

博士論文

体操競技者の着地動作方略に関するバイオメカニクス的研究

平成 29 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科体育科学専攻

宮崎 彰吾



## 目次

第1章 緒言 .....	1
1.1 体操競技の特性 .....	1
1.2 主要先行研究の総括 .....	2
1.2.1 体操競技における生理学的アプローチ .....	2
1.2.2 体操競技における心理学的アプローチ .....	3
1.2.3 体操競技における運動学的アプローチ .....	4
1.2.4 体操競技におけるバイオメカニクスのアプローチ .....	4
1.3 体操競技における着地について .....	6
1.4 体操競技と器具の関係について .....	7
1.5 研究目的 .....	9
1.5.1 課題の設定 .....	9
1.5.2 目的 .....	15
1.6 研究課題 .....	15
1.7 研究上の仮定 .....	16
第2章 文献研究 .....	17
2.1 着地動作におけるバイオメカニクスの分析 .....	17
2.2 着地サーフェスと着地動作の関係 .....	18
2.3 体操競技の宙返り着地動作 .....	19
第3章 方法 .....	22
3.1 座標値の取得 .....	22

3.2	地面反力の取得 .....	22
3.3	身体各セグメントの座標系 .....	22
3.4	関節の座標系 .....	26
3.5	弾性床 .....	29
3.6	データ処理 .....	29
第 4 章	異なる着地面のドロップ着地動作における競技特性による着地動作方略 .....	32
4.1	弾性床上への着地動作 .....	32
4.1.1	目的 .....	32
4.1.2	方法 .....	33
4.1.3	結果 .....	40
4.1.4	考察 .....	48
4.1.5	要約 .....	51
4.2	ドロップ着地における体操競技者の着地方略 .....	52
4.2.1	目的 .....	52
4.2.2	方法 .....	52
4.2.3	結果 .....	58
4.2.4	考察 .....	62
4.2.5	要約 .....	64
第 5 章	後方宙返りの空中局面および着地局面における動作方略 .....	65
5.1	空中局面における後方宙返りの身体回転方略 .....	65
5.1.1	目的 .....	65

5.1.2	方法 .....	66
5.1.3	結果 .....	73
5.1.4	考察 .....	84
5.1.5	要約 .....	87
5.2	着地局面における後方宙返りの着地動作方略 .....	89
5.2.1	目的 .....	89
5.2.2	方法 .....	89
5.2.3	結果 .....	96
5.2.4	考察 .....	109
5.2.5	要約 .....	111
第6章	宙返り着地動作の技能レベルに影響するバイオメカニクスの要因の検討 .....	112
6.1	目的 .....	112
6.2	方法 .....	112
6.2.1	実験課題 .....	112
6.2.2	被験者 .....	113
6.2.3	分析範囲および局面定義 .....	113
6.2.4	算出項目 .....	113
6.3	結果 .....	117
6.3.1	審判員の評価（主観的評価）と後方宙返りの技能レベルとの関係性 .....	117
6.3.2	審判員による評価 .....	125
6.3.3	異なる技能レベルの着地動作 .....	128

6.4 考察 .....	137
6.4.1 主観的評価を構成する要因について .....	137
6.4.2 異なる技能レベルによる差異について .....	138
6.4.3 着地方略の多様性について .....	138
6.5 要約 .....	143
第7章 結論 .....	144
7.1 弾性床サーフェスおよび競技特性による着地方略について .....	144
7.2 後方宙返りにおける着地方略について .....	144
7.3 技能レベルによる後方宙返り着地方略について .....	145
7.4 研究の限界 .....	16
7.5 今後の課題 .....	146
文献 .....	147
博士論文に関する業績一覧 .....	151

## 表一覽

Table 4-1	Characteristics of the subjects (Experiment 1).
Table 4-2	Parameters about the CG and spring surface height of each condition.
Table 4-3	Characteristics of the subjects (Experiment 2).
Table 4-4	The parameter related to leg stiffness during landing.
Table 4-5	The parameter of lower limb joint angular displacement.
Table 4-6	The parameter of CG and lower limb joint at contact.
Table 5-1	Characteristics of the subjects (Experiment 3).
Table 5-2	The CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ) at take off.
Table 5-3	Segment angles at the take off.
Table 5-4	Segment angles at the land on.
Table 5-5	Maximum and minimum value of moment of inertia around the CG.
Table 5-6	Characteristics of the subjects (Experiment 4).
Table 5-7	Means and standard deviations of the average torque power of the lower limb joint.
Table 5-8	Means and standard deviations of the joint flexion time of the lower limb joint.
Table 6-1	Minimum value of normalized moment of inertia around the CG.
Table 6-2	The CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ) at take off and airborne phase duration time.
Table 6-3	Means and standard deviations of the average landing phase duration time.
Table 6-4	Means and standard deviations of the average CG height.
Table 6-5	Means and standard deviations of the segment angle at LOW.

## 図一覽

- Figure 1-1 Image of the relationship between variability of motion and skill level.
- Figure 1-2 The various academic approaches on artistic gymnastics.
- Figure 1-3 Image of this research design.
- Figure 3-1 Landmarks of the body.
- Figure 3-2 Structure of spring surface.
- Figure 4-1 Experimental setup (Experiment 1).
- Figure 4-2 Definition of the analysis phase (Experiment 1).
- Figure 4-3 Typical examples of the number of changes in spring surface height (a) and ankle joint angular velocity (b).
- Figure 4-4 Changes in the CG height and spring surface height.
- Figure 4-5 Relationships between spring surface displacement and each joint angular displacement.
- Figure 4-6 Relationships between hip joint angular displacement and knee joint angular displacement in Absorb period.
- Figure 4-7 Relationships between change of spring surface and change of joint angular velocity.
- Figure 4-8 Ratio of number of joint angular velocity to spring surface frequency.
- Figure 4-9 Experimental setup (Experiment 2).
- Figure 4-10 Definition of the analysis phase (Experiment 2).
- Figure 5-1 Relationships between CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ).



Figure 5-2	Stick pictures of each condition.
Figure 5-3	Changes in the angles of lower limb in the airborne phase.
Figure 5-4	Changes in the moment of inertia around CG in the airborne phase.
Figure 5-5	Time duration of each phase in the airborne phase.
Figure 5-6	Means and standard deviations of the CG height at each event.
Figure 5-7	Means and standard deviations of maximum value of GRFz, maximum value of GRFy and minimum value of GRFy.
Figure 5-8	Means and standard deviations of maximum and minimum value of moment of GRF.
Figure 5-9	Means and standard deviations of impulse of GRF.
Figure 5-10	Means and standard deviations of angular impulse of GRF.
Figure 5-11	Means and standard deviations of the joint angles at each event.
Figure 5-12	Means and standard deviations of the joint angular displacement of the lower limb joint.
Figure 5-13	Means and standard deviations of the joint work of the lower limb joint.
Figure 5-14	Relationships between the joint angle at land on and the joint work.
Figure 6-1	Experimental setup (Experiment 5).
Figure 6-2	Definition of the analysis phase (Experiment 5).
Figure 6-3	Relationships between the subjective rank and the airborne phase duration time.
Figure 6-4	Relationships between the subjective rank and the airborne phase duration ratio.
Figure 6-5	Means and standard deviations of airborne phase duration time.
Figure 6-6	Relationships between the subjective rank and the landing phase duration time.

- Figure 6-7 Relationships between the subjective rank and the absorb phase and stabilize phase duration time.
- Figure 6-8 Means and standard deviations of the landing phase duration time.
- Figure 6-9 Relationships between the subjective rank of SLN and t the subjective rank of SLS.
- Figure 6-10 Means and standard deviations of the subjective rank.
- Figure 6-11 Changes in the moment of inertia around CG in the airborne phase.
- Figure 6-12 Changes in the hip joint and knee joint angle in the airborne phase.
- Figure 6-13 Absorb phase and Stabilize phase duration time.
- Figure 6-14 Stick pictures in the airborne phase of each subject.
- Figure 6-15 Stick pictures in the landing phase of each subject.

## 第1章 緒言

### 1.1 体操競技の特性

体操競技は、フィギュアスケートや新体操、トランポリンなどと同じ採点競技に分類される。男子はゆか、あん馬、つり輪、跳馬、平行棒、鉄棒の6種目があり、女子は跳馬、段違い平行棒、ゆか、平均台の4種目がある。これらの種目において、演技を行い審判員によって評価・採点がされて序列（順位）がつく。体操競技の採点は、複数の審判員が採点規則に則って採点する。2005年までは10点満点制の採点であり、2006年以降から10点満点性が廃止された。現代の採点規則では、演技構成（難度、要求、組み合わせ）に対する得点（Dスコア）と演技の実施（減点）に対する得点（Eスコア）のに分けて採点されている。体操競技の礎となる採点規則は、その時の技術や演技構成などの背景を考慮しておおよそ4年おきに改訂されている。

体操競技は様々な器具を用いて身体運動を行うが、その器具も時代の変遷と共に形を変えてきた。形状が大きく変化したものの例では跳馬などがあげられる。また、近年のゆかのフロアでは、板の下にばねがあるタイプが普及しており、より弾性が大きい器具特性になっている。さらに、器具が変化したことは、体操競技の技術にも大きく影響を及ぼしており、近年の技の高難度化に対して、器具の改良が大きく寄与していることは十分に考えられる。

このように体操競技に用いられる器具や、採点規則が変わっていても体操競技の本質的特性は欠けることはなかった。金子（1985）は体操競技の特性は「非日常的驚異性」と「姿勢的簡潔性」と表現している。すなわち体操競技の特性は、難しさと美しさにあり、これらが相互に関連し体操競技を形成している。

## 1.2 主要先行研究の総括

体操競技に関する研究は数多くあり、様々な分野からのアプローチによって研究がなされている。本節では、体操競技に関する主要な先行研究を総括し、本研究の意義について述べる。

### 1.2.1 体操競技における生理学的アプローチ

Montgomery et al. (1987) は、技能レベルの異なる若年女子体操競技者の演技中の心拍数と演技後の血中乳酸値を測定し、技能レベルの高いグループは、段違い平行棒での心拍数が最も高く、血中乳酸値はゆかと段違い平行棒が最大血中乳酸値の 50%程度の値を示した。

Goswami et al. (1998) は、男子体操競技者の演技中の心拍数と演技後の血中乳酸値を測定している。心拍数は鉄棒が最も高く、あん馬が最も低かった。また、演技中の心拍数や演技後の血中乳酸値は技の数が増えるほど増加していくことも報告している。

Monèm Jemni et al. (2000) は高い競技レベルの男子体操競技者を対象に、競技会を想定した状況下で心拍数と血中乳酸値を測定した。その結果、器具のローテーションの順番により、生理的な負荷が異なり、特に跳馬の後の心拍数と血中乳酸の回復が重要であることを示唆している。

中山ら (1990) は、女子体操競技者と一般女性を対象に皮下脂肪厚分布パターンを測定した。その結果、競技レベルが高い体操競技者群は、身体のどの部位においても皮下脂肪厚が薄く、全身が均一した厚さの脂肪厚であったことを報告している。

畠田ら (2016) は、大学体操競技選手を対象に全身関節弛緩性と腰痛の関連性について検討している。Beighton Scale を用いた全身関節弛緩性の評価と、自覚症状などの結果

から、大学体操競技選手における全身関節弛緩性は、性差を認めるが、腰痛の発生には影響を与えない可能性を示唆している。

### 1.2.2 体操競技における心理学的アプローチ

五藤ら（2007）は、大学生およびジュニア体操競技者を対象に、心的特性と心理的競技能力に関する実態を把握し心理面強化の方向性について検討している。大学生およびジュニア選手の上位群は、パフォーマンスにおいて内外の刺激に応じて自我状態を適切に切り替える力があることを明らかにし、臨機応変に自我状態を切り替えることのできるパーソナリティを確立し、それに伴い心的な競技能力を高めていくことが重要な課題であると述べている。

岡崎（2006）は、高い競技レベルの大学男子体操競技選手を対象に、心理的競技能力診断検査を用いて、心理的競技特性を調査している。その結果、自己実現意欲、闘争心、忍耐力、勝利意欲が強く、集中力、協調性が高いことを報告している。また、異なる競技レベルの選手を対象に心理的競技能力の特性を明らかにし、競技レベルの強化に繋がるメンタルトレーニング法を見いだすことが重要だと述べている。

五藤ら（2010）は、Point Light display を用いた視覚情報の制限が体操競技における技の認知に与える影響について検討している。体操競技熟練者は初級者よりも優れた正答率を示し、少ないポイント数でも運動の全体像を認知できる可能性がある。また、運動表象の観点からは、熟練者は力的表象が多く、初級者は視覚的・空間的表象が多いことから、熟練者は自らの正確な技遂行のために、技に関する正確な視運動イメージを有している可能性を示唆している。

### 1.2.3 体操競技における運動学的アプローチ

村山（2011）は、技術トレーニングにおいて使用されるソフトマットと体操競技選手の動きとの関係について発生運動学の立場から考察をしている。跳馬の跳躍前に、「マットから足が出るかもしれない」と言ったり「けがをしそう」と判断したりするような人間特有の現象が取り上げられた。これらを通して選手のキネステーズ世界から着地動作とマットの関係が明らかにし、体操競技の技術トレーニングにおける着地マットの取り入れ方について提言している。

中村ら（1998）は、あん馬の両脚旋回の指導に直接幫助を用いる方法と指導実践を提示し、その成果を運動モルフォロジー的立場から分析している。その結果、考案した指導方法が被験者の両脚旋回を修正する、またスピードのある両脚旋回を体験させる上で有効であることを示唆している。

渡辺（2011）は、あん馬運動における一腕全転向に関する構造体系論に述べている。資源論的構造分析を通して、新しい握り替えの技術を伴った一腕全転向の体系論上の位置づけを明らかにした。さらに、発展技のベースとして位置づけられている従来の単独技と同じ階層に位置づけて、組み合わせや複合技をそれらの発展形態として体系化することが有効であると述べている。

### 1.2.4 体操競技におけるバイオメカニクスのアプローチ

Hwang et al.（1990）は、1988 年に行われたオリンピックソウル大会の演技から、後方かかえ込み 2 回宙返り、後方かかえ込み 2 回宙返り 1 回ひねり、後方伸身 2 回宙返りの 3 つの宙返りについて、その踏み切り時の身体重心の速度と身体重心まわりの角運動量を比較している。その結果、床の踏み切りによって、身体重心速度と角運動量は宙返りの種類

によって異なる変化をしていたことから、宙返りの種類によって実施に必要な力学量が異なることを示唆している。

Fujihara et al. (2009) は、あん馬における旋回をバイオメカニクスの的に分析している。ポメル反力の鉛直成分のピークが両手支持局面で見られたこと、身体重心の速度の変化は、ポメル反力の水平成分の接線成分の変化と一致したことなどを報告し、旋回が鉛直運動と二種類の回転（身体重心の回転と身体重心まわりの回転）から成り立っていることを示唆しており、これら二種類の回転は、脚の回転速度に影響し、動作の局面に依存する示唆している。

日本体操協会研究部（1999）は、「前転とび前方かかえ込み 2 回宙返り（ローチェ）」と「前転とびひねり後方伸身宙返り（伸身クエルボ）」のバイオメカニクスの特徴を比較している。その結果、「ローチェ」は「伸身クエルボ」に比べて、跳馬着手局面中の身体重心まわりの角運動量の減少が大きいこと、その反面、同局面中の身体重心の鉛直方向の速度が増加していることを明らかにしており、多少の角運動量を犠牲にしても身体が運動する空間の高さを作り出すための着手技術が必要であることを示唆している。

Hiley et al. (2009) は、平行棒における棒下宙返り倒立の最適化について検討している。コンピューターシミュレーションを用いて動作の最適化を行った結果、翻転倒立型とシュタルダー型の異なるタイプが見つかったことを報告している。また、シュタルダー型の棒下倒立宙返りは、大きな力発揮が求められるものの、安定性が高いことやさらに高難度の技への発展生をもっていることを示唆している。

### 1.3 体操競技における着地について

体操競技は様々な身体運動によって表現する競技である。このことは、技の難しさだけでなく、身体表現によって芸術性が求められていることから解釈できる。このような体操競技においては、安全が保証され、美的に洗練され、かつ技術的に習熟している演技を行う必要があるとされている（男子体操競技採点規則 2012 年版, 2012, 男子体操競技採点規則 2017 年版, 2017）。

体操競技では、演技の終了は両足での着地後に終了の姿勢をして演技を終える必要がある。また、着地をする前には空中における身体の回転運動（宙返りの回転やひねりの回転）を行う場合が多く、着地動作中に回転を止める身体制御も同時に行う必要があり、着地動作の成否が演技の評価に与える影響も大きい。これは、着地に関する減点項目の数や点数の幅からもみて取れる（男子体操競技採点規則 2012 年版, 2012, 男子体操競技採点規則 2017 年版, 2017）。

着地動作に関する先行研究の多くは、比較的並進的な運動であるドロップ着地動作を対象としたものである。一般的にドロップ着地においては、地面との接触後に下肢関節の屈曲運動がみられる。この運動は、着地時の衝撃を緩衝させるための動作である。Devita & Skelly (1992) は膝関節をできる限り屈曲させないドロップ着地 (STIFF) と膝関節を屈曲させたドロップ着地 (SOFT) を実施させて、逆動力学演算にてキネティクスの分析を行い、下肢関節を屈曲することが衝撃の緩衝することを示している。

このような並進的な運動に比べて、回転運動も加わる着地動作は、着地動作の難易度が高くなることは容易に想像できる。この難しさは、身体を静止させるための角運動量など力学的に制御する必要がある変数が多くなること、着地前の準備動作、着地タイミングの予測などに起因すると考えられる。着地に関する予測については、視覚などの感覚情報を



処理して、着地（地面と身体の接触）までの時間の予測や衝撃の予測を行う。佐藤（2008）は、後方かかえ込み宙返りの際の視線パターンについて EOG（眼電図：electro-oculogram）を用いて測定して、体操競技者の視線方略について検討している。その結果、宙返り回転中の着地前に地面（着地する場所）を固視するパターンを報告している。そして、この視線方略は身体の回転に先立って行われていることから、着地動作の準備を行うための視線方略であることが示唆されている。

体操競技では、これらの着地の予測や準備のことを「着地の先どり」と呼ぶ。マイネル（1981）は「先取りというものは組み合わせ運動系がスムーズに行われるときの最も基本的な特徴である。どんな準備局面でも、主要局面の先取りが存在している」と述べている。

「着地の先取り」をドロップ着地に当てはめて考えると、足部と地面が接触した後に下肢関節が屈曲する局面を主要局面と考えれば、地面と接触する前の局面が準備局面と考えられる。着地の先取りは体操競技の評価の上でも重要な要因であり、2016 年度ゆか種目の採点指針（男子体操競技情報 23 号）によって「雄大なタンブリングや正確なひねりによる先取りのある安定した着地」の表現が求められていることがわかる。したがって、体操競技において、着地を空中での動作や着地の準備を含めて、広義で着地としてとらえていることが考えられる。

#### 1.4 体操競技と器具の関係について

スポーツ動作は、主体となる身体と、外界としての用具・器具との関係性の中で成立する。例えば、ゴルフやテニスなどの打具を使用するスポーツでは、クラブやラケットなどの質量や慣性モーメント、シャフトやフレームの剛性など、打具の物的特性が動作に与える影響は大きい。

体操競技においても、身体と器具（鉄棒や跳馬など）との関係性によって、体性感覚から得られる情報が変化して、身体の動作が変化、もしくは意図的に変化させている可能性がある。着地動作においても、身体と着地サーフェスと関係性によって、動作が変化する。

McNitt-Gray et al. (1994) は、ドロップ着地動作に対して、着地サーフェスを変化（通常の床、硬いマット、柔らかいマット）させた際の着地動作にどのような変化が生じるかについて検討している。その結果、スティフネスの高い（硬い）通常の床での着地動作に比べて、スティフネスの低い（軟らかい）マットでの着地動作は、下肢の関節角変位を小さくした着地動作であった。つまり、着地サーフェスのスティフネスが低い（軟らかい）時には、身体（下肢）のスティフネスは高い（硬い）着地動作であった。このようにマットのような材質であっても、着地サーフェスが身体のスチフネスおよび着地動作に与える影響は明らかである。競技の場面を考えると、着地のサーフェスがマット（クッション）の場合や、床のように、バネなどの弾性特性を有したサーフェスの場合がある。

現在の体操競技ゆか種目では、着地もしくは跳躍するサーフェスの下に、バネが用いられている器具が多い。バネの弾性特性から、力を加えることで変形し、弾性エネルギーがバネに貯蔵される。その復元する過程で身体がその弾性エネルギーを活用し、運動エネルギーと変換することで大きな跳躍が可能となる。佐野ら（2011）はロイター式の跳躍板のモデル化を行い、跳躍板と身体との力学的相互作用について検討している。その結果、「踏み切り前半に跳躍板へ蓄えられた弾性エネルギーは、後半の変形回復過程において消失していた。跳躍板のエネルギー効率は  $72.0 \pm 16.7\%$  であったが、ヒトの筋における効率は跳躍板よりもさらに小さいと考えられる。したがって、脚ばねを硬くする（レッグスティフネスを大きくする）ことで跳躍板へのエネルギーの蓄積を大きくすることは、エネルギーの消失を抑制することになり、競技者のパフォーマンスを向上させるものと考えられる」と

述べていることから、器具の力学的なエネルギーをより有効に活用することがパフォーマンス向上に重要であると考えられる。

前述したように、体操競技における着地動作は、身体を静止させることが求められる。跳躍のようにサーフェスに蓄積したエネルギーをどれだけ効率よく身体動作に活用するかではなく、着地においては、言うなれば蓄積したエネルギーを効率悪く活用できるかが重要になるであろう。Fukuda (1988) は、弾性サーフェスにおけるドロップ着地動作について、弾性サーフェスのスティフネスの異なる条件が動作および下肢のキネティクスに与える影響について検討している。その結果、サーフェスのスティフネスが高く（硬く）なることで、膝関節の伸展筋群の筋張力によって急激にエネルギーを吸収することを報告している。そのため硬いサーフェスになるほど膝に加わる負荷が大きくなることも示唆している。

弾性サーフェスへの着地動作に関する先行研究は散見されるものの、体操競技者を対象とした研究や、宙返りの着地動作についてはあまりみられない。そのため、弾性サーフェスにおけるドロップ着地動作について、体操競技者の着地方略については十分に検討がなされていないこと。また、体操競技の宙返りの着地方略について明らかになっていない。

## 1.5 研究目的

### 1.5.1 体操競技におけるバイオメカニクス的研究課題

前述したように、体操競技に対して様々な学問領域のアプローチによって研究がされており、スポーツバイオメカニクスの領域についても同様に多くの研究がされてきた (Figure1-1)。また、体操競技の特性として演技の中で着地を数多く行い、それにより身体を静止させることがあげられる。着地を止めるということは体操競技において、演技の

完結を正確に行うということだけでなく、その止め方によって演技を評価する審判員に対して、良い印象を与えることにも通じる。

前述した先行研究から、宙返り動作を含む着地動作の成否に影響を及ぼす主なバイオメカニクス的な要因を考えると、着地面のスティフネスの要因、被験者の競技特性の要因、宙返りの姿勢制御の要因、下肢の緩衝動作の要因が挙げられる (Figure1-2)。

着地動作は競技特性や着地サーフェスによって差異があることが先行研究によって報告されている。多くの場合、他種目競技者や体操競技者を対象として、通常に着地面（床やフォースプレート上）へのドロップ着地動作であるか、もしくはマット上へのドロップ着地動作である。また体操競技の場合、着地面がマットだけでなく、ゆか種目の様に、着地面の板の下にバネが付いている弾性床上に着地することもある。しかし、体操競技者の弾性床上への着地動作については、検討なされていない。また、課題の難しさは、「ドロップ着地」よりも「宙返り着地」の方が高い。これは、ドロップ着地よりも宙返り着地の方が、着地時の回転の制御の要因が大きくなり、それにともない、空中での身体の操作ならびに回転の制御が必要になることに起因する。

そのため、まずドロップ着地動作における競技特性と着地サーフェス特性による着地動作の分析、および基本的な緩衝動作や身体制御ならびに着地動作方略の検討し、その上で、回転の制御を含めた宙返りの着地動作方略について検討する必要があると考えられる。

体操競技は採点競技である特性があるため、単に着地を止めれば良いというわけではなく、審判員から高い評価を得るような着地動作を行うことが必要となる。さらに、宙返り着地動作においても、そのスキルレベルによって着地動作方略が異なることが考えられ、Figure 1-3 に示したように、Non Expert（未熟練者）から Semi Expert（準熟練者）においては、スキルレベルが高くなると動作のばらつきは小さくなり、共通の動作に見られる

特徴が表出してくる。しかし、**Expert**（熟練者）のようにさらにスキルレベルが高くなると、個々の特徴的な動作が現れ、再び動作のばらつきも大きくなることが考えられる。そのため、スキルレベルによる宙返り動作方略の検討および個々の動作方略についての検討が必要になると考えられる。

以上のことから、本研究では、**Figure1-2** に示したように、着地動作の成否に影響を及ぼすバイオメカニクスの要因それぞれについて、後述する研究課題を設定して検討することとした。

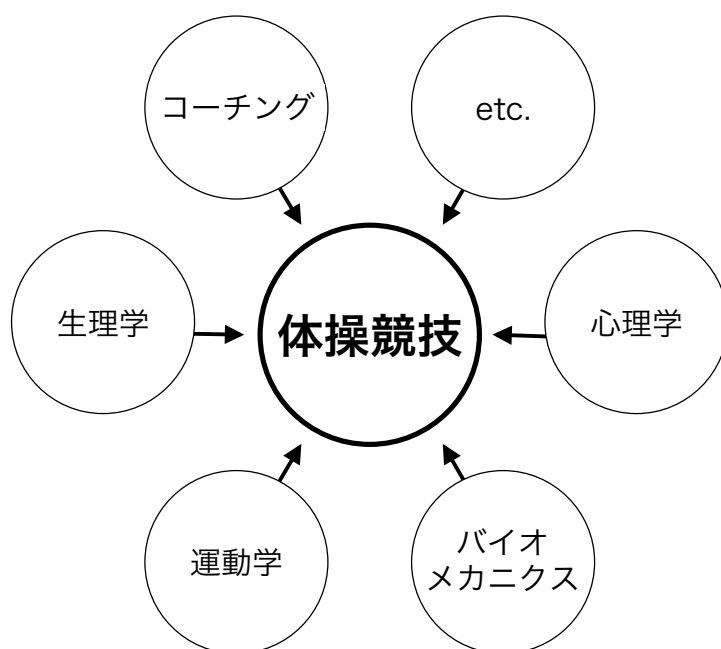


Figure 1-1 The various academic approaches on artistic gymnastics.

## 着地動作の成否に影響を及ぼすバイオメカニク的要因

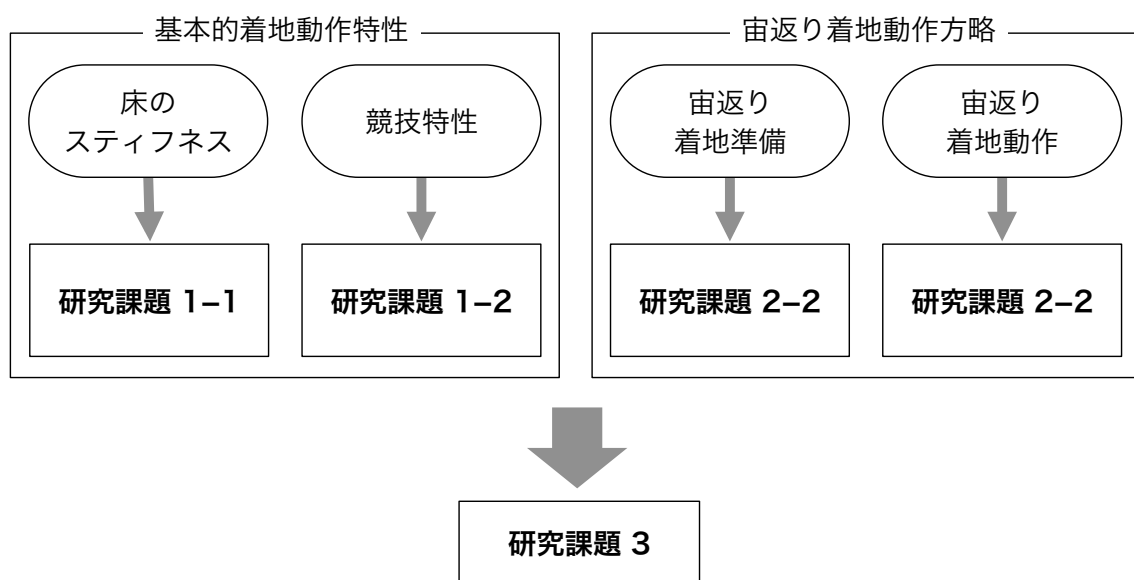


Figure 1-2 Image of this research design.

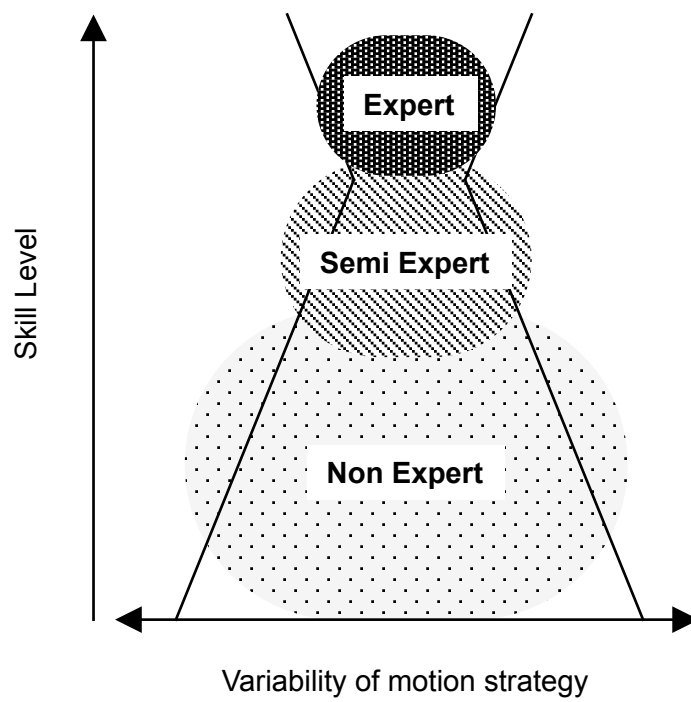


Figure 1-3 Image of the relationship between variability of motion and skill level.



### 1.5.2 目的

本研究の目的は、体操競技における着地動作の技能レベルに関するバイオメカニクスの要因を明らかにし、体操競技者の着地動作方略についての知見を得ることを目的とした。

## 1.6 研究課題

本研究の目的を達成するために、以下の研究課題を設定した (Figure1-2)。

### 研究課題 1 (4 章)

体操競技者および他種目競技者の弾性サーフェスにおけるドロップ着地動作を分析し、体操競技の基本的な着地動作特性および着地方略を明らかにすること。

研究課題 1-1 弾性床への着地動作に対する着地方略について検討する

研究課題 1-2 弾性床への着地動作に対する体操競技者の着地方略について検討する

### 研究課題 2 (5 章)

体操競技の後方宙返りの空中局面および着地局面における動作方略について明らかにすること。

研究課題 2-1 空中局面における後方宙返りの身体回転方略について検討すること。

研究課題 2-2 着地局面における後方宙返りの着地方略について検討すること。

### 研究課題 3 (6 章)

体操競技の後方宙返り着地動作の技能レベルによって用いる着地方略の差異について検討すること。

## 1.7 研究上の仮定

本研究は以下の仮定に基づいて行った。

- 本研究に参加した被験者は、同等の競技レベルを持つ集団を代表する。
- 身体は 15 のセグメントからなる剛体リンクモデルとみなすことができる。
- 被験者の身体各セグメントの慣性特性、阿江の推定式によって算出できる。
- すべての試技において疲労の影響はないものとする。
- 身体に貼付したマーカーが動作に与える影響は小さい。

## 1.8 研究の限界

本研究には以下の限界がある。

- 関節トルクについては、関節まわりの筋や結合組織などによる正味のトルクであるため、各筋が発揮した張力や役割については言及できない。
- 本研究の被験者と競技レベルが大きく異なる競技者や、女子選手およびジュニア競技者など、形態的特徴の大きく異なる競技者に対して本研究で得られた知見をそのまま適応できるとは限らない。

## 第2章 文献研究

### 2.1 着地動作におけるバイオメカニクスの分析

Yeow et al. (2009) は、着地時の下肢損傷メカニズムを解明するために、下肢損傷に対するパラメータの推定を目的として様々な高さ (0.15m から 0.15m 間隔で 1.05m まで) からの着地動作を行った。その結果、ピーク地面反力や膝関節屈曲角度・角速度などのパラメータは初期高に依存していた。また、初期高が増大することによるピーク地面反力の指数関数的増加に対して、膝関節屈曲角度・角速度や関節パワーの相対的に遅い増加は、下肢損傷リスクをもたらす可能性を示唆している。

Devita et al. (1992) は 0.59m から膝関節をあまり曲げない **Stiff** なドロップ着地と膝関節を大きく曲げる **Soft** なドロップ着地を行わせて、下肢関節のキネマティクスおよびキネティクスのデータについて検討した。その結果、**Soft** な着地および **Stiff** な着地を成功させるためには、足が地面に着く前に関節モーメントを発揮しておくことが重要であるとした。具体的には、**Stiff** な着地では接地前の股関節の伸展モーメント、膝関節の屈曲モーメントの発揮と膝関節を伸展位で接地することであると報告している。

McNitt-Gray (1993) は、体操競技者群 6 名とコントロール群 6 名で 3 つの高さ (0.32m, 0.64m, 1.28m) からドロップ着地動作を行わせて、着地時の速度増大に対する体操競技者の下肢の動作がどのように対応するか検討している。その結果、接地時の速度が増大 (初期高が増大) することによって、足関節と股関節のピーク伸展モーメントが、コントロール群と比較して増大した。これは、体操競技者は衝撃の負荷に対して、足関節と股関節の伸展モーメントを大きくすることを示し、コントロール群は衝撃の負荷増大に対して、股関節をより大きく屈曲させること、着地局面の時間を長くすることで対応していたことを示した。

## 2.2 着地サーフェスと着地動作の関係

McNitt-Gray et al. (1993) は、初期高と着地マットの硬さが、女性体操競技者の着地方略へ与える影響について検討している。初期高の条件は Low (0.69m), Medium (1.25m), High (1.82m) の 3 条件とし、地面反力と矢状面で下肢関節角度を測定している。その結果、初期高が高くなることによって、地面反力鉛直成分のピーク値およびピーク値までの時間、着地局面時間、下肢関節のキネマティクスに有意差が生じた。一方、着地マットの硬さが変わることによって有意差が生じたパラメータは、地面反力鉛直成分ピーク値までの時間と膝関節角度の最小値のみであった。これらの結果は初期高とマットの硬さが女性体操競技者の着地方略を変化させる可能性があることを示している。

Arampatzis et al. (2002) は、動的な運動中の足部の動きを記述できるモデルを開発すること、そのモデルを用いて、異なる硬さのマットが体操競技の着地中の足の動きに与える影響について検討している。女性体操競技者を対象に、0.8m と 1.15m の高さから、硬さの異なる 3 種類のマットの上に着地するドロップ着地動作を行わせた。その結果、マットの硬さの変化は前足部と後足部の相対的運動に影響を与えた。柔らかいマットの機能的利点は力学的利点（より高いエネルギー吸収性）にあるが、一方で柔らかいマットでは着地後の身体の安定性が低下した。そこから、体操競技の着地マットはより安定化した機構によって補強されるべきであると報告している。

Arampatzis (2001) は、弾性サーフェスへのドロップジャンプ中に脚スティフネスが力学的エネルギーのプロセスにどのように影響するかについて検討した。10 名の女性競技者に対して、脚スティフネスを変化させて弾性サーフェス上へのドロップジャンプを 0.2m と 0.4m の高さから行わせた。その結果、脚スティフネスを高めると、弾性サーフェスに蓄積される（後に被験者に戻される）エネルギーが増大すること、関節が伸展していく局面

(Positive phase) で被験者が発生させるエネルギーが減少することを示している。

Ferris et al. (1997) は、スティフネスの異なるサーフェス (26.1~50.1kN/m) 上で 2Hz のホッピング動作を行わせた。スティフネスの低いサーフェス上では脚スティフネスが大きくなること、結果として被験者とサーフェスとのトータルのスティフネスは、全てのサーフェスにおいてほとんど同じであったことを示した。そしてスティフネスの低いサーフェスでの脚スティフネスの増大は、サーフェスのなす仕事を増加させること、脚のなす仕事を減少させるためエネルギー効率が良くなることを報告している。

佐野ら (2011) は、体操競技の跳馬の跳躍板をモデル化して、跳馬の踏み切りにおける競技者と跳躍板との力学的相互作用を検討している。その結果、跳躍中の脚スティフネスは他のスポーツ種目の動作に比べて非常に高値を示した。跳躍板の弾性エネルギーは変形回復過程において消失するが、そのエネルギー効率はヒトの筋における効率よりも高かった。したがって、脚スティフネスを高くして跳躍板へのエネルギーの蓄積を大きくすることが競技者のパフォーマンスを向上させるものであると述べている。

本嶋ら (2016) は、体操競技者と陸上競技の跳躍・混成選手を対象に、踏み切り面の違いがリバウンドドロップジャンプに及ぼす影響を検討している。その結果、体操競技者は踏み切り面に効果的に弾性エネルギーを蓄えるために下肢スティフネスを高くすること、跳躍・混成選手は下肢に弾性エネルギーを蓄えるために下肢の屈伸動作を利用していることを示唆している。

### 2.3 体操競技の宙返り着地動作

Gittoes et al. (2011) は、体操競技の平均台における後方宙返りの全身および多関節運動学的制御方略について検討している。その結果、インパクトフェーズ (着地局面) にお

ける全身および多関節運動学的対応の変化は、体操競技特有のものであり、この変化の中で、体操競技者は美的にかつ安全な衝撃緩衝をするために自己選択的に着地動作を行っていることを示唆している。

McNitt-Gray et al. (2001) は 6 名の体操競技者にドロップ着地・後方宙返り着地・前方宙返り着地を行わせ、下肢関節のキネマティクスについて検討している。その結果、被験者によって、身体重心を制御するための下肢の関節モーメント発揮に使用される筋群の差は、衝撃を伴う多関節運動の制御が、全身および身体局所レベルの両方で機械的目的として組み込まれていることを示唆している。また、このような制御構造は、特に様々な状況の中で着地動作を行わなければならない時に、体操競技者の特性である可能性を示唆した。

Gittoes et al. (2013) は、後方宙返りの運動学的着地方略について検討することを目的として、女性の体操競技者にかかえ込みと屈伸の後方宙返りを行わせた。その結果、スキルレベルの違いによって、特に股関節の動きの差は、足関節や膝関節よりも大きかったが、個々の体操競技者によって異なる調整が行われた。競技者のスキルレベルによって行われる方略の調整についてはさらなる検討する必要があるとしながらも、安定した全身の回転は効果的な方略転移の重要な指標になり得ることの可能性を述べている。

## 2.4 文献研究の総括

先行研究を総括すると、宙返り着地動作に対する研究は少ないこと、着地面のスティフネス変化させた際の着地動作についての検討が少ないこと、そして、それらを組み合わせた研究が特に少なかった。着地面を変化させたときの宙返りの着地動作を分析する際には、体操競技者の基本的な着地動作特徴を把握すること。宙返りの着地動作の空中局面と着地

局面の動作について，体操競技者がどのような方略で動こうとしているかについて検討することが必要になる．さらに，審判員による評価を加えて，その動作がどのような評価をされるかという結果とバイオメカニクスの結果を合わせて検討することが本論文の意義である．

### 第3章 方法

本研究は複数の研究課題（実験）を設定しているため，本章では共通の方法について記述する．また，各実験で異なる方法については各章にて記述する．

#### 3.1 座標値の取得

赤外線カメラ（MX-T10 および MX-T20, Vicon Motion Systems Ltd.）を用いた光学式三次元自動動作解析システム（Vicon MX+システム, Vicon Motion Systems Ltd.）により，身体計測点 47 点に貼付した反射マーカ（Figure 3-1）および弾性床（後述）に貼付した反射マーカ 12 点の三次元座標データ（サンプリング周波数：250Hz）を取得した．なお，使用した赤外線カメラの台数は実験課題によって異なる（実験 1：13 台，実験 2：20 台，実験 3：13，実験 4：20，実験 5：20 台）．

#### 3.2 地面反力の取得

フォースプラットフォーム 2 台（9287B, Kistler 社製）により，着地動作中の足部に生じる地面反力および弾性床のばね部分に生じている地面反力（サンプリング周波数：1000Hz）を測定した．測定したデータは，地面反力の XYZ 軸の各成分の力，圧力中心（COP：Center of pressure），フリーモーメントであった．

#### 3.3 身体各セグメントの座標系

足部，下腿部，大腿部および下胴に設定した移動座標系の各軸は，足関節，膝関節，股関節および体幹関節の運動軸をそれぞれ表している．上肢および下肢に関しては，右上肢と右下肢の座標定義について述べるが，左上肢と左下肢も同様の手順で設定した．



#### (1) 右手部

右手関節内側 (RWSM) と右手関節外側 (RWSL) の中点を右手関節中心 (RWST) とした。RWST から右手中手骨頭 (RHND) に向かうベクトルを  $z_{rhand}$  として, RWSL から RWSM に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{rhand}$  とした。そして,  $z_{rhand}$  と  $s_{rhand}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rhand}$  として,  $y_{rhand}$  と  $z_{rhand}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rhand}$  とした。  $x_{rhand}$ ,  $y_{rhand}$ ,  $z_{rhand}$  を各軸とする座標系を右手部座標系と定義した。

#### (2) 右前腕部

右肘関節内側 (RELM) と右肘関節外側 (RELL) の中点を右肘関節中心 (RELB) とした。RELB から RWST に向かうベクトルを  $z_{rfarm}$  とした。そして,  $z_{rfarm}$  と  $s_{rhand}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rfarm}$  として,  $y_{rfarm}$  と  $z_{rfarm}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rfarm}$  とした。  $x_{rfarm}$ ,  $y_{rfarm}$ ,  $z_{rfarm}$  を各軸とする座標系を右前腕部座標系と定義した。

#### (3) 右上腕部

右肩関節前部 (RSHF) と右肩関節後部 (RSHB) の中点を右肩関節中心 (RSHD) とした。RSHD から RELB に向かうベクトルを  $z_{ruarm}$  とした。RELL から RELM に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{ruarm}$  とした。そして,  $z_{ruarm}$  と  $s_{ruarm}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{ruarm}$  として,  $y_{ruarm}$  と  $z_{ruarm}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{ruarm}$  とした。  $x_{ruarm}$ ,  $y_{ruarm}$ ,  $z_{ruarm}$  を各軸とする座標系を右上腕部座標系と定義した。

#### (4) 右足部

右拇指球中足骨 (RBAL) と右小指球中足骨 (RBAM) の中点を右足趾中点 (RBAC) と  
して算出した. 右足踵骨 (RHEL) から RBAC に向かう単位ベクトルを  $z_{rfoot}$  として, RBAM  
から RBAL に 向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{rfoot}$  とした. そして,  $s_{rfoot}$  と  $z_{rfoot}$  の外積に  
よって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{rfoot}$  として,  $z_{rfoot}$  と  $x_{rfoot}$  の外積によって得られる単  
位ベクトルを  $y_{rfoot}$  とした.  $x_{rfoot}$ ,  $y_{rfoot}$ ,  $z_{rfoot}$  を各軸とする座標系を右足部座標系と定義した.

#### (5) 右下腿部

右膝関節外側 (RKNL) と右膝関節内側 (RKNM) の中点を右膝関節中心 (RKNE), 右  
足関節外側 (RANL) と右足関節内側 (RANM) の中点を右足関節中心 (RANK) としてそ  
れぞれ算出した. RANK から RKNE に向かう単位ベクトルを  $z_{rshank}$ , RANM から RANL に  
向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{rshank}$  とした. そして,  $z_{rshank}$  と  $s_{rshank}$  の外積によって得られ  
る方向の単位ベクトルを  $y_{rshank}$  として,  $y_{rshank}$  と  $z_{rshank}$  の外積によって得られる単位ベクトル  
を  $x_{rshank}$  とした.  $x_{rshank}$ ,  $y_{rshank}$ ,  $z_{rshank}$  を各軸とする座標系を右下腿部座標系と定義した.

#### (6) 右大腿部

股関節中心の推定については臨床歩行分析研究会の推定式 (倉林 et al., 2003) を用い,  
大転子と上前腸棘点のマーカを結ぶ線分上に, 大転子から 1/3 の位置にある点を仮想標点  
とし, 左右の仮想標点を結ぶ線分上で, 左右大転子間の長さの 18%を内挿した点を左右股  
関節中心 (RHIP, LHIP) とした. RKNE から推定した右股関節中心 (RHIP) に向かう単  
位ベクトルを  $z_{rthigh}$ , RKNM から RKNL に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{rthigh}$  とした. そ  
して,  $z_{rthigh}$  と  $s_{rthigh}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rthigh}$  として,  $y_{rthigh}$  と  $z_{rthigh}$   
の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rthigh}$  とした.  $x_{rthigh}$ ,  $y_{rthigh}$ ,  $z_{rthigh}$  を各軸とする座

標系を右大腿部座標系と定義した.

#### (7) 頭部

胸骨上端前面 (STEF) と胸骨上端背面 (STEB) の中点を首関節中心 (NECK) とした. NECK から頭頂部 (HEAD) に向かう単位ベクトルを  $z_{head}$ , 左耳珠 (LEAR) から右耳珠 (REAR) に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{head}$  とした. そして,  $z_{head}$  と  $s_{head}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{head}$  とし,  $y_{head}$  と  $z_{head}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{head}$  とした.  $x_{head}$ ,  $y_{head}$ ,  $z_{head}$  を各軸とする座標系を頭部座標系と定義した.

#### (8) 上胸部

右肋骨下端 (RRIB) と左肋骨下端 (LRIB) の中点を体幹関節 (TRSO) とした. TRSO から NECK に向かう単位ベクトルを  $z_{trunk}$ , LSHD (左肩関節前部 (LSHF) と左肩関節後部 (LSHB) の中点) から RSHD に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{trunk}$  とした. そして,  $z_{trunk}$  と  $s_{trunk}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{trunk}$  とし,  $y_{trunk}$  と  $z_{trunk}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{trunk}$  とした.  $x_{trunk}$ ,  $y_{trunk}$ ,  $z_{trunk}$  を各軸とする座標系を上胸部座標系と定義した.

#### (9) 下胸部

RHIP と LHIP の中点を股関節中心 (HIPC) とした. HIPC から TRSO に向かう単位ベクトルを  $z_{trunk}$ , LHIP から RHIP に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{trunk}$  とした. そして,  $z_{trunk}$  と  $s_{trunk}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{trunk}$  とし,  $y_{trunk}$  と  $z_{trunk}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{trunk}$  とした.  $x_{trunk}$ ,  $y_{trunk}$ ,  $z_{trunk}$  を各軸とする座標系を下

胴座標系と定義した.

### 3.4 関節の座標系

本研究では, 各関節に右手系の直交移動座標系を設定した. そこに算出した関節角速度や関節トルクを右手系の直交移動座標系の各軸に投影することで, 各関節軸まわりの関節角速度や関節トルクなどを算出した. なお, 上肢と下肢の各関節については右上肢と右下肢についてのみ示すが, 左上肢と左下肢の各関節についても同様の手順で移動座標系を定義した.

#### (1) 右手関節

右手部に設定した移動座標系の  $Z_{\text{rhand}}$  軸を  $Z_{\text{rwrist}}$  とし, 前腕部に設定した移動座標系の  $X_{\text{rfarm}}$  軸を補助ベクトル  $S_{\text{rwrist}}$  とした. さらに,  $Z_{\text{rwrist}}$  と  $S_{\text{rwrist}}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $Y_{\text{rwrist}}$  とした. そして,  $Y_{\text{rwrist}}$  と  $Z_{\text{rwrist}}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $X_{\text{rwrist}}$  とした.  $X_{\text{rwrist}}$ ,  $Y_{\text{rwrist}}$ ,  $Z_{\text{rwrist}}$  を各軸とする座標系を手関節座標系と定義した. なお, 背屈 (+)・掌屈 (-), 橈屈 (+)・尺屈 (-), 回外 (+)・回内 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した.

#### (2) 右肘関節

前腕部に設定した移動座標系の  $Z_{\text{farm}}$  軸を  $Z_{\text{relbow}}$  とし, 上腕部に設定した移動座標系の  $X_{\text{ruarm}}$  軸を補助ベクトル  $S_{\text{relbow}}$  とした. さらに,  $Z_{\text{relbow}}$  と  $S_{\text{relbow}}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $Y_{\text{relbow}}$  とした. そして,  $Y_{\text{relbow}}$  と  $Z_{\text{relbow}}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $X_{\text{relbow}}$  とした.  $X_{\text{relbow}}$ ,  $Y_{\text{relbow}}$ ,  $Z_{\text{relbow}}$  を各軸とする座標系を右肘関節座標系と定義した. なお,

伸展 (+)・屈曲 (-), 外反 (+)・内反 (-), 回外 (+)・回内 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した.

### (3) 右肩関節

上腕部に設定した移動座標系の  $z_{ruarm}$  軸を  $z_{rshoulder}$  とし, 上胴に設定した移動座標系の  $y_{utrunk}$  軸を補助ベクトル  $s_{rshoulder}$  とした. さらに,  $z_{rshoulder}$  と  $s_{rshoulder}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rshoulder}$  とした. そして,  $y_{rshoulder}$  と  $z_{rshoulder}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rshoulder}$  とした.  $x_{rshoulder}$ ,  $y_{rshoulder}$ ,  $z_{rshoulder}$  を各軸とする座標系を右肩関節座標系と定義した. なお, 外転 (+)・内転 (-), 水平外転 (+)・水平内転 (-), 外旋 (+)・内旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した.

### (4) 右足関節

足部に設定した移動座標系の  $z_{tfoot}$  軸を  $z_{rankle}$  とし, 下腿部に設定した移動座標系の  $x_{rshank}$  軸を補助ベクトル  $s_{rankle}$  とした. さらに,  $z_{rankle}$  と  $s_{rankle}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rankle}$  とした. そして,  $y_{rankle}$  と  $z_{rankle}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rankle}$  とした.  $x_{rankle}$ ,  $y_{rankle}$ ,  $z_{rankle}$  を各軸とする座標系を右足関節座標系と定義した. なお, 底屈 (+)・背屈 (-), 外転 (+)・内転 (-), 回外 (+)・回内 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した.

### (5) 右膝関節

下腿部に設定した移動座標系の  $z_{rshank}$  軸を  $z_{rknee}$  とし, 大腿部に設定した移動座標系の  $x_{rthigh}$  軸を補助ベクトル  $s_{rknee}$  とした. さらに,  $z_{rknee}$  と  $s_{rknee}$  の外積によって得られる方向の単位ベ

クトルを  $y_{rknee}$  とした。そして、 $y_{rknee}$  と  $z_{rknee}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rknee}$  とした。 $x_{rknee}$ ,  $y_{rknee}$ ,  $z_{rknee}$  を各軸とする座標系を右膝関節座標系と定義した。なお、伸展 (+)・屈曲 (-), 外反 (+)・内反 (-), 外旋 (+)・内旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

#### (6) 右股関節

下腿に設定した移動座標系の  $z_{rthigh}$  軸を  $z_{rhip}$  とし、下胴に設定した移動座標系の  $x_{ltrunk}$  軸を補助ベクトル  $s_{rhip}$  とした。さらに、 $z_{rhip}$  と  $s_{rhip}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{rhip}$  とした。そして、 $y_{rhip}$  と  $z_{rhip}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{rhip}$  とした。 $x_{rhip}$ ,  $y_{rhip}$ ,  $z_{rhip}$  を各軸とする座標系を右股関節座標系と定義した。なお、伸展 (+)・屈曲 (-), 外転 (+)・内転 (-), 外旋 (+)・内旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

#### (7) 体幹関節

上胴に設定した移動座標系の  $z_{utrunk}$  軸を  $z_{torso}$  とし、下胴に設定した移動座標系の  $x_{ltrunk}$  軸を補助ベクトル  $s_{torso}$  とした。さらに、 $z_{torso}$  と  $s_{torso}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{torso}$  とした。そして、 $y_{torso}$  と  $z_{torso}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{torso}$  とした。 $x_{torso}$ ,  $y_{torso}$ ,  $z_{torso}$  を各軸とする座標系を体幹関節座標系と定義した。なお、伸展 (+)・屈曲 (-), 左屈 (+)・右屈 (-), 左回旋 (+)・右回旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

#### (8) 首関節

頭部に設定した移動座標系の  $z_{head}$  軸を  $z_{neck}$  とし、上胴に設定した移動座標系の  $y_{utrunk}$  軸

を補助ベクトル  $s_{neck}$  とした。さらに、 $s_{neck}$  と  $z_{neck}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{neck}$  とした。そして、 $z_{neck}$  と  $x_{neck}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $y_{neck}$  とした。 $x_{neck}$ ,  $y_{neck}$ ,  $z_{neck}$  を各軸とする座標系を首関節座標系と定義した。なお、伸展 (+)・屈曲 (-), 左屈 (+)・右屈 (-), 左回旋 (+)・右回旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

### 3.5 弾性床

本研究で用いた弾性床 (Figure 3-2) は、体操競技用のスプリング (サタフス, 沢根スプリング株式会社製) と木製の板でできており、長さが 1.2m, 幅が 0.9m, 高さが 0.16m, 鉛直方向のスティフネスが約 120kN/m であった。このスティフネスは板の長さおよび幅方向に 0.3m の間隔で、計 12 個の体操競技用のスプリングを板の下に配置した。この弾性床は、体操競技で用いられるばねを実際の配置と同じ距離間隔で配置しているため、単位面積あたりで考えると、スティフネスは同程度だと考えられる。しかしながら、実際の競技では、用いられる弾性床状のフロアパネル 1 枚当たりの面積は大きく、かつそれらが多数連結しているため、本研究で用いた弾性床よりもスティフネスが高い可能性は十分に考えられる。

### 3.6 データ処理

取得した分析点の 3 次元座標値に対して、Wells and Winter (1980) の方法によって遮断周波数を決定した。そして、位相ずれのない四次の Butter worth digital filter を用いて平滑化処理を行った。平滑化した身体各分析点から各関節中心を算出した。さらに、算出した関節中心と被験者の身体質量から、阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いて身体各セグメントの重心位置と慣性パラメータを算出した。

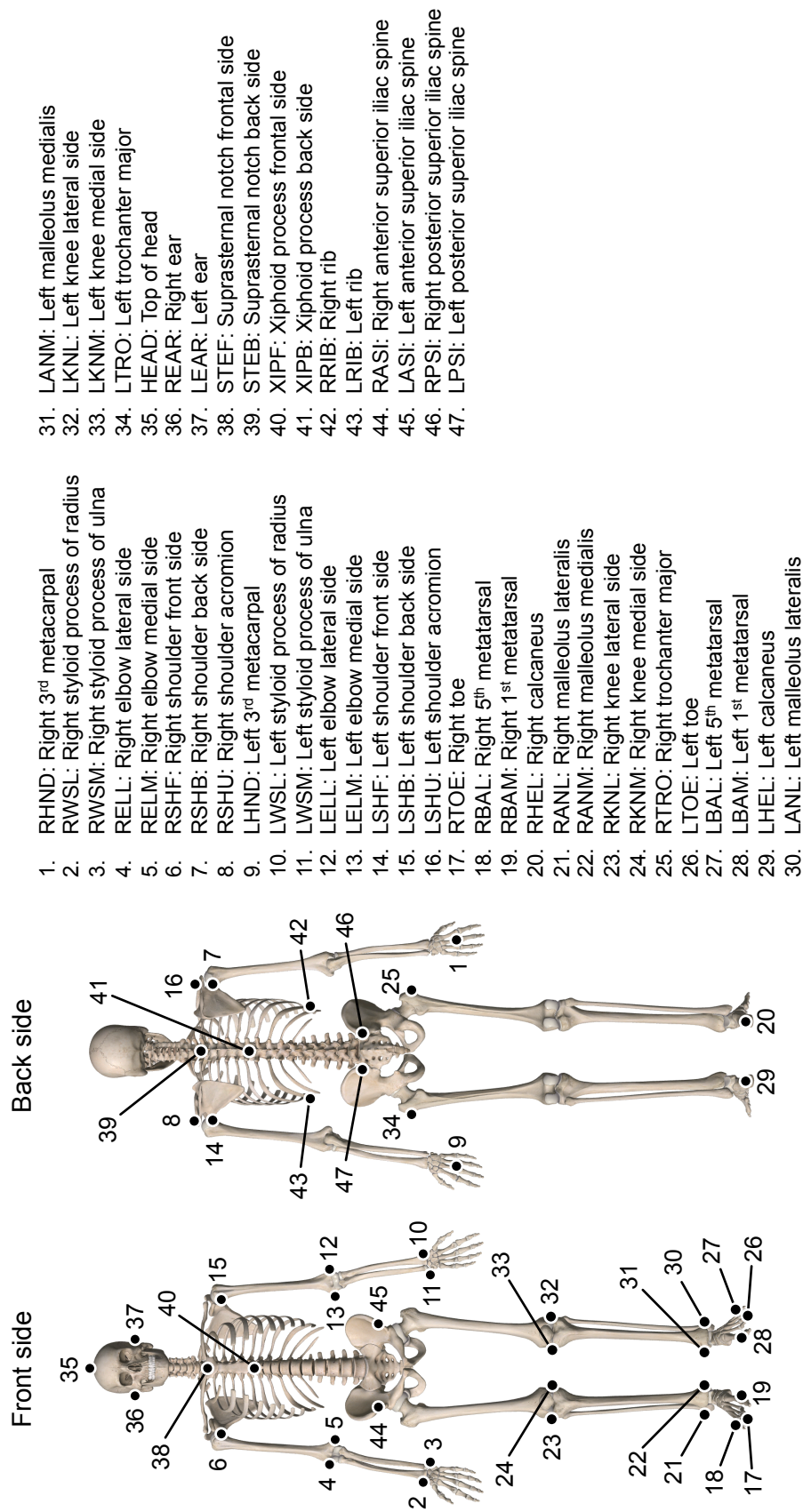


Figure 3-1 Landmarks of the body.



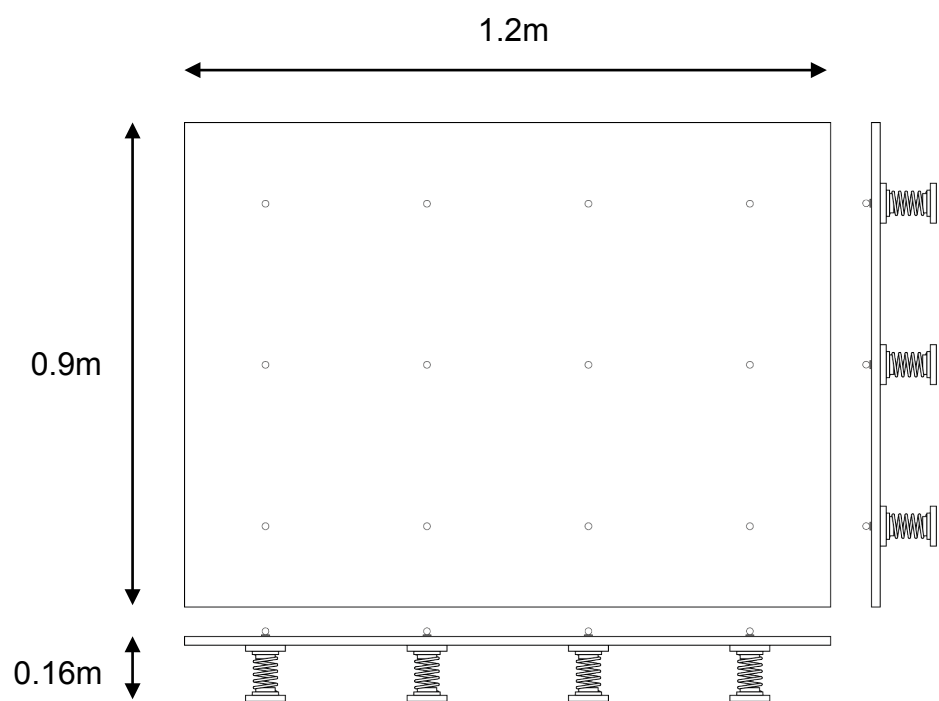


Figure 3-2 Structure of spring surface.

## 第4章 異なる着地面のドロップ着地動作における競技特性による着地動作方略

### 4.1 弾性床上的への着地動作

#### 4.1.1 目的

着地時には着地サーフェスが着地動作に与える影響は大きく、着地の際のサーフェスによる影響が報告されている。McNitt-Gray et al. (1993) はドロップ着地時の着地サーフェスのスティフネスを変えて着地動作を検討した。その結果、スティフネスの低い柔らかいマットに着地する際は、身体（下肢）のスティフネスを高くし、硬いマットに着地する際は、身体のスティフネスを低くして着地していた。すなわち、着地時には着地サーフェスのスティフネスに対応するように身体のスティフネスを変更する着地方略をとっており、着地サーフェスの弾性特性や粘性特性によって、ヒトの着地動作は変わることが明らかになっている。

スティフネスの低い弾性特性を持つ弾性床サーフェスでは、主に下肢の関節運動によって着地動作を行い、緩衝し身体を静止させる。前述したように着地サーフェスのスティフネスによって着地動作が変容することから、弾性サーフェスでの着地動作においても動作が変容することが考えられる。弾性サーフェスは加える力の大きさにより変形するため、通常の床に比べて不安定であり、身体を安定させて着地するためには変形するサーフェスに対応した動きをすることが必要である。しかしながら、弾性サーフェスへの着地動作についての着地動作方略は明らかになっていない。そこで、本研究では弾性床サーフェス上のドロップ着地動作時の着地方略について検討することを目的とした。

#### 4.1.2 方法

##### 4.1.2.1 実験試技

実験試技は、弾性床上的へのドロップ着地（Drop Landing on Spring surface : DLS）とした。実験時のセットアップを Figure 4-1 に示した。フォースプラットフォームの上に弾性床を設置し、弾性床の表面が基準となるように同じ高さの台でオフセットした。その台の上に、3 条件の高さ（DLS0.2 : 0.2m, DLS0.4 : 0.4m, DLS0.6 : 0.6m）を設定し、被験者に各高さから DLS を行わせた。試技の際に、被験者には手を腰に置いて、初期位置で静止した状態からできるだけ上方へ跳び上がらず、自由落下運動をして着地するように指示をした。また、各条件において複数回の試技を行い、被験者の内省が最も良い試技を分析対象とした。

##### 4.1.2.2 被験者

本実験の被験者は、健常な男性 4 名であった。身体的特徴を Table 4-1 に示した。実験に先立って、被験者に研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し、危険性や苦痛を感じた際には自らの意思によっていつでも中止できることを伝え、口頭および書面にて協力の同意を得た。なお本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得た。

##### 4.1.2.3 局面定義

Figure 4-2 に身体重心高と弾性床変位に基づく局面分けを示した。接地から重心最下点（LOW）までを「Absorb 期」、重心最下点以降を「Stabilize 期」とした。各期における弾性床変位の最初の減少（下降）と増加（上昇）する局面をそれぞれ「Down 局面」「Up 局面」と定義した。Absorb 期の Down 局面および Up 局面と、Stabilize 期の Down 局面および Up 局面を分析対象とした。

#### 4.1.2.4 算出項目と算出方法

##### (1) 身体重心高および鉛直方向の身体重心速度

身体各セグメント重心位置から全身の身体重心位置を算出し、身体重心位置を時間微分して身体重心速度[m/s]を算出した。また、鉛直方向の重心位置を身体重心高[m]とした。

##### (2) 下肢関節角度および関節角速度

下肢関節角度[deg]は、各関節（股関節・膝関節・足関節）をはさむ2つのセグメントがなす屈曲伸展軸の角度として、股関節角度・膝関節角度・足関節角度を算出した。求めた関節角度を数値微分することで関節角速度[deg/s]を算出した。

##### (3) 弾性床高

弾性床の上面に等間隔に貼付した反射マーカの鉛直方向の変位を弾性床高とした[m]。

##### (4) 弾性床変位と下肢関節角変位

弾性床高と下肢関節角度について、各期の各局面で要した時間の変化分を、それぞれ弾性床変位[m]と関節角変位[deg]とした。弾性床変位については、正の値は弾性床の下降量を表し、負の値は上昇量を表している。関節角変位については、正の値は関節の屈曲量を表し、負の値は伸展量を表している。

##### (5) 弾性床振動数および下肢関節角速度変化数

Figure 4-3 に弾性床振動数[times]および足関節角速度変化数[times]の典型例を示した。弾性床振動数については、Stabilize 期の重心最下点以降の0.5秒間の弾性床高の変化率の極大値および極小値の出現回数とした。関節角速度変化数についても同様の出現回数とした。また、弾性床の変化に対応する指標として、弾性床振動数に対する各関節角速度変化数の割合[ratio]を算出した。

#### 4.1.2.5 統計処理

各条件間の平均値の比較には、初期高を要因とした対応のある一元配置分散分析を行い、有意差がみられた場合には、Post hoc test として Scheffe 法を用いて多重比較検定を行った。また、弾性床変位と関節角変位との相関関係および弾性床の変化数と関節角速度の変化数との相関関係については、Pearson の積率相関係数を用いて検討した。なお統計的有意水準は 5%とした。

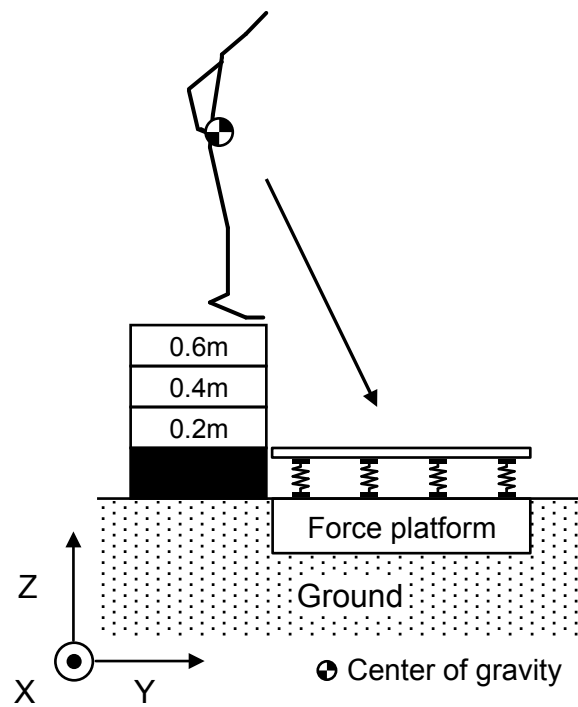


Figure 4-1 Experimental setup (Experiment 1).

Table 4-1 Characteristics of the subjects (Experiment 1).

n=4	Age [year]	Height [m]	Body mass [kg]
Mean±S.D	25.2±2.5	1.73±0.05	74.5±11.4

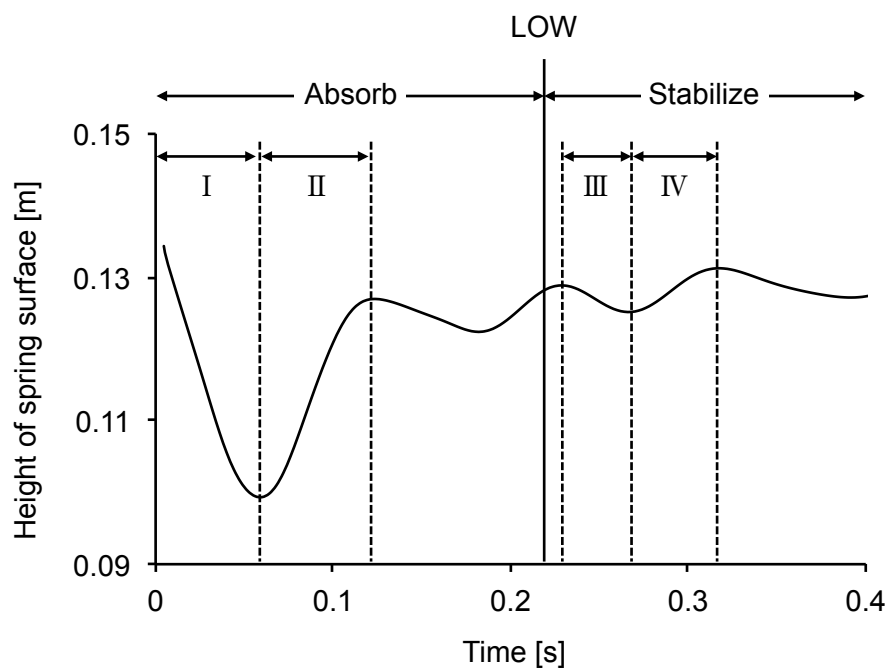


Figure 4-2 Definition of the analysis phase (Experiment 1).

I : Absorb period Down phase, II : Absorb period Up phase

III : Stabilize period Down phase, IV : Stabilize period Up phase



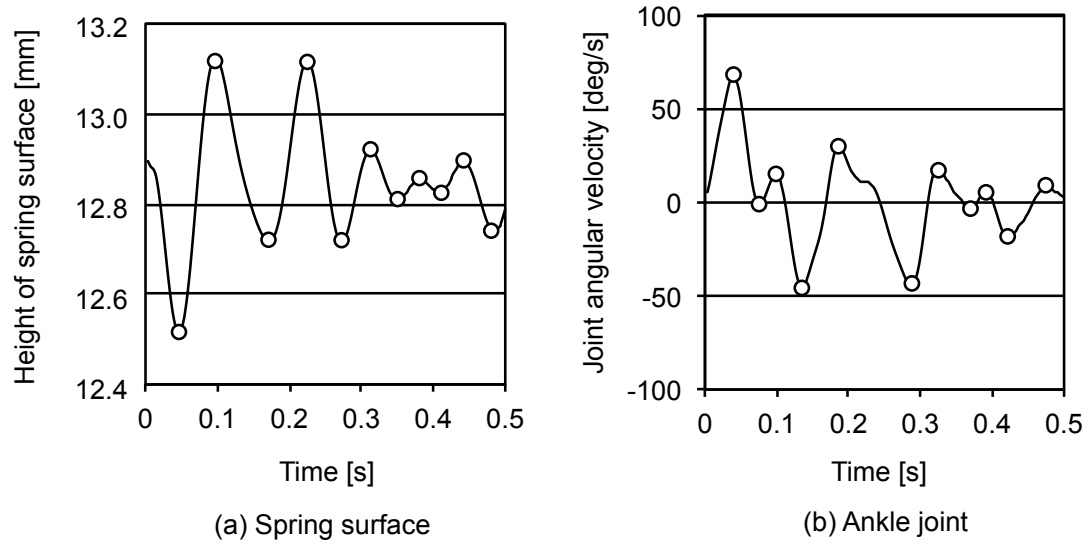


Figure 4-3 Typical examples of the number of changes in spring surface height (a) and ankle joint angular velocity (b).

### 4.1.3 結果

#### 4.1.3.1 身体重心高と弾性床変位について

Table 4-2 に各初期高条件における身体重心に関するパラメータおよび弾性床変位を示した。初期高の増大によって、接地時の重心高 (CGz ON) および接地時の鉛直方向の重心速度 ( $V_{CGZ\ ON}$ ) の絶対値が増大し、重心高の最小値 (CGz MINI) は減少した。また弾性床のパラメータについては、初期高の Absorb 期の Down 局面の下降量 (SSz Down<sub>Absorb</sub>) と Stabilize 期の Down 局面の下降量 (SSz Down<sub>Stabilize</sub>) は増加し、Absorb 期の Up 局面の上昇量 (SSz Up<sub>Absorb</sub>) と Stabilize 期の Up 局面の上昇量 (SSz Up<sub>Stabilize</sub>) の絶対値も増大した。

身体重心高は、初期高に関わらず、接地後に重心高は急激に減少し、接地から約 0.2s 後に最下点に到達した。その後、緩やかに上昇し約 0.5s 以降は重心の変化は小さくなり安定した (Figure 4-4 (a))。弾性床変位は、初期高に関わらず、接地後約 0.15s 以内に大きく下降と上昇をした。その後は小さく上昇と下降を周期的に繰り返しながらその上昇と下降量は減衰した (Figure 4-4 (b))。

Table 4-2 Parameters about the CG and spring surface height of each condition.

	DLS 0.2	DLS 0.4	DLS 0.6	
CG <sub>z</sub> ON[m]	1.14±0.03	1.15±0.02	1.17±0.02	0.2 < 0.4 < 0.6
CG <sub>z</sub> MIN[m]	0.97±0.06	0.91±0.07	0.89±0.06	0.2 > 0.4 > 0.6
V <sub>CGZ</sub> ON [m/s]	-1.84±0.15	-2.70±0.14	-3.23±0.13	0.2 > 0.4 > 0.6
SS <sub>z</sub> DOWN <sub>Absorb</sub> [mm]	16.9±4.37	26.6±4.84	34.3±10.4	0.2 < 0.4 < 0.6
SS <sub>z</sub> Up <sub>Absorb</sub> [mm]	-10.4±2.45	-21.1±2.31	-30.7±12.5	0.2 > 0.4 > 0.6
SS <sub>z</sub> DOWN <sub>Stabilize</sub> [mm]	0.99±0.75	1.62±1.49	2.76±0.99	0.2 < 0.6
SS <sub>z</sub> Up <sub>Stabilize</sub> [mm]	-2.60±1.74	-2.79±2.90	-6.18±2.86	0.2 , 0.4 > 0.6

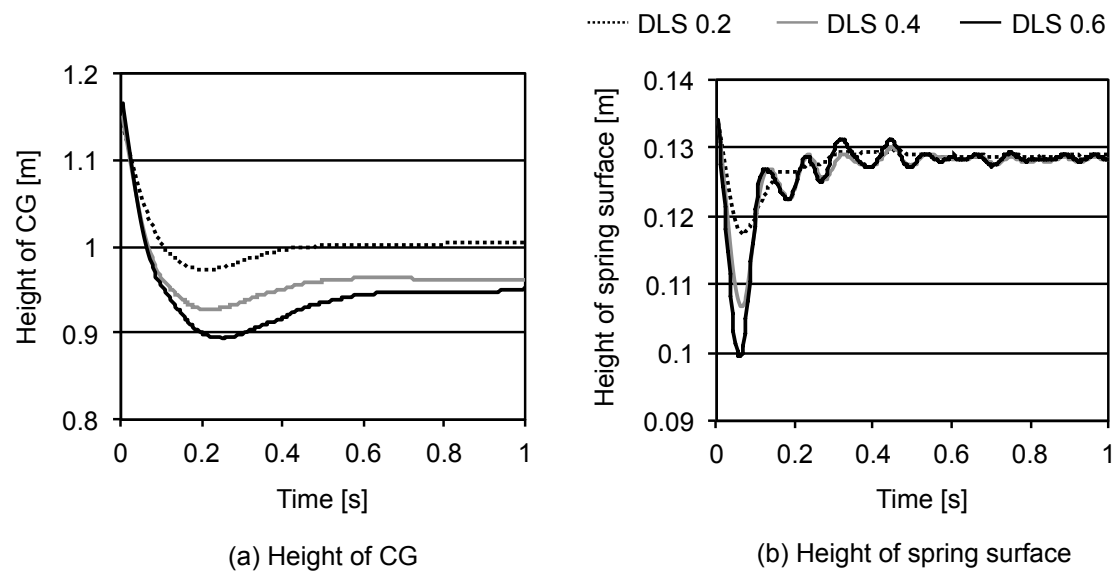


Figure 4-4 Changes in the CG height and spring surface height.

#### 4.1.3.2 弾性床と下肢関節角変位との関係

Figure 4-5 に弾性床変位と各関節角変位との関係を示した。Absorb 期の Down 局面において、弾性床の下降量と各下肢関節角変位との間には相関関係がみられなかった。関節角変位の大きさは、股関節の角変位は膝関節と足関節の角変位よりも小さかった。一方 Up 局面では、弾性床の上昇量と股関節角変位および膝関節角変位との間に有意な負の相関関係がみられた (Hip :  $r=-0.89$ ,  $p<0.001$ , Knee :  $r=-0.93$ ,  $p<0.001$ )。足関節角変位との間には正の相関関係がみられた (Ankle :  $r=0.73$ ,  $p<0.01$ )。関節角変位の大きさは、膝関節が最も大きく、股関節、足関節の順に小さかった。Figure 4-6 に Absorb 期の股関節角変位と膝関節角変位との関係を示した。Absorb 期の Down 局面と Up 局面に関わらず、膝関節角変位と股関節角変位との間には有意な正の相関関係がみられた (Down 局面 :  $r=0.87$ ,  $p<0.001$ , Up 局面 :  $r=0.94$ ,  $p<0.001$ )。Stabilize 期の Down 局面では弾性床の下降量と各下肢関節角変位との間に有意な相関関係がみられなかったが、Up 局面の弾性床の上昇量と足関節角変位との間にのみ有意な正の相関関係がみられた (Ankle :  $r=0.75$ ,  $p<0.01$ )。また、Absorb 期の弾性床の下降量および上昇量ならびに、各関節の角変位は Stabilize 期のそれよりも大きかった。

Figure 4-7 に弾性床の振動数と各関節角速度の変化数の関係を示した。Stabilize 期の弾性床の振動数と足関節との間に有意な正の相関関係 ( $r=0.77$ ,  $p<0.01$ ) がみられたが、膝関節と股関節には有意な相関関係がみられなかった。さらに、Figure 4-8 に弾性床の振動数に対する各関節角速度変化数の割合を示した。その結果、足関節が最もその割合が高く、ほぼ 100%に近かった。また膝関節・股関節の順に割合は減少していた。

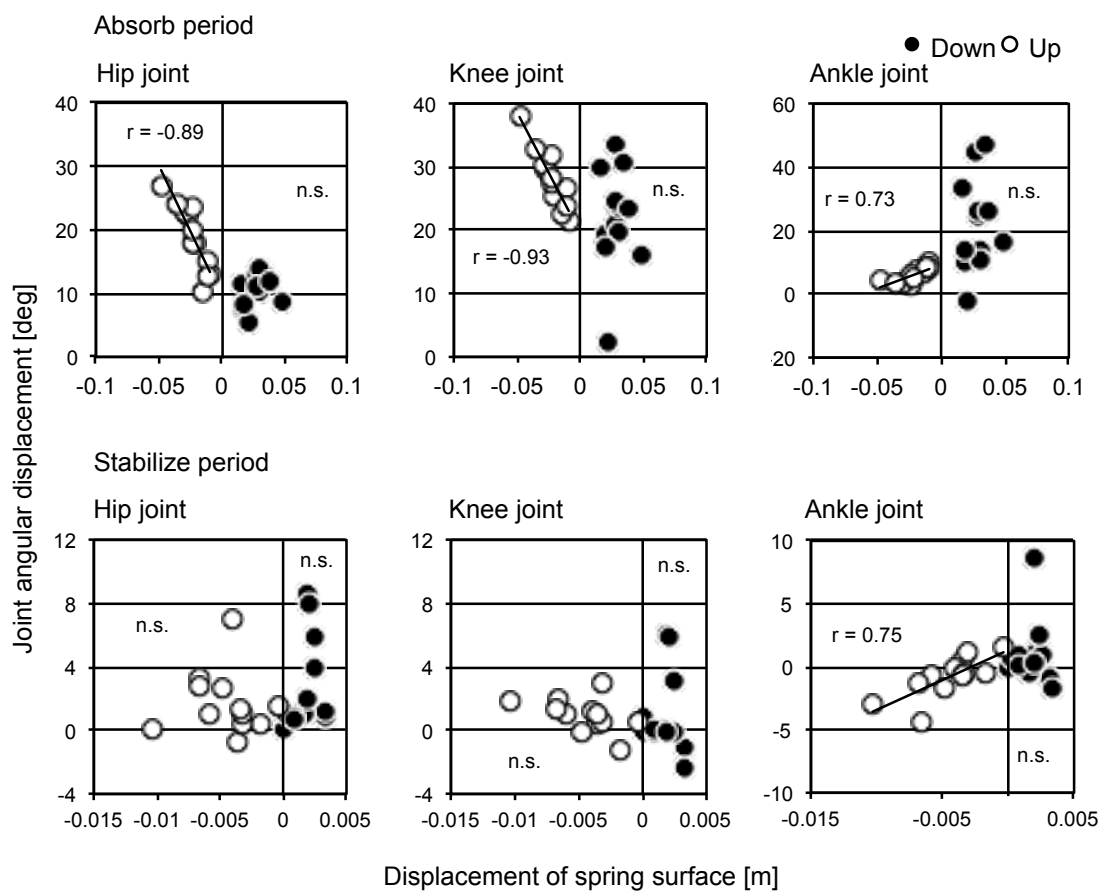


Figure 4-5 Relationships between spring surface displacement and each joint angular displacement.

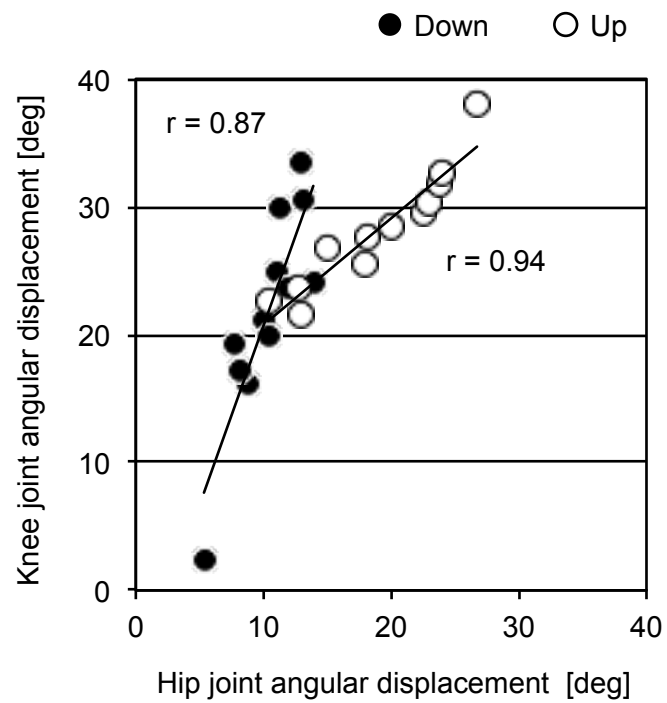


Figure 4-6 Relationships between hip joint angular displacement and knee joint angular displacement in Absorb period.

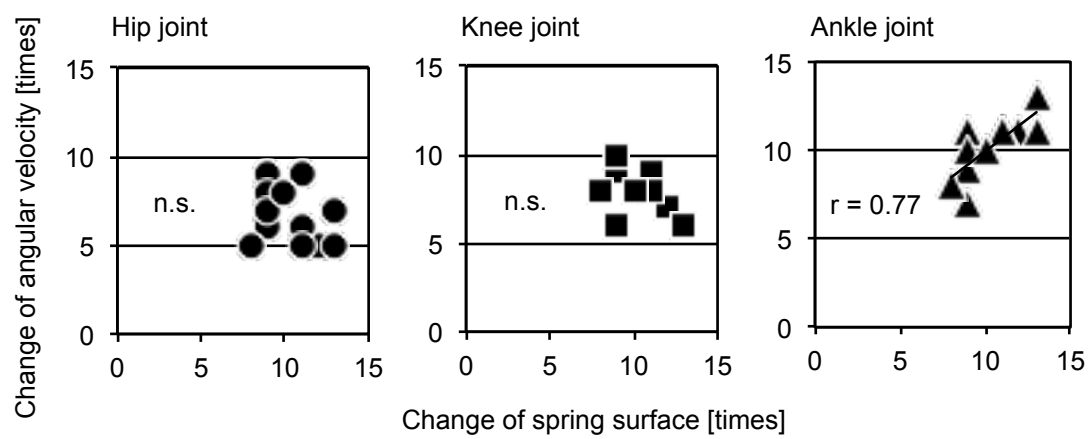


Figure 4-7 Relationships between change of spring surface and change of joint angular velocity.



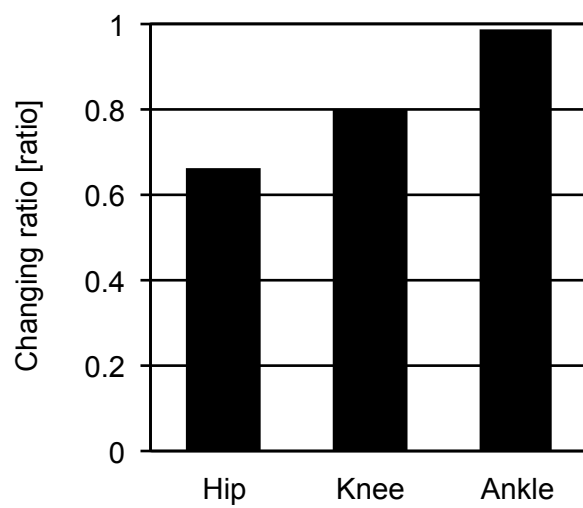


Figure 4-8 Ratio of number of joint angular velocity to spring surface frequency.

#### 4.1.4 考察

##### 4.1.4.1 各局面における緩衝性について

Absorb 期と Stabilize 期の大きな違いは、その局面における身体重心速度である。Absorb 期は接地から重心最下点までの時期であるため、接地時には鉛直下向きの速度を持っている。その速度は初期高が高くなることで大きくなることが示された (Table 4-2)。初期高が高くなることで重力加速度が加わる時間が長くなるためこれは当然のことであろう。また、初期高の増大によって接地時の身体重心高が増大したのは、初期高が増大するほど下肢の各関節を伸展位で接地していたためであった。初期高が高くなることで衝撃が大きくなることは想定でき、被験者はあらかじめ関節を伸展位で接地することで、関節の可動域を大きく使って緩衝動作を行っていたと考えることができる。McNitt-Gray (1991) は体操競技者ではない被験者が用いる着地方略では、単一の関節の動きを変化させるのではないことを示唆しているが、共通してより大きな股関節の屈曲を用いることを示している。弾性床での着地方略においても関節を大きく動かして緩衝することは通常床での着地方略と共通の方略であり、関節を伸展位で接地することを支持している。

一方 Stabilize 期は、重心最下点以降の局面なので、Figure 4-4 (a) で示したように鉛直上向きの速度を持っている。すなわち、Absorb 期では大きな重心速度に対して、大きな地面反力を受けるため、比較的短時間で大きな衝撃を緩衝する役割があると推察できる。また、Stabilize 期では身体は鉛直上向きの重心速度を持っているものの、弾性床は上下に動いているためそれに対応して下肢を動かす必要がある。さらに、Stabilize 期の弾性床変位および角変位は Absorb 期よりも小さいため、比較的小さな衝撃を緩衝する必要があるとともに、周期的に変化する弾性床に対応しながら重心の安定や姿勢の保持の役割があると推察できる。着地サーフェスを異なるスティフネスのマットにした先行研究では、柔らかいマットの場

合は膝関節の角変位を小さくし、着地サーフェスのスティフネスに応じて身体のスティフネスを変化させることを示唆しているが、**Stabilize** 期の緩衝動作は通常床やマットが着地サーフェスであった場合には検討されないことが多く、**Stabilize** 期の周期的に変化する弾性床に対応する緩衝動作は弾性床での特有な着地方略を表しているものであろう。

#### 4.1.4.2 Absorb 期における各関節の役割

**Absorb** 期の **Up** 局面では、弾性床変位と各関節角変位との間に有意な相関関係がみられた (**Figure 4-5**)。股関節と膝関節は負の相関関係であったのに対して、足関節は正の相関関係であった。弾性床変位は負の値が大きいほど上昇量が多いことを表し、角変位の値が大きいほど屈曲量が多いことを表している。つまり、股関節と膝関節は弾性床の上昇量が大きくなると屈曲の角変位を大きくしていたことになる。一方、足関節は弾性床の上昇量が小さいと屈曲の角変位を大きくしていた。つまり、弾性床の上昇量が小さい場合は相対的に足関節の屈曲量が大きくなり、上昇量が多い場合には膝関節と股関節の屈曲量が大きくなる。股関節角変位と膝関節角変位は非常に強い正の相関関係がみられることから (**Figure 4-6**)、股関節と膝関節は協調して動いていたことを示している。また、各関節の伸展に作用する筋について考えてみると、股関節と膝関節の伸展筋群の筋張力と足関節の底屈筋群の筋張力では、前者の筋群の方が発揮しうる張力が多い。さらに、股関節と膝関節の関節可動域と足関節の可動域を比較しても、前者の方が可動域は大きい。つまり、関節の構造や筋の張力から考えると、足関節よりも股関節と膝関節の方が潜在的に大きな衝撃に対する緩衝能が高い。また先行研究において、膝関節および股関節の伸筋群の収縮によって大部分のエネルギーが吸収されている報告からも、**Absorb** 期では股関節と膝関節が身体の緩衝性に大きく貢献していることが示唆された。

#### 4.1.4.3 Stabilize 期における各関節の役割

Stabilize 期の Up 局面では、弾性床変位と足関節角変位との間に有意な正の相関関係がみられたが、他の関節との間には相関関係がみられなかった (Figure 4-5). Absorb 期の Up 局面とは異なり、股関節と膝関節に関係性がみられなかったのは、Stabilize 期の Up 局面の床の上昇量が小さいため、股関節や膝関節で緩衝する必要性が低かったからであると考えられる。Zhang et al. (2000) は着地時の速度が小さいほど足関節による相対的な仕事は大きくなることを示し、着地時における足関節のエネルギー吸収能は低いことを示唆している。このことは床の変化が小さい Stabilize 期においても足関節によって緩衝することを支持した内容である。

また、この局面は身体を安定させる局面であるので、慣性の大きい身体部分が隣接する股関節と膝関節を動かすことは、わずかな角変位であっても身体重心への影響が大きくなることが推測される。そのため足関節の動きで緩衝する方が適していると考えられる。また、弾性床の振動数と各関節角速度変化数との関係は、足関節のみ有意な正の相関関係がみられた (Figure 4-7)。弾性床の変化数に対する割合では、足関節が最も割合は大きく、ほぼ 100%に近い値であった (Figure 4-8)。これらの結果は、Stabilize 期の弾性床の変化に対して足関節が最も対応して動いていることを表していると考えられる。足関節は膝関節や股関節よりも床面に近く、足部が床に触れていることから床の変化に対応して動いていると考えられる。また、この床の動きに対応した足関節の動きは、身体の緩衝性だけでなく安定性に対する貢献も大きいことを示唆している。

#### 4.1.5 要約

本研究では、弾性床へのドロップ着地動作を行い、下肢の各関節の役割について検討した。その結果、接地から身体重心の最下点までの局面（Absorb 期）では、弾性床の変化に対して足関節よりも膝関節と股関節を大きく動かして緩衝していること、そしてそれ以降の局面（Stabilize 期）では、弾性床の変化に対して足関節を動かしていること、また足関節が弾性床の振動に対応して動いていたことが明らかになった。このように緩衝性や安定性に対して各関節の機能が異なり、弾性床上の着地では特有の着地動作方略を用いることが示唆された。しかし、本実験の被験者が一般的な男性であったこと、体操競技などの競技特性により着地方略が異なることが報告されているのを考えると、この着地方略の巧拙について言及することは難しいが、この着地方略が、ヒトが弾性サーフェス上に着地する際に必然的に用いる方略である可能性がある。

## 4.2 ドロップ着地における体操競技者の着地方略

### 4.2.1 目的

ドロップ着地動作について、競技特性が動作に与える影響は多く報告されている。それらの多くは、通常の地面やフォースプレート上への着地を課題としている。体操競技の練習や大会の場面では、着地するサーフェスはマットや着地面の下にバネが入っている床（弾性床）である。マット上への着地動作についての報告はいくつかあるが、弾性床に関する研究はホッピング動作や踏み切り動作を対象としたものが多く、着地動作に関する報告は少ない。

本研究の目的は、通常の床および弾性床へのドロップ着地動作における着地方略について、競技特性による特徴を明らかにすることを目的とした。

### 4.2.2 方法

#### 4.2.2.1 実験試技

実験試技は、台高 60cm からドロップ着地である。通常の床サーフェスに着地するドロップ着地（Drop on normal surface : DLN）課題と弾性床に着地するドロップ着地（Drop on spring surface : DLS）課題を行った。実験時のセットアップを Figure 4-9 に示した。被験者には手を腰に置いて、初期位置で静止した状態からできるかぎり上方へ跳び上がらず、自由落下運動をして着地するように指示をした。その際、着地後できるだけ短い時間で身体を安定させその姿勢をしばらく保持させるように指示した。また、各課題において複数回の試技を行い、被験者の内省が最も良い試技を分析対象とした。

#### 4.2.2.2 被験者

被験者は、大学体操競技者 12 名（Gymnast 群）と他種目競技者 10 名（Control 群）であった。身体的特徴を Table 4-3 に示した。Gymnast 群は全日本団体体操競技選手権に出場できる競技レベルであった。実験に先立って、被験者に研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し、危険性や苦痛を感じた際には自らの意思によっていつでも中止できることを伝え、口頭および書面にて協力の同意を得た。なお本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得た。

#### 4.2.2.3 局面定義

分析範囲は、足先の接地（ON）から身体重心最下点（LOW）までとした（Figure 3-6）。

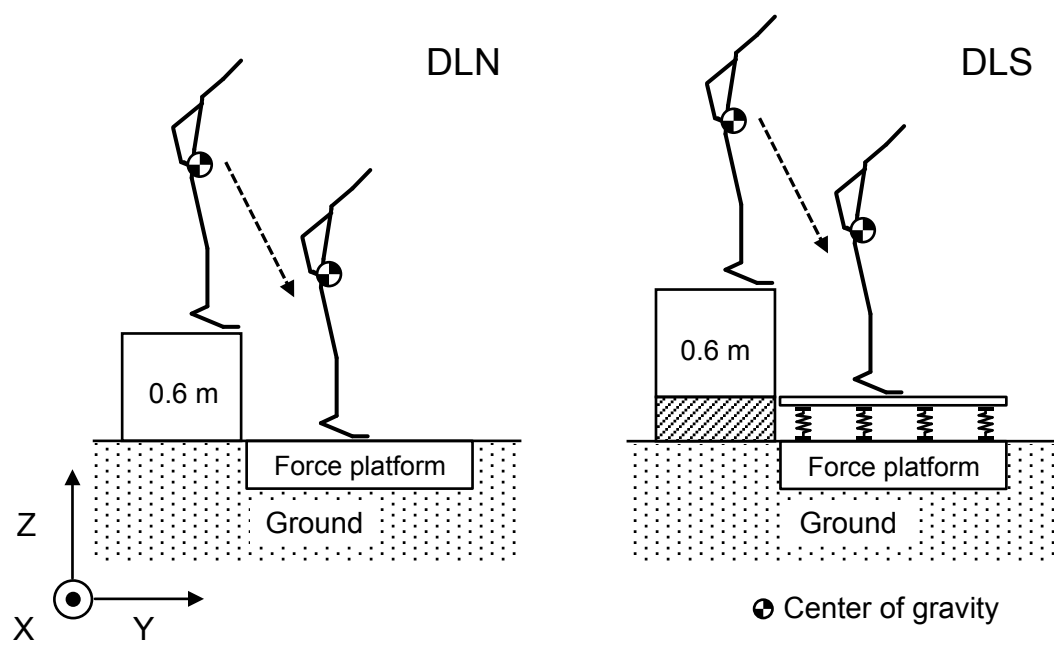


Figure 4-9 Experimental setup (Experiment 2).



Table 4-3 Characteristics of the subjects (Experiment 2).

	Age [year]	Height [m]	Body mass [kg]
Gymnast (n=12)	19.7±1.3	1.65±0.06	60.7±6.0
Control (n=10)	20.1±1.9	1.75±0.05	72.6±9.3
Mean±S.D			

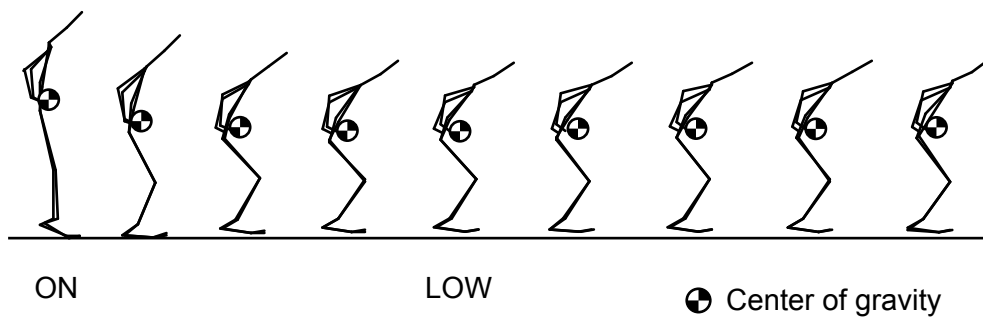


Figure 4-10 Definition of the analysis phase (Experiment 2).

#### 4.2.2.4 算出項目と算出方法

##### (1) 身体重心高

各セグメント重心位置から全身の身体重心位置を算出し、鉛直方向の重心位置を身体重心高[m]とした。

##### (2) 下肢関節角度

下肢関節角度[deg]は、各関節（股関節・膝関節・足関節）をはさむ 2 つのセグメントがなす屈曲伸展軸の角度として、股関節角度・膝関節角度・足関節角度を算出した。

##### (3) 最大地面反力（鉛直成分）

着地時の地面および弾性サーフェスから足部に加わる鉛直方向の地面反力の最大値とした。なお、弾性サーフェスから足部に加わる力は、フォースプレートで測定した地面反力から弾性サーフェスの慣性力を差し引いた力を求めた。

##### (4) 脚スティフネス

鉛直方向の最大地面反力[N]を接地時の身体重心高から身体重心の最下点までの重心変位[m]で除することで脚スティフネス[N/m]を求めた。

#### 4.2.3 結果

Table 4-4 に脚スティフネスに関するパラメータを示した。接地時から重心最下点までの身体重心高の変位は、サーフェス条件に関わらず **Gymnast** 群の方が **Control** 群よりも小さかった。また、最大地面反力について両群で有意な差はみられなかったが、サーフェス条件において **DLN** 条件よりも **DLS** 条件の方が小さかった。脚スティフネスは **Gymnast** 群の方が **Control** 群より大きく、**DLS** 条件の方が **DLN** 条件よりも小さかった。Table 4-5 に接地時から重心最下点までの下肢関節の角変位を示した。股関節の角変位はどの条件においても有意な差はみられなかった。膝関節の角変位はサーフェス条件においては有意な差がみられなかったものの、**Control** 群よりも **Gymnast** 群の方が小さかった。足関節の角変位は **DLN** 条件よりも **DLS** 条件の方が大きく、**Control** 群よりも **Gymnast** 群の方が大きかった。Table 4-6 に接地時の身体重心と関節角度を示した。接地時の重心高については、**Control** 群には差はみられなかったが、**Gymnast** 群においては **DLN** 条件よりも **DLS** 条件の方が有意に低かった。股関節角度についてはどちらの群も有意な差はみられなかった。膝関節角度については、**Control** 群よりも **Gymnast** 群の方が有意に大きかった。足関節角度については、**DLN** 条件よりも **DLS** 条件の方が有意に大きく、**Control** 群よりも **Gymnast** 群の方が有意に大きかった。

Table 4-4 The parameter related to leg stiffness during landing.

	<b>Gymnast</b>			<b>Control</b>	
	DLN	DLS		DLN	DLS
$CG_{diff}$ [m/m]	0.159±0.017	0.152±0.013	<	0.174±0.022	0.179±0.022
$F_{max}$ [N/kg]	65.1±16.1	> 48.8±3.9		62.5±7.89	> 50.9±4.34
$K_{Leg}$ [N/kg/m/m]	431.4±114	> 322.2±48.7	>	356.5±50.5	> 287.8±37.6

Table 4-5 The parameter of lower limb joint angular displacement.

	<b>Gymnast</b>			<b>Control</b>	
	DLN	DLS		DLN	DLS
Hip <sub>diff</sub> [deg]	46.0±11.2	48.9±6.87		52.0±10.6	49.8±9.00
Knee <sub>diff</sub> [deg]	60.2±5.52	61.3±6.91	<	65.5±5.69	64.2±7.26
Ankle <sub>diff</sub> [deg]	58.5±5.80	> 56.0±7.73	>	51.0±8.83	> 41.9±14.8

Table 4-6 The parameter of CG and lower limb joint at contact.

	<b>Gymnast</b>			<b>Control</b>	
	DLN	DLS		DLN	DLS
CGz <sub>ON</sub> [m/m]	0.599±0.008	> 0.576±0.010		0.597±0.016	0.591±0.018
Hip <sub>ON</sub> [deg]	164.3±6.69	159.0±6.17		164.3±7.61	162.3±8.81
Knee <sub>ON</sub> [deg]	166.1±3.05	165.5±4.46	>	164.0±3.80	162.0±4.73
Ankle <sub>ON</sub> [deg]	122.4±4.45	> 121.1±6.11	>	115.4±9.62	> 104.1±14.0

#### 4.2.4 考察

##### 4.2.4.1 体操競技者と他種目競技の着地動作

Gymnast 群と Control 群の最大地面反力( $F_{\max}$ )には有意な差がなく, 身体重心変位( $CG_{\text{diff}}$ )は Gymnast 群の方が小さい. 脚スティフネス( $K_{\text{Leg}}$ )は最大地面反力を身体重心変位で除して求めることから, 脚スティフネスが Gymnast 群の方が大きいのは, 身体重心変位が小さかったことによる. そして, 身体重心変位は着地中の下肢関節角度の変化によって生じる. 着地中の下肢関節角変位は, 膝関節が Gymnast 群の方が小さいことから, 膝関節の動きが少ないことが身体重心変位を小さくしていると考えられる. 接地時の関節角度をみると, 膝関節および足関節角度が Gymnast 群の方が大きい. つまり, Gymnast 群は接地時に膝関節および足関節を伸展位にして着地して, 足関節を大きく動かし, 膝関節を小さく動かすことで身体重心変位を小さくして, 脚スティフネスを高めていたことが考えられる.

脚スティフネスは, 両群とも DLS 条件の方が DLN 条件よりも小さかったが, その変化は Gymnast 群の方が大きかった. これは, 体操競技者の方が着地サーフェスのスティフネスの変化に対して, より適切に着地動作を対応させていたことを示唆している. また, 体操競技者は膝関節の屈曲を小さくさせるように筋張力を発揮して, 身体重心が低くならない着地動作を行ったことが考えられる. この動作は, 弾性特性のある不安定な着地サーフェスにおいて, 弾性床自体の緩衝性を利用できるだけでなく, 身体の安定性を向上させることが示唆された.

##### 4.2.4.2 体操競技者と他種目競技の弾性床への対応

DLS 条件よりも DLN 条件の方が最大地面反力および脚スティフネスが大きい. これは, DLN 条件の方が着地面のスティフネスが高いため, 衝撃的に大きな地面反力が生じること



によると考えられる．身体重心変位はサーフェス条件によらずどちらの群にも差がみられないが、接地時の身体重心は **Gymnast** 群のみ **DLS** 条件の方が小さかった．これは **Gymnast** 群の接地時の股関節角度が **DLS** 条件の方が小さいことによると考えられる．

**DLS** 条件は床面の下にバネがあるため、着地の衝撃が加わることで主に上下に周期的に振動する．つまり **DLN** 条件のように変形しない床面よりも不安定なサーフェスであると言える．そのようなサーフェス条件に対応する動きは、**Control** 群においては接地時に足関節を背屈にすることであった．予め背屈にすることで、接地したときの足部の基底面を広くすることにつながる．サーフェスが不安定であるために、足関節の不安定性を低くするための方略であると考えられる．一方、**Gymnast** 群は、接地時の股関節角度および足関節角度を小さくしていた．これは体幹部を前傾させることと、足関節を背屈位にすることである．足関節に関しては、**Control** 群よりも背屈させる度合いが小さいことから、前述した **Control** 群の足関節の方略の活用はわずかであることが考えられる．股関節の屈曲位の度合いは大きく、**DLS** 条件では **ON** から **LOW** までの局面時間も長くなることから、体幹部の姿勢制御を **Control** 群よりも優先していた可能性が推察された．

**Gymnast** 群と **Control** 群では、サーフェスのスティフネスが小さくなる **DLS** 条件への対応動作が異なっていた．**Gymnast** 群は **Control** 群よりも脚スティフネスを高く保ちながらも、体幹部の姿勢制御を優先した方略であることが考えられた．これは、体操競技者は普段からマットや弾性床など、異なるスティフネスの着地サーフェスで着地動作を繰り返していることから、着地サーフェスに応じた着地方略を活用できていることが示唆された．

#### 4.2.5 要約

本研究では、体操競技者と他種目競技者との弾性床への着地動作方略の差異について検討した。その結果、他種目競技者は着地サーフェスのスティフネスが小さくなっても着地準備のわずかな変化で対応していたが、体操競技者は、着地スティフネスの変化に対して体幹部の姿勢制御を優先する着地方略を用いていたことが考えられた。これにより、体操競技者の方が短い時間で身体を安定して静止させていたことが示唆された。

## 第 5 章 後方宙返りの空中局面および着地局面における動作方略

### 5.1 空中局面における後方宙返りの身体回転方略

#### 5.1.1 目的

様々な宙返りが存在する体操競技において、宙返りは回転するだけでは成功とはならず、宙返りを成功させるためには正しい着地を行う必要がある。体操競技における正しい着地とは、採点規則（男子体操競技採点規則 2012 年版，2012）に、「偶然の結果により収められたものではなく，準備がなされた着地である。選手はひとつの技を十分にマスターし，着地の前に回転力を抑え，身体を伸ばして着地できる優れた技術によって演じるべきである。」と記述されている。空中では重力以外の外力は加わらないため，「回転力」を「角速度」と読み替え，「身体を伸ばすこと」を「身体重心まわりの慣性モーメントの増大」と考えると，着地する前に慣性モーメントを大きくすることで角速度を小さくして着地する技術を，正しい着地の技術として捉えることができる。

体操競技には「かかえ込み」「屈身」「伸身」など異なる姿勢や，「前方」「後方」など異なる回転方向の宙返りがある。採点規則によると「かかえ込み」の宙返りが最も難度が低い傾向があり，一般に着地する場所を目視しやすいことから，「前方」の宙返りよりも「後方」の宙返りの方が着地をしやすいとされている。いずれの宙返りにおいても最終的には足部から着地して静止することが求められことから，正しい姿勢で着地できるように，身体の回転方略を用いていることが考えられる。また，同じ姿勢の宙返りであっても，空中局面の時間が異なる場合には，それに応じた異なる身体の回転方略を用いることで身体の回転を制御していると考えられる。

そこで本研究では，基本的な宙返りである後方かかえ込み宙返りにおいて，異なる空中局面時間の条件下における，空中局面の身体の回転方略についてバイオメカニクスの検

討することを目的とした。

## 5.1.2 方法

### 5.1.2.1 実験試技

実験試技は立位姿勢から行う後方かかえ込み宙返りとした。この課題に、踏み切る初期高による 2 条件（地面から行う：Tuck-0 条件，初期高 30cm：Tuck-30 条件）を設定した。なお，初期高の設定については，高すぎる初期高が被験者の心理的負担になり，課題が測定できないような事態を避けるために，事前に予備実験を行い，全被験者において心理的負担がないと思われる初期高を設定した（Figure 5-1）。

被験者には異なる高さにおいて，立位姿勢からの後方かかえ込み宙返りをできるだけ高く行うこと，さらに実際に競技会での宙返りのように，できる限り着地を止めるように指示した。また各条件において複数回の試技を行った。分析対象の試技は，後方かかえ込み宙返りの着地が止まり，かつ被験者の内省が最も良い試技とし，各条件の 1 試技ずつを分析対象とした。

### 5.1.2.2 被験者

被験者は T 大学体操競技部員の男性 9 名であった。身体的特徴を Table 5-1 に示した。なお，T 大学は全日本団体体操競技選手権に出場できる競技レベルであった。実験に先立って，被験者に研究目的，実験内容，データの取り扱いなどを説明し，危険性や苦痛を感じた際には自らの意思によっていつでも中止できることを伝え，口頭および書面にて協力の同意を得た。なお本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得た。

#### 5.1.2.3 局面定義

分析範囲は後方かかえ込み宙返りの足部離地から地面への足部接地までの空中局面とした。Figure 5-2 に身体重心まわりの慣性モーメントに基づく局面分けを示した。また、離地から身体重心まわりの慣性モーメントの極小値の出現時期までを「Close Phase」として、その後接地までを「Open Phase」と定義して分析を行った。なお、分析範囲を 100[%]として時間を規格化した。

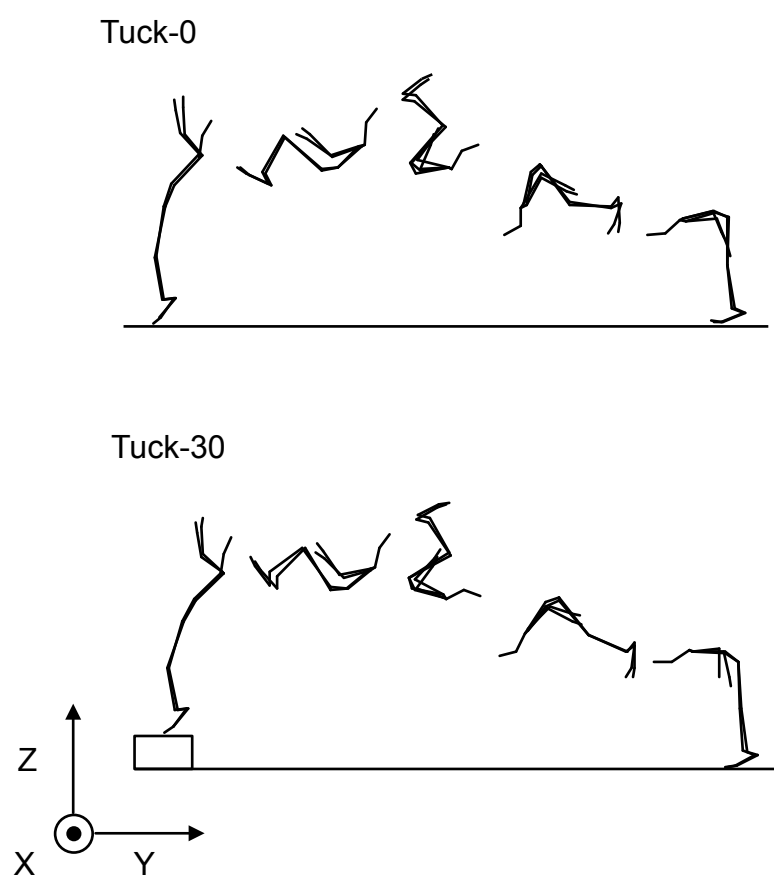


Figure 5-1 Experimental setup (Experiment 3).

Table 5-1 Characteristics of the subjects (Experiment 3).

	Age [year]	Height [m]	Body mass [kg]
Mean±S.D	20.1±1.9	1.66±0.03	61.2±3.8

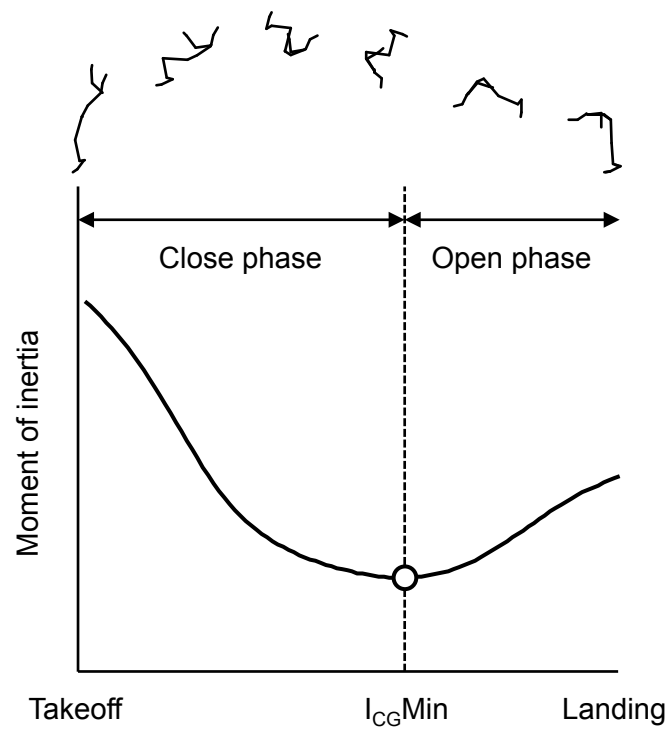


Figure 5-2 Definition of the analysis phase (Experiment 3).



#### 5.1.2.4 算出項目および算出方法

##### (1) 鉛直方向の身体重心速度

身体分析点の座標データおよび事前に測定した被験者の体重から，身体部分および全身の重心位置，を算出し，身体重心位置を数値微分することで身体重心速度  $V_{cgz}[m/s]$  を算出した．

##### (2) セグメント角度および関節角度

セグメント角度は，矢状面（Y-Z 平面）における上胴セグメント（ $\theta_{Trunk}$ ），大腿セグメント（ $\theta_{Thigh}$ ）および下腿セグメント（ $\theta_{Shank}$ ）と水平軸とのなす角度[rad]を算出した．

関節角度[rad]は各関節をはさむ2つのセグメントがなす角度として，膝関節角度（ $\theta_{Knee}$ ），股関節角度（ $\theta_{Hip}$ ），体幹角度（ $\theta_{Torso}$ ）を算出した．

##### (3) 身体重心まわりの慣性モーメント

式（5.1）により身体重心まわりの慣性モーメント[ $kgm^2$ ]を算出した．なお，宙返りの回転方向が一軸であると考えられるため，前額軸（X 軸）における身体重心まわりの慣性モーメントを求めた．ここで， $I_{CG}$  は身体重心まわりの慣性モーメント， $I_i$  はセグメント  $i$  の慣性モーメント， $m_i$  はセグメント  $i$  の質量， $r_i$  は身体重心からセグメント  $i$  の部分重心への位置ベクトルである．慣性モーメント[ $kgm^2$ ]は，被験者の質量[kg]と身長[m]の二乗で除して 100 を乗ずることで，規格化しその割合を百分率で表した．

$$I_{CG} = \sum_i^{15} [I_i + m_i r_i^2] \quad (5.1)$$

##### (4) 身体重心まわりの角運動量

式（5.2）により身体重心まわりの角運動量[ $kgm^2/s$ ]を算出した．ここで， $L_{CG}$  は身体重心まわりの角運動量， $I_i$  はセグメント  $i$  の慣性モーメント， $\omega_i$  はセグメント  $i$  の角速度ベクトル

ル,  $r_i$  は身体重心からセグメント  $i$  の部分重心への位置ベクトル,  $m_i$  はセグメント  $i$  の質量,  $V_i$  は身体重心に対するセグメント  $i$  の部分重心速度ベクトルである. なお, 前額軸 (X 軸) の身体重心まわりの角運動量を求めて, 後方宙返り角運動量を正の値とした. 角運動量  $[\text{kgm}^2/\text{s}]$ , 被験者の質量  $[\text{kg}]$  と身長  $[\text{m}]$  の二乗で除して規格化した

$$L_{CG} = \sum_i^{15} [I_i \omega_i + r_i \times m_i V_i] \quad (5.2)$$

#### 5.1.2.5 統計処理

離地時, 接地時それぞれの時点の変数について, 対応のある  $t$  検定を行った. また, 離地時の鉛直方向の身体重心速度と身体重まわりの角運動量との相関分析にはピアソンの積率相関係数を用いた. なお統計学的有意水準は 5% とした.

### 5.1.3 結果

#### 5.1.3.1 離地時および接地時のパラメータについて

##### (1) 離地時の鉛直方向の身体重心速度と身体重心まわりの角運動量について

Table 5-2 に離地時の鉛直方向の身体重心速度 ( $V_{CGZ}$ ) と身体重心まわりの角運動量 ( $L_{CG}$ ) を被験者全員の平均値 (Mean) と標準偏差 (SD) で示した。鉛直方向の身体重心速度と角運動量は、初期高が変わっても有意な差はみられなかった。

Figure 5-3 に離地時の鉛直方向の身体重心速度と身体重心まわりの角運動量の関係をプロットで示した。各条件での相関係数は、Tuck-0 条件において強い負の相関関係がみられ ( $r=-0.70, p<0.05$ ), Tuck-30 条件においても強い負の相関関係がみられた ( $r=-0.81, p<0.01$ )。

##### (2) 離地時と接地時の姿勢について

Figure 5-4 に各条件における動作の典型例をスティックピクチャーで示した。また Table 5-3 および Table 5-4 に離地時と接地時の各セグメント角度を全被験者の平均値と標準偏差で示した。離地時には、条件間に有意な差はみられなかったが、接地時には、Tuck-0 条件の方が Tuck-30 条件に比べて上胴セグメント角度が大きかった ( $p<0.01$ )。大腿と下腿セグメント角度については各条件について有意な差はみられなかった。

Table 5-2 The CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ) at take off.

	Tuck-0	Tuck-30	
$V_{CGZ}$ [m/s]	$2.39 \pm 0.14$	$2.37 \pm 0.18$	n.s
$L_{CG}$ [s <sup>-1</sup> ]	$0.24 \pm 0.02$	$0.25 \pm 0.03$	n.s

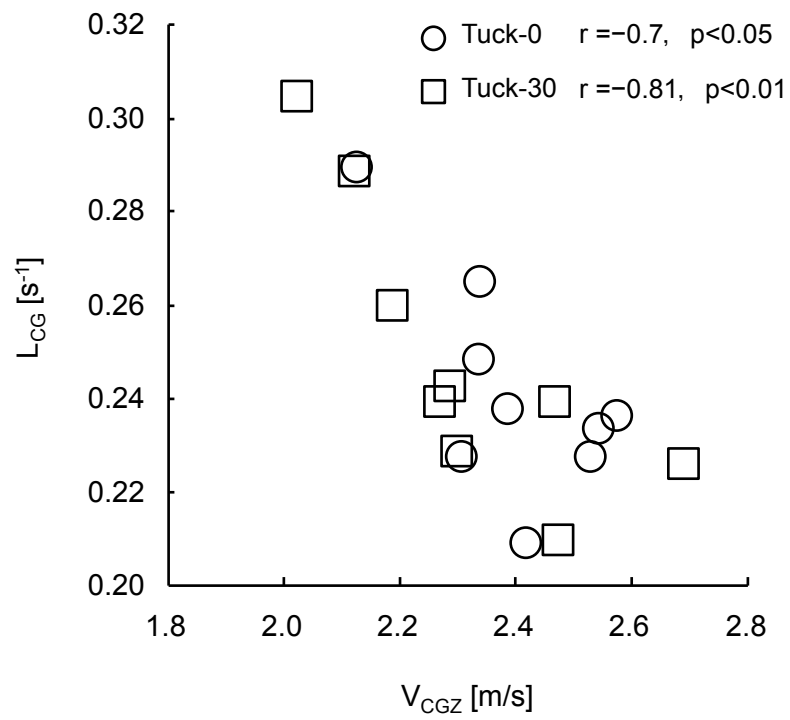


Figure 5-3 Relationships between CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ).

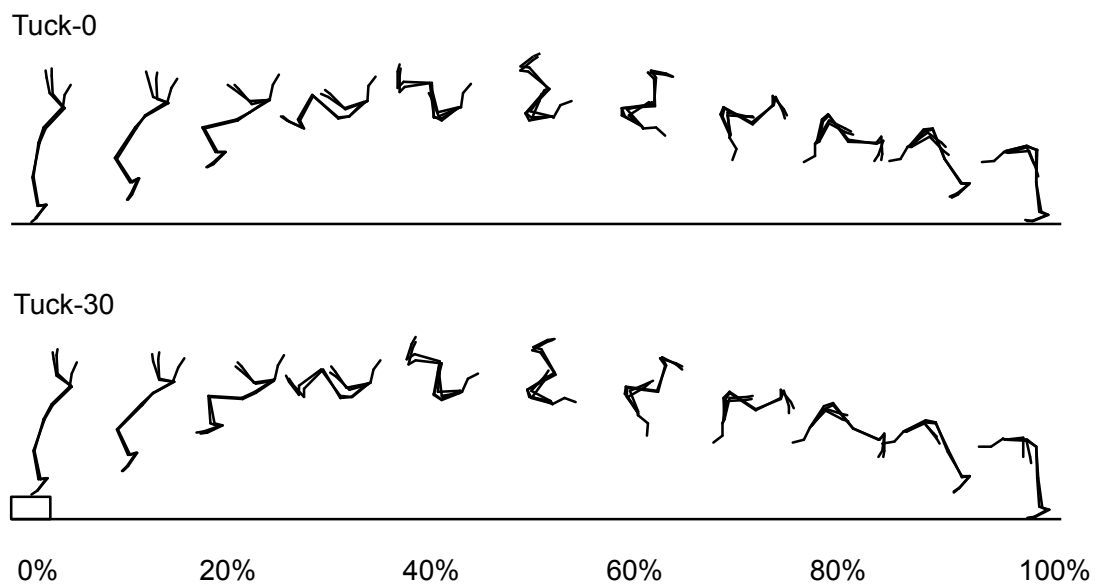


Figure 5-4 Stick pictures of each condition.

Table 5-3 Segment angles at the take off.

	$\theta_{\text{Trunk}}$ [rad]	$\theta_{\text{Thigh}}$ [rad]	$\theta_{\text{Shank}}$ [rad]
Tuck-0	$0.89 \pm 0.09$	$1.27 \pm 0.07$	$1.79 \pm 0.10$
Tuck-30	$0.81 \pm 0.12$	$1.24 \pm 0.09$	$1.76 \pm 0.09$
	n.s	n.s	n.s

Table 5-4 Segment angles at the land on.

	$\theta_{\text{Trunk}}$ [rad]	$\theta_{\text{Thigh}}$ [rad]	$\theta_{\text{Shank}}$ [rad]
Tuck-0	$3.29 \pm 0.23$	$1.54 \pm 0.05$	$1.85 \pm 0.10$
Tuck-30	$2.94 \pm 0.18$	$1.60 \pm 0.06$	$1.84 \pm 0.10$
Tuck-0 > Tuck-30 $p < 0.01$		n.s	n.s



### 5.1.3.2 空中局面のパラメータの変化について

#### (1) 関節角度の変化について

Figure 5-5 に空中局面の体幹角度 (a), 股関節角度 (b), 膝関節角度 (c) の時系列変化を全被験者の平均値で示した。いずれの角度においても、概ね同様の変化パターンを示した。両条件とも空中局面のおよそ 60%以降に股関節が伸展し始めているが、Tuck-0 条件に比べて Tuck-30 条件の方が、その伸展の角変位が大きかった。また膝関節角度は、両条件ともに二峰性の変化を示していた。

#### (2) 身体重心まわりの慣性モーメントの変化について

Figure 5-6 に空中局面における身体重心まわりの慣性モーメントの時系列変化を全被験者の平均値で示した。両条件において重心まわりの慣性モーメントの変化は概ね同様の変化パターンを示した。離地後に慣性モーメントが急激に減少し、60%付近で最小となった。その後、慣性モーメントが増加して接地時の値は Tuck-30 条件の方が大きかった。

Figure 5-7 に空中局面における慣性モーメントの Close Phase と Open Phase の局面時間を全被験者の平均値と標準偏差で示した。Close Phase の局面時間については、有意な差はみられなかった。一方 Open Phase の局面時間については、Tuck-30 条件の方が Tuck-0 条件に比べて有意に長かった ( $p<0.01$ )。

#### (3) 身体重心まわりの慣性モーメントの変化率について

Table 5-5 に身体重心まわりの慣性モーメント変化率の最小値と最大値およびその出現時刻を全被験者の平均値と標準偏差で示した。最小値については出現時刻ともに、有意な差はみられなかったが、最大値については、Tuck-0 条件に比べて Tuck-30 条件の方が有意に大きく ( $p<0.05$ )、出現時刻については有意な差はみられなかった。

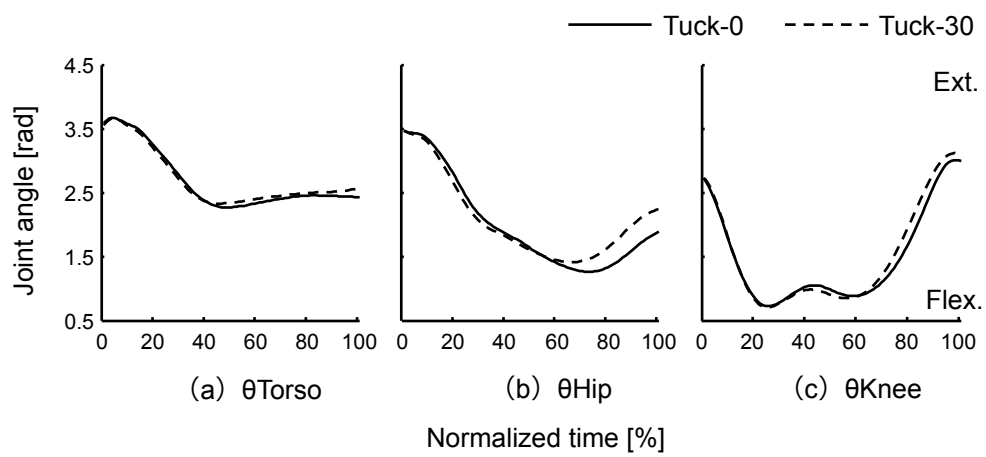


Figure 5-5 Changes in the angles of lower limb in the airborne phase.

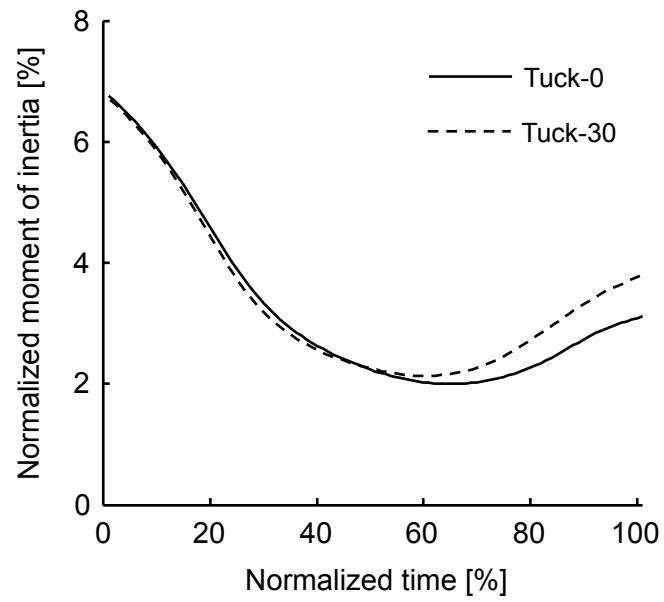


Figure 5-6 Changes in the moment of inertia around CG in the airborne phase.

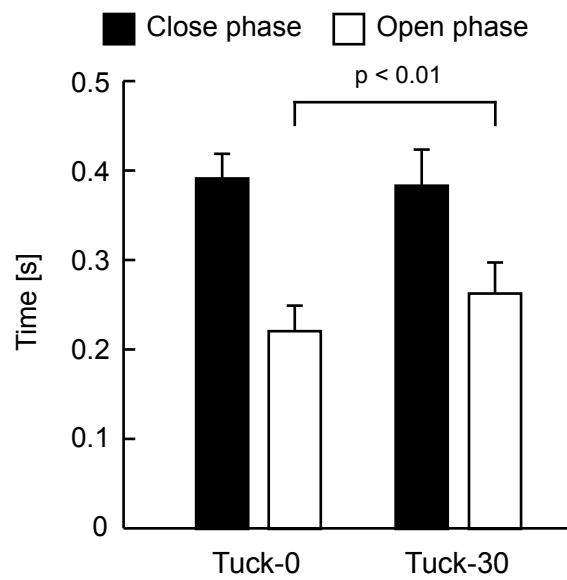


Figure 5-7 Time duration of each phase in the airborne phase.

Table 5-5 Maximum and minimum value of moment of inertia around the CG.

	Minimum [s <sup>-1</sup> ]	Time [s]	Maximum [s <sup>-1</sup> ]	Time [s]
Tuck-0	-24.2±2.88	0.11±0.02	9.66±3.62	0.56±0.03
Tuck-30	-24.1±2.42	0.11±0.01	11.5±3.63	0.56±0.05
	n.s	n.s	Tuck-0 < Tuck-30	n.s
			* p < 0.05	

#### 5.1.4 考察

体操競技は採点競技であるため、技もしくは演技の「出来栄え」の善し悪しが問われる。体操競技の評価の基準となる採点規則からも、宙返りの着地では、身体を伸ばした姿勢で行う方が良い評価を得られる。また、宙返りの空中局面では、「かかえ込み (Tuck)」といった身体の姿勢を空中局面で明確に示さなければならないことも記述されている (採点規則 2013 年版)。このような空中姿勢の制限が加わりながら、身体が過不足なく回転し、さらに接地時には身体を伸ばした姿勢になるようにすることが必要になる。

空中局面では、身体に加わる外力は重力のみとなり身体重心まわりにはモーメントが作用しないため、身体重心まわりの角運動量は保存される。角運動量は慣性モーメントと角速度の積で求められることから、身体重心まわりの慣性モーメントと身体の回転角速度が反比例の関係になる。つまり、身体重心まわりの慣性モーメントを変化させることで身体の回転角速度を変化させることができる。そして、宙返りから正確に着地するためには、空中局面の身体の回転角度を適切に制御することが必要となる。以上の観点から体操競技の宙返りにおける空中局面の身体の回転方略について考察していく。

##### 5.1.4.1 後方宙返りの身体の回転方略について

空中局面の時間は、Tuck-0 条件よりも Tuck-30 条件の方が有意に長かったが、離地時の鉛直方向の身体重心速度には有意な差がなかったため、空中局面の時間の増大は初期高による影響であると考えられる。また、Close Phase の局面時間に差はみられなかったが、Open Phase の局面時間は Tuck-0 条件よりも Tuck-30 条件の方が有意に長かったことから、初期高の増大による空中局面の時間の増大は、Close Phase の局面時間の増大ではなく、Open Phase の局面時間の増大であると言える。さらに、Open Phase の慣性モーメント変化率の最大値

の結果から、初期高の増大にともない慣性モーメント変化率の最大値が増大していた。つまり、初期高が増大すると、空中局面の時間すなわち身体が回転する時間が増大するので、初期高が低い条件よりも意図的に慣性モーメントを増大させて身体の回転角速度を小さくしないと、身体が回転しすぎてしまい着地ができなくなる。以上の結果から、初期高の増大（空中局面時間の増大）に対して、慣性モーメントの増加率を大きくすることで身体の回転を制御する身体の回転方略があることが示唆された。

身体重心まわりの慣性モーメントの変化は、身体重心から全身の各セグメント重心の位置ベクトルと各セグメントの質量に依存する。実際には、身体各関節角度が変化することによって、身体重心から各セグメント重心への位置ベクトルが変化する。そこで、慣性モーメントの変化と体幹部および下肢の関節角度の変化のタイミングをみると、慣性モーメントの増大には股関節角度の増大が影響していると考えられる。さらに、ほぼ同時期に膝関節の伸展が大きくなっていることから、後方かかえ込み宙返りでは、股関節と膝関節の両方を変化させて慣性モーメントを変化させており、特に股関節の伸展による慣性モーメントの調節がみられた。

本研究では、地面から後方かかえ込み宙返りを行う Tuck-0 条件と、30cm の台から後方かかえ込み宙返りを行う Tuck-30 条件のみの実施である。しかし、より初期高の大きい条件の場合、つまり初期高の増大による空中局面の時間の増大がさらに顕著な場合においては、前述した慣性モーメントの変化の大きさ（慣性モーメント変化率）を変える身体の回転方略では、身体の回転を制御できる範囲を超えてしまい、着地ができなくなることが想定される。反対に、空中局面の時間がさらに短くなった場合には、慣性モーメントを小さい状況を保持しなければならないため、Close Phase の時間の増大が必要となると考えられることから、Close Phase と Open Phase の局面を切り替えるタイミング、つまり慣性モーメント

の変化のタイミングによる身体の回転方略があることが示唆された。さらに、慣性モーメントの変化率の最大値が Tuck-0 条件よりも Tuck-30 条件の方が大きいことを考えると、慣性モーメントの変化のタイミングによる身体の回転方略よりも、変化の大きさによる身体の回転方略の方が優先的に出現することが考えられた。

離地時の身体重心速度と角運動量の間には反比例の関係。つまり一方が増大するともう一方が減少する関係がみられた。仮に空中局面の慣性モーメントが変化しないとすると、Close Phase と Open Phase が出現せず、前述した二つの身体の回転方略を用いることができなくなるため、離地時の鉛直方向の重心速度と角運動量によって身体の回転角度が決定することは容易に想像できる。このような状況では、離地時の鉛直方向の重心速度と角運動量が身体の回転角度の決定に対して支配的である。つまり離地時の鉛直方向の重心速度と角運動量による身体の回転方略があることが示唆された。また、離地時にこれらの変数が決まるため、この身体の回転方略は、空中局面での慣性モーメントの変化による二つの身体の回転方略よりも、時間的に先行して現れることになる。

#### 5.1.4.2 後方宙返りの身体の回転方略の選択と使用について

後方宙返りを行う際に前項で述べた身体の回転方略をどのように使っているか、なぜその方略を用いるのかについて検討する。上述したように時間経過に沿って方略を考えていくと、離地時の鉛直方向の重心速度と角運動量による身体の回転方略が最初に行われる。Hwang et al. (1990) は異なる種類の後方二回宙返りの踏切中の身体重心速度と身体重心まわりの角運動量を検討して、空中姿勢の違いやひねりの有無によって踏切中および離地時の重心速度と角運動量が異なることを報告していること、重心速度と角運動量が反比例の関係であったことを考えると、異なる姿勢での宙返りの際、もしくは後方かかえ込み宙返



りであっても重心速度と角運動量のバランスが偏っている際に顕著に表れると考えられる。

初期高条件において、離地時のパラメータや姿勢、さらに **Close Phase** の時間に差がないことから、**Close Phase** における身体の回転角度も同程度になることが考えられる。その時期（規格化時間 60～70%頃）の回転角度はおよそ 180deg になり、スティックピクチャーから頭部が下になっている時期であることがわかる。先行研究 (Bardy et al., 1998 ; Davlin et al., 2001 ; Lee et al., 1992) によると体操選手は、宙返りを成功させるために視覚情報を利用していることが考えられている。また佐藤（2008）はその視覚情報の利用は着地面を固視することによってなされていると報告している。すなわち規格化時間 60～70%から、地面を視覚的に捉えていることが考えられ、視覚情報を用いて身体の回転角度についてフィードバックを行い、回転角度を調整していることが考えられる。この視覚情報の利用は **Open Phase** でみられることから、慣性モーメントの変化率による身体の回転方略に用いられていることが考えられた。

**Close phase** と **Open phase** の時間についても被験者間でばらつきがあること、本実験の被験者の技能レベルのばらつきを鑑みると、詳細な検証が必要ではあるものの、これらの身体の回転方略についても被験者の技能レベルとの関連があることが推測された。

#### 5.1.5 要約

本研究は、異なる初期高条件の後方かかえ込み宙返りにおける身体の回転方略について検討した。その結果、後方宙返りの着地を成功させるために、空中姿勢条件が変わった時は、慣性モーメントを変化させるタイミングを変えていたこと、離地時の身体重心速度と角運動量を変えていたことが明らかになった。また、初期高条件が変わった時は、慣性モ

ーメントの変化の大きさを変えていたことが明らかになった。以上のことから、異なる条件での後方宙返りは、条件に応じて着地を成功させるために異なる身体の回転方略を用いていることが示唆された。

## 5.2 着地局面における後方宙返りの着地動作方略

### 5.2.1 目的

第4章において、体操競技者の着地動作の特徴を明らかにした。概括すると、体操競技者の着地動作は着地中の身体重心の変位が小さく、下肢関節の角変位が小さいことが特徴であり、その結果、他種目競技者よりも下肢スティフネスが高いことが特徴である。これは、体操競技は演技の出来栄を競う競技であり、身体重心が大きく変位するような着地動作は姿勢的簡潔性に欠けると判断される、そして体操競技者は競技特性に準じた着地動作が現れていると考えられる。

前節で検討した空中局面の身体の回転方略は、その後の着地動作を見越したものであり、着地が成功するか否かはこの着地局面に依存するところが大きい。また、先行研究の多くはドロップ着地動作のように並進的な運動を対象としたものが多く、実際の宙返りの着地動作を対象として、その着地の際のキネティクスの検討はあまり多くない。動きの力学的原因となるキネティクスを分析することで、これまでの研究課題の結論に対してより考察が深めることができる。

そこで本研究では、初期高を変えて着地時の衝撃を実験的に変化させることで、その際の衝撃に対する下肢のキネティクスの変数について分析し、体操競技者の宙返り着地方略について検討することを目的とした。

### 5.2.2 方法

#### 5.2.2.1 実験試技

実験試技は、初期高の異なる後方かかえ込み宙返り (Tuck0, Tuck30) とした (Figure 5-8)。被験者には立位姿勢からの後方宙返りをできるだけ高く行うこと、さらに実際に競技会で

の試技のようにできる限り着地を止めるように指示した。また各課題において複数回の試技を行った。分析対象の試技は、後方宙返りの着地が止まり、かつ被験者の内省が最も良い試技とし、各課題 1 試技ずつを分析対象とした。

#### 5.2.2.2 被験者

被験者は大学男子体操競技者 9 名であった。身体的特徴を Table 5-6 に示した。実験に先立って、被験者に研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し、危険性や苦痛を感じた際には自らの意思によっていつでも中止できることを伝え、口頭および書面にて協力の同意を得た。なお本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得た。

#### 5.2.2.3 局面定義

地面への接地 (ON)、身体重心最下点 (LOW)、身体重心安定 (STAY) をイベントとして、分析範囲は、ON から LOW までとした (Figure 5-9)。また、ON から LOW までを Absorb 局面として、LOW から STAY までを Stabilize 局面と定義した。

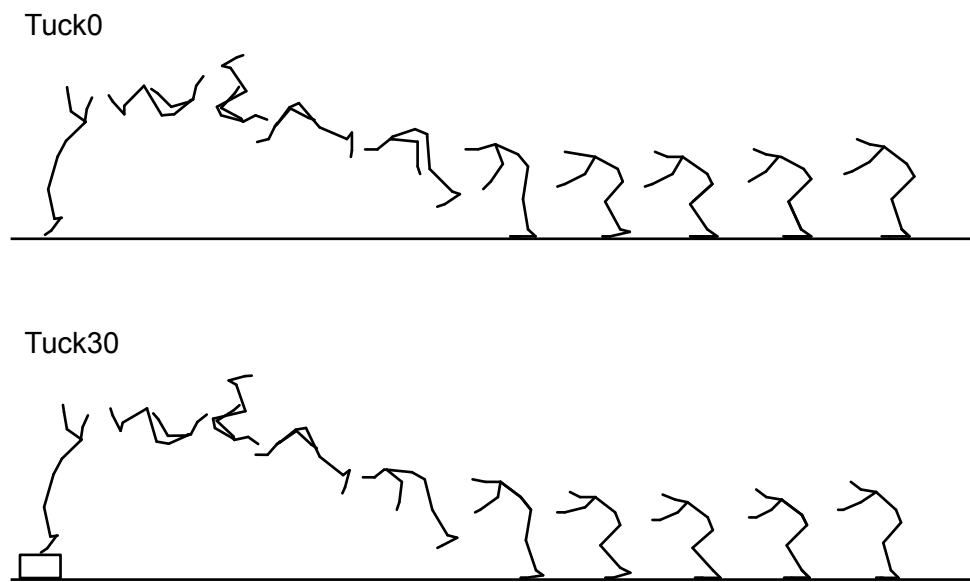


Figure 5-8 Experimental setup (Experiment 4).

Table 5-6 Characteristics of the subjects (Experiment 4).

n=9	Age [year]	Height [m]	Body mass [kg]
Mean±S.D	20.1±1.9	1.66±0.03	61.2±3.8

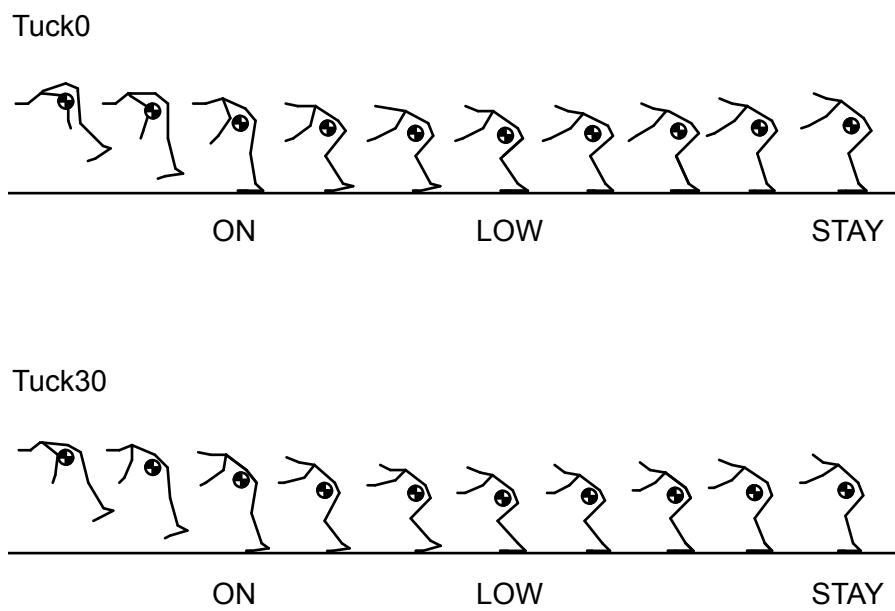


Figure 5-9 Definition of the analysis phase (Experiment 4).

#### 5.2.2.4 算出項目および算出方法

##### (1) 下肢関節角度および角変位

下肢関節角度[deg]は各関節（股関節・膝関節・足関節）をはさむ 2 つのセグメントがなす屈曲伸展軸の角度として、股関節角度、膝関節角度、足関節角度を算出した。また接地から重心最下点までの角変位を下肢関節角変位[deg]とした。

##### (2) 下肢関節角速度

下肢関節角度を時間微分することで、下肢関節角速度[deg/s]を求めた。

##### (3) 平均関節トルクパワー

関節角速度と関節トルクの積によって接地から重心最下点までの局面の関節トルクパワーの平均値を平均関節トルクパワー[W]とした。

##### (4) 下肢関節仕事

下肢関節の発揮トルクパワーを局面時間で積分することで、下肢関節仕事（股関節、膝関節、足関節）[J]を求めた。

##### (5) 下肢関節屈曲時間

接地から重心最下点までの局面における、下肢関節（股関節、膝関節、足関節）が最大屈曲するまでの時間[s]とした。

##### (6) 地面反力および力積

着地時に生じる地面反力の鉛直成分および前後成分の最大値[N]を求め、また、地面反力を Absorb 局面・Stabilize 局面の各局面時間で積分して力積[Ns]を求めた。

##### (7) 地面反力によるモーメントおよび角力積

地面反力ベクトルと身体重心から足圧中心までのベクトルの積にから地面反力によるモーメントを算出した。また、地面反力によるモーメントを Absorb 局面・Stabilize 局面の各局



面時間で積分して角力積[Nms]を求めた.

#### 5.2.2.5 データの規格化

求めた下肢関節トルクパワー・仕事，地面反力，力積，地面反力によるモーメント，角力積については，各被験者の身体質量[kg]で除することによって規格化した.

#### 5.2.2.5 統計処理

各関節の変数における条件間の平均値の比較に，対応のある t 検定を用いた. また，二変数の関係性を検討するためにピアソンの積率相関係数を用いた. 統計的有意水準は 5%とした.

### 5.2.3 結果

#### 5.2.3.1 身体重心と地面反力による変化

Figure 5-10 に各イベント時の重心高を示した。ON (接地時) の重心高が最も高く, LOW (重心最下点時) の重心高が最も低かった。いずれのイベントにおいても, Tuck30の方がTuck0に比べて重心高が高かった ( $p<0.01$ )。Figure 5-11 に着地中の地面反力の鉛直方向の最大値 (Fz max) および前後方向の最大値 (Fy max) と最小値 (Fy min) を示した。鉛直方向の最大値については有意な差はみられなかった。一方, 前後方向の地面反力については, 最大値, 最小値とも絶対値は Tuck30の方が大きかった ( $p<0.05$ )。Fy が正の値は身体の後方に作用する地面反力であり, 負の値は身体の前方に作用する地面反力である。Figure 5-12 に地面反力による身体重心まわりのモーメントの最大値 (M<sub>CG</sub> max) と最小値 (M<sub>CG</sub> min) を示した。モーメントが正の値は身体を前方回転させるモーメント, 負の値は身体を後方回転させるモーメントである。最大値には有意な差はみられなかったが, 最小値については Tuck30の方がTuck0よりも絶対値が大きかった ( $p<0.05$ )。Figure 5-13 に鉛直方向の地面反力の力積を示した。ON から LOW までの局面 (ON-LOW) の力積は Tuck30の方がTuck0よりも大きかった ( $p<0.05$ )。LOW から STAY までの局面 (LOW-STAY) の力積については有意差はみられなかった。Figure 5-14 に地面反力による身体重心まわりのモーメントの角力積を示した。ON から LOW までの局面 (ON-LOW) の角力積は有意差はみられなかったが, LOW から STAY までの局面 (LOW-STAY) の角力積は, Tuck0の方がTuck30よりも大きかった ( $p<0.05$ )。

#### 5.2.3.2 下肢関節のキネマティクスとキネティクス

Figure 5-15 に各イベント時の下肢関節角度を示した。いずれの関節においても, ON の関

節角度が最も大きく、LOW の関節角度が最も小さかった。ON の股関節と足関節は Tuck30の方が関節角度が大きかった。膝関節についてはどのイベント時でも有意な差はみられなかった。Figure 5-16 に ON から LOW までの下肢関節角変位を示した。股関節と足関節の角変位は、Tuck0 に比べて Tuck30の方が大きかった。膝関節の角変位には有意差はみられなかった。関節でみると膝関節の角変位が最も大きかった。

Figure 5-17 に着地局面の下肢関節仕事を示した。いずれの関節においても関節仕事の絶対値は Tuck0 に比べて Tuck30の方が大きかった。関節間の仕事を比べると、膝関節の関節仕事の絶対値が最も大きかった。Figure 5-18 に接地時の下肢関節角度と下肢関節仕事との関係を示した。股関節と足関節においては、接地時の関節角度と関節仕事との間に負の相関関係を示した（股関節： $r=-0.54$ ，足関節： $r=-0.62$ ， $p<0.05$ ）。膝関節においては、それらの変数の間には関係性はみられなかった。

Table 5-7 に ON から LOW までの下肢関節の平均トルクパワーを示した。膝関節においてのみ、Tuck0 よりも Tuck30の方が平均トルクパワーの絶対値が大きかった。股関節と足関節に有意差はみられなかった。Table 5-8 に下肢関節の屈曲時間を示した。股関節と足関節は Tuck0 よりも Tuck30の方が下肢関節の屈曲時間が長かった。膝関節においては有意差はみられなかった。

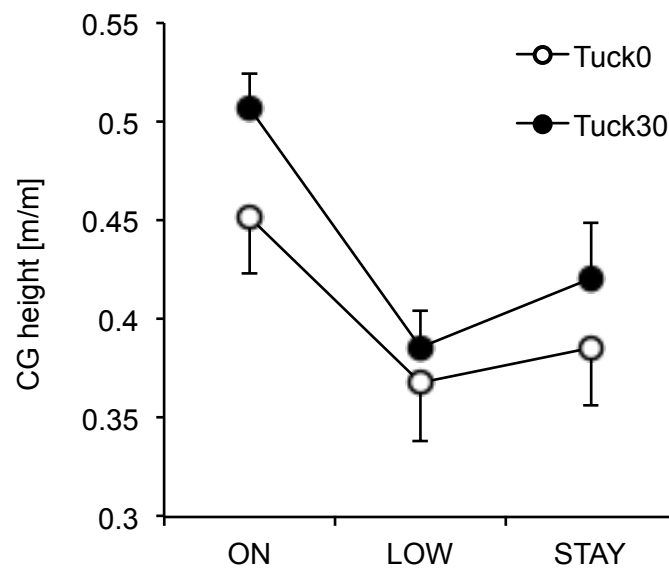


Figure 5-10 Means and standard deviations of the CG height at each event.

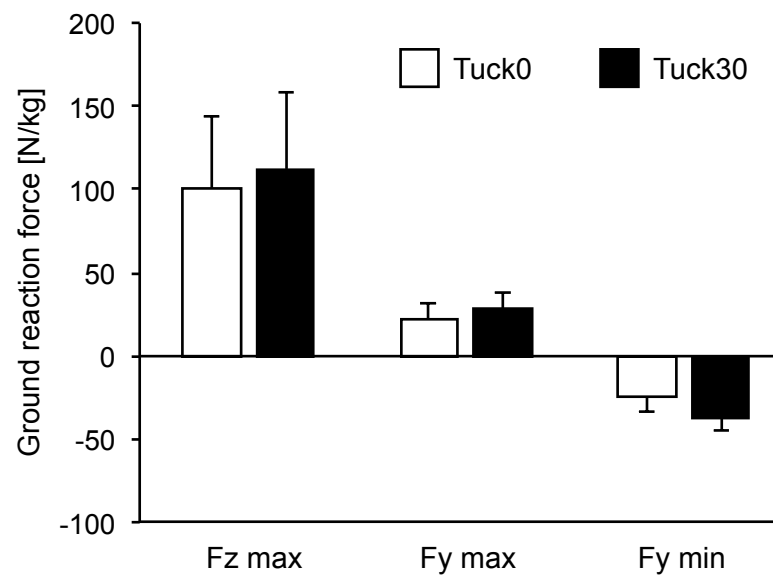


Figure 5-11 Means and standard deviations of maximum value of GRFz, maximum value of GRFy  
and minimum value of

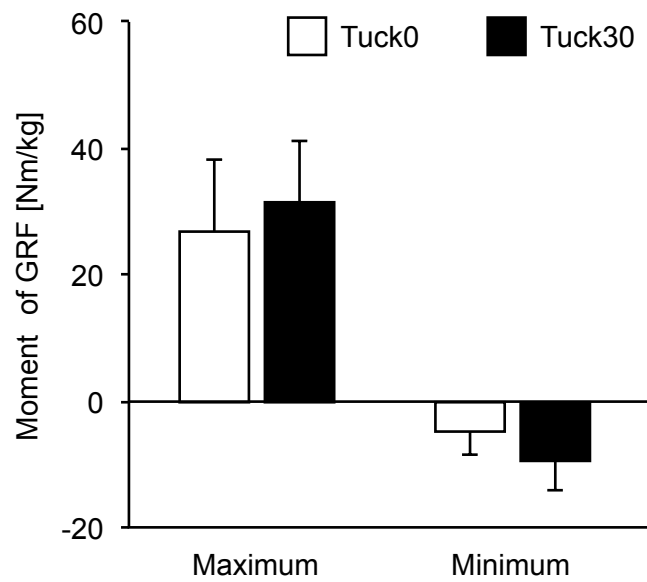


Figure 5-12 Means and standard deviations of maximum and minimum value of moment of GRF.

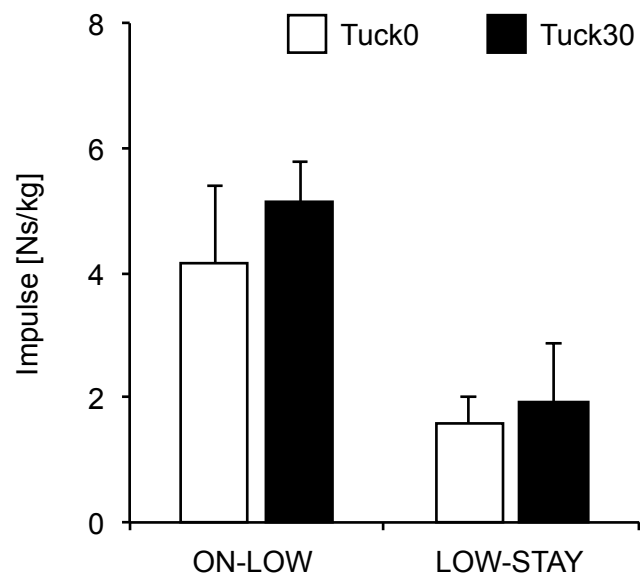


Figure 5-13 Means and standard deviations of impulse of GRF.

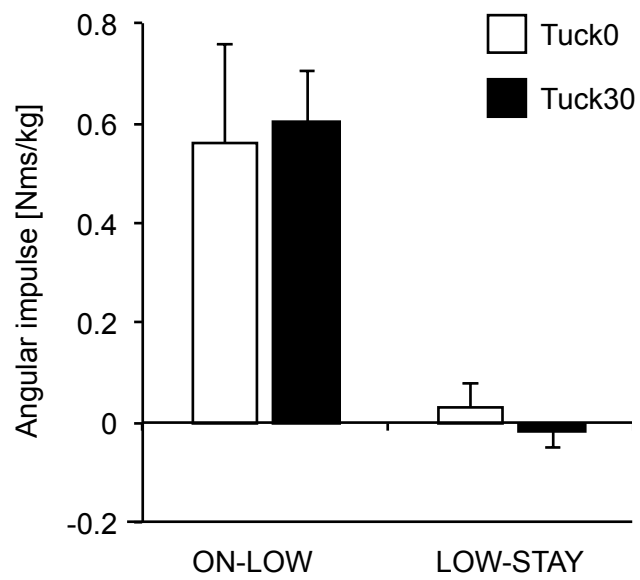


Figure 5-14 Means and standard deviations of angular impulse of GRF.



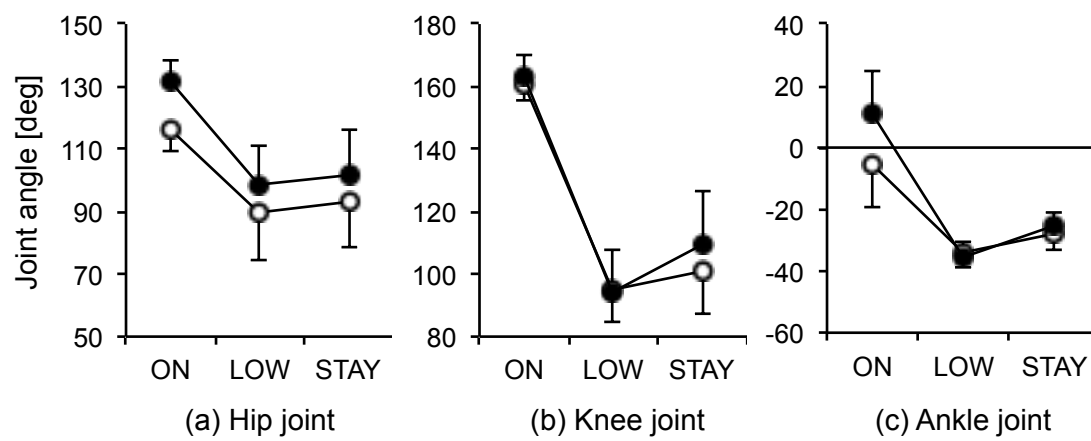


Figure 5-15 Means and standard deviations of the joint angles at each event.

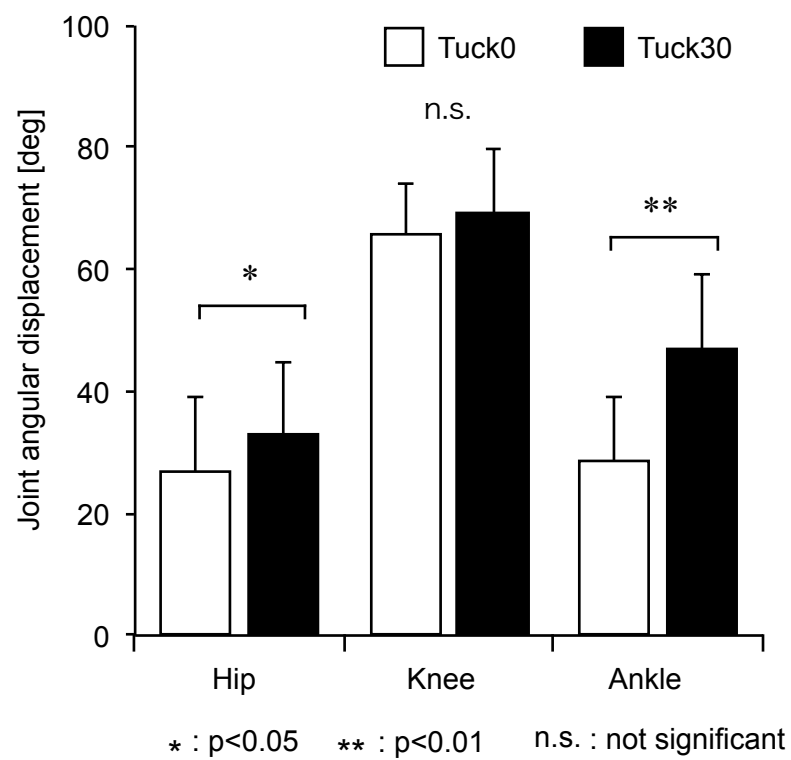


Figure 5-16 Means and standard deviations of the joint angular displacement of the lower limb joint.

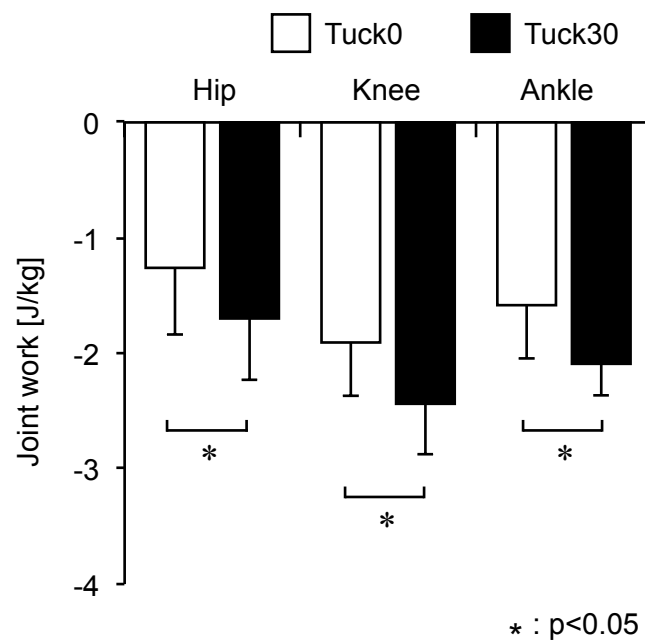


Figure 5-17 Means and standard deviations of the joint work of the lower limb joint.

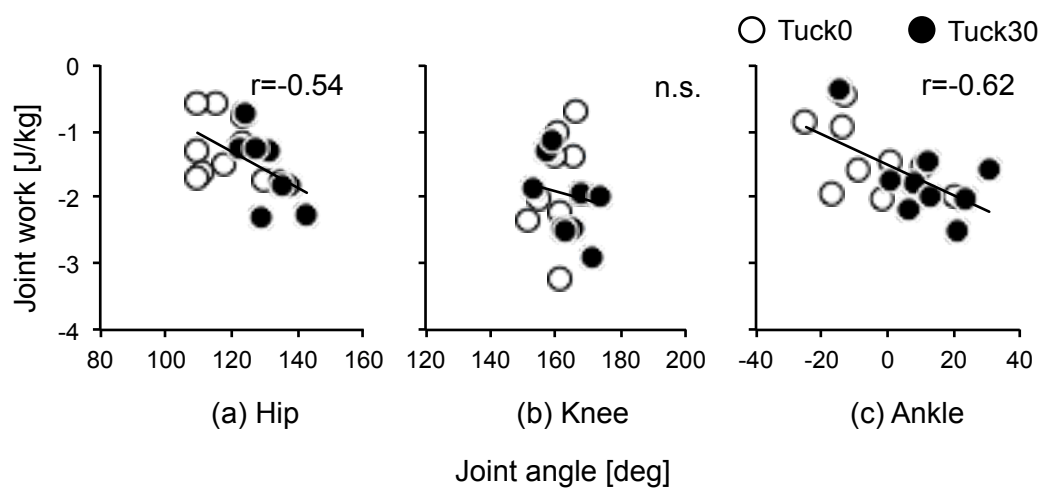


Figure 5-18 Relationships between the joint angle at land on and the joint work.

Table 5-7 Means and standard deviations of the average torque power of the lower limb joint.

	Tuck0		Tuck30
Hip	-14.61±7.19	n.s.	-13.91±7.80
Knee	-16.73±8.39	>	-22.44±7.87
Ankle	-14.85±6.43	n.s.	-18.61±7.70
> : p<0.05    unit : [W/kg]			

Table 5-8 Means and standard deviations of the joint flexion time of the lower limb joint.

	Tuck0		Tuck30
Hip	0.14±0.06	<	0.16±0.03
Knee	0.13±0.03	n.s.	0.13±0.04
Ankle	0.09±0.02	<<	0.12±0.02
<<: p<0.01    < : p<0.05    n.s. : not significant    unit : [s]			

#### 5.2.4 考察

##### 5.2.4.1 初期高増大による宙返り着地における下肢の緩衝性

初期高増大によって着地局面の身体重心高は高くなった。この結果に対して、接地時には足関節が伸展位であることも影響するが、主に股関節が伸展位であることが大きく影響すると考えられる。ON から LOW までの局面では、初期高の増大によって局面時間が増大し、股関節と足関節の角変位と屈曲時間が増大した。つまり股関節と足関節は接地時により伸展位にすることで着地中に関節を大きく動かしていた。この動作は着地の衝撃に対する緩衝作用となり、鉛直方向の地面反力の最大値に差が生じなかったと考えられる。地面反力の力積については、ON から LOW までの局面では Tuck30 の方が高値を示している。これは、Tuck30 の方がより高い位置から後方宙返りを行うため、大きな運動量を緩衝する必要があるおとによる。LOW から STAY までの局面では有意な差がみられないことから、ON から LOW までの局面において大部分の運動量を力積によって相殺していたことを意味する。地面反力による身体重心まわりのモーメントの最大値には有意な差はみられなかったこと、ON から LOW までの角力積に有意な差がみられなかったことから、Tuck0 と Tuck30 の課題には空中局面の身体重心まわりの角運動量には差がないことが分かる。

宙返り着地動作において、初期高の増大によって下肢関節の関節仕事の絶対値が増大した。負の仕事関節は、値が大きいほどエネルギーの吸収していることを意味している。いずれの関節においても初期高の増大によって力学的仕事が増大していることから、初期高が高くなることで着地時の衝撃が大きくなり、その衝撃の緩衝動作を下肢三関節によって行っていた。また、下肢関節角変位では、股関節と足関節の角変位が増大し、膝関節の角変位に変化はなかった。この角変位の増大は、接地時の関節角度が Tuck0 よりも Tuck30 の方が伸展位であったことによると考えられる。関節仕事と関節角度との関係においては、

股関節と足関節に有意な負の相関関係がみられた。これは、股関節と足関節は接地時の関節角度がより伸展位になるほど、その関節の仕事が大きくなることを意味している。一方、膝関節においては、接地時の関節角度に違いがなく関節仕事に違いがみられたことから、相関関係はみられなかった。初期高が高くなることで、股関節と足関節は屈曲時間が長くなり、膝関節は平均トルクパワーの絶対値が大きくなった。この結果は、関節仕事が増大した要因が関節によって異なることを示している。股関節と足関節は、接地時の関節を伸展位にして、より関節可動域を大きく動かして、より長く関節を屈曲させることで関節仕事を増大させていると考えることができる。一方、膝関節は発揮するトルクを大きくすることで関節仕事を増大させていると考えられた。

#### 5.2.4.2 初期高増大における宙返り着地方略

初期高が高くなることで、空中局面の時間が長くなる。空中局面の時間が長くなることで、身体の回転が増加するため、下肢関節を伸展位でも着地が可能な姿勢になることができる。股関節と足関節においては伸展位で着地することで、より大きく関節を動かすことが可能になる。膝関節においては、初期高が高くなっても接地時の関節角度に違いがなかった。これは膝関節では、Tuck0でも接地時には比較的伸展位であったことが理由として挙げられる。関節仕事からも分かるように、他の関節に比べて膝関節によるエネルギーの吸収が最も大きいことから、着地に際して緩衝能が高い膝関節を予め優先的に伸展させていたことが推察される。

一方、着地後の回転の制御については、ON から LOW までの局面において地面反力による大きなモーメントが身体に作用している。運動量と同様に角運動量も ON から LOW までの局面で大半地面反力による角力積によって相殺されている。LOW から STAY までの局面



においては、Tuck30の方が身体を後方回転させる角力積が大きいことから、Tuck30ではこの局面で身体の回転を制御していることが考えられる。身体を後方回転させるためには、足関節の底屈トルクの発揮が重要になる。これは立位の姿勢制御にみられる ankle strategy に近い方略であると考えられる。股関節の伸展トルクの発揮は体幹部を後傾させる作用があることから、体幹部の前傾に抗するように股関節が伸展トルクを発揮していたと解釈できる。慣性の大きな体幹部が前傾することは、身体重心が低くなることへつながる。身体重心が低くなると、身体重心から足部の圧力中心までの距離が短くなり、地面反力による身体重心まわりのモーメントが小さくなる。これにより、身体の角運動量の変化が小さくなり、身体全体の回転に対する制御が難しくなる可能性があり、着地後に身体が前方および後方に転倒してしまう可能性が高くなる。このように、関節によって並進および回転について緩衝するための方略が異なり、膝関節は並進運動に対して緩衝性が高く、足関節は回転運動に対して LOW 以降に身体を後方回転させて、姿勢を保持する役割を持っていた可能性があった。また、股関節は体幹部の前傾をさせないように伸展トルクを発揮していたことが考えられた。

#### 5.2.5 要約

本研究は、異なる初期高の後方宙返りにおける着地動作方略について検討した。その結果、着地中の下肢関節の機能および役割が異なり、膝関節は大きな緩衝性をもち、足関節は着地の後半において身体全体を後方回転させて姿勢を保持する役割をもち、股関節は体幹部の姿勢を保持する役割があることが考えられた。宙返り着地動作に対して関節によって異なる役割を用いることは、体操競技の特性を反映させたものであることが考えられ、体操競技者は競技特性を反映した着地動作方略を用いていることが示唆された。

## 第6章 宙返り着地動作の技能レベルに影響するバイオメカニクスの要因の検討

### 6.1 目的

採点競技である体操競技において、競技者の演技の出来栄は審判員によって評価される。その評価基準は、採点規則によって様々な項目によって構成され、審判は評価基準に基づき主観的な評価を行う。体操競技に特徴的な宙返り動作や宙返りからの着地動作が多いゆえ運動では、その評価の善し悪しは、演技全体の評価に非常に強く影響する。また、その評価は競技者の技能レベルと強く関係していることが考えられ、技能レベルの差異によってどのような動きの差異に現れるかを検討することは、高い評価を得られる動きの特徴が分かること、また、審判（人）がどのような動きによって技能（動きの巧さ）を感じ取っているかについての示唆を得られると考えられる。

本章では、審判の主観的評価を構成する要因について検討すると共に、技能レベルによって用いる着地方略の差異および着地方略の多様性について明らかにすることを目的とした。

### 6.2 方法

#### 6.2.1 実験課題

実験課題は、30cm の台からの後方かかえ込み宙返りを行い、弾性床への着地をする Sault landing on spring surface 課題（SLS 課題）と、通常の床への着地をする Sault landing on normal surface 課題（SLN 課題）とした（Figure 6-1）。なお、被験者には、実験3および4と同様に、競技の場面を想定した動作を行うように指示した。

### 6.2.2 被験者

被験者は、大学体操競技者 13 名であった。審判の主観的評価（後述）に基づき、評価の高い被験者 6 名を Expert 群 (EX 群), 評価の低い被験者 6 名を Semi expert 群 (SE 群) とした。

### 6.2.3 分析範囲および局面定義

分析範囲は、後方宙返りの離地 (OFF) から着地後の重心安定時 (STAY) までとした (Figure 6-2)。OFF から ON (後方宙返りの接地) までを空中局面 (Airborne phase) として、空中局面の OFF から身体重心まわりの慣性モーメントの最小値時 (MIN) までを Close 局面 (Close phase), MIN から ON までを Open 局面 (Open phase) とした。また、ON から STAY までを着地局面 (Landing phase) として、ON から身体重心高最下点 (LOW) までを Absorb 局面 (Absorb phase), LOW から STAY までを Stabilize 局面 (Stabilize phase) とした。

### 6.2.4 算出項目

#### (1) 主観的評価

日本体操協会公認男子体操競技審判一種資格を有する審判員による、採点規則に基づく実験課題の相対的かつ主観的な評価 (1~13 までの順位)。

#### (2) 空中局面時間および相対的空中局面時間

OFF から ON までの局面時間を空中局面時間とした。また、空中局面時間に対する Close 局面の時間を、相対的空中局面時間とした。

#### (3) 着地局面時間

ON から STAY までの局面時間を着地局面時間とした。なお、ON から LOW までを Absorb 局面時間、LOW から STAY までを Stabilize 局面時間とした。

(4) 身体重心まわりの慣性モーメントと角運動量

「5.1.2.4 算出項目および算出方法」の (3) および (4) と同様の方法で算出した。

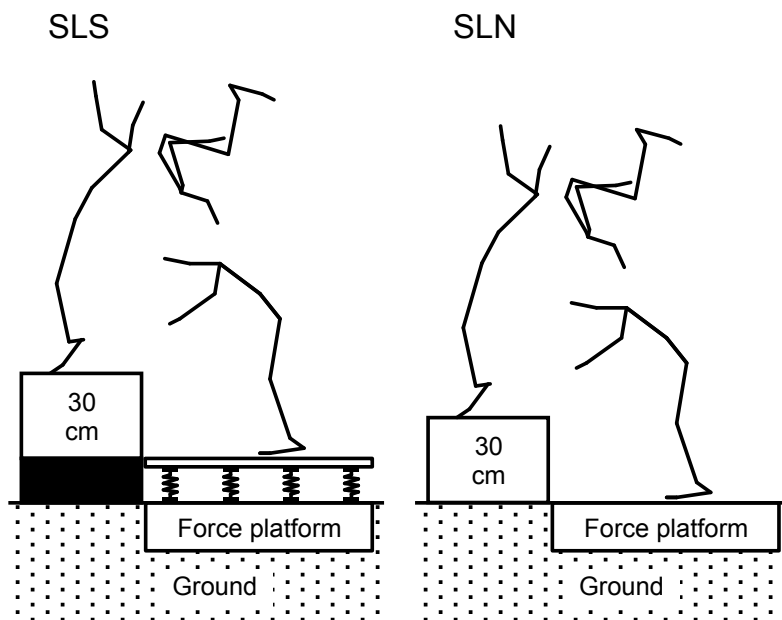


Figure 6-1 Experimental setup (Experiment 5).

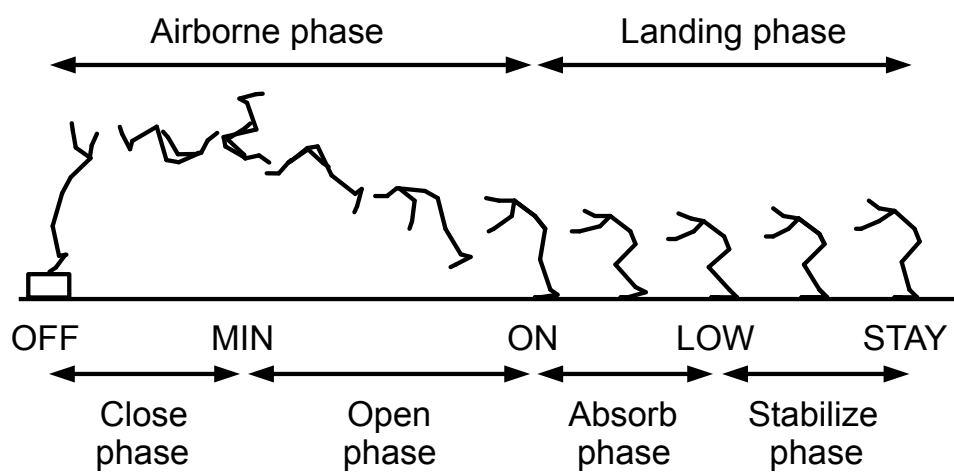


Figure 6-2 Definition of the analysis phase (Experiment 5).

## 6.3 結果

### 6.3.1 審判員の評価（主観的評価）と後方宙返りの技能レベルとの関係性

#### 6.3.1.1 主観的評価と空中局面の時間的パラメーターとの関係

Figure 6-1 に SLS (Sault landing on spring surface) と SLN (Sault landing on normal surface) における主観的評価と空中局面の時間との関係を示した。主観的評価は値が小さいほど良い評価を意味している。どちらも有意な相関関係はみられなかった (SLS : n.s., SLN : n.s.)。Figure 6-2 に主観的評価と空中局面における CL 局面と OP 局面の時間の比率 (CL 局面の時間／空中局面の時間) の関係を示した。空中局面の比率は、空中局面の時間に対して CL 局面の時間を占める割合を意味し、値が小さいほど空中の早いタイミングで CL 局面から OP 局面に移行していることを意味する。SLS では両変数の間に強い正の相関関係がみられ ( $r=0.77$ ,  $p<0.001$ )、SLN では中程度の正の相関関係がみられた ( $r=0.45$ ,  $p<0.01$ )。空中局面の時間の平均値は SLS の方が SLN のよりも長かった (Figure 6-3,  $p<0.05$ ) が、空中局面の比率には有意な差はみられなかった。

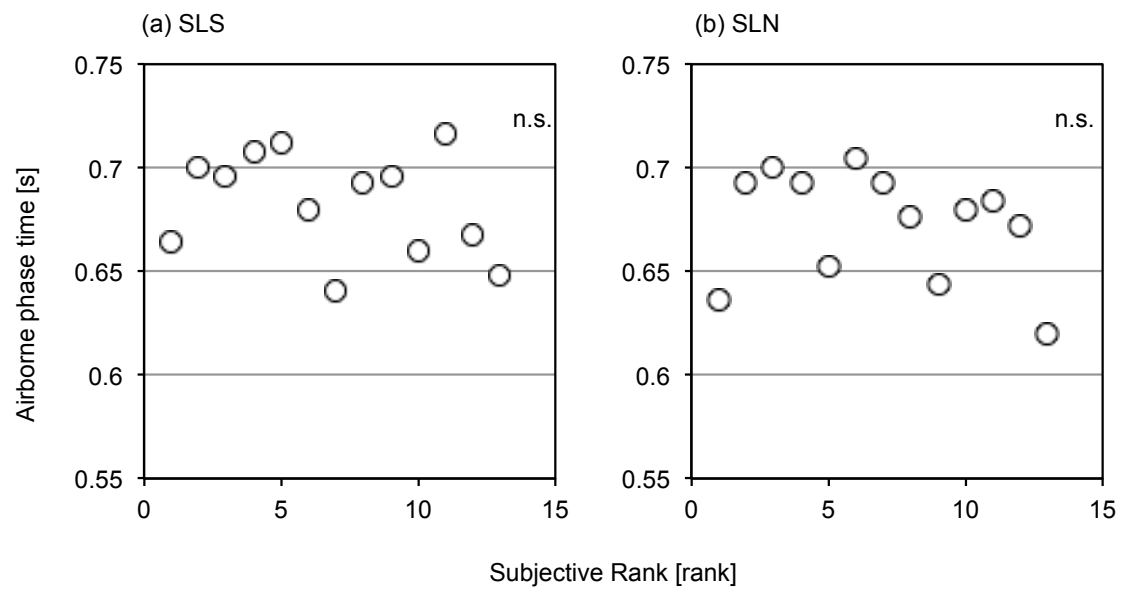


Figure 6-3 Relationships between the subjective rank and the airborne phase duration time.



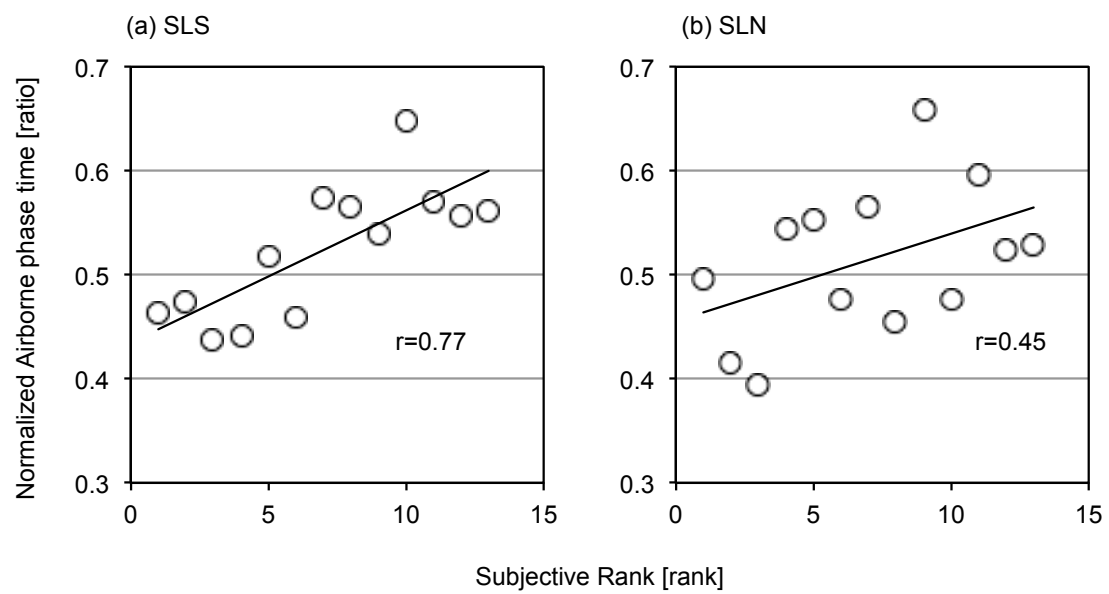


Figure 6-4 Relationships between the subjective rank and the airborne phase duration ratio.

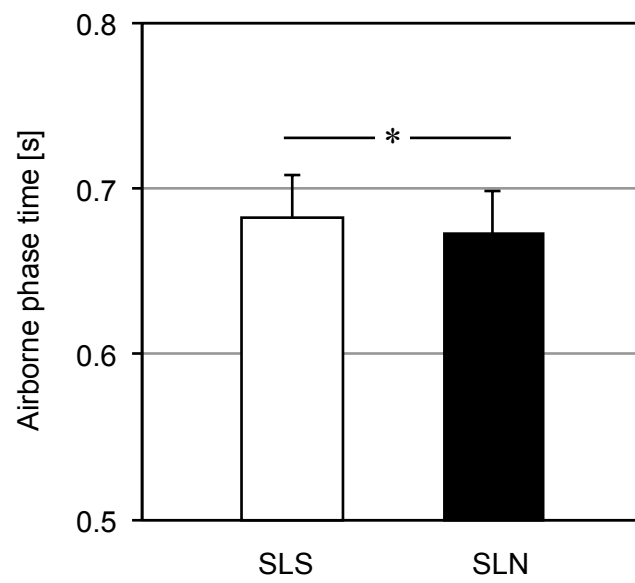


Figure 6-5 Means and standard deviations of airborne phase duration time.

#### 6.3.1.2 主観的評価と着地局面の時間的パラメータとの関係

Figure 6-6 に SLS と SLN における主観的評価と着地局面の時間との関係を示した。SLS では有意な相関関係はみられなかったが、SLN では中程度の正の相関関係がみられた ( $r=0.55$ ,  $p<0.05$ )。Figure 6-7 に主観的評価と Absorb 局面および Stabilize 局面の時間との関係を示した。Absorb 局面の時間では、SLS と SLN の両方で有意な関係性はみられなかった。一方、Stabilize 局面の時間では、SLS は強い正の相関関係 ( $r=0.69$ ,  $p<0.01$ ) がみられ、SLN は中程度の正の相関関係がみられた ( $r=0.56$ ,  $p<0.05$ )。Absorb 局面の時間の平均値には有意な差はみられなかったが、着地局面および Stabilize 局面の時間の平均値は、SLS よりも SLN の方が長かった (Figure 6-8)。

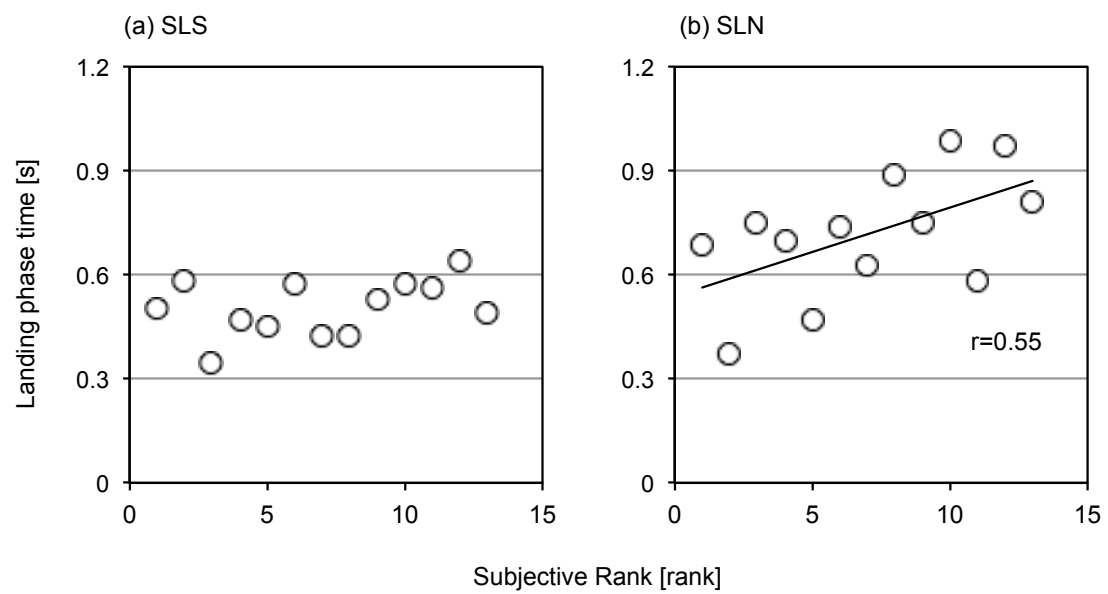


Figure 6-6 Relationships between the subjective rank and the landing phase duration time.

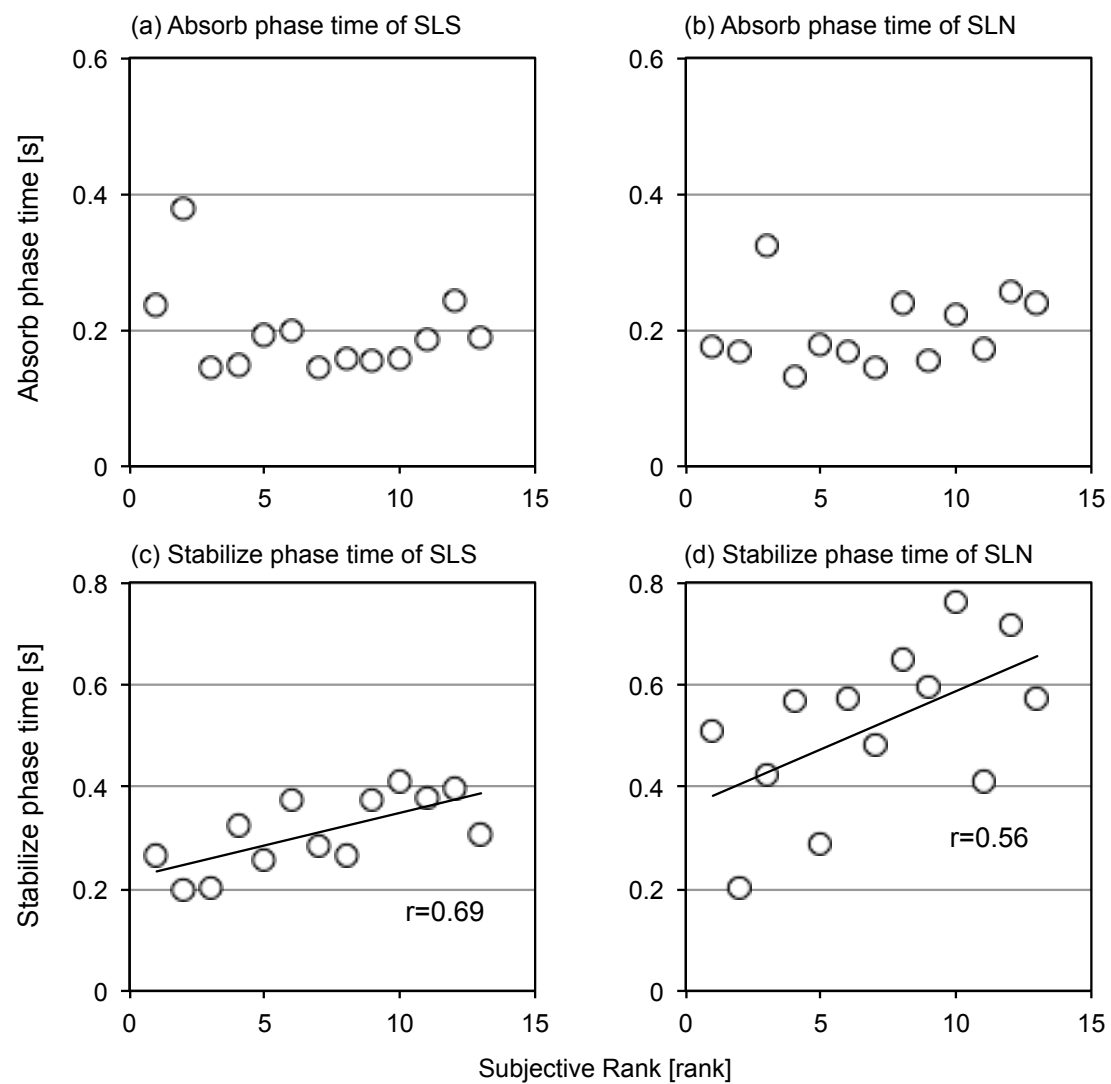


Figure 6-7 Relationships between the subjective rank and the absorb phase and stabilize phase duration time.

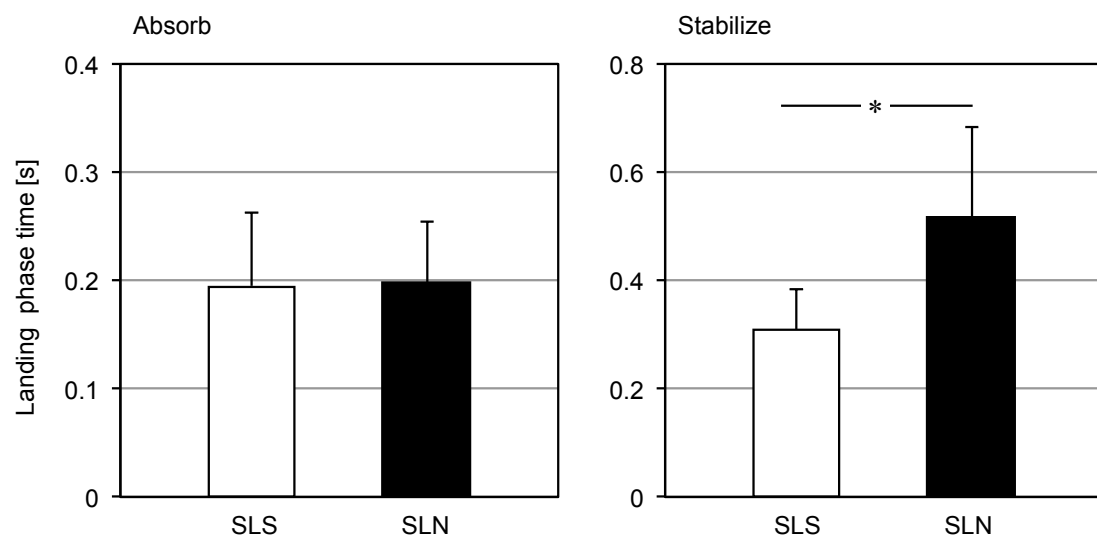


Figure 6-8 Means and standard deviations of the landing phase duration time.

### 6.3.2 審判員による評価

Figure 6-9 に SLS および SLN の審判員による評価の関係性を示した。SLS の主観的評価と SLN の主観的評価の間には非常に強い相関関係がみられた ( $r=0.91$ )。このことから、SLS において良い評価（あるいは悪い評価）を受けている被験者は、同様に SLN においても良い評価（あるいは悪い評価）を受けていることが分かる。SLS と SLN の主観的評価の合計が低い（評価が高い）6 名を Expert 群（EX 群）として、合計が多い（評価が低い）6 名を Semi-expert 群（SE 群）とした。Figure 6-10 に EX 群と SE 群の主観的評価の平均値を示した。SLS と SLN どちらにおいても EX 群の方が SE 群よりも有意に主観的評価が高かった。

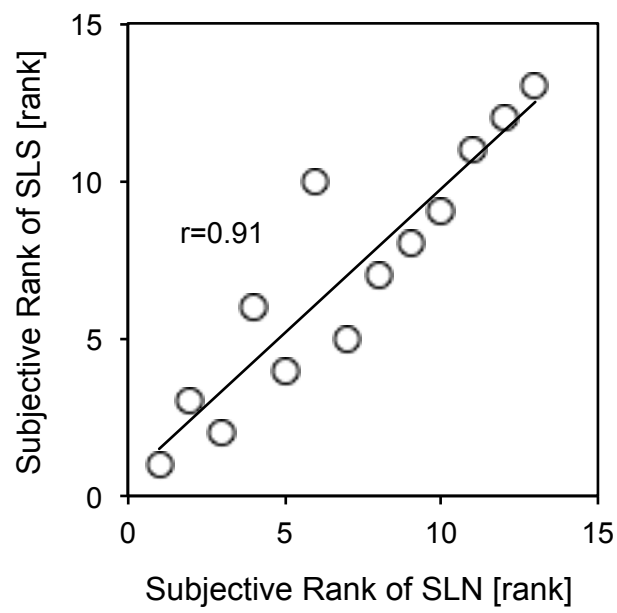


Figure 6-9 Relationships between the subjective rank of SLN and t the subjective rank of SLS.



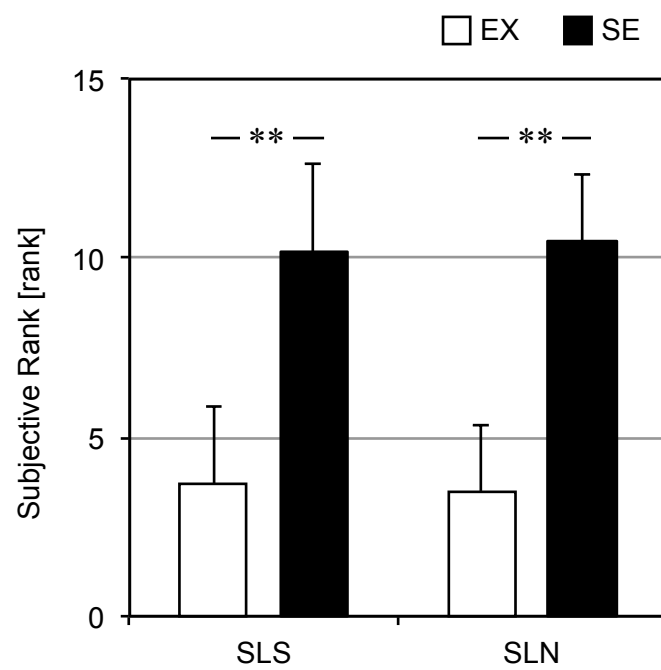


Figure 6-10 Means and standard deviations of the subjective rank.

### 6.3.3 異なる技能レベルの着地動作

#### 6.3.3.1 空中局面の着地準備動作

Figure 6-11 に空中局面の身体重心まわりの慣性モーメントの時系列変化を示した。0% 時（離地時）は同程度であるものの、規格化時間 40%付近から EX 群と SE 群で変化が異なることが分かる。また 100%時（接地時）には EX 群よりも SE 群の方が慣性モーメントが小さかった。身体重心まわりの慣性モーメントの最小値とその出現タイミングを Table 6-1 に示した。SLS と SLN どちらにおいても最小値は EX 群よりも SE 群の方が小さく、出現タイミングは遅かった。Figure 6-10 に空中局面の股関節および膝関節角度の時系列変化を示した。下肢関節角度についても慣性モーメントと同様に空中での変化は異なり、接地時には EX 群の方が股関節と膝関節は伸展位であった。EX 群は SE 群よりも股関節と膝関節を早いタイミングで屈曲から伸展に切り替えて、身体重心まわりの慣性モーメント大きくしていたことを意味する。Table 6-2 に離地時の鉛直方向の身体重心速度および身体重心まわりの角運動量と空中局面の時間を示した。重心速度および空中局面の時間には有意な差はみられなかったが、角運動量は EX 群の方が SE 群よりも有意に大きかった。

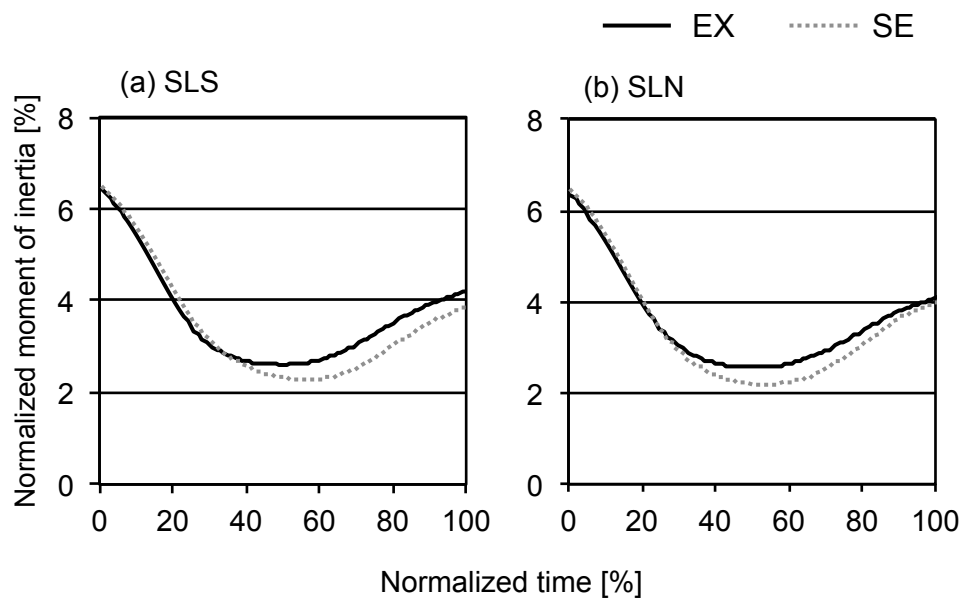


Figure 6-11 Changes in the moment of inertia around CG in the airborne phase.

Table 6-1 Minimum value of normalized moment of inertia around the CG.

	SLS		SLN	
	Minimum	Time	Minimum	Time
EX	2.57±0.17	0.49±0.05	2.50±0.16	0.48±0.07
SE	2.26±0.15	0.56±0.06	2.14±0.22	0.54±0.08
	EX > SE	EX < SE	EX > SE	EX < SE

unit : [%]

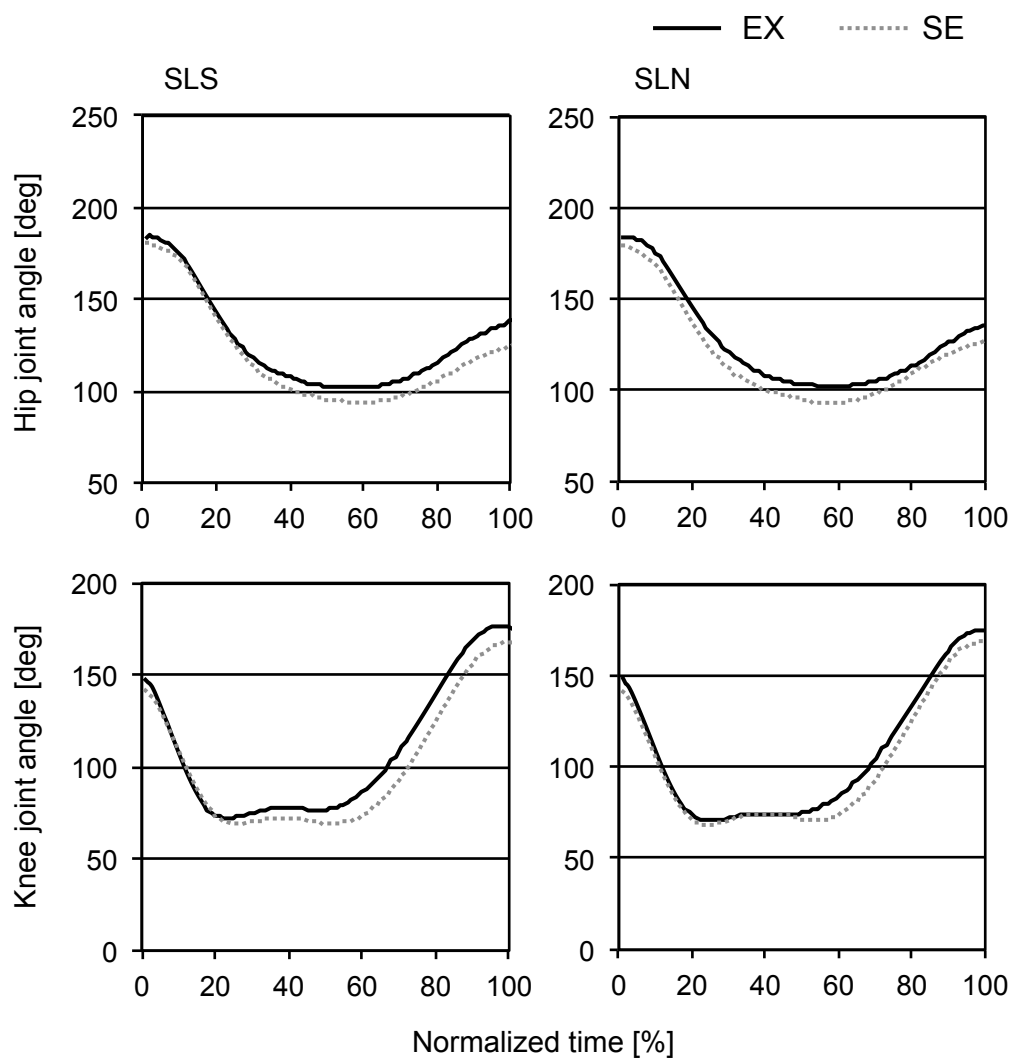


Figure 6-12 Changes in the hip joint and knee joint angle in the airborne phase.

Table 6-2 The CG velocity ( $V_{CGZ}$ ) and angular momentum ( $L_{CG}$ ) at take off  
and airborne phase duration time.

	SLS			SLN		
	$V_{CG}$ [m/s]	$L_{CG}$ [s <sup>-1</sup> ]	Air time[s]	$V_{CG}$ [m/s]	$L_{CG}$ [s <sup>-1</sup> ]	Air time[s]
EX	2.29±0.17	0.22±0.01	0.69±0.03	2.28±0.16	0.25±0.02	0.68±0.03
SE	2.15±0.15	0.20±0.01	0.68±0.03	2.10±0.19	0.23±0.02	0.66±0.03
	n.s.	EX > SE	n.s.	n.s.	EX > SE	n.s.

#### 6.3.3.2 着地局面の着地動作

Table 6-3 に着地局面と Absorb および Stabilize 局面の時間を示した。着地局面および Stabilize 局面の時間は有意に EX 群の方が SE 群よりも短く、Absorb 局面の時間は有意な差はみられなかった。このことから EX 群の着地局面全体の時間の短さは、Stabilize 局面の時間の短さに由来していることが示された。Table 6-4 に ON（接地時）、LOW（重心最下点時）の身体重心高およびその差分（Diff.）を示した。接地時および重心最下点時の身体重心高は有意に EX 群の方が高かったが、重心高の差分には有意な差はみられなかった。Table 6-5 に重心最下点時の身体のセグメント角度を示した。大腿部と下腿部の角度には有意な差はみられなかったが、体幹部の角度は EX 群の方が SE 群よりも有意に小さかった。この角度は値が大きいくほど、身体の前面側に傾いていることを意味している。

Table 6-3 Means and standard deviations of the average landing phase duration time.

	SLS			SLN		
	Landing time	Absorb phase	Stabilize phase	Landing time	Absorb phase	Stabilize phase
EX	0.46±0.08	0.21±0.09	0.25±0.05	0.62±0.16	0.19±0.07	0.43±0.15
SE	0.56±0.05	0.19±0.03	0.37±0.04	0.83±0.15	0.21±0.04	0.62±0.12
	EX < SE	n.s.	EX < SE	EX < SE	n.s.	EX < SE unit : [s]



Table 6-4 Means and standard deviations of the average CG height.

	SLS			SLN		
	ON	LOW	Diff.	ON	LOW	Diff.
EX	0.51±0.02	0.39±0.01	0.13±0.02	0.54±0.02	0.38±0.02	0.16±0.02
SE	0.48±0.03	0.35±0.02	0.13±0.01	0.51±0.03	0.34±0.02	0.17±0.03
	EX > SE	EX > SE	n.s.	EX > SE	EX > SE	n.s.

unit : [ratio]

Table 6-5 Means and standard deviations of the segment angle at LOW.

	SLS			SLN		
	Trunk	Thigh	Shank	Trunk	Thigh	Shank
EX	151.5±7.6	48.5±8.9	121.3±6.3	152.0±9.3	46.3±10.6	124.4±5.5
SE	171.4±9.1	47.5±6.0	121.2±9.5	173.2±7.0	45.9±5.4	126.7±5.6
	EX < SE	n.s.	n.s.	EX < SE	n.s.	n.s.

unit : [deg]

## 6.4 考察

### 6.4.1 主観的評価を構成する要因について

主観的評価と空中局面の時間的パラメーターとの関係性から、審判の評価には、空中局面の時間の長さではなく、CL局面からOP局面への切り替えのタイミングが強く影響がしていたと考えられる。この理由としては、全被験者は十分な空中局面の時間を獲得しているため、この時間の長さが評価に影響を及ぼさなかったこと、後方宙返り時に着地の先取り（準備）を行うOP局面が早く出現することで、被験者が着地の先取りをしようとしている、もしくは先取りを動きとして表現していることが考えられる。そして、その局面の切り替えを伴う身体動作が審判の主観的評価に大きく影響を与えることが示唆された。

主観的評価と着地局面の時間的パラメーターとの関係性から、審判の評価にはSLSにおいては着地局面の時間とは関係がなく、SLNにおいては関係性がみられた。この理由としては、SLSでは被験者の着地局面時間にばらつきが少なく、全被験者においてほぼ同程度の着地局面時間であったこと、SLNでは着地時間が短い方が主観的評価は高いことを意味する。このことはSLSとSLNの着地局面時間が審判の評価に与える影響が異なることを示している。さらに着地局面をAbsorb局面とStabilize局面に分けて考えると、Absorb局面の時間は評価への影響はなく、Stabilize局面の時間が評価に大きく影響していた。SLSにおいてStabilize局面は、弾性床サーフェスが上下に振動する局面であり、その緩衝を行う必要がある局面になる。そして、緩衝を短い時間で行い身体を静止させることが審判の主観的評価につながる。SLNにおいては、着地サーフェスのスティフネスが高いため、下肢を積極的に緩衝させるように機能させる必要があり、SLSと同様に短い時間で行うことが主観的評価により影響を与えている。主観的評価とStabilize局面の時間の関係性は、SLSの方がSLNよりも強いことから、主観的評価はSLSとSLNでは異なる要因によって構

成されていることが示唆された。

#### 6.4.2 異なる技能レベルによる差異について

空中局面では、EX 群は接地時に向けて身体を伸ばしていた（身体重心まわりの慣性モーメントを大きくした）。これは着地時に大きな緩衝能を持つ股関節と膝関節を、接地前に予め伸展位にすることで、着地局面での関節可動域を確保する役割が考えられる。その結果、接地時には EX 群の方が身体重心が高い位置で接地していた。また、関節を予め伸展位にしておくことは、着地の先取りを表現する動きとしても考えることができ、この動きが審判の主観的評価の高さに通じていると推測できる。この関節の伸展にみられる着地の先取りは、身体の回転に余裕がなければ生じないものである。離地時の重心速度には差はないものの、角運動量も EX 群の方が大きいことから、EX 群は踏み切り時に十分な角運動量の確保ができ、SE 群よりも身体の回転に余裕があるためにこの着地の先取りが生じたことも考えられる。空中局面でみられた着地の先取りは、着地局面の時間、特に Stabilize 局面の時間に影響がある。Stabilize 局面は身体の安定性させる局面であるため、着地の先取りができると着地時に短い時間で身体を安定させられることが考えられた。

#### 6.4.3 着地方略の多様性について

Figure 6-13 に各被験者の Absorb 局面と Stabilize 局面の時間を主観的評価の順番に示した。評価が高い EX 群の中でも、評価が最も高い被験者（A）とその次に高い被験者（B）を選定して、その着地方略の差異について検討していく。被験者 A と B は実際の大会でも優れた結果を出している競技者であり、本実験でも審判の主観的評価が高かった 2 名である。着地局面の時間では、被験者 B は特徴的に Absorb 局面の時間が長く、Stabilize 局面

の時間が短い。2名の空中局面のスティックピクチャーを Figure 6-14 に示した。特に大きな動きの違いは着地前の上肢の動きにある。被験者 A は接地時に上肢が体側もしくは身体のやや前方に位置している。一方、被験者 B は空中局面の後半から上肢を身体の後方位置させたまま接地をしている。2名の空中局面 CL 局面の時間は EX 群の平均値よりも短く、早いタイミングで下肢関節を伸展させて OP 局面を迎え、着地の準備をする動作を行っていると考えられる。

次に2名の着地局面のスティックピクチャーを Figure 6-15 に示した。被験者 B の上肢は、接地後に肩関節を屈曲させて身体の前方向へと動いていた。その動きの結果、重心安定時の姿勢は、被験者 A よりも B は肩関節が伸展位になっている。また、上体や下肢の姿勢については大きく変わらなかった。また、被験者 B の着地局面の時間で、特に Absorb 局面の時間が全被験者の中でも最も長かった。その局面の動作をみると、他の EX 群の被験者は下肢関節の角変位が小さく、重心の変化も少なかったのに対して、被験者 B は下肢関節の変化も大きく、重心の変化も大きかった。これらは、SE 群と比較しても大きな変化であった。しかし、主観的評価と関係の強かった体幹部の角度では、重心最下点時の角度は小さかった（垂直位に近かった）ことから、腕を身体の後方から前方に振ることで上体が起き上がる作用が考えられる。これにより、他の EX 群とは異なった方略によって高い評価を得ていることが考えられた。

このように、被験者 B にみられる接地前に上肢を身体の後方へ位置させ、接地後に肩関節の屈曲運動によって、上肢を身体の前方向へ移動させる動きは、空中局面で大きな役割を果たすわけではなく、接地後の着地局面の姿勢の安定性や Absorb 局面の時間の延長による緩衝作用が示唆された。

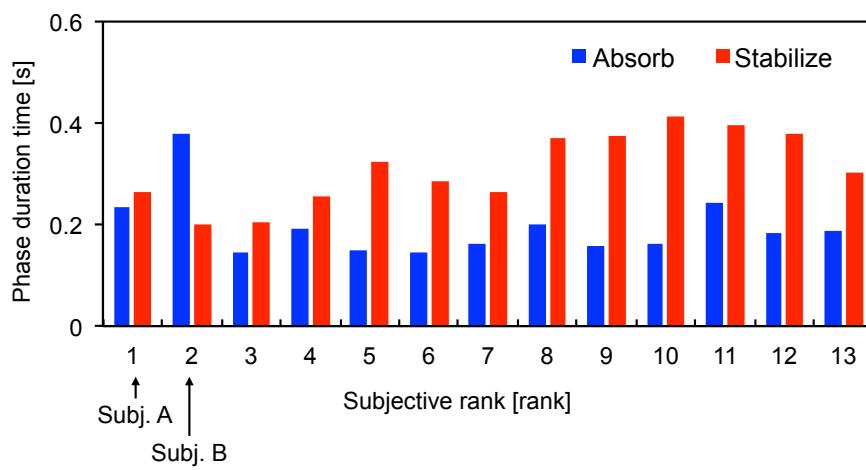


Figure 6-13 Absorb phase and Stabilize phase duration time.

Subject : A



Subject : B



Figure 6-14 Stick pictures in the airborne phase of each subject.

Subject : A



Subject : B



Figure 6-15 Stick pictures in the landing phase of each subject.



## 6.5 要約

本研究は、審判による主観的評価と動きの関係性と宙返り着地の技能レベルによる動作方略およびその多様性について検討した。その結果、審判の主観的評価に対して、SLS では空中局面の CL 局面から OP 局面への切り替えの早さが強く影響し、SLN では着地局面の時間が強く影響していた。また、主観的評価の高い EX 群は、着地時の身体重心高が高く、上体（体幹セグメント）が垂直に近い姿勢であった。さらに、EX 群の中でも異なる上肢の動きによって姿勢を制御する方略がみられたが、どちらの方略による着地動作も高い評価を得られることから、着地動作の方略にも多様性があることが確認された。

## 第7章 結論

本研究の目的は、体操競技における着地動作の技能レベルに影響するバイオメカニクスの要因を明らかにし、体操競技者の着地動作方略および動作規範についての知見を得ることであった。

本研究の結果と考察から、以下のような結論が導き出せるだろう。

### 7.1 各研究課題における結論

#### 7.1.1 弾性床サーフェスおよび競技特性による着地方略について

弾性床へのドロップ着地動作では、着地面が上下に振動するため不安定な状況になる。接地から重心最下点までの局面では、弾性床の変化に対して膝関節と股関節を大きく動かして対応することで緩衝していた。一方、重心最下点以降の局面では、弾性床の変化を足関節によって対応していた。このように緩衝性や安定性に対して各関節の機能が異なり、弾性床上の着地では通常の床とは異なる着地動作方略を用いることが示唆された。

体操競技者群と他種目競技者群では、サーフェスのスティフネスが小さくなる弾性床へのドロップ着地課題に対する対応動作が異なっていた。体操競技者群は他種目競技者群よりも脚スティフネスを高く保ちながらも、体幹部の姿勢制御を優先した方略であることが考えられた。これは、体操競技者は競技性を反映しながらも、着地サーフェスに応じた着地方略を活用できていることが示唆された。

#### 7.1.2 後方宙返りにおける着地方略について

後方宙返りの着地動作では、接地時の姿勢を制御するための空中局面と、緩衝するため

の着地局面がある。空中局面では、宙返りの高さや空中での姿勢の条件に応じて、踏み切り時に決定する鉛直方向の重心速度と角運動量、そして空中での姿勢変化による慣性モーメントおよびその変化率を使い分けていた。

宙返りの着地局面では、ドロップ着地動作よりも、回転運動に対する制御とそれに伴う姿勢変化に対する制御の要因の影響が大きくなる。体操競技者は、膝関節によって身体の緩衝性を高め、股関節と足関節によって体幹部および全身の姿勢の制御性を高めており、宙返り着地において下肢関節の役割を変えている動作方略は、体操競技の競技性を表している方略であることが示唆された。

#### 7.1.3 技能レベルによる後方宙返り着地方略について

審判による主観的評価は、弾性床への宙返り着地課題と通常の床への宙返り着地課題でほぼ一致しており、技能レベルは妥当に評価されていた。また、弾性床への宙返り着地課題と通常の床への宙返り着地課題では、それぞれ異なる要因がその評価に強く影響していた。さらに審判によって高い評価を得た被験者の中でも、異なる上肢の動きが見られたことから、高く評価される着地動作の方略にも多様性があることが確認された。

### 7.2 本研究の目的に対する達成

本研究において、体操競技における着地動作の技能レベルに関するバイオメカニクスの要因を明らかにすることができ、体操競技者の着地動作方略についての知見を十分に得ることができた。審判員の評価とバイオメカニクスのデータをすりあわせることで、今までの体操競技のバイオメカニクスの研究とは異なる知見が得られた。しかしながら、本研究で行った条件は限定的であるため、今後の課題として次節に示す。

### 7.3 今後の課題

本研究は、弾性床サーフェスへのドロップ着地と宙返り着地を行い、空中局面および着地局面の対応動作をバイオメカニクスの的に分析した。実験で用いた弾性床は体操競技のゆか種目の器具を模擬したものであるが、他にもマットやスティフネスの異なる弾性床など、主体である人に対して外界となる器具の特性を変化させたときの人の対応を検討することで、より詳細な動作方略や動作規範についての知見が得られた。これらの知見を重ねることは、身体以外の物を身体の動きに合わせて扱う「巧みさ」や、その動作方略・規範によって生じる身体への影響についての示唆に繋がるだろう。ただし、宙返り時の空中姿勢が異なる場合の着地や、宙返りにひねりが加わった場合の着地については、本研究で得られた知見をそのまま適応できるとは限らないことには注意が必要である。

また、本研究では視覚情報を測定していないが、特に回転運動を伴う宙返り着地では、視覚情報による着地の準備への影響が大きく出ることが推察できる。今後、視覚情報などの感覚情報と実際に表出する動きとの関連性、さらに審判など評価する人の視覚情報と動きの関連性についても研究する必要があるだろう。

## 文献

阿江通良, 湯海鵬, 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(1 部形態と運動の計測), バイオメカニズム, 11, 23-33.

阿江通良 (1996) : 日本人の幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Japan Journal of Sports Sciences*, 15(3), 155-162.

Arampatzis, A. Brüggemann, G P. Klapsing, G M. (2001) : Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 923-931.

Arampatzis, A, Brüggemann, GP, Klapsing, GM (2002) : A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34:130-138.

Bessem Mkaouer, Monem Jemni, Samiha Amara, Helmi Chaabèn, Zouhair Tabka (2012): Kinematic and kinetic analysis of counter movement jump versus two different types of standing back somersault, *Science of Gymnastics Journal*, 4(3), 61-71.

Bardy, B, G. and Laurent, M. (1998): How is body orientation controlled during somersaulting?, *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, 24(3), 963-977.

Chris Mills, Matthew T.G. Pain, Maurice R. Yeadon (2009): Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading, *Journal of Biomechanics*, 42, 671-678.

- Davlin, C. D. , Sands, W. A. , and Shultz, B. B. (2001): The role of vision in control of orientation in a back tuck somersault, *Motor Control*, 5, 337-346.
- DeVita, P. and Skelly, W.A. (1992): Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower-extremity, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 108-115.
- Ferris, D P. Farley, C T. (1997): Interaction of leg stiffness and surfaces stiffness during human hopping. *Journal of applied Physiology*, 82, 15-22.
- Inseong Hwang, Gukung Seo, and Zhi Cheng Liu (1990) : Takeoff mechanics of the double backward somersault, *International Journal of Biomechanics*, 6, 177-186.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R., Hoof, H.V., Cowley, H. and Tanner, S. (2005) : Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics in drop landings, *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 37, 1003-1012.
- 公益財団法人日本体操協会審判委員会男子審判部(2013): 採点規則男子 2013 年版
- 公益財団法人日本体操協会審判委員会男子審判部(2016): 男子体操競技情報 23 号
- 倉林 準, 持丸正明, 河内まき子 (2003): 股関節中心推定法の比較・検討, *バイオメカニズム学会誌*, 27(1), 29-36.
- Lee, D, N. , Young, D, S. and Rewt, D. (1992) : How do somersaulters land on their feet?, *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, 18(4), 1195-1202.
- Marianne J.R. Gittoes, Gareth Irwin, and David G. Kerwin (2013) : Kinematic Landing Strategy Transference in Backward Rotating Gymnastic Dismounts, *Journal of Applied Biomechanics*, 29, 253-260.

- Marianne J.R. Gittoes, Gareth Irwin, David R. Mullineaux and David G. Kerwin (2011) : Whole-body and multi-joint kinematic control strategy variability during backward rotating dismounts from beam. *Journal of Sports Science*, 29(10), 1051-1058.
- McNitt-Gray, J.L. (1991): Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights, *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201-224.
- McNitt-Gray, J.L. (1993): Kinetics of the lower-extremities during drop landings from 3 heights. *Journal of Biomechanics*, 26:1037-1046.
- McNitt-Gray, J.L., Yokoi, T. Millward, C (1993):Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. *Journal of Applied Biomechanics* 1993, 9:173-190.
- McNitt-Gray, J.L., Yokoi, T. and Millward, C. (1994): Landing Strategies Used by Gymnasts on Different Surfaces, *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 237-252.
- McNitt-Gray, J.L, D.M.E. Hester, W. Mathiyakom, B.A. Munkasy (2001) : Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *Journal of Biomechanics*, 34, 1471-1482.
- Márquez, G., Morenilla, L., Taube, W. and Fernández - del - Olmo, M. (2014): Effect of surface stiffness on the neural control of stretch - shortening cycle movements, *Acta Physiologica*, 212(3), 214-225.
- Meinel, K 著、金子明友訳 (1981) : マイネル・スポーツ運動学, 大修館書店
- 本嶋良恵, 小森大輔, 北川淳一, 前田 明 (2016) : 踏切面の違いが体操競技選手および陸上競技跳躍・混成選手のリバウンドドロップジャンプ遂行能力および跳躍動作に及ぼ

す影響. 体育学研究, 61, 1-10

佐野真也, 池上康男, 布目寛幸, 桜井伸二 (2011): 跳馬における跳躍板と選手との力学的相互作用. 岐阜市立女子短期大学研究紀要, 第 60 輯, 21-23

佐藤佑介 (2008): 後方かかえ込み宙返りにおける視線移動パターン, スポーツ心理学研究, 35(2), 41-49.

Schmitz, R.J., Kulas, A.S., Perrin, D.H., Riemann, B.L. and Shultz, S.J. (2007): Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings, Clinical Biomechanics, 22, 681-688.

Seegmiller, J.G., and McCaw, S.T. (2003): Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings, Journal of Athletic Training, 38, 311-314.

Wells, R.P. and David, A.W. (1980): Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits, Human locomotion I, 92-93.

Yeow, CH, Lee, PVS, Goh, JCH (2009) : Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double leg-landing. The Knee, 16:381-386.

Zhang, S., Bates, B.T. and Dufek, J.S. (2000): Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings, Medicine and Science in Sport and Exercise, 32, 812-819.



## 博士論文に関する業績一覧

### I. 原著論文（査読有り）

- 1) 宮崎彰吾, 藤井範久 (2014). 体操競技の後方宙返りにおける空中局面の身体の回転方略. バイオメカニズム学会誌 Vol.38 No4,
- 2) 宮崎彰吾, 藤井範久 (2016). 弾性床サーフェス上への着地動作に関するバイオメカニクス的研究. バイオメカニズム 23,

### II. 国際学会 proceeding（査読有り）

- 1) S. Miyazaki, N. Fujii (2013). BIOMECHANICAL RESEARCH OF BACKWARD SOMERSAULT IN DIFFERENCE POSTURE IN ARTISTIC GYMNASTICS. Proceedings of 31st International Conference on Biomechanics in Sports.
- 2) S. Miyazaki, N. Fujii (2014) : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ROTATION STRATEGY OF BACKWARD SOMERSAULT IN ARTISTIC GYMNASTICS. Proceedings of 32nd International Conference on Biomechanics in Sports.
- 3) S. Miyazaki, N. Fujii (2015) : BIOMECHANICAL STUDY OF LANDING MOTION ON THE SPRING SURFACE. Proceedings of 33rd International Conference on Biomechanics in Sports.

### III. 学会発表

- 1) S. Miyazaki, N. Fujii : BIOMECHANICAL RESEARCH OF BACKWARD SOMERSAULT IN DIFFERENCE POSTURE IN ARTISTIC GYMNASTICS, 31st Conference of the

International Society for Biomechanics in Sports (Taipei NTNU), 2013.7

- 2) 宮崎彰吾, 藤井範久: 体操競技の後方宙返りにおける空中局面の回転コントロール - 角運動量による検討-, 第 23 回バイオメカニズムシンポジウム (京都ホテルルビノ), 2013 年 7 月
- 3) 宮崎彰吾, 藤井範久: 体操競技の後方宙返りの回転コントロール - 慣性モーメントによる検討-, 日本体育学会 第 64 回学会大会 (立命館大学), 2013 年 8 月
- 4) S. Miyazaki, N. Fujii : BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ROTATION STRATEGY OF BACKWARD SOMERSAULT IN ARTISTIC GYMNASTICS, 32nd Conference of the International Society for Biomechanics in Sports (USA ETSU), 2014.7
- 5) 宮崎彰吾, 藤井範久: 体操競技における後方宙返りの着地動作に関するバイオメカニクス的研究, 日本体育学会 第 65 回大会 (岩手大学), 2014 年 8 月
- 6) 宮崎彰吾, 藤井範久: 体操競技における後方宙返りの着地動作のバイオメカニクスの研究, 第 23 回日本バイオメカニクス学会 (JISS), 2014 年 9 月
- 7) S. Miyazaki, N. Fujii : BIOMECHANICAL STUDY OF LANDING MOTION ON THE SPRING SURFACE, 33rd Conference of the International Society for Biomechanics in Sports (France Poitiers), 2015.6
- 8) 宮崎彰吾, 藤井範久: 弾性床サーフェス上への着地動作に関するバイオメカニクスの研究, 第 24 回バイオメカニズムシンポジウム (新潟 岩室温泉ゆもとや), 2015 年 7 月
- 9) 宮崎彰吾, 藤井範久: ドロップ着地における弾性床上での着地動作, 日本体育学会 第 66 回大会 (国士舘大学), 2015 年 8 月
- 10) 宮崎彰吾, 藤井範久: 弾性サーフェスのドロップ着地における緩衝能の検討, 第 36 回

バイオメカニズム学術講演会（信州大学），2015 年 11 月

- 11) 宮崎彰吾，藤井範久：弾性床へのドロップ着地動作における競技特性による着地方略の差異，第 24 回バイオメカニクス学会（立命館大学），2016 年 9 月