２０１３年度　修士論文

サッカー選手における Jones 骨折既往者の足部構造の特徴及び足部構造が方向転換動作時の足底圧に与える影響

The characteristic of foot structure and effects of foot alignment on plantar pressure distribution during cutting maneuvers in footballers associated with Jones fracture history

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

５０１２A０５４－８

松田　匠生

Matsuda, Sho

研究指導教員：　福林　徹　教授

目次

第 1 章　緒言 1

1. スポーツと疲労骨折 1
2. Jones 骨折について 3
3. 研究の目的 8

第 2 章　研究 1 9

1. 背景 9
2. 目的 11
3. 仮説 11
4. 方法 11
5. 結果 20
6. 考察 25
7. 限界 30
8. 結論 30

第 3 章　研究 2 32

1. 背景 32
2. 目的 33
3. 仮説 33
4. 方法 33
5. 結果 36
6. 考察 44
7. 限界 49
8. 結論 49

第 4 章　総括 50

第 5 章　結語 53

参考文献 54

謝辞 61

第 1 章　緒言

1. スポーツと疲労骨折

疲労骨折の定義は「繰り返し緊張を加える事によって生じる骨折で，筋肉疲労と骨の破断の相乗によって生じると考えられ，骨のリモデリングが修復を上回った状態」とされている[1]．近年では，スポーツ活動による疲労骨折が代表的なスポーツ傷害の 1 つとして注目されている．

スポーツに伴う疲労骨折の部位別発生頻度は，上肢 0~8.6%，体幹部 1.8~23.3%，下肢 68.7~95%であり，下肢での発生頻度が顕著に高い事が報告されている[2]．また下肢に起こる疲労骨折の発生頻度は脛骨 32.3~54.3%，中足骨 8.8~28.7%，腓骨 4.2~13%，足根骨 0~25.3%，大腿骨 0.9~7.2%，種子骨 0~3.4%，膝蓋骨 0~1.8%，基/中/末節骨 0~1.1%である[2]．中足骨の疲労骨折は，第 1 中足骨が 0~3.8%，第 2 中足骨が 22~26.9%，第 3 中足骨が 46~53.8%，第 4 中足骨が 11.5~18.1%，第 5 中足骨が 3.8~12%であり，第 5 中足骨疲労骨折は第 1 中足骨に次いで低い発生率であったと報告されている[3]．しかしながら，本邦における第 5 中足骨疲労骨折の報告はサッカー選手において多数散見され[4, 5]，日本体育協会の研究報告においても，高校生レベルで毎年 1000 余件の報告がされている[6]ため，発生率が低いと軽視する事は出来ない．

疲労骨折を生じさせる要因は①内的要因，②外的要因の 2 つに分ける事が出来る．①内的要因はアライメント（骨性配列），骨形状，骨・筋の強度，柔軟性，弛緩性，ホルモン，栄養状態等が挙げられている．また，②外的要因は骨への圧縮（compression）・曲げ（bending）・伸張（tension）・剪断（shearing）・捻り（torsion）等の応力の繰り返しとされている[7]．通常，局所的な力学的負荷により骨組織にヒビが生じても，骨の新陳代謝機構であるリモデリングによって修復される．しかし，負荷が頻回になるとリモデリングによる修復が間に合わず骨組織に

ヒビが生じ，疲労骨折に至る（図 1）．

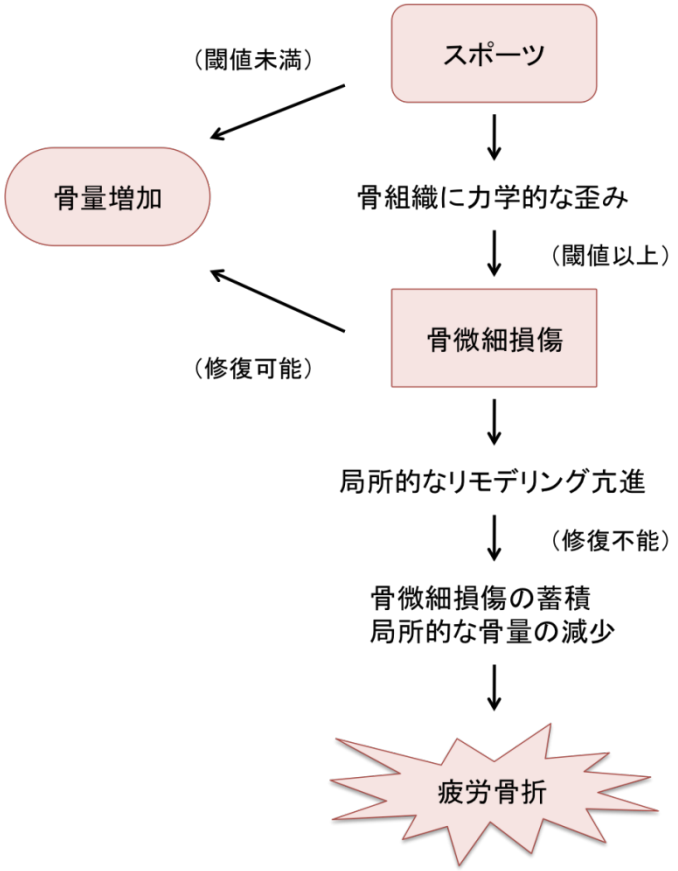


図 1：疲労骨折のメカニズム（[8]より改変）

2. Jones 骨折について

第 5 中足骨基部の骨折は 1902 年 Robert Jones によって最初に報告されたため Jones 骨折と呼ばれ，踵部離地・前足部内転が組み合わさることによって起こる急性型骨折と分類されている．この骨折は直達外力による損傷ではなく，介達外力によって第 5 中足骨中足骨基部の損傷が発生すると考えられている[9].

スポーツ選手に第 5 中足骨基部骨折が発生したという多くの報告[10-12]から，第 5 中足骨基部骨折において骨折線の部位や治癒過程が Jones 骨折と異なる症例がある事が示された．1993 年に Lewrence らは上記の第 5 中足骨基部骨折のレビューを行い，第 5 中足骨基部骨折を近位側から①結節部剥離骨折，②Jones 骨折，③近位骨幹部疲労骨折の 3 タイプに分類した[13]．①結節部剥離骨折は後足部の内反によって発生する結節部の急性型骨折であり，予後は良好，②Jones 骨折は前足部内転によって発生する基部と骨幹部間の急性型骨折であり，予後は比較的良好，③近位骨幹部疲労骨折は荷重負荷の反復によって発生する近位骨幹部の慢性型骨折であり，予後は不良であるとしている（表 1，図 2）．

表 1：第 5 中足骨基部骨折の骨折タイプとその特性[13]

骨折タイプ	結節部剥離骨折	Jones 骨折	近位骨幹部疲労骨折
メカニズム	後足部内反	前足部内転	繰り返しのストレス
部位	結節部	基部～骨幹部移行部	近位骨幹部
受傷形態	急性型	急性型	慢性型
予後	非常に良好	比較的良好	不良

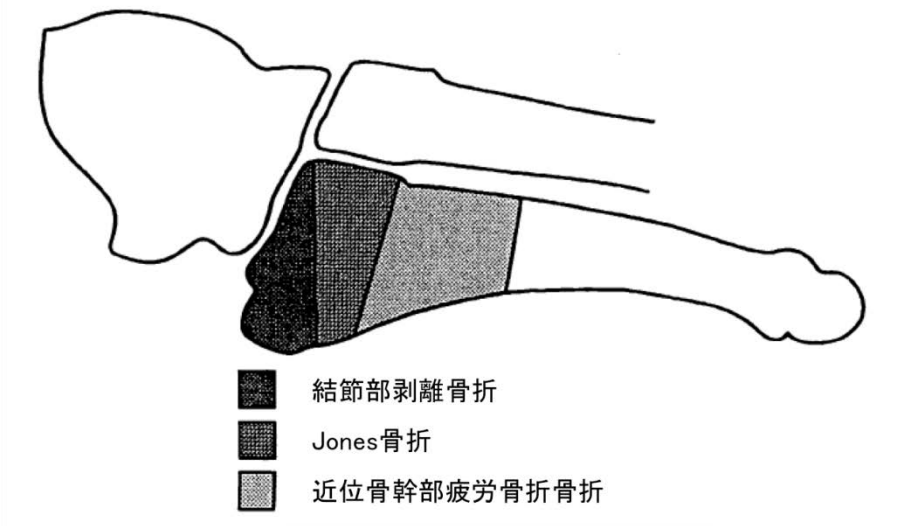


図 2：骨折部位と骨折タイプ[13]

近位骨幹部疲労骨折の予後が不良である原因を探るために，Smith らは第 5 中足骨に血液供給をする血管の解剖学的な特徴について報告した[14]．①結節部剥離骨折や②Jones 骨折では骨折が発生したとしても近位側,遠位側からの豊富な血流により治癒を期待する事が可能である(図 3a)．しかしながら，③近位骨幹部疲労骨折が発生すると，血液供給する血管が損傷し骨折の好発部位である足底外側部への血流が乏しくなる（図 3b）．その結果③近位骨幹部疲労骨折は他の 2 タイプの骨折と比較して治癒が遅く，偽関節となるリスクが高くなると言われている．

ここまで，第 5 中足骨基部骨折についての分類・特徴について述べたが，本邦では，一般的に第 5 中足骨近位骨幹部疲労骨折を Jones 骨折と定義することが多いため，本論文では以降，「第 5 中足骨近位骨幹部疲労骨折」を「Jones 骨折」と記述する．

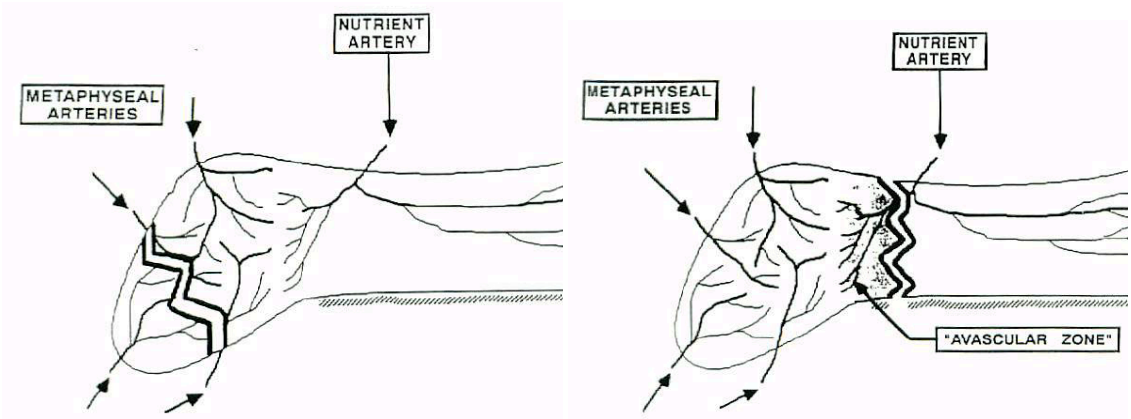


図 3：a：結節部剥離骨折（左）：骨折部へは，近位・遠位から豊富な血液供給がある．b：近位骨幹部疲労骨折（右）：骨折部への近位からの血液供給は無く，遠位からの血液供給は内側のみとなる[14]

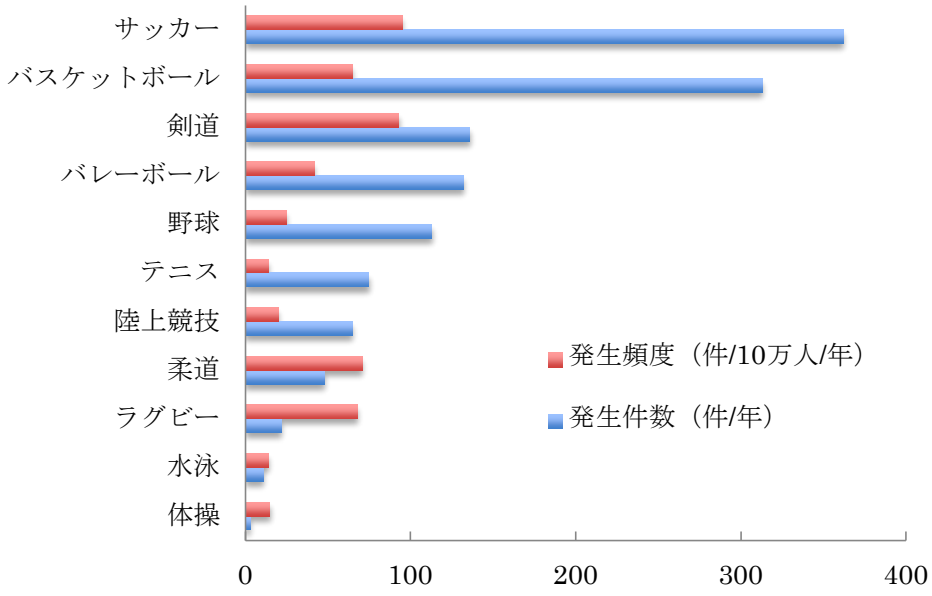


図 4：Jones 骨折のスポーツ別発生件数・発生頻度[6]

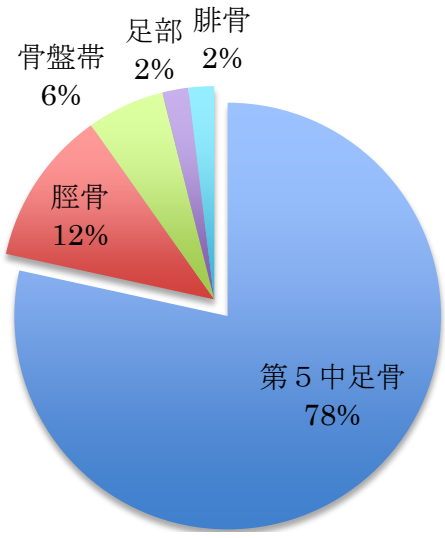


図５：サッカー欧州リーグでの下肢疲労骨折発生割合（[15]より作図）

Jones骨折の疫学として，日本体育協会はサッカー選手においてJones骨折の発生件数・発生頻度が共に最多であると報告している（図4）．また，欧州サッカーリーグの調査ではプロサッカー選手に発生する疲労骨折の78%が第5中足骨であったと報告している[15]（図5）．

Jones骨折の重症度を鑑別するために，Torgはレントゲン画像による重症度の分類を行った[12]．TorgⅠ型は急性骨折型であり，骨折線が狭く，骨膜反応・髄質内骨硬変が認められない状態である（図6a）．TorgⅡ型は遷延治癒型とし，骨折線が広がり，骨膜反応・髄質内骨硬変が認められる状態である（図6b）．TorgⅢ型は偽関節型であり，骨折線が広がり，骨硬変による骨髄腔の完全な閉塞が認められる状態であるとした（図6c）．TorgはⅢ型に対して手術療法を推奨している．しかしながら，LeeらはTorgⅡ型の選手43名に対してtension-band-wiring法という外科的治療を行ったものの8名の偽関節と2例の再骨折を報告した．そのため，レントゲン画像によるTorgタイプの分類のみではJones骨折の予後予測は不十分であると考えられている．

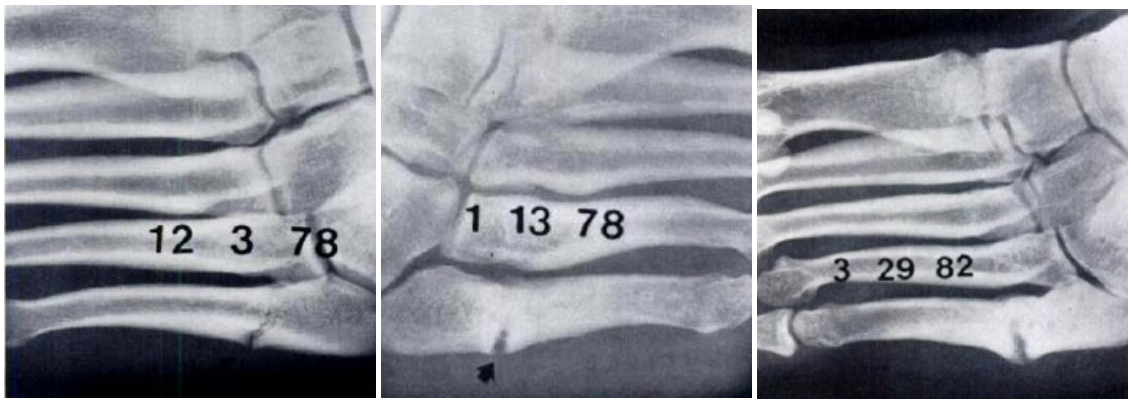


図 6：a：TorgⅠ型（左）　b：TorgⅡ型（中）　c：TorgⅢ型（右）

（[12]より引用）

通常の疲労骨折の治療では初期の固定・免荷によって良好な骨癒合が得られるが，Jones 骨折の治療は予後の不良性から第 1 選択として手術療法が選択されることが多い[16, 17]. Jones 骨折の保存療法（ギプス固定）と手術療法（screw 内固定）を調査したランダム化比較試験では治療成功者が保存療法においては 18 名中 10 名，手術療法では 19 名中 18 名であったと報告されている.骨癒合までの期間は保存療法が 14.5±4.7 週間であったのに対して，手術療法では 6.9±2.3 週間であり[18]，復帰を急ぐスポーツ選手においては手術療法が推奨される．しかし，手術療法を行ってもスポーツ復帰までは 3~8ヶ月を要するとの報告も見られる[18, 19]．そのため，Jones 骨折は高リスク骨折に分類され，早期復帰を目指すスポーツ選手をしばしば悩ませているのが現状である.

Jones 骨折の発生要因は，個体要因としてアライメント，骨形状，筋力・筋持久力，関節可動域，身体機能，環境要因としてサーフェイス・シューズ，トレーニング要因として運動の種類，量，競技種目などが挙げられている．第 5 中足骨への応力は動作時に足部外側荷重となる事で大きくなるため，足部外側荷重を引き起こす原因が Jones 骨折の個体要

因として挙げられている．具体的にはアライメントとしてのO脚，回外足，関節構成体としての足関節外側靭帯等の破綻は足関節足部の内反傾向を助長し，外側荷重を招きやすい．また，筋機能として中殿筋や外旋筋の機能不全による下肢の支持機構の弱化は足部外側への負荷を増大させる事が推察されている[20]．環境要因としては土グラウンド，人工芝グラウンド，天然芝グランドなどプレーをするサーフェイスの問題，スパイクのポイントの形状，ポイントの数，ポイントの大きさやソール硬さなどシューズの問題が挙げられる[20, 21]．しかしながら，これらの要因は仮説の域を脱しておらず，科学的根拠は得られていない現状がある．

3．研究の目的

Jones骨折は解剖学的特徴から難治性の骨折とされ，遷延治癒や偽関節のリスクが高いため，治療に長期間を要する．そのため発症前に予防する事が重要であるが，Jones骨折の発生要因の科学的根拠は得られていない．そこで，本研究はJones骨折既往群の特徴及び，動作時の足底外側部への負荷について調査を行うことを目的とする．

第 2 章　研究 1

サッカー選手における Jones 骨折既往と個体要因・環境要因の関連

1. 背景

Jones 骨折の発生要因について個体要因を調査した先行研究では，Jones 骨折手術後の選手に後足部内反傾向が認められ，後足部内反による足部外側荷重傾向が Jones 骨折の発生要因となる可能性を示唆している[22, 23]．また，高アーチ群が，低アーチ群と比較して足底重心が外側へ変位するため，高アーチが Jones 骨折の発生要因になり得るという報告もなされている[24]．一方で，Jones 骨折手術後選手のアライメントや可動域に特徴は見られなかったという報告も見られ[25]，見解が一致していない．

環境要因についての研究においては，サーフェイスおよびシューズのスタッド数と Jones 骨折には直接的な関係は未だに明らかにされておらず，Jones 骨折と環境要因の関連は明らかとなっていない．

また，トレーニング要因としては，サッカーで Jones 骨折の発生件数・頻度共に高く[6]，サッカーに特異的な動作であるキック動作の軸足・蹴り足での発生率の比較では，軸足・蹴り足に有意差は見られなかったという報告[4]や軸足に多いという報告[21]の両者が存在する．

このように，Jones 骨折の発生要因は定かではなく，Jones 骨折と関連する要因は新たな視点を加えて調査する必要があると考えられる．

新たな着目点として，Jones 骨折の日本での発生率と欧州での発生率を比較したところ，欧州でのプレー時間 1000 時間当たりの Jones 骨折発生率が 0.04 [15]であったのに対して，日本での発生率は 0.1 [21]であり，日本の方が 2.5 倍高いということが明らかになった．FIFA F-marc

との personal communication では日本において Jones 骨折の発生率が欧米と比較して 10 倍高いとも言われている．このように，日本での発生率が高い事から，Jones 骨折と日本選手を取り巻く環境要因，または日本人選手の特徴が関与していると考えた．

欧米に比べて日本での発生が多いことに関して,以前は土のグランド,状態の悪い芝グラウンドの問題等が関係していると考えられていたが,近年ではグランドはかなり整備され欧米と差がなくなってきている．また，先行研究からも土と芝グラウンドにおける Jones 骨折発生率の差は認められていない[21]．したがって，Jones 骨折の発生要因としては，人種的な足部形態が要因の 1 つとなると予測した．

そこで日本人と欧米人の足部形態を調べたところ，日本人は欧米人に対して足関節の背屈可動域が大きく[26, 27]，アーチ高が低い[28, 29]ことが明らかになった．先行研究によると足関節背屈可動域が大きいほどスクワット動作時の重心位置が前方へ変位すると報告している[30]．重心位置が前方方向へ移動し，荷重が前足部に掛かりやすくなると，中足骨への負荷が増大する可能性がある．

しかしながら,Williams らは高アーチが Jones 骨折の発生要因であると報告しており[24]，他の研究でも低アーチや回内足は歩行時に足底圧中心がより内側を通過すると報告している[24, 29, 31]．

そのため，日本選手が低アーチであることが，Jones 骨折の発生要因と関連しているとは断定しがたい．よって，本研究では足関節背屈可動域増大による前足部の負荷に着目した．

一方で，なぜ第 1～4 中足骨ではなく，第 5 中足骨に疲労骨折が起きるのかという原因を考えると，個体要因としての前額面上のアライメントを無視する事はできない．先行研究ではアーチ高率，後足部内反角度

など前額面上のアライメント評価を行っており，Jones 骨折と後足部内反・高アーチが関連しているとした研究[22, 23]，Jones 骨折とアライメントは関連しないとした研究[25]の両者が報告され，見解が一致していない．しかし，これらの研究は静止立位時の足部アライメントのみを評価しており，静止立位時の足部アライメントのみでは激しい動作時のバイオメカニクスを予測するには不十分であると考えられる．Monaghan らは臨床で測定するアライメントの中でも，特に非荷重位でのアライメントが動作の接地前後のキネマティクスを予測すると報告している[32]．そのため，本研究においても，動作の接地前後の足部位置を反映する非荷重位でのアライメントに着目した．

以上から，Jones 骨折と環境要因の関連が不明な点，Jones 骨折が日本人に発症しやすい点，非荷重位のアライメントが動作時のキネマティクスを予測する点を考慮して以下の目的の下，実験を行った．

2．目的

1) 日本選手の足関節背屈可動域及び非荷重位アライメントに注目し，Jones 骨折の既往と身体形態との関連を調査すること

2) Jones 骨折と環境要因の関連を調査すること

3．仮説

Jones 骨折の既往をもつ選手は，下腿前傾角度が大きく，非荷重位で後足部および前足部内反傾向を示す．

4．方法

本研究は早稲田大学，人を対象とする研究に関する倫理審査委員会に

おいて承認されている．各対象者には実験前に研究の目的と方法を十分に説明し，研究に対する同意を書面によって得た．

対象は，大学生以上のサッカー選手 400 名とした．包含基準は傷害が無く通常の競技活動が行えている者とし，除外基準は傷害により測定に支障が出る者とした．

対象者に対し，アンケート調査及び身体形態・機能の測定を行い，アンケート回答結果から Jones 骨折既往群とコントロール群（Jones 骨折非既往群）に群分けをし，2 群間の調査・測定項目の比較をした．

アンケート調査では対象者の一般的な情報，ボールの蹴り足，使用しているスパイク名やポイントの形状，練習時のサーフェイス，足関節捻挫の既往，Jones 骨折の既往について，対象者に記入を依頼した（図 7）．一般的情報は年齢，身長，体重，ポジション，サッカー経験年数などを含み，スパイクのポイント形状はブレード型，丸型，三角型，その他に分類をした．足関節捻挫の既往では既往歴のない足を「0」，既往ありが 1 週間以内に復帰した足を「1」，1～3 週間以内に復帰した足を「2」，復帰まで 3 週間以上要した足を「3」と分類した．Jones 骨折については，受傷年齢，受傷足，受傷時に使用していたスパイク名・スパイクのポイント形状，受傷時のサーフェイス，練習頻度，受傷機転について回答させた．

身体形態・機能測定は 3 次元足型計測，下腿前傾角度，Leg-heel alignment（LHA），前足部角度，Star Excursion Balance Test（SEBT），O 脚測定，足関節前方引き出しテスト，全身弛緩性テストの 8 項目の検査を行った．

Jones骨折（第5中足骨疲労骨折）に関するアンケート

No.

回答日：　　年　月　日

① あなたの氏名・年齢・練習環境について教えてください。

氏名：　　年齢：　　才

身長：　　cm　体重：　　kg　足サイズ：　　cm

ポジション：　　サッカー経験年数：　　年　利き足〔蹴り足〕：

スパイク名：　練習用：　　例)アディダス アディゼロF50

試合用：

ポイントの種類：　練習用　（ブレード / 丸 / 三角 / その他 / 取替式）

試合用　（ブレード / 丸 / 三角 / その他 / 取替式）

※取替式の場合は2カ所に○をして下さい。

サーフェイス（グラウンド種類）：　（人工芝 / 天然芝 / 土 / その他）

足首の捻挫をしたことがありますか？　右　（無い / 1週間以内 / 1週間～3週間 / 3週間以上）

左　（無い / 1週間以内 / 1週間～3週間 / 3週間以上）

※捻挫によって練習を休んだ日数に○をして下さい

② 今までにJones骨折をしたことがありますか？

（はい / いいえ）

③ ②で「はい」と書かれた方にお聞きします。

Jones骨折を受傷したときの練習環境を教えて下さい。（覚えている範囲で結構です）

左右：　（右 / 左）　受傷時の年齢：　　才

スパイク名：　　例)アディダス アディゼロF50

ポイントの種類：　（ブレード / 丸 / 三角 / その他 / 取替式）

※取替式の場合は⑤に○をして、①～④にも○をして下さい。

サーフェイス（グラウンド種類）：（人工芝 / 天然芝 / 土 / その他）

練習頻度：　回/週　時間/1回練習　試合頻度：　回/週

受傷の瞬間：（練習中 / 試合中）

例)相手を左へ抜こうとして、右足で踏み込んだ瞬間

その他、Jones骨折の原因になったと、ご自身で考えていることを記入してください。

図 7：アンケート用紙

1）3 次元足型計測

3 次元足型計測では，3 次元足型自動計測機（Dream GP 社製）を使用し，両脚安静立位における対象者の下腿下 1/3 より遠位の計測を行った（図 8）．足部の 6 つのランドマーク（母趾・小趾爪上，舟状骨結節，外果下端，踵骨長軸上の 2 点）に体表マーカーを貼布し，レーザー光によって体表をスキャンすることで，足長，足囲，足幅，踵幅，舟状骨高，足背高，第 1 趾側角度，第 5 趾側角度，内踏まず長，外踏まず長，外果下端高の計測を行った．図 9 に上記の項目の計測点を示す．

足囲，足幅，舟状骨高，足背高，内・外踏まず長，外果下端高はそれぞれの足長で除し，相対化された値を使用した．相対化した各々の項目は，足囲率，足幅率，踵幅率，足背高率，内・外踏まず長率，外果下端高率とし，舟状骨高のみアーチ高率とした．

2）下腿前傾角度

下腿前傾角度では，対象者は立位から踵部が床から離れない範囲で下腿を最大限に前傾させ，脛骨粗面下縁に傾斜計をあて，下腿の傾斜角度を計測した．この際，前傾側の膝関節の中央が第 2 趾方向に向くように注意をした（図 10）．

3）LHA

LHA は非荷重位・荷重位の 2 肢位において計測を行った．対象者の下肢は回旋中間位とし，下腿長軸に対する踵骨長軸のなす角度をゴニオメーターにて計測した．内反方向を＋，外反方向を−と定義した（図 11）．

4)前足部角度

前足部角度はベッド上腹臥位で計測を行った．対象者の下肢は回旋中間位とし，母趾球と小趾球を結んだ線と対象者に対する水平前額軸とのなす角を計測した．内反方向を＋，外反方向を−と定義した（図 12）．

5) SEBT

SEBTはYバランスキットを使用し，前方向・斜右後方向・斜左後ろ方向の3方向の測定を行った．支持脚の足先を中央にある台上の赤線部に合わせて片脚立位姿勢を取り，反対脚（リーチ脚）にて3方向にあるパーツを最大限遠くまで押し動させた．その後，開始肢位まで戻ることを条件とし，遂行可能な最大限のリーチ距離を測定した（図13）．リーチ距離をリーチ脚の脚長（棘果長）で除し，相対化した．

6) O脚測定

O脚測定は両足安静立位にて両大腿骨内側上顆間の距離をノギスによって計測した（図14）．

7)足関節前方引き出しテスト

足関節前方引き出しテストでは,対象者をベッド上にて端座位にさせ,理学療法士が徒手にてテストを行った（図15）．足関節の遊びが無い者を「-」，遊びがありエンドフィールのある者を「±」，エンドフィールの無い者を「+」とした．

8) 全身弛緩性テスト

全身弛緩性テストでは東大式全身弛緩性テストを使用し，7点満点で採点を行った．Wristは親指が前腕につく事を「＋」とし，elbowは15°以上の過伸展を「＋」，shoulderは背中で手と手を握れる事を「＋」，kneeは膝関節の過伸展が10°以上ある場合を「＋」，ankleは下腿前傾角度が45°以上で「＋」，spineは立位体前屈で手掌全体が床に着く場合を「＋」，hipは立位で股関節を外旋し足先が180°以上開く場合を「＋」とした（図16）．各項目で陽性「＋」を1点とし，左右両方を計測する項目は片方のみ陽性だった場合を0.5点とした．

図 8：3 次元足型計測

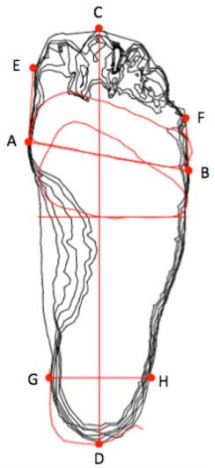


図 9：足型計測点：足長は C-D の距離，足囲は A-B の 3 次元的な周径，足幅は A-B の距離，踵幅は G-H の距離，舟状骨高は床面から舟状骨結節の距離，足背高は踵部最後面から足長の 55%の距離における足背高，第 1 趾側角度は矢状軸に対する E-A の角度，第 5 趾側角度は矢状軸に対する F-B の角度，内踏まず長は A-G の距離，外踏まず長は B-H の距離，外果下端高は床面から外果下端の距離とした．

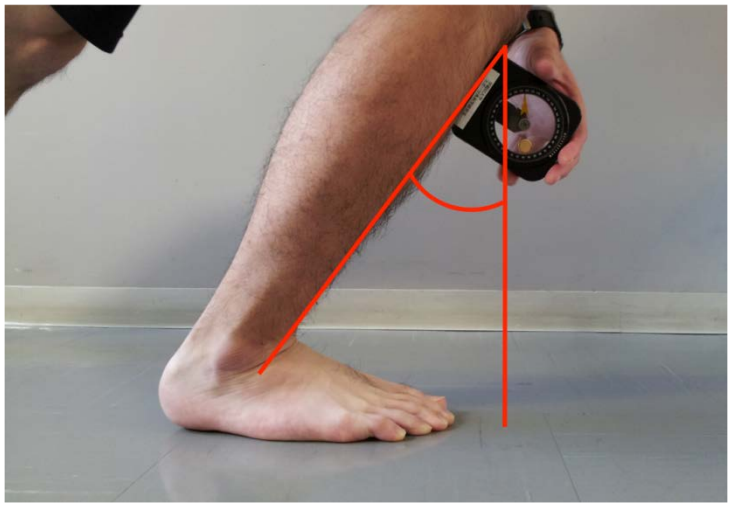


図 10：下腿前傾角度

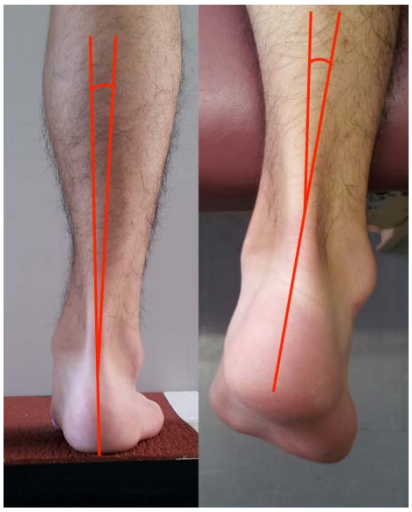


図 11：LHA 荷重位（左）
LHA 非荷重位（右）

図 12：前足部角度

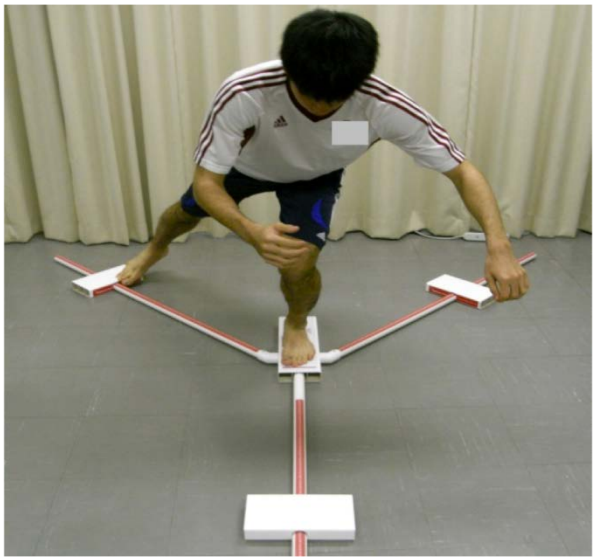


図 13：Y バランスキットによる SEBT

図 14：O 脚測定

図 15：足関節前方引き出しテスト

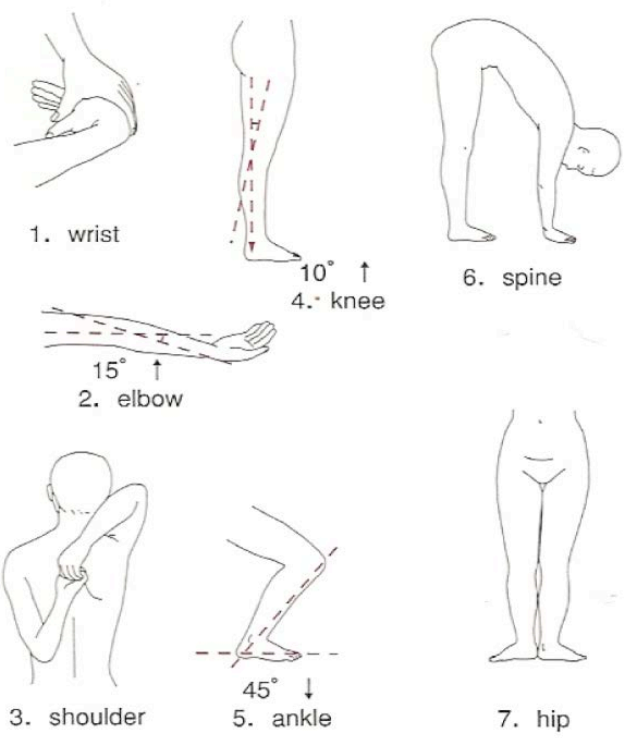


図 16：東大式全身弛緩性テスト

([33]より引用)

9）統計分析

アンケート調査の統計分析には X^2 検定を使用し，Jones 骨折既往群とコントロール群における，蹴り足と軸足，スパイクのポイント形状，足関節捻挫の既往の有無の比較を行った．下位検定には残差分析を用いた．また，Jones 骨折既往群とコントロール群の 3 次元足型，下腿前傾角度，LHA，前足部角度，SEBT，O 脚測定，足関節前方引き出しテスト，全身弛緩性テストの比較には対応のない t 検定を行った．いずれも統計解析には SPSS Ver.21 を用いて行い，有意水準を 5%未満とした．本論文中では結果の数値を平均値±標準偏差として表記する．

5．結果

本研究の対象者の一般的情報を表 2 に示す．

表 2：対象者のデータ

	年齢（才）	身長（cm）	体重（kg）	サッカー競技歴（年）
対象者	19.7±1.4	173.7±9.9	65.9±9.0	13.2±2.7

Jones 骨折の既往がある選手は 400 名（800 足）中 29 名（32 足）であった．Jones 骨折の既往がある選手を以下の表 3 に示す．

表 3：Jones 骨折既往選手の詳細

ポジション	受傷足	蹴り足	ポイント形状	捻挫既往
FW	右	右	丸	2
MF	右	左	丸	1
DF	右	右	−	3
DF	左	右	三角	1
MF	右	右	ブレード	3
MF	左	右	丸	3
FW	左	右	ブレード	0
DF[a]	右	右	ブレード	3
Df[a]	左	右	ブレード	3
FW	右	右	丸	0
FW	右	右	丸	3
DF	左	右	ブレード	1
FW	左	右	ブレード	0
MF	左	右	丸	3
DF	右	右	三角	0
DF	右	右	丸	0
DF	右	右	丸	0
FW	左	右	−	3
DF	左	左	ブレード	3
DF[b]	右	右	丸	3
DF[b]	左	右	丸	3
MF	右	左	ブレード	1
FW	右	右	−	3
MF	右	右	ブレード	3
MF	左	右	ブレード	0
DF	左	右	丸	1
FW	右	左	−	—
DF	左	左	丸	2
MF	左	右	丸	3
DF[c]	右	右	ブレード	3
DF[c]	左	右	ブレード	3
FW	左	右	ブレード	2

※a，b，c はそれぞれ同一選手．

※−は無回答．

1）アンケート調査の結果

Jones 骨折既往の有無とスパイクのポイント形状の関連は，p=0.092 であり，有意な関連は認められなかった．また調整済み残差は 2.5 であり，Jones 骨折既往群において受傷時にブレード型のポイントを持つスパイクを着用している頻度が有意に高かった（図 17）．

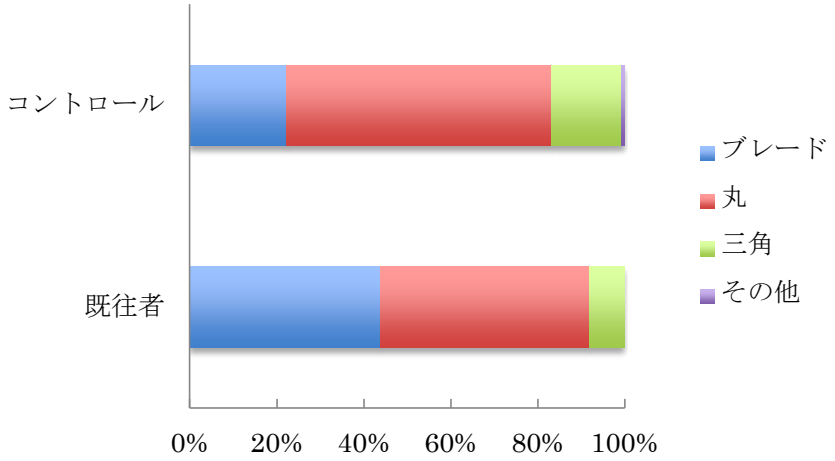


図 17：コントロール群・既往群のポイント形状

Jones 骨折既往の有無と蹴り足との関連は，p=0.604 であり，有意な関連は認められなかった．また調整済み残差による頻度の差も見られなかった（図 18）．

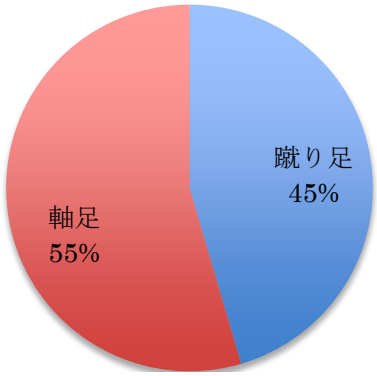


図 18：既往群受傷足

Jones 骨折既往の有無と足関節捻挫の関連は，p=0.055 であり，有意な関連は見られなかった．また調整済み残差は 2.5 であり，Jones 骨折既往群において復帰に 3 週間以上を要する足関節捻挫を受傷している頻度が有意に高かった（図 19）．

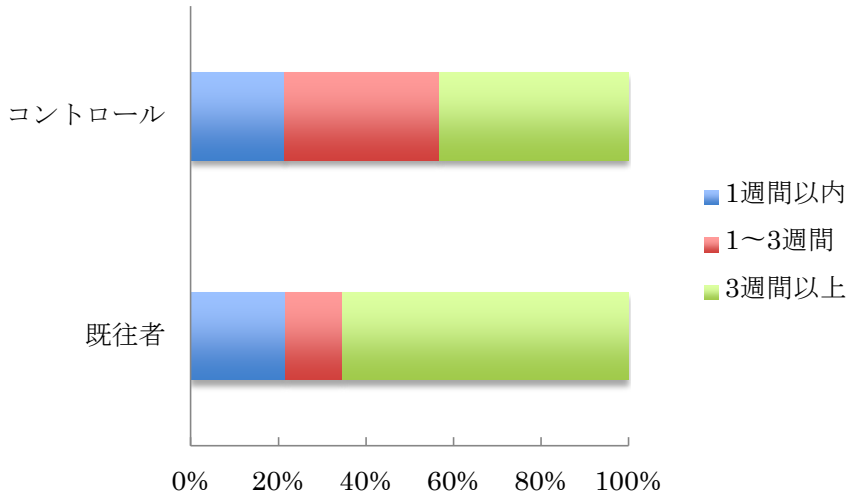


図 19：コントロール群・既往群の捻挫既往

Jones 骨折既往の有無とポジションの関連は，p=0.056 であり，有意な関連は見られなかった．また調整済み残差は 2.0 であり，Jones 骨折既往群のポジションは FW の頻度が有意に高かった（図 20）．

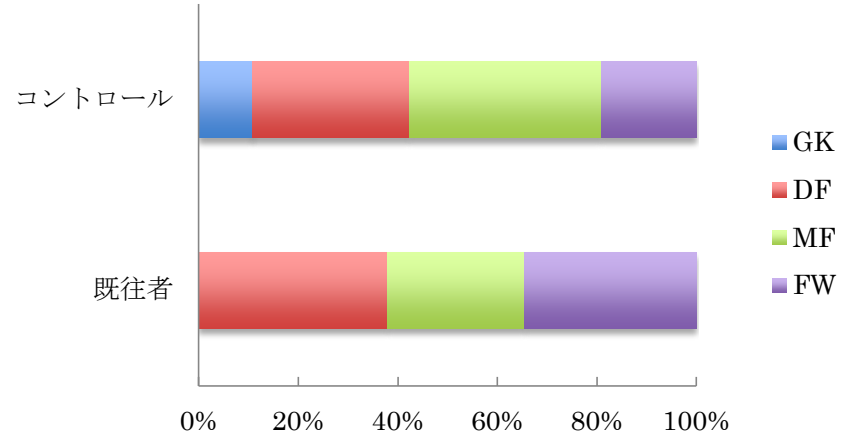


図 20：コントロール群・既往群ポジション

Jones 骨折既往群のアンケートは 27 名が回答し回答率は，93%であった．回答内容は，受傷時の練習頻度 6.0±0.5 回週，練習時間 2.2±0.7 時間／回，受傷時のサーフェイスは人工芝 17 名，天然芝 6 名，土 4 名であった．完全骨折に至った受傷機転は 18 名の回答があり，内容はカッティング方向への方向転換 2 名，クロスオーバー方向への方向転換 5 名，踏まれた，押されて足を着いたなどの接触 4 名，ランニング中の加速 3 名，ジャンプの着地 2 名，後方へのステップ 1 名，キックの軸足 1 名であった．骨折に至るまでの原因と考えられる事は 14 名の回答があり，内容は疲労 8 名，外側荷重 3 名，他部位の怪我 3 名であった．

2）足部構造，身体機能測定の結果

Jones 骨折の既往がある選手はコントロール群と比較して下腿前傾角度が有意に小さく（p=0.005），前足部角度も有意に小さい値を示した（p=0.045）．また，Jones 骨折既往群は LHA 非荷重位が有意に大きかった（p=0.035）．その他の項目である，身長（p=0.97），体重（p=0.44），LHA 荷重位（p=0.12），O 脚測定（p=0.09），SEBT 前方方向（p=0.25），SEBT 内後方向（p=0.28），SEBT 外後方向（p=0.43），足長（p=0.97），足囲率（p=0.27），足幅率（p=0.11），踵幅率（p=0.88），アーチ高率（p=0.08），第 1 趾側角度（p=0.29），第 5 趾側角度（p=0.64），足背高率（p=0.39），内踏まず長率（p=0.34），外踏まず長率（p=0.85），外果下端高率（p=0.24）に有意な差は見られなかった（表 4）

表 4：足部構造，身体機能測定の詳細

項目（単位）	コントロール（n=371）	既往者（n=29）	*p*
身長(cm)	173.7±10.1	173.7±5.3	0.97
体重(kg)	65.8±9.2	67.4±5.4	0.44
下腿前傾角度(°)	44.1±7.2	41.3±4.7	0.005＊
LHA 非荷重位(°)	7.0±3.0	8.1±3.1	0.035＊
LHA 荷重位(°)	-3.9±3.3	-4.9±5.8	0.12
前足部角度(°)	14.5±5.7	12.3±5.2	0.045＊
O 脚(cm)	4.1±1.9	2.9±1.4	0.09
SEBT 前	69.6±6.8	72.9±6.0	0.25
SEBT 内	112.0±11.7	11.7±7.6	0.28
SEBT 外	115.2±9.4	118.2±7.6	0.43
弛緩性テスト(点)	1.5±3.0	0.8±0.7	0.41
足長(cm)	26.0±10.7	26.1±9.6	0.97
足囲率	98.1±3.8	97.4±3.1	0.27
足幅率	40.0±1.6	39.7±1.3	0.11
踵幅率	25.2±1.1	25.2±1.4	0.88
アーチ高率	16.9±2.3	16.2±1.8	0.08
足背高率	23.8±1.5	23.6±1.3	0.39
第 1 趾側角度(°)	8.7±4.1	7.9±4.2	0.29
第 5 趾側角度(°)	14.6±4.1	14.3±2.9	0.64
内踏まず長率	72.0±0.5	71.9±0.4	0.34
外踏まず長率	62.9±0.4	62.9±0.4	0.85
外果下端高率	21.0±1.8	20.6±1.6	0.24

＊：$p<0.05$

6．考察

本研究において，Jones 骨折既往群はコントロール群と比較して受傷時にブレード型のポイントを持つスパイクを着用している頻度，復帰に 3 週間以上を要する足関節捻挫を受傷している頻度，ポジションが FW である頻度が有意に高く，Jones 骨折既往の有無と蹴り足との有意な関

連は無いことが明らかとなった．また，Jones 骨折の既往がある選手はコントロール群と比較して下腿前傾角度,前足部角度が有意に小さいく，LHA 非荷重位が有意に大きいという結果であった．

1）アンケート調査について

Jones 骨折既往群において受傷時にブレード型のポイントを持つスパイクを着用している頻度が有意に高いという結果が得られた．サッカー選手を対象にブレード型と丸ポイント型のシューズにおける足底圧分布の比較を行った先行研究では，ポイント形状の違いによって足底圧分布に有意差は認められなかったと報告しており[34]，実験室内で行った丸ポイント型とブレード型を比較した研究でも芝に引っかかるトルクに有意差は認められなかったとしている．また，他の報告で，ポイントの数を 14 にし，ポイント先端の大きさを最小 1/2 インチ，ポイントの長さを最大 3/8 インチにする事により，ポイントの無いシューズと比較して膝関節の傷害が大幅に減少したと報告している[35]．さらに，人工芝の形状とスパイクのポイント形状の組み合わせを比較した研究では，ポイントの数は少ないがポイントが大きいスパイクと長い人工芝，ポイントの数が多くポイントが小さいシューズと短い人工芝のそれぞれの組み合わせで芝へのスパイクの引っかかりが大きかったと報告している．このようにスパイクはポイントの形状のみではなく，ポイントの数・位置・大きさ，ソールの材質，サーフェイスとの相性などが重要である．

本研究において Jones 骨折発症足と蹴り足・軸足は関連が見られなかった.本研究は,軸足に Jones 骨折の発症が多いと報告した先行研究[21]とは異なる結果となったが，本研究の対象者は国内でもトップレベルの選手を含んでいるため，左右差なくキックを行う技術を有している可能

性が高い．キック時の軸足は垂直方向に体重の約 2.5 倍，外側方向に約 1.5 倍の床反力がかかると報告されている[36]ため，足部外側へ負荷がかかる事が考えられる．左右のキック頻度を含めた調査が今後必要であるが，本研究ではサッカー選手においては蹴り足・軸足ともに Jones 骨折が発生する事が明らかとなった．

Jones 骨折既往群において復帰に 3 週間以上を要する足関節捻挫を受傷している頻度が有意に高かった．足関節捻挫既往者を対象とし，ランニング時の足底圧を計測した研究では，足関節捻挫既往群において有意に足底圧中心が外側へ位置したと報告している[37]．また，足関節捻挫既往者のアライメント，可動域を調査した研究では，足関節捻挫既往群で有意に非荷重位の後足部アライメントが内反位を示したと報告している[38]．本研究において Jones 骨折既往群に頻度の高かった復帰までに 3 週間以上を要する足関節捻挫は，一般的には足関節外側靭帯損傷重症度のⅡ度以上であり，前距腓靭帯の完全断裂または，前距腓・踵腓靭帯の損傷および後距腓靭帯短線維の断裂に分類される[39]．足関節外側支持機構の破綻によって構造的に後足部が非荷重位で内反位となるため，歩行時の足底圧中心も外側へ位置すると考えられる．

Jones 骨折既往群のポジションが FW である頻度が有意に高かった．FW は相手 DF をかわすため，フェイントやスピードの緩急を使って急激な方向転換動作や加速・減速動作を多く行う．先行研究においても，試合中に 24km/h 以上のスピードでのランニングを行った距離が FW で有意に長かったと報告されている[40]．また，様々な動作時の第 5 中足骨の負荷を計測した研究[41]では，方向転換動作時ではなく，加速走の際に第 5 中足骨部へ最も大きな負荷が発生したと報告している．そのため，急激な加速運動や方向転換動作の繰り返しが，第 5 中足骨へ反復的

に力学的な負荷を与えている一因となることが推察された．今後はポジション別だけではなく，各選手の動きも含めて検討する必要がある．

2）足部構造，身体機能測定について

本研究の仮説ではJones骨折の既往がある選手は下腿前傾角度が大きいとしていたが，実際の結果はJones骨折の既往がある選手はコントロール群と比較して下腿前傾角度が有意に小さいという結果となった．本研究ではJones骨折既往がある選手がどのような治療を行ったかについて調査は行っていない．そのため，治療法別の比較を行う事は出来ないが，保存療法・手術療法どちらの治療方法を選択したとしても一定の免荷・固定期間を経ていることが考えられ，そのために足関節の可動域制限が生じた可能性がある．一方で，着地動作と足関節背屈角度の関係を調査した研究では，足関節背屈可動域が小さい者ほど床反力が大きく[42]，動作時の足関節背屈可動域が小さく，代償として足部の外転運動が見られると報告されている[43]．足関節背屈可動域が小さい者は足関節背屈によって担う衝撃の吸収が減少し，足関節背屈運動を補うために足部外転による代償によって足底部への負荷が増大している可能性が示唆された．

Jones骨折の既往がある選手はコントロール群と比較して前足部角度が有意に小さい値を示し，この結果も仮説と逆の結果となった．本研究の測定期間中にJones骨折を発症した1症例からの検討となるが，Jones骨折を受傷後2日目の選手の前足部角度（図21a）と術後5日目の前足部角度（図21b）を比較したところ，受傷後2日目が22°内反であったのに対して，術後5日目が15°内反であった．術後は既に歩行を開始していたため，足底外側部への荷重を逃避したことによるアライメントの

変化が起こったと考えられる．本症例と同様に，受傷後の逃避やリハビリによる外側荷重の抑制によって起こったアライメント変化が本研究のJones骨折既往群にもみられた可能性がある．

図21：a：受傷後2日目の前足部角度（左）b：術後5日目の前足部角度（右）

黄線が2日目，赤線が5日目の前足部の傾斜を示している．

Jones骨折既往群のLHA非荷重位が有意に大きく，既往群の後足部がより内反している事が明らかとなった．後足部が内反すると足部外側から接地しやすくなるため，足底外側部の圧が高まると報告されている[31]．足底外側部への負荷が繰り返される事で第5中足骨への歪みが生じ，疲労骨折を引き起こす可能性がある．しかしながら，本研究では既往群の後足部はより内反傾向であったものの，前足部は対称的により外反傾向であった．これは，Jones骨折受傷後の適応として，後足部の内反による足底外側部への負荷を横足根関節の外反運動，もしくは足根中足関節第1列の底屈・第5列の背屈によって減弱させていることに起因する可能性がある．

研究1では，これまで注目されていなかった足関節背屈角度や，非荷重位でのアライメントを調査した結果，Jones骨折既往群のアライメントの特徴を得る事が出来た．しかし，先行研究で行われてきた静止立位でのアライメントや足部構造は本研究においてJones骨折既往群の特徴を捉える事が出来なかった．そのことから，Jones骨折の発生要因を調査する際に，従来行われてきた静止立位でのアライメントに加えて，本研究で行った非荷重位でのアライメントについても検討する必要があるのではないかと考える．

7．限界

本研究は後ろ向き研究であったため，結果として得られたJones骨折既往群の特徴がJones骨折発生の要因であるのか，受傷後の適応であるのかは不明なままである．今後は前向き研究を行う事で，Jones骨折の発生要因を検討していく必要がある．また，本研究のアンケート調査ではポイントの形状にのみに焦点を当てていたため，ポイントの数・位置・大きさ，ソールの材質の違いなどの検討は行っていない．これらの項目が第5中足骨部へどのような影響を与えるのかについては，さらなる検討が必要であると考える．

8．結論

Jones骨折の既往と個体要因，環境要因の関連を調査した．Jones骨折既往群はコントロール群と比較してポイントがブレード型のスパイク，復帰に3週間以上かかる足関節捻挫の既往，ポジションがFWである頻度が有意に高かった．Jones骨折既往足と蹴り足，軸足の関係性はみら

れなかった．また，Jones 骨折既往群はコントロール群と比較して有意に下腿前傾角度，前足部角度が小さく，LHA 非荷重位が大きかった．

第 3 章　研究 2

カッティング方向及び足部構造が動作時の足底圧に与える影響

1. 背景

Jones 骨折は，サイドステップやターン，カッティングなどのステップ動作の繰り返しにより発生すると言われている[20]．しかし，研究 1 のアンケート調査による受傷場面では，クロスオーバーステップやランニングの加速という回答がみられた．そのため，方向転換動作時の進行方向の違いが足底外側部の圧力にどのような影響を与えるのか，カッティング動作とクロスオーバー動作のどちらがより Jones 骨折に関与しうるのかを調査し，Jones 骨折の危険動作を再検討することが必要である．

研究 1 において，Jones 骨折既往群にはⅡ度以上の足関節捻挫の既往がある頻度が高く，非荷重位での後足部の内反傾向が示され，これらの足関節捻挫の既往と後足部内反から生じると考えられる足部外側荷重が Jones 骨折の一因である可能性が推察された．そのため，動作時の足部外側荷重を助長する要因を特定する事は Jones 骨折の発生要因を検討する上で重要である．

足部アライメントと足底圧に関する先行研究では，後足部内反を呈すると荷重中心がより外側へ変位し[31]，高アーチ群も前足部外側足底圧が大きい[24, 44]との報告がある．また，臨床測定で行う前足部角度は歩行時の接地直前時のキネマティクスを予測する事が可能であると報告されている[32]．

しかしながら，上記のアライメントと足底圧，キネマティクスを調査した研究はすべて歩行時の解析のみであり，足部アライメントが実際のスポーツ動作時の足底圧へどのような影響を与えているのかを調査した

研究はなされていない．また，研究 1 で測定を行った Jones 骨折既往群のアライメントが実際のスポーツ動作で足底外側部へどのような影響を与えるのかに関しても不明である．

2．目的

カッティング方向及び足部アライメントが動作時の足底圧に与える影響を調査すること．

3．仮説

方向転換動作において，クロスオーバーステップで足底外側部の圧力が大きく，足部内反傾向の者は，足底外側部の圧力が大きい．

4．方法

本研究は早稲田大学，人を対象とする研究に関する倫理審査委員会において承認されている．各対象者には実験前に研究の目的と方法を十分に説明し，研究に対する同意を書面によって得た．

対象は，男子大学サッカー選手 18 名とした．包含基準は傷害が無く通常の競技活動が行えている者とし，除外基準は傷害により測定に支障が出る者とした．

測定項目は足部アライメント・足関節背屈可動域と動作時の足底圧とした．

足部アライメント・足関節背屈可動域ではアーチ高率，LHA 荷重位，LHA 非荷重位，前足部角度，下腿前傾角度を測定した．測定方法は研究 1 に準じた．

課題動作は，ランニングをした後に左 90° 方向へのサイドカッティング，直線方向へのストレートランニング，右 90° 方向へのクロスオーバ

ーステップの 3 方向への方向転換動作とした（図 22）．全て右足での方向転換動作を行い，3 方向を各 4 試技ずつ行った．ランニング速度は方向転換動作が可能である速度とし，全測定中にランニング速度が変動しないよう対象者に同一速度で動作を行うように指示した．

足底圧は F-scan®MOBILE（Tekscan 社）を使用し（図 23），方向転換時の右足底部の最大接触圧を算出した．分析においては，先行研究[45]を参考に足底部を 9 つに区分けし，それぞれの区画における接触圧を算出した．9 つの区画は遠位内側から Hallux（H），Lesser Toe（LT），Medial Forefoot（MF），MiDdle Forefoot（MDF），Lateral Forefoot（LF），Medial Midfoot（MM），Lateral Midfoot（LM），Medial Rearfoot（MR），Lateral Rearfoot（LR）とした．区分けの分布は足長を基準に踵部最後面を 0%とし，足趾前先端を 100%とした際の割合，足幅を基準に最内側を 0%とし，最外側を 100%とした際の割合から算出した（図 24）．また，方向転換動作時の接地時間に差が生じるため接地を 0%，離地を 100%として正規化した．接地は 10N 以上の力が加わった時点と定義し，接触圧が最大となる時点（%立脚期）を算出した．

統計分析は，一元配置分散分析を使用しサイドカッティングとストレートランニング，クロスオーバーステップ動作の足底圧分布の比較を行った．足部アライメント・可動域と足底圧分布との関係は Pearson の相関係数を用いて検討した．いずれも統計解析には SPSS Ver.21 を用い，有意水準を 5%未満とした．

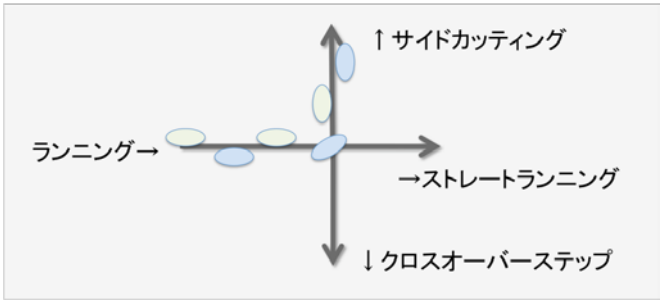
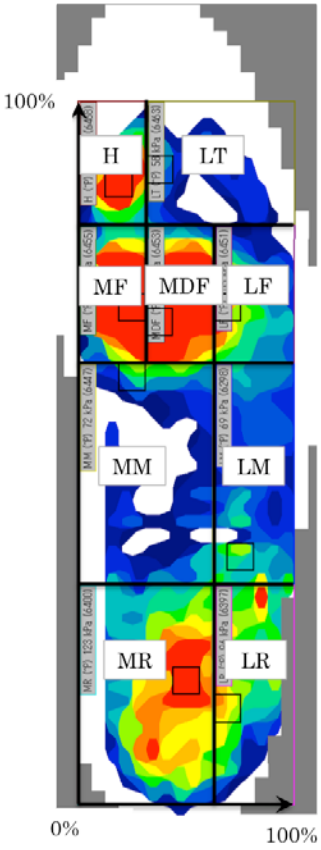


図 22：課題動作

図 23：F-scan® MOBILE



H：足長 80%~100%，足幅 0%~33%，

LT：足長 80%~100%，足幅 33%~100%，

MF：足長 60%~80%，足幅 0%~33%，

MDF：足長 60%~80%，足幅 33%~67%，

LF：足長 60%~80%，足幅 67%~100%，

MM：足長 30%~60%，足幅 0%~60%，

LM：足長 30%~60%，足幅 60%~100%，

MR：足長 0%~30%，足幅 0%~60%，

LR：足長 0%~30%，足幅 60%~100%

図 24：本研究における足底部の区分け

5．結果

本研究の対象者の一般的情報を表 5 に示す．

表 5：対象者のデータ

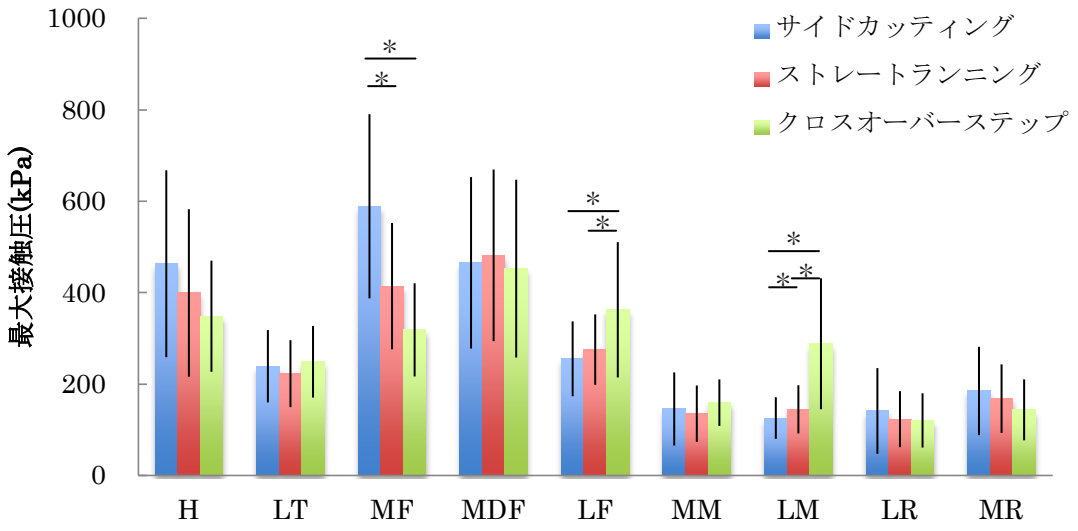
	年齢（才）	身長（cm）	体重（kg）
対象者	19.9±1.1	173.2±6.9	61.8±19.5

1）動作方向と足底圧分布の結果

サイドカッティングとストレートランニング，クロスオーバーステップ動作時の各足底区分の最大接触圧・接触圧が最大となった時点を図 25，表 6 に示す．LF，LM において，サイドカッティング，ストレートランニングと比較してクロスオーバーステップ時に有意に大きい最大接触圧を示した（LF：F=5.081，p=0.011，p=0.048，LM：F=16.796，p=0.048，p=0.002）．MF においてストレートランニング，クロスオーバーステップと比較してサイドカッティング時に有意に接触圧を示した（F=14.492，p=0.013，p<0.001）．

各足底区分における最大接触圧が計測された時点を表 7 に示す．H においてストレートランニング，クロスオーバーステップと比較してサイドカッティング時に有意に最大接触圧を示す時点が遅かった（F=4.066，p=0.049，p=0.04）．LT においてサイドカッティング，ストレートランニングと比較してクロスオーバーステップ時に有意に最大接触圧を示す時点が遅かった（F=11.845，p<0.001，p<0.001）．LM においてサイドカッティングと比較してクロスオーバーステップ時に有意に最大接触圧を示す時点が遅かった（F=5.748，p=0.004）．MR においてストレートランニングと比較してクロスオーバーステップ時に有意に最大接触圧を

示す時点が遅かった（F=8.684，p=0.001）．



＊：p<0.05

図 25：動作方向と足底区分別の最大接触圧

表 6：動作方向と足底区分別の最大接触圧が計測された時点（%）

	サイドカッティング[a]	ストレートランニング[b]	クロスオーバーステップ[c]	*p*		
				a v.s. b	a v.s. c	b v.s. c
H	69.1±6.5	64.1±5	63.9±7.1	0.049*	0.04*	1.00
LT	65.3±6.7	65.1±7.6	74.6±5.7	1.00	0.00*	0.00*
MF	52.7±8.9	53.6±2.9	51.8±3.7	0.91	0.92	0.26
MDF	51.5±7.6	55.1±3.5	53.1±4.2	0.17	0.70	0.28
LF	46.1±7.5	49.7±2.9	50±7.8	0.16	0.29	0.99
MM	38.1±5.9	41.2±6.3	40.2±8.9	0.40	0.66	0.91
LM	35.7±6.2	39.4±4.5	42.1±6.3	0.13	0.00*	0.35
MR	15.6±7.4	10.6±5.5	20.7±8.6	0.07	0.15	0.00*
LR	20.6±12.9	16±18.2	25.9±14.2	0.64	0.55	0.14

＊：p<0.05

2) 足部アライメント・可動域と足底圧分布の結果

(1) 課題動作全方向（表 7，8）

課題動作全方向を統合すると，LHA 非荷重位，LHA 荷重位，前足部角度，アーチ高率と足底圧項目に有意な相関がみられた．LHA 非荷重位と有意な正の相関を示したのは H，LR，LT，MDF，MR の最大接触圧であった（H：r=0.37，p=0.006，LR：r=0.36，p=0.007，LT：r=0.56，p<0.001，MDF：r=0.34，p=0.01，MR：r=0.34，p=0.01）．LHA 荷重位は H の最大接触圧と有意な負の相関を示した（r=-0.32，p=0.02）．前足部角度は H, LR, LT, MR の最大接触圧と有意な正の相関（H：r=0.48，p<0.001，LR：r=0.29，p=0.03，LT：r=0.36，p=0.008，MR：r=0.31，p=0.02），LR，MR における接触圧が最大を示した時点に有意な負の相関（LR：r=-0.42，p=0.002，LR：r=-0.36，p=0.008）を示した．

表 7：全方向　アライメントと最大接触圧の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-0.226	-0.111	0.042	-0.06	-0.196	-.268*	-0.199	-0.175	-0.079
	p	0.101	0.424	0.763	0.667	0.156	0.05	0.15	0.205	0.572
LHA 非荷重位	*r*	.372**	0.231	0	.363**	.556**	.339*	0.213	-0.06	.338*
	p	0.006	0.093	0.998	0.007	0	0.012	0.122	0.668	0.012
LHA 荷重位	*r*	-.320*	-0.004	0.103	0.136	0.029	-0.043	0.039	-0.15	0.102
	p	0.018	0.975	0.461	0.325	0.833	0.76	0.782	0.278	0.463
前足部角度	*r*	.479**	0.088	-0.157	.294*	.357**	0.144	0.127	-0.097	.310*
	p	0	0.526	0.256	0.031	0.008	0.298	0.361	0.486	0.023
アーチ高率	*r*	-.306*	-0.166	-0.093	-0.039	-0.239	-0.139	0.129	-.290*	-0.052
	p	0.025	0.23	0.502	0.78	0.082	0.318	0.353	0.034	0.708

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

表 8：全方向　アライメントと最大接触圧時点の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-0.019	-0.026	0.086	-0.02	-0.058	-0.172	0.023	-0.018	-0.076
	p	0.894	0.853	0.534	0.885	0.678	0.214	0.868	0.897	0.586
LHA 非荷重位	*r*	-0.231	0.005	-0.173	-0.226	0.244	0.03	-0.074	-0.049	-0.181
	p	0.093	0.972	0.211	0.1	0.075	0.829	0.597	0.725	0.191
LHA 荷重位	*r*	0.035	0.135	0.086	0.053	0.133	0.155	0.012	0.158	0.055
	p	0.801	0.331	0.537	0.702	0.339	0.264	0.934	0.254	0.693
前足部角度	*r*	0.075	-0.057	0.002	-.419**	0.187	-0.039	0.14	-0.13	-.355**
	p	0.589	0.68	0.989	0.002	0.176	0.777	0.313	0.349	0.008
アーチ高率	*r*	-0.053	-0.222	-0.21	0.073	-0.069	-0.04	-0.211	0.1	0.003
	p	0.704	0.107	0.128	0.601	0.619	0.771	0.125	0.471	0.985

＊：$p<0.05$　＊＊：$p<0.01$

(2) サイドカッティング方向（表 9，10）

サイドカッティング方向において，LHA 非荷重位と LT の最大接触圧（r=0.47，p=0.048）に有意な正の相関がみられた．前足部角度と LR・MR における接触圧が最大を示した時点（LR：r=-0.54，p=0.02，MR：r=-0.64，p=0.004），アーチ高率と MF における接触圧が最大を示した時点（r=-0.48，p=0.042）に有意な負の相関を示した．

表 9：サイドカッティング　アライメントと最大接触圧の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-0.075	-0.07	-0.058	-0.228	-0.072	-0.191	-0.067	-0.173	-0.235
	p	0.769	0.782	0.819	0.364	0.776	0.448	0.793	0.492	0.347
LHA非荷重位	*r*	0.373	0.115	-0.114	0.381	.471*	0.311	0.404	-0.033	0.417
	p	0.128	0.65	0.654	0.118	0.048	0.209	0.096	0.895	0.085
LHA荷重位	*r*	-0.309	-0.194	0.178	0.309	0.012	0.047	-0.047	-0.095	0.26
	p	0.212	0.441	0.479	0.213	0.962	0.852	0.852	0.707	0.297
前足部角度	*r*	0.371	0.2	-0.149	0.17	0.279	0.099	0.257	-0.15	0.213
	p	0.129	0.426	0.556	0.499	0.262	0.697	0.302	0.553	0.397
アーチ高率	*r*	-0.283	-0.377	-0.265	0.008	-0.183	-0.088	0.191	-0.267	-0.005
	p	0.255	0.123	0.288	0.974	0.468	0.729	0.447	0.283	0.985

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

表 10：サイドカッティング　アライメントと最大接触圧時点の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	0.114	-0.036	0.018	-0.098	-0.144	-0.217	0.063	0.007	0.03
	p	0.651	0.886	0.944	0.698	0.568	0.388	0.804	0.977	0.907
LHA非荷重位	*r*	-0.327	-0.031	-0.156	-0.2	0.038	-0.108	-0.207	-0.311	-0.249
	p	0.185	0.903	0.537	0.427	0.882	0.668	0.411	0.209	0.319
LHA荷重位	*r*	0.21	0.205	0.206	0.163	0.404	0.267	-0.04	0.276	0.09
	p	0.403	0.415	0.413	0.519	0.097	0.285	0.874	0.267	0.724
前足部角度	*r*	-0.147	-0.147	-0.152	-.537*	-0.082	-0.04	0.248	-0.231	-.639**
	p	0.561	0.56	0.548	0.022	0.746	0.876	0.321	0.357	0.004
アーチ高率	*r*	-0.05	-0.294	-0.468	0.131	-0.192	-0.098	-.484*	-0.164	0.114
	p	0.845	0.236	0.05	0.603	0.446	0.7	0.042	0.516	0.653

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

(3) ストレートランニング方向（表 11，12）

ストレートランニング方向において，下腿前傾角度と H，MF の最大接触圧は有意な負の相関を示した（H：r=-0.51，p=0.03，MF：r=-0.60，p=0.009）．また，LHA 非荷重位と LT の最大接触圧・接触圧が最大を示した時点に有意な正の相関を示した（r=0.53，p=0.024，r=0.51，p=0.033）.前足部角度と H, LR, MR の最大接触圧（H：r=0.60, p=0.008，LR：r=0.51，p=0.03，MR：r=0.50，p=0.04），LT の接触圧が最大を示した時点（r=0.56，p=0.02）に有意な正の相関を示した.

表 11：ストレートランニング　アライメントと最大接触圧の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-.509*	-0.152	0.114	-0.024	-0.398	-0.271	-.595**	-0.266	-0.163
	p	0.031	0.548	0.653	0.926	0.102	0.277	0.009	0.287	0.518
LHA 非荷重位	*r*	0.406	0.299	-0.075	0.413	.530*	0.342	0.23	-0.038	0.362
	p	0.094	0.228	0.767	0.088	0.024	0.165	0.358	0.88	0.139
LHA 荷重位	*r*	-0.283	0.063	0.259	0.119	0.093	-0.107	0.154	-0.185	0.124
	p	0.254	0.804	0.3	0.638	0.713	0.674	0.543	0.464	0.625
前足部角度	*r*	.601**	0.192	-0.205	.513*	0.377	0.24	0.166	0.012	.496*
	p	0.008	0.446	0.414	0.029	0.123	0.337	0.51	0.962	0.036
アーチ高率	*r*	-0.416	-0.108	-0.108	-0.031	-0.322	-0.192	0.068	-0.406	-0.066
	p	0.086	0.671	0.67	0.902	0.192	0.446	0.787	0.095	0.794

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

表 12：ストレートランニング　アライメントと最大接触圧時点の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	0.099	0.191	0.204	0.307	0.089	0.216	-0.196	0.098	0.3
	p	0.696	0.447	0.416	0.215	0.726	0.389	0.437	0.699	0.227
LHA非荷重位	*r*	-0.201	0.046	-0.09	-0.446	.505*	0.004	0.251	0.222	-0.392
	p	0.425	0.857	0.724	0.064	0.033	0.988	0.315	0.375	0.108
LHA荷重位	*r*	-0.204	0.036	0.036	-0.303	0.102	-0.08	0.024	-0.118	-0.275
	p	0.417	0.886	0.889	0.221	0.687	0.754	0.924	0.641	0.269
前足部角度	*r*	0.401	0.037	0.205	-0.291	.557*	0.035	0.376	0.398	-0.221
	p	0.099	0.884	0.413	0.241	0.016	0.889	0.125	0.101	0.379
アーチ高率	*r*	-0.209	-0.253	-0.187	0.036	-0.223	-0.056	-0.039	0.103	-0.038
	p	0.405	0.311	0.457	0.888	0.374	0.825	0.877	0.683	0.882

＊：$p<0.05$　＊＊：$p<0.01$

(4) クロスオーバーステップ方向（表 13，14）

クロスオーバーステップ方向において，LHA 非荷重位と LT の最大接触圧に有意な正の相関を示した（r=0.47，p=0.048）．LHA 荷重位と H 最大接触圧に有意な負の相関を示した（r=-0.47，p=0.048）．また，前足部角度と H の最大接触圧に有意な正の相関（r=0.47，p=0.048），LR の接触圧が最大を示した時点に有意な負の相関（r=-0.54，p=0.02）を示した．

表 13：クロスオーバーステップ　アライメントと最大接触圧の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-0.111	-0.147	0.081	0.161	-0.138	-0.342	-0.181	-0.089	0.234
	p	0.66	0.561	0.75	0.524	0.586	0.165	0.473	0.726	0.351
LHA非荷重位	*r*	0.411	0.331	0.063	0.325	.684**	0.364	0.09	-0.134	0.241
	p	0.091	0.18	0.804	0.188	0.002	0.137	0.723	0.597	0.336
LHA荷重位	*r*	-.472*	0.064	0.103	-0.101	-0.012	-0.068	0.102	-0.213	-0.139
	p	0.048	0.801	0.686	0.689	0.962	0.79	0.687	0.396	0.583
前足部角度	*r*	.596**	-0.001	-0.268	0.297	0.429	0.097	-0.021	-0.156	0.28
	p	0.009	0.998	0.283	0.232	0.076	0.703	0.935	0.535	0.26
アーチ高率	*r*	-0.255	-0.131	-0.108	-0.125	-0.225	-0.137	0.255	-0.216	-0.112
	p	0.308	0.605	0.671	0.62	0.369	0.588	0.308	0.389	0.659

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

表 14：クロスオーバーステップ　アライメントと最大接触圧時点の相関

		H	LF	LM	LR	LT	MDF	MF	MM	MR
下腿前傾角度	*r*	-0.228	-0.102	0.097	-0.372	-0.197	-.477*	0.115	-0.119	-0.439
	p	0.363	0.688	0.703	0.129	0.433	0.045	0.649	0.64	0.069
LHA非荷重位	*r*	-0.218	0.025	-0.305	-0.003	0.326	0.312	-0.051	-0.072	-0.069
	p	0.385	0.921	0.218	0.991	0.187	0.208	0.84	0.776	0.787
LHA荷重位	*r*	0.054	0.139	0.032	0.419	-0.044	0.206	0.134	0.288	0.258
	p	0.831	0.583	0.899	0.084	0.863	0.413	0.595	0.247	0.301
前足部角度	*r*	0.063	-0.021	0.008	-.540*	0.152	-0.116	-0.233	-0.448	-0.352
	p	0.805	0.934	0.976	0.021	0.548	0.647	0.352	0.062	0.152
アーチ高率	*r*	0.043	-0.198	-0.039	0.078	0.228	0.06	0.195	0.281	-0.067
	p	0.864	0.432	0.876	0.758	0.363	0.812	0.438	0.259	0.792

＊：p<0.05　＊＊：p<0.01

6. 考察

本研究において，外側中足部・前足部にあたる LM，LF の最大接触圧はクロスオーバー方向の動作で有意に大きい値を示した．反対に内側前足部にあたる MF の最大接触圧はサイドカッティング方向の動作において有意に大きい値を示した．また，クロスオーバー方向への動作では，足底外側部である LT, LM の最大接触圧が有意に遅い時点で計測された．サイドカッティング方向の動作において，母趾にあたる H の接触圧が最大を示した時点は有意に遅い時点であった．足部アライメントと足底圧分布では，非荷重位アライメントと足底の 9 区分中 6 区分の最大接触圧に正の相関がみられた．

1) 動作方向と足底圧分布について

本研究で，クロスオーバー方向への動作において，外側中足部・前足部にあたる LM，LF の最大接触圧が大きい値を示し，サイドカッティング方向の動作において内側前足部にあたる MF の最大接触圧は大きい値を示した．進行方向に対して 110° のサイドカッティングとクロスオーバーステップ動作時の足底圧を計測した先行研究では，サイドカッティング方向の動作で内側前足部，クロスオーバーステップ方向の動作で外側前足部の最大接触圧が大きかったと報告し，本研究の結果と同様であった[45]．また，歩行中の足底圧と足部キネマティクスを調査した研究では，歩行中の前足部外側の足底圧が高い事は，動的なアーチが高いことと関連しているとしており[46], Gu らは足部内反位での接地により足底外側部の接触圧が大きくなると報告している[47]．本研究のクロスオーバーステップ動作において足底外側の接触圧が高かった事から，クロ

スオーバーステップでは動的に足部が内反し高アーチに類似した肢位が強制されていた可能性が考えられる．サイドカッティングでは，立脚期の 52.7%時で MF の最大接触圧が計測されている．サイドカッティング時の足部キネマティクスを調査した先行研究では，立脚期 50%付近で後足部・前足部共に外反のピークを迎え，距骨下関節内反から外反へと移行していく状態であると報告している[48]．本研究でも，足部の外反運動が起こることで足底内側部への接触圧が大きくなったと考えられる．

本研究において，クロスオーバー方向への動作では LT，LM，サイドカッティング方向の動作では H の接触圧が有意に遅い時点で最大値を示した．このことは，クロスオーバーステップにおいて内反運動が持続し，最大接触圧が計測される時点が遅くなったと推測できる．同様に，サイドカッティングにおいても外反運動が持続し，最大接触圧が計測される時点が遅くなったと考えられる．

また，クロスオーバーステップにおいて有意に足底外側部の接触圧が大きかった事から，クロスオーバーステップ動作を繰り返し行う事が Jones 骨折発生のリスクとなる可能性が示唆された．

2）足部アライメント・可動域と足底圧分布について

（1）下腿前傾角度

ストレートランニング方向において，下腿前傾角度と H，MF の最大接触圧は有意な負の相関を示した．着地動作と足関節背屈角度の関係を調査した研究では，足関節背屈可動域が小さい者ほど床反力が大きかったと報告している[42]．また，足関節背屈角度と方向転換動作時の足部キネマティクスに関する研究では，足関節背屈可動域の小さい者ほど動作時の足関節背屈可動域が小さく，代償として足部の外転運動が見られ

ると報告している[43]．本研究においても足関節の背屈可動域の小さい者は足関節背屈による衝撃吸収が減少し代償として足部外転する事によって荷重移動の軌跡が変化し，前足部内側と母趾へより大きな負荷がかかったと考えられる．

（2）LHA 非荷重位

サイドカッティング方向，ストレートランニング方向，クロスオーバーステップ方向，全方向統合の全てにおいて LHA 非荷重位と LT 最大接触圧に正の相関がみられ，ストレートランニング方向では LT の接触圧が最大を示した時点において有意な正の相関を示した．これは，非荷重位での後足部内反によって方向転換動作時の足趾部の最大接触圧が大きくなることを意味する．先行研究においても，内反傾向の足部は通常の足底圧中心の軌跡より外側へ移行することが報告されている[31]が，本研究においては，サイドカッティング，ストレートランニング，クロスオーバーステップの 3 方向では前足部角度と LT の最大接触圧に相関はみられなかった．そこで，LHA 非荷重位 LT の最大接触圧が計測された時点を再度調査すると後足部は離地している状態であった．後足部が離地し内反アライメントを示す事で中足部，前足部が空間に対して内反方向へ移動した結果，外側足趾部へ接触圧が高まったと考えられる．また，ストレートランニング方向において LT の最大接触圧が計測された時点が遅かった事については足部内反位でランニングをする事で，立脚終期において足趾外側部が離地する時点が遅れた事が推察される．

全方向統合して検討したところ，LHA 非荷重位と H，LR，LT，MDF，MR の最大接触圧に正の相関がみられた．先行研究によると，内反傾向の足部は接地後の衝撃吸収をする足部外反現象が制限されるとしている[49]．そのため，後足部内反アライメントと接地後の後足部（MR，LR）

への接触圧が相関を示したと考えられる．また，後足部内反アライメントは足底圧中心が通常の軌跡より外側へ移行し，急激に母趾方向へ移行することが報告されている[31]．そのため，本研究においてLHA非荷重位と母趾の最大接触圧が相関を示したと推察される．

（3）LHA荷重位

クロスオーバーステップ方向，全方向統合においてLHA荷重位とHの最大接触圧に有意な負の相関を示した．歩行による先行研究においても，回内足は通常よりも足底圧中心が内側を通り母趾上を通過すると報告されている[31]．本研究で，荷重位にて足部の外反がみられる足部は母趾部の足底圧が高くなる事が示されたことから，方向転換動作においても外反足はより母趾側で荷重を支持するという事が示唆された．

（4）前足部角度

全方向統合において前足部角度とLTの最大接触圧，ストレートランニング方向，クロスオーバーステップ方向，全方向統合において前足部角度とHの最大接触圧に有意な正の相関を示した．これは，前足部が内反傾向であると足趾部の接触圧が高まる事を示している．内反傾向の足部は接地後の外反運動による衝撃吸収が制限されることで急激に前方方向へ荷重が移行し[49]，足底圧中心の軌跡が通常より外側を通って急激に母趾方向へ移行することが報告されている[31]．本研究においても先行研究と同様に前足部内反アライメントと外側足趾部と母趾の最大接触圧が相関を示したと考えられる．

また，ストレートランニング方向ではLTの接触圧が最大を示した時点に有意な正の相関を示したことは，足部内反位でランニングをする事

で，立脚終期において足趾外側部が離地する時点が遅れた事が推察される．

ストレートランニング方向，全方向統合において，前足部角度と LR，MR の最大接触圧に有意な正の相関を示し，サイドカッティング方向，クロスオーバーステップ方向，全方向統合において LR の接触圧が最大を示した時点，サイドカッティング方向，全方向統合おいて MR の接触圧が最大を示した時点に有意な負の相関を示した．先行研究によると，内反傾向の足部は接地後の衝撃吸収をする足部外反現象が制限され，外反運動の減少の代償として荷重が急激に前方方向へ移行すると報告されている[49]．そのため，前足部内反アライメントによって接地後の後足部（MR，LR）への接触圧が増大し，内反アライメントによる急激な荷重の前方移動によって後足部の最大接触圧が早期に計測されたと考えられる．また，非荷重位での後足部角度は後足部の最大接触圧を示す時点と相関を示さなかったことから，方向転換動作のような激しい動作における足部の荷重移動は非荷重位での後足部アライメントよりも非荷重位での前足部アライメントの影響を受けやすい事が示唆された．

（5）アーチ高率

サイドカッティング方向において，アーチ高率と MF における接触圧が最大を示した時点に有意な負の相関を示した．アーチ高率が低い足部では接地後の外反運動が急激に起こる事で内側前足部の最大接触圧が速い時点で計測されたと推察される．

全方向統合において，アーチ高率と H，MM の最大接触圧に負の相関を示した．歩行による先行研究では，回内足，低アーチは通常よりも足底圧中心が内側を通り母趾上を通過すると報告されている[24, 31]．ま

た，扁平足と健常足のランニング時の足底圧を比較した研究では，扁平足群が有意に内側中足部の圧力が高かったとしている[50]．本研究でも同様に，荷重位にてアーチの低下している足部は母趾部，内側中足部の足底圧が高くなる事が示されたことから,方向転換動作においても外反，低アーチ足はより足底内側で荷重を支持することが示唆された．

7．限界

本研究では足底圧以外の解析は行っていないため，方向転換動作時の下肢のバイオメカニクスや身体重心位置を得る事が出来なかった．今後は足底圧に影響を与えるバイオメカニクス的な検討をするために 3 次元動作解析が必要だと考えられる．

8．結論

カッティング方向及び足部アライメントが動作時の足底圧に与える影響を調査した．サイドカッティングでは足底内側部の最大接触圧が大きく，母趾部で最大接触圧が計測された時点が有意に遅かった．クロスオーバーステップでは足底外側部の最大接触圧が大きく，足趾外側部で最大接触圧が計測された時点が有意に遅かった．また，非荷重位アライメントで前・後足部内反が大きいほど足底各区分の接触圧が大きくなる傾向が認められた．

第 4 章　総括

本研究では研究 1 で，Jones 骨折の既往と個体要因，環境要因の関連を調査し，研究 2 においてカッティング方向及び足部アライメントが動作時の足底圧に与える影響を調査した．

研究 1 では，Jones 骨折既往群はコントロール群と比較してポイントがブレード型のスパイク，復帰に 3 週間以上かかる足関節捻挫の既往，ポジションが FW である頻度が有意に高く，Jones 骨折既往足と蹴り足，軸足の関係性はみられなかった．また，Jones 骨折既往群はコントロール群と比較して有意に下腿前傾角度，前足部角度が小さく，LHA 非荷重位が大きかったということが分かった．

研究 2 では，サイドカッティングにおいて足底内側部の最大接触圧が大きく，母趾部で最大接触圧が計測された時点が有意に遅かった．クロスオーバーステップでは足底外側部の最大接触圧が大きく，足趾外側部で最大接触圧が計測された時点が有意に遅かった．また，非荷重位アライメントが内反を示しているほど足底各区分の接触圧が大きくなる傾向が見られた．特に，非荷重位での後足部の内反は足趾外側部への接触圧増大，前足部の内反は後足部の最大接触圧・荷重の前方への移動速度の増大に関与していることが明らかとなった．

先行研究では，Jones 骨折の発生要因に関する研究は散見されるが決定的な要因は未だに明らかとなっていない．研究 1，2 から，非荷重位で前足部，後足部の内反傾向が Jones 骨折発生の一因となり得るのではないかと考えられる．その理由として，研究 1 で Jones 骨折既往群が非荷重位で後足部内反傾向であった事，研究 2 の非荷重位での後足部の内反は足趾外側部への接触圧増大，前足部の内反は後足部の最大接触圧・荷重の前方への移動速度の増大させた事が挙げられる．歩行中の第 5 中

足骨への歪みを計測した先行研究では，第５中足骨の歪みは２峰性のグラフを示し[51]，第５中足骨の歪みが最大を示したのは接地後の最大背屈から踵離地が起こる立脚期40%付近と立脚終期である立脚期80%付近であったと報告している（図26）．また，異なる内反角度で足部の着地動作をシミュレーションした研究では，内反0°，内反10°と比較して，内反20°でのシミュレーションで有意に第５中足骨基部への応力が大きかったとしている[47]．一方で，Sunらは異なるアーチ高を持つ足部モデルから静止立位時の中足骨の応力を計測し，アーチの高さは立位時の第５中足骨の応力に影響を与えないと報告した[52]．このことから，第５中足骨への応力は踵離地と内反が組み合わさる事で高くなり，足底全体で接地している場合の応力は低いと推察する事ができる．また，本研究において，前足部角度は後足部の接触圧と関連が見られた事，Monaghanらの前足部角度は接地時の足部キネマティクスを予測する[32]という報告から，接地時においては前足部角度が衝撃を吸収する後足部との関連性が強い可能性がある．一方で，後足部アライメントと足趾部の接触圧に関連が見られた事から，踵部離地後は後足部アライメントが足趾部への影響が強いと考えられる．Donahueらの研究から，第５中足骨の最大応力が立脚期40%と80%で見られたことを考えると立脚期40%では非荷重位での前足部内反の影響，立脚期80%には非荷重位での後足部内反の影響が強いと推察でき，前足部・後足部角度それぞれが違うメカニズムで第５中足骨へ負荷を与えていることが考えられる．

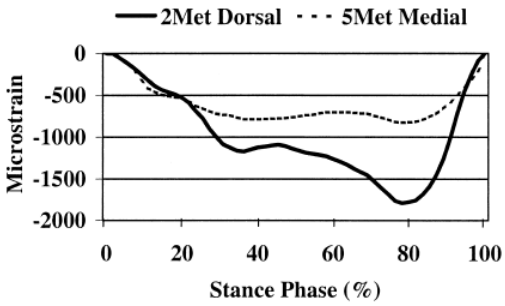


図 26：歩行中の第 2，5 中足骨の歪み（点線が第 5 中足骨）[51]より引用

研究 1 で得られた Jones 骨折既往群の前足部角度は小さく，後足部角度は大きいという結果は Jones 骨折受傷後のリハビリテーションの影響によるアライメント変化であると推察する．外側に荷重しない歩行練習や腓骨筋トレーニングによって中足部・前足部は外反方向へ誘導するリハビリテーションを行うが[53]，後足部については外反方向へ誘導する筋が無いため後足部のみ内反アライメントと呈していた可能性がある．

研究 2 においてクロスオーバーステップ方向の動作が有意に足底外側部へ接触圧が大きかったことと，研究 1 の Jones 骨折受傷に関するアンケート調査によってクロスオーバーステップが Jones 骨折の一要因となり得ると考えられる．

本研究にて，Jones 骨折と関連の深い可能性の高い項目を抽出し，Jones 骨折発生に関する基礎的な情報を収集した．しかし，本研究のみの情報では Jones 骨折発生要因について言及することは出来ない．今後は Jones 骨折発生の前向き研究，アライメントと動作のバイオメカニクス的研究，Jones 骨折受傷機転の解明，第 5 中足骨に負荷の高い動作の抽出などを行っていく事で，Jones 骨折の発生要因の解明・予防策の提案に繋がっていくと考える．

第 5 章　結語

本研究では，Jones 骨折の既往と個体要因，環境要因の関連及びカッティング方向及び足部アライメントが動作時の足底圧に与える影響を調査した．Jones 骨折にはスパイクのポイントの形状がブレードであること，重度の捻挫既往があること，ポジションが FW であること，前足部，後足部が内反傾向のアライメントであること，足底外側部へ負荷の高いクロスオーバーステップが関連している可能性が示唆された．

参考文献

1. 岩噌弘志; 特集アスリートの疲労骨折—なぜ発症するのか— 総説. 臨床スポーツ医学, 2010. **27**(4): p. 351-5.
2. 岩本潤, 竹田毅,松本秀男; 特集アスリートの疲労骨折—なぜ発症するのか— 疲労骨折研究の現状と進歩. 臨床スポーツ医学, 2010. **27**(4): p. 357-65.
3. 阿部均; 特集アスリートの疲労骨折—なぜ発症するのか— 下肢の疲労骨折. 臨床スポーツ医学, 2010. **27**(4): p. 423-7.
4. 戸祭正喜,田中寿一; 第5中足骨疲労骨折. 臨床スポーツ医学, 2003. **20**: p. 178-183.
5. 高澤晴夫, 中村光孝, 深. 茂,森井一弘; Jones骨折. 臨床スポーツ医学, 1993. **10**(8): p. 911-916.
6. 透, 奥.; 平成23年度 日本体育協会スポーツ医・科学研究報告Ⅱ. 日本におけるスポーツ外傷サーベイランスシステムの構築−第2報−, ed. 福. 徹. Vol. 2. 2012: 公益財団法人 日本体育協会. p.9.
7. 武藤芳照, 伊藤晴夫,片山直樹; スポーツと疲労骨折 1990: 南江堂. p.1-13,73-83.
8. 酒井昭典; 特集アスリートの疲労骨折—なぜ発症するのか— 疲労骨折発生のメカニズム. 臨床スポーツ医学, 2010. **27**(4): p. 367-73.
9. Jones, R.; Fracture of the base of the fifth metatarsal bone by indirect violence. Ann Surg, 1902. **35**: p. 697-700.
10. DeLee, J.C., J.P. Evans,J. Julian; Stress fracture of the fifth metatarsal. Am J Sports Med, 1983. **11**(5): p. 349-53.
11. Hulkko, A., S. Orava,P. Nikula; Stress fracture of the fifth

metatarsal in athletes. Ann Chir Gynaecol, 1985. **74**(5): p. 233-8.

12. Torg, J.S., F.C. Balduini, R.R. Zelko, H. Pavlov, T.C. Peff,M. Das; Fractures of the base of the fifth metatarsal distal to the tuberosity. Classification and guidelines for non-surgical and surgical management. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(2): p. 209-14.
13. Lawrence, S.J.,M.J. Botte; Jones' fractures and related fractures of the proximal fifth metatarsal. Foot Ankle, 1993. **14**(6): p. 358-65.
14. Smith, J.W., S.P. Arnoczky,A. Hersh; The intraosseous blood supply of the fifth metatarsal: implications for proximal fracture healing. Foot Ankle, 1992. **13**(3): p. 143-52.
15. Ekstrand, J.,M.K. Torstveit; Stress fractures in elite male football players. Scand J Med Sci Sports, 2012. **22**(3): p. 341-6.
16. Josefsson, P.O., M. Karlsson, I. Redlund-Johnell,B. Wendeberg; Jones fracture. Surgical versus nonsurgical treatment. Clin Orthop Relat Res, 1994(299): p. 252-5.
17. Lee, K.T., Y.U. Park, K.W. Young, J.S. Kim,J.B. Kim; The plantar gap: another prognostic factor for fifth metatarsal stress fracture. Am J Sports Med, 2011. **39**(10): p. 2206-11.
18. Chuckpaiwong, B., R.M. Queen, M.E. Easley,J.A. Nunley; Distinguishing Jones and proximal diaphyseal fractures of the fifth metatarsal. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(8): p. 1966-70.
19. Mologne, T.S., J.M. Lundeen, M.F. Clapper,T.J. O'Brien; Early screw fixation versus casting in the treatment of acute Jones fractures. Am J Sports Med, 2005. **33**(7): p. 970-5.
20. 鈴川仁人; 第5中足骨疲労骨折予防のためのトレーニング法. 臨床ス

ポーツ医学, 2008. **25**: p. 303-10.

21. 藤高紘平, 仲., 大槻伸吾,藤竹俊輔,来田晃幸,岸本恵一,橋本雅至,大久保衞; 大学サッカー選手の第 5 中距骨疲労骨折における発生因子の検討. 日本臨床スポーツ医学会誌, 2012. **20**(3).
22. Lee, K.T., K.C. Kim, Y.U. Park, T.W. Kim,Y.K. Lee; Radiographic evaluation of foot structure following fifth metatarsal stress fracture. Foot Ankle Int, 2011. **32**(8): p. 796-801.
23. Raikin, S.M., N. Slenker,B. Ratigan; The association of a varus hindfoot and fracture of the fifth metatarsal metaphyseal-diaphyseal junction: the Jones fracture. Am J Sports Med, 2008. **36**(7): p. 1367-72.
24. Williams, D.S., 3rd, I.S. McClay,J. Hamill; Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. **16**(4): p. 341-7.
25. Hetsroni, I., M. Nyska, D. Ben-Sira, G. Mann, O. Segal, G. Maoz,M. Ayalon; Analysis of foot structure in athletes sustaining proximal fifth metatarsal stress fracture. Foot Ankle Int, 2010. **31**(3): p. 203-11.
26. Konor, M.M., S. Morton, J.M. Eckerson,T.L. Grindstaff; Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. Int J Sports Phys Ther, 2012. **7**(3): p. 279-87.
27. 伊藤浩充, 若狭真妃, 杉山幸一,小野玲; 男子サッカー選手のシンスプリントに関わる下腿・足部の発生因子. 神大保健紀要, 2005. **21**: p. 1-9.
28. Cobb, S.C., C.R. James, M. Hjertstedt,J. Kruk; A digital photographic measurement method for quantifying foot posture:

validity, reliability, and descriptive data. J Athl Train, 2011. **46**(1): p. 20-30.

29. 三秋泰一,加藤逸平; アーチ高率の違いによる内外側方向における足圧中心位置の検討. 理学療法科学, 2007. **22**(3): p. 409-412.
30. Macrum, E., D.R. Bell, M. Boling, M. Lewek,D. Padua; Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. J Sport Rehabil, 2012. **21**(2): p. 144-50.
31. Wong, L., A. Hunt, J. Burns,J. Crosbie; Effect of foot morphology on center-of-pressure excursion during barefoot walking. J Am Podiatr Med Assoc, 2008. **98**(2): p. 112-7.
32. Monaghan, G.M., C.L. Lewis, W.H. Hsu, E. Saltzman, J. Hamill,K.G. Holt; Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. Gait Posture, 2013. **38**(1): p. 8-13.
33. 河野一朗, 福林徹, 鹿倉二郎,片寄正樹; 第5巻 検査・測定と評価. 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 2013: 文光堂. p.33.
34. Queen, R.M., B.L. Charnock, W.E. Garrett, Jr., W.M. Hardaker, E.L. Sims,C.T. Moorman, 3rd; A comparison of cleat types during two football-specific tasks on FieldTurf. Br J Sports Med, 2008. **42**(4): p. 278-84; discussion 284.
35. Torg, J.S.,T. Quedenfeld; Effect of shoe type and cleat length on incidence and severity of knee injuries among high school football players. Res Q, 1971. **42**(2): p. 203-11.
36. Katis, A.,E. Kellis; Three-dimensional kinematics and ground reaction forces during the instep and outstep soccer kicks in

pubertal players. J Sports Sci, 2010. **28**(11): p. 1233-41.

37. Morrison, K.E., D.J. Hudson, I.S. Davis, J.G. Richards, T.D. Royer, T.A. Dierks,T.W. Kaminski; Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. Foot Ankle Int, 2010. **31**(11): p. 994-1000.
38. 小林匠, 吉田昌弘,蒲田和芳; 足関節捻挫の既往歴,足関節機能,スポーツパフォーマンスの関連性. 日本臨床スポーツ医学会誌, 2013. **21**(1): p. 112-8.
39. 河野一朗, 福林徹, 鹿倉二郎,片寄正樹; 第 3巻 スポーツ外傷・障害の基礎知識. 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 2013: 文光堂. p.130-3.
40. Dellal, A., D. Wong, W. Moalla,K. Chamari; Physical and technical activity of soccer players in the French First League - with special reference to their playing position. International Sportmed Journal, 2010. **11**(2): p. 278-290.
41. Orendurff, M.S., E.S. Rohr, A.D. Segal, J.W. Medley, J.R. Green, 3rd,N.J. Kadel; Biomechanical analysis of stresses to the fifth metatarsal bone during sports maneuvers: implications for fifth metatarsal fractures. Phys Sportsmed, 2009. **37**(2): p. 87-92.
42. Fong, C.M., J.T. Blackburn, M.F. Norcross, M. McGrath,D.A. Padua; Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. J Athl Train, 2011. **46**(1): p. 5-10.
43. 裕太, 越., 山. 正紀, 瀬. 美香,武. 直樹; 足関節背屈可動域と方向転換動作の足関節背屈・内反, 足部方向角度との関係性. 体力科学, 2012. **61**(5): p. 487-93.

44. Teyhen, D.S., B.E. Stoltenberg, T.G. Eckard, P.M. Doyle, D.M. Boland, J.J. Feldtmann, T.G. McPoil, D.S. Christie, J.M. Molloy,S.L. Goffar; Static foot posture associated with dynamic plantar pressure parameters. J Orthop Sports Phys Ther, 2011. **41**(2): p. 100-7.
45. Queen, R.M., B.B. Haynes, W.M. Hardaker,W.E. Garrett, Jr.; Forefoot loading during 3 athletic tasks. Am J Sports Med, 2007. **35**(4): p. 630-6.
46. Teyhen, D.S., B.E. Stoltenberg, K.M. Collinsworth, C.L. Giesel, D.G. Williams, C.H. Kardouni, J.M. Molloy, S.L. Goffar, D.S. Christie,T. McPoil; Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009. **24**(4): p. 391-6.
47. Gu, Y.D., X.J. Ren, J.S. Li, M.J. Lake, Q.Y. Zhang,Y.J. Zeng; Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles using the finite element method. Int Orthop, 2010. **34**(5): p. 669-76.
48. Jenkyn, T.R., R. Shultz, J.R. Giffin,T.B. Birmingham; A comparison of subtalar joint motion during anticipated medial cutting turns and level walking using a multi-segment foot model. Gait Posture, 2010. **31**(2): p. 153-8.
49. 山口光國, 福井勉,入谷誠; 結果の出せる整形外科理学療法. メディカルビュー社 2009. p.191-3.
50. Chuckpaiwong, B., J.A. Nunley, N.A. Mall,R.M. Queen; The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. Gait Posture, 2008. **28**(3): p. 405-11.

51. Donahue, S.W., N.A. Sharkey, K.A. Modanlou, L.N. Sequeira,R.B. Martin; Bone strain and microcracks at stress fracture sites in human metatarsals. Bone, 2000. **27**(6): p. 827-33.
52. Sun, P.C., S.L. Shih, Y.L. Chen, Y.C. Hsu, R.C. Yang,C.S. Chen; Biomechanical analysis of foot with different foot arch heights: a finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2012. **15**(6): p. 563-9.
53. 福林徹; アスレティックリハビリテーションガイド 2008: 文光堂. p.276-7.

謝辞

本論文を作成するにあたり，多忙な中，熱心なご指導，ご鞭撻を賜りました
福林徹教授に厚く御礼を申し上げます．また，快く副査を引き受けて下さりご指導を賜りました鳥居俊准教授，広瀬統一准教授に心より感謝申し上げます．

また，本研究を行うにあたり，お忙しい中終始たくさんの助言をくださり測定の検者を快く引き受けて下さった深野真子先生，実験・論文作成のアドバイス下さった干場拓真さんをはじめとするスポーツ外科学研究室の皆様，また，被験者を引き受けてくださった関東大学サッカー連盟加入選手の皆様，Jリーガーの皆様，共に修士課程2年間を過ごした同期の皆様，支えて下さった友人と家族に感謝の意を述べさせて頂き，本論文の謝辞とさせていただきます．

本論文の作製にあたり，支えて下さったすべての皆様に心より御礼申し上げます．誠にありがとうございました．