

博士論文

大学女子球技選手における片脚リバウンド
ドロップジャンプと足関節機能的不安定性との関係

平成 29 年度

筑波大学大学院 人間総合科学研究科 スポーツ医学専攻

成相 美紀

目次

略語.....	v
図一覧.....	vii
表一覧.....	ix
第1章 序論.....	1
1-1. 研究背景	1
1-2. 球技選手における下肢の伸張-短縮サイクル運動に関する先行研究.....	3
1-2-1. 伸張-短縮サイクル運動.....	3
1-2-2. 伸張-短縮サイクル運動の遂行能力の評価方法.....	4
1-2-3. リバウンドドロップジャンプにおける下肢の運動特性.....	5
1-2-4. 両脚踏切と片脚踏切における跳躍運動の相違.....	7
1-3. 球技スポーツにおける足関節捻挫に関する先行研究	9
1-3-1. 足関節捻挫の発生率.....	9
1-3-2. 慢性足関節不安定症.....	10
1-3-3. 足関節の不安定性と跳躍および方向転換能力の関係.....	12
1-4. 先行研究のまとめ	16
1-5. 研究目的	19
第2章 研究課題.....	20
第3章 足関節機能評価として用いるSDJの至適台高の検討（研究課題1）	21
3-1. 目的	21
3-2. 方法	23

3-2-1. 対象.....	23
3-2-2. 運動課題.....	23
3-2-3. データ収集.....	23
3-2-4. 分析項目.....	26
3-2-5. 統計処理.....	38
3-3. 結果.....	39
3-3-1. 踏切時間, 跳躍高, DJ_{index}	39
3-3-2. 関節角変位.....	42
3-3-3. 関節トルク.....	45
3-3-4. 関節の力学的仕事.....	48
3-4. 考察.....	53
3-4-1. SDJ の台高の上昇に伴う踏切時間, 跳躍高, DJ_{index} の特性.....	53
3-4-2. SDJ の台高の上昇に伴う下肢関節の角変位, 最大トルク, 力学的仕事 の特性.....	53
3-5. 結論.....	58
第4章 SDJ, SRJ, SSH の運動特性の相違 (研究課題 2)	59
4-1. 目的.....	59
4-2. 方法.....	61
4-2-1. 対象.....	61
4-2-2. 運動課題.....	61
4-2-3. データ収集およびデータ処理.....	64
4-2-4. 分析項目.....	64
4-2-5. 統計処理.....	66
4-3. 結果.....	67

4-3-1. SDJ, SRJ, SSH の遂行能力の変数	67
4-3-2. ROM.....	69
4-3-3. 関節の力学的仕事.....	72
4-4. 考察	77
4-4-1. SRJ, SSH との比較からみた SDJ の遂行能力の特性	77
4-4-2. SRJ, SSH との比較からみた SDJ の ROM および力学的仕事の特性	77
4-5. 結論	81
第 5 章 SDJ の遂行能力と FAI との関係の検討 (研究課題 3)	82
5-1. 目的	82
5-2. 方法	83
5-2-1. 対象.....	83
5-2-2. 運動課題および分析項目	86
5-2-3. 統計処理.....	87
5-3. 結果	88
5-3-1. FAI 群と Control 群における身体特性および CAIT のスコア	88
5-3-2. FAI 群と Control 群における SDJ, SRJ, SSH の遂行能力.....	88
5-3-3. SDJ と SRJ, SSH の遂行能力の相関関係	92
5-4. 考察	96
5-5. 結論	100
第 6 章 総合討論.....	101
6-1. 本研究の目的	101
6-2. 本研究で得られた成果	101
6-3. 本研究で得られた成果の意義	103

6-4. 今後の課題	104
第7章 結語.....	105
謝辞.....	106
参考文献.....	107
付記.....	120

略語

本研究で用いる主な略語は以下の通りである.

SSC: Stretch-Shortening Cycle 伸張-短縮サイクル

DDJ: Double-legged rebound Drop Jump 台上から落下した後, 両脚踏切で鉛直方向に跳び上がるリバウンドドロップジャンプ

SDJ: Single-legged rebound Drop Jump 台上から落下した後, 片脚踏切で鉛直方向に跳び上がるリバウンドドロップジャンプ

SDJ10: 10 cmの台から落下するSDJ

SDJ15: 15 cmの台から落下するSDJ

SDJ20: 20 cmの台から落下するSDJ

SDJ25: 25 cmの台から落下するSDJ

SDJ30: 30 cmの台から落下するSDJ

SDJ35: 35 cmの台から落下するSDJ

SDJ40: 40 cmの台から落下するSDJ

DRJ: Double-legged Rebound Jump 両脚踏切で連続して鉛直方向に跳び上がるリバウンドジャンプ

SRJ: Single-legged Rebound Jump 片脚踏切で連続して鉛直方向に跳び上がるリバウンドジャンプ

SSH: Single-legged Side Hop 片脚踏切で側方へ素早く往復するホップ

DJ_{index}: Rebound drop jump index リバウンドドロップジャンプ指数

RJ_{index}: Rebound jump index リバウンドジャンプ指数

Jump_{index}: DJ_{index}とRJ_{index}の総称

CAI: Chronic Ankle Instability 慢性足関節不安定症

FAI: Functional Ankle Instability 足関節機能的不安定性

MAI: Mechanical Ankle Instability 足関節機械的不安定性

CAIT: Cumberland Ankle Instability Tool 足関節機能的不安定性を評価する質問
紙

ROM: Range of Motion 関節の運動範囲

圖一覽

Figure 1	Hypothesis of relationship between functional ankle instability and rebound drop jump performance.	18
Figure 2	Locations of reflective markers on the body.	25
Figure 3	Illustration of the take-off phase.	27
Figure 4	Definition of the coordinate system fixed at the hip, knee, and ankle joints for calculating the joint angles and torque of each joint.	32
Figure 5	Joints of the whole body.	35
Figure 6	The segmentation of the whole body.	36
Figure 7	The model of the ridged segment i	37
Figure 8	Contact time, jump height, and DJ_{index} in each condition.	41
Figure 9	Joint angular displacement between the touchdown and the lowest point of the center of gravity.	44
Figure 10	Peak joint torque during the take-off phase.	47
Figure 11	Mechanical work in the sagittal plane.	50
Figure 12	Mechanical work in the frontal plane.	52
Figure 13	Three kinds of jump performance test.	63
Figure 14	Range of motion of the ankle, knee and hip joints during the braking phase.	71
Figure 15	Mechanical work in the sagittal plane.	74
Figure 16	Mechanical work in the frontal plane.	76

Figure 17	Comparison of contact time, jump height, and jump _{index} between the FAI and control groups in SDJ and SRJ.	90
Figure 18	Comparison of total time in SSH between the FAI and control groups.	91
Figure 19	Relationships between contact time in SDJ and contact time in SRJ, and between contact time in SDJ and total time in SSH.	93
Figure 20	Relationships between jump height in SDJ and jump height in SRJ, and between jump height in SDJ and total time in SSH.	94
Figure 21	Relationships between jump _{index} in SDJ and jump _{index} in SRJ, and between jump _{index} in SDJ and total time in SSH.	95

表一覽

Table 1	Contact time, jump height, and DJ_{index} in each condition.	40
Table 2	Joint angular displacement between the touchdown and the lowest point of the center of gravity.	43
Table 3	Peak joint torque during the take-off phase.	46
Table 4	Mechanical work in the sagittal plane.	49
Table 5	Mechanical work in the frontal plane.	51
Table 6	Results of the jump performance tests.	68
Table 7	Range of motion of the ankle, knee and hip joints during the braking phase.	70
Table 8	Mechanical work in the sagittal plane.	73
Table 9	Mechanical work in the frontal plane.	75
Table 10	The Japanese version of the Cumberland Ankle Instability Tool.	85
Table 11	Characteristics of the FAI and control groups.	89

第 1 章 序論

1-1. 研究背景

球技スポーツの跳躍や方向転換動作において、選手は相手やボールの動き、接触などに対応する必要があるため、素早く力強い動作を遂行する能力が求められる。このような運動は、下肢の主働筋群において伸張性収縮の直後に短縮性収縮が生じる伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening cycle: SSC) (Norman and Komi, 1979) を伴う運動である。その遂行能力は両脚で台から着地し、即座に跳びあがるリバウンドドロップジャンプ (Double-legged rebound drop jump: DDJ) などを用いて評価できることが報告されている (岡子ほか, 1993; Young, 1995; Flanagan et al., 2008ab)。DDJ の運動特性については、下肢の筋力 (岡子と高松, 1995a)、筋活動 (Bobbert et al., 1986; Arai et al., 2013)、関節角度 (Bobbert et al., 1987a; 岡子ほか, 1996) など様々な観点から研究がなされている。特に、短い踏切時間で行う DDJ は足関節の貢献度が高く、比較的踏切時間が長い垂直跳びは股関節の貢献度が高い運動であることや (Bobbert et al., 1986)、踏切時間を短縮する能力には下肢関節における足関節の相対的な負の仕事の大きさが影響することが報告されている (岡子と高松, 1995b)。これらのことから、球技選手が素早く力強い跳躍や方向転換を遂行するためには、足関節における SSC 運動の遂行能力が重要な役割を果たしていることが考えられる。先行研究では、両脚跳躍の DDJ を用いて下肢の SSC 運動の遂行能力を評価することが多いが (岡子ほか, 2006; Barr and Nolte, 2011)、球技種目における跳躍や方向転換などの大部分の動作は片脚での動作で遂行される。そのため、SDJ により片脚の SSC 運動の遂行能力を知ることはスポーツ動作の特異性に対応した足関節機能をより適切に評価できると考えられる。

足関節はスポーツにおける外傷の発生率が高く、その中でも球技スポーツでは足関節捻挫の割合が高い (Fong et al., 2007) . また、足関節捻挫の受傷後には慢性足関節不安定症 (CAI: Chronic ankle Instability) を引き起こすことがある (Freeman, 1965) . CAI の一要素である足関節機能的不安定性 (Functional ankle instability: FAI) は足関節周囲の筋力低下 (Arnold et al., 2009a) , 筋反応時間の遅延 (Hoch et al., 2014) , 関節位置覚の低下 (McKeon et al., 2012) などとの関連が報告されており、足関節における SSC 運動の遂行能力を低下させる可能性がある。FAI を有する男子サッカー選手の SSC 運動の遂行能力を、片脚踏切で行うリバウンドドロップジャンプ (Single-legged rebound drop jump: SDJ) を用いて評価した研究では、15 cm の台を用いた SDJ において、FAI を有する脚の方が有しない脚よりも踏切時間が長かったことが示されている。したがって、DDJ ではなく片脚の SDJ を用いて左右別々に足関節機能を評価することが重要であるといえる。

SDJ では、片脚踏切の跳躍運動であることから両脚と比較して片脚あたりで支える身体質量が大きくなることや、左右の支持基底面が狭くなることにより前額面上の姿勢制御が困難になることが考えられ、DDJ とは運動特性が異なることも示唆されている (Wang and Peng, 2014) . しかし、SDJ の運動特性に関する研究は少なく、力学的な運動特性や足関節機能評価としての至適台高も明らかにされていない。また、足関節捻挫の発生率が高い女子スポーツ選手 (Swenson et al., 2013) を対象とした報告はみられない。

足関節に着目した大学女子球技選手のSDJの特性に関する知見は、球技選手の足関節捻挫後のアスレティックリハビリテーションや、FAIを有する選手の足関節機能の向上・回復を目指すうえで、極めて重要な指針となる。

1-2. 球技選手における下肢の伸張-短縮サイクル運動に関する先行研究

1-2-1. 伸張-短縮サイクル運動

バスケットボールやハンドボールのような混戦型の球技スポーツにおいては、選手は相手やボールの動き、接触に対応するため素早く、力強い跳躍や方向転換を行う必要がある。このような動作は、下肢の主働筋群において伸張性収縮の後、すぐに短縮性収縮へと切り換わる SSC (Norman and Komi, 1979) を伴う運動であり、短縮性収縮のみの場合よりも大きな力やパワー発揮を可能とする。その効果の主な要因としては、事前の伸張性収縮によって筋が高い活性状態になること (Bobbert et al., 1996)、伸張反射が誘発されること (Melvill Jones and Watt, 1971; Dietz et al., 1979)、筋や腱に貯蔵された弾性エネルギーが短縮性収縮時に再利用されること (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; Komi and Bosco, 1978) などがあげられる。一方、SSC 運動の効果は、伸張局面の運動速度や伸張局面から短縮局面への切り返しの速さに影響を受ける可能性があり、短時間で動作を遂行する種目の方が長時間で動作を遂行する種目よりも、SSC によって力を高める作用が大きい傾向にあることが報告されている (Bosco et al., 1981; Bosco and Komi, 1979; Bentley et al., 2010; 飯田と中澤, 2010; 島, 2012)。Schmidtbleicher (1992) は、SSC 運動において踏切時間が 0.25 秒を超えるものを長時間の SSC 運動、0.25 秒未満のものを短時間の SSC 運動と分類できることを示している。前者は下肢関節の角変位が大きいことも特徴であり、典型例としては垂直跳びがあげられる。後者は下肢関節の角変位が小さいことも特徴であり、典型例としてはできるだけ短い時間で高く跳び上がる DDJ があげられる。また、垂直跳びの跳躍高は、DDJ の遂行能力の指標である跳躍高を踏切時間で除した値との

関係性が低く、長時間の SSC 運動と短時間の SSC 運動を遂行するための運動能力は異なる可能性がある（図子ほか，1995a; Hennessy and Kilty, 2001）．これらのことから、実際の球技スポーツ動作において、できるだけ短い時間内に大きな力を発揮するためには、短時間の SSC 運動の遂行能力に着目した評価を行うことは重要であると考えられる．

1-2-2. 伸張-短縮サイクル運動の遂行能力の評価方法

短い踏切時間のSSC運動の遂行能力を評価する方法としては、できるだけ短い踏切時間で高く跳ぶDDJの跳躍高と踏切時間を用いる方法が考案されている（図子ほか，1993; Young, 1995; Flanagan et al., 2008ab）．図子ほか（1993）は、30 cmの台高を用いた浅い膝曲げ動作によるDDJの跳躍高を踏切時間で除した値であるリバウンドドロップジャンプ指数（Rebound drop jump index: DJ_{index} ）が、踏切中の平均力と平均パワーを反映し、SSC運動の遂行能力の指標となることを示している．さらにこの指数は、大きなエネルギーを発揮して高い跳躍高を獲得する能力（滞空時間）と運動遂行時間を短縮する能力（踏切時間）の独立した能力によって決定されることを報告している．また、台を用いずに両脚踏切で鉛直方向へ連続して跳躍するリバウンドジャンプ（Double-legged rebound jump: DRJ）をできるだけ短い踏切時間で高く跳ぶように実施した際の跳躍高を踏切時間で除した値であるリバウンドジャンプ指数（Rebound jump index: RJ_{index} ）は DJ_{index} と同様の能力を示す指標として用いられている（遠藤ほか，2007）．このようなDDJやDRJの遂行能力は、スプリントや方向転換走、側方へのジャンプなどの各種スポーツ動作の能力と関係があることが示されている（Young et al., 2002; Barr and Nolte, 2011; 小山ほか，2013; Sattler et al., 2015）．また、DDJやDRJは両脚踏切の跳躍運動であるが、球技種目における跳躍やフットワークなどの

大部分の動作は片脚で遂行される。そのため、片脚踏切で行うRJ (Single-legged rebound jump: SRJ) を用いた各種スポーツ選手のSSC運動の遂行能力の評価も行われている。Miura et al. (2010) は、バスケットボールのレイアップシュートを模した助走付き片脚踏切ジャンプの遂行能力 (lay-up shot index) は、DRJよりもSRJのRJ_{index}と高い相関関係があったことを示している。また、有賀ほか (2012) はバレーボール選手においてSRJのRJ_{index}が高いほど、方向転換走のタイムが速いという関係があることを示している。以上のことから、短かい踏切時間で高い跳躍高を獲得しようとするリバウンドドロップジャンプやリバウンドジャンプの遂行能力は球技選手の跳躍や方向転換などの遂行に重要な運動能力であると考えられる。また、種目特性や評価目的に合わせてDDJやDRJだけでなく、片脚ずつ評価できるSDJやSRJを選択することが重要であると考えられる。

1-2-3. リバウンドドロップジャンプにおける下肢の運動特性

短かい踏切時間で行うDDJの力学的な運動特性は、矢状面からの2次元的な分析を用いて、長い踏切時間で行うDDJや時間の制約がない垂直跳びとの比較をすることによって多く検討されてきた。Bobbert et al. (1986) は40 cmの台を用いた短い踏切時間のDDJにおいて、下肢3関節の仕事の総和を100%とした時の各関節の相対値は垂直跳びと比較して足関節で大きく、股関節で小さかったことを示している。また、各関節の仕事の相対値は短い踏切時間のDDJでは足関節が48%、膝関節が34%、股関節が19%であるのに対し、垂直跳びでは足関節が31%、膝関節が32%、股関節が37%であり、DDJでは下肢3関節の中でも足関節の貢献度が高いことがわかる。また、Bobbert et al. (1987a) は、できるだけ短い踏切時間で跳ぼうとする20 cmの台を用いたDDJは、大きい沈み込み動作でゆっくりと行うDDJと比較して足関節と膝関節のトルクやパワーが大きかったことを示してい

る。これらのことから踏切時間が長く沈み込み動作が大きい垂直跳びやDDJと比較して、短い踏切時間で行うDDJは足関節での仕事や力発揮が大きい運動であると考えられる。さらに、岡子と高松（1995b）は、できるだけ短い踏切時間で高く跳ぼうとする30 cmの台を用いたDDJにおいて、負の仕事は足関節が膝関節よりも大きく、下肢3関節における負の仕事の相対値では足関節が膝関節や股関節よりも大きかったことを報告している。また、DDJの滞空時間の獲得には下肢の伸展筋力や瞬発力の大きさが関係するが、踏切時間にはそれらとの有意な相関関係がみられていない（岡子と高松，1995a）。踏切時間は足関節の負の相対仕事が大きいのほど短くなる関係がみられることから、踏切時間を短縮する能力には足関節に関わる筋群の伸張性収縮が影響する可能性がある（岡子と高松，1995b）。さらに、足関節の負の仕事を大きくするには着地に対する時間的空間的予測をもとにした着地前の予備緊張（pre-activation）が適切に行われることが重要であると考えられている（岡子と高松，1995b）。

一方、DDJの下肢関節の運動特性は落下負荷の大きさによって異なることが示されている（Bobbert et al., 1987b; 高松ほか，1989; Walsh et al., 2004; Peng, 2011）。高松ほか（1989）は4条件の台高（30 cm, 60 cm, 90 cm, 120 cm）を用いたDDJによって台高の相違によるDDJの運動特性を比較した。その結果、台高が高くなると接地から膝関節最大屈曲時までの局面において下肢3関節の最大トルク，最大パワー，絶対仕事が大きくなること，下肢3関節における相対的な足関節の仕事は小さくなることを示している。

以上のことから、下肢での沈み込み動作が小さく、できるだけ短い踏切時間でかつ高く跳躍するDDJは、できるだけ高く跳ぶことを目的とする垂直跳びや踏切時間の長いDDJよりも、足関節機能の寄与が大きいことが考えられる。しかしながら、落下負荷や下肢関節の沈み込み動作の違いによって各関節の役割は

変化する可能性がある。下肢関節の機能評価として用いる際には外傷の受傷リスクの回避や、より適切な評価を行うためにも、DDJの落下負荷の違いによる各関節の運動特性を把握し、目的に合わせて用いる台高を検討することが重要である。

1-2-4. 両脚踏切と片脚踏切における跳躍運動の相違

短かい踏切時間で遂行するDDJの下肢関節の運動特性に関しては、前述したように台高や関節角度の相違などの様々な観点から矢状面の運動による特性が示されている。しかし、片脚で行うSDJに関する運動特性を検討した研究は少ない。両脚立位と比較して片脚立位姿勢では支持脚で支える身体質量が増加することや、左右の基底面が減少することにより前額面での姿勢制御能力が要求される。さらに、片脚着地時には両脚着地時より膝関節外反角度が大きいこと（根地嶋ほか、2008a）や股関節外転筋力の低下の指標とされるトレンデレンブルグ徴候（Hoppenfeld, 1984）がみられることが報告されており、下肢関節の様々な機能低下の影響を受けやすい姿勢であると考えられる。このような片脚立位姿勢や着地姿勢の特徴をふまえると、SDJやSRJの運動特性は矢状面と前額面の両方から検討する必要があると考えられる。

SRJについては、荻山ほか（2013）が、3次元的な分析によってDDJとの運動特性の比較を行った。その結果、SRJはDRJと比較して股関節内外転軸まわりの正および負の仕事が大きく、股関節外転トルクが跳躍高の獲得や、姿勢制御に重要な役割を果たす可能性があることを示しており、片脚踏切の跳躍では前額面からみた運動特性を考慮する重要性が伺える。SDJについては、Wang and Peng（2014）が、台高の相違やDDJとの違いについて地面反力や矢状面からの二次元的な分析における下肢関節のパワー、関節のstiffnessなどからみた運動特性の比

較を行った。その結果、SDJにおいて20 cmと30 cmの台高では40 cmの台を用いたDDJと同様の運動強度になることや、30 cmより高い台高では衝撃力が大きく下肢の傷害のリスクが高くなることを示唆し、プライオメトリックトレーニングの手段としてSDJを行う際には、30 cmの台を用いることを推奨している。

しかしながら、SDJの前額面からの分析を含めた下肢3関節の運動特性は明確になっていない。

1-3. 球技スポーツにおける足関節捻挫に関する先行研究

1-3-1. 足関節捻挫の発生率

Fong et al. (2007) は、スポーツにおける足関節の外傷・障害に関する疫学研究のシステマティックレビューを行った。対象は 30 カ国 70 種目のスポーツを含む 227 編の研究であった。その結果、全身を 11 部位に分けた部位別の外傷・障害の発生率は 70 種目のうち 24 種目のスポーツにおいて足関節が最も高く、足関節の外傷・傷害の中でも特に足関節捻挫の割合が大きかったことを報告している。

足関節捻挫の発生率については、Doherty et al. (2014) が前向き疫学調査 188 編を対象としたメタアナリシスを行った。その結果、足関節捻挫の発生率は、年代別でみると 13 歳から 17 歳の発生率が 18 歳以上よりも高く、性別でみると女性の方が男性よりも高かった。また、損傷部位に関しては、足関節の外側靭帯損傷が最も多かったことを示している。

アメリカの高校スポーツ選手を対象とした足関節捻挫の発生率の調査では、女性の発生率が男性の 1.25 倍高いことに加え、試合中の発生率は男子フットボール、女子バスケットボール、女子サッカーで高く、練習中の発生率は男子バレーボール、女子体操、男女バスケットボールで高かったことを報告している。また、アメリカの大学スポーツ選手を対象とした発生率の調査においては、男女ともにバスケットボール、サッカーで発生率が高いことが示されている (Hootman et al., 2007) 。

さらに、足関節捻挫は再発率が高く、スポーツ選手を対象とした調査では全体の 73.5%が再受傷しているとの報告もある (Yeung et al., 1994) 。また、バスケットボール選手を対象とした調査では、足関節捻挫の既往がある者は、ない

者よりも約5倍、足関節捻挫の受傷リスクが高いことが示されている (McKay et al., 2001) .

これらの先行研究により、スポーツ外傷の中でも発生率が高い足関節捻挫は、外側靭帯損傷を伴う内反捻挫が多く、発生率は年代別では中学・高校年代で高いこと、性別では女性の方が男性よりも高いこと、スポーツ種目別では球技で高いことがわかる。

1-3-2. 慢性足関節不安定症

足関節捻挫後には、反復性の捻挫や不安定感などの症状が残存する場合があります、このような状態は、慢性足関節不安定症 (Chronic Ankle Instability: CAI) と呼ばれる。CAIは足関節機械的不安定性 (Mechanical ankle instability: MAI) と足関節機能的不安定性 (Functional ankle instability: FAI) が、それぞれ、もしくは混在している状態であると定義される (Hertel et al., 2002) . MAIは、足関節の構造的な不安定性を有する状態であり、靭帯損傷による関節の病的弛緩性や関節キネマティクスの異常、滑膜変化、関節変性などがそれぞれ、または複合的に含まれる病態である (Hertel et al., 2002) . MAIの評価としては、前方引き出しテストのような徒手検査、X線検査、超音波などを用いた客観的な指標を用いて判定されることが多い (Tourné et al., 2010) . 一方、FAIはFreeman (1965) によって初めて提唱され、MAIの有無に関わらず足関節にぐらつき “giving way” が残存する状態であると定義されている。FAIは質問紙を用いた対象者の自覚的な不安定感などの調査によって評価されることが多い。2013年には、International ankle consortium (足関節の病態に関する研究や情報の普及を目的とした研究者と臨床医の国際的なコミュニティ) によってCAIの選定基準が示された (Gribble et al., 2013) . その基準によると、CAIは足関節捻挫の既往および “giving way” の

既往や足関節の不安定感を有することなどが条件とされており、足関節の不安定感を調査するための質問紙としては、Ankle instability instrument (Docherty et al., 2006a) , Identification of functional ankle instability (Simon et al., 2012) , Cumberland ankle instability Tool: CAIT (Hiller et al., 2006) の3つのアンケートが推奨されている。

CAIT は、Hiller et al. (2006) によって考案されたFAIを評価する質問紙である。足関節の痛みや不安定感などの状態に関する9項目について自己評価する質問紙であり、30点満点で27点以下の者はFAI有りとする。しかし、そのカットオフ値は研究によって24点 (Gribble et al., 2013) , 25点 (Wright et al., 2014) と見解が異なっている。また、原文は英語であるが、Kunugi et al. (2017a) はCAITの日本語版を作成し、その信頼性や妥当性を検討した。その結果、カットオフ値を25点に設定しており、日本人の主観的な不安定感によってFAIを決定する際には有用であると考えられる。

さらにFAIでは、自覚的な不安定感のみでなく、固有受容感覚や神経筋機能制御の障害、筋力の低下、姿勢制御能力の低下がみられる場合がある (Hertel et al., 2002) 。固有受容感覚については、関節位置覚を評価したものが多く、特に足関節内反方向の関節位置覚の低下が認められている (McKeon et al., 2012) 。Lentell et al. (1995) は、関節位置覚を評価するために、対象者の足関節を中間位でプラットフォームに固定し、秒速0.3°で他動的に内反させた。そして、対象者に足関節が動いたと感じた瞬間にスイッチを押してプラットフォームを止めさせ、その際の中間位からの逸脱の大きさをFAIを有する足と健常足で比較したところ、FAIを有する足の方が角度の誤差が大きかったことを示している。

神経筋機能制御の障害としては、筋反応時間を評価したものが多く、特に腓骨筋の反応時間の低下が認められている (Hoch et al., 2014) 。Karlsson et al. (1992)

は、落とし戸 (Trap door) と呼ばれる測定器を用いて、急な内反刺激を行う実験を行い、その際の腓骨筋の筋反応時間が、FAI を有する足で遅延していたことを報告している。Khin-Myo-Hla et al. (1999) も同様に、FAI を有する足の腓骨筋の反応時間が遅延していたことを示した。また、それらが足根洞への麻酔により改善したことから、足根洞の炎症による機械受容器や侵害受容器などの興奮が、 γ 運動ニューロンの活動を抑制し、筋反応時間が遅延する可能性があることを示した。

筋力に関しては足関節外反筋力の低下との関係を検討したものが多く、Tropp (1986) は FAI を有する足の等速性筋力測定による短縮性の足関節外がえし筋力が低下していたことを報告している。

さらに、足関節周囲の機能低下にとどまらず、静的および動的な姿勢制御能力が低下していることも示されている (Arnold et al., 2009b) 。Docherty et al. (2006b) は静的な姿勢制御能力を Balance Error Scoring System を用いて検討し、FAI を有する者の片脚立位の姿勢制御能力が低下していたことを報告している。Ross et al. (2005) は、動的な姿勢制御能力を片脚着地後の地面反力 (Time to stabilization) を用いて検討し、FAI を有する者は姿勢の安定までに時間がかかることを報告している。

1-3-3. 足関節の不安定性と跳躍および方向転換能力の関係

CAI や FAI では、複合的な運動時の下肢関節の動きや筋活動において健常者と異なる特性をもつ可能性がある。歩行において、FAI を有する者では、接地前後の足関節内反角度が健常者よりも大きく、長腓骨筋の筋活動が高かったことが示されている (Delahunt et al., 2006a) 。また、台上から落下する片脚着地において、FAI を有する者では、健常者よりも着地前の足関節内反角度が大きく、長

腓骨筋の筋活動が低下していることが報告されている (Delahunt et al., 2006b) . また, 片脚踏切で側方へ往復するホップ (Single-legged side hop: SSH) において, FAI を有する者は, 健常者と比較して接地前後の足関節内反角度が大きく, 筋活動では大腿直筋, 前脛骨筋, ヒラメ筋で高く, 長腓骨筋は低かったことが示されている (Delahunt et al., 2007) . これらの研究では, 筋活動の特徴は動作課題によって異なるものの, 接地時の足関節内反角度が健常者よりも大きいという見解は一致している.

FAI における足関節機能の低下は, 短い踏切時間で行う DDJ の遂行に重要である着地前の筋活動や, 下肢関節の屈曲角度, 足関節周囲筋群の伸張性収縮による力発揮にも影響を及ぼし, その遂行能力を低下させる可能性がある. しかし, DDJ の遂行能力と足関節外傷との関係を検討したものは少ない.

Yoshida et al. (2012) は, DDJ を片脚に応用した SDJ を用いて, FAI を有する男子サッカー選手における SSC 運動の遂行能力の評価を行った. その結果, 15 cm の台を用いた SDJ では FAI を有する脚の方が健常脚よりも踏切時間が長かったが, 20 cm の台では差がみられなかったことを報告している. したがって, FAI を有する脚の足関節における SSC 運動の遂行能力は, 適切な台高であれば SDJ を用いて定量化できる可能性がある.

SDJ の台高に関しては, 膝関節外傷後の運動能力の評価として 20 cm の台や傾斜面を用いて落下する SDJ が用いられることがあるものの (Flanagan et al., 2008c; Schiltz et al., 2009) その方法や台高は一貫されていない.

また, FAI は, 足関節ごとに特性が異なるため, DDJ ではなく片脚での SDJ を用いて左右別々に足関節機能の評価することが重要であるといえる. 台高によっては膝関節や股関節の運動特性が変化することが考えられるため, 適切な台高設定が必要である.

一方で、先行研究では足関節の不安定性と関係があるパフォーマンステストとして数種類の片脚ホップ運動の有用性が示されてきた (Docherty et al., 2005; Caffrey et al., 2009) . Docherty et al. (2005) は FAI を有する者に 4 種類の片脚ホップテストを行わせた. その結果, 左右方向の動きを伴う 10 往復の SSH や Figure of 8 hop (5 m 間隔に置いたマーカのまわりを片脚の連続ホップで 2 周する) に要したタイムは, 自己評価による不安定性が大きいほど遅くなるという関係がみられたが, 前後方向の跳躍運動のテストにはその関係がみられなかったことを報告している. Caffrey et al. (2009) は, SSH や 6-meter crossover hop (床に引いたラインをホップで左右に超えながら 6 m 進む) などの左右方向の運動を含むテストにおいて, FAI を有し, 試技中に “giving way” を感じた者のタイムが, 健常者より遅かったことを報告している. このように, FAI との関係がみられているテストは側方への運動が含まれるものが多く, 鉛直方向や前後方向への跳躍ではその影響がみられていない. 左右方向の動きを含む跳躍動作では, 足関節内外側にストレスがかかりやすいため足関節内側および外側靭帯損傷による機能低下を反映しやすいことが考えられるものの, 鉛直方向の跳躍運動と比較して再受傷のリスクや選手の不安感が高くなる可能性がある. また, FAI との関係が認められている SSH や, Figure of 8 hop などはいずれも素早さを求められる運動である. 短い踏切時間で SSC 運動が行われていることが考えられるものの, 連続的な跳躍運動に要した総合的なタイムのみの測定であり, 踏切時間や跳躍高への影響を検討することができない. 特に, SSH はリバウンドジャンプやリバウンドドロップジャンプと同程度のスペースで実施でき, ストップウォッチのみでタイムの計測が可能であるため, スポーツ現場でも簡便に下肢の運動能力を評価することができる. しかしながら, SSH は, 膝前十字靭帯再建術後のパフォーマンステストとしても用いられており (Itoh et al., 1998) ,

膝関節周囲の機能低下も反映される可能性がある。そのため、用途に応じてテストの種類や方法を選択することが必要であると考えられる。SSHについては、動作や筋活動の検討は行われているものの（Yoshida et al., 2011; Monteleone., 2012）, SDJ との運動特性の違いは明らかになっていない。

以上のことから、FAI が足関節における SSC 運動の遂行能力に与える影響を定量化するためには、足関節機能が大きな役割を果たすと考えられるリバウンドドロップジャンプの遂行能力を評価することが有用であると考えられる。また、左右別々に足関節機能を評価するためにはDDJではなく片脚に応用したSDJを用いる必要があると考えられる。

1-4. 先行研究のまとめ

これまで述べてきた先行研究より，得られた知見を以下にまとめる．

- (1) 短い踏切時間の SSC 運動を伴う DDJ や DRJ の遂行能力は，球技選手の競技動作に近い跳躍や方向転換などの遂行能力との関係がみられており，球技選手にとって重要な体力要素である．また，評価目的によっては片脚に応用した SDJ や SRJ を用いた測定が行われることもある．
- (2) 短い踏切時間の SSC 運動として典型的な DDJ は，膝関節や股関節と比較して足関節の貢献度が大きい運動であり，特に踏切時間の短縮には足関節に関与する筋群での伸張性収縮の運動（負の仕事の大きさ）が影響している．しかし，DDJ では落下負荷や沈み込み動作の増大によって踏切時間は長くなり，足関節の貢献度は小さくなる傾向にある．
- (3) 球技スポーツにおいては足関節捻挫の発生率が高い．また，足関節捻挫の発生率は青年期や女性に多く，受傷後には CAI が残存することがある．大学生年代の女子球技選手はすでに CAI を抱え，その一要素である FAI を有していることが危慮される．
- (4) FAI では，健常な足と比較して関節位置覚や筋力低下，筋反応時間の遅延などの足関節周囲機能が低下しているという特徴がみられるほか，姿勢制御能力の低下や片脚着地時の足関節内反角度の増加，SSH などの片脚跳躍運動能力の低下がみられる場合がある．
- (5) 足関節の貢献度が高い短時間の SSC 運動の遂行能力は FAI における足関節周囲の様々な機能低下の影響を受ける可能性がある．大学男子サッカー選手の FAI を有する脚では，健常脚と比較して 15 cm の台を用いた SDJ の踏切時間が長いという特徴がみられているが，20 cm の台を用い

た SDJ では差がみられていない. SDJ を用いて足関節の SSC 運動の遂行能力を定量化するためには, 適切な台高設定が重要である.

先行研究から, 大学女子球技選手における SDJ の遂行能力と FAI との関係を把握するために未解決の問題は以下の通りである.

- (1) SDJ の運動特性に関する研究は少なく, 足関節機能評価として用いる場合の至適台高は明らかになっていない.
- (2) SDJ は従来の片脚でのジャンプテストとして用いられている SRJ や SSH との運動特性の比較が行われておらず, SDJ の足関節機能評価としての有用性は明らかになっていない.
- (3) 大学女子球技選手を対象とした FAI と SDJ の遂行能力との関係は明らかになっていない.

したがって, 大学女子球技選手における SDJ の遂行能力と FAI との関係を明らかにするためには, まず, SDJ で用いる台高による運動特性の変化や, 従来の片脚でのジャンプテストとして用いられている SRJ や SSH の運動特性との比較をすることにより, SDJ の足関節機能評価としての有用性を検討することが重要となる. 本研究における SDJ と FAI との関係性についての仮説を Figure 1 に示す.

このような, 足関節に着目した大学女子球技選手の SDJ の特性に関する知見は, 球技選手の足関節捻挫後のアスレティックリハビリテーションや, FAI を有する選手の足関節機能の向上・回復を目指すうえで, 極めて重要な指針となる.

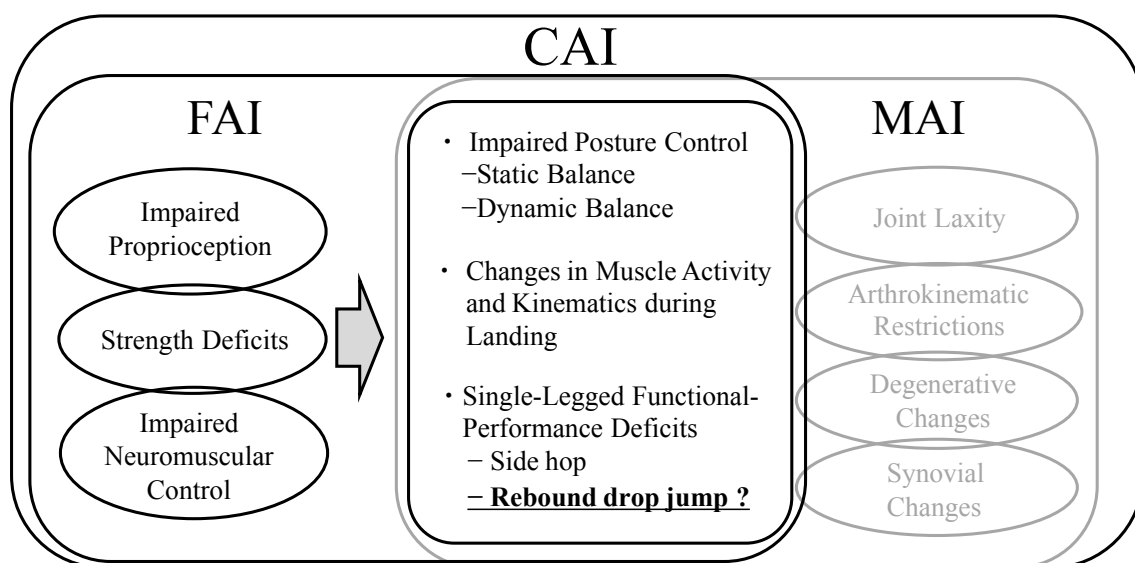


Figure 1 Hypothesis of relationship between functional ankle instability and rebound drop jump performance.

CAI: Chronic ankle instability; FAI: functional ankle instability; MAI: Mechanical ankle instability.

1-5. 研究目的

本研究では、大学女子球技選手を対象に、SDJ の足関節機能評価としての有用性を検討した上で、SDJ の遂行能力と FAI との関係を明らかにすることを目的とした。

第2章 研究課題

本研究での目的を達成するために、以下の研究課題を設定した。

研究課題 1. 足関節機能評価に用いる SDJ の至適台高の検討

足関節機能評価に用いる SDJ の至適台高を検討するため、大学女子球技選手を対象に、異なる台高を用いた SDJ における運動特性を比較する。

研究課題 2. SDJ, SRJ, SSH の運動特性の相違

SDJ の足関節機能評価としての有用性を示すため、大学女子球技選手を対象に、SDJ と従来の片脚ジャンプテストとして行われている SRJ と SSH の運動特性を比較する。

研究課題 3. SDJ の遂行能力と FAI との関係

SDJ の遂行能力と FAI との関係を明らかにするため、大学女子球技選手を対象に、FAI を有する脚と有しない脚における SDJ, SRJ, SSH の遂行能力の比較および関係を検討する。

第3章 足関節機能評価として用いる SDJ の至適台高の検討 (研究課題 1)

3-1. 目的

下肢外傷と SSC 運動との関係を SDJ の遂行能力によって検討した研究では、SDJ の台高は 15cm から 30 cm と幅広く用いられている。また、評価対象とされる外傷・障害の部位、その結果は様々である (Flanagan et al., 2008c; Schiltz et al., 2009; Yoshida et al., 2012)。短い踏切時間で行う DDJ については、矢状面からみた下肢 3 関節における足関節の相対的な力学的仕事の大きさから足関節の貢献度が高い運動であることが示されており (Bobbert et al., 1986)、その遂行能力には様々な足関節機能を大きく反映することが考えられる。また、DDJ では、落下負荷の大きさによって下肢関節の運動特性が異なることが示されているが (高松ほか, 1989; Bobbert et al., 1987b; Peng, 2011; Walsh et al., 2004) SDJ の落下負荷の増大に伴う運動特性の変化を示した研究は極めて少ない。SDJ に関しては、Wang and Peng (2014) が台高の変化に対する踏切脚の地面反力や矢状面からみた各関節のパワーや Stiffnes などの運動特性を検討した結果、プライオメトリックトレーニングの手段とする場合には 30 cm の台高を推奨している。しかしながら、SDJ では踏切時に片脚立位姿勢になるため、DDJ よりも片脚で支える身体質量が大きくなることや、左右の基底面が狭くなることで支持脚側に重心位置を移動させる必要があり、左右方向への姿勢制御に関わる関節の前額面での運動特性にも相違があることが推察される。

以上より、短い踏切時間で SSC 運動を遂行するための足関節機能評価方法として SDJ を用いる場合の至適台高を決定するためには、矢状面だけでなく前額

面の運動を含めて、台高による運動特性の相違を明らかにすることが重要であると考えられる。

そこで本研究では、大学女子球技選手を対象に、異なる台高を用いた SDJ における運動特性を比較し、足関節機能評価として用いる SDJ の至適台高を検討することを目的とした。

3-2. 方法

3-2-1. 対象

大学女子球技選手7名（バスケットボール選手6名，ハンドボール選手1名）を対象とし，測定時に競技活動や本研究の運動課題の遂行に支障のある疾患がない者とした（年齢， 18.6 ± 0.5 歳；身長， 1.70 ± 0.12 m；体重， 66.6 ± 13.9 kg）．本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を受け，対象者に関しては文書及び口頭にて研究の趣旨を十分に説明し，文書にて同意を得て行った．承認番号（体 24-60）

3-2-2. 運動課題

運動課題は，被検脚で台上に立ち，手を腰に当てたままフォースプラットフォーム上に片脚で着地した後，すぐに跳びあがる SDJ とした．この際の被検脚は走幅跳びの踏切脚とした．台の高さは 10 cm（SDJ10），15 cm（SDJ15），20 cm（SDJ20），25 cm（SDJ25），30 cm（SDJ30），35 cm（SDJ35），40 cm（SDJ40）の 7 条件とした．対象者には，踏切時間をできるだけ短くし，かつ高く跳ぶように指示をした．

測定前に，対象者は各自で 10 分以上のウォーミングアップを実施した．測定は，対象者が運動課題の十分な練習を行った後に，各台高で 3 回ずつ行った．使用する台高の順は無作為に決定した．なお，試技間には，疲労の影響を無くすために，十分な休憩を取らせた．

3-2-3. データ収集

SDJの動作は，光学式3次元自動動作解析装置（Vicon Motion Systems社製，ViconMX+）および10台の赤外線カメラ（Vicon Motion Systems社製，MX-20）

を用いて計測した。対象者の身体分析点47点に赤外線反射マーカを貼付し (Figure 2) , その3次元座標データを250 Hzで収集した (荻山ほか, 2013; Suzuki et al., 2014; Kariyama et al., 2017) 。得られた分析点の座標値に対しては, 分析点毎に遮断周波数をWells and Winter (1980) の方法に基づいて決定し, 4次の位相ずれのないButterworth low-pass digital filterによる平滑化(7.5-15.0 Hz)を行った。また, 踏切脚接地中の地面反力をフォースプラットフォーム(Kistler 社製, 9287B)を用いて1000 Hzで計測し, 各センサ出力をA/D変換ボードによってコンピュータに取り込んだ。分析に用いる静止座標系は, 試技開始時の対象者の前方をY軸として, 同軸と鉛直上向きのZ軸との外積からなる軸をX軸(左右方向)とする右手座標系と定義した。3次元座標データは, スプライン関数を用いて1000 Hzのデータに内挿補間し, 地面反力データと同期した。

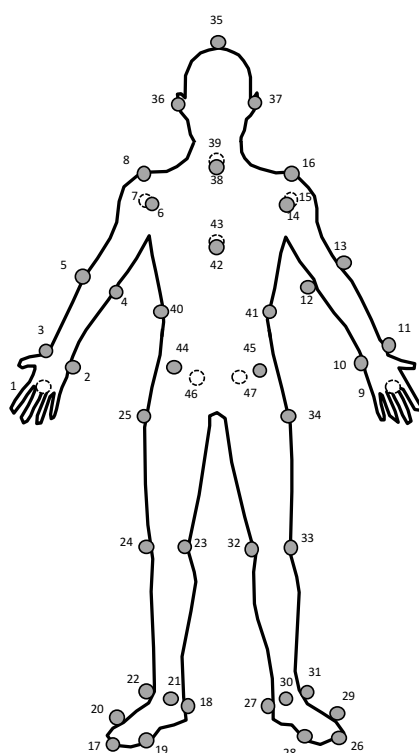


Figure 2 Locations of reflective markers on the body.

1: right hand/metacarpus-head; 2: right ulna-head dome; 3: right radius-styloid process; 4: right humerus-medial epicondyle; 5: right humerus-lateral epicondyle; 6: right humerus-lesser tubercle; 7: right under the scapula-acromial angle; 8: right scapula-acromion; 9: left hand/metacarpus-head; 10: left ulna-head dome; 11: left radius-styloid process; 12: left Humerus-medial epicondyle; 13: left humerus-lateral epicondyle; 14: left humerus-lesser tubercle; 15: left under the scapula-acromial angle; 16: left scapula-acromion; 17: right foot/toe; 18: right foot/calcaneus-center of posterior surface; 19: right foot/PIP medialside; 20: right foot/PIP lateral side; 21: right malleolus medialis; 22: right malleolus lateralis; 23: right tibia-medial ridge of tibial plateau; 24: right tibia-lateral ridge of tibial plateau; 25: right trochanter of femur; 26: left foot/toe; 27: left foot/calcaneus-center of posterior surface; 28: left foot/PIP medial side; 29: left foot/PIP lateral side; 30: left malleolus medialis; 31: left malleolus lateralis; 32: left tibia-medial ridge of tibial plateau; 33: left tibia-lateral ridge of tibial plateau; 34: left greater trochanter of femur; 35: top of head; 36: right ear; 37: left ear; 38: sternum-manubriosternal edge; 39: spine-spinous process (CV7); 40: right ribs-lateral aspect (RL10); 41: left ribs-lateral aspect (RL10); 42: sternum-xiphoid process; 43: spine-spinous process (TV10); 44: right ilium-anterior superior iliac spine; 45: left ilium-anterior superior iliac spine; 46: right ilium-posterior superior iliac spine; 47: left ilium-posterior superior iliac spine.

3-2-4. 分析項目

(1) SDJ の遂行能力の指標（踏切時間，跳躍高，DJ_{index}）

SDJ の遂行能力の指標として，踏切時間（s），跳躍高（m），DJ_{index}（m/s）を算出した．地面反力の鉛直成分において，体重の 3%を基準として接地（touchdown）と離地（foot-off）を決定し，踏切時間（contact time）および滞空時間（flight time）を算出し，滞空時間を以下の式に代入することで跳躍高（jump height）を算出した（Bosco et al., 1983）．

$$JH = 1/8 \cdot g \cdot FT^2$$

ここで，g は重力加速度 9.81 m/s² を，JH は跳躍高（m），FT は滞空時間（s）を示している．さらに，跳躍高を踏切時間で除すことで DJ_{index}（m/s）を算出した（図子ほか，1993）．

(2) 動作分析範囲の局面分け

本研究では，接地から離地までを踏切区間（take-off phase）とした．また，身体重心の最下降時点（midpoint）を基準として，接地から身体重心の最下降時点までを踏切前半（braking phase），身体重心の最下降時点から離地までを踏切後半（push-off phase）として 2 つの局面に分けた（Figure 3）．

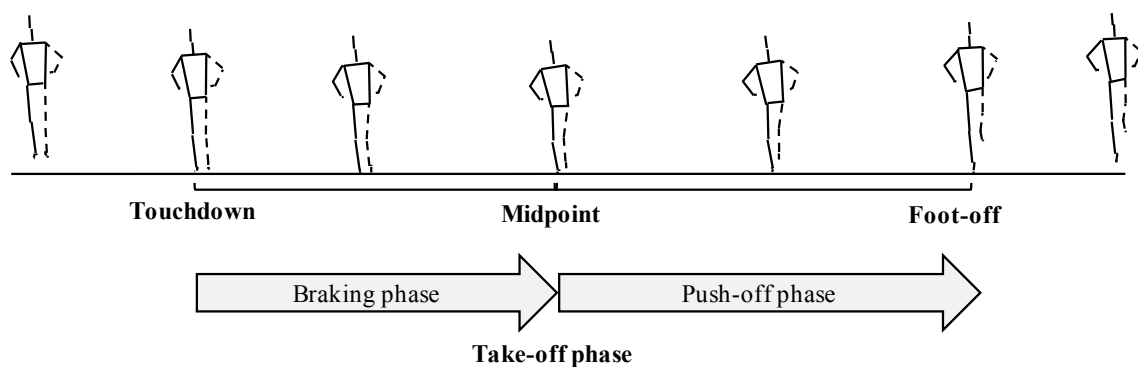


Figure 3 Illustration of the take-off phase.

Data during the take-off phase (from touchdown to foot-off) were analyzed. The take-off phase was divided into two parts: the braking phase, from the touchdown to the midpoint; and the push-off phase, from the midpoint to foot-off. Midpoint: the lowest point of the center of gravity.

(3) 関節角変位

踏切脚の下肢 3 関節の角変位は、接地時から身体重心最下降時（踏切前半）の角度差と定義した。角変位は、足関節底背屈および内外反、膝関節屈曲伸展および内外反、股関節屈曲伸展および内外転について算出した。

下肢 3 関節の関節角度および後述する関節トルクを算出するための足関節、膝関節、股関節における座標系および算出方法は、荻山ほか（2013）の方法をもとに設定した。なお、本研究においては、矢状面の運動を足関節底背屈、膝関節屈曲伸展、股関節屈曲伸展とし、前額面の運動を足関節内外反、膝関節内外反、股関節内外転の運動とした。

関節座標系の設定に際して、股関節中心の座標値は、左右の大転子中央と左右の上前腸骨棘をそれぞれ結ぶ直線上の大転子側 1/3 の位置を結んだ直線上で、左右大転子間の長さを 18%内挿する点とした（倉林ほか，2003）。足関節および膝関節においては、各関節における内顆と外顆の中点を関節中心とした。ここでは、例として右下肢の移動座標系の定義および角度の定義を例として説明する。左下肢の場合についても、右下肢と同様の手順で座標系および角度を順次定義した。

1) 股関節の座標系

左股関節中心から右股関節中心へ向かう単位ベクトルを \mathbf{x}_{pel} 軸とし、 \mathbf{x}_{pel} 軸と左右の上後腸骨棘の中点から左右の上前腸骨棘の中点へ向かうベクトルの外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{z}_{pel} 軸と定義した。さらに、 \mathbf{z}_{pel} 軸と \mathbf{x}_{pel} 軸との外積によって得られる単位ベクトルを \mathbf{y}_{pel} 軸と定義し、これら、 \mathbf{x}_{pel} 、 \mathbf{y}_{pel} 、 \mathbf{z}_{pel} を軸とする座標系を骨盤座標系と定義した。骨盤座標系の \mathbf{x}_{pel} 軸と同一方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{hFE} 軸とし、右膝関節中心から右股関節中心へ向うベクトルと \mathbf{x}_{hFE}

軸との外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{hFE} 軸とした。さらに、 x_{hFE} と y_{hFE} の外積によって得られる方向の単位ベクトルを z_{hFE} 軸とした。そして、 x_{hFE} 、 y_{hFE} 、 z_{hFE} を軸とする座標系を股関節屈曲伸展座標系とした (Figure 4a)。

股関節屈曲伸展座標系の y_{hFE} 軸と同一方向の単位ベクトルを y_{hAA} 軸とし、右膝関節中心から右股関節中心へ向かう方向のベクトルを z_{hAA} 軸とした。さらに、 y_{hAA} 軸と z_{hAA} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{hAA} 軸とした。そして、 x_{hAA} 、 y_{hAA} 、 z_{hAA} を軸とする座標系を股関節内外転座標系とした (Figure 4b)。

股関節内外転座標系の z_{hAA} と同一方向の単位ベクトルを z_{hIER} 軸とし、 z_{hIER} 軸と右膝関節内顆から右膝関節外顆へ向うベクトルとの外積により得られる方向の単位ベクトルを y_{hIER} 軸とし、 y_{hIER} 軸と z_{hIER} 軸の外積により得られる方向の単位ベクトルを x_{hIER} 軸とした。そして、 x_{hIER} 、 y_{hIER} 、 z_{hIER} を軸とする座標系を股関節内外旋座標系とした。

2) 膝関節の座標系

膝関節屈曲伸展座標系については、股関節内外旋座標系の x_{hIER} と同一方向の単位ベクトルを x_{kFE} 軸とし、右足関節中心から右膝関節中心へのベクトルと x_{kFE} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{kFE} と定義した。 x_{kFE} 軸と y_{kFE} 軸との外積によって得られる方向の単位ベクトルを z_{kFE} 軸と定義した。そして、 x_{kFE} 、 y_{kFE} 、 z_{kFE} を軸とする座標系を膝関節屈曲伸展座標系とした (Figure 4c)。

膝関節の内外反座標系については、膝関節屈曲伸展座標系の y_{kFE} 軸と同一方向の単位ベクトルである y_{kvv} 軸と右足関節中心から右膝関節中心へ向う方向の単位ベクトルを z_{kvv} 軸とし、 y_{kvv} 軸と z_{kvv} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{kvv} 軸と定義した。そして、 x_{kvv} 、 y_{kvv} 、 z_{kvv} を軸とする座標系を膝関節内外反座標系とした (Figure 4d)。

膝関節の内外旋座標系については、膝関節内外反座標系の z_{kvv} 軸と同一方向の単位ベクトルを z_{kIER} 軸、 z_{kIER} 軸と右内顆から右外顆へ向うベクトルとの外積によって得られた方向の単位ベクトルを y_{kIER} 軸とし、 y_{kIER} 軸と z_{kIER} 軸の外積によって x_{kIER} 軸を定義した。そして、 x_{kIER} 、 y_{kIER} 、 z_{kIER} を軸とする座標系を膝関節内外旋座標系とした。

3) 足関節の座標系

足関節底背屈座標系については、膝関節内外旋座標系の x_{kIER} と同一方向の単位ベクトルを x_{aPDF} 軸とし、第1中足骨頭と第五中足骨頭の中点から踵へのベクトルと x_{aPDF} 軸との外積によって得られた方向の単位ベクトルを y_{aPDF} 軸とし、 x_{aPDF} と y_{aPDF} との外積によって得られた方向の単位ベクトルを z_{aPDF} 軸とした。そして、 x_{aPDF} 、 y_{kIER} 、 z_{kIER} を軸とする座標系を足関節底背屈座標系とした (Figure 4e)。

足関節内外転座標系については、足関節底背屈座標系の、 y_{aPDF} と同一方向の単位ベクトルを y_{aAA} 軸、 y_{aAA} 軸と第1中足骨頭と第五中足骨頭の中点から踵へのベクトルを z_{aAA} 軸とし、 y_{aAA} と z_{aAA} の外積によって x_{aAA} を定義した。そして、 x_{aAA} 、 y_{aAA} 、 z_{aAA} を軸とする座標系を足関節内外転座標系とした。

足関節内外反座標系については、足関節内外転座標系の z_{aAA} と同一方向の単位ベクトルを z_{aINEV} 軸とし、 z_{aINEV} 軸と第1中足骨頭から第五中足骨頭へ向うベクトルの外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{aINEV} 軸とした。 y_{aINEV} 軸と z_{aINEV} 軸との外積によって得られた方向の単位ベクトルを x_{aINEV} 軸とした。そして、 x_{aINEV} 、 y_{aINEV} 、 z_{aINEV} を軸とする座標系を足関節内外反座標系とした (Figure 4f)。

4) 関節角度の算出

踏切脚における下肢3関節の関節角度については、股関節屈曲および伸展角度を y_{pel} 軸と y_{hFE} 軸とのなす角度とし、股関節の内転および外転角度を z_{hFE} 軸と z_{hAA} 軸とのなす角度とした。また、膝関節屈曲および伸展角度は、 y_{hIER} 軸と y_{kFE} 軸とのなす角度、膝関節内反および外反角度は、 z_{kFE} 軸と z_{kVV} 軸とのなす角度とした。そして、足関節底屈および背屈角度は、 y_{kIER} 軸と y_{aPDF} 軸とのなす角度とし、足関節内反および外反角度は x_{aAA} と x_{aINEV} とのなす角度とした。

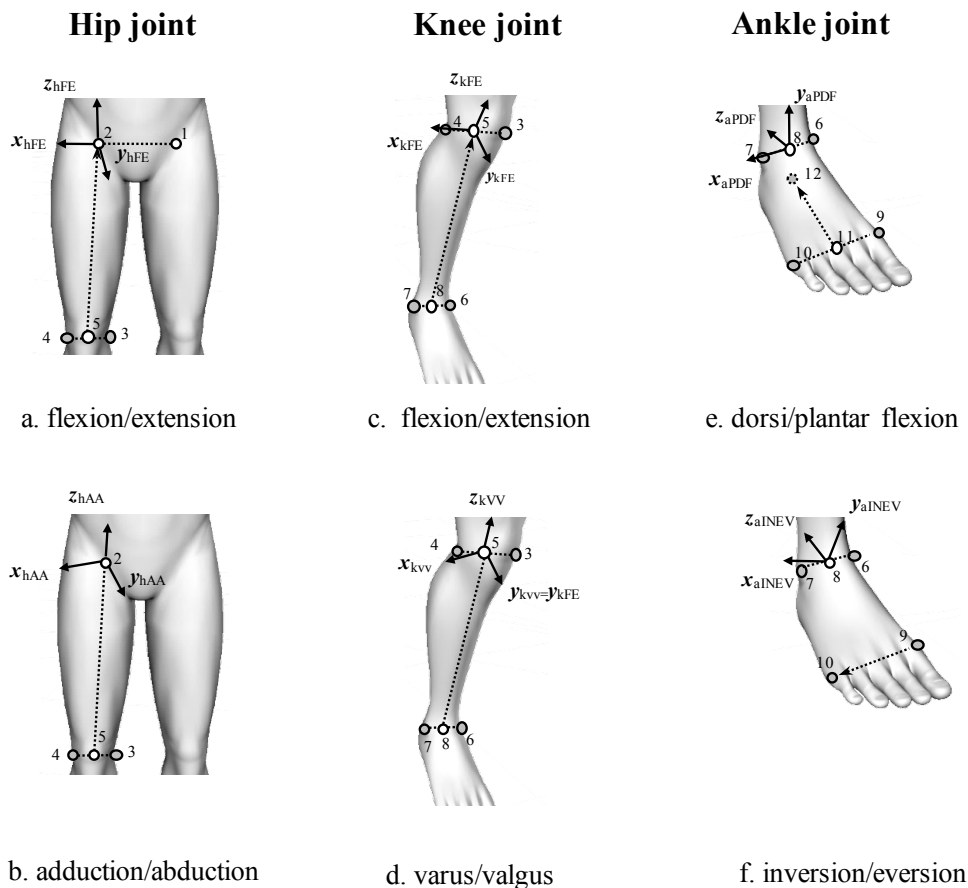


Figure 4 Definition of the coordinate system fixed at the hip, knee, and ankle joints for calculating the joint angles and torque of each joint.

1: center of left hip joint; 2: center of the right hip joint; 3: right tibia-medial ridge of tibial plateau; 4: right tibia-lateral ridge of tibial plateau; 5: center of the knee joint; 6: right malleolus medialis; 7: right malleolus lateralis; 8: center of the ankle joint; 9: right foot/PIP medialside; 10: right foot/PIP lateral side; 11: center of right foot; 12: calcaneus-center of posterior surface of right foot.

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

(4) 関節トルクの最大値

踏切脚の下肢3関節の最大トルクは、踏切区間における関節トルクの最大値（ピーク値）と定義した。最大トルクは、股関節の屈曲および伸展、内転および外転、膝関節の屈曲および伸展、内反および外反、足関節の底屈および背屈、内反および外反の各関節における運動方向毎に算出した。

・ 関節トルクの算出

関節トルクは、VIOCNにより得られた身体座標点の3次元座標値と、フォースプラットフォームにより計測された地面反力データを用いて逆動力学的計算によって算出した。本研究では、身体に設けた14箇所の関節（Figure 5）によって連結された15の剛体セグメントモデル（Figure 6）を用いて全身をモデル化した。各セグメントの重心位置、質量、慣性モーメント等の慣性パラメータについては、阿江ほか（1996）の身体部分慣性係数を用いた。剛体セグメントの一例としてセグメント*i*をFigure 7に示した。セグメントの遠位端に作用する力およびモーメントを f_i および n_i とすると、セグメントの近位端に作用する力 f_{i+1} およびモーメント n_{i+1} は、以下のように示すことができる。

$$f_{i+1} = -m_i \ddot{x}_i + m_i g + f_i \quad (3.1)$$

$$n_{i+1} = P_{cgD,i} \times f_i - P_{cgP,i} \times f_{i+1} - \hat{I}_i \dot{\omega}_i + \omega_i \times (\hat{I}_i \omega_i) + n_i \quad (3.2)$$

ここで、 m_i はセグメント*i*の質量、 x_i は静止座標系におけるセグメント*i*の重心位置ベクトル、 g は重力加速度ベクトル、 \hat{I}_i は静止座標系におけるセグメント*i*の慣性行列、 ω_i は静止座標系におけるセグメント*i*の角速度ベクトルをそれぞれ示

している．また， $P_{cgD,i}$ および $P_{cgP,i}$ はセグメント重心から遠位端および近位端に向かう位置ベクトルをそれぞれ示している．左右足部セグメントをそれぞれ身体の遠位セグメントとして，運動方程式 (3.1) , (3.2) を順次解くことによって，下肢3関節に作用する関節力および関節トルクを算出した．その際，踏切脚の足部セグメントについては，フォースプラットフォームによって計測された地面反力およびフリーモーメントが接地部圧力中心点に作用するものとした．

なお，算出された静止座標系におけるトルクは，各関節の移動座標系における関節トルクへと変換し，これらの関節トルクは対象者それぞれの体重によって規格化した．

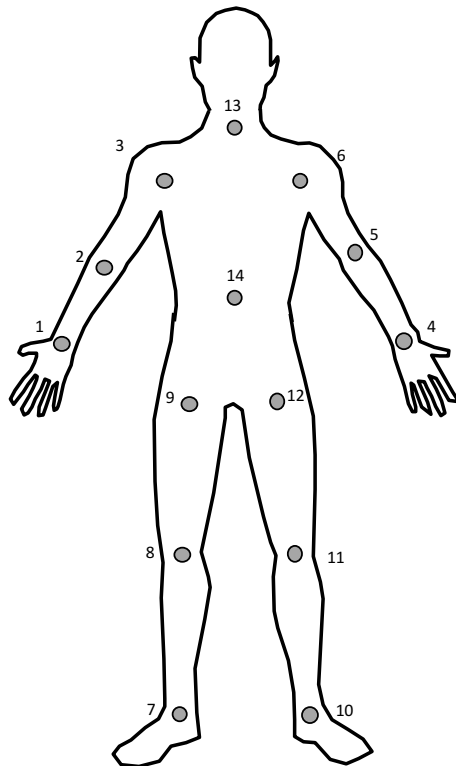


Figure 5 Joints of the whole body.

1: right wrist; 2: right elbow; 3: right shoulder; 4: left wrist; 5: left elbow; 6: left shoulder; 7: right ankle; 8: right knee; 9: right hip; 10: left ankle; 11: left knee; 12: left hip; 13: neck; 14: trunk.

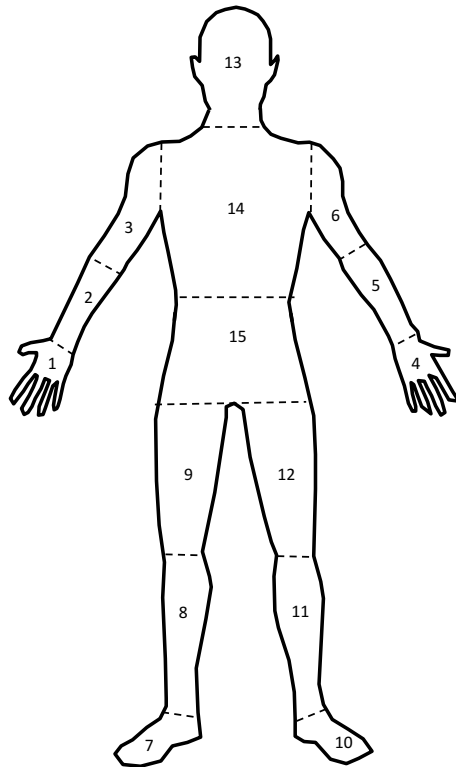


Figure 6 The segmentation of the whole body.

1: right hand; 2: right forearm; 3: right upper arm; 4: left hand; 5: left forearm; 6: left upper arm; 7: right foot; 8: right shank; 9: right thigh; 10: left foot; 11: left shank; 12: left thigh; 13: head; 14: upper trunk; 15: lower trunk.

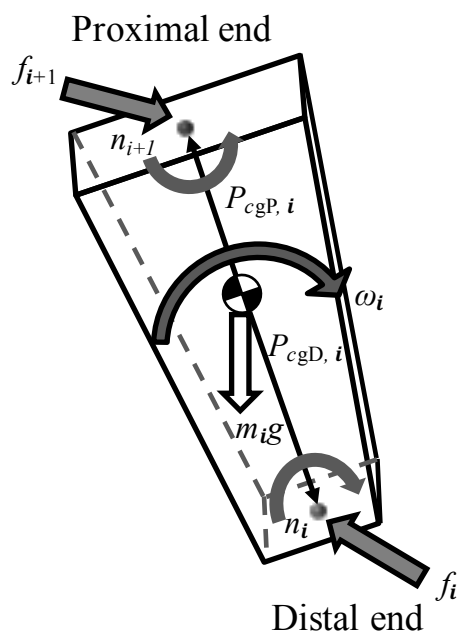


Figure 7 The model of the ridged segment i .

f_i : joint force vector; n_i : joint torque vector; m_i : segment mass; g : gravitational acceleration vector; $P_{cgD,i}$: position vector from the center of gravity to proximal end; $P_{cgP,i}$: position vector from the center of gravity to distal end; ω_i : angular acceleration vector.

(5) 関節の力学的仕事

関節トルクと関節角速度の内積を関節トルクパワーとし、正および負の関節トルクパワーをそれぞれ時間積分することで正および負の力学的仕事を算出した。踏切区間における足関節の底背屈軸，膝関節の屈曲伸展軸，股関節の屈曲伸展軸，および足関節の内外反軸，膝関節の内外反軸，股関節の内外転軸まわりについてそれぞれ算出した。

3-2-5. 統計処理

各台高3回の試技のうち， DJ_{index} が最も高かった試技を分析対象とした。条件間における各分析項目の平均値の差を検定するために，反復測定による一元配置分散分析を行い，F値が有意であった項目についてはTukeyの方法によって多重比較を行った。統計処理にはIBM SPSS statics, version 24 package (IBM 社製)を使用し，有意水準はそれぞれ5%未満とした。

3-3. 結果

3-3-1. 踏切時間, 跳躍高, DJ_{index}

踏切時間, 跳躍高, DJ_{index} の条件間の比較について Table 1 および Figure 8 に示した. 踏切時間では, SDJ35 が SDJ10, 15, 20 (SDJ10-20) と比較して, SDJ40 が SDJ10-25 と比較して有意に長い時間を要していた ($p < 0.05$). 局面ごとに分けてみると, 踏切前半では, SDJ35, 40 が SDJ10-25 と比較して有意に長く, 踏切後半では, SDJ40 が SDJ10-25 と比較して有意に長い時間を要していた ($p < 0.05$). 跳躍高では, SDJ35 が SDJ10 と比較して有意に低い値を示し, SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に低い値を示した ($p < 0.05$). DJ_{index} では, SDJ30 が SDJ10 と比較して, SDJ35 が SDJ10, 15 と比較して, SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に低い値を示した ($p < 0.05$).

Table 1 Contact time, jump height, and DJ_{index} in each condition.

	SDJ10	SDJ15	SDJ20	SDJ25	SDJ30	SDJ35	SDJ40
Contact time (s)	0.250 ± 0.028	0.255 ± 0.029	0.253 ± 0.025	0.258 ± 0.027	0.269 ± 0.032	0.280 ± 0.034 ^{**††}	0.287 ± 0.042 ^{**†††}
braking phase (s)	0.102 ± 0.013	0.107 ± 0.013	0.105 ± 0.010	0.109 ± 0.027	0.113 ± 0.014	0.122 ± 0.014 ^{**†††}	0.123 ± 0.018 ^{**†††}
push-off phase (s)	0.148 ± 0.016	0.149 ± 0.017	0.148 ± 0.017	0.150 ± 0.027	0.157 ± 0.019	0.160 ± 0.022	0.164 ± 0.025 ^{**†††}
Jump height (m)	0.118 ± 0.023	0.116 ± 0.021	0.109 ± 0.021	0.112 ± 0.027	0.110 ± 0.025	0.107 ± 0.019 [*]	0.099 ± 0.025 ^{**††§}
DJ _{index} (m/s)	0.474 ± 0.067	0.456 ± 0.058	0.432 ± 0.066	0.435 ± 0.027	0.407 ± 0.077 [*]	0.385 ± 0.068 ^{**†}	0.350 ± 0.098 ^{**††§}

SDJ, single-legged rebound drop jump.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 7).

* Significantly different (p < 0.05) from SDJ10.

† Significantly different (p < 0.05) from SDJ15.

‡ Significantly different (p < 0.05) from SDJ20.

†† Significantly different (p < 0.05) from SDJ25.

††† Significantly different (p < 0.05) from SDJ30.

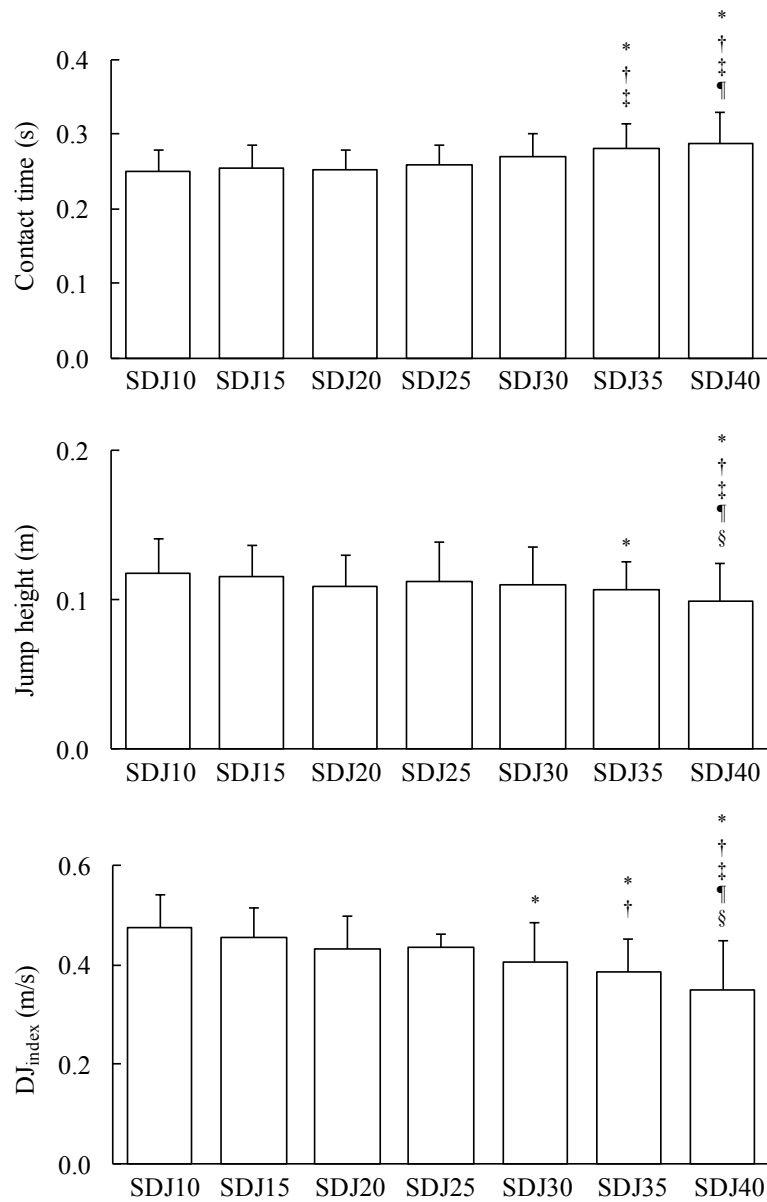


Figure 8 Contact time, jump height, and DJ_{index} in each condition.

SDJ: single-legged rebound drop jump. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

¶ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

§ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

3-3-2. 関節角変位

下肢3関節における角変位の条件間の比較について Table 2 および Figure 9 に示した。足関節底背屈では、SDJ20 が SDJ10 と比較して、SDJ25 が SDJ10, 15 と比較して、SDJ30 が SDJ10-20 と比較して、SDJ35, 40 が SDJ10-25 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。膝関節屈曲伸展では、SDJ20-30 が SDJ10 と比較して、SDJ35, 40 が SDJ10-20 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。股関節屈曲伸展では、SDJ25-35 が SDJ10 と比較して、SDJ40 が SDJ10-20 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。また、股関節内外転では、SDJ30 が SDJ10 と比較して、SDJ35 は SDJ15-25 と比較して、SDJ40 は SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

Table 2 Joint angular displacement between the touchdown and the lowest point of the center of gravity.

	SDJ10	SDJ15	SDJ20	SDJ25	SDJ30	SDJ35	SDJ40
Ankle (°)	27.7 ± 6.5	32.3 ± 4.7	35.8 ± 4.2*	39.5 ± 4.9*†	43.0 ± 6.0**‡	46.9 ± 6.0***††	47.4 ± 6.1***†††
Knee (°)	20.6 ± 4.8	25.7 ± 5.0	26.9 ± 3.1*	30.7 ± 2.9*	31.4 ± 5.7*	34.8 ± 2.6**‡	35.3 ± 5.5**‡‡
Hip (°)	2.7 ± 1.3	5.1 ± 2.3	4.8 ± 1.9	7.1 ± 1.2*	6.7 ± 3.5*	8.0 ± 3.6*	9.1 ± 2.5**‡‡
Ankle (°)	3.4 ± 3.0	3.1 ± 2.6	2.8 ± 2.6	5.0 ± 2.6	4.6 ± 1.4	5.1 ± 1.5	4.3 ± 2.7
Knee (°)	3.5 ± 1.0	3.3 ± 1.8	3.4 ± 1.8	3.7 ± 1.6	4.1 ± 2.1	4.6 ± 2.1	4.7 ± 2.4
Hip (°)	2.6 ± 2.1	3.4 ± 2.6	4.0 ± 2.7	5.0 ± 3.1	7.5 ± 3.9*	10.1 ± 3.6***††	12.5 ± 5.0***††§

SDJ, single-legged rebound drop jump.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 7).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

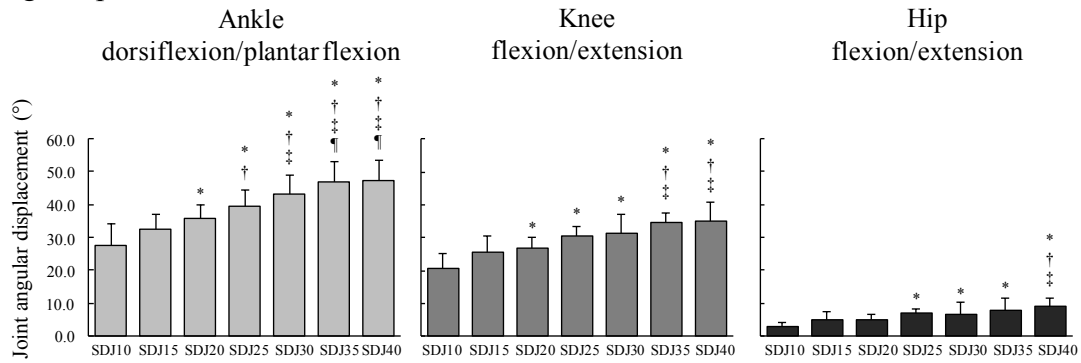
† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

†† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

††† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

Sagittal plane



Frontal plane

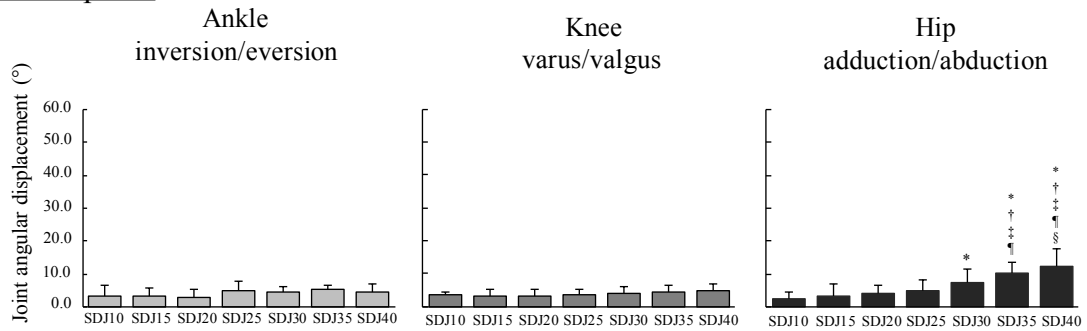


Figure 9 Joint angular displacement between the touchdown and the lowest point of the center of gravity.

SDJ: single-legged rebound drop jump. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

¶ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

§ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

3-3-3. 関節トルク

踏切区間の下肢3関節における最大トルクの条件間の比較を Table 3 に示した。また, Figure 10 には下肢3関節における最大トルクを, 足関節では底屈および外反を正, 背屈および内反を負, 膝関節では伸展および外反を正, 屈曲および内反を負, 股関節では伸展および外転を正, 屈曲および内転を負の値として図示した。

足関節において, 外反トルクでは, SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。内反トルクでは, SDJ25-35 が SDJ10, 15 と比較して, SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

膝関節において, 伸展トルクは, SDJ25-40 が SDJ10 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。外反トルクでは, SDJ40 が SDJ10-20 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。内反トルクでは, SDJ30 が SDJ10-20 と比較して, SDJ35 が SDJ10-25 と比較して, SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

股関節において, 伸展トルクでは, SDJ35 が SDJ10, 15 と比較して, SDJ40 が SDJ10-25 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。屈曲トルクでは, SDJ35, 40 が SDJ10, 15 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。外転トルクでは, SDJ30, 35 が SDJ10, 15 と比較して有意に大きい値を示し, SDJ40 は SDJ10-25 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。内転トルクでは, SDJ25, 30 は SDJ10 と比較して, SDJ35 は SDJ10-25 と比較して, SDJ40 は SDJ10-30 と比較して, 有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

Table 3 Peak joint torque during the take-off phase.

	SDJ10	SDJ15	SDJ20	SDJ25	SDJ30	SDJ35	SDJ40
Plantar flexion	3.51 ± 0.37	3.56 ± 0.42	3.49 ± 0.46	3.45 ± 0.44	3.54 ± 0.59	3.49 ± 0.53	3.39 ± 0.59
Dorsiflexion	0.01 ± 0.03	0.02 ± 0.04	0.00 ± 0.01	0.01 ± 0.02	0.00 ± 0.01	0.02 ± 0.05	0.05 ± 0.09
Everson	0.05 ± 0.06	0.05 ± 0.05	0.06 ± 0.06	0.05 ± 0.06	0.07 ± 0.05	0.09 ± 0.08	0.14 ± 0.13 ^{***§}
Inversion	0.38 ± 0.22	0.39 ± 0.20	0.48 ± 0.30	0.57 ± 0.32 ^{**†}	0.59 ± 0.31 ^{**†}	0.61 ± 0.34 ^{**†}	0.74 ± 0.34 ^{**†§§}
Extension	3.21 ± 0.98	3.51 ± 1.04	3.62 ± 1.21	3.79 ± 0.94 [*]	3.76 ± 1.20 [*]	3.87 ± 1.00 [*]	3.89 ± 0.83 [*]
Flexion	0.90 ± 0.36	0.90 ± 0.30	0.92 ± 0.38	0.85 ± 0.24	1.02 ± 0.24	0.83 ± 0.17	0.75 ± 0.21
Valgus	1.32 ± 0.31	1.35 ± 0.30	1.52 ± 0.47	1.65 ± 0.43	1.60 ± 0.68	1.63 ± 0.65	2.01 ± 0.79 ^{**†}
Varus	0.15 ± 0.07	0.16 ± 0.06	0.18 ± 0.07	0.23 ± 0.11	0.38 ± 0.11 ^{**†}	0.44 ± 0.11 ^{**††}	0.62 ± 0.23 ^{**†§§}
Extension	2.64 ± 0.79	2.56 ± 0.70	2.98 ± 0.98	3.48 ± 1.03	4.12 ± 1.71	4.61 ± 1.73 [†]	5.72 ± 2.00 ^{**†††}
Flexion	1.34 ± 0.73	1.62 ± 0.99	1.98 ± 0.86	1.99 ± 0.83	2.10 ± 0.69	2.73 ± 1.31 [†]	2.90 ± 1.03 [†]
Abduction	2.69 ± 0.38	2.77 ± 0.42	3.27 ± 0.52	3.44 ± 0.71	3.68 ± 0.84 ^{**†}	3.91 ± 1.21 ^{**†}	4.52 ± 1.29 ^{**††}
Adduction	0.23 ± 0.15	0.39 ± 0.27	0.51 ± 0.28	0.57 ± 0.32 [*]	0.66 ± 0.28 [*]	0.98 ± 0.28 ^{**††}	1.13 ± 0.28 ^{**†§§}

SDJ, single-legged rebound drop jump.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 7).

* Significantly different (p < 0.05) from SDJ10.

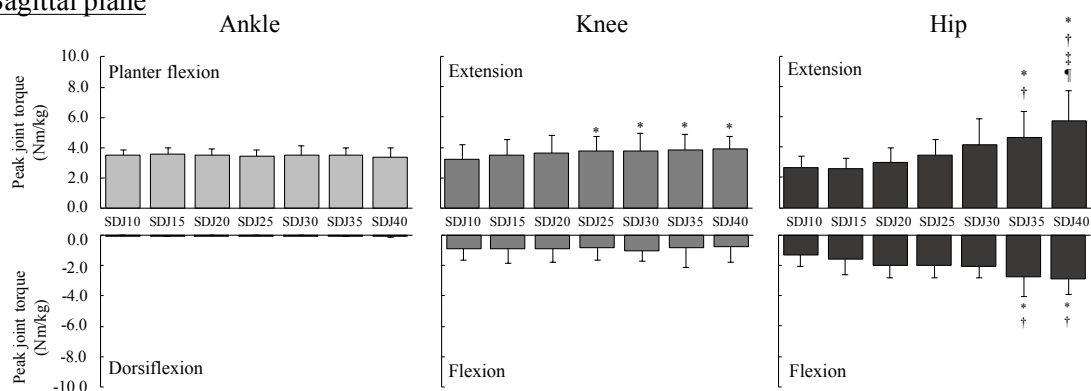
† Significantly different (p < 0.05) from SDJ15.

‡ Significantly different (p < 0.05) from SDJ20.

†† Significantly different (p < 0.05) from SDJ25.

††† Significantly different (p < 0.05) from SDJ30.

Sagittal plane



Frontal plane

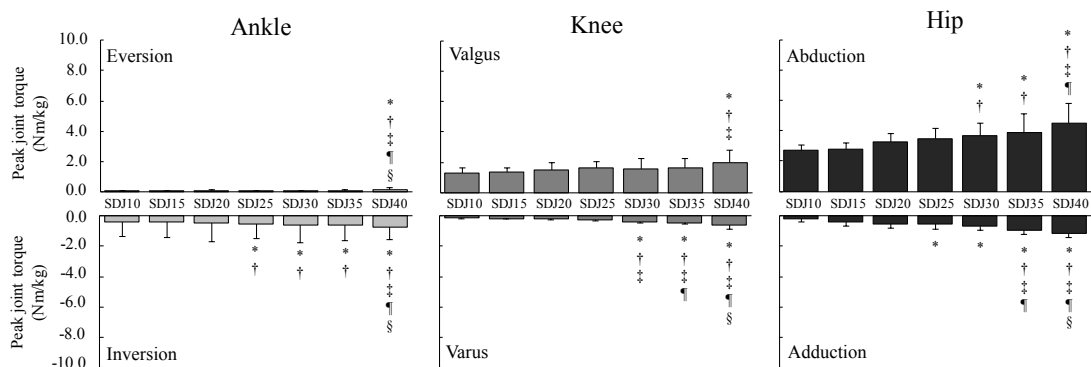


Figure 10 Peak joint torque during the take-off phase.

SDJ: single-legged rebound drop jump. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

¶ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

§ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

3-3-4. 関節の力学的仕事

矢状面の運動における踏切区間の正および負の仕事の条件間の比較について Table 4 および Figure 11 に示した。足関節底背屈軸まわりにおいて、正の仕事では、SDJ40 が SDJ15, 20 と比較して有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。一方、負の仕事では、SDJ20, 25 が SDJ10 と比較して、SDJ30, 40 が SDJ10-15 と比較して、SDJ35 が SDJ10-25 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。膝関節屈曲伸展軸まわりにおける負の仕事では、SDJ20 が SDJ10 と比較して、SDJ25, 30 が SDJ10, 15 と比較して、SDJ35 が SDJ10-20 と比較して、SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。また、股関節屈曲伸展軸まわりにおいて、正の仕事では、SDJ35 が SDJ15 と比較して、SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

前額面の運動における踏切区間の正および負の仕事の条件間の比較について Table 5 および Figure 12 に示した。足関節内外反軸まわりにおいて、負の仕事では、SDJ25 が SDJ10, 15 と比較して、SDJ30, 35 が SDJ15 と比較して、SDJ40 が SDJ10-20 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。股関節内外転軸まわりにおいて、正の仕事では、SDJ40 が SDJ15, 20 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。負の仕事では、SDJ25 が SDJ10 と比較して、SDJ30 が SDJ10, 15 と比較して、SDJ35 が SDJ10-20 と比較して、SDJ40 が SDJ10-30 と比較して有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

Table 4 Mechanical work in the sagittal plane.

	SDJ10	SDJ15	SDJ20	SDJ25	SDJ30	SDJ35	SDJ40
Positive work (J/kg)							
Ankle	1.27 ± 0.20	1.28 ± 0.16	1.27 ± 0.17	1.23 ± 0.12	1.26 ± 0.17	1.23 ± 0.11	1.16 ± 0.18 ^{†‡}
Knee	0.71 ± 0.28	0.79 ± 0.33	0.74 ± 0.35	0.81 ± 0.24	0.80 ± 0.35	0.78 ± 0.21	0.77 ± 0.20
Hip	0.08 ± 0.04	0.06 ± 0.03	0.08 ± 0.05	0.08 ± 0.04	0.11 ± 0.05	0.13 ± 0.08 [†]	0.18 ± 0.06 ^{**†‡§}
Negative work (J/kg)							
Ankle	-0.97 ± 0.25	-1.11 ± 0.20	-1.25 ± 0.30 [*]	-1.34 ± 0.24 [*]	-1.54 ± 0.42 ^{**†‡}	-1.59 ± 0.37 ^{**†‡¶}	-1.58 ± 0.31 ^{**†‡}
Knee	-0.57 ± 0.27	-0.75 ± 0.36	-0.90 ± 0.44 [*]	-1.04 ± 0.38 ^{**†}	-1.10 ± 0.50 ^{**†}	-1.25 ± 0.47 ^{**†‡}	-1.39 ± 0.42 ^{**†‡§}
Hip	-0.21 ± 0.13	-0.22 ± 0.11	-0.20 ± 0.11	-0.25 ± 0.10	-0.25 ± 0.09	-0.24 ± 0.12	-0.25 ± 0.11

SDJ, single-legged rebound drop jump.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 7).

* Significantly different (p < 0.05) from SDJ10.

† Significantly different (p < 0.05) from SDJ15.

‡ Significantly different (p < 0.05) from SDJ20.

¶ Significantly different (p < 0.05) from SDJ25.

§ Significantly different (p < 0.05) from SDJ30.

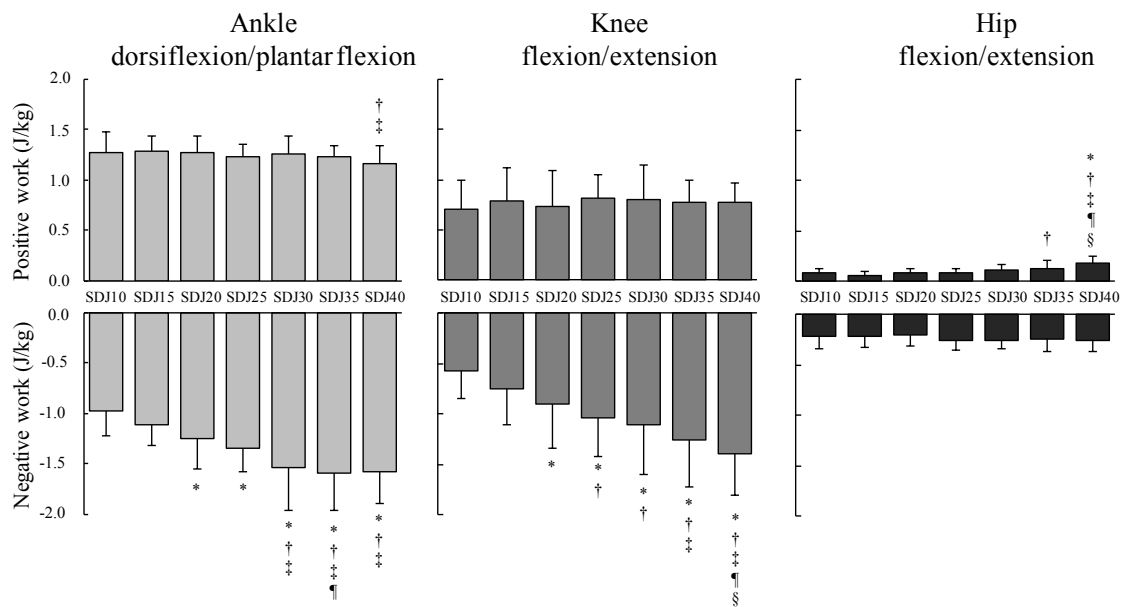


Figure 11 Mechanical work in the sagittal plane.

SDJ: single-legged rebound drop jump. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

¶ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

§ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

Table 5 Mechanical work in the frontal plane.

	SDJ10	SDJ15	SDJ20	SDJ25	SDJ30	SDJ35	SDJ40	
Positive work (J/kg)	Ankle	0.01 ± 0.00	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.02 ± 0.01	
	Knee	0.08 ± 0.05	0.09 ± 0.06	0.10 ± 0.09	0.11 ± 0.08	0.10 ± 0.09	0.10 ± 0.09	
	Hip	0.28 ± 0.11	0.25 ± 0.13	0.24 ± 0.11	0.29 ± 0.13	0.29 ± 0.12	0.30 ± 0.12	0.36 ± 0.14 ^{†‡}
Negative work (J/kg)	Ankle	-0.02 ± 0.01	-0.01 ± 0.01	-0.02 ± 0.01	-0.03 ± 0.02 ^{**†}	-0.02 ± 0.01 [†]	-0.03 ± 0.02 [†]	-0.03 ± 0.02 ^{**†}
	Knee	-0.08 ± 0.04	-0.10 ± 0.06	-0.11 ± 0.07	-0.12 ± 0.06	-0.10 ± 0.07	-0.11 ± 0.06	-0.12 ± 0.07
	Hip	-0.09 ± 0.09	-0.14 ± 0.11	-0.19 ± 0.08	-0.25 ± 0.13 [*]	-0.33 ± 0.13 ^{**†}	-0.38 ± 0.11 ^{**††}	-0.49 ± 0.16 ^{**†‡§}

SDJ, single-legged rebound drop jump.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 7).

* Significantly different (p < 0.05) from SDJ10.

† Significantly different (p < 0.05) from SDJ15.

‡ Significantly different (p < 0.05) from SDJ20.

†† Significantly different (p < 0.05) from SDJ25.

§ Significantly different (p < 0.05) from SDJ30.

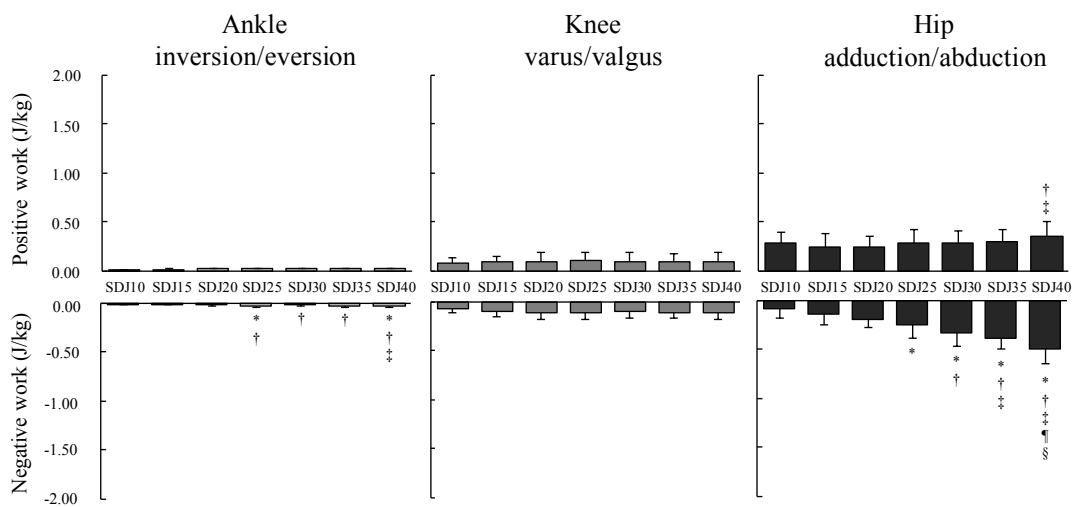


Figure 12 Mechanical work in the frontal plane.

SDJ: single-legged rebound drop jump. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

* Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ10.

† Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ15.

‡ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ20.

¶ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ25.

§ Significantly different ($p < 0.05$) from SDJ30.

3-4. 考察

3-4-1. SDJ の台高の上昇に伴う踏切時間, 跳躍高, DJ_{index} の特性

SSC運動の遂行能力の指標である DJ_{index} は台高30 cmから低下し始めていた。また、 DJ_{index} を構成する踏切時間は台高35 cm以上で有意に長く、跳躍高は有意に低くなり始めた。このような台高の上昇に伴うSDJの遂行能力の低下は、30 cm, 60 cm, 90 cm, 120 cmの台高を用いたDDJにおいて、台高30 cmの浅い膝曲げ動作で行うDDJが最も短い踏切時間で最も長い滞空時間が得られるという報告(図子ほか, 1993)と類似する結果となった。リバウンドドロップジャンプで高いパフォーマンスを発揮するには至適台高があり、台高が高すぎると踏切時間が長く、跳躍高は低くなる(Ishikawa et al., 2005)。DDJでは、できるだけ短い踏切時間で跳ぶように指示した場合、跳躍高は台高20 cmの場合と比較して台高40 cmでは差がみられないが、台高50 cmでは低くなることも報告されている(Peng, 2011)。SDJではDDJで報告されている至適台高よりも低い台高で、その傾向がみられる可能性がある。

これらのことより、大学女子球技選手におけるSDJでは30 cm以上の高い台高になると短時間で高く跳ぶというSDJの課題の遂行が困難になることが示唆された。

3-4-2. SDJ の台高の上昇に伴う下肢関節の角変位, 最大トルク, 力学的仕事の特性

矢状面に着目して台高の上昇に伴うSDJの運動特性の変化をみると、踏切前半の関節角変位は、足関節、膝関節では台高20 cmから、股関節では台高25 cmから大きくなり始め、台高が高くなるとともに、下肢での沈み込み動作が大きくなることわかる。SDJの台高が高くなると、落下高の増大により身体の位置

エネルギーが増加するため着地時の下肢関節への負荷が増加する。そのため、増加する衝撃を吸収するために下肢の各関節の屈曲角度を大きくして沈み込む必要があったと考えられる。Wang and Peng (2014) は踏切前半における地面反力の鉛直成分の最大値は、同じ台高でも SDJ が DDJ より大きいことを報告しており、SDJ では DDJ よりも着地脚が踏切前半で受け止める衝撃力が大きくなることがわかる。また、踏切区間における関節トルクの最大値は、膝関節の伸展トルク、股関節の屈曲および伸展トルクでそれぞれ台高 25 cm, 35 cm 以上になると大きくなり始めていたことから、落下負荷の増大による着地時の衝撃力の強さに対応するため、足関節よりも大きな力発揮が可能である膝関節や股関節筋群（図子ほか, 1998）を多く動員し、踏切時間も長くなったことが考えられる。

矢状面の運動における力学的仕事は、負の仕事が足関節と膝関節で台高 20 cm から大きくなり始めた。正の仕事は、股関節では台高 35 cm から大きくなり始めたが、足関節では台高 10 cm, 15 cm と比較して台高 40 cm で小さくなった。また、負の仕事については、足関節が股関節と比較して台高 15 cm で 5 倍、台高 30 cm で 6 倍以上も大きい値を示し、正の仕事でも足関節は股関節と比較して台高 30 cm までは 10 倍以上、台高 35 cm, 40 cm では 6 倍以上の大きい値を示していた。本研究における力学的仕事は、トルク発揮と同じ方向に関節角度が変位する場合には正の仕事が生じ、トルク発揮と反対方向に関節角度が変位した場合には、負の仕事が生じる。つまり、正の仕事は短縮性収縮による筋活動を示し、負の仕事は、伸張性収縮による筋活動を意味する。したがって、矢状面において SDJ は、どの台高でも股関節より足関節の力学的仕事大きい運動であるものの、台高が高くなると足関節底屈筋群への伸張性の負荷が大きくなる一方で、踏切後半で身体を上方へ持ち上げることへの足関節の寄与は小さく

なることが考えられる。また、SDJの台高が高くなると、前述のように膝関節伸展や股関節屈曲伸展の最大トルクが増加することからも、次第に膝関節や股関節での力発揮の影響を受けやすくなることが考えられる。特に、膝関節に関しては、半月板損傷や前十字靭帯再建術後の伸展筋力の低下が報告されている（McLeod et al., 2012; Arvidsson et al., 1981）。膝関節に既往歴があり、膝関節伸展筋群の筋力低下がみられる場合などにはSDJで足関節機能を評価したい場合であっても、踏切区間で発揮できる膝関節伸展の最大トルクが小さくなり、その遂行能力に影響を与えてしまう可能性がある。さらに、膝関節では負の関節仕事が増加していることから、高い台では伸張性収縮による力発揮が大きくなると考えられるため、膝関節伸展筋群への過度な負荷による外傷受傷のリスクも考慮する必要がある。

前額面の運動に着目すると、股関節の角変位は台高30 cm、最大トルクは台高25 cm以上で大きくなり始めた。小笠原ほか（2006）は、女性の片脚着地動作において、接地前は股関節に外転方向の角変位が生じていたものの、接地直後は外転位の時期がほとんどなく、内転方向に角変位が生じたこと報告している。荻山ほか（2013）はSRJにおいて、股関節では着地直後に内転トルクが生じるものの、踏切局面のほぼ全体で外転トルクが生じていることを示している。したがって、股関節の角変位が大きくなった台高30 cm以上では、低い台高のSDJと比較して、接地時の股関節外転の角度が大きいことや、その後の重心再下降時までの内転方向への角変位が大きくなっていることが推察される。SDJの踏切は片脚で行うため、DDJの踏切よりも狭い基底面内に身体重心を留めて姿勢を維持するために股関節内転および外転に伴う前額面の骨盤傾斜角を維持する必要がある。根地嶋ほか（2008b）は、両脚着地と比較して片脚着地では、中殿筋の筋活動が3倍にもなることを報告している。本研究におけるSDJの踏切区間

でも同様に、姿勢制御のために中殿筋などの前額面の骨盤傾斜角の維持に作用する股関節周囲筋群の働きによって、大きな股関節内転および外転トルクが発生したと考えられる。このことから、低い台高の SDJ では、大きな股関節の内転および外転トルクを発揮しなくても、前額面での股関節内転および外転に伴う骨盤傾斜角の維持が適切に行われた可能性がある。一方で、高い台高の SDJ では、接地時の股関節外転角度やその後の内転角変位が大きくなりやすく、それを制御するために、股関節内転および外転トルクが大きくなった可能性がある。また、足関節や膝関節では、台高が高くなっても角変位に相違はみられなかったが、最大トルクは大きくなっており、股関節と同様に前額面での片脚立位の姿勢維持に貢献しているものと考えられる。

前額面の運動における力学的仕事は、負の仕事が、足関節と股関節で台高 25 cm から大きくなり始め、正の仕事は股関節でのみ台高 15 cm, 20 cm と比較して台高 40 cm で大きくなっていったことから、台高が高くなると足関節だけでなく股関節の力学的仕事が大きくなることがわかる。さらに、負の仕事については、台高 30 cm 以上で股関節が足関節の 10 倍以上の値を示し、正の仕事は、全ての台高で股関節が足関節の 10 倍以上の値を示していたことから、前額面において、SDJ はどの台高でも、足関節より股関節の伸張性および短縮性収縮による運動の寄与が大きい運動であると考えられる。荻山ほか (2013) は、台を用いずに行う SRJ と DRJ を比較すると、SRJ は DRJ よりも踏切区間における股関節内外転軸まわりの力学的仕事大きいことを示している。また、そのことには股関節外転トルクの増加による影響が大きく、SRJ における股関節の外転トルクは姿勢制御と跳躍高の増大の役割を果たす可能性があることを報告している。本研究における SDJ においても同様に、どの台高でも股関節の外転筋群による力発揮

が SDJ の遂行に大きく寄与していると考えられ、特に股関節外転の最大トルクに増加がみられた台高 30 cm 以上ではその役割が大きくなる可能性がある。

本研究の結果から、SDJ では台高が高くなると膝関節や股関節の前額面の運動における角変位や最大トルク、力学的仕事が大きくなる特徴があることが示された。股関節外転筋群については、筋力低下などの機能不全がある場合、片脚立位時の前額面における骨盤傾斜角の維持が適切に行えないために、片脚立位時に股関節内転および膝関節外反傾向になる（トレンデレンブルグ徴候）。そのため、高い台を用いる SDJ では、前額面での姿勢制御を行うための股関節や膝関節の筋力などの機能低下を誘発しやすくなることが考えられ、その遂行能力に影響を与える可能性がある。

以上のことより、足関節機能評価の方法として SDJ を用いる際には、まず短い踏切時間でできるだけ高く跳ぶという運動課題の遂行が可能である必要がある。そのため、 DJ_{index} の低下がみられなかった 30 cm 未満の台高が有効であることが本章の結果より示唆される。その中でも特に、足関節以外の膝関節や股関節の筋群の動員を少なくして SDJ を遂行すること、膝関節や股関節周囲の機能低下の影響や外傷の受傷リスクを最小限に抑えて SDJ を行えることを考慮すると、膝関節と股関節に角変位、関節トルク、力学的仕事の増大がみられなかった 10 cm や 15 cm などの低い台高に設定する必要があると考えられる。さらに、大学男子サッカー選手の FAI を有する脚の SDJ の遂行能力を検討した Yoshida et al. (2012) の研究においては、SDJ15 の踏切時間が FAI を有しない脚よりも長くなっていたことを示している。これと同様に、大学女子球技選手においても足関節機能評価としての SDJ 台高としては 15 cm 程度の低い台高が適していると考えられる。

3-5. 結論

本研究では、大学女子球技選手の足関節機能評価方法として SDJ を用いる際の至適台高を検討することを目的とし、7 条件の台高を用いた SDJ における運動特性を比較した。結果は以下の通りである。

- (1) 30 cm 以上の台高で、 DJ_{index} が低下しはじめた。
- (2) 台高が高くなると踏切前半の下肢関節の角変位は、矢状面の運動において足関節、膝関節、股関節ともに大きくなり、前額面の運動においては股関節で大きくなった。
- (3) 台高が高くなると下肢関節の最大トルクは、矢状面の運動において膝関節伸展、股関節屈曲および伸展で大きくなり、前額面の運動においては足関節と膝関節の内反および外反、股関節の内転および外転で大きくなった。
- (4) 台高が高くなると下肢関節の力学的仕事は、正の仕事では股関節屈曲伸展および内外転軸まわりで増加し、足関節底背屈軸まわりで減少した。負の仕事では足関節の底背屈および内外反軸まわり、膝関節屈曲伸展軸まわり、股関節内外転軸まわりで大きくなった。

以上より、台高が高くなりすぎると踏切時間を短くして高く跳ぶという運動課題の遂行が困難になることや、足関節だけでなく膝関節および股関節の周囲筋群による力発揮や姿勢制御機能の影響が大きくなることが考えられる。これらの点を考慮すると、15 cm 以下の台高では各関節の運動特性に変化がみられなかったことから、足関節機能を評価するための SDJ の至適台高としては 15cm 程度が推奨される。

第4章 SDJ, SRJ, SSH の運動特性の相違 (研究課題2)

4-1. 目的

できるだけ短い踏切時間で高く跳ぼうとする DDJ は、矢状面からみた下肢3関節の力学的仕事の相対値から足関節の貢献度が高い運動であることが示されている (Bobbert et al., 1986; 関子と高松, 1995b) . また, DDJ の遂行能力の指標である DJ_{index} と同様の能力を評価するものとして, DRJ の跳躍高を踏切時間で除した値である RJ_{index} が用いられることがある (遠藤ほか, 2007; Tauchi et al., 2008) . さらに, DRJ を片脚に応用した SRJ は球技選手の運動能力を反映し (有賀ほか, 2012; Miura et al., 2010) , スポーツ現場での有用性が伺える. SRJ の運動特性に関しては, 矢状面からみると DRJ と同様に足関節の貢献度が高い運動ではあるものの, SRJ の方が DRJ よりも膝関節と股関節の負の仕事や, 股関節の正の仕事が大きいこと (荻山ほか, 2012) , 前額面では SRJ の方が DRJ よりも股関節内外転軸まわりの正および負の仕事が大きいことが示されている (荻山ほか, 2013) . しかし, SDJ と SRJ との違いは明らかになっていないため, 足関節機能に着目して SDJ を用いる際には, SDJ と SRJ の遂行における足関節の役割を把握したうえで用いる必要がある.

また, FAI との関係がみられている片脚のパフォーマンステストとして SSH が用いられている (Docherty et al., 2005) . SSH のタイムは, 特別な機器を用いずに測定が可能であり, スポーツ現場で利用しやすい利点がある. しかし, 10 往復に要したタイムのみで評価されるため, 踏切時間や跳躍高などを分けて詳細に SSC 運動の遂行能力を評価することはできない. さらに, SSH のタイムは膝前十字靭帯損傷との関係性も報告されていることから (Itoh et al., 1998) , 足関節のみならず膝関節に関わる機能低下の影響も受けやすい可能性がある.

そこで本研究の目的は、SDJの足関節機能評価としての有用性を示すため、大学女子球技選手を対象に、SDJと従来の片脚でのジャンプテストとして用いられているSRJとSSHの運動特性を比較し、相違を明らかにすることを目的とした。

4-2. 方法

4-2-1. 対象

大学女子球技選手17名（バスケットボール選手13名，ハンドボール選手4名：年齢， 19.4 ± 1.4 歳；身長， 1.67 ± 0.11 m；体重， 63.6 ± 12.6 kg）を対象とし，測定時に競技活動や本研究の運動課題の遂行に支障のある疾患がない者とした。

本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を受け，対象者に関しては文書及び口頭にて研究の趣旨を十分に説明し，文書にて同意を得て行った．承認番号（体24-60）

4-2-2. 運動課題

運動課題は，SDJ，SRJ，SSHとした（Figure 13）．なお，被検脚は走幅跳びの踏切脚とした．測定前に，対象者は各自で10分以上のウォーミングアップを実施した．測定は，対象者が各運動課題の十分な練習を行った後，SDJ，SRJ，SSHの順に実施した．

(1) SDJ

被検脚で台上に立ち，手を腰に当てたままフォースプラットフォーム上に片脚で着地した後，すぐに跳びあがるSDJとした．台高は第3章の結果から，短い踏切時間で高く跳ぶことが可能であること，および膝関節や股関節機能の影響を抑えることができると考えられる15 cmとした．対象者には，できるだけ踏切時間を短く，かつ高く跳ぶように指示をした．試技は3回実施し，疲労の影響を無くすために試技間には十分な休憩をとらせた．

(2) SRJ

フォースプラットフォーム上で、5回連続の片脚踏切の跳躍を行う SRJ を実施した（荻山ほか, 2013）。対象者には、できる限り踏切時間を短くし、かつ高く跳ぶように指示をした。また、上肢の振り込み動作による影響を最小限に抑えるために、試技は腰に手を当てた状態で実施した（遠藤ほか, 2007; Tauchi et al., 2008）。試技は 2 セット実施し、疲労の影響を無くすために試技間には十分な休憩をとらせた。

(3) SSH

30 cm 幅のラインを片脚でホップして 10 往復する SSH を実施した (Docherty et al., 2005; Yoshida et al., 2011)。試技はフォースプラットフォーム上で実施した。10 往復を 1 セットとして 2 セット実施し、試技間には疲労の影響を無くすために十分な休憩をとらせた。

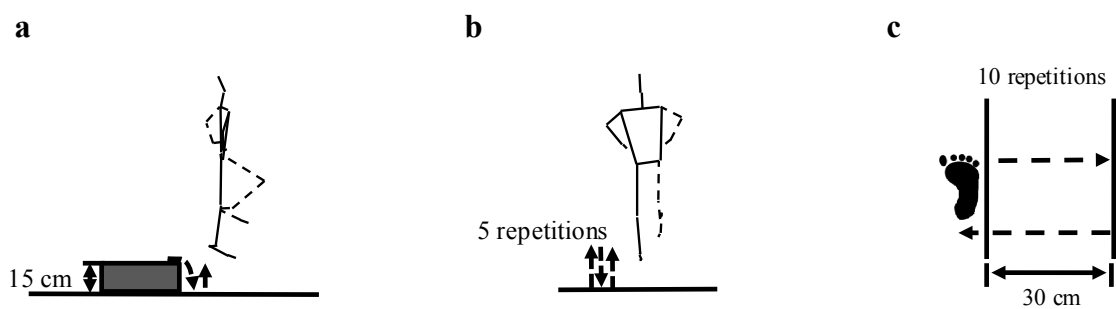


Figure 13 Three kinds of jump performance test.

a: single-legged rebound drop jump; b: single-legged rebound jump; c: single-legged side hop.

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

4-2-3. データ収集およびデータ処理

データ収集，分析範囲の局面分け，およびデータ処理の方法については，第3章と同様の手順で行った．本章においても，矢状面の運動を足関節底背屈，膝関節屈曲伸展，股関節屈曲伸展の運動とし，前額面の運動を足関節内外反，膝関節内外反，股関節内外転の運動と定義した．

4-2-4. 分析項目

(1) SDJ, SRJ, SSH の遂行能力の指標

1) SDJ および SRJ の踏切時間，跳躍高， $Jump_{index}$

SDJ および SRJ の遂行能力の指標として踏切時間 (s) と跳躍高 (m) , $Jump_{index}$ (m/s) を算出した．地面反力の鉛直成分において，体重の 3%を基準として接地と離地を決定し，踏切時間 (contact time) および滞空時間 (flight time) を算出し，滞空時間を以下の式に代入することで跳躍高 (jump height) を算出した (Bosco et al., 1983) .

$$JH = 1/8 \cdot g \cdot FT^2$$

ここで， g は重力加速度 9.81 m/s^2 を， JH は跳躍高 (m) ， FT は滞空時間 (s) を示している．さらに，SDJ および SRJ の跳躍高を踏切時間で除すことでそれぞれ DJ_{index} (m/s) と RJ_{index} (m/s) を算出した (岡子ら, 1993; 遠藤ほか, 2007; Tauchi et al., 2008) . これら 2 つの指数を総称して $Jump_{index}$ とした．SDJ は 3 回の試技のうち $Jump_{index}$ が最も高かった試技を分析対象とした．SRJ は 2 セットで合計 10 回の跳躍のうち $Jump_{index}$ が最も高かった跳躍を分析対象とした．

2) SSH の合計タイム, 踏切時間

SSH の遂行能力の指標として, 1 往復目の離地から 10 往復目終了時の接地までの所要時間 (s) を合計タイム (Total time) として算出した. また, 5 回目の外側接地時における接地から離地まで (踏切区間) の時間を踏切時間 (s) として算出した. 後述する下肢 3 関節における ROM および力学的仕事についても, この踏切区間について算出した. なお, 接地と離地は SDJ および SRJ と同様の方法で決定した. SSH は, 2 セットの試技のうち合計タイムが短かった方の試技を分析対象とした.

(2) 下肢 3 関節における ROM および力学的仕事

1) ROM

踏切前半における関節角度の最大値と最小値から関節角度の変位量を求め, 関節の運動範囲 (Range of motion: ROM) とした. ROM は, 足関節底背屈, 膝関節屈曲伸展, 股関節屈曲伸展および足関節内外反, 膝関節内外反, 股関節内外転について算出した. 座標系の定義および関節角度の算出方法は, 第 3 章と同様である.

2) 関節の力学的仕事

踏切区間における足関節の底背屈および内外反, 膝関節の屈曲伸展および内外反, 股関節の屈曲伸展および内外転軸まわりの力学的仕事を算出した. 各対象者の体重で規格化した関節トルクと関節角速度の内積を関節トルクパワーとし, 正および負のトルクパワーをそれぞれ時間積分することで各関節の正および負の力学的仕事を算出した. 座標系の定義および力学的仕事の算出方法については, 第 3 章と同様である.

4-2-5. 統計処理

SDJ, SRJ, SSH における踏切時間, 正および負の力学的仕事, ROM の平均値の差を検定するために反復測定の一元配置分散分析を行った. F 値が有意であった場合には事後検定として多重比較を行い, 有意水準の調整には Bonferroni 法を用いた. また, SDJ と SRJ における跳躍高および $\text{Jump}_{\text{index}}$ の平均値の差の検定には, 対応のある t 検定を行った. 統計処理には IBM SPSS statistics, version 24 package (IBM 社製) を使用し, 有意水準は 5%未満とした.

4-3. 結果

4-3-1. SDJ, SRJ, SSH の遂行能力の変数

SDJ と SRJ における踏切時間, 跳躍高, $\text{Jump}_{\text{index}}$ および SSH の踏切時間と合計タイムを Table 6 に示した. 各変数においてジャンプの種類における有意な差はみられなかった.

Table 6 Results of the jump performance tests.

	SDJ	SRJ	SSH
Contact time (s)	0.246 ± 0.025	0.247 ± 0.026	0.231 ± 0.031
Jump height (m)	0.127 ± 0.030	0.133 ± 0.022	-
Jump _{index} (m/s)	0.525 ± 0.148	0.548 ± 0.130	-
Total time (s)	-	-	7.713 ± 0.815

SDJ, single-legged rebound drop jump; SRJ, single-legged rebound jump; SSH, single-legged side hop.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n =17).

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

4-3-2. ROM

踏切脚の各関節における ROM を Table 7 および Figure 14 に示した。矢状面の運動において、足関節底背屈の ROM では、SRJ が最も大きく、次いで SDJ, SSH, の順に有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。膝関節屈曲伸展の ROM では SDJ と SRJ は SSH よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。これに対し、股関節屈曲伸展の ROM では、ジャンプの種類による有意な差はみられなかった。前額面の運動において、足関節内外反の ROM では SSH が最も大きく、次いで SRJ, SDJ の順に有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。膝関節内外反では SSH と SRJ は SDJ よりも有意に大きい値を示し、股関節内外転では SRJ は SDJ よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

Table 7 Range of motion of the ankle, knee and hip joints during the braking phase.

		SDJ	SRJ	SSH
Sagittal plane	Ankle (°)	34.83 ± 5.41 ^{*†}	40.95 ± 3.79 ^{*‡}	21.90 ± 6.49 ^{†‡}
	Knee (°)	25.91 ± 5.22 [†]	22.95 ± 4.39 [‡]	12.78 ± 5.60 ^{†‡}
	Hip (°)	6.27 ± 2.52	7.64 ± 2.33	7.74 ± 2.61
Frontal plane	Ankle (°)	5.67 ± 3.31 ^{*†}	8.88 ± 2.51 ^{*‡}	14.20 ± 4.63 ^{†‡}
	Knee (°)	4.91 ± 1.06 ^{*†}	6.60 ± 1.49 [*]	7.46 ± 2.05 [†]
	Hip (°)	4.21 ± 2.31 [*]	5.95 ± 2.89 [*]	4.60 ± 2.09

SDJ, single-legged rebound drop jump; SRJ, single-legged rebound jump; SSH, single-legged side hop.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n =17).

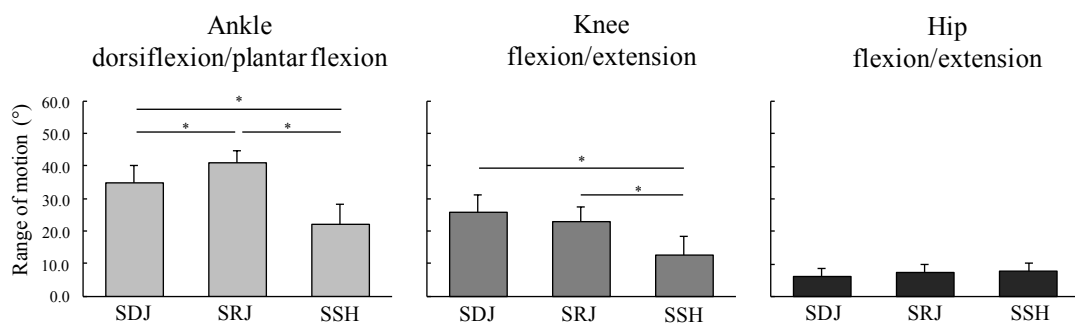
* Significant difference between the SDJ and SRJ (p < 0.05).

† Significant difference between the SDJ and SSH (p < 0.05).

‡ Significant difference between the SRJ and SSH (p < 0.05).

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

Sagittal plane



Frontal plane

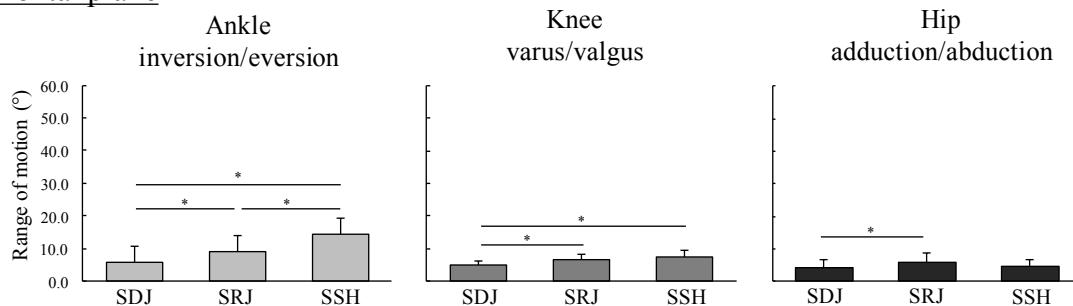


Figure 14 Range of motion of the ankle, knee and hip joints during the braking phase.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines). * Significantly different at $p < 0.05$.

4-3-3. 関節の力学的仕事

矢状面の運動における各関節の正および負の力学的仕事を Table 8 および Figure 15 に示した。

正の仕事において、足関節底背屈、膝関節屈曲伸展軸まわりでは、SDJ と SRJ が SSH よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。股関節屈曲伸展軸まわりでは、SSH が SRJ と SSH よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

負の仕事においては、足関節の底背屈軸まわりでは SRJ が最も大きく、次いで SDJ, SSH の順に有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。膝関節と股関節の屈曲伸展軸まわりでは SDJ と SRJ が SSH よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

前額面の運動における正および負の力学的仕事を Table 9 および Figure 16 に示した。正の仕事において、膝関節の内外反軸まわりでは SSH が最も大きく、次いで、SRJ, SDJ の順に有意に小さい値を示した ($p < 0.05$)。足関節内外反と股関節内外転軸まわりでは、ジャンプの種類による有意な差はみられなかった。

負の仕事においては、足関節と膝関節の内外反、股関節内外転軸まわりでは、SRJ と SSH は SDJ よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。

Table 8 Mechanical work in the sagittal plane.

	Ankle		Knee		Hip				
	dorsiflexion/plantar flexion		flexion/extension		flexion/extension				
	SDJ	SRJ	SDJ	SRJ	SDJ	SRJ			
Positive work (J/kg)	1.31 ± 0.14 [†]	1.37 ± 0.18 [‡]	0.59 ± 0.12 ^{†‡}	0.74 ± 0.23 [†]	0.70 ± 0.21 [†]	0.35 ± 0.21 ^{†‡}	0.09 ± 0.06 [†]	0.08 ± 0.06 [‡]	0.14 ± 0.07 ^{†‡}
Negative work (J/kg)	-1.18 ± 0.21 ^{*†}	-1.39 ± 0.28 ^{*‡}	-0.67 ± 0.23 ^{†‡}	-0.73 ± 0.25 [†]	-0.73 ± 0.22 [‡]	-0.29 ± 0.14 ^{†‡}	-0.20 ± 0.10 [†]	-0.16 ± 0.08 [‡]	-0.09 ± 0.05 ^{†‡}

SDJ, single-legged rebound drop jump; SRJ, single-legged rebound jump; SSH, single-legged side hop.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 17).

* Significant difference between the SDJ and SRJ (p < 0.05).

† Significant difference between the SDJ and SSH (p < 0.05).

‡ Significant difference between the SRJ and SSH (p < 0.05).

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

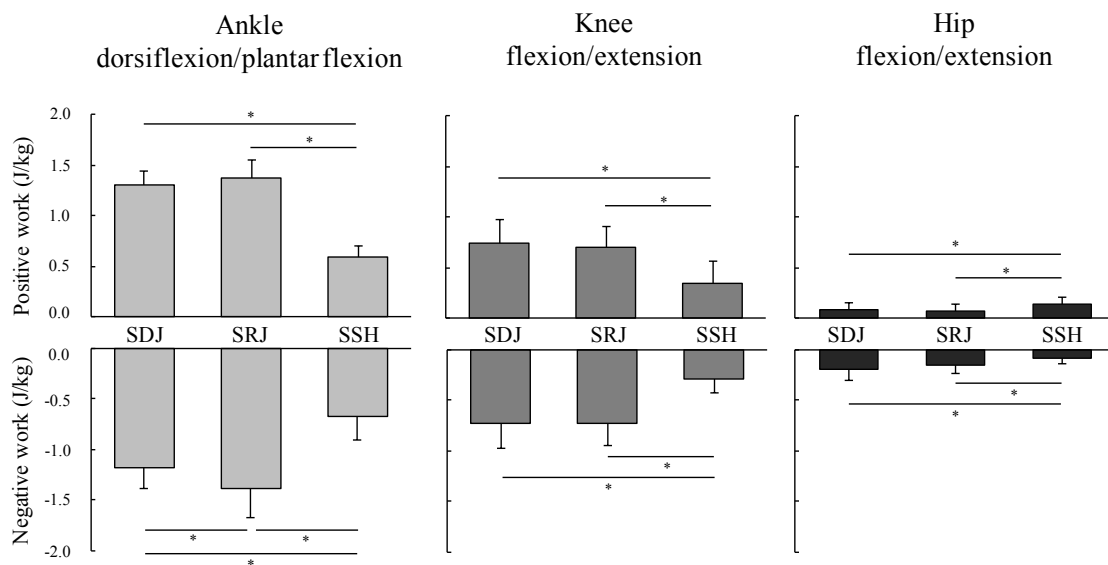


Figure 15 Mechanical work in the sagittal plane.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines). * Significantly different at $p < 0.05$.

Table 9 Mechanical work in the frontal plane.

	Ankle			Knee			Hip		
	inversion/eversion			varus/valgus			adduction/abduction		
	SDJ	SRJ	SSH	SDJ	SRJ	SSH	SDJ	SRJ	SSH
Positive work (J/kg)	0.01 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.03 ± 0.03	0.08 ± 0.04 ^{**†}	0.10 ± 0.05 ^{**†}	0.15 ± 0.08 ^{†‡}	0.25 ± 0.11	0.26 ± 0.12	0.21 ± 0.07
Negative work (J/kg)	-0.02 ± 0.01 ^{**†}	-0.03 ± 0.01 [*]	-0.04 ± 0.03 [†]	-0.08 ± 0.04 ^{**†}	-0.11 ± 0.05 [*]	-0.15 ± 0.06 [†]	-0.14 ± 0.09 ^{**†}	-0.21 ± 0.13 [*]	-0.18 ± 0.10 [†]

SDJ, single-legged rebound drop jump; SRJ, single-legged rebound jump; SSH, single-legged side hop.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants (n = 17).

* Significant difference between the SDJ and SRJ (p < 0.05).

† Significant difference between the SDJ and SSH (p < 0.05).

‡ Significant difference between the SRJ and SSH (p < 0.05).

Used with permission. Copyright 2017, *International Journal of Sports Physical Therapy*. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(14): 560-568.

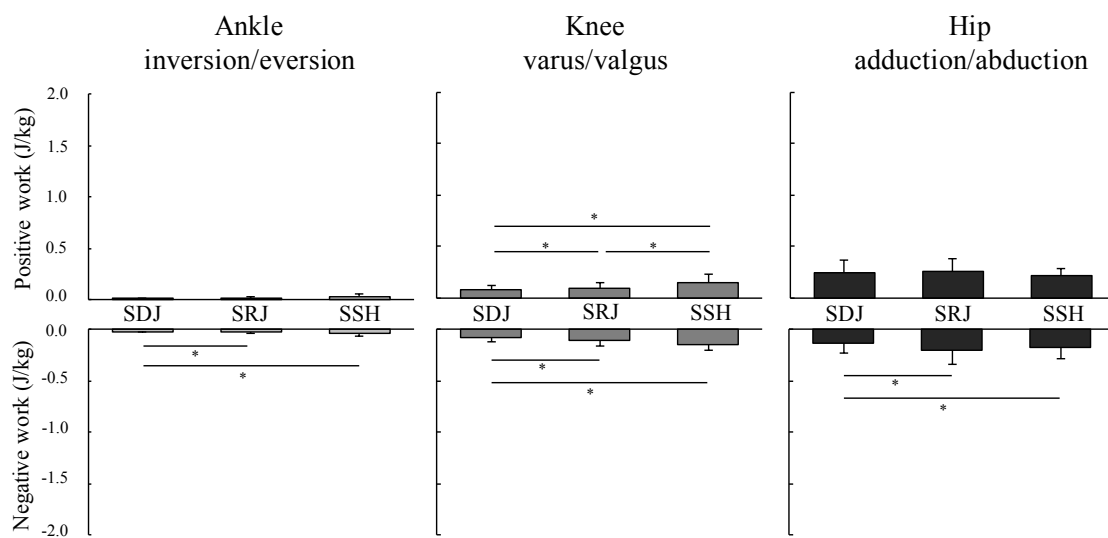


Figure 16 Mechanical work in the frontal plane.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines). * Significantly different at $p < 0.05$.

4-4. 考察

4-4-1. SRJ, SSH との比較からみた SDJ の遂行能力の特性

SDJ, SRJ, SSH の踏切時間および SDJ と SRJ の跳躍高と $\text{Jump}_{\text{index}}$ ではジャンプの種類間に有意な差は認められなかった。SSC 運動は踏切時間を基準にして、0.25 秒を超える場合は長時間の SSC 運動、0.25 秒未満の場合には短時間の SSC 運動に分類される (Schmidtbleicher, 1992)。また、短時間で行う運動と比較的長い時間で行う運動では、神経制御機構が異なることも報告されている (米田, 1989)。SDJ, SRJ, SSH の踏切時間の平均値は全て 0.25 秒未満を示しているため、短時間の SSC 運動に分類でき、神経制御機構も類似した運動課題であることが推測される。また、SDJ と SRJ には跳躍高にも有意な差がなく、獲得した力積の大きさも同程度であったと考えられる。したがって、本研究で行った 3 種類の運動課題は跳躍方法や方向は異なるものの、遂行能力に関する変数において SDJ は、SRJ や SSH と類似した跳躍運動であると考えられる。

4-4-2. SRJ, SSH との比較からみた SDJ の ROM および力学的仕事の特性

はじめに鉛直方向の跳躍である SDJ, SRJ の両方を側方への跳躍である SSH と比較すると、SDJ と SRJ は、SSH よりも足関節底背屈および膝関節屈曲伸展軸まわりの ROM や負の仕事が大きいのに関わらず、股関節屈曲伸展軸回りの正の仕事が小さかった。Inaba et al. (2013) はサイドステップの内側方への跳躍動作において、ステップ距離の増加に伴う股関節最大伸展トルクの増加や、股関節屈曲伸展軸まわりの正の仕事の増加率の高さから、股関節伸筋群が側方への推進力に貢献する可能性があることを示している。このことから、本研究の SSH における正の仕事の大きさは、側方への推進力のための短縮性収縮による伸筋力発揮の大きさが関与しているものと考えられる。つまり、SDJ と SRJ

での鉛直方向への跳躍は、SSHで行う30 cm幅の側方への跳躍よりも股関節伸展筋群の短縮性収縮による運動の寄与が小さいことが考えられる。

前額面の運動については、SDJとSRJはSSHよりも足関節内外反軸まわりのROMが小さかったことから、SSHでは、SDJやSRJよりも足部接地時から身体重心最下降時までの、足関節内外反の関節運動の範囲が大きいことがわかる。また、SDJはSSHと比較して前額面における下肢の各関節の負の仕事も小さかったことから、左右方向への各関節の動きを制御するための伸張性収縮による運動の寄与が小さいことが考えられる。したがって、足関節の内外反の運動を制動する靭帯や筋群へのストレスが高まりやすく、足関節捻挫による内外反方向への構造的な不安定性や関節位置覚の低下、外反筋力の低下などの前額面の姿勢制御に関わる機能低下を反映しやすい可能性がある。しかし、対象者の足関節の状態によっては、過度のストレスによる足関節捻挫の再受傷のリスクを考慮する必要もある。

次に、SDJと同じ鉛直方向へのジャンプであるSRJとの運動特性を比較すると、矢状面の運動において、SDJはSRJと比較して足関節底背屈のROMと負の仕事が小さかった。しかし、前額面の運動に着目するとSDJは全ての関節においてROMと負の仕事がSRJよりも小さいことから、SDJは踏切前半での下肢関節の左右の関節の運動範囲が小さく、踏切中の伸張性収縮による運動の寄与が少ないことがわかる。このことから、SDJとSRJはともに、矢状面では足関節の負の仕事がSSHよりも大きい運動であるが、前額面ではSRJはSDJよりも膝関節や股関節の負の仕事も大きいことが考えられる。したがって、連続跳躍であるSRJは1回の跳躍であるSDJよりもSSC運動中の足関節底背屈に関わる足関節機能を反映しやすいことが考えられるものの、前額面での膝関節や股関節筋群の伸張性収縮による姿勢制御能力が踏切時間や跳躍高などに反映されやすい可能性がある。

先行研究では、落下負荷の違いがDDJの下肢関節の力発揮や仕事の大きさに影響を与えることが報告されている (Bobbert et al., 1987b; Peng, 2011) . SDJについても第3章で同様の結果を示した. しかし、本研究においてSDJの台高 (0.15 m) とSRJの跳躍高 (0.133 ± 0.022 m) は同程度であるため、SDJとSRJの運動特性の違いは、落下高の違いによる影響は少ないものと考えられる. 他の要因としては、SDJとSRJの跳躍回数の相違が考えられる. SDJとSRJは鉛直方向の跳躍動作であるものの、SRJでは連続で跳躍するために着地時の衝撃吸収や姿勢制御を連続して成功させる必要があるということが考えられる. このことは、連続した跳躍であるSRJとSSHを比較すると跳躍方向が異なるものの、前額面のROMや正および負の仕事のほぼ全ての項目に有意な差がみられなかったことにも関与していると考えられる. 林ほか (2016) は7回連続のDRJにおいて、跳躍回数を重ねるとともにJump_{index}が高くなる可能性を示している. このように連続跳躍では、対象者は踏切ごとに適切な動作を行えるよう関節角度や力発揮を調整している可能性がある. さらに、DRJのような両脚踏切よりもSRJのような片脚踏切の方が、着地時の下肢への衝撃力が大きいことや、踏切前半での関節の運動範囲が大きくなりやすく、姿勢制御能力がより求められることが考えられる. また、片脚着地後に姿勢が安定するまでには、約1秒程度要すことも報告されている (Wright et al., 2016) , SRJでは接地してから約0.25秒の短時間で離地をするため、完全に安定しないまま次の跳躍を行う必要がある. したがって、踏切ごとに着地位置が異なりやすくなり、対象者は下肢の関節の位置を修正する必要があるため、SRJとSSHは類似した運動特性がみられた可能性がある.

以上のことから、矢状面の運動では、SDJとSRJはともに足関節の正および負の仕事がSSHよりも大きく、足関節底背屈に関わる機能を反映しやすい可能性があるものの、前額面の運動の特徴も含めて考えると、SDJはSRJよりも膝関節や

股関節での姿勢制御能力の影響を抑えてその遂行能力を評価できると考えられる。

4-5. 結論

本研究では、SDJの足関節機能評価方法としての有用性を示すため、15 cmの台を用いたSDJと、台を用いずに行うSRJおよび側方への跳躍であるSSHの運動特性の比較を行った。主な結果は以下の通りである。

- (1) SDJとSRJはSSHと比較して、矢状面の運動における足関節と膝関節のROMは大きく、前額面の運動では足関節のROMが小さかった。
- (2) SDJとSRJはSSHと比較して、矢状面の運動における足関節、膝関節、股関節の力学的仕事は大きい傾向にあったが、股関節屈曲伸展軸まわりの正の仕事のみ小さかった。
- (3) SDJはSRJと比較して、同じ鉛直方向の跳躍であるものの足関節底背屈軸まわりの負の仕事および前額面の運動における下肢の各関節のROMや負の仕事が小さかった。

これらのことより、SDJはSRJやSSHよりも前額面の姿勢制御に関与する膝関節や股関節の機能低下の影響を最小限に抑えて、足関節機能を評価できることが考えられる。

第5章 SDJの遂行能力とFAIとの関係の検討(研究課題3)

5-1. 目的

CAIではMAIの有無に関わらず、自覚的な不安定感が残存するFAIと呼ばれる病態があり、その特徴として足関節周囲の筋力低下や固有受容感覚および神経筋機能制御の障害などの様々な機能低下があげられる(Hertel et al., 2002)。また、FAIの複合的な機能評価として数種類のホップテストが実施されており、FAIではSSHなどの側方へ動きが含まれるテストのタイムが遅くなることが報告されている(Docherty et al., 2005; Caffrey et al., 2009)。しかしながら、SDJのように踏切時間や跳躍高を考慮し、SSC運動の遂行能力とFAIの関係を検討したものは極めて少ない。また、第4章の結果により連続跳躍であるSRJやSSHはSDJよりも前額面での膝関節や股関節の機能低下の影響を受けやすい運動であることが考えられる。FAIを有する脚のSDJ、SRJ、SSHの遂行能力の特性を把握することや、SDJの遂行能力とSRJ、SSHの遂行能力との関係を検討することは、SDJの足関節機能評価方法としての有用性を示すとともに、FAIとSDJの関係をより明確にすることができる可能性がある。

本研究では、大学女子球技選手を対象に、FAIを有する脚と有しない脚におけるSDJ、SRJ、SSHの遂行能力の比較および関係を検討することにより、SDJの遂行能力とFAIとの関係を明らかにすることを目的とした。

5-2. 方法

5-2-1. 対象

大学女子球技選手 51 名（バスケットボール選手 24 名，ハンドボール選手 27 名）を対象とした．本研究は大阪体育大学研究倫理審査委員会の承認を受け，対象者には文書及び口頭にて研究の趣旨を十分に説明し，文書にて同意を得て行った．承認番号（15-40）

被検脚は走幅跳びの踏切脚とし，被検脚に次の 5 つの条件の一つ以上を含む 14 名は除外した．

- (1) 測定日の過去 3 ヶ月未満に少なくとも 1 日以上 of 身体活動の休止（競技練習を休むなど）を余儀なくされた下肢の筋骨格系の外傷を受傷している．
- (2) 過去に下肢の筋骨格系の手術歴がある．
- (3) 測定中に，テーピングや装具を装着して行う必要がある．
- (4) 足関節捻挫の既往がないにも関わらず CAIT のスコアが 25 点以下である．
- (5) 初回の足関節捻挫を過去 12 ヶ月未満に受傷している．

最終的に 37 名（バスケットボール選手 20 名，ハンドボール選手 17 名：年齢， 19.7 ± 0.9 歳；身長， 1.65 ± 0.07 m；体重， 61.9 ± 6.7 kg）を対象とし，利き脚に FAI を有する群（FAI 群）18 名と有しない群（Control 群）19 名の 2 つの群に分けた．

FAI の有無は，Hiller et al.（2006）により作成された質問紙 CAIT を用いて決定した．FAI 群は，被検脚に 1 回以上の足関節捻挫の既往を有することかつ CAIT

のスコアが25点以下の者とし、Control群は足関節捻挫の既往の有無に関わらず、被検脚における足関節のCAITスコアが26点以上の者とした。CAITの原文は英語であるため、日本語訳および群分けの基準となるスコアは、Kunugi et al. (2017a)が報告した日本語版のCAIT (Table 10) とカットオフ値にもとづき決定した。

なお、本研究における足関節捻挫の既往の定義は、少なくとも1日以上の身体活動の休止（競技練習を休むなど）を余儀なくされたものとした。

Table 10 The Japanese version of the Cumberland Ankle Instability Tool.

各質問に対し、あなたの足関節に関して最も当てはまるもの1つに☑を付けて下さい。

	左足	右足	点数
1.以下の状況で足関節に痛みがでますか？			
まったくでない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
スポーツ中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
凸凹な地面でのランニング中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
平らな地面でのランニング中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
凸凹な地面での歩行中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
平らな地面での歩行中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2.以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
スポーツ中に時々(毎回ではない)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
スポーツ中に頻繁に(毎回)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
日常生活に時々	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
日常生活に頻繁に	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3.以下の状況で急なターンをした時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
ランニング中に急なターンをした時に時々	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
ランニング中に急なターンをした時に度々	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
歩行中に急なターンをした時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4.以下の状況で階段を降りる時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
急いだ場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
たまに	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
いつも	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
5.以下の状態で片足立ちをした時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
つま先立ちをした場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
足裏を床にしっかりとつけた場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6.以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
片足で左右に数回飛び跳ねた時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
片足でその場で数回飛び跳ねた時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
片足で高く1回ジャンプ着地した時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7.以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
凸凹した地面での走行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
凸凹した地面でのジョギング時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
凸凹した地面での歩行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
平らな地面での歩行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8.通常、足関節を捻りそうになった時、それを止められますか？			
すぐに止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
たいていは止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
たまに止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
止められない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
足関節を捻ったことがない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9.足関節を捻った後、通常の状態に戻るまでどれくらいかかりますか？			
たいていすぐ戻る	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
1日以内	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
1-2日	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
2日以上	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
足関節を捻ったことがない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

NOTE: The scoring scale is on the right. The scoring system is not visible on the subject's version.

Used with permission. Taylor & Francis copyright holders 2016, Shun Kunugi, Akihiko Masunari, Byungjoo Noh, Toshio Mori, Naruto Yoshida, Shumpei Miyakawa (2017) Cross-cultural adaptation, reliability, and validity of the Japanese version of the Cumberland ankle instability tool. Disability and Rehabilitation. 39(1): 50-58.

Taylor and Francis link - <http://tandfonline.com/10.3109/09638288.2016.1138555>

5-2-2. 運動課題および分析項目

運動課題は、SDJ, SRJ, SSHとした。測定前に、対象者は各自で5分以上のウォーミングアップを実施した。測定は、対象者が各運動課題の十分な練習を行った後に実施した。

(1) SDJ

被検脚で15 cmの台上に立ち、手を腰に当てたまま片脚で着地した後、すぐに跳びあがるSDJとした。対象者には、できる限り踏切時間を短くし、かつ高く跳ぶように指示をした。試技は3回実施し、疲労の影響を無くするために試技間には十分な休憩をとらせた。

SDJの遂行能力の指標として、踏切時間(s)、跳躍高(m)、 DJ_{index} (m/s)を算出した。マットスイッチ(DKH社製、マルチジャンプテスター)を用いて、踏切時間(contact time)および滞空時間(flight time)を計測し、滞空時間を以下の式に代入することで跳躍高(jump height)を算出した(Bosco et al.,1983)。

$$JH = 1/8 \cdot g \cdot FT^2$$

ここで、 g は重力加速度 9.81 m/s^2 を、 JH は跳躍高(m)、 FT は滞空時間(s)を示している。さらに、跳躍高を踏切時間で除すことで、 DJ_{index} (m/s)を算出した(岡子ほか, 1993)。3回の試技のうち、 DJ_{index} が最も高かった試技を分析対象として用いた。

(2) SRJ

片脚踏切で5回連続の跳躍を行うSRJを実施した(Miura et al., 2010)。対象者には、できる限り踏切時間を短くし、かつ高く跳ぶように指示をした。また、上肢の振り込み動作による影響を最小限に抑えるために、腰に手を当てた状態で実施した(遠藤ほか, 2007; Tauchi et al., 2008)。試技は2セット実施し、疲労の影響を無くすために試技間には十分な休憩をとらせた。

SRJの遂行能力の指標として、踏切時間(s)、跳躍高(m)をSDJと同様の方法を用いて算出した。さらに、跳躍高を踏切時間で除すことで、 RJ_{index} (m/s)を算出した(遠藤ほか, 2007; Tauchi et al., 2008)。SRJは2セットで合計10回の跳躍のうち RJ_{index} が最も高かった跳躍を分析対象として用いた。

なお、前述した DJ_{index} と RJ_{index} は総称して $Jump_{index}$ とした。

(3) SSH

30 cm幅のラインを片脚でホップして10往復するSSHを実施した(Docherty et al., 2005)。SSHの遂行能力の指標として、10往復の所要時間(s)をストップウォッチ用いて計測し、合計タイム(total time)とした。10往復を1セットとして2セット実施し、合計タイムが速かった方の試技を分析対象として用いた。

5-2-3. 統計処理

FAI群とControl群におけるSDJ、SRJ、SSHの各変数の平均値の差を比較するために、対応のないt検定を行った。また、各群におけるSDJとSRJの遂行能力の関係およびSDJとSSHの遂行能力の関係の検討には、ピアソンの積率相関係数を算出した。統計処理にはIBM SPSS statistics, version 24 package (IBM社製)を使用し、有意水準は5%未満とした。

5-3. 結果

5-3-1. FAI 群と Control 群における身体特性および CAIT のスコア

FAI 群と Control 群における身体特性および CAIT のスコアを Table 11 に示した。FAI 群は Control 群と比較して CAIT のスコアが有意に低かったが ($p < 0.05$)、年齢、身長、体重は群間で有意な差はみられなかった。

5-3-2. FAI 群と Control 群における SDJ, SRJ, SSH の遂行能力

SDJ および SRJ の遂行能力（踏切時間、跳躍高、 $\text{Jump}_{\text{index}}$ ）における FAI 群と Control 群の比較を Figure 17, SSH の遂行能力（合計タイム）における FAI 群と Control 群の比較を Figure 18 に示した。

SDJ において、踏切時間では FAI 群 (0.249 ± 0.020 s) は Control 群 (0.235 ± 0.022 s) と比較して有意に長かった ($p < 0.05$)。しかし、跳躍高 (FAI 群, 0.115 ± 0.025 m; Control 群, 0.106 ± 0.025 m) および $\text{Jump}_{\text{index}}$ (FAI 群, 0.462 ± 0.094 m/s; Control 群, 0.457 ± 0.118 m/s) には群間における有意な差はみられなかった。

SRJ において、踏切時間 (FAI 群, 0.243 ± 0.016 s; Control 群, 0.238 ± 0.026 s) , 跳躍高 (FAI 群, 0.110 ± 0.025 m; Control 群, 0.106 ± 0.025 m) , $\text{Jump}_{\text{index}}$ (FAI 群, 0.456 ± 0.112 m/s; Control 群, 0.451 ± 0.114 m/s) に群間における有意な差はみられなかった。

SSH において、合計タイム (FAI 群: 7.31 ± 0.51 s, Control 群: 7.19 ± 0.57 s) は群間における有意な差はみられなかった。

Table 11 Characteristics of the FAI and control groups.

	FAI group (n = 19)	Control group (n = 18)
Age (y)	19.9 ± 0.9	19.6 ± 0.8
Body height (m)	1.65 ± 0.08	1.65 ± 0.06
Body mass (kg)	62.7 ± 7.9	61.0 ± 5.2
CAIT score *	21.2 ± 2.5	27.7 ± 1.4

FAI, functional ankle instability; CAIT, Cumberland ankle instability tool.

Data are presented as means ± standard deviations of the participants.

* Significant difference between the FAI and control groups ($p < 0.05$).

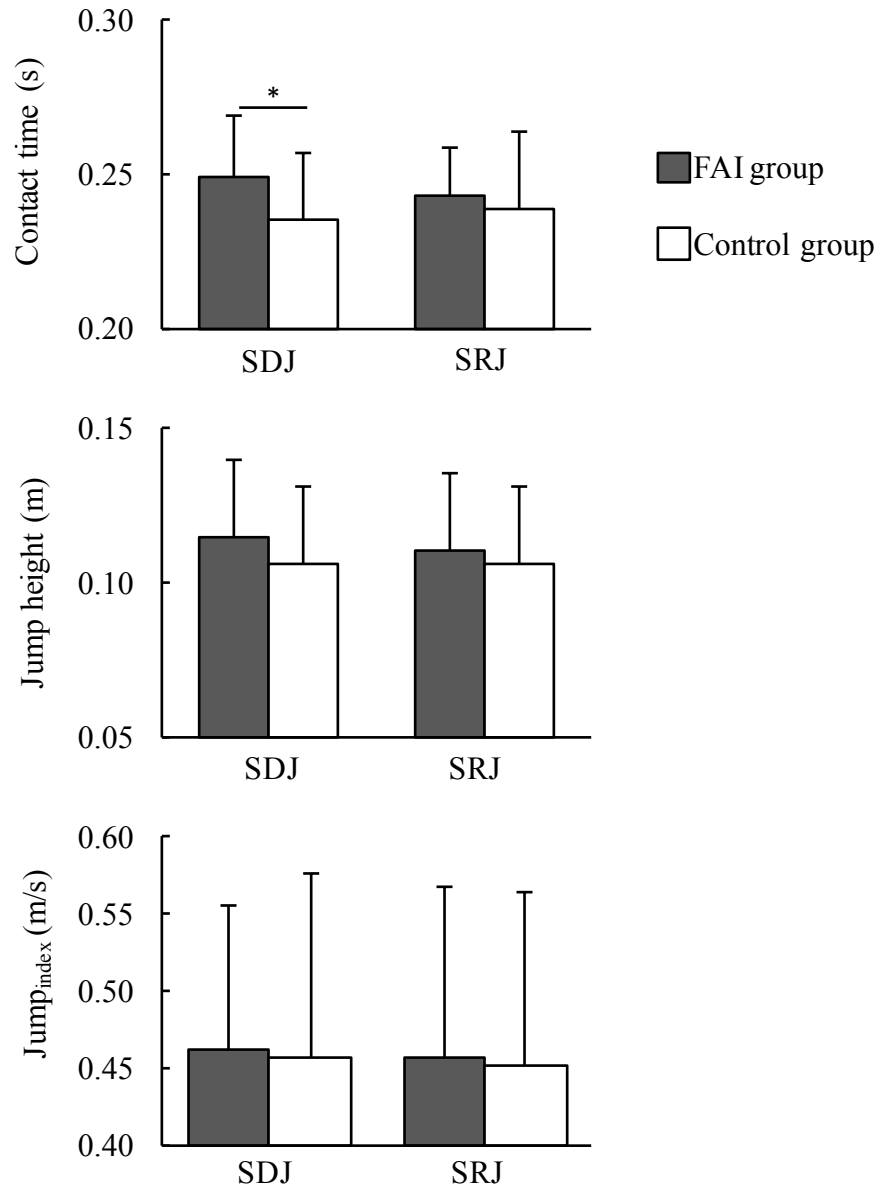


Figure 17 Comparison of contact time, jump height, and jump_{index} between the FAI and control groups in SDJ and SRJ.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; FAI: functional ankle instability. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines). * Significant difference between the FAI and control groups ($p < 0.05$).

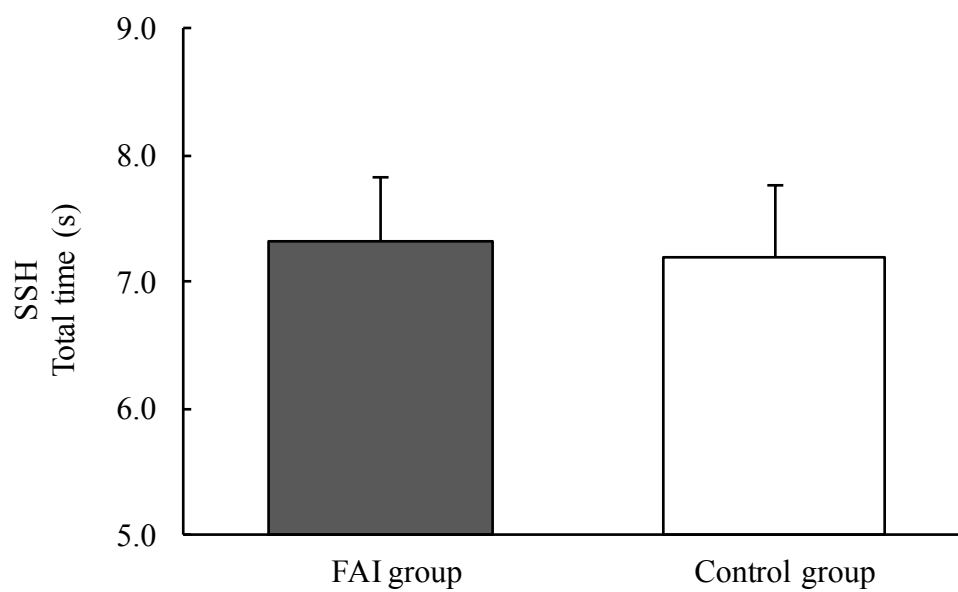


Figure 18 Comparison of total time in SSH between the FAI and control groups. SSH: single-legged side hop; FAI: functional ankle instability. Data are presented as means (bars) and standard deviations (vertical lines).

5-3-3. SDJ と SRJ, SSH の遂行能力の相関関係

SDJ の踏切時間と SRJ の踏切時間との間の相関関係および SDJ の踏切時間と SSH の合計タイムとの間の相関関係を Figure 19 に示した。FAI 群において、SDJ の踏切時間と SRJ の踏切時間との間に有意な正の相関関係を示したが ($p < 0.05$)、SDJ の踏切時間と SSH の合計タイムとの間には有意な相関関係はみられなかった。Control 群において、SDJ の踏切時間は SRJ の踏切時間および SSH の合計タイムとの間に有意な正の相関関係を示した ($p < 0.05$)。

SDJ の跳躍高と SRJ の跳躍高との間の相関関係および SDJ の跳躍高と SSH の合計タイムとの間の相関関係を Figure 20 に示した。FAI 群において、SDJ の跳躍高と SRJ の跳躍高との間に有意な正の相関関係がみられたが ($p < 0.05$)、SDJ の跳躍高と SSH の合計タイムとの間には有意な相関関係がみられなかった。

Control 群においても、SDJ の跳躍高と SRJ の跳躍高との間には有意な正の相関関係みられたが ($p < 0.05$)、SDJ の跳躍高と SSH の合計タイムとの間には有意な相関関係がみられなかった。

SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SRJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ との間の相関関係および SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SSH の合計タイムとの間の相関関係を Figure 21 に示した。FAI 群において、SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SRJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ との間には有意な正の相関関係がみられたが ($p < 0.05$)、SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SSH の合計タイムとの間には有意な相関関係がみられなかった。Control 群においては、SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SRJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ との間には有意な正の相関関係がみられ、SDJ の $\text{Jump}_{\text{index}}$ と SSH の合計タイムとの間には有意な負の相関関係がみられた ($p < 0.05$)。

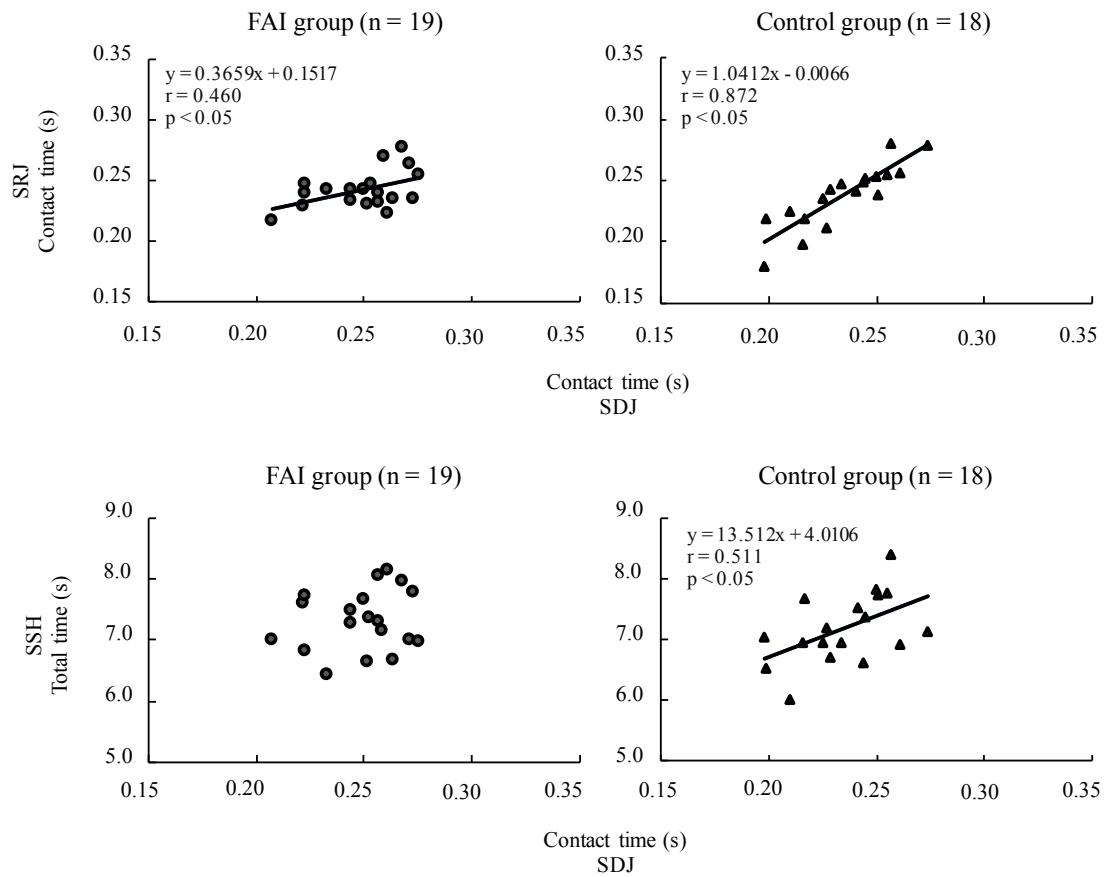


Figure 19 Relationships between contact time in SDJ and contact time in SRJ, and between contact time in SDJ and total time in SSH.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop; FAI: functional ankle instability.

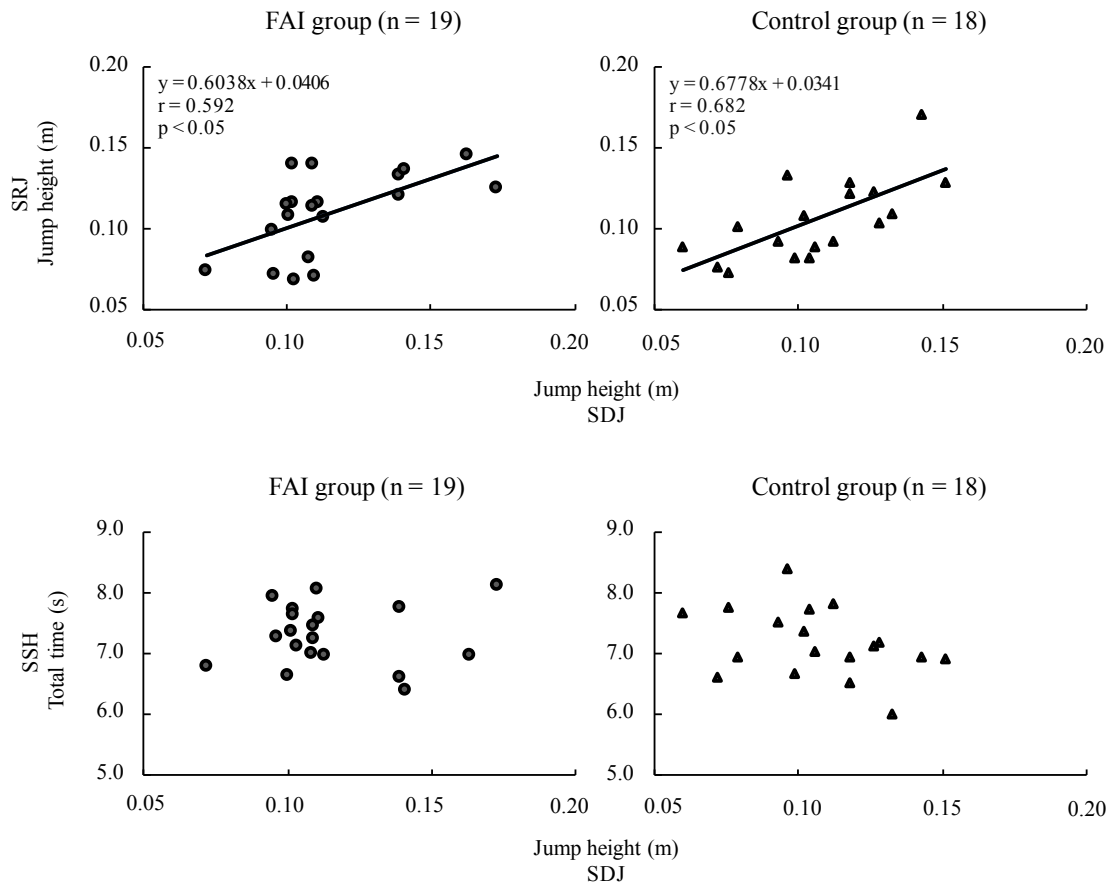


Figure 20 Relationships between jump height in SDJ and jump height in SRJ, and between jump height in SDJ and total time in SSH.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop; FAI: functional ankle instability.

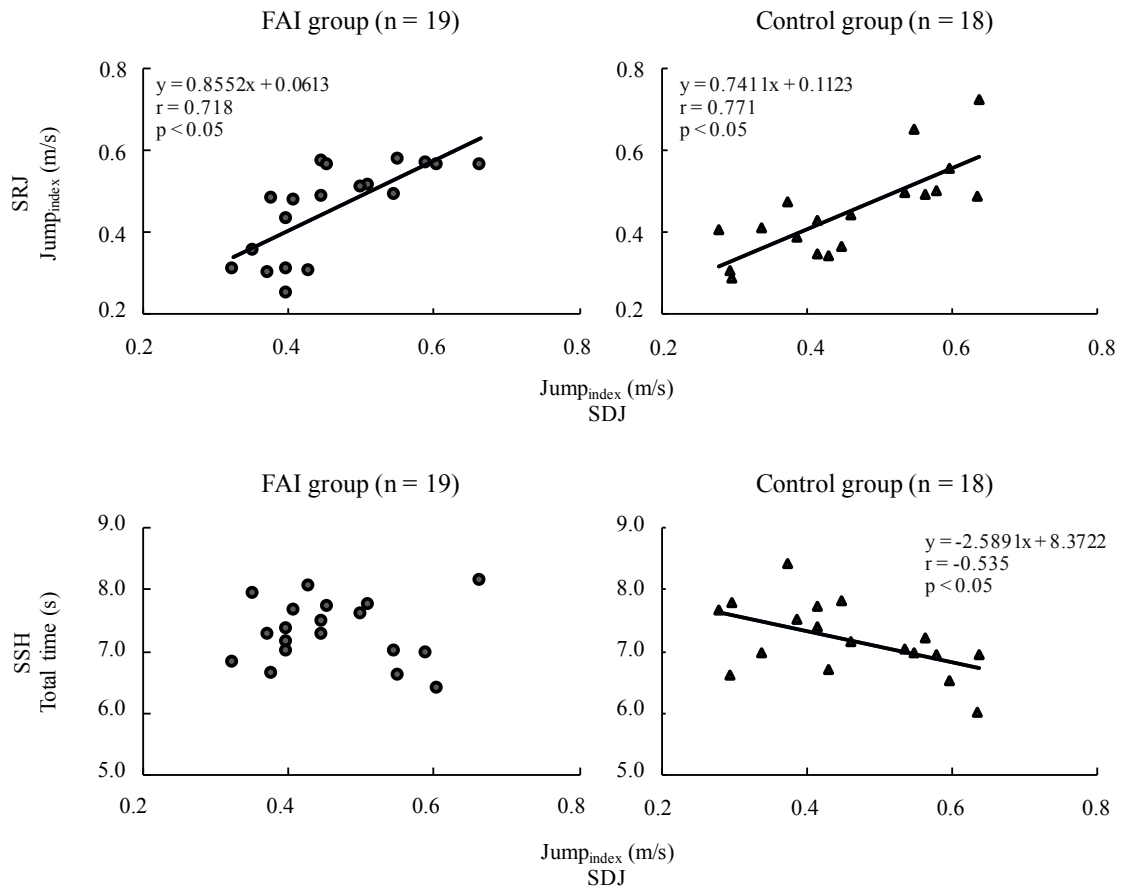


Figure 21 Relationships between $\text{jump}_{\text{index}}$ in SDJ and $\text{jump}_{\text{index}}$ in SRJ, and between $\text{jump}_{\text{index}}$ in SDJ and total time in SSH.

SDJ: single-legged rebound drop jump; SRJ: single-legged rebound jump; SSH: single-legged side hop; FAI: functional ankle instability.

5-4. 考察

本研究におけるControl群はCAITのスコアが26点以上であることを条件としているが、18名中16名はCAITスコアが26点以上30点未満の者であり、そのうち6名は足関節捻挫の既往を有する者であった。足関節捻挫の発生率は球技スポーツで高く、18歳以上よりも13歳から17歳の発生率が高いことから (Doherty et al., 2014) , スポーツ現場において大学生年代の球技選手はすでに足関節捻挫の初回受傷を経験している選手が多いことが推察される。足関節捻挫の既往を有する場合でもFAIの有無は異なるため、スポーツ現場においては既往の有無のみでなく、CAITのような質問紙を用いて不安定感などの症状を調査し、競技動作の遂行に影響を及ぼしていないかを検討することが重要であると考えられる。

FAI群は、Control群よりもSDJにおける踏切時間が有意に長くなっていた。Yoshida et al. (2012) は大学男子サッカー選手において、15 cmの台高を用いたSDJの踏切時間はFAIを有する脚が健常脚よりも長くなっていたことから、FAIを有することによってSSC運動の遂行能力を低下させる可能性を示唆している。本研究においても同様の結果を示しており、大学女子球技選手においても、FAIを有する脚ではSDJの踏切時間が長くなる可能性があることが示唆された。

図子ほか (1995b) は、DDJの踏切時間を短縮する要因を検討し、矢状面からみた下肢3関節における足関節の負の仕事の相対値の大きさと踏切時間との間に有意な負の相関関係がみられたことから、踏切時間の短縮には足関節に関与する筋群の伸張性収縮による運動が重要であること、それには着地に対する時間的空間的な予測をもとにした適切な着地前の予備緊張が構造的に影響していることを示唆している。一方、FAIの特徴として足関節内反方向の関節位置覚の低下 (McKeon et al., 2012) および足関節外反に作用し前額面での動きを制御する腓骨筋の筋力低下 (Arnold et al., 2009a) や反応時間の遅延 (Hoch et al., 2014)

などが報告されている。FAI 群では、このような足関節周囲の機能低下により下肢 3 関節における足関節の相対的な負の仕事が減少し、膝関節や股関節の貢献度を高くしたため踏切時間が長くなったことが考えられる。

先行研究においても、足関節に不安定性を有する者では足関節周囲の機能低下だけでなく、複合的な運動における動作や筋活動が異なることが示されている。片脚着地動作においては、健常者と比較して着地前の長腓骨筋の筋活動が少なく、足関節内反角度が大きいことや着地後の背屈角度が少ないことが報告されている (Delahunt et al., 2006b)。片脚着地時に足関節の内反変位を制御するためには、着地前の外反筋群と内反筋群の共収縮が適切に行われることが重要であることが示されているが (DeMers et al., 2017)、ストップジャンプ動作において不安定性を有する者は健常者よりも着地前の筋の共収縮が低下し、着地後の内反角度が増加していること (Lin et al., 2011) も報告されている。さらに、不安定性を有する者は健常者よりも片脚着地前の腓骨筋の筋活動と着地後の前脛骨筋の筋活動は少ないが、着地前の下腿三頭筋の筋活動には差がないことも報告されている (Kunugi et al., 2017b)。これらのことから、FAI 群では内外反の制御に関わる足関節周囲の様々な神経-筋機能の低下によって、着地前後の内反角度が増加していることが考えられる。それにより、SDJ 動作中においても踏切局面での底背屈角度の調整や筋発揮の大きさに影響を及ぼし、踏切時間の短縮に重要となる足関節底屈筋群での伸張性収縮による運動が適切に行えなかったため、足関節の負の仕事が減少し、踏切時間が長くなった可能性も考えられる。Docherty et al. (2005) は、SSH などの側方への連続跳躍運動を用いた機能評価において、足関節の自覚的な不安定性が大きいほどタイムが遅くなったが、鉛直方向の跳躍が主となる台の昇り降りのタイムや前方への跳躍距離には不安定性との関係がみられなかったことを報告している。SDJ は、鉛直方向への跳躍

運動であるが、踏切時間を評価することで、前述した先行研究で示されているような FAI の片脚着地時の筋活動や関節運動などの変化をスポーツ現場でのより簡易な測定によって反映できる可能性がある。さらに、球技スポーツでは着地後の安定性だけでなく、着地後に素早く次の動作に移行できる能力が重要となるため、足関節における SSC 運動の遂行能力を評価することはスポーツの動作特性を反映することができ、有用であると考えられる。

一方、SRJ と SSH においては、群間における有意な差が認められなかった。SRJ や SSH は、連続の跳躍であるため姿勢制御や衝撃吸収を繰り返し行いながら素早い踏切時間と跳躍高を獲得する必要がある。第 4 章では、SDJ と比較して SRJ や SSH は足関節だけでなく、前額面の運動における膝関節や股関節の力学的仕事および踏切前半での ROM が大きい運動であることが示された。したがって、SRJ や SSH は SDJ よりも足関節以外での姿勢制御や力発揮の影響が大きい跳躍運動であると考えられるため、FAI の影響が遂行能力の差として現れなかった可能性がある。また、本研究において、Control 群では SDJ の踏切時間と SSH の合計タイムとの間に有意な正の相関関係がみられたが、FAI 群ではこの関係はみられなかった。Control 群では、SDJ の踏切時間の長さは、SSH の合計タイムに反映されていると考えられるが、FAI 群では、SSH の遂行には SDJ の踏切時間以外の要素が多く関わることを示す結果であると言える。SDJ と SRJ の踏切時間との間には両群ともに有意な相関関係がみられたものの、Control 群の相関係数は 0.872 と高い相関関係を示すのに対して、FAI 群の相関係数は 0.460 と中程度の相関関係であったことから、SRJ についても SSH と同様に、他の要素が関わりやすい傾向にあると考えられる。先行研究において、足関節に不安定性を有する者は健常者と比較して、片脚立位時における足関節周囲の筋の筋活動が減少しているが、股関節の筋群を代償的に働かせて姿勢制御を行っていたこ

と (Rios et al., 2015) や, 方向転換動作 (cross-cutting) において膝関節や股関節の動作が異なっていたことが報告されている (Koshino et al., 2014) . さらに, 本研究の対象者は FAI を有しているが選手として活動している者であり, 日頃の競技練習から側方の素早い跳躍や方向転換運動において, 膝関節や股関節などの能力を代償しながら運動能力を維持している可能性がある. そのため, FAI 群においては, SDJ よりも膝関節や股関節の機能を含みやすいと考えられる SRJ や SSH では Control 群との間に有意な差がみられず, SDJ の踏切時間は SSH に反映しなかったと考えられる.

5-5. 結論

本研究では、大学女子球技選手を対象に、FAI を有する脚と有しない脚における SDJ, SRJ, SSH の遂行能力の比較および関係を検討することにより、SDJ の遂行能力と FAI との関係を明らかにすることを目的とした。結果は以下の通りである。

- (1) FAI を有する脚は、FAI を有しない脚と比較して SDJ の踏切時間が長くなっていたが、SRJ と SSH の遂行能力には FAI の有無による差がみられなかった。
- (2) FAI を有する脚において、SDJ の踏切時間と SRJ の踏切時間との間に中程度の正の相関関係がみられ、FAI を有しない脚においては、SDJ の踏切時間と SRJ の踏切時間との間に高い正の相関関係がみられた。
- (3) FAI を有する脚において、SDJ の踏切時間と SSH の合計タイムとの間には相関関係がみられなかったが、FAI を有しない脚においては、SDJ の踏切時間と SSH の合計タイムとの間に正の相関関係がみられた。

以上より、大学女子球技選手において FAI を有する脚は、FAI を有しない脚よりも SDJ の踏切時間が長いという特徴が示された。また、FAI を有する脚で SRJ や SSH を遂行する際には、FAI を有しない脚よりも足関節機能以外の影響がより多く関与しやすい可能性があることが示された。

第 6 章 総合討論

6-1. 本研究の目的

本研究は、大学女子球技選手を対象に、SDJの足関節機能評価としての有用性を検討した上で、SDJの遂行能力とFAIとの関係を明らかにすることを目的とした。

FAI では足関節周囲の様々な機能低下が報告されており、足関節における SSC 運動の遂行能力も低下している可能性がある。SSC 運動の遂行能力の評価方法に関しては、SDJ が用いられることがあるものの、その運動特性に関する詳細は明確でなく、足関節機能評価としての至適台高やその有用性の検討はされていない。したがって、SDJ の運動特性や、FAI の有無による SDJ の遂行能力の特徴に関する知見は、足関節捻挫後のアスレティックリハビリテーションの回復過程の指針、および長期に渡って不安定性の残存を有する球技選手の足関節の機能向上のトレーニング指針となり得ると考えられる。

6-2. 本研究で得られた成果

研究課題 1 では、足関節機能評価方法として SDJ を用いる際の至適台高を決定するために、台高の違いによる矢状面および前額面の踏切脚の運動特性について検討した。台高が高くなると膝関節や股関節の最大トルク、角変位、力学的仕事に増加がみられた。膝関節や股関節の外傷の既往歴や筋力低下などの影響を最小限に抑えて、足関節機能の評価するためには、比較的低い台高に設定することが推奨される。本研究では、 DJ_{index} の低下がみられず課題の遂行に適していると考えられる 30 cm 以下の台高の中から、膝関節、股関節の角変位、最

大トルク，力学的仕事からみた運動特性に増加がみられなかったことなどを踏まえて，足関節機能評価として用いる SDJ の台高を 15 cm と設定した．

研究課題 2 では，SDJ を用いた足関節機能評価の有用性を示すため，台を用いずに短時間の踏切動作で行う SSC 運動の遂行能力の評価方法として用いられている SRJ および，従来 FAI の機能評価のためのジャンプテストとして用いられている SSH の運動特性との比較をした．その結果，SDJ は SRJ よりも前額面での下肢の各関節の負の仕事が小さかったことから SDJ は連続の跳躍である SRJ よりも膝関節や股関節における姿勢制御能力の影響が抑えられる可能性があることが示唆された．また，SDJ と比較して SSH は前額面での下肢の各関節における負の仕事が大きだけでなく，足関節内外反の ROM が大きく過度な足関節内側および外側の靭帯のストレスによる足関節捻挫の再受傷のリスクがより高まる可能性があることも考えられる．研究課題 3 では，SDJ の遂行能力と FAI との関係を明らかにするため，FAI を有する脚と有しない脚における SDJ，SRJ，SSH の遂行能力を比較した．その結果，FAI を有する脚は，FAI を有しない脚と比較して SDJ の踏切時間が長くなっていたが，SRJ と SSH の遂行能力には有意な差は見られなかった．したがって，大学女子球技選手の FAI を有する脚の特性として SDJ の踏切時間が長いという特徴が示された．

6-3. 本研究で得られた成果の意義

本研究では、大学女子球技選手における足関節機能評価としての SDJ の至適台高および有用性が示され、SDJ の遂行能力と FAI との関係が明らかとなった。SDJ、SRJ、SSH はスポーツ現場でのパフォーマンステストやプライオメトリックトレーニングとして多く用いられる。しかし、このような多関節の運動によるジャンプテストの測定値（踏切時間、跳躍高、Jump_{index}、合計タイム）には足関節のみでなく膝関節や股関節、体幹などが複合的に影響すると考えられ、それぞれの運動特性を理解した上で、使用目的に合わせて選択する必要がある。本研究の課題 1 および課題 2 で示されたように、SDJ の台高が高すぎる場合や連続の跳躍である SRJ や SSH では、その運動を遂行するために、膝関節や股関節の筋群の動員が大きくなると考えられる。特に、前額面における負の仕事が大きいため膝関節や股関節の動きが大きくなりやすく、それを制御するための伸張性の筋収縮による運動が重要になると考えられる。そのため、SRJ や SSH は低い台高を用いた SDJ よりも膝関節や股関節の機能低下や外傷・障害の既往歴による影響を受けやすくなる可能性がある。

したがって、足関節機能評価として用いる SDJ では、膝関節や股関節の外傷や機能低下の影響を最小限に抑えるために、10 cm や 15 cm のような低い台高を用いた SDJ が推奨される。さらに、FAI を有する球技選手に対して、SDJ、SRJ、SSH の遂行能力を評価する場合には、下肢関節の既往歴や部位別の症状などを把握し、適切にその台高や方法を選択する必要がある。

課題 3 では大学女子球技選手の FAI を有する脚は、SDJ の遂行能力のうち、踏切時間の短縮能力が低いという特徴が示された。このことは、FAI における足関節機能の低下が素早い跳躍や方向転換などの実際の競技動作の遂行能力にも影響を及ぼす可能性を示すことができる。

スポーツ現場においては、CAIT などの質問紙を用いることで FAI の有無が簡便に確認できる。そのため、まず CAIT のスコアで選手の FAI の有無を把握することは、FAI が実際の競技における素早い運動の遂行能力に影響している可能性があることを、選手やスタッフに示す手がかりとなる。さらに、SDJ による評価を行うことで、競技動作中の足関節における SSC 運動の遂行能力を定量化することができ、FAI を改善するためのトレーニング指標や、足関節捻挫からの復帰におけるアスレティックリハビリテーションの指標として有用であると考えられる。

6-4. 今後の課題

本研究では、FAI を有する脚において SDJ の踏切時間が長くなった要因を詳細に検討できていない。今後は、SDJ の遂行能力に影響を及ぼす足関節機能の要因を、動作分析や筋活動、筋力、関節位置覚などの他の足関節機能評価と合わせて検討する必要がある。さらに、FAI が SDJ の遂行能力に及ぼす影響を明確にするためには、足関節捻挫の受傷前後や左右の脚の能力差など個人内の比較が必要である。また、足関節捻挫は高校生までに初回の捻挫を受傷することが多いと考えられる。CAI は慢性的な症状であることから、高校や大学の部活動において定期的な測定を継続し、受傷前から長期に渡ってその変化を追っていくことが重要である。それにより、FAI を有する選手に対して症状改善のためのトレーニングやケアを介入し、トレーニング効果を検証することで、よりスポーツ現場に貢献できる知見が得られると考えられる。

第7章 結語

本研究は、大学女子球技選手を対象に、SDJの足関節機能評価としての有用性を検討した上で、SDJの遂行能力とFAIとの関係を明らかにすることを目的とした。

- (1) SDJの台高が高くなると、30 cm以上の台高でDJ_{index}が低下し始めた。また、台高が高くなると下肢の各関節の角変位や、膝関節および股関節筋群の働きが大きくなる傾向にあった。15 cm以下の台高では、各関節の角変位、関節トルク、力学的仕事に差はみられなかった。
- (2) 15 cmの台を用いたSDJはSRJやSSHと比較して、下肢の各関節の前額面における負の仕事が小さかったことなどから、SDJでは連続跳躍のSRJやSSHよりも膝関節や股関節の姿勢制御能力の影響を抑えて運動を遂行できる可能性が示された。
- (3) 15 cmの台を用いたSDJの踏切時間は、FAIを有する脚がFAIを有しない脚よりも長くなっていた。

以上の成果は、大学女子球技選手のSSC運動における足関節機能をより正確に評価し、FAIを有する足の足関節機能を把握するための新たな知見を加えるものである。このことは、足関節捻挫後のアスレティックリハビリテーションの指標やFAIを有する選手の足関節機能回復・向上トレーニングのための重要な指標になると考えられる。

謝辞

本研究の遂行と本博士論文の作成にあたり，筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻・宮川俊平教授，白木仁教授，向井直樹准教授には懇切丁寧なご指導，ご助言を賜りました．深く感謝の意を表します．

筑波大学大学院人間総合科学研究科体育科学専攻・西嶋尚彦教授には本論文を審査頂き，統計処理やデータの着眼点など貴重なご助言を賜りました．厚く御礼申し上げます．

また，竹村雅裕准教授，福田崇助教をはじめとする筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻の皆様には，研究をスポーツ現場に活かすための視点など日頃から多くのご指導を頂きました．ここに感謝の意を表します．

本研究の遂行にあたり，帝京平成大学・吉田成仁准教授，山梨学院大学・荻山靖講師，スポーツ医学研究室OB・今井厚氏，増成暁彦氏，功刀峻氏には研究計画から論文執筆まで多くのご助言を頂きました．心より感謝致します．

研究活動を進めるにあたり，測定の実施に快くご協力を頂きました筑波大学男子，女子バスケットボール部・大高敏弘前部長，吉田健司部長，筑波大学女子ハンドボール部・山田永子監督，大阪体育大学女子バスケットボール部・村上なおみ監督，大阪体育大学女子ハンドボール部・楠本繁生監督，他スタッフおよび選手の皆様，大阪体育大学・下河内洋平教授および下河内研究室の皆様にご心から御礼申し上げます．

公私にわたり，日頃より多大なご協力，励ましを賜りました白木研究室の皆様，同級生の阿江数通氏，井上真理子氏，大垣亮氏，小田桂吾氏，張文植氏，高木祥氏，廣野準一氏，藤林献明氏に心より感謝申し上げます．

最後に，長期にわたる学生生活をいつも温かく見守ってくれた家族に心より感謝致します．

参考文献

-A-

阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分係数. *Jpn. J Sports Sci.* 15, 155-162.

Arai A, Ishikawa M, Ito A. (2013) Agonist-antagonist muscle activation during drop jumps. *Eur J Sport Sci.* 13(5): 490-498.

有賀誠司, 積山和明, 藤井壮浩, 緒方博紀, 生方 謙 (2012) 方向転換動作のパフォーマンス改善のためのトレーニング方法に関する研究: 女子バレーボール選手におけるリバウンドジャンプ能力に着目して. *東海大学スポーツ医学科学雑誌.* 24: 7-18.

Arnold BL, Linens SW, de la Motte SJ, Ross SE. (2009a) Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: a meta-analysis. *J Athl Train.* 44(6): 653-662.

Arnold BL, De La Motte S, Linens S, Ross SE. (2009b) Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 41(5): 1048-1062.

Arvidsson I, Eriksson E, Häggmark T, Johnson RJ. (1981) Isokinetic thigh muscle strength after ligament reconstruction in the knee joint: results from a 5-10 year follow-up after reconstructions of the anterior cruciate ligament in the knee joint. *Int J Sports Med.* 2(1): 7-11.

Asmussen E, Bonde-Petersen F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand.* 91(3):385-392.

-B-

- Barr MJ, Nolte VW. (2011) Which measure of drop jump performance best predicts sprinting speed?. *J Strength Cond Res.* 25(7): 1976-1982.
- Bentley JR, Amonette WE, De Witt JK, Hagan RD. (2010) Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. *J Strength Cond Res.* 24(5): 1414-1420.
- Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC van Soest AJ. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. *Med Sci Sports Exerc.* 28(11): 1402-1412.
- Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. (1987a) Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc.* 19(4): 332-338.
- Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. (1987b) Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med Sci Sports Exerc.* 19(4): 339-346.
- Bobbert MF, Mackay M, Schinkelshoek D, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. (1986) Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 54(6): 566-573.
- Bosco C, Komi PV. (1979) Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand.* 106(4): 467-472.
- Bosco C, Komi PV, Ito A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand.* 111(2): 135-140.
- Bosco C, Luhtanen P, Komi PV. (1983) A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 50(2): 273-282.

-C-

Caffrey E, Docherty CL, Schrader J, Schrader J, Klossner J. (2009) The ability of 4 single-limb hopping tests to detect functional performance deficits in individuals with functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39(11): 799-806.

-D-

Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle. (2006a) *Am J Sports Med.* 34(12): 1970-1976.

Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. (2006b) Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res.* 24(10): 1991-2000.

Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. (2007) Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports.* 17(6): 641-648.

DeMers MS, Hicks JL, Delp SL. (2017) Preparatory co-activation of the ankle muscles may prevent ankle inversion injuries. *J Biomech.* 52: 17-23.

Dietz V, Noth J. (1979) Neural mechanisms of human locomotion. *J. Neurophysiol.* 42(5):1212-1222.

Docherty CL, Arnoldt BL, Gansneder BM, Hurwitz S, Gieck J. (2005) Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. *J Athl Train.* 40(1): 30-34.

Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, Hurwitz SR. (2006a) Development and reliability of the ankle instability instrument. *J Athl Train.* 41(2): 154-158.

Docherty CL, Valovich McLeod TC, Shultz SJ. (2006b) Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. *Clin J Sport Med.* 16(3): 203-208.

Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. (2014) The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med.* 44(1): 123-140.

-E-

遠藤俊典, 田内健二, 木越清信, 尾縣 貢 (2007) リバウンドジャンプと垂直跳の遂行能力の発達に関する横断的研究. *体育学研究.* 52(2): 149-159.

-F-

Flanagan EP, Comyns TM. (2008a) The use of contact time and the reactive strength index to optimize fast stretch-shortening cycle training. *J Strength Cond Res.* 30(5): 32-38.

Flanagan EP, Ebben WP, Jensen RL. (2008b) Reliability of the reactive strength index and time to stabilization during depth jumps. *J Strength Cond Res.* 22(5): 1677-1682.

Flanagan EP, Galvin L, Harrison AJ. (2008c) Force production and reactive strength capabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train.* 43(3): 249-257.

Fong DT, Hong Y, Chan LK, Yung PS, Chan KM. (2007) A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med.* 37(1): 73-94.

Freeman MA. (1965) Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 47(4): 669-677.

-G-

Gribble PA, Delahunt E, Bleakley CM, Caulfield B, Docherty CL, Fong DT, Fourchet F, Hertel J, Hiller CE, Kaminski TW, McKeon PO, Refshauge KM, van der Wees P, Vicenzino W, Wikstrom EA. (2013) Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the international ankle consortium. *J Orthop Sports Phys Ther.* 43(8): 585-591.

-H-

林 直人, 福島洋樹, 堀田朋基 (2016) リバウンド型連続ジャンプの動作および力発揮特性 : リバウンド型一回ドロップジャンプと比較して. 富山大学人間発達科学部紀要. 10(2): 155-161.

Hennessy L, Kilty J. (2001) Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. *J Strength Cond Res.* 15(3):326-331.

Hertel J. (2002) Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 37(4): 354-375.

Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. (2006) The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil.* 87(9): 1235-1241.

Hoch MC, McKeon PO. (2014) Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 46(3): 546-556.

Hootman JM, Dick R, Agel J. (2007) Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 42(2): 311-319.

Hoppenfeld S : 野島元雄 監訳/首藤 貴, 狩山憲二, 村上澄恵 訳 (1984) 図解
四肢と脊柱の診かた 第1版. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp.159.

-I-

飯田洋明, 中澤公孝 (2010) 反動動作と伸張反射 : 伸張反射出力は跳躍高増大
に貢献するか(特集 スポーツ競技における反動動作). *体育の科学*. 62: 24-30.

Inaba Y, Yoshioka S, Iida Y, Hay DC, Fukashiro S. (2013) A biomechanical study of
side steps at different distances. *J Appl Biomech*. 29 (3): 336-345.

Ishikawa M, Niemelä E, Komi PV. (2005) Interaction between fascicle and tendinous
tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric
intensities. *J Appl Physiol*. 99(1): 217-223.

Itoh H, Kurosaka M, Yoshiya S, Ichihashi N, Mizuno K. (1998) Evaluation of
functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior
cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 6 (4):241-245.

-K-

荻山 靖, 遠藤俊典, 藤井宏明, 森 健一, 尾縣 貢, 関子浩二 (2012) 片脚
踏切を用いたリバウンド型ジャンプの動作および力発揮特性 : 両脚踏切を用
いたリバウンド型ジャンプと比較して. *体育学研究*. 57(1): 143-158.

Kariyama Y, Hobara H, Zushi K. (2017) Differences in take-off leg kinetics between
horizontal and vertical single-leg rebound jumps. *Sports Biomech*. 16(2):187-200.

荻山 靖, 藤井宏明, 森 健一, 関子浩二 (2013) 片脚および両脚リバウンド
ジャンプにおける3次元的な力発揮特性の相違. *体育学研究*. 58(1): 91-109.

- Karlsson J, Peterson L, Andreasson G, Hogfors C. (1992) The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study. *Int J Sports Biomech.* 8(2): 129-144.
- Khin-Myo-Hla, Ishii T, Sakane M, Hayashi K. (1999) Effect of anesthesia of the sinus tarsi on peroneal reaction time in patients with functional instability of the ankle. *Foot Ankle Int.* 20(9): 554–559.
- Komi PV, Bosco C. (1978) Utilization of stores elastic energy in leg extensor muscle by men and women. *Med Sci Sport Exer.* 10(4): 261-265.
- Koshino Y, Yamanaka M, Ezawa Y, Kobayashi T, Samukawa M, Takeda N. (2014) Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. *Phys Ther Sport.* 15(4): 242-248.
- 小山孟志. 陸川 章. 山田 洋 (2013) バスケットボール選手におけるリバウンドジャンプ時の踏切時間とミニハードルを用いたラテラルジャンプ測定の関係. *東海大学スポーツ医科学雑誌.* 25: 55-60.
- Kunugi S, Masunari A, Noh B, Mori T, Yoshida N, Miyakawa S. (2017a) Cross-cultural adaptation, reliability, and validity of the Japanese version of the Cumberland ankle instability tool. *Disabil Rehabil.* 39(1): 50-58.
- Kunugi S, Masunari A, Yoshida N, Miyakawa S. (2017b) Postural stability and lower leg muscle activity during a diagonal single-leg landing differs in male collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *J Phys Fitness Sports Med.* 6(4): 257-265.
- 倉林 準, 持丸正明, 河内まき子 (2003) 股関節中心推定方法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌.* 27: 29-36.

-L-

Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. (1995) The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 21 (4): 206-215.

Lin CF, Chen CY, Lin CW. (2011) Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. *Am J Sports Med.* 39(9): 2007-2015

-M-

McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. (2001) Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 35(2): 103-108.

McKeon JM, McKeon PO. (2012) Evaluation of joint position recognition measurement variables associated with chronic ankle instability: a meta-analysis. *J Athl Train.* 47 (4): 444-456.

McLeod MM, Gribble P, Pfile KR, Pietrosimone BG. (2012) Effects of arthroscopic partial meniscectomy on quadriceps strength: a systematic review. *J Sport Rehabil.* 21 (3): 285-295.

Melvill Jones G, Watt DG. (1971) Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J. Physiol.* 219(3): 729-737.

Miura K, Yamamoto M, Tamaki H, Zushi K. (2010) Determinants of the abilities to jump higher and shorten the contact time in a running 1-legged vertical jump in basketball. *J Strength Cond Res.* 24 (1): 201-206.

Monteleone BJ, Ronsky JL, Meeuwisse WH, Zemicke RF. (2012) Lateral hop movement assesses ankle dynamics and muscle activity. *J Appl Biomech.* 28 (2): 215-221.

-N-

根地鳴誠, 浦辺幸夫, 横山茂樹 (2008a) 両脚着地と片脚着地動作時の膝関節角度の相違-特に膝内・外反について-. *日本臨床バイオメカニクス学会誌*. 29: 39-44.

根地鳴誠, 浦辺幸夫, 横山茂樹 (2008b) : 片脚および両脚着地時の下肢関節角度と筋活動. *理学療法科学*. 23(3): 447-451.

Norman RW, Komi PV. (1979) Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol Scand*. 106(3): 241-248.

-O-

小笠原一生, 宮永 豊, 白木 仁, 向井直樹, 竹村雅裕, 八十島崇, 宮川俊平 (2006) 片脚着地時に見られた下肢 kinematics の性差. *体力科学*. 55(4): 403-411.

-P-

Peng HT. (2011) Changes in biomechanical properties during drop jumps of incremental height. *J Strength Cond Res*. 25(9): 2510-2518.

-R-

Rios JL, Gorges AL, dos Santos MJ. (2015) Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking a ball. *Hum Mov Sci*. 43:33-44.

Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. (2005) Single-leg jump-landing stabilization times in Subjects with functionally unstable ankles. *J Athl Train*. 40(4): 298-304.

-S-

Sattler T, Sekulić D, Spasić M, Perić M, Krolo A, Uljević O, Kondrič M. (2015) Analysis of the association between motor and anthropometric variables with change of direction speed and reactive agility performance. *J Hum Kinet.* 14 (47): 137-145.

Schiltz M, Lehance C, Maquet D, Bury T, Crielaard JM, Croisier JL. (2009) Explosive strength imbalances in professional basketball players. *J Athl Train.* 44 (1): 39-47.

Schmidtbleicher D. (1992) Training for power events. *In: The Encyclopedia of Sports Medicine. Vol 3: Strength and Power in Sport.* Oxford, UK: Blackwell, P.V Komi, ed., pp.169-179.

島 典宏 (2012) 反動動作と筋の増強効果 (特集 スポーツ競技における反動動作) . *体育の科学.* 62(1): 20-23.

Simon J, Donahue M, Docherty C. (2012) Development of the identification of functional ankle instability (IdFAI). *Foot Ankle Int.* 33(9): 755-763.

Suzuki Y, Ae M, Takenaka S, Fujii N. (2014) Comparison of support leg kinetics between side-step and cross-step cutting techniques. *Sports Biomech.* 13 (2):144-153.

Swenson DM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. (2013) Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries, 2005/06-2010/11. *Clin J Sport Med.*, 23(3): 190-196.

-T-

高松 薫, 関子浩二, 会田 宏, 吉田 亮, 石島 繫 (1989) デプスジャンプにおける台高と踏切中の膝曲げ動作の相違が跳躍高および下肢筋にかかる負荷の特性に及ぼす影響. *昭和63年度日本体育協会スポーツ科学研究報告.* NO

IX; プライオメトリック・リアクティブ筋力トレーニングに関する研究-第2報-. 46-55.

Tauchi K, Endo T, Ogata M, Matsuo A, Iso S. (2008) The characteristics of jump ability in elite adolescent athletes and healthy males. The development of countermovement and rebound jump ability. *Int J Spo Health Sci.* 6: 78-84.

Tourné Y, Besse JL, Mabit C. (2010) Chronic ankle instability. Which tests to assess the lesions? Which therapeutic options?. *Orthop Traumatol Surg Res.* 96(4): 433-446.

Tropp H. (1986) Pronator muscle weakness in functional instability of ankle joint, *Int J Sports Med.* 7(5): 291-294.

-W-

Walsh M, Arampatzis A, Schade F, Brüggemann GP. (2004) The effect of drop jump starting height and contact time on power, work performed, and moment of force. *J Strength Cond Res.* 18 (3): 561-566.

Wang LI, Peng HT. (2014) Biomechanical comparisons of single- and double-legged drop jumps with changes in drop height. *Int J Sports Med.* 35(6): 522-527.

Wells RP, Winter DA. (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human Locomotion 1(Proceedings of the first biannual conference of the Canadian Society of Biomechanics).* 92-93.

Wright CJ, Arnold BL, Ross SE. (2016) Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. *J Athl Train.* 51(1):5-15.

Wright CJ, Arnold BL, Ross SE, Linens SW. (2014) Recalibration and validation of the Cumberland ankle instability tool cutoff score for individuals with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 95(10): 1853-1859.

-Y-

Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. (1994) An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 28(2): 112-116.

Yoshida M, Taniguchi K, Katayose M. (2011) Analysis of muscle activity and ankle joint movement during the side-hop test. *J Strength Cond Res.* 25 (8): 2255-2264.

Yoshida N, Miyakawa S, Miyamoto T, Mashunari A, Kobayashi N, Yamada E, Shiraki H, Ishii T. (2012) Effect of functional ankle instability on rebound drop jump. *J Phys Fitness Sports Med.* 1(4): 679-684.

Young W. (1995) Laboratory strength assessment of athletes. *New Stud Athlet.*10(1): 89-96.

Young WB, James R, Montgomery I. (2002) Is muscle power related to running speed with changes of direction?. *J Sports Med Phys Fitness.* 42(3): 282-288.

米田継武 (1989) すばやい力発揮の制御. *Jpn J Sports Sci.* 8(10): 657-662.

-Z-

図子浩二 (2006) バスケットボール選手におけるプライオメトリックスがジャンプとフットワーク能力およびパス能力に及ぼす効果. *体力科学.* 55(2): 237-246.

図子浩二, 高松 薫, 古藤高良 (1993) 各種スポーツにおける下肢の筋力およびパワー発揮に関する特性. *体育学研究.* 38 (4): 265-278.

- 関子浩二, 高松 薫 (1995a) バリスティックな伸張-短縮サイクル運動の遂行能力を決定する要因: 筋力および瞬発力に着目して. *体力科学*. 44(1): 147-154.
- 関子浩二, 高松 薫 (1995b) リバウンドドロップジャンプにおける踏切時間を短縮する要因: 下肢の各関節の仕事と着地に対する予測に着目して. *体育学研究*. 40(1): 29-39.
- 関子浩二, 高松 薫 (1996) リバウンドドロップジャンプにおける着地動作の違いが踏切中のパワー発揮に及ぼす影響-膝関節角度に着目して-. *体力科学*. 45(1): 209-217.
- 関子浩二, 西菌秀嗣, 平田文夫 (1998) 筋収縮の違いからみた下肢三関節のトルク発揮特性. *体力科学*. 47(5): 593-600.

付記

博士論文に関する業績一覧

本論文は、以下に示した投稿論文、学会発表および未発表資料をまとめたものである。

【原著論文】

1. 成相美紀, 白木 仁, 吉田成仁, 荻山 靖, 宮川俊平 (2015) 台高の異なる片脚リバウンドドロップジャンプのバイオメカニクス的分析. *日本臨床スポーツ医学会誌*. 23(2): 252-260.
2. Miki Nariai, Naruto Yoshida, Astushi Imai, Kazumichi Ae, Ryo Ogaki, Hirokazu Suhara, Hitoshi Shiraki (2017) A biomechanical comparison among three kinds of rebound-type jumps in female collegiate athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 12(14): 560-568.

【学会発表】

1. 成相美紀, 白木 仁, 吉田成仁, 荻山 靖, 宮川俊平. 片脚リバウンドドロップジャンプの台高の増大に伴う負荷特性の変化. 第 24 回日本臨床スポーツ医学会学術集会. 2013.10.26.
2. Miki Nariai, Hitoshi Shiraki, Shigeo Kusumoto, Naomi Murakami, Naruto Yoshida, Yohei Shimokochi. Functional ankle instability affects ankle power output during single-legged drop jump. *10th ICST International Conference on Strength and Conditioning*. 2016.12.1.