や回転運動エネルギーへの変換という役割はほとんど見受けられなかった。したがって、跳馬の踏切動作のメカニズムは、筋腱複合体の利用を小さくしてでも跳躍板へエネルギーを蓄積し、跳躍板の担う鉛直上方へのエネルギー変換という役割を最大限に活用するというものであることが明らかとなった。

本研究で明らかとなった踏切動作の特性および跳躍板の力学的な役割は、トレーニングの現場への示唆をも含んでいる。一般的な地面や床面などで成長に伴い習得する反動を利用した踏切動作は、脚部を大きく屈曲させる、すなわち、レッグスティフネスの小さな踏切動作である。そのため、体操競技（あるいは学校体育における器械運動の跳び箱）の初心者段階では、跳躍板の上においてもレッグスティフネスが小さいと考えられる踏切動作を行なってしまう、跳躍板の機能を有効利用できずうまく跳べないことがしばしば見受けられる。このような場合には、脚部の屈曲動作を抑える指導や練習を行なえば、レッグスティフネスの大きな踏切動作へと変容し、うまく跳ぶことができるようになると思われる。また、身体動作の細かな調整が可能になっている上級者段階においては、身体の上昇には跳躍板の貢献が期待できるため、回転速度を増大させる踏切動作を習得していくことが高難度な技を実施するうえで重要になると考えられる。

最後に、本研究を踏まえた今後への展望と課題について述べる。

本研究では、跳躍板が弾性エネルギーを蓄積するという機能と踏切動作との相互の影響に着目して議論を進めた。一方、跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を確立する過程で、踏切動作前半の跳躍板が変形していく局面で部材の慣性力は大きなものであることが明らかとなった。したがって、部材の慣性力も踏切動作に影響を与えている可能性がある。競技会で使用される跳躍板は国際体操連盟が定める規格に基づいて作製された

ものであり、製造業者の異なる跳躍板であっても特性は一定の範囲内に収まっているということが前提となっている。しかしながら、体操選手は感覚的に、製造業者の異なる跳躍板では硬さが異なるという認識を持っており、踏切動作で発揮する自覚的な力の強さを変えるなどの対応を行っている。跳躍板の規格では全体の形状や質量に定めはあるものの、個々の部材の質量に関する定めは無い。そのため、製品間で上部の板材の質量が異なっていれば踏切前半の慣性力も異なったものとなり、規格で想定されない部分で特性差を生み出して選手の感覚や踏切動作に影響を与えているという可能性も考えられる。これらを明らかにしていくことは跳躍板の規格の改訂に発展していき、より公平性を担保することに結びつく可能性を含んでいる。

本研究では踏切動作の特性をレッグスティフネスによって明らかにした。レッグスティフネスは踏切動作をマクロな視点から明らかにするうえで有用な指標であるが、より詳細な分析には関節スティフネスの計測が必要となる。脚部の各関節、すなわち、股関節、膝関節、および足関節それぞれの関節スティフネスのいずれがレッグスティフネスへの貢献が大きいかが明らかになれば、より詳細に踏切動作のメカニズムが明らかになるのみならず、トレーニングの現場においても有用な示唆が得られる。関節スティフネスの情報を取得するためには関節トルクの計測が必要であり、また、そのためには足圧中心の計測が必要である。しかしながら、本研究で確立した計測手法では足圧中心まで計測することは出来ない。したがって、関節スティフネスによってより詳細な分析を進めるためには、足圧中心を同時に計測できる手法を確立することが今後の課題となる。

以上、本研究では跳躍板から身体へ加わる力の計測手法を確立することにより、跳馬における踏切動作の特性ならびに踏切動作と相互に影響を及ぼす跳躍板の力学的な役割を明らかにした。本研究の結果によって、ヒトの踏切動作のメカニズムを明らかにする研究の更なる発展が期待できるとともに、トレーニング現場に対しても有用な示唆が与えられると期待される。

## 参考文献

- 1) 阿江通良, 湯海鵬 and 横井孝志 (1992): 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム*, 11: 23-33.
- 2) Apriantono T (2006): The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *Journal of Sports Sciences*. 24(9): 951-960.
- 3) Arampatzis A (2004): Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 36(3): 451-459.
- 4) Arampatzis A and Brüggemann G P (1998): A mathematical high bar-human body model for analysing and interpreting mechanical-energetic processes on the high bar. *Journal of Biomechanics*. 31: 1083-1092.
- 5) Arampatzis A and Brüggemann G P (1999): Mechanical energetic processes during the giant swing exercise before dismounts and flight elements on the high bar and the uneven parallel bars. *Journal of Biomechanics*. 32: 811-820.
- 6) Arampatzis A and Brüggemann G P (2001): Mechanical energetic processes during the giant swing before the Tkatchev exercise. *Journal of Biomechanics*. 34(4): 505-512.
- 7) Arampatzis A, Brüggemann G P and Klapsing G M (2001a): Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33(6): 923-931.
- 8) Arampatzis A, Brüggemann G P and Metzler V (1999): The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*. 32(12): 1349-1353.
- 9) Arampatzis A, Schade F, Walsh M and Brüggemann G P (2001b): Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 11(5): 355-364.



- 10) Blickhan R (1989): The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*. 22(11-12): 1217-1227.
- 11) Bradshaw E (2004): Target-directed running in gymnastics: a preliminary exploration of vaulting. *Sports Biomechanics*. 3(1): 125-144.
- 12) Brewin M A, Yeadon M R and Kerwin D G (2000): Minimising peak forces at the shoulders during backward longswings on rings. *Human Movement Science*. 19: 717-736.
- 13) Brughelli M and Cronin J (2008): A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 18: 417-426.
- 14) Coventry E, Sands W A and Smith S L (2006): Hitting the vault board: implications for vaulting take-off--a preliminary investigation. *Sports Biomechanics*. 5(1): 63-75.
- 15) Dainis A (1979): Cinematographic analysis of the handspring vault. *Research Quarterly*. 50(3): 341-349.
- 16) Dainis A (1981): A model for gymnastics vaulting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 13(1): 34-43.
- 17) Dillman C J, Cheatham P J and Smith S L (1985): A kinematic analysis of men's Olympic long horse vaulting. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1: 96-110.
- 18) Ferris D P and Farley C T (1997): Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of Applied Physiology*. 82(1): 15-22.
- 19) Fukashiro S, Iimoto Y, Kobayashi H and Miyashita M (1981): A biomechanical study of the triple jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 13(4): 233-237.
- 20) 深代千之 (1990): *跳ぶ科学*. 大修館書店, 東京.
- 21) Fukunaga T (2002): Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 30(3): 106-110.
- 22) 古谷嘉邦 (1970): 平行棒の swing について - スウィングの際のフォームとバーに加わる力について. *東京大学教養学部体育学紀要*. 5: 13-23.
- 23) Gervais P (1994): A prediction of an optimal performance of the handspring 1 1/2 front salto longhorse vault. *Journal of Biomechanics*. 27(1): 67-75.

- 24) 林忠男 (2007): 棒高跳びのバイオメカニクス. *体育の科学*. 57(7): 507-510.
- 25) Hay J G (1971): Mechanical energy relationships in vaulting with a Fiberglass pole. *Ergonomics*. 14(4): 437-448.
- 26) Hay J G, Putnam C A and Wilson B D (1979): Forces exerted during exercises on the uneven bars. *Medicine and Science in Sports*. 11(2): 123-130.
- 27) Hiley M J and Yeadon M R (2003): The margin for error when releasing the high bar for dismounts. *Journal of Biomechanics*. 36(3): 313-319.
- 28) Hobara H, Muraoka T, Omuro K, Gomi K, Sakamoto M, Inoue K and Kanosue K (2009): Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *Journal of Biomechanics*. 42(11): 1768-1771.
- 29) 池上康男 (1983): 写真撮影による運動の3次元解析法. *Japanese Journal of Sports Sciences*. 2: 163-170.
- 30) 池上康男 (2000): 運動学的変数. in *スポーツバイオメカニクス*. 深代千之 et al.: 111-114. 朝倉書店, 東京.
- 31) International Gymnastics Federation (2013): *Code of points for Men's artistic gymnastics*. International Gymnastics Federation..
- 32) Irwin G and Kerwin D G (2009): The influence of the vaulting table on the handspring front somersault. *Sports Biomechanics*. 8(2): 114-128.
- 33) Kawakami Y (2002): In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *Journal of Physiology*. 540(Pt 2): 635-646.
- 34) 川上泰雄 (2009): 脚のバネおよび筋-腱複合体のふるまいからみたランニングの特性. in *スプリントトレーニング*. 日本トレーニング科学会: 31-41. 朝倉書店, 東京.
- 35) Kerwin D G, Harwood M J and Yeadon M R (1993): Hand placement techniques in long horse vaulting. *Journal of Sports Sciences*. 11: 329-335.
- 36) King M A, Yeadon M R and Kerwin D G (1999): A two-segment simulation model of long horse vaulting. *Journal of Sports Sciences*. 17: 313-324.

- 37) Knudson D and Bahamonde R (2001): Effect of endpoint conditions on position and velocity near impact in tennis. *Journal of Sports Sciences*. 19(11): 839-844.
- 38) Koh M and Jennings L (2007): Strategies in preflight for an optimal Yurchenko layout vault. *Journal of Biomechanics*. 40(6): 1256-1261.
- 39) Koh M, Jennings L and Elliott B (2003): Role of joint torques generated in an optimised Yurchenko layout vault. *Sports Biomechanics*. 2(2): 177-190.
- 40) Koh M T and Jennings L S (2003): Dynamic optimization: inverse analysis for the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *Journal of Biomechanics*. 36(8): 1177-1183.
- 41) Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H and Fukunaga T (2002): Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 12(1): 3-8.
- 42) Kwon Y H, Fortney V L and Shin I S (1990): 3-D analysis of Yurchenko vaults performed by female gymnasts during the 1988 Seoul Olympic Games. *International Journal of Sport Biomechanics*. 6: 157-176.
- 43) Laffaye G, Bardy B G and Durey A (2005): Leg stiffness and expertise in men jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 37(4): 536-543.
- 44) Lichtwark G A and Wilson A M (2005): In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *Journal of Experimental Biology*. 208: 4715-4725.
- 45) Linge S, Hallingstad O and Solberg F (2006): Modelling the parallel bars in men's artistic gymnastics. *Human Movement Science*. 25(2): 221-237.
- 46) Maganaris C N and Paul J P (2002): Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of Biomechanics*. 35(12): 1639-1646.
- 47) Mills C, Pain M T and Yeadon M R (2008): The influence of simulation model complexity on the estimation of internal loading in gymnastics landings. *Journal of Biomechanics*. 41(3): 620-628.
- 48) Mills C, Pain M T and Yeadon M R (2009): Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading. *Journal of Biomechanics*. 42(6): 671-678.

- 49) Mills C, Yeadon M R and Pain M T (2010): Modifying landing mat material properties may decrease peak contact forces but increase forefoot forces in gymnastics landings. *Sports Biomechanics*. 9(3): 153-164.
- 50) Muraki Y, Ae M, Yokozawa T and Koyama H (2005): Mechanical properties of the take-off leg as a support mechanism in the long jump. *Sports Biomechanics*. 4(1): 1-15.
- 51) 中村千秋 and 竹内真希 (2002): *身体運動の機能解剖*. 医道の日本社, 神奈川.
- 52) Nigg B M, Yeadon M R and Herzog W (1988): The influence of construction strategies of sprung surfaces on deformation during vertical jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 20(4): 396-402.
- 53) 日本体操協会体操競技委員会研究部 (1994): 跳馬における助走の影響について. *平成6年度日本オリンピック委員会スポーツ医・科学研究報告*. 2: 74-83.
- 54) Nunome H (2006): Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*. 24(5): 529-541.
- 55) 布目寛幸 (2004): データの平滑化に関する新たな試み. *バイオメカニクス研究*. 8(3): 172-178.
- 56) Prassas S (1999): Biomechanical research in gymnastics -What is done, what is needed-. *Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports - ACROBATICS-. : 1-10.*
- 57) Sale D G and Judd R L (1974): Dynamometric instrumentation of the rings for analysis of gymnastic movements. *Medicine and Science in Sports*. 6(3): 209-216.
- 58) セノー (2015): *Sports product guide*. セノー, 千葉.
- 59) Seyfarth A, Friedrichs A, Wank V and Blickhan R (1999): Dynamics of the long jump. *Journal of Biomechanics*. 32(12): 1259-1267.
- 60) Sprigings E J and Yeadon M R (1997): An insight into the reversal of rotation in the Hecht vault. *Human Movement Science*. 16: 517-532.
- 61) Stefanyshyn D J and Nigg B M (2000): Work and energy influenced by athletic equipment. in *Biomechanics and biology of movement*. Nigg B M et al.: 49-65. Human Kinetics.
- 62) 高松潤二, 阿江通良 and 藤井範久 (2000): 棒高跳におけるボルターとポール間の

力学的エネルギーの伝達. *バイオメカニクス研究*. 4(2): 108-115.

- 63) Takei Y (1988): Techniques used in performing handspring and salto forward tucked in gymnastic vaulting. *International Journal of Sport Biomechanics*. 4: 260-281.
- 64) Takei Y (1989): Techniques used by elite male gymnasts performing a handspring vault at the 1987 Pan American Games. *International Journal of Sport Biomechanics*. 5: 1-25.
- 65) Takei Y (1991a): A comparison of techniques used in performing the men's compulsory gymnastic vault at the 1988 Olympics. *International Journal of Sport Biomechanics*. 7: 54-75.
- 66) Takei Y (1991b): Comparison of blocking and postflight techniques of male gymnasts performing the 1988 Olympic compulsory vault. *International Journal of Sport Biomechanics*. 7: 371-391.
- 67) Takei Y (1998): Three-dimensional analysis of handspring with full turn vault: Deterministic model, coaches' beliefs, and judges' scores. *Journal of Applied Biomechanics*. 14: 190-210.
- 68) Takei Y, Blucker E P, Dunn J H, Myers S A and Fortney V L (1996): A three-dimensional analysis of the men's compulsory vault performed at the 1992 Olympic Games. *Journal of Applied Biomechanics*. 12: 237-257.
- 69) Takei Y, Blucker E P, Nohara H and Yamashita N (2000a): The Hecht vault performed at the 1995 World Gymnastics Championships: deterministic model and judges' scores. *Journal of Sports Sciences*. 18(11): 849-863.
- 70) Takei Y, Dunn J H and Blucker E (2003): Techniques used in high-scoring and low-scoring 'Roche' vaults performed by elite male gymnasts. *Sports Biomechanics*. 2(2): 141-162.
- 71) Takei Y, Dunn J H and Blucker E P (2007): Somersaulting techniques used in high-scoring and low-scoring Roche vaults performed by male Olympic gymnasts. *Journal of Sports Sciences*. 25(6): 673-685.
- 72) Takei Y, Dunn J H, Blucker E P, Nohara H and Yamashita N (2000b): Techniques used in high- and low- scoring Hecht vaults performed at the 1995 World Gymnastics Championships. *Journal of Applied Biomechanics*. 16: 180-195.
- 73) Takei Y and Kim E J (1990): Techniques used in performing the handspring and sault

- forward tucked vault at the 1988 Olympic Games. *International Journal of Sport Biomechanics*. 6: 111-138.
- 74) 上山容弘 and 淵本隆文 (2007): トランポリンの踏切動作. *体育の科学*. 57(7): 516-520.
- 75) Winter D A (2009): *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Inc., New York.
- 76) Wren T A, Yerby S A, Beaupre G S and Carter D R (2001): Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clinical Biomechanics*. 16 (3): 245-251.
- 77) Yeadon M R and Brewin M A (2003): Optimised performance of the backward longswing on rings. *Journal of Biomechanics*. 36(4): 545-552.
- 78) Yeadon M R and Hiley M J (2000): The mechanics of the backward giant circle on the high bar. *Human Movement Science*. 19: 153-173.
- 79) Yeadon M R, King M A and Sprigings E J (1998): Pre-flight characteristics of Hecht vaults. *Journal of Sports Sciences*. 16: 349-356.

# 謝辞

本論文の作成にあたって、名古屋大学大学院情報科学研究科教授有田隆也先生には多大なるご指導とご助言を頂きました。ここに深く感謝の意を表します。

本論文の草稿段階において、同研究科教授畔上秀幸先生および同研究科教授大岡昌博先生には副査として有益で貴重なご意見を頂きました。ここに深く感謝の意を表します。

本研究を行うにあたり、名古屋大学総合保健体育科学センター元教授（現愛知淑徳大学健康医療科学部教授）池上康男先生，同センター元教授（現東海学園大学スポーツ健康科学部教授）島岡清先生，同センター元教授（現中京大学スポーツ科学研究科教授）櫻井伸二先生および同センター元准教授（現福岡大学スポーツ科学部教授）布目寛幸先生には多くのご指導とご支援を頂きました。厚く御礼申し上げます。

最後に、これまで私を支えてくれた家族に心から感謝いたします。

2016年1月