

2011 年度 修士論文

足部形態が下肢傷害に与える影響について
-キネティックチェーンの観点から-

The Influence of Foot Morphology on Lower
Limb Injury from the Aspect of Kinetic Chain

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 スポーツ医科学研究領域

5010A077-0

藤田基弘

Fujita, Motohiro

研究指導教員： 広瀬統一 准教授

目次

第一章 緒言・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・1

1-1 バスケットボールにおける傷害発症の現状

1-2 傷害発症要因としての足部形態の機能性

1-3 足部形態計測の先行研究

第二章 バスケットボール選手の足部形態の横断的变化・・・・・・・・・・6

2-1 目的

2-2 方法

2-3 結果

2-3-1 足長

2-3-2 足幅

2-3-3 足囲

2-3-4 踵幅

2-3-5 アーチ高

2-3-6 アーチ高率

2-3-7 踵部角度

2-4 考察

第三章 片脚ジャンプ動作解析・・・・・・・・・・・・・・・・・・21

3-1 目的

3-2 方法

3-2-1 被験者

3-2-2 動作解析

3-2-3 動作撮像方法

3-2-4 動作解析方法

3-2-5 統計処理

3-3 結果

3-3-1 回内群 vs. 回外、偏平足 vs. ハイアーチ群間比較

3-3-2 角度変位量比較

3-4 考察

第四章 総合考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・47

4-1 バスケットボール選手の足部形態変化の特徴とアーチ高（前足部）と踵骨角度（後足部）の変化に影響する要因

4-2 足部形態変化と筋機能および傷害との関係

4-3 足部形態からみた下肢の挙動

4-4 足部形態からみたバスケットボールの傷害発症防止方法の検討

第5章 結語・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・53

第6章 参考文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・54

第7章 謝辞・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・61

第1章：緒言

1-1 バスケットボールにおける傷害発症の現状

バスケットボールは国内の競技人口が多いスポーツの一つである。日本バスケットボール協会の報告では2010年3月時の登録数は600,000人以上であり、さらに様々な年代で行われていることが知られている。競技特性として15m×30mのコートの中を約40分間攻守を素早く入れ替えながら走るため、高強度の持久力や敏捷性が要求される。また、ゴールが地上3mに位置しているためジャンプ動作などの垂直方向の動きも必要としている。このような競技特性により膝や足部に対して強い負荷がかかり傷害が好発する。Randall et al. (2007)はNCAAに所属する1部から3部の大学男子バスケットボールチームを対象に傷害調査を行ったところ、試合中、練習中ともに約60%の傷害が下肢に発症していると報告している。そのうち約25%が足部に発症しており、全ての傷害の中で最も発症率が高く、次に約7%で膝の傷害が好発している。また10日以上の治療期間を要する傷害を重篤な傷害と定義した場合、傷害総件数のうち18%が重篤な障害であり、さらにそれらの傷害のうち21%が非接触型である(Randall et al., 2007)。足部や膝の傷害の中でも靱帯損傷等は競技復帰まで長期間の離脱を必要とするため、適切な対応により予防あるいは再発予防をする必要がある。特に非接触型で生じる傷害は予防可能であると考えられている(Alentorn-Geli, 2009)ことから、バスケットボールで好発する非接触型の外傷や障害予防法を確立することは急務である。

一方、成長期の傷害発症についてみると、Borowski et al. (2008)は2005-2007年間でアメリカ高校生を対象にATCを所有しているトレーナーに直接調査シートに記入してもらう形式で調査を行った結果、足部の傷害が全体の43%にあたり、さらに全体の傷害発症件数のうち靱帯損傷が45%を占めていると報告している。また、Charles et al. (2010)は1997-2007年の間の5歳-から19歳までの選手を対象に傷害調査を行った結果、10歳代が

ら傷害発症件数の増加が顕著に見られ、15 歳から 19 歳で靱帯損傷や肉離れなどの傷害が、5 歳から-14 歳までは軟部組織損傷が発症しやすいと報告している。これらのことから 15 歳代、つまり中学生から高校生にかけての年代から靱帯損傷などの治療に長期間を要する外傷を発症しやすいことが考えられる。また、その様な傷害のうち下肢におけるものが多く、特に足部が好発部位として挙げられる。

このような成長期バスケットボールの傷害発症に関する研究は本邦において少ない。本国における傷害調査としては松村ら（2008）は小、中、高、支援学校の指導者を対象に任意で記入してもらう形式で調査を行った結果、全体の 40%が足部特に足関節における傷害だと報告している。また、宮城ら（2010）はミニバスケットボール選手を対象とした傷害調査を行い、全体の約 30%が足部の傷害であると報告している。これらの結果は先に述べた諸外国の研究結果(Randallet al., 2007, Borowskiet al., 2008)に類似したものであるが、本国内でのバスケットボールを対象にした傷害調査の報告はあらゆる年代で未だ少なく、さらなる研究が必要と考えられる。

このように傷害が足部や膝関節に好発するバスケットボールにおいて、ジャンプ後の着地で最も傷害発症率が高く、Kofotolis et al. (2007) はキーエリア（3P（ポイント）シュートエリアよりも内側のエリア）で非接触型の傷害発症率が高く、全傷害の約 45%が生じると報告している。このような報告からもわかるように、ジャンプ着地後の下肢の挙動、特に傷害発症危険肢位がどのような要因によって生じるかを理解することは傷害予防指針作成において重要である。特に着地時の足部過回内や過回外、あるいは膝関節の過度な外反や回旋ストレスは靱帯損傷を引き起こし、また、繰り返される同様のストレスは慢性的な障害を引き起こすことが推察される。したがってこれらの挙動が生じる要因を把握することで、バスケットボールで好発する足部や膝関節の傷害予防指針作成が円滑に行えと考える。

1-2 傷害発症要因としての足部形態の機能性

本研究では上述した傷害発症危険肢位を引き起こす要因のひとつとして、足部の形態に着目した。特に臨床的に外反扁平足と呼ばれる、足部内側縦アーチ（以下、足部アーチ）の低下や踵骨回内を対象とする。足部アーチは歩行や着地などの際に衝撃を吸収し推進力に変えるという機能がある（権田、2007）。それゆえ、このような機能を有している足部アーチの低下が観られる場合、衝撃緩衝機能低下を引き起こし、傷害発症要因となりうることが示唆されている。Franco(1987)また足部アーチ低下は安定性低下の要因の一つと考えられている（Vincent Set al., 2010）。また、踵骨の回内（足関節外反）回外（足関節内反）も足部アーチの変化同様、荷重時に変位し、Leg Heel Alignment が約 4° 減少する（金子ら、2011）。このような変化もアーチ低下と同様、着地時の衝撃緩衝や安定性低下に影響するものと推察される。

以上のことから、足部アーチ低下や踵骨の過回内は衝撃緩衝機能と足部安定性の両側面の低下をもたらし、傷害発症を引き起こす要因となり得る。そのため、足部アーチや踵骨傾斜角度を評価することは足部傷害の要因を検討する際に必要であると考えられる。このようなアーチ低下や、それに伴う踵骨過回内は衝撃緩衝能力が低下するだけでなく、運動連鎖の観点から膝関節の傷害にも影響する。Nawoczinski et al. (1998) はランニング時の踵骨と脛骨の挙動の関係をみると、踵骨が回内時には脛骨は外旋しており、踵骨が回外時には脛骨は内旋していると報告している。つまりランニング時の踵骨回内・回外と脛骨内・外旋は密接に関連し、互いに相反する方向に挙動しているのである。このように足部と膝関節の挙動が関連することから、Nigg et al. (1993) はランニング時の膝関節傷害発症要因について検討する際には膝関節の回旋と踵骨の回内・回外について考慮することが必要であると報告している。このような足部と膝関節の挙動の関連や傷害発症に対する影響は、ジャンプ動作時はより強くなるものと推察される。なぜならジャンプの着地時にはランニングの接地時と比較してより大きな外力が足部をはじめとした下肢に加わるからであ

る。しかしながらジャンプの着地動作時の足部と膝関節の挙動の関係について検討した研究、特に着地時に傷害発症が多いバスケットボール選手を対象としたものは認められない。従ってバスケットボールにおいて着地時に好発する膝関節傷害予防方針を構築するためにも、ジャンプ着地時の足部と膝関節の挙動の関連について明らかにすることは必須であると考えられる。



Fig. 1-1 Foot Print



Fig. 1-2 Yokokura Method

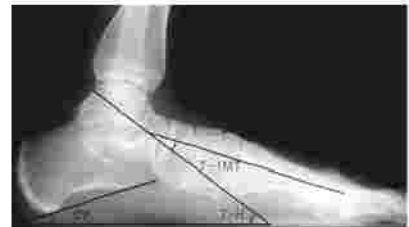


Fig. 1-3 Talo-Horizontal Angle

1-3 足部形態計測の先行研究

一方、これまで足部形態は、フットプリント(Fig. 1-1) や横倉法(Fig. 1-2)などを代表としたレントゲン写真を用いたものが多い。しかしこれらの測定上の問題としてレントゲン撮影の際の被曝による問題や、フットプリントを用いた測定では見かけ上の偏平足を含んでしまう可能性が考えられる。また、Vincent (2010)はレントゲン上で角度を算出し測定する方法として Talo-Horizontal Angle (Fig. 1-3)を報告しており、単位の相違による数値の定量化も問題であるといえる。

このような問題点を改善する足部形態測定方法として、近年 3 次元足型計測機を用いた足部形態測定が考案され、実用化されている。本法はマーカーを足部に貼付し、スキャナーが内蔵された機器の中に足部を入れて測定、測定したデータが PC 上に表示されるという方法である。この方法であれば被曝の問題もなく、非侵襲的に足部形態の測定が可能である。

そこで本研究では三次元足型計測機を用いて足部形態測定を行い、3 次元動作解析により

下肢の挙動と足部形態の関係を明らかにすることでバスケットボールの傷害発症と足部形態の関係について検討することを目的とした。この課題を明らかにするため以下の 2 つの研究を行った。

1：足部形態変化の暦年齢別横断的研究

2：3 次元動作解析による下肢挙動の検討

研究 1 では中学生から大学生の足部形態を横断的に把握し、足部形態が発達する時期を検討する。これまで足部発育は 12 歳以前に成熟することが報告されており (Mosca,2010)、本研究で対象とする高校生以上の男子バスケットボール選手の足部形態、特にアーチ高(率)や踵骨外反角度の発育が成熟していることを把握する。

研究 2 では高校生から大学生男子バスケットボール選手を対象として、足部形態とジャンプ時の下肢挙動の関係について検証する。特に足部に荷重ストレスが多くかかることが考えられるジャンプ動作の踏み込み時と着地時の挙動を解析対象として研究を進める。

第2章：バスケットボール選手の足部形態の横断的变化

2-1 目的

本研究では、中学生から大学生のバスケットボール選手の足部形態変化の特徴を把握することを目的とした。

2-2 方法

対象

12.0 歳から 19.9 歳（平均年齢 15.1 ± 1.6 歳）の男子バスケットボール選手 105 名（210 足）であった。各年齢群の内訳は Table 2-1 の通りである。

Table 2-1. The Number of Samples in Each Group

Age group	Chronological age	The number of samples
12 years old	12.0 ~ 12.9yrs-old*	6 (12 feet)
13 years old	13.0 ~ 13.9yrs-old	7 (14 feet)
14 years old	14.0 ~ 14.9yrs-old	13 (26 feet)
15 years old	15.0 ~ 15.9yrs-old	16 (32 feet)
16 years old	16.0 ~ 16.9yrs-old	26 (52 feet)
17 years old	17.0 ~ 17.9yrs-old	24 (48 feet)
18 years old	18.0 ~ 18.9yrs-old	10 (20 feet)
19 years old	19.0 ~ 19.9yrs-old	12 (24 feet)
Total		105 (210 feet)

*yrs-old = years old

足部形態計測

足部形態は3次元足型計測器(Dream GP社製、Fig. 2-1)を使用して測定した。足部の6カ所のランドマーク(第1趾、第5趾の爪、外踝下端、舟状骨、踵骨下端中央、踵骨上端中央)に黒色のシールを貼付し(Fig. 2-2)3次元足型測定器に測定足を挿入し、15秒間、静止立位姿勢を保持させた。その際に得られた足部形態を3次元画像化し(Fig. 2-3)以下の7項目を測定し、1つの合成値(アーチ高率 = アーチ高 / 足長)を算出した。

以下に各項目の測定方法の詳細を記す。



Fig. 2-1 : Three Dimensional Foot Scanner

Ankle, dorsum pedis, calcaneal region, and end of fingers are measured at thirty thousand points with laser turning around the foot along the rail, and foot figure is replicated with three dimensional images.



Fig. 2-2: The Image of Land marks on the foot



Fig. 2-3 : A example of three dimensional foot image

1：足長

踵骨の最も後方（踵点）と第2趾の先端を結ぶ直線を足軸とした際の、踵点から最も長い足の先端（足先転）までの長さを、足軸に対して平行に測った長さとした。

2：足幅

脛側中足点と腓側中足点の2点を結んだ直線とした。

3：足囲

第1中足骨頭の最も内側に膨らんでいる点（脛骨中足点）と、第5中足骨頭の最も外側に膨らんでいる点（腓側中足点）の2点を通る周径囲とした。

4：踵幅

足長の、踵点から17%遠位、高さ40mm位置で、足長に直交する直線の距離とした。

5：アーチ高

舟状骨に貼付したランドマークから足底辺（接地した足底部を基本とした底辺）に対し引いた垂線の長さとした。アーチ高は解析用コンピュータ上で該当箇所のポイントを行うことで算出した。

6：アーチ高率

前述した足長でアーチ高を除いた数値とした。

7：踵骨傾斜角度

踵骨下端から踵骨上端に貼付したランドマークを結んだ直線と垂線がなす角度とした。

踵骨傾斜角度は解析用コンピュータ上で該当箇所のポイントを行うことで定義した。

足部ランドマークへのシール貼付は測定誤差を無くすために同一験者が行い、測定はほぼ同時刻に行い、激しい運動や練習の前に行った。

統計処理

各年齢群におけるアーチ高、足長、アーチ高率、踵骨傾斜角度は全て平均値±標準偏差で表記した。各測定項目の年齢群間の差を一元配置分散分析を用いて検討し、統計学的有意差が認められた項目に対しては多重比較検定（Turkey 法）を用いて群間における差を検討した。統計学的有意水準は危険率 5%未満とした。

尚、研究実施に先立ち、本研究の目的および方法を選手、保護者、指導者に説明し、同意を得た。本研究は早稲田大学倫理委員会の承認をもとに実施した(承認番号; 2011-149)。

2-3 結果

各測定項目における結果を Fig. 2-4 ~ 2-12 で示した。また、各測定項目における各年代の数値を Table 2-2 ~ 2-10 に示した。

2-3-1 足長

足長における結果を Table 2-2 で示した。

足長は経年的に増大傾向にあり、特に 12 歳よりも 14 歳から 19 歳($p < 0.05$)、13 歳よりも 18 歳($p < 0.05$) および 19 歳($p < 0.05$) で有意に足長が長かった。

Table 2-2 The Value of the Length of Foot

Chronological Age	Average	SD	Significant Difference	P value
12 yrs-old	243.4 mm	15.4	14,15,16,17,18,19	<0.05
13 yrs-old	250.6 mm	12.7	18,19	<0.05
14 yrs-old	259.3 mm	9.7	12	<0.05
15 yrs-old	259.0 mm	9.0	12	<0.05
16 yrs-old	258.7 mm	8.5	12	<0.05
17 yrs-old	260.7 mm	14.4	12	<0.05
18 yrs-old	266.5 mm	10.4	12,13	<0.05
19 yrs-old	268.1 mm	10.4	12,13	<0.05

2-3-2 足幅

足幅の横断的变化をみると、12 歳と 14 歳から 19 歳($p < 0.05$) で有意差が認められた。

また、13 歳($p < 0.05$)、14 歳($p < 0.05$)、15 歳($p < 0.05$) よりも 18 歳の足幅が有意に大きい結果が得られた。

Table 2-3 The Value of the Width of Foot

Chronological Age	Average	SD	Significant Difference	P value
12yrs-old	234.5 mm	14.7	14,15,16,17,18,19	<0.05
13yrs-old	245.3 mm	11.5	18	<0.05
14yrs-old	247.8 mm	9.4	12, 18	<0.05
15yrs-old	249.8 mm	11.5	12, 18	<0.05
16yrs-old	249.9 mm	18.4	12	<0.05
17yrs-old	256.8 mm	12.3	12	<0.05
18yrs-old	260.1 mm	15.2	12, 13, 14, 15	<0.05
19yrs-old	256.3 mm	8.6	12	<0.05

2-3-3 : 足囲

足囲の横断的变化をみると、12 歳よりもその他の全年代($p < 0.05$)が有意に大きかった。

また 13 歳よりも 17 歳 ($p < 0.05$)、そして 14 歳 ($p < 0.05$) および 16 歳 ($p < 0.05$) よりも 18 歳の足囲が有意に大きい結果が得られた。

Table 2-4 The Value of the Circumference of Foot

Chronological Age	Average	SD	Significant Difference	P value
12yrs-old	96.4 mm	6.3	13,14,15,16,17,18,19	<0.05
13yrs-old	101.6 mm	5.3	12, 17	<0.05
14yrs-old	102.6 mm	4.0	12, 18	<0.05
15yrs-old	103.6 mm	4.9	12	<0.05
16yrs-old	102.8 mm	4.2	12, 18	<0.05
17yrs-old	106.2 mm	5.0	12, 13	<0.05
18yrs-old	107.6 mm	6.2	12, 14, 16	<0.05
19yrs-old	105.7 mm	3.7	12	<0.05

2-3-4：踵幅

踵幅は、12 歳よりも 19 歳の値が有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。しかし、その他の年代で顕著な差は認められなかった。

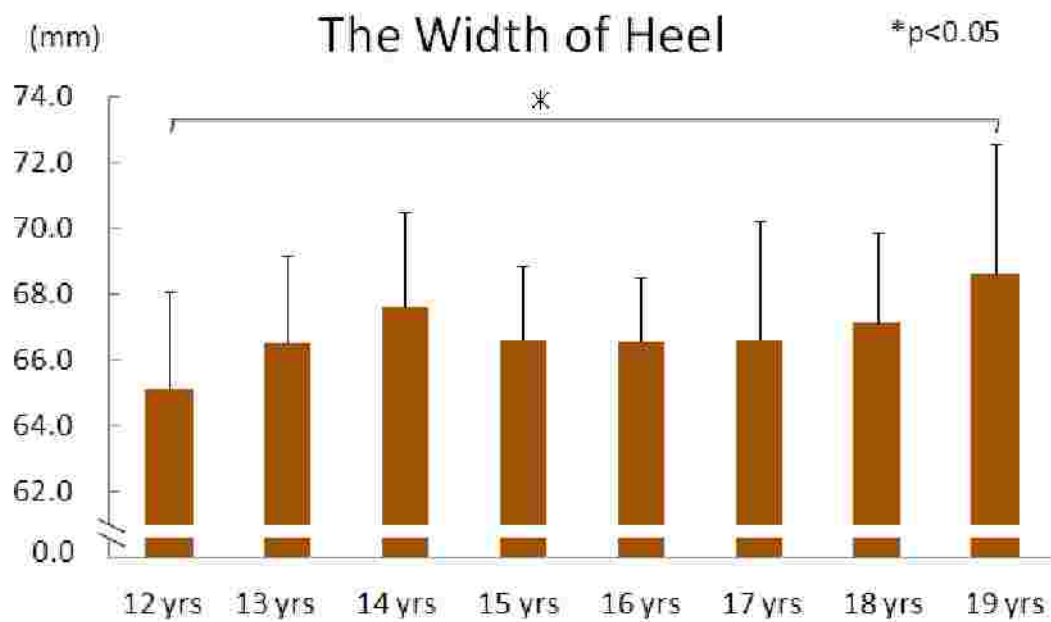


Fig. 2-7 The Width of Heel in Various Age

Table 2-4 The Value of the Width of Heel

Chronological Age	Average	SD
12yrs-old	65.1 mm	2.9
13yrs-old	66.5 mm	2.7
14yrs-old	67.6 mm	2.9
15yrs-old	66.6 mm	2.3
16yrs-old	66.5 mm	2.0
17yrs-old	66.6 mm	3.6
18yrs-old	67.1 mm	2.7
19yrs-old	68.6 mm	4.0

2-3-5 : アーチ高

12 歳よりも 15 歳 ($p<0.05$) 16 歳 ($p<0.05$) , 18 歳 ($p<0.05$) のアーチ高が有意に大きい結果が認められた。

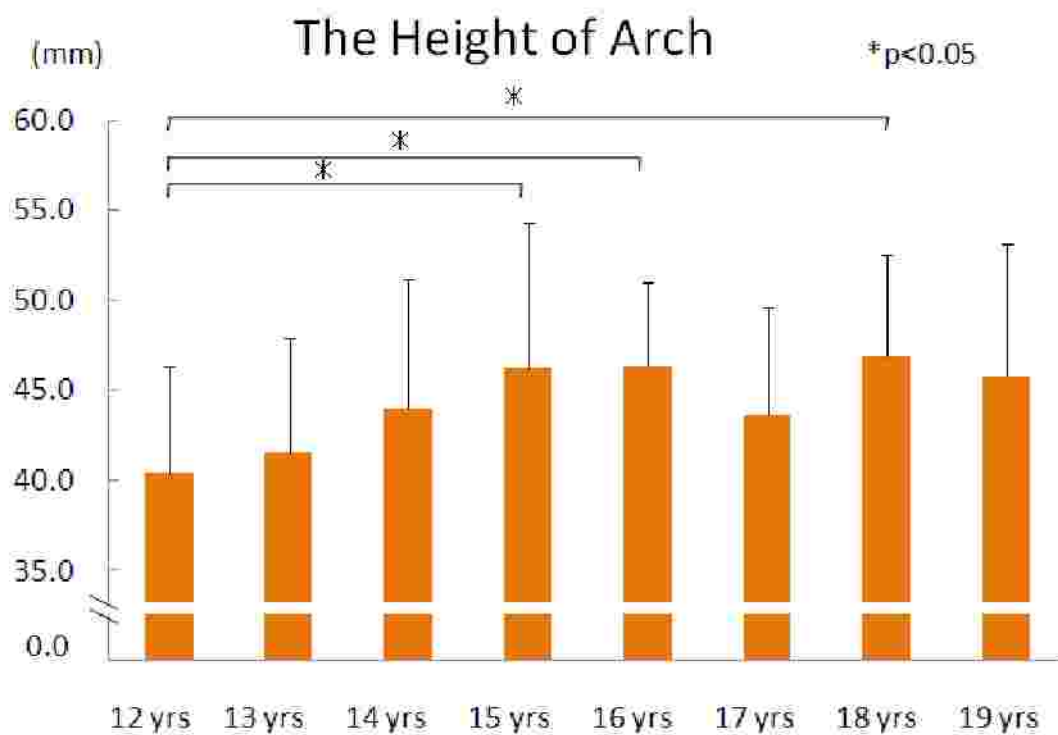


Fig. 2-8 The Height of Arch in Various Age

Table 2-5 The Value of the Height of Arch

Chronological Age	Average	SD
12yrs-old	40.5 mm	5.9
13yrs-old	41.6 mm	6.3
14yrs-old	44.0 mm	7.2
15yrs-old	46.2 mm	8.1
16yrs-old	46.4 mm	4.6
17yrs-old	43.7 mm	5.9
18yrs-old	46.9 mm	5.6
19yrs-old	45.8 mm	7.4

2-3-6 : アーチ高率

アーチ高率は、全ての年代間で有意な差が認められず、経年的な顕著な変化はみられなかった。

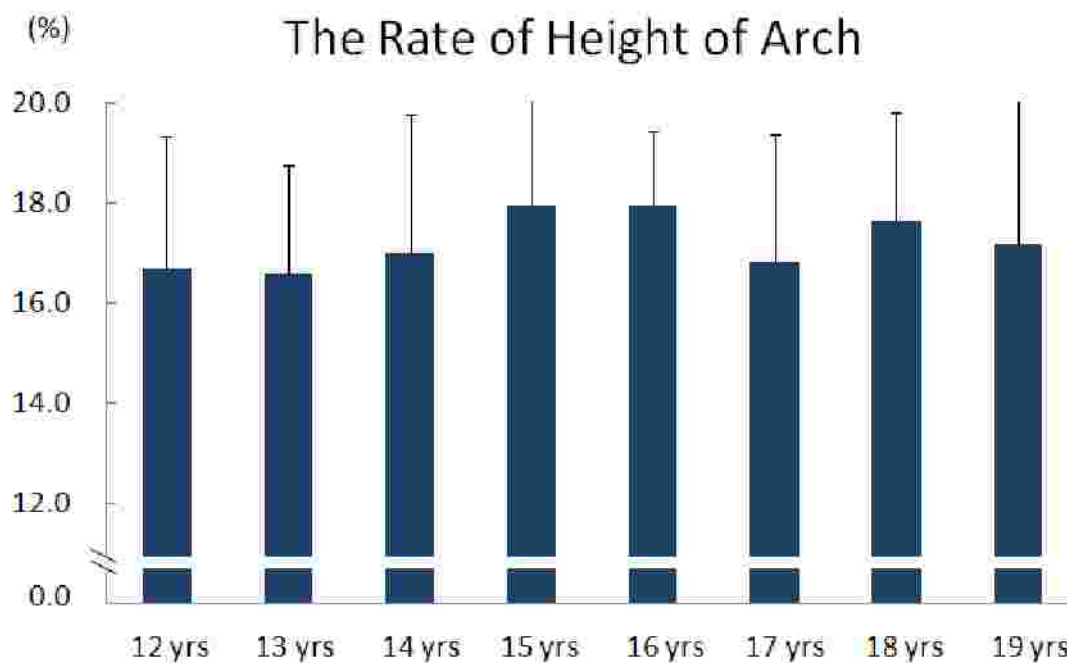


Fig. 2-9 The Rate of Height of Arch in Various Age

Table 2-5 The Value of the Height of Arch

Chronological Age	Average	SD
12yrs-old	16.7 %	2.6
13yrs-old	16.6 %	2.2
14yrs-old	17.0 %	2.8
15yrs-old	17.9 %	3.6
16yrs-old	17.9 %	1.5
17yrs-old	16.8 %	2.5
18yrs-old	17.6 %	2.2
19yrs-old	17.1 %	3.1

2-3-7 : 踵部角度

踵部角度は12歳 ($p<0.05$) の値がその他の全ての年代よりも有意に高く、回内(外反)傾向にあることが示された。

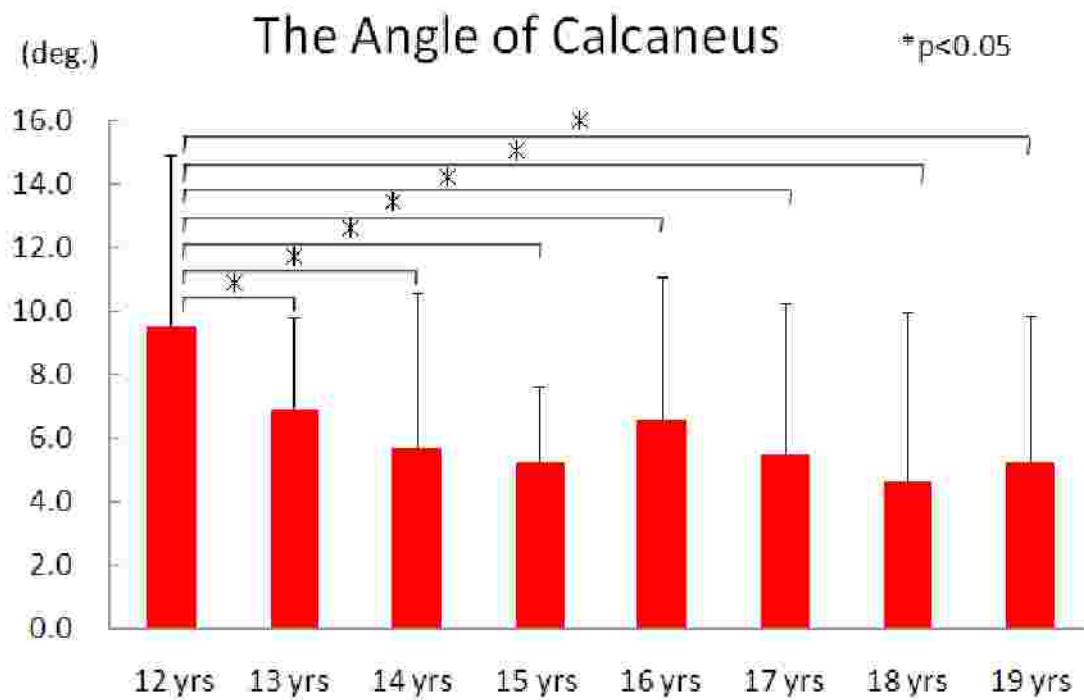


Fig. 2-10 The Angle of Calcaneus in Various Age

Table 2-5 The Value of the Height of Arch

Chronological Age	Average	SD
12yrs-old	9.6 °	5.3
13yrs-old	7.0 °	2.8
14yrs-old	5.7 °	4.9
15yrs-old	5.3 °	2.4
16yrs-old	6.6 °	4.5
17yrs-old	5.5 °	4.8
18yrs-old	4.7 °	5.3
19yrs-old	5.3 °	4.6

2-4 考察

本研究では 3 次元足型計測器を用いて中学生から大学生までのバスケットボール選手の足部形態変化の特徴を把握することを目的とした。その結果アーチ高は 12 歳よりも 15 歳、18 歳が有意に高く、12 歳から 15 歳までアーチ高が経年的に高くなる傾向が示された。しかしながら、アーチ高率は年代間の差はみられなかった。一方、踵骨傾斜角度の変化は 12 歳と他の年代間で有意な差がみられており、12 歳から 15 歳まで回外方向に変位する傾向が認められた。

本研究のアーチ高についての結果は、先行研究の「アーチ高の成熟は 10 歳頃までで完了する」(Joseph, 1992, Forriol et al., 1990)という結果と異なるものであった。しかしながら、アーチ高率において差がみられなかったことや足長が 12 歳と 14 歳間で有意な差が認められたことからアーチ高の変化の主な要因は足長の増加に寄るものだと考えられた。よってアーチ高率における変化は 12 歳以前に終了していると考えられる。

さらに、本研究で得られたアーチ高は 15 歳から 19 歳の平均値が約 45mm であった。この数値は一般成人男性のアーチ高の標準値が 41.8 mm vs. 40.0 mm(右 vs.左)であり、44.4 mm vs. 42.6 mm (右 vs.左) がハイアーチと報告されている (David, 2010) ことから考えると、本研究結果はアーチ高が高く推移していると言える。また、賢木ら(2010)は水泳競技年数が長い水泳選手とバスケットボール選手とを比較した結果、水泳選手の群で有意にアーチ高が低く、その要因として水泳競技を通して足部の筋の弛緩性が高まったからだと報告している。このように非荷重運動が多く、日常的な動作でしか足部に対する外力が加わらない水泳選手の特徴から考察すると、日常的に足部に荷重ストレスが加わる競技を継続することで、荷重に対する緩衝能力が水中などの非荷重競技者よりも高くなることが要求され、足部周囲筋の機能向上とともにアーチ高の維持がもたらされる可能性が考えられる。しかしながらアーチ高の測定は誤差が生じやすいことが多く、研究によって測定方法が異

なることが多い。そのため、一般人と荷重動作の多い競技者を比較した場合のアーチ高が高くなるかどうかについては差が小さいためさらに詳細な検討が必要であると考えられる。しかし、水泳選手との比較では統計的に有意な差が認められていることから荷重がアーチ高低下の要因の一つになっていることが考えられる。

一方、アーチ高率の暦年齢間の変化は全ての年代間で有意な差は見られなかった。その理由として、足長で除したことが理由だと考えられる。足長の変化が19歳代まで上昇傾向にあることからアーチ高の上昇傾向にある変化がアーチ高率の数値には反映されなかったと考えられる。さらに、アーチ高率は17歳から19歳で若干の減少傾向が観られることはアーチ高の発育が成熟したと思われる15歳以降で、足長の増加が反映された結果であると考えられる。つまり、アーチ高の変化が起こっていない場合でも足長の増加によってアーチ高率は減少する可能性が考えられる。足部アーチと傷害発症との関係を検討する場合にはアーチ高の絶対値が数値として提示されることが多い(Bandholm et al., 2008, Ribeiro et al., 2011, Kaufman et al., 1999)。しかし、傷害発症を検討する上でアーチ高とアーチ高率評価のどちらが適切であるかは充分検討がなされていないため、傷害発症リスクの検討についてはアーチ高とアーチ高率の双方から検討する必要があると考える。

15歳、16歳でアーチ高率が維持されているもう一つの要因として、踵骨の回外方向への変位が影響している可能性が推察される。本研究結果では踵骨傾斜角度は12歳から15歳までの間で徐々に回外する傾向がみられた。踵骨回外など形態的な変化をもたらす要因として、軟骨の骨化などの組織的变化と筋の収縮性の変化などによる機能的要因が挙げられる。今回の踵骨回外に影響する要因について考えると、前者の踵骨の骨化等の組織的な形態変化は12歳以前であると考えられる。Lanz (1972)の報告では組織的な要因による距骨滑車関節面の角度が一般成人と同等になる時期を12歳までだと報告している。また踵骨骨端症(シーバー病)の好発時期が8~12歳である(鳥居 俊, 2003)ことや、Ogden(1989)が報告するように踵骨の骨化が早いもので14歳頃に終了することから推察すると、15歳以

降に起きている踵骨角度の変化は組織的な発育以外の要因に依存していると考えられる。一方、機能的な要因、すなわち筋の発達から踵骨回外に影響する要因について考えると、Simonsen et al.(2006)の報告にもある様に踵骨回外に影響する筋の一つとして後脛骨筋が挙げられる。同筋は舟状骨高の維持だけでなく、踵骨回外にも影響する。後脛骨筋の収縮力によって踵骨が回外方向に変位するものと考えられ、踵骨傾斜角度の回外方向への変位は、継続したバスケットボール競技を通じて繰り返される筋の収縮によるものと考えられる。つまり踵骨形態変化は足部機能による後天的な要因で起こりえると考えられる。こうしたことから、日常の運動習慣が踵骨を回外方向へ押し上げる要因になったと推察された。しかし、足部アーチ周囲筋や足底部周囲筋の発達と踵骨傾斜角度変化の関係を調べた研究は未だみられないため今後他競技との比較検討などの詳細な調査が必要であると考えられる。

本研究の限界としては足部形態評価を横断的に検討しているため、被験者個人の変化を評価することができないことである。それゆえ、被験者個人の変化を縦断的に検討することで、踵骨角度やアーチ高の変位等が被験者全員に起こりうるかどうかを検討し足部形態発育をより詳細に検討することが必要である。

本研究では中学生から大学生までの足部形態変化の特徴を検討することを目的とした。その結果 12 歳から 15 歳まではアーチ高率には変化がみられなかったが踵骨角度の変化がみられた。その要因として筋の発達による形態変化であることが考えられた。踵骨角度に寄与する筋として後脛骨筋などが挙げられるが、筋発達と踵骨角度変位について報告した研究は少ないため今後、更なる検討が必要であると考えられる。

第3章：片脚ジャンプ動作解析

3-1 目的

足部形態がジャンプ動作時の下肢の動的アライメントに与える影響を検討することを目的とした。

3-2 方法

3-2-1 被験者

被験者は研究1「足部形態の横断的变化」で回内（踵骨傾斜角度 8.5° 以上）、回外（踵骨傾斜角度 3.0° 以下）もしくはアーチ低下（アーチ高率 14.0%以下）、ハイアーチ（アーチ高率 18.5%以上）が認められた高校生から大学生の男子バスケットボール選手 12 名（15.8 歳～20.2 歳；平均年齢 18.1 ± 1.5 歳）とした。尚、アーチ低下を以下偏平足と定義した。

踵骨回内、回外の定義とアーチ低下とハイアーチの定義は、平均値 $\pm 15\%$ 以上、以下とした。その理由として平均 $\pm 15\%$ は一標準偏差を上回る（下回る）値であり、かつ横倉法ではアーチ高の高低の基準値を平均値の 90%以下としているためである。（広瀬ら, 2006）

尚、回内と規定された被験者は 6 名、回外と規定された被験者は 6 名であった。後述する各測定項目を両群間で比較した。さらに下肢傷害発症に強く影響すると推察される偏平足 / 回内群 6 名と、対象群としてハイアーチ / 回外群 6 名の比較も行った。

3-2-2 動作解析試技

対象動作は片脚ランニングジャンプであり、各試技 3 回ずつ行った。最初にウォームアップと動作の説明を口頭および実技にて行った。そして本試技（ジャンプ動作）を行う直前に、ジャンプ動作の練習を数回行った。各試技はコート上に Fig. 3-2 の様にビニールテープで 1m 四方の正方形を作り、その中点を十字になるように結んだグリッド内で行うよう

指示した。しかし、範囲外に動作が逸脱しても解析が可能である旨を被験者に伝え、不自然な試技にならないように配慮した。また、測定に際しては進入ラインを提示し (Fig. 3-2)、進入角度を規定することで被験者間の描出画像に誤差が出ない様に配慮した。

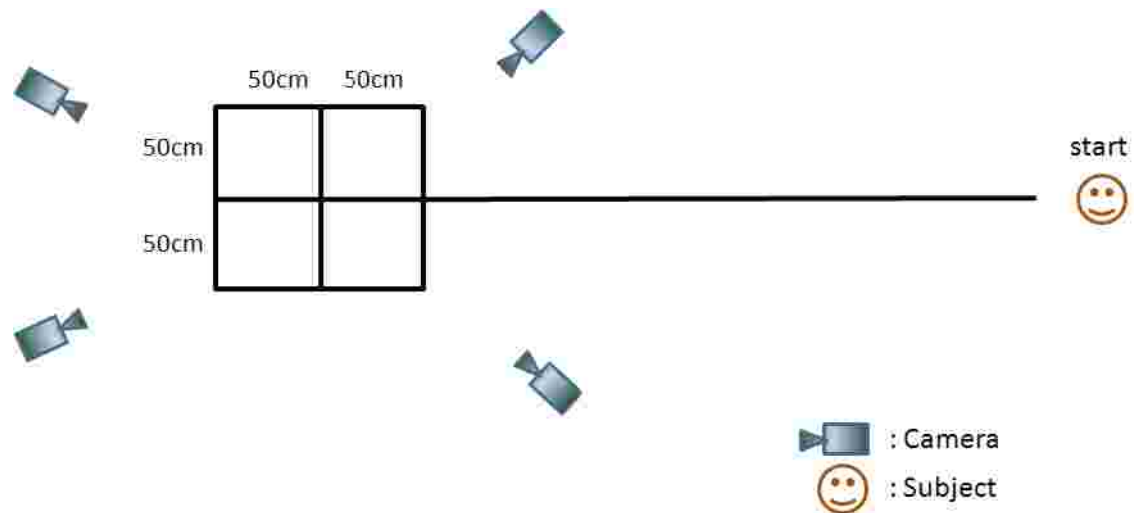


Fig. 3-2 The Diagram of Experiment Court

3-2-3 動作撮像方法

動作撮像前に Fig. 3-2 の 1m 四方の正方形の各交点 (計 9 点) で動作解析用のキャリブレーションを行った。垂直方向のキャリブレーションは水平計を用いて 50 cm 間隔で 3 か所ずつ、計 27 か所で行った。撮影は各学校の体育館を使用し、被検者は裸足で撮像した。被験者には事前に上前腸骨棘 (以後 ASIS)、大転子、膝内側、外側関節裂隙、足関節内外踝、踵骨上端、下端に反射マーカ―を貼付した (Fig. 3-3)。今回はマーカ―として白色テープを用いた。尚、マーカ―貼付に際して、解析の際にマーカ―の識別を行い易くするために被験者全員は黒色スパッツを穿き、皮膚の露出部分には黒色ライトテープ (Lindbergh 社製 ; Fig. 3-3) を貼付した。またテープ付着後に動作への影響が無いことを確認した。

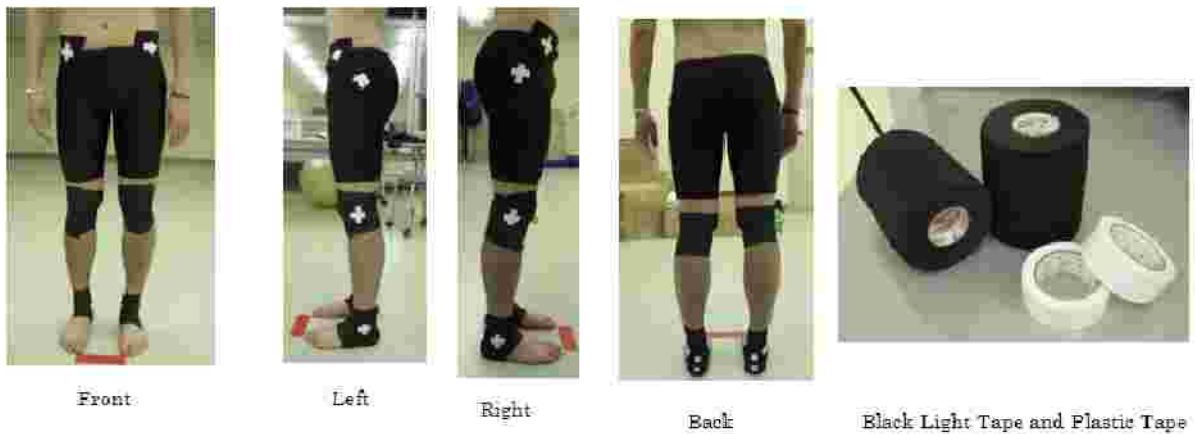


Fig. 3-3 The Images of Markers on the Patient and Tapes Used as Marker

尚、撮影には1秒間に300コマの撮像が可能なハイスピードカメラ（EXILIM EX-F1、CASIO 社製）を4台使い、Fig. 3-2の様に配置して動作撮像した。

3-2-4：動作解析方法

動作解析には Flame Dias（DKH 社製）を用いた。解析に際して、ジャンプ動作をジャンプ前の踏み込み期（Take off Phase）とジャンプからの着地期（Landing Phase）の2つに分けた。さらに、それぞれの Phase を 踵あるいは足部の一部が地面に接地した期（Heel Strike/ Initial Contact Phase, 以下 Initial Cont. Phase）、足部全体が地面に接地した期（Foot Flat Phase）、膝関節が最大屈曲した期（Max Flexion Phase, 以下 Max Flex. Phase）の3期に分類し、合計6つの期に分けた（Table 3-1、Fig.3.4）。

そして、上述した6つの期における1)膝屈曲角度、2)骨盤外転角度、3)骨盤回旋角度、4)膝関節回旋、5)膝関節変位（膝関節の回内方向への変位）、6)踵骨傾斜角度を解析対象とした。それぞれの算出定義はTable 3-2の通りとした。

尚、本実験において各被検者はジャンプ動作を3回行っているため、3試行の中から値が近似している2試行を抽出し、各期における測定項目の平均値を算出しデータとして採用した。

Table 3-1. The Definitions of Each Phase for the Analyzed Motion

Major phase	Minor phase	Definition
Take off	Heel Strike.	First touch of the foot to step to the jump
	Foot Flat	Touch the all planter part of the foot
	Max Flex.	Flexion at the deepest angle
Landing	Initial Cont.	First touch of the foot to land on
	Foot Flat	Touch the all planter part of the foot
	Max Flex.	Flexion at the deepest angle



Heel Contact



Foot Flat



Max Flex.



Initial Contact



Foot Flat



Max Flex.

Fig. 3-4 The Split Image of One-Leg Running Jump

Table3-2. The Definition of Analysis for Each Movement

Analyzed Movement	Basement Line	Various Line
Angle of knee flexion	Lateral cleavage - lateral malleolus	Lateral cleavage - greater trochanter
Abduction of pelvis	ASIS - lateral cleavage	ASIS - opposite ASIS
Rotation of pelvis	Medial malleolus - lateral malleolus	Opposite ASIS - ASIS
The rotation of knee joint	Medial malleolus - lateral malleolus	Medial cleavage - lateral cleavage
Center of knee joint variation	X axis	Center of knee joint
Angle of calcaneus	Z axis	Bottom of center part of calcaneus - top of center part of calcaneus

3-2-5：統計処理

各期における解析対象項目（膝屈曲角度、骨盤外転、骨盤回旋、膝回旋、膝関節変位、踵骨角度）はすべて平均値±標準偏差で記述した。

踵骨回内群（以下回内群） vs. 踵骨回外群（以下回外群）の各測定項目の比較は、対応のない T 検定を用いて分析した。また、Heel Strike Phase もしくは Initial Contact Phase から Foot Flat までの変位量を各解析対象項目で算出し、回内群 vs. 回外群、偏平足群 vs. ハイアーチ群間で対応のない T 検定を用いて比較検討を行った。さらに特に傷害発症リスクが高いと考えられる足部形態として、アーチ低下/回内群と、アーチ上昇/回外群の各測定項目の平均値の差も T 検定を用いて分析した。統計学的有意水準は危険率 5%未満とした。

本研究を実施するにあたり、被験者、保護者および指導者に研究の主旨と方法を口頭および書面で伝え、同意を得た。尚、本研究は早稲田大学倫理委員会の承認を得て行われた（承認番号；2011-149）。

3-3 結果

3-3-1 回内群 vs. 回外群、偏平足 vs. ハイアーチ群間比較

各期の解析対象動作を回内群 vs.回外群、偏平足 vs.ハイアーチの各群で比較した結果を Fig. 3-5 ~ 3-10 で示した。

膝関節変位 (回内群 vs. 回外群)

膝関節変位は、Fig. 3-5 上において - 方向への動きは内反、+ 方向への動きは外反方向への動きを示した。

テイクオフ期は回内群、回外群ともに Heel Strike Phase (回内 vs.回外; 0.01 ± 0.05 cm vs. -0.02 ± 0.05 cm)、Foot Flat Phase (-0.28 ± 1.06 cm vs. 0.40 ± 1.95 cm)、Max Flex. Phase (回内 vs.回外; -2.54 ± 5.43 cm vs. 0.67 ± 6.68 cm)であり、ほぼ正中位もしくは内反傾向にあった。また回内群と回外群の両群間で有意な差は認められなかった。

一方着地期はテイクオフ期と異なる傾向を示し、回内群および回外群ともに Initial ContactPhase には膝関節は内反方向へ変位し (回内 vs.回外; 14.07 ± 25.87 cm vs. 5.83 ± 33.66 cm)、統計学的に有意ではないものの、回内群が回外群と比較して大きく内反方向へ変位する傾向が示された。その後 Foot FlatPhase (-4.09 ± 16.03 cm vs. 2.07 ± 31.85 cm) から Max Flex. Phase (回内 vs.回外; -5.36 ± 19.28 cm vs. 2.69 ± 36.23 cm)にかけてほぼ正中位もしくは内反方向へ変位する傾向が認められるが、Initial ContactPhase に回内傾向を示した回内群は回外群と比較してより内反傾向に変位する傾向が示された。

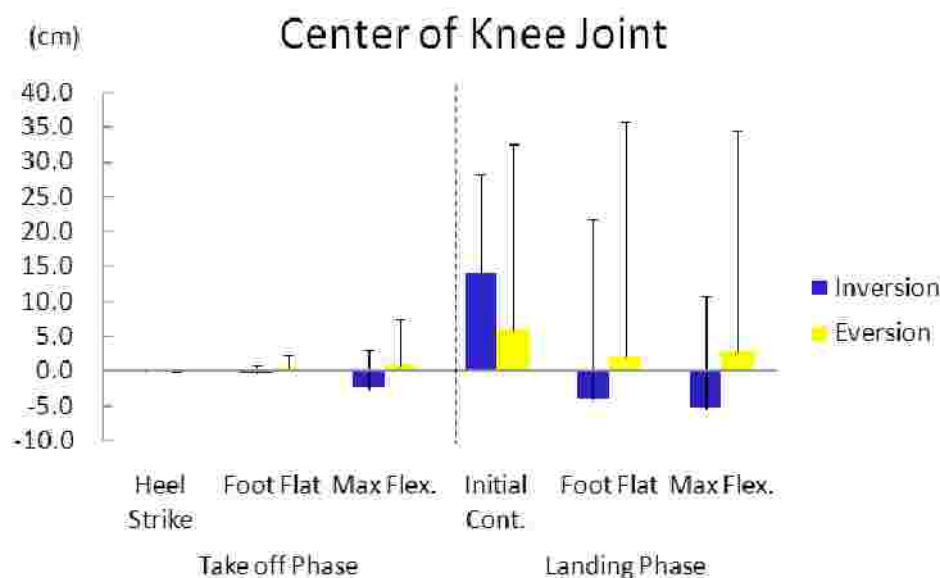


Fig. 3-5 The Value of Center of Knee Joint by the Phases

膝関節変位（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

膝関節変位は、Fig. 3-6 上において - 方向への動きは内反、+ 方向への動きは外反方向への動きを示した。

膝関節変位はテイクオフ期ではハイアーチ群、偏平足群ともにほぼ正中位を示しているのに対して、着地期ではハイアーチ群、偏平足群ともに、Initial ContactPhase から Max Flex.Phase を通じて外反方向への変位がより大きくなる傾向を示した。統計学的有意差はなかったものの偏平足群でより顕著にその傾向がみられた。

しかしながら Heel Strike Phase（ハイアーチ vs.偏平足; -0.02 ± 0.04 cm vs. 0.01 ± 0.06 cm）、Foot Flat Phase（ハイアーチ vs.偏平足; 0.02 ± 0.89 cm vs. 0.13 ± 2.09 cm）、Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; 0.43 ± 3.83 cm vs. -1.93 ± 7.74 cm）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。また、着地期においても Initial Contact Phase（ハイアーチ vs.偏平足; 7.71 ± 31.10 cm vs. 11.40 ± 30.12 cm）、Foot Flat Phase（ハイアーチ vs.偏平足; -0.53 ± 27.89 cm vs. -1.04 ± 24.25 cm）、Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; 0.96 ± 31.14 cm vs. -2.85 ± 28.76 cm）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

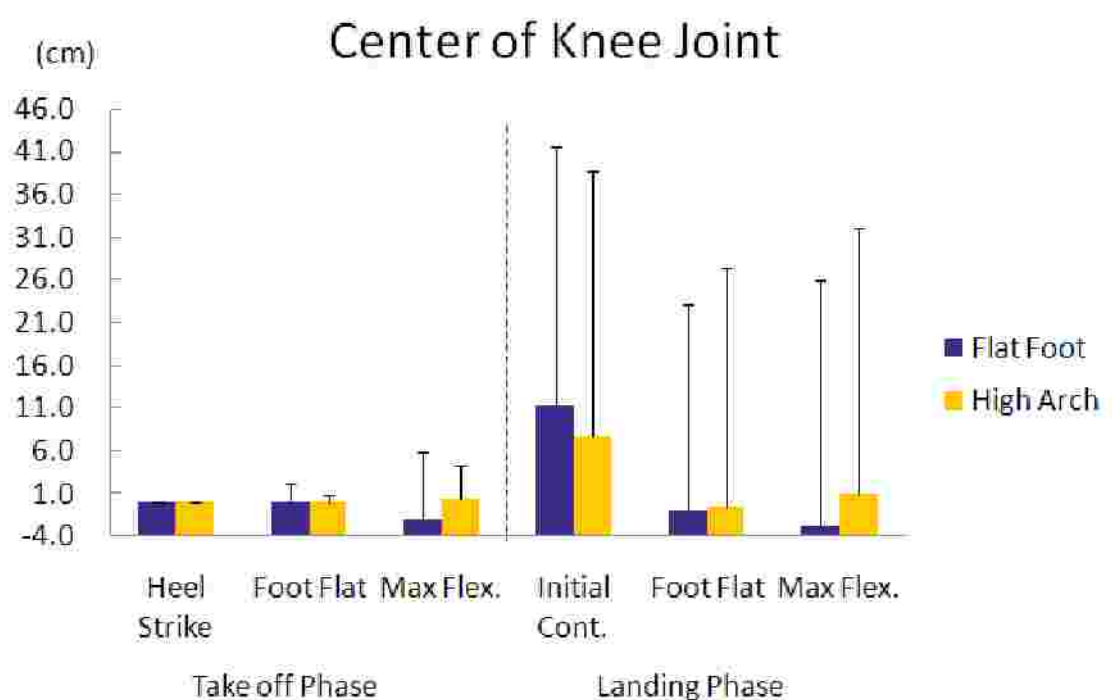


Fig. 3-6 The Value of the Center of Knee Joint at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

膝関節回旋（回内群 vs. 回外群）

膝関節回旋は、Fig. 3-7 上において 0 は足部内踝、外踝を結んだ線に膝関節外側裂隙と内側裂隙を結んだ線が重なることを表している。+ 方向への動きは内旋方向への動きを示した。

膝関節はテイクオフ期および着地期を通じて 10° から 20° の間で内旋方向へ挙動し、この傾向は回内群および回外群で同様であった。しかしながらテイクオフ期では Heel StrikePhase (回内 vs. 回外; $11.09 \pm 11.49^{\circ}$ vs. $17.25 \pm 10.77^{\circ}$)、Foot FlatPhase ($10.44 \pm 10.34^{\circ}$ vs. $16.78 \pm 12.01^{\circ}$)、Max Flex.Phase ($11.82 \pm 9.57^{\circ}$ vs. $20.45 \pm 13.81^{\circ}$) とともに両群間で統計学的有意差が認められなかったのに対し、着地期においては回内群の Initial Contact (回内 vs. 回外; $14.49 \pm 10.85^{\circ}$ vs. $36.52 \pm 17.83^{\circ}$)、および Foot Flat ($15.16 \pm 9.70^{\circ}$ vs. $29.39 \pm 14.36^{\circ}$) よりも回外群の膝関節は有意に内旋していた ($p < 0.05$)。これは相対的に回内群の膝関節が回外群よりも内旋方向へ変位していることを示した。

一方、Max Flex.Phase では両群間に有意差は認められなかった (回内 vs. 回外; $19.94 \pm 16.34^{\circ}$ vs. $31.38 \pm 16.16^{\circ}$)。

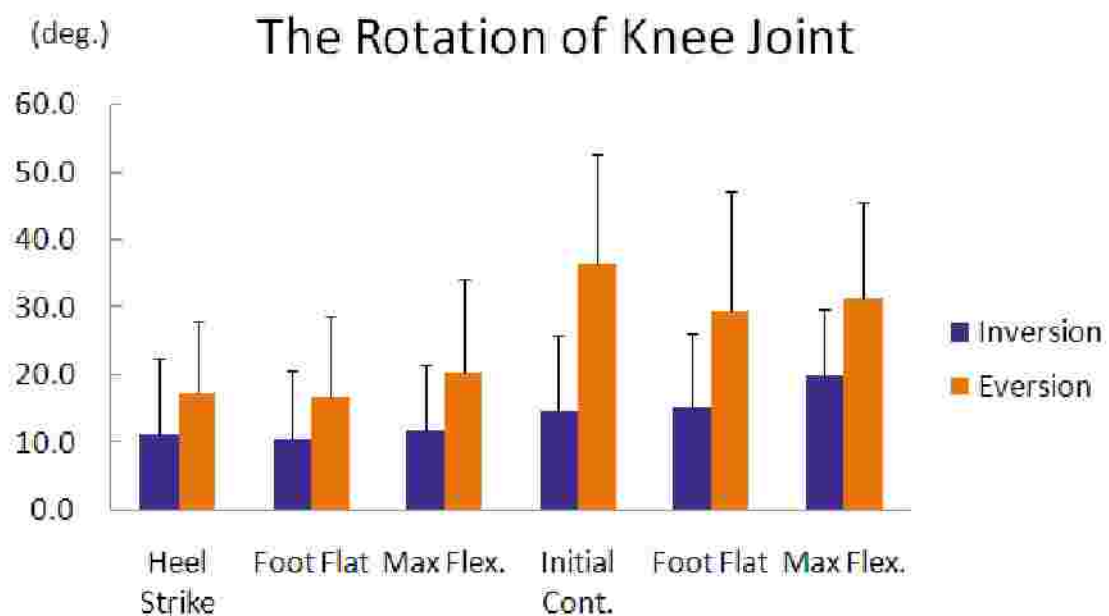


Fig. 3-7 The Value of the Rotation of Knee Joint by the Phases

膝関節回旋（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

膝関節回旋は、Fig. 3-8 上において Fig. 3-7 と同様である。

膝回旋はテイクオフ期では Heel Strike から Max Flex.を通じて大きな変化はみられなかった。しかし、着地期において、ハイアーチ群では Initial ContactPhase から Max. Flex.Phase を通じて徐々に外旋する傾向が示された。一方、偏平足群では Initial ContactPhase から Max Flex.Phase において徐々に内旋する傾向が示された。

その傾向はテイクオフ期では Heel StrikePhase（ハイアーチ vs.偏平足; $22.03 \pm 8.69^\circ$ vs. $7.67 \pm 8.64^\circ$ ）、Foot FlatPhase（ハイアーチ vs.偏平足; $21.50 \pm 9.48^\circ$ vs. $7.10 \pm 8.35^\circ$ ）、着地期では Foot Flat Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $30.73 \pm 13.49^\circ$ vs. $15.77 \pm 10.93^\circ$ ）で有意な差が認められた（ $p < 0.05$ ）。しかしながら、テイクオフ期では Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $22.44 \pm 12.14^\circ$ vs. $11.17 \pm 10.71^\circ$ ）、着地期では Initial Contact Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $32.86 \pm 15.32^\circ$ vs. $20.45 \pm 19.85^\circ$ ）、と Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $27.34 \pm 10.40^\circ$ vs. $24.91 \pm 21.54^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差は認められなかった。

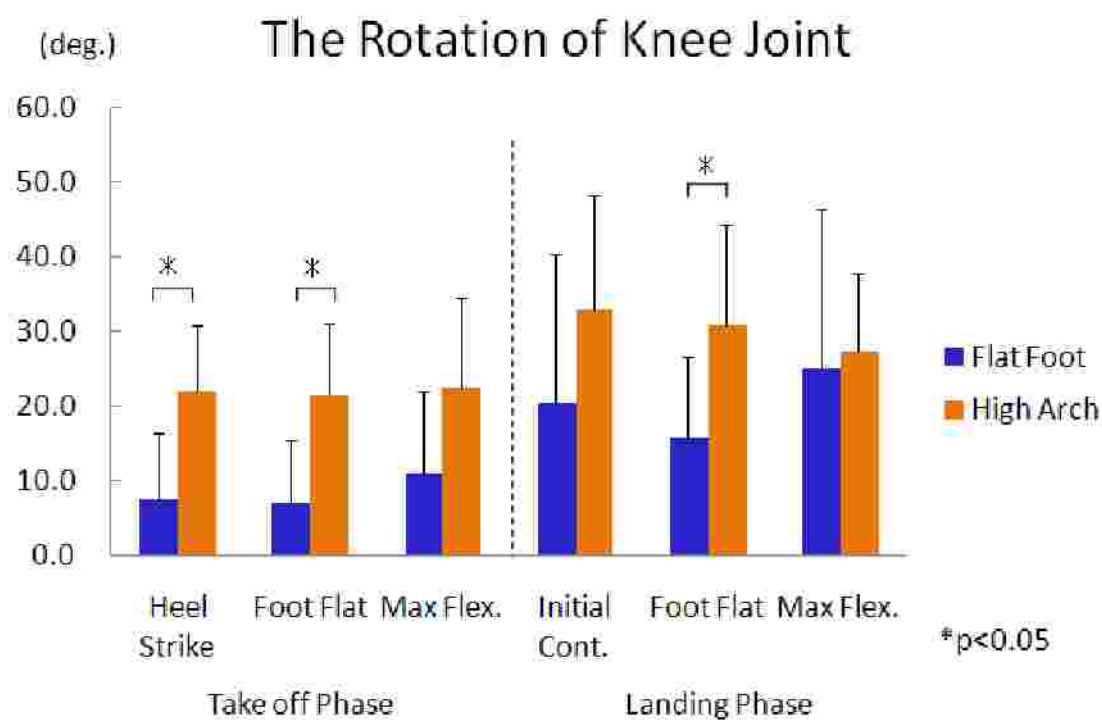


Fig. 3-8 The Value of the Rotation of Knee Joint at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

踵骨傾斜角度（回内群 vs. 回外群）

踵骨角度は、Fig. 3-9 上において 0 が垂直に起立していることを示し、+ 方向への動きは回内方向への動きを示した。

踵骨角度はテイクオフ期、着地期ともに全ての期で回内傾向を示したが、回内群では Heel StrikePhase もしくは Initial ContactPhase から Max Flex.Phase にかけて徐々に回内角度が大きくなるのに対して、回外群では徐々に回外する傾向が示された。

しかしながら、テイクオフ期における Heel StrikePhase（回内 vs.回外; 11.87 ± 6.00 vs. 18.72 ± 9.59 ）、Foot FlatPhase（ 15.03 ± 4.65 ° vs. 15.14 ± 7.71 °）、Max Flex. Phase（ 21.19 ± 3.98 ° vs. 19.23 ± 8.63 °）では両群間で統計学的有意差が認められず、着地期においても Initial Contact Phase（回内 vs.回外; 19.10 ± 6.37 ° vs. 23.28 ± 2.42 °）、Foot FlatPhase（ 19.18 ± 2.31 ° vs. 21.03 ± 2.65 °）、Max Flex.Phase（ 25.20 ± 3.95 ° vs. 18.27 ± 2.28 °）の全ての両群間で統計学的有意差が認められなかった。

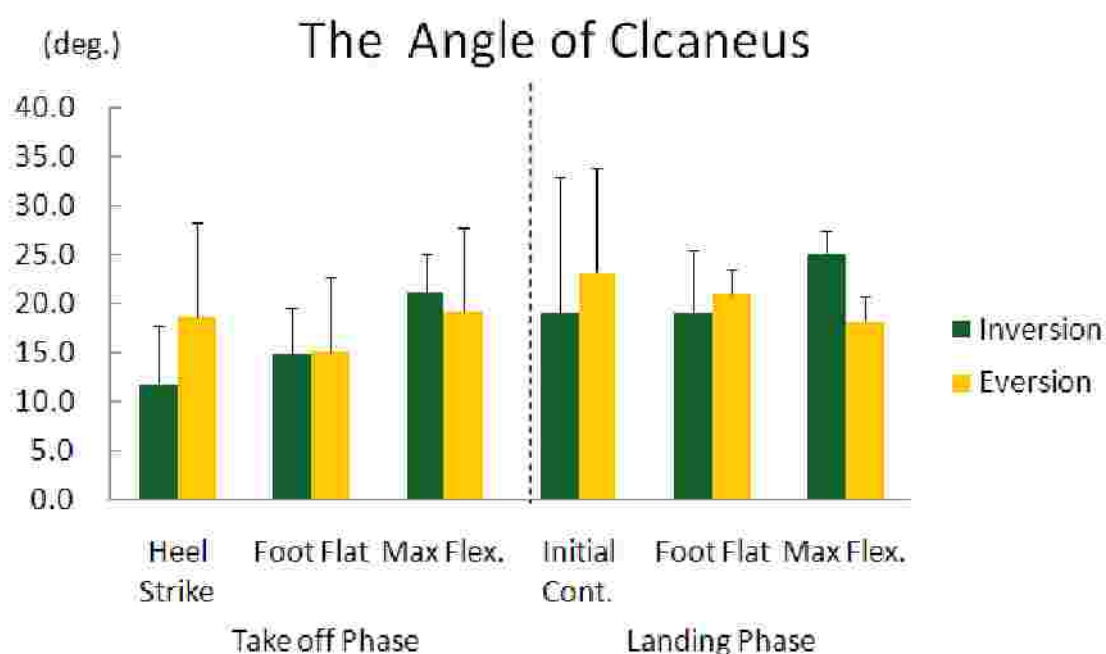


Fig. 3-9 The Value of the Angle of Calcaneus by the Phases

踵部角度（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

踵骨角度は、Fig. 3-10 上において Fig. 3-9 と同様である。

踵部角度はテイクオフ期ではハイアーチ群、偏平足群ともに Heel StrikePhase から Max Flex. Phase にかけて徐々に回内していく傾向が示された。しかし、着地期では同様の傾向は示されず大きく変化しない傾向がみられた。また、偏平足群に対して、ハイアーチ群の方がテイクオフ期では踵骨が回外している（立っている）傾向にあった。

しかしながら Heel Strike Phase(ハイアーチ vs.偏平足; $12.92 \pm 4.41^\circ$ vs. $17.65 \pm 10.98^\circ$), Foot Flat Phase(ハイアーチ vs.偏平足; $12.30 \pm 1.94^\circ$ vs. $17.53 \pm 7.75^\circ$), Max Flex. Phase (ハイアーチ vs.偏平足; $16.45 \pm 5.56^\circ$ vs. $23.38 \pm 6.17^\circ$) とともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。また、着地期においても Initial Contact Phase (ハイアーチ vs.偏平足; $23.49 \pm 5.71^\circ$ vs. $23.18 \pm 8.61^\circ$), Foot Flat Phase (ハイアーチ vs.偏平足; $19.53 \pm 1.47^\circ$ vs. $21.82 \pm 5.07^\circ$), Max Flex. Phase(ハイアーチ vs.偏平足; $21.22 \pm 5.54^\circ$ vs. $24.25 \pm 4.63^\circ$) とともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

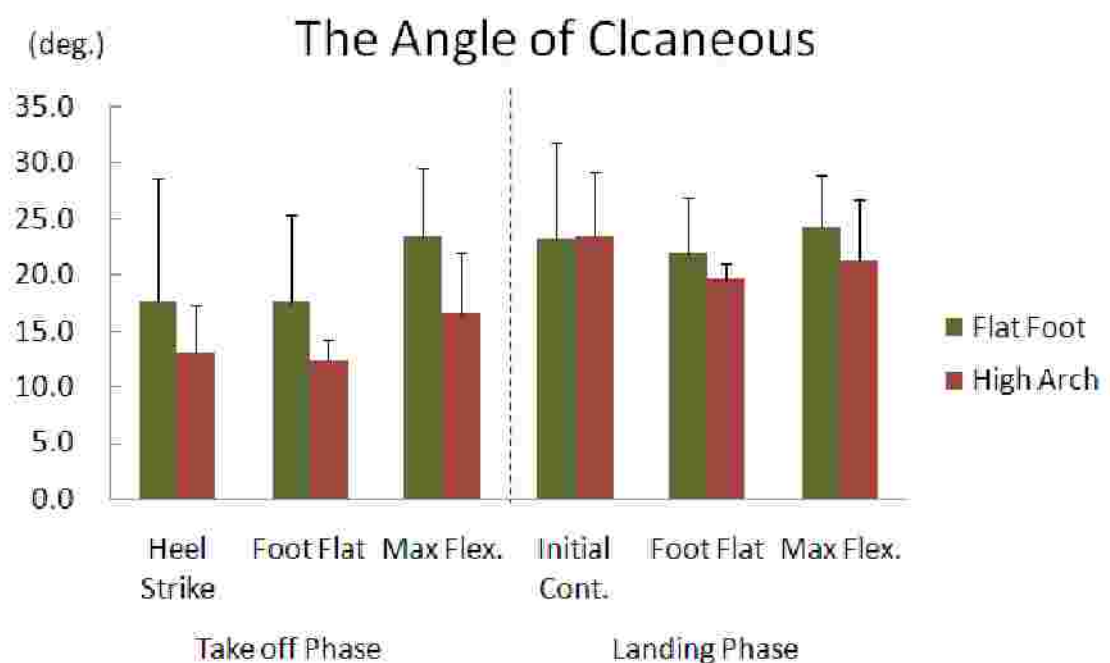


Fig. 3-10 The Value of the Angle of Calcaneus at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

骨盤回旋（回内群 vs. 回外群）

骨盤回旋は、Fig. 3-11 上において 0 は足部内踝、外踝を結んだ線に左右の上前腸骨棘を結んだ線が重なることを表している。+ 方向への動きは内旋方向への動きを示した。

骨盤回旋の挙動は回内群および回外群で同様の傾向を示したものの、Heel StrikePhase（回内 vs. 回外; $38.19 \pm 35.03^\circ$ vs. $27.60 \pm 23.68^\circ$ ）、Foot FlatPhase（ $37.33 \pm 38.08^\circ$ vs. $22.66 \pm 20.49^\circ$ ）、Max Flex.Phase（ $39.85 \pm 39.04^\circ$ vs. $18.16 \pm 21.59^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

また、着地期においても Initial ContactPhase（回内 vs. 回外; $59.31 \pm 40.62^\circ$ vs. $43.92 \pm 17.89^\circ$ ）、Foot FlatPhase（回内 vs. 回外; $48.68 \pm 43.84^\circ$ vs. $37.17 \pm 23.61^\circ$ ）、Max Flex.Phase（ $51.79 \pm 45.55^\circ$ vs. $37.00 \pm 22.08^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

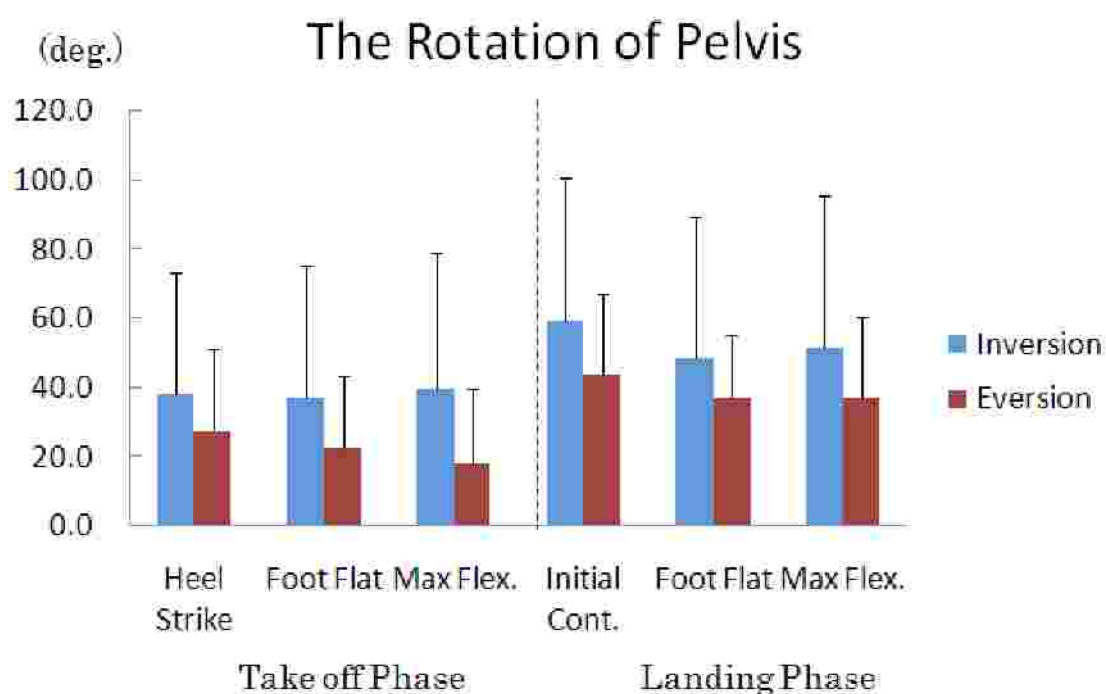


Fig. 3-11 The Value of the Rotation of Pelvis by the Phases

骨盤回旋（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

骨盤回旋は、Fig. 3-12 上において Fig. 3-11 と同様である。

骨盤回旋はテイクオフ期、着地期ともに大きく変化しない傾向がみられたが、ハイアーチ群では着地期で外旋する傾向がみられた。

ハイアーチ群、偏平足群間では Heel Strike（ハイアーチ vs. 偏平足; 35.69 ± 10.04 vs. 29.79 ± 39.59 ）, Foot Flat（ハイアーチ vs. 偏平足; $28.84 \pm 8.04^\circ$ vs. $30.08 \pm 41.49^\circ$ ）, Max Flex. Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $25.47 \pm 9.30^\circ$ vs. $30.74 \pm 43.98^\circ$ ）で統計学的有意差が認められなかった。また、着地期においても Initial Contact Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $47.98 \pm 53.83^\circ$ vs. $40.19 \pm 8.61^\circ$ ）, Foot Flat Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $32.08 \pm 12.26^\circ$ vs. $51.69 \pm 44.06^\circ$ ）, Max Flex. Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $30.96 \pm 14.47^\circ$ vs. $55.23 \pm 43.47^\circ$ ）とともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

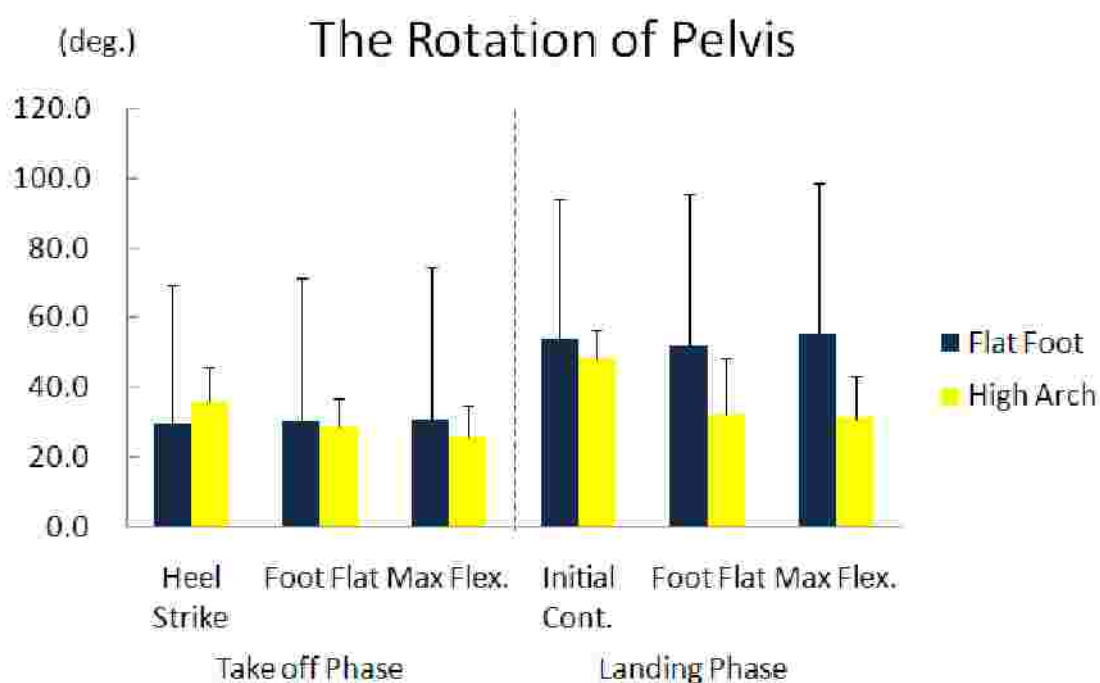


Fig. 3-12 The Value of the Rotation of Pelvis at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

膝関節屈曲角度（回内群 vs. 回外群）

膝関節屈曲角度は、Fig. 3-13 上において + 方向への動きは屈曲角度が深くなることを示した。

膝関節屈曲角度はテイクオフ期における Heel StrikePhase もしくは着地期における Initial ContactPhase から Max FlexPhase にかけて減少する（深くなる）傾向が示され、回内群と回外群で同様の傾向が認められた。

しかしながら、統計学的に有意ではないがものの、テイクオフ期の Heel StrikePhase(回内 vs.回外; $154.47 \pm 9.38^\circ$ vs. $153.62 \pm 4.47^\circ$)、Foot FlatPhase ($148.08 \pm 8.07^\circ$ vs. $144.88 \pm 3.75^\circ$)、Max Flex.Phase ($128.81 \pm 5.99^\circ$ vs. $126.03 \pm 4.38^\circ$) を通じて、回外群の膝関節屈曲角度は小さい(深い)傾向が示された。同様の傾向は着地期にも見られ、特に Foot FlatPhase では回外群の膝関節屈曲角度 ($144.40 \pm 5.84^\circ$) が有意に回内群 ($151.25 \pm 4.94^\circ$) よりも小さい(深い)結果が認められた。($p < 0.05$)一方、Initial Contact Phase(回内 vs.回外; $161.72 \pm 10.43^\circ$ vs. $160.33 \pm 6.23^\circ$)および Max Flex. Phase($115.83 \pm 15.68^\circ$ vs. $107.66 \pm 21.63^\circ$)でも同様の傾向は認められたが統計学的有意な差ではなかった。

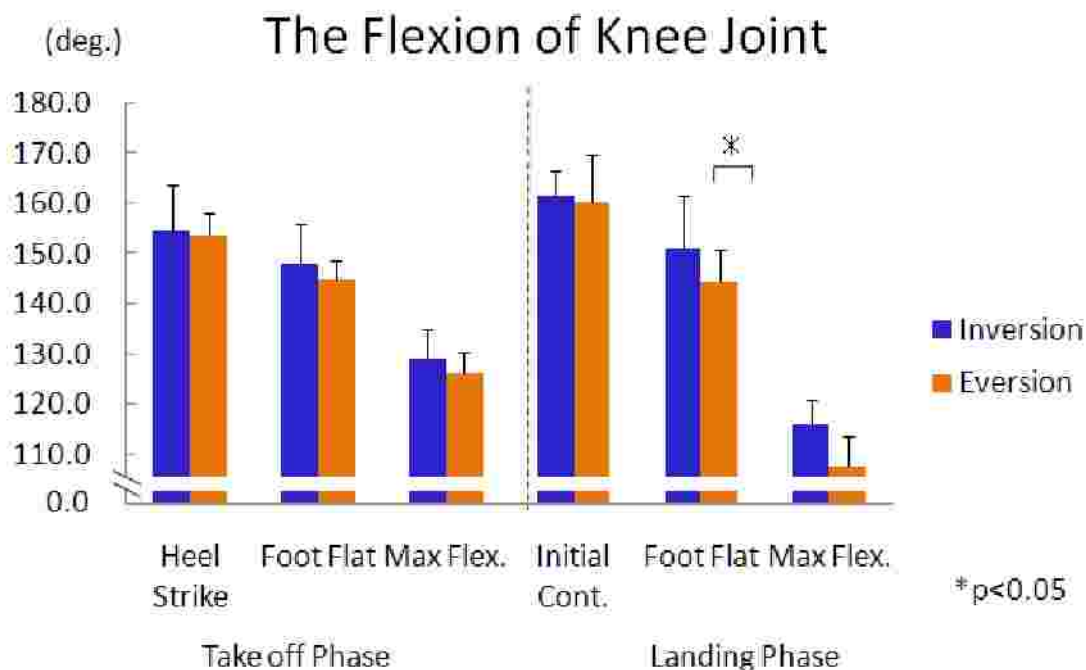


Fig. 3-13 The Value of the Flexion of Knee Joint by the Phases

膝関節屈曲角度（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

膝関節屈曲角度は、Fig. 3-14 上において Fig. 3-13 と同様である。

膝屈曲角度はハイアーチ群、テイクオフ期ともに Heel StrikePhase もしくは Initial ContactPhase から Max Flex.Phase を通じて徐々に角度が減少する（深くなる）傾向がみられた。

しかしながら、Heel Strike Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $154.47 \pm 8.47^\circ$ vs. $153.62 \pm 5.83^\circ$ ）、Foot Flat Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $146.47 \pm 8.39^\circ$ vs. $146.29 \pm 3.86^\circ$ ）、Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $128.64 \pm 6.80^\circ$ vs. $127.29 \pm 5.64^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。また、着地期においても Initial Contact Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $161.57 \pm 8.45^\circ$ vs. $160.47 \pm 8.44^\circ$ ）、Foot Flat Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $146.61 \pm 7.53^\circ$ vs. $148.06 \pm 4.88^\circ$ ）、Max Flex. Phase（ハイアーチ vs.偏平足; $121.85 \pm 6.55^\circ$ vs. $120.92 \pm 8.83^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

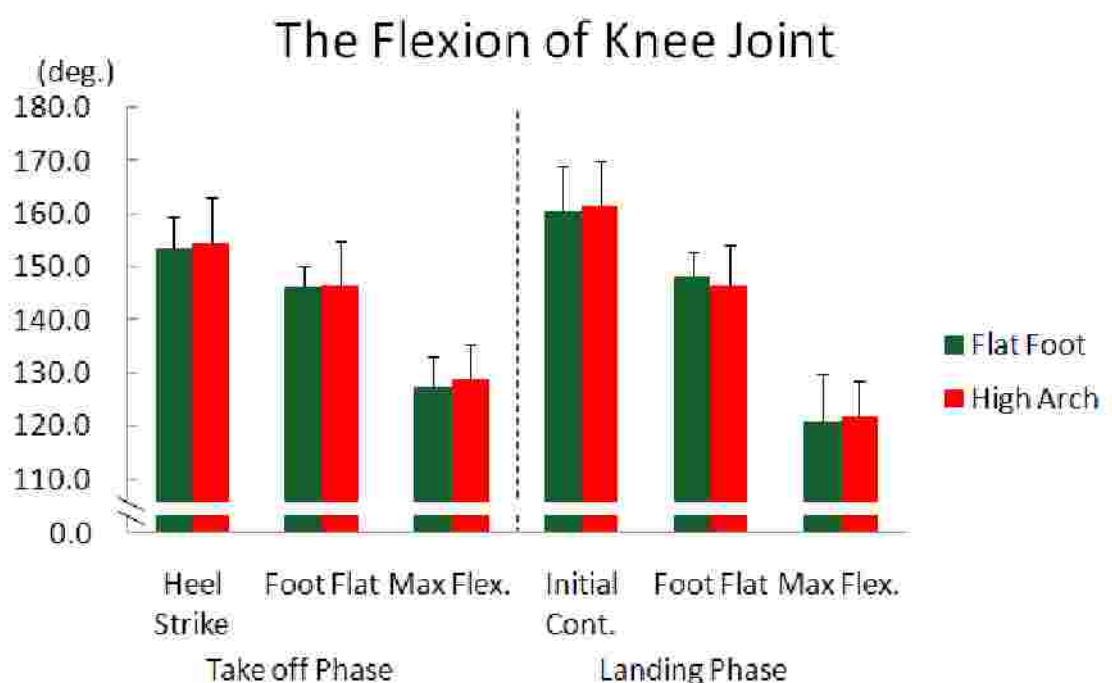


Fig. 3-14 The Value of the Flexion of Knee Joint at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

骨盤外転角度（回内群 vs. 回外群）

骨盤外転角度は、Fig. 3-15 上において + 方向への動きは外転方向への動きを示した。

骨盤外転角度は、回内群、回外群ともにテイクオフ期、着地期において変化が少ない傾向を示した。しかしながら、テイクオフ期に比べ着地期では外転角度が回内群、回外群ともに大きくなる傾向が示された。

回内群、回外群間でのテイクオフ期における Heel StrikePhase（回内 vs.回外; $92.43 \pm 21.41^\circ$ vs. $88.65 \pm 20.57^\circ$ ）、Foot Flat Phase（ $91.76 \pm 21.80^\circ$ vs. $85.80 \pm 18.09^\circ$ ）、Max Flex.Phase（ $92.10 \pm 23.98^\circ$ vs. $79.89 \pm 16.22^\circ$ ）、および着地期の Initial Contact Phase（回内 vs.回外; $104.83 \pm 11.87^\circ$ vs. $101.99 \pm 9.05^\circ$ ）、Foot FlatPhase（ $103.79 \pm 15.08^\circ$ vs. $97.11 \pm 9.25^\circ$ ）、Max Flex.Phase（ $100.91 \pm 20.49^\circ$ vs. $103.16 \pm 13.88^\circ$ ）で統計学的有意差は認められなかった。

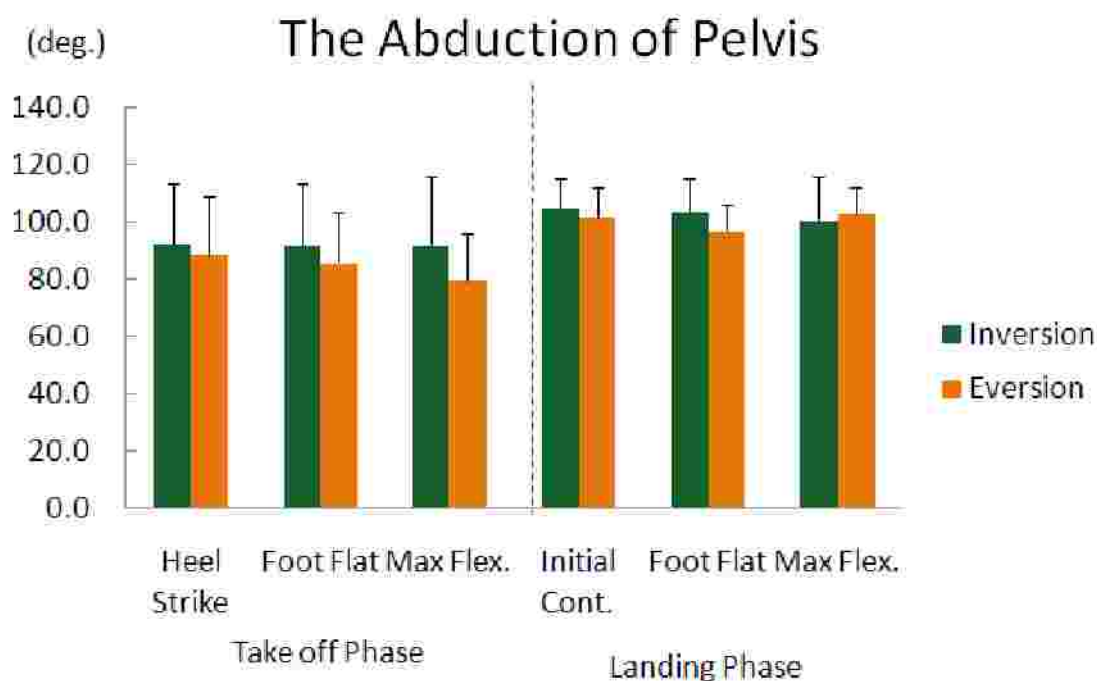


Fig. 3-15 The Value of the Abduction of Pelvis by the Phases

骨盤外転（偏平足群 vs. ハイアーチ群）

骨盤外転角度は、Fig. 3-16 上において Fig. 3-15 と同様である。

骨盤外転はテイクオフ期、着地期ともに大きな変化はみられなかった。しかしながら、着地期ではテイクオフ期よりもより外転している傾向にあることが示された。

Heel Strike Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $93.57 \pm 12.48^\circ$ vs. $87.65 \pm 25.91^\circ$ ）, Foot Flat Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $90.65 \pm 9.74^\circ$ vs. $86.78 \pm 25.77^\circ$ ）, Max Flex. Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $82.14 \pm 12.95^\circ$ vs. $87.49 \pm 23.93^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。また、着地期においても Initial Contact Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $102.02 \pm 7.97^\circ$ vs. $104.44 \pm 11.98^\circ$ ）, Foot Flat Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $98.39 \pm 8.44^\circ$ vs. $101.69 \pm 15.28^\circ$ ）, Max Flex. Phase（ハイアーチ vs. 偏平足; $90.60 \pm 8.90^\circ$ vs. $93.65 \pm 17.98^\circ$ ）ともに両群間で統計学的有意差が認められなかった。

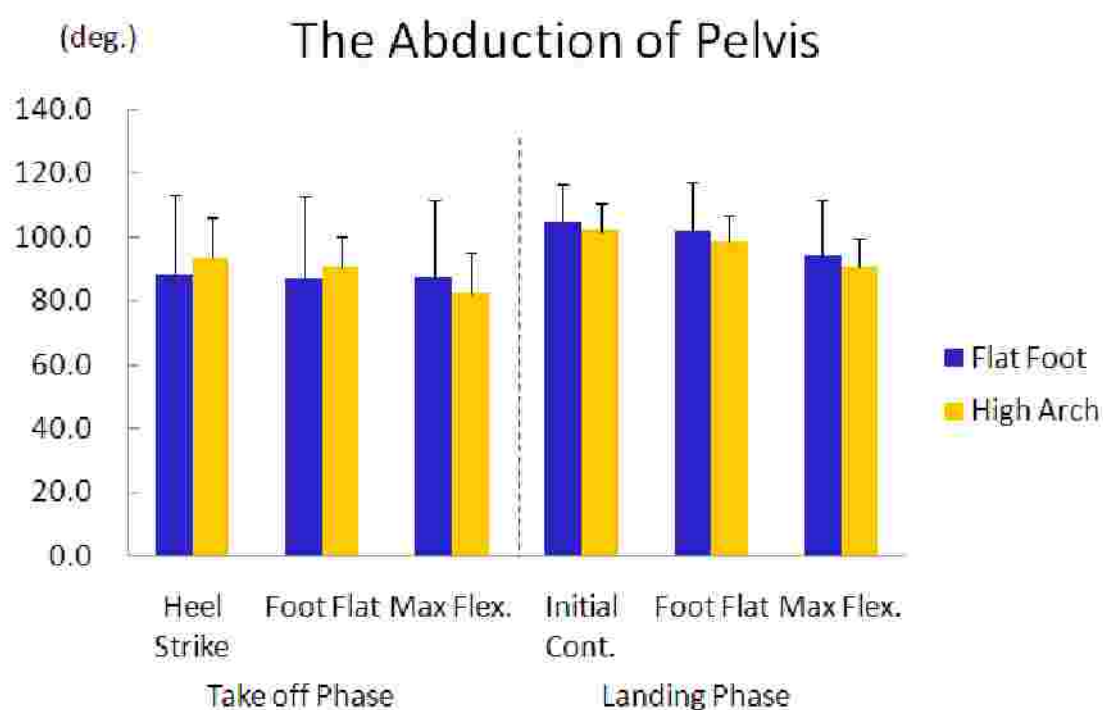


Fig. 3-16 The Value of the Abduction of Pelvis at Flat Foot and Max Flex. in Take off Phase

3-3-2 角度変位量比較

傷害発症の割合が高い部位である足関節(The angle of calcaneus)と膝関節(The rotation of knee joint, The center of knee joint) の動的アライメントに関して Heel Strike/ Initial Cont. から Max Flex.までの角度変化量を Fig. 3-17 から 3-20 に示した。

膝関節回旋 / 踵部角度

膝関節回旋は、Fig. 3-17 上において 0 は足部内踝、外踝を結んだ線に膝関節外側裂隙と内側裂隙を結んだ線が重なることを表している。+ 方向への動きは内旋方向への動きを示した。踵骨角度は、Fig. 3-17 上において 0 が垂直に起立していることを示し、+ 方向への動きは回内方向への動きを示した。

テイクオフ期の膝関節回旋は偏平足/ 回内、ハイアーチ/ 回外間でほぼ同様の傾向が示された。テイクオフ期の変位量は膝回旋(偏平足/ 回内 vs.ハイアーチ/ 回外; $2.38 \pm 3.23^\circ$ vs. $1.91 \pm 6.14^\circ$) において両群間で統計学的有意差が認められなかった。

しかし、踵部角度は(偏平足/ 回内 vs.ハイアーチ/ 回外; $9.68 \pm 8.03^\circ$ vs. $1.34 \pm 8.40^\circ$) であり、統計学的有意差は認められなかったが偏平足/ 回内の方がハイアーチ/ 回外に比べてより大きく回内方向へ変位する傾向が示された。

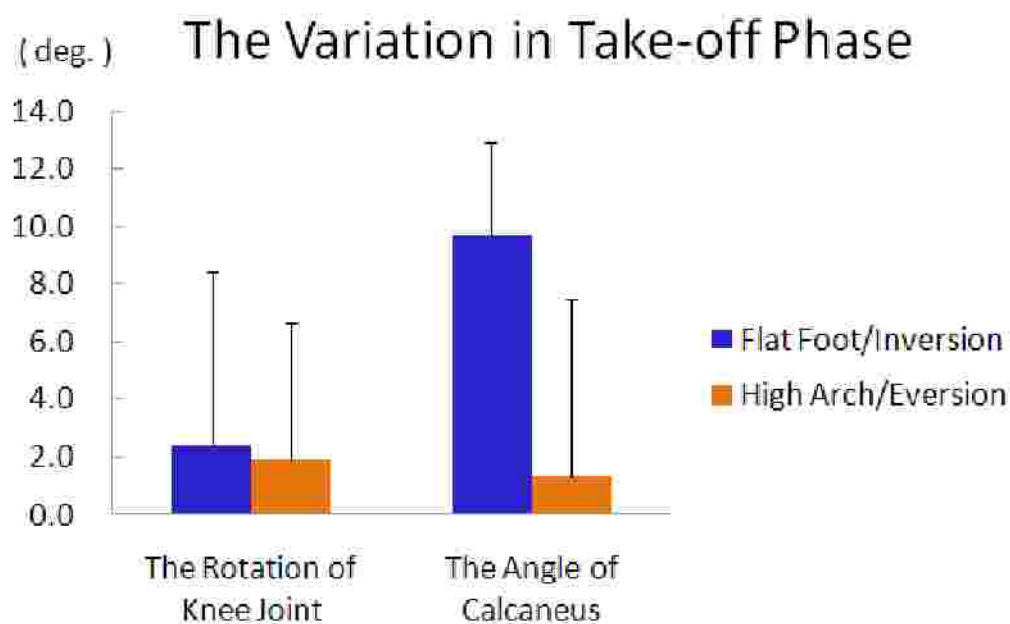


Fig. 3-17 The Variations between Flat foot and Inversion, and High arch and Eversion at Take off Phase

膝関節回旋 / 踵部角度

膝関節回旋は、Fig. 3-18 上において Fig. 3-17 と同様である。

着地期の変位量は膝回旋（偏平足/ 回内 vs. ハイアーチ/ 回外; $0.11 \pm 7.40^\circ$ vs. $-7.34 \pm 8.59^\circ$ ）において両群間で統計学的有意差が認められなかったがハイアーチ/ 回外の方が偏平足/ 回内に比べてより外旋する傾向がみられた。

また、踵部角度（偏平足/ 回内 vs. ハイアーチ/ 回外; $5.29 \pm 7.41^\circ$ vs. $-4.43 \pm 3.51^\circ$ ）においては偏平足/ 回内では内旋傾向が、ハイアーチ/ 回外では内旋する傾向が示され、統計学的有意差が認められた（ $p < 0.05$ ）。

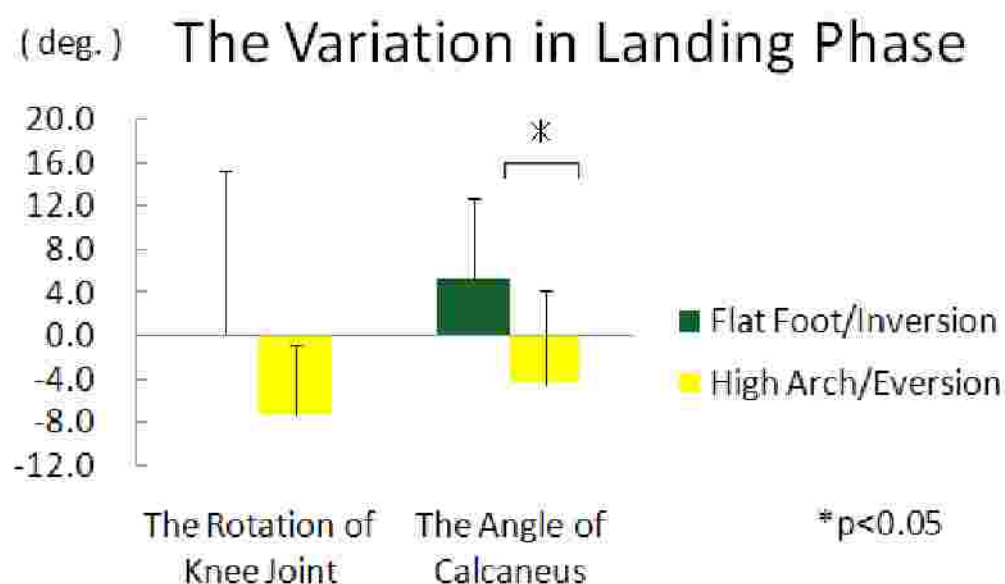


Fig. 3-18 The Variations between Flat foot and Inversion, and High arch and Eversion at Landing Phase

膝関節変位

膝関節変位は、Fig. 3-11 上において - 方向への動きは内反、+ 方向への動きは外反方向への動きを示した。

テイクオフ期の膝関節変位は偏平足/ 回内 vs.ハイアーチ/ 回外; -3.94 ± 6.04 cm vs. 0.25 ± 4.72 cm 両群間で統計学的有意差が認められなかったが、偏平足/ 回内の方がハイアーチ/ 回外に比べてより内反方向への変位が大きい傾向にあることが示された。

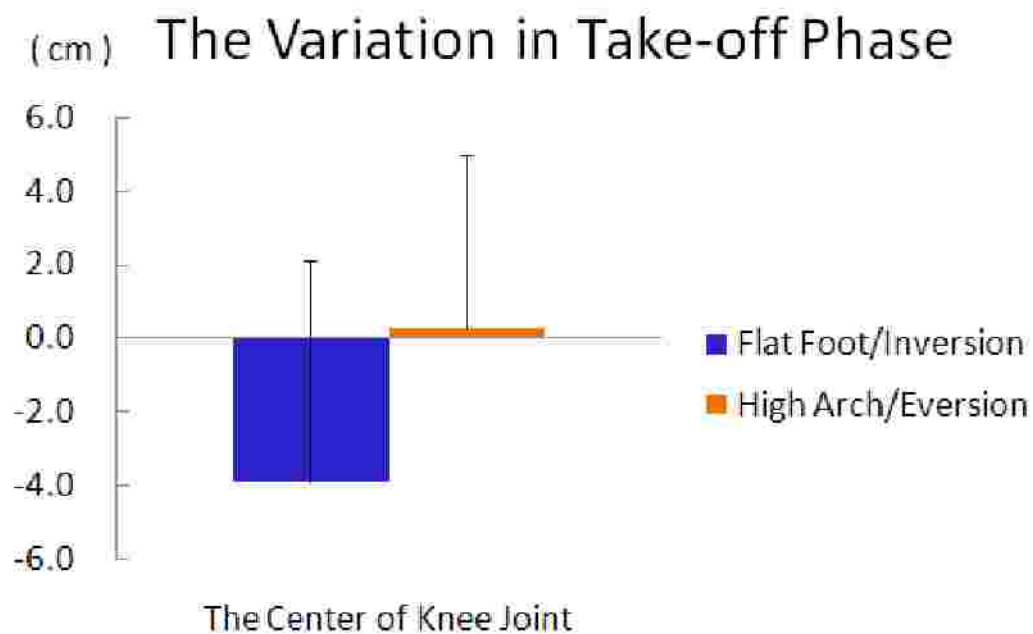


Fig. 3-19 The Variation between Flat foot and Inversion, and High arch and Eversion at Take off Phase

膝関節変位

膝関節変位は、Fig. 3-11 上において - 方向への動きは内反、+ 方向への動きは外反方向への動きを示した。

着地期の膝関節変位は偏平足/ 回内 vs. ハイアーチ/ 回外; -12.83 ± 15.14 cm vs. -0.10 ± 6.58 cm 両群間で統計学的有意差が認められなかったが、偏平足/ 回内の方がハイアーチ/ 回外に比べてより内反方向への変位が大きい傾向にあることが示された。

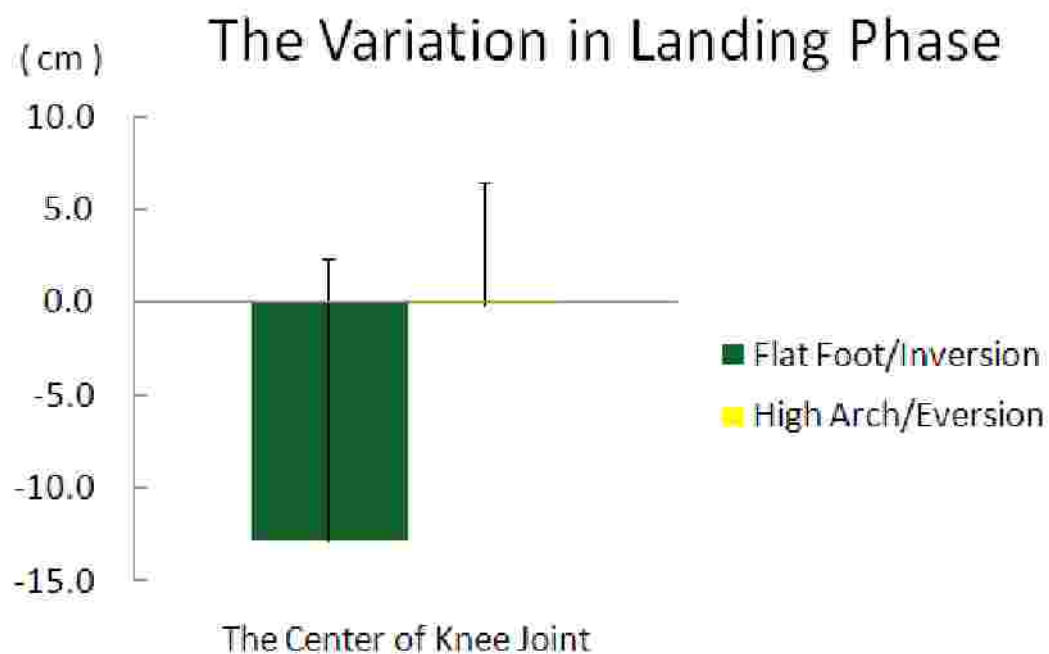


Fig. 3-20 The Variation between Flat foot and Inversion, and High arch and Eversion at Landing Phase

3-4 考察

本研究では片脚ジャンプ動作の3次元動作解析を行い、足部形態と下肢、主に足部と膝関節の挙動との関係を検討した。本稿では足部形態を回内群 vs. 回外群と偏平足 vs. ハイアーチ群の2つに分類し比較検討した。本研究で得られた主な結果は1)全測定項目で踏み込み期よりも着地期の下肢の挙動変化が大きいこと、2)回内群 vs. 回外群の比較とアーチ低下 vs. ハイアーチの比較では異なる傾向がみられたこと、3)回内群は回外群よりも着地時に大きな回内変化を示すことである。

本研究において解析項目の全て(膝関節変位、膝関節回旋、回内角度、骨盤回旋、骨盤外転、膝関節屈曲角度)で踏み込み期よりも着地期の数値が大きくなる傾向が得られた。このように下肢の挙動が着地時に大きい結果は、同時期に下肢関節に加わる外力が大きいことを示し、これらの挙動変化が着地時に多くの傷害をもたらすものと考えられる。この結果は Kofotolis et al. (2007) や、Powell et al. (2000) の着地時の傷害発症リスクが高いという報告を支持するものと考えられる。

次に本研究では回内群 vs. 回外群間比較と偏平足 vs. ハイアーチ群間比較は異なる傾向がみられた。着地期の膝関節回旋においては回内群 vs. 回外群間比較では Initial Contact 期と Foot Flat 期で顕著な差がみられたのに対して偏平足群 vs. ハイアーチ群間では Foot Flat 期のみに大きな差がみられた。また回内角度においては回内群 vs. 回外群の Initial Contact 期から Max Flex. 期にかけての変位が 6.1° vs. -5.0° (回内群 vs. 回外群) なのに対し偏平足群 vs. ハイアーチ群では 1.0° vs. 2.2° (偏平足群 vs. ハイアーチ群) であった。(Fig. 3-9, Fig. 3-10) その要因として前足部と後足部の挙動の違いが挙げられる。足部の主な挙動は底屈、背屈、内返し(回内)、外返し(回外)、内転、外転などである。しかし、前足部は後足部の回内に対し回外し、反対に後足部の回外に対し前足部は回内するため、相反する挙動があるとされている(Mosca, 2010)。この様に前足部と後足部では挙動

が異なる。さらに、膝関節を構成している骨である脛骨と腓骨は距腿関節間で後足部の骨である距骨に直接連結している、そのため膝関節に挙動には後足部の挙動の方がより与える影響が強かったのではないかと推測される。これらの結果から、着地時の膝関節などの下肢の挙動には、踵骨傾斜角度のような後足部の形態や振る舞いが大きく影響するものと考えられる。

踵骨の挙動は荷重によって大きく異なるため様々な研究がなされている。Williams(2001) はランニング中の後足部の回内角度変位について、荷重位では回内足の回内方向への変位量が多いことを報告している。本研究でも同様の変化が示されており (Fig. 3-18)、回内群では着地期の Initial Contact 期から Max Flex.期の回内方向への変位量が顕著に大きかった。藤井ら(2004)は動的アライメントの評価として 30 ° 軽度屈曲位での回内角度が 5 ° 以上に達していた場合に陽性とし、膝関節損傷リスクが高まるとしている。本実験の結果において着地期の Initial Contact 期から Max Flex.期を通じて 6 ° の回内角度変位がみられた。このことは静的アライメントにおいて回内を有するものは着地期により回内方向へ変位し、膝関節傷害の危険肢位を誘発することを推察させる。ただし本研究の着地時には、必ずしも膝関節軽度屈曲位をとらない被験者もあり、回内角度変位量がどの程度膝関節の傷害発症リスクとなりうるかについては今後詳細に検討する必要があると考える。しかしながら、回内角度の増加は踵骨遠位部を走行している足趾屈筋群や後脛骨筋に伸張性のストレスを加えると推察される。それゆえ、着地時の踵骨角度の変位が下腿や足底部に対してオーバークースによる障害を発症させるリスクになることが考えられる。また、回外群では Initial Contact 期から Max Flex.期にかけて 5 ° の回外方向への変位がみられた。このような回外方向への変位により、足関節内反捻挫などの発症リスクが高まると考えられる。

一方、Khamis et al. (2007) の報告をはじめとした足部の回内変位と膝関節の内旋変位は関係があるという考えをもとに、本研究では回内群と回外群で膝の挙動を比較した。我々の仮説は回内群は回外群よりも膝の内旋角度が大きく、ACL などの膝関節傷害の危険肢位

をとりやすいというものであった。このような危険肢位は膝関節内旋が膝関節に剪断ストレスを加え、さらに回内方向への変位をもたらすという Olsen ら (2004) の報告にも支持されている。その結果、ジャンプ着地時の膝関節回旋角度と屈曲角度は本研究結果 (Fig. 3-7, Fig. 3-13) で示した通り、回内群の Initial Contact 期から Max Flex. 期にかけての回旋角度変位量は 5.5° で屈曲角度は 45° であった。ACL 損傷リスクを伴う動作となる各関節角度の定量化に関する研究は少ないが、Koga ら (2010) はカッティングや着地動作において Initial Contact 期から 40 msec. 以内に膝関節屈曲角度が 23° から 47° へと変化が起こり、同時に 8° の膝関節内旋が起こった場合 ACL 損傷リスクが高いと報告している。この結果と比較すると、本研究における回内群では、Initial Contact 期から Foot Flat 期までの膝関節屈曲角度は軽度屈曲位であるが膝関節の内旋は 5.5° であるため ACL 損傷リスクが高いとは考えにくい。このように仮説と異なる結果が認められた要因として、膝の挙動には骨盤帯の肢位による影響も受けることが関係していると考えられる。股関節と膝の挙動に関する研究は未だ少ないが、Zeller ら (2003) は股関節の内転と膝の回内には負の相関傾向があることを報告している。本研究において、股関節外転角は Initial Contact 期から Max Flex. 期までの変位は回内群で 4° の内転方向の変位で、回外群は 1° の内転方向の変位であったため (Fig. 3-15)、挙動変位はほとんどみられていない。そのため、膝関節回旋の挙動が股関節外転角度により抑えられた可能性があることが考えられる。つまり、膝の回旋に影響する要因には足部形態だけでなく股関節の動態も考慮する必要があると推察された。

本研究では 3 次元動作解析を行い、足部形態と下肢、主に足部と膝関節の挙動との関係を回内群 vs. 回外群、偏平足群 vs. ハイアーチ群間で比較検討した。両群ともに同様の傾向がみられたが回内 vs. 回外群間において踵骨角度変位により大きな差がみられた。理由としては内側アーチを含む前足部と踵骨を含む後足部では挙動が異なるためと考えられる。それゆえ、足部の挙動を検討する際には内側アーチと踵骨角度の両方を検討する必要がある

る。また、本研究結果から着地時の膝の挙動が少ないことが示されたが、その理由として骨盤の外転方向への挙動の少なさが影響していると考えられた。このことから膝の傷害発症リスクを検討する際には足部と骨盤の双方からの検討が必要であると考えられる。

第4章 総合考察

本研究では三次元足型計測機を用いて足部形態測定を行い、3次元動作解析により下肢の挙動と足部形態の関係を明らかにすることでバスケットボールの傷害発症予防指針の作成の為に基礎資料を得ることを目的とした。本研究では足部形態変化、特にアーチ高や踵骨内外反角度は12歳以降も変化する傾向が観られた。立位姿勢におけるアーチ高の高低や踵骨外反角度は着地時の踵骨角度や膝関節回旋の挙動に影響を与えていた、の2点が主な結果として挙げられる。以下にそれぞれの結果と傷害発症の関連について考察し、バスケットボールにおける傷害予防方法について検討する。

4-1 バスケットボール選手の足部形態変化の特徴とアーチ高(前足部)と踵骨角度(後足部)の変化に影響する要因

本研究では、Pfeiffer et al. (2006)の肥満児童は扁平足の割合が高いという報告から、体重過多(=荷重ストレス過多)はアーチ高の低下を招くため、バスケットボール競技の継続によりアーチ高低下が増大するという仮説をたて、中学生から大学生のアーチ高をはじめとする足部形態の変化の特徴を調査した。その結果、本研究結果では12歳以降のアーチ高の高低に変化はアーチ高率に変化が無かったことから足長の増加によるところが大きいことが考えられるため経年的なアーチ高の変化は少ないことが示されたが、踵骨傾斜角度は回外方向への変化がみられた。

このような踵骨傾斜角度の変化の要因として軟骨が骨化する過程で生じる組織的变化と、筋の発達により生じる機能的変化の2つが考えられる。組織的变化とは成長軟骨が骨化することによる足部形態変化であり、歴年齢や生物学的な成熟に依存する変化であると考えられる。一方機能的変化とは荷重に伴う外力が繰り返し加わり、筋収縮が繰り返しされることで機能的な発達を遂げて、それらが足部形態に影響を与え結果として足部形態が変化

することを意味する。しかしながら踵骨の組織的な変化は早いもので 14 歳には成熟する (Ogden, 1982)ことや、踵骨骨端症 (シーバー病) の好発時期が 8~12 歳であり (鳥居、2003) この後には骨端線の癒合は終了していると考えられることから、少なくとも 15 歳以降にみられる踵骨傾斜角度の変化を組織的な発育から説明することは難しいと考える。本研究結果において、踵幅の顕著な変化が 12 歳以降で認められないことも、組織的な変化の影響が少ないことを支持するものと考ええる。よって 13 歳~19 歳、いわゆる中学校以上の年代においての踵骨傾斜角度の変化は機能的な変化によってもたらされる可能性が高いと推察される。実際に賢木ら (2010) は長期間、非荷重運動の代表である水泳競技を続けていた水泳選手のアーチ高がバスケットボールの様な荷重ストレスが掛かる競技者に比べて有意に低かったことを報告している。このような報告からも推察されるように、荷重運動を日常的に続けたことによる筋収縮により足部形態の機能的変化が起こり得ると考えられる。ただし本研究の限界として横断的变化を解析対象としていることが挙げられ、今後縦断的な検討を踏まえて詳細に検討していく必要がある。またコントロール群が欠如しているためバスケットボールの競技特性の影響か否か検討することができない。さらに、足部形態測定は験者間の誤差が出やすいため、同一験者による測定が望ましい。今後幅広い競技やコントロール群のデータを同一の測定方法により測定し検討を深めたい。

4-2 足部形態変化と筋機能および傷害との関係

足部の筋機能が足部形態変化に与える影響が大きいことが推察されるが、足部の経年的な形態変化について検討する場合にはアーチ高と踵骨外反角度の両方から考察する必要があると考える。第 2 章でも述べたように足部は後足部と前足部で機能に違いが観られるため、形態変化に影響を与える筋が異なることが考えられる。後足部は踵骨と距骨で構成されており、踵骨回内角度に影響があると考えられるのは長趾屈筋や長母趾屈筋、後脛骨筋等が挙げられる。長母趾屈筋腱は踵骨載距突起の下を走行しており、長趾屈筋腱と後脛骨

筋腱は距腿関節に沿うように走行し、内側結節周辺を走行している。それにより、3つの筋の収縮が踵骨に対して内反方向に変位させる外力を加えられると考えられる。Hinterman et al. (2010) は、後脛骨筋腱は踵骨外反方向変位に対し安定性を供給しており、歩行時の減速局面において足部の回内を防止する働きがあると報告しており、上述した解剖学的特徴から検討した考察を支持するものと考えられる。

このように後脛骨筋などの踵骨内側を走行する筋の機能により荷重時の踵骨は安定性を保たれているが、反対に踵骨が外力によって回内を強制された際には、後脛骨筋などの筋に大きな伸張性のストレスが加えられることが考えられる (Franco et al, 1987)。このような伸張性のストレスがシンスプリント等の発症リスクになると考える。一方で過回外足は荷重が足部に対して外側にかかることで足関節内反捻挫を誘発するリスクが考えられており、Franco (1987) は踵骨過回外により荷重が外側に乗る傾向があると報告している。先行研究では踵骨過回内と傷害発症リスクの関係について考察しているものが多くみられるが (Beckett, 1992)、踵骨の過回内と過回外の両方に傷害発症リスクがあると考えられる。そのため踵骨角度の評価は過回内と過回外の両方から行う必要があると考える。

一方、前足部はリスフラン関節より遠位部であり、後脛骨筋の影響により内側縦アーチが形態的变化を起こすと考えられる。後脛骨筋の付着部は舟状骨の下部に位置し、その収縮が舟状骨を引き上げるように働くと考えられる。Simonsen et al. (2006) の報告でも足部アーチ形成に最も貢献している筋を後脛骨筋であるとしていることからその影響力は高いと考えられる。また、舟状骨の高低に影響する筋として前脛骨筋も挙げられる。Kapandji (1970) は前脛骨筋と後脛骨筋はアーチを支え、上方に牽引する作用があると報告している。しかしながら、前脛骨筋とアーチ高の関係についての報告は未だ少ないことから今後のより詳細な検討が必要である。足部アーチは足部にかかる荷重ストレスを緩衝する能力があることは報告されており (権田、2007)、アーチ低下は足部への衝撃増加を引き起こすと考えられる。実際にアーチ低下は足部傷害発症のリスクとなることは多くの研究で報告

されていることから、足部アーチも傷害発症リスクのひとつとして評価していく必要があると考えられる。

4-3 足部形態からみた下肢の挙動

このように踵骨角度とアーチ低下の両方に機能分化がみられたことにより、足部の挙動評価に際して前足部と後足部の双方に対しての検討が必要になることが考えられた。そこで本研究では踵骨回内 vs. 回外群、偏平足 vs. ハイアーチ群の 2 つの群間で足部と膝関節の挙動を比較検討した。その結果、両群間でともに踵骨角度変位と膝関節回旋角度変位に対して同様の傾向が観られた。しかしながら、踵骨角度では偏平足 vs. ハイアーチ群間に比べて踵骨回内 vs. 回外群の方が傾向がより強くみられた。また最もリスクが高くなると考えられる偏平足 / 回内足では着地時により大きく回内方向への変位が観られた。こうした踵骨の回内方向への変位によって、踵骨周辺を走行している後脛骨筋や長母指屈筋などに伸張性のストレスが加わると考えられる。その結果として足部外反捻挫やシンスプリントの発症リスクを高めることになると考えられる。

膝関節の挙動においては回内群 vs. 回外群間では膝関節回旋に違いがみられた。回外群では内旋するのに対して回外群は外旋変位していた。膝関節外旋による膝関節周囲、特に側副靭帯に伸長性のストレスがかかり、膝周囲の軟部組織複合体の損傷リスクが高まる (Baker ら, 1984)。そのため、膝関節外旋変位を軽減させることも膝関節傷害発症リスクを減少させるためには重要であると推測される。多くの研究で踵骨回内角度と膝関節内旋の関係についての報告はあるが (Khamis et al., 2007, Kaga et al., 2010)、本研究結果では回内群では膝関節内旋変位は 5.5° と小さかった。Kaga et al. (2010) は膝関節内旋が軽度屈曲位で 8° に達した場合膝関節損傷リスクが増加するとしているため、損傷リスクは低いと考えられる。その理由として、骨盤等の体幹の挙動が影響していることが考えられる。Zeller ら (2003) の報告でもあるように股関節外転が大きいほど膝の内旋が大きくなると考えられているが、本研究では股関節外転角度変位は回内群で 4° の内転方向の変位で、回外群は 1°

内転方向の変位であったため大きな変化はみられなかった。それゆえ、股関節外転の大きさが膝関節内旋変位を抑制したと考えられる。つまり、着地動作における膝関節回旋変位を検討する際には足部その関係性だけでなく骨盤等の体幹の動きを検討する必要がある。

4-4 足部形態からみたバスケットボールの傷害発症防止方法の検討

踵骨傾斜角度変位などの足部の挙動が下肢の傷害発症リスクを増大させる可能性が本研究結果から得られたため、それらを抑制する対応策が必要であることが挙げられる。足部傷害リスクに対する対応策として装具を用いて足部の挙動を抑えることが挙げられる。特に踵骨回外傾向の選手はジャンプ着地時に、より回外方向への踵骨傾斜角度変位がみられ、足関節捻挫の発症リスクが高くなるものと考えられた。従ってこのような選手に対しては、回外方向への変位量を抑えることで内反捻挫のリスクを減らす効果が期待できるインソールの作成などが効果的と考えられる。Siegler et al. (1997) は装具により足部の外反、内反の挙動を抑えることで接地時の足部捻挫発症リスクが抑えられると報告している。また、Wilkerson (2002) はテーピングやブレースは接地時に足部内反角速度を減速し、足部を安定させる効果が有意にあったと報告している。これらのことから、装具を用いて足部の挙動を抑制し安定性を向上させること足部傷害リスクを軽減させることができると考える。同様に踵骨が過度に回内傾向にある場合には、着地時により回内方向への角度変位が顕著に生じる。これらは後脛骨筋の伸張ストレスを増大させ、シンスプリントなどの下腿の障害のリスクとなる得るため、テーピングやアーチサポートなどで物理的に挙動を抑制することが必要と推察された。

一方、膝関節の外反や回旋は損傷リスクを高める挙動であり、足部の過回内がこの様な膝関節損傷の要因の一つになりえる(Khamis et al., 2007)ことが報告されている。しかし、本研究結果では膝の回旋はほとんど起こっておらず、その要因に股関節の挙動の小ささが挙げられる。荷重時の股関節外転変位を軽減させることが膝関節回旋変位を軽減できるこ

とが推察されたため、着地やカッティング時の骨盤の内外転をコントロールし膝関節の安定性を高めることも同時に重要であると考えられる。体幹トレーニングなどは F-marc の 11+を始めとする傷害予防プログラムにも組み込まれている (Soligard et al., 2010) ため、体幹コントロールや骨盤の動態を制限することの重要性が伺える。つまり、膝関節傷害発症リスクを軽減させるトレーニングには膝関節の挙動に焦点を置くだけでなく、足部や骨盤の挙動をコントロールすることが必要であると考えられる。

本研究では足部形態による着地時の足部の挙動が膝関節傷害発症リスクに与える影響について検討した。その結果膝関節傷害リスク軽減には踵骨の回内や骨盤の内外転を抑制する必要があることが推察された。そのためには膝関節と足関節の相対位置を考慮した動作の習得などにより膝関節の挙動を軽減させるトレーニングが効果的であると考えられる。また、体幹の挙動が膝関節に与える影響もあることが考えられるため、体幹の安定性、特に股関節内転、外転を抑制するトレーニングを行う事も重要であると言える。足部傷害リスクを軽減させる方法としては装具による足部の挙動を抑制することが挙げられる。特に足関節捻挫に対しては過度な内反肢位がリスクとなり得ることから有効性の高さが伺える。本研究の限界としては正中位での各関節の数値を解析対象に含めていなかったため個人の正常立位との比較検討が出来なかったことが挙げられる。また、対象動作として本研究では片脚ジャンプを採用したが、バスケットボールの動作特異性により踏み切り足と対側の upper limb を振り上げる動作が入ることでジャンプ中に回転運動が加わったため着地時に回転による遠心力が加わった可能性が挙げられる。実験プロトコルを修正することで軽減できると考えられるため今後の実験において必要であると考えられる。

第5章 結語

本研究では三次元足型計測機を用いて足部形態測定を行い、3次元動作解析により下肢の拳動と足部形態の関係を明らかにすることでバスケットボールの傷害発症と足部形態の関係について検討することを目的とした。

以下の点が明らかになった。

- Ⅰ 12歳から15歳でアーチ高は高くなり、踵骨角度は回外方向への変化がみられた。
- Ⅰ 踵骨回内足は着地時に踵骨回外足よりも踵骨回内方向に変位量大きい。
- Ⅰ 膝関節回旋には踵骨回内／踵骨回外が影響し、踵骨回外が膝関節内旋に影響を与える。
また、骨盤の内転／外転が膝関節回旋に影響を与えることが推察された。

第 6 章 参考文献

- Alentorn-Geli, Eduard. Myer, Gregory D. Silvers, Holly J. Samitier, Gonzalo. Romero, Daniel. La'zaro-Haro, Cristina. Cugat, Ramo'n. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: A review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2009) 17:859–879.
- Baker, C. L. Norwood, L. A. Hughston J. C. Acute Combined Posterior and Posterolateral Instability of the Knee. *American Journal of Sports Medicine*. 12: 204-208,1984
- Bandholm, Thomas. MSc. Boysen, Lisbeth PT. Haugaard, Stine PT. Kreutzfeldt Zebis, Mette PhD. Bencke, Jesper PhD. The American College of Foot and Ankle Surgeons 47(2):89–95, 2008.
- Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. *Journal of Athletic Training*. 1992; 27:58–62.
- Borowski, Laurel A. MPH. Yard, Ellen E. MPH. Fields, Sarah K. JD, PhD. Comstock, R. Dawn. PhD. The Epidemiology of US High School Basketball Injuries, 2005-2007. *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 36, No. 12. 2008.
- Dorsey S. Williams III, Irene S. McClay, Joseph Hamill, and Thomas S. Buchanan. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 2001, 17, 153-163.
- Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot Ankle*. 1990;11:101–104

Franco, Abby Herzog. Pes Cavus and Pes Planus. Physical Therapy. Volume 67 /

Number 5, May 1987

藤井康成, 小倉 雅, 東郷泰久, 山口 聡, 福田隆一, 永濱良太, 椿 博則, 小宮節郎. 下肢

アライメントの評価における動的 Heel-Floor Angle の有用性. 臨床スポーツ医学:

Vol. 21, No. 6 (2004 - 6)

George, Arangio. Alberic, Rogman. Reed James F. III. Hindfoot alignment valgus moment arm increases in adult flatfoot with Achilles tendon contracture. Foot and Ankle International 2009 Nov;30(11):1078-82.

権田絵里. 直立二足歩行と腰痛症—抗重力姿勢の影響 .PT ジャーナル ,2007, 41(2): 99-105

橋本雅至. X線を用いた荷重下での足部評価. 四條畷学園大学 リハビリテーション学部紀要 第3号. 2007

広瀬 統一. 石栗 建. 平野 篤. 成長期サッカー選手の足部形態, 神経学的側面からみた装具使用の是非. The journal of clinical sports medicine 23(4), 429-434, 2006-04-01

Hettinger Th. Isometriches Muskeltraining, Stuttgart. Thieme Aufl. 3, 1968.

Hintermann, B. Knupp M. Injuries and dysfunction of the posterior tibial tendon. Orthodade 2010 Dec;39(12):1148-57.

Kapandji IA. Baltimore, MD. Williams. Wilkins. The Physiology of the Joints: Lower Limb. 1970, vol 2, pp 196-219.

Kaufman, Kenton R. PhD. Brodine, Stephanie K. CAPT, MC, USN. Shaffer, Richard A. CDR, MSC, USN. Johnson, Chrisanna W. MPH. Cullison, Thomas R. CAPT, MC, USN. The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. The American Journal of Sports Medicine, 1999 Vol. 27, No. 5.

川本 竜史 走行時床反力の軽減に対する足部装具(インソール)の効果判定 体力科学 52(6), 797, 2003-12-01

- Khamis, Sam. Yizhar, Ziva. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture* 25 (2007) 127–134.
- Kofotolis, Nikolaos. PhD. Kellis, Eleftherios. PhD. Ankle Sprain Injuries: A 2-Year Prospective Cohort Study in Female Greek Professional Basketball Players. *Journal of Athletic Training* 2007;42(3):388–394
- Koga, Hideyuki. Nakamae, Atsuo. Shima, Yosuke. Iwasa, Junji. Myklebust, Grethe Engebretsen. Bahr, Lars Roald. Krosshaug, Tron. Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries : Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball.2010. *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 38, No. 11
- Lanz, J. *Praktische Anatomie (Bein und Statik)*. p. 13-355, Springer-Verlag, New York, 1972.
- Lundberg, Arne. Svensson, Olav. Nemeth, Gunnar. Goran, Selvik. The axis of rotation of the ankle joint. 1989 *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*.
- 松村 明. バスケットボールにおける外傷予防プログラム ～体力測定からみえるもの～, 2008 長野県体育センター
- McClay, Irene. Manal, Kurt. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics* (Bristol. Avon). 1998 Apr;13(3):195-203.
- Mosca, Vincent S. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop* 2010;107–121. EPOS 2010
- Myklebust, Grethe. MSc, PT. Engebretsen, Lars. MD, PhD. Hoff Brækken, Ingeborg. MSc, PT. Skjølberg, Arnhild. PT. Olsen, Odd-Egil. MSc, PT. Bahr, Roald. MD, PhD. Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Team

- Handball Players: A Prospective Intervention Study Over Three Seasons.
Clinical Journal of Sport Medicine, 2003 13:71–78.
- Nawoczenski, Deborah A. Saltzman , Charles L. Cook , Thomas M. The Effect of Foot Structure on the Three-Dimensional Kinematic Coupling Behavior of the Leg and Rear Foot. Physical Therapy. Volume 78 . Number 4 . April 1998
- Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. Journal of Biomechanics. 1993 Aug; 26(8): 909-16
- Ogden JA. Skeltal Injury in the Child. 1982. Lea & Febiger, Philadelphia.
- Olsen,Odd-Egil PT, MSc. Myklebust, Grethe PT, PhD. Engebretsen, Lars MD, PhD. Bahr, Roald MD, PhD. Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball A Systematic The American Journal of Sports Medicine, Vol. 32, No. 4. 2004 American Orthopaedic Society for Sports Medicine.
- Panagiotis Stavlas, MD, Theodoros B. Grivas, MD, Constantinos Michas, MD, Elias Vasiliadis, MD, Vassilios Polyzois, MD. The Evolution of Foot Morphology in Children Between 6 and 17 Years of Age: A Cross-Sectional Study Based on Footprints in a Mediterranean Population. The Journal of Foot & Ankle Surgery 2005
- Pfeiffer, Martin. MD. Kotz, Rainer. Prof MD. Ledl, Thomas. MSc. Hauser, Gertrude. Prof MD. Sluga, Maria. Prof MD. Prevalence of Flat Foot in Preschool-Aged Children. PEDIATRICS Volume 118, Number 2, August 2006.
- Powell, John W. PhD, ATC. Barber-Foss, Kim D. MS, ATC. Sex-Related Injury Patterns Among Selected High School Sports. The American Journal of Sports Medicine,

2000 Vol. 28, No. 3.

Randazzo, Charles. Nelson, Nicolas G. McKenzie, Lara B. Basketball-Related Injuries in School-Aged Children and Adolescents in 1997-2007. American Academy of Pediatrics 2010; 126; 727; originally published online September 13, 2010

Ribeiro, Ana Paula. Trombini-Souza, Francis. Tessutti, Vitor. Lima, Fernanda Rodrigues. Isabel de Camargo Neves Sacco. Sílvia Maria Amado Joaõ. Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. CLINICS 2011;66(6):1027-1033

賢木友理絵、藤田基弘、大久保 雄、成田崇矢 広瀬統一、鳥居 俊、金岡恒治. 競泳選手の足部形態解析. 日本臨床スポーツ医学会誌, Vol. 19 No. 4, 2011.

Scammon, R.E. The measurement of man. Harris, J.A., C.M. Jackson, D.G. Paterson & R.E. Scammon (ed) The measurement of the body in childhood. Univ. Mineota Press, 1930.

Siegler S, Liu W, Sennett B, Nobilini RJ, Dunbar D. The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 1997 Dec;26(6):299-309.

Simonsen OH, Revald P, Kjaer IL, Christensen M, Mølgaard C, Lass P. Tibialis posterior tendon dysfunction. An often neglected cause of painful adult flatfoot. Ugeskr Laeger. 2006 Sep 25;168(39):3314-6. Danish.

Soligard, Torbjørn. Nilstad, Agnethe. Steffen, Kathrin et al. Compliance with a comprehensive warm-up programme to prevent injuries in youth football. British Journal of Sports Medicine. (2010). doi:10.1136/bjsm.2009.070672.

Swedler, David I. Knapik, Joseph J. Tyson Grier. Bruce H. Jones. Validity of Plantar Surface Visual Assessment as an Estimate of Foot Arch Height. 2010 The

American College of Sports Medicine.

栃木 規和, 小池 和幸. 少年スポーツ指導者の傷害予防の意識および対応に関する研究 —M 県のミニバスケットボール指導者の事例より— 2010 仙台大学院スポーツ科学研究修士論文集 Vol. 11

鳥居 俊. 子供のけが. 子どもと発育発達 2003. Vol. 1 No.2 100-103

UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot: a survey of 2300 children. J Bone Joint Surg Br. 1992;74:525–527

浦辺圭去, 一二浩太郎, 大成寸志, 酒巻幸絵, 加藤茂幸. ジャンプ着地動作における膝関節内外反と下肢アライメントの関係, 理学療法学 28(supple2), 43, 2001-04-20

Volpon JB.: Footprint Analysis during the Growth Period. , J Pediatr Orthop. 1994 Jan-Feb; 14 (1): 83-5

Wilkerson, Gary B. Biomechanical and Neuromuscular Effects of Ankle Taping and Bracing. Journal of Athletic Training 2002;37(4):436–445

Williams III, Dorsey S. McClay, Irene S. Hamill, Joseph. Buchanan, Thomas S. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. JOURNAL OF APPLIED BIOMECHANICS, 2001, 17, 153-163

Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. J Athl Train.1994;29:343–346.16. De Wit B, De Clercq D, Lenoir M. The

Yuill, Erik A. DC, MSc, BSc, BPHE. MacIntyre, Ian G. DC, FCCSS(C), BSc. Posterior tibialis tendonopathy in an adolescent soccer player: a case report. The Journal of the Canadian Chiropractic Association. 2010 December; 54(4): 293–300.

Zeller BL, McCrory JL, Kibler WB, Uhl TL. Differences in Kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged

squat. AM J Sports Med. 2003; 31: 449-56

第7章 謝辞

本研究は、多くの方々のご協力のもとで行うことができました。

撮像をさせて頂いた高校、大学の先生方・選手の皆さんをはじめとするご関係の皆様、お忙しい中ご協力ありがとうございました。長時間の実験ながら快く場所と時間を提供していただき無事測定を終了することができました。また、忙しい中測定補助を快く引き受けてくれた広瀬研究室、ゼミの皆さんにも感謝の意を表します。皆さんの協力なしでは測定を円滑に進めることができませんでした。本当にありがとうございます。

また、ご多忙の中副査をご快諾頂きました金岡恒治先生、鳥居 俊先生へ、心から感謝の意を表します。

トレーナー業やご自身の研究等ご多忙な中、卒業論文を書いていない私のために時間を作っていただき、懇切丁寧に一から指導していただきました、広瀬先生。私はこの2年間で学んだ研究の基礎を基に今後も研究と現場に役立て、自己を高めていきたいと思います。心より感謝の意を表します。

この場をかりて長い学生生活をかけながら支えてくれた家族、友人をはじめとするすべての皆様へ感謝の気持ちを込め、この論文を締めくくりたいと思います。

ありがとうございました。