

2009年度 修士論文

**Jones 骨折既往のあるサッカー選手における
カッティング動作に関する研究**

A Study of cutting maneuvers in football players
with the history of Jones fracture

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 スポーツ外科学研究領域

5008A054 - 1

松田 拓也

Matsuda, Takuya

研究指導教員： 福林 徹 教授

目 次

第 1 章 緒言

1. 序論.....	1
2. Jones 骨折について.....	2-3
3. Jones 骨折発生因子.....	3-4
4. カutting動作に関する研究.....	5-6
5. 研究目的.....	7

第 2 章 実験 1

1. 目的.....	8
2. 方法.....	9-13
3. 結果.....	14-19
4. 考察.....	20-22

第 3 章 実験 2

1. 目的.....	23
2. 方法.....	24-26
3. 結果.....	27-28
4. 考察.....	29-30

第 4 章 実験 3

1. 目的.....	31
2. 方法.....	32-36
3. 結果.....	37-43
4. 考察.....	44-47

第 5 章 総合考察.....48-49

第 6 章 結語.....50

参考文献.....51-54

謝辞.....55

第1章 緒言

1. 序論

サッカーは全世界で2億4千万人以上の競技人口を誇る世界的に最も人気のあるスポーツである。しかしながら、サッカーはバスケットボール、ハンドボール、ラグビー、フィールドホッケー、バレーボール、柔道、ボクシングなどといった他のスポーツと比較して、より高い傷害発生率を示す。サッカーではランニング・ストップ・ジャンプ・カッティングなどといった動作に加え、ボールを止める・蹴るという競技特性から下肢の傷害が多く発生する。トップレベルのサッカー選手における傷害発生率は6-9 回/1000 hであり、練習中の傷害発生は3-5 回/1000 h、試合では24-30 回/1000 hと試合における傷害が多いとの報告がされている[8]。傷害発生メカニズムとしては contact (~ 40%) よりも non-contact (~ 60%) による発生が多く[30]、疲労骨折や overload injury はサッカー選手にとって共通の問題となる。特に、他の競技と比較して足部へ繰り返し過大な負荷が生じることから、中足骨疲労骨折のような問題が多く発生する[11,20]。1994 年 World Cup に出場したアメリカナショナルチームではメンバー24 人中 9 人に足部の疲労骨折があったとの報告がなされている[15]。

スポーツにおける疲労骨折は、overuse injury 全体の約 10%を占め[17,22]、下腿以下での発生が 80%以上である。脛骨、腓骨、中足骨での発生が多く、踵骨、舟状骨、基節骨、種子骨にも発生する。好発部位は脛骨では骨幹近位・遠位端、内果で、腓骨では骨幹近位・遠位端である。中足骨の疲労骨折は第2、第3中足骨に生じる行軍骨折や第5中足骨に生じる Jones 骨折が代表的である。下腿、第2、第3中足骨の疲労骨折は陸上競技者に多く発生するが、Jones 骨折はその競技特性からサッカーにおいて多く発生する。

2. Jones 骨折について

第5中足骨骨折は1902年 Sir Robert Jones により報告され[13] Dameron, Lawrence, Quill[13]は骨折部位により「結節部剥離骨折 (Zone 1)」、「Jones 骨折 (Zone 2)」、「近位骨幹部骨折 (Zone 3)」の3つのタイプに分類した (Figure 1-1)。

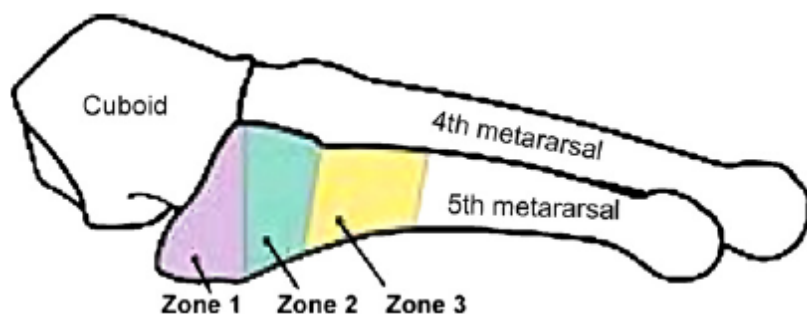


Figure 1-1 . Classification in zones (Dameron, Lawrence and Quill)[34]

しかし、Jones骨折と近位骨幹部骨折は解剖学的にその鑑別が困難であり、先行研究ではこの2つの骨折部位の違いによる治療方法、臨床結果に差異はないことから、これらを分類する必要はないとの報告がされている[5]。結節部剥離骨折は保存療法による治療が選択され、比較的良好な骨癒合が得られるが、Jones骨折が生じる部位は血液の供給が乏しいため、遷延治癒、偽関節となり、治療に難渋することが多く、手術療法が推奨される。本邦における第5中足骨骨折の解釈でも比較的良好な骨癒合の良好な結節部剥離骨折と難治性骨折とされる近位骨幹部骨折に分けられ、後者をJones骨折と呼ぶ場合が多い[28]。Jones骨折は1984年Torgによって3つのタイプに分類され、この分類は現在においてもJones骨折治療法を決定する上での基準として広く使用されている。その分類によるとType Ⅰは骨折線が狭く髄質内骨硬化が認められない状態、Type Ⅱは骨折線が広がり髄質内骨硬化が認められる状態、Type Ⅲは皮質骨による髄管の完全な閉塞が認められる状態である[29]。一般的にType Ⅰ・Type Ⅱは保存療法、Type Ⅲでは手術療法が選択される。急性期のJones骨折に対する治療効果を比較した報告によると、ギプス固定を行ったグループでは18例中8例

(44%, 5例:偽関節, 1例:遷延治癒, 2例:再骨折)は成績不良であったのに対し,手術グループでは19例中18例(95%)に良好な成績が得られた.また,スポーツ復帰に関してはギプス固定グループでは14-15週を要したのに対し,手術グループでは7.5-8.0週で骨癒合が得られスポーツ復帰を果たした[18].このことから,スポーツ競技者においては手術療法を選択することが望ましい.

3. Jones骨折発生因子

疲労骨折の発生には 内因的要因(骨密度, 骨の形状, 骨格アライメント, 身体の大きさや構成) 生理的要因(骨交代, 筋柔軟性と関節可動域, 筋力と筋持久性) ホルモンの要因(性ホルモン, 初経年齢, その他のホルモン) 栄養的要因(カルシウム摂取量, カロリー摂取量・摂取障害, 栄養素欠乏) トレーニング要因(体力, 量, ペース, 強度, 回復期間) 外因的要因(グラウンドなどsurface, シューズ・インソール・装具, 外力) その他の要因(遺伝的要因, 心理的特性)と多くの要因がリスクとして挙げられる[3]. これらの様々な危険因子が関与することで疲労骨折が発生する(Figure 1-2).

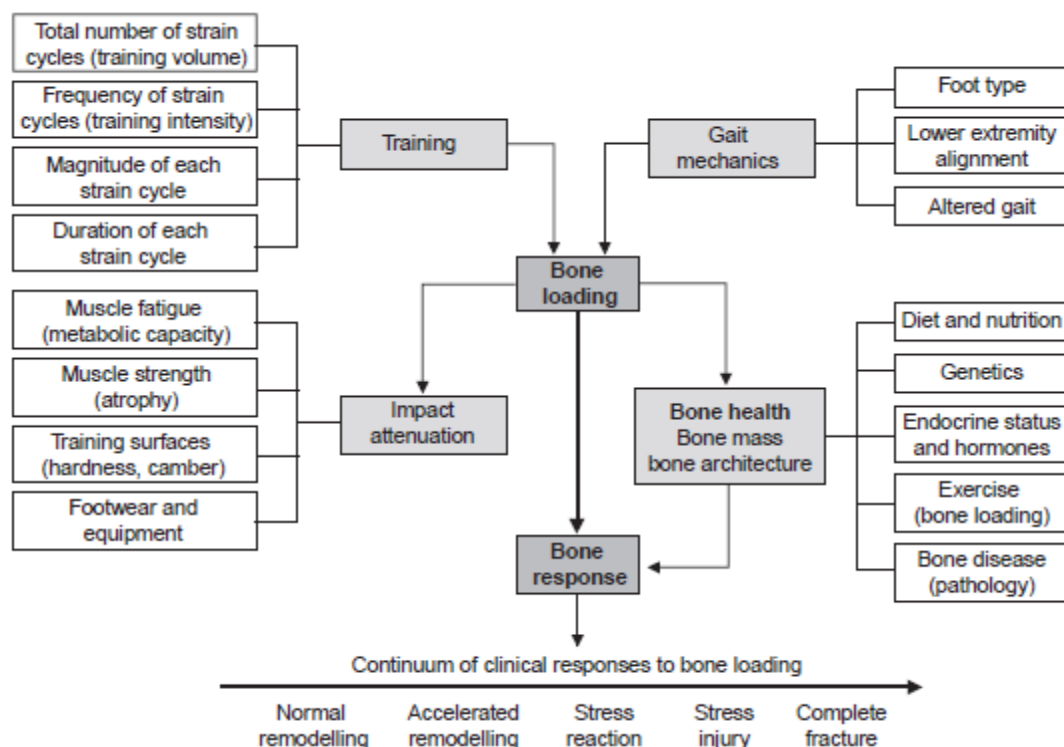


Figure 1-2 . The contribution of risk factors to stress fracture pathogenesis.[3]

Jones骨折に着目して発生要因を考えると、内因的・生理的要因として下肢のアライメント（内反膝，回外足・内反足），下肢関節機能（股関節外転外旋機能不全，足関節外側支持機構の破綻，足関節底背屈機能不全），外因的要因としてはシューズ（ヒールカウンター・足底外側の摩耗，ポイントの位置・形状・高さ・摩耗），グラウンド（コディション不良，surfaceの種類）があげられる．さらに，動作的要因も考えられ，ストップ・サイドステップにおける足部外側荷重パターン，カッティングにおける小趾側ターンは第5中足骨へのストレスとなりJones骨折発生に関与している[28] .以上のことからポイントのついたシューズを履き，繰り返しカッティング動作を行うサッカーではJones骨折発生リスクが高いといえる．

4. カッティング動作に関する研究

健康なアスリートに対するカッティング動作中の足底圧分布に関する研究は数多く行われている。Eils ら[5]はランニングとサッカー特有のカッティング動作、加速動作、キック動作の足底圧分布を比較し、カッティング動作では踵内側、前足部内側、母趾、加速といった足部内側での足底圧が高いことを報告した。Wong P ら[32]はランニング、サイドカット動作、45 deg のカッティング動作、ジャンプ着地における足底圧を比較し、Eils らと同様カッティング動作では足部内側での足底圧が高いことを報告した。また、Queen R M ら[24]はサイドカット動作、クロスオーバー動作、加速動作における足底圧分布を比較し、サイドカット動作では Eils, Wong P らと同様に足部内側での足底圧が高くなることを示したが、クロスオーバー動作では前足部外側での足底圧が高いことを報告した。これらから 45 deg のカッティングやサイドカットといった浅い角度におけるカッティング動作では足部内側での足底圧が高くなり、クロスオーバーのような深い角度でのカッティング動作においては足部外側での足底圧が高くなることが推測される。ポイントの異なるシューズを使用したカッティング動作に関する研究では、Queen R M ら[23]はブレード型ポイントのシューズ、2 種類の形状の異なる丸型ポイントのシューズ、トレーニングシューズによるサイドカット動作とクロスカット動作の比較を行った。サイドカット動作、クロスカット動作ともに足底圧はトレーニングシューズと比較し、他の 3 足で有意に高くなることを示したが、ブレード型ポイントのシューズと丸型ポイントのシューズ間での有意差は認められなかった。Smis E L ら[27]はサッカー特有のサイドカット動作、クロスオーバー動作、加速動作において足底にかかる負荷を性差により比較した。その結果、男性では前足部・中足部外側にかかる負荷が女性と比較し高いことを示した。この結果から男性サッカー選手における Jones 骨折発生リスクが高いことが推測される。

カッティング動作中の筋活動に関する研究では、Neptune ら[19]はサイドカット動作、V-cut 動作中の筋活動について報告している。これによると、両動作での筋活動は類似しており、最初に股関節、膝関節伸筋群が着地時の減速に機能して活動を始め、足尖離地時

には推進力として機能する．股関節外転，内転筋群の活動は主に股関節の安定性に関与している．足関節底屈筋群の活動は足尖離地時の推進力を与え，腓腹筋はさらに接地時の衝撃緩衝にも関与する．前脛骨筋の機能は両動作間で異なり，サイドカット動作では次のステップに向けた準備として足尖離地後に足部を背屈，回外せるために機能する．V-cut 動作では接地前の背屈に機能し，着地における踵接地，立脚時の足関節安定性に関与する．傷害に関与したカッティング動作の研究では膝前十字靱帯損傷や足関節捻挫に関連した研究は数多く行われているが，Jones 骨折に関連した研究は行われていないのが現状である．

5. 研究目的

サッカーでは下肢の傷害発生が多く、疲労骨折や overload injury はサッカー選手にとって共通の問題となる。特に、足部へ繰り返しの過大な負荷が生じることから中足骨疲労骨折のような問題が多く発生する[11,20]。足部に発生する疲労骨折の中でも Jones 骨折はその競技特性からサッカーに多く、その予後は遷延治癒、偽関節となり、治療に難渋することが多い。そのため、サッカー選手にとって Jones 骨折は大きな問題となり、予防が重要である。Jones 骨折発生には内因的要因・生理的要因・外因的要因・動作要因といった様々なリスクがあり、Jones 骨折を引き起こすリスクに関する詳細な解析の必要性が考えられる。

これまで健康なアスリートに対するランニング動作、カッティング動作の特徴や前十字靱帯損傷や足関節捻挫といった傷害に着目した動作の特徴に関する研究は多くみられるが、Jones 骨折既往のある選手のカッティング動作に関して研究した報告はみられない。

そこで本研究では Jones 骨折既往のある選手と既往のない選手のカッティング動作における特徴を明らかにすることを目的に以下の実験を行った。

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手におけるカッティング動作の特徴を足底圧分布、筋活動、床反力（Ground Reaction Force：GRF）の点から検討。

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手における加速動作の特徴をポイントが異なるシューズを用いて足底圧分布の点から検討。

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手におけるカッティング動作の特徴をポイントが異なるシューズを用いて足底圧分布、足関節背屈角度変位、重心変位の点から検討。

本研究により Jones 骨折既往のある選手におけるカッティング動作時の特徴を明らかにし、Jones 骨折既往のある選手の動作における基礎データを収集する。

第 2 章

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手におけるカッティング動作の特徴

1. 目的

Jones 骨折は中足骨に底側，外側からの応力が加わると，靱帯や腱の付着する近位部のすぐ遠位にひずみが生じ，これの繰り返しのよって骨折が生じる．下肢筋機能面からは荷重位で下肢外側全体の支持機構となる中殿筋の機能不全は結果的に足部外側への負荷を増大させる．また，足関節外側支持機構の破綻は足関節，足部の内反傾向を助長し，外側荷重を招きやすい[28]．

このことから Jones 骨折既往のあるサッカー選手ではカッティング動作において健常サッカー選手とは異なる特徴があると考えられる．そこで本研究では Jones 骨折既往のある大学サッカー選手におけるカッティング動作中の特徴を足底圧分布，筋活動，GRF の点から検討することを目的とする．

2．方法

2-1．対象

Jones 骨折既往のある男子大学サッカー選手 4 名（Jones），既往のない男子大学サッカー選手 4 名（Control）の計 8 名を対象とした（Table 2-1）。被験者は現在，下肢に重篤な疾患を有していないものとする。

Table2-1．Physical characteristics of subjects (mean $\pm$ SD)

	age(yrs)	height(cm)	weight(kg)	% body fat(%)
Jones	20.5 $\pm$ 0.6	179.5 $\pm$ 6.0	74.4 $\pm$ 6.6	11.1 $\pm$ 2.1
Control	21.0 $\pm$ 0.0	173.0 $\pm$ 4.2	64.6 $\pm$ 6.5	9.6 $\pm$ 3.8

被験者には事前に実験の主旨を説明し，十分な理解を得たうえで本研究の参加の同意を得た。また，本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て行った。

2-2．測定方法

測定は早稲田大学東伏見キャンパス体育棟 45-2 208 号室にて行った。実験試技は 4 種類の角度（45 deg，90 deg，135 deg，180 deg）におけるカッティング動作を裸足にて実施した。カッティング動作は各角度 3 回ずつ実施した。被験者は 4m の助走の後，床に埋め込まれた床反力計（KISTLER 社製）上で各方向へのカッティングを行うよう指示した（Figure 2-1）。測定前には十分なウォーミングアップを行い，運動を習熟してもらうために実験試技の練習を行った。カッティング角度はランダムに指示し，動作間には十分な休息を入れた。また，助走速度は任意としたができるだけ最大速度で行うよう指示した。

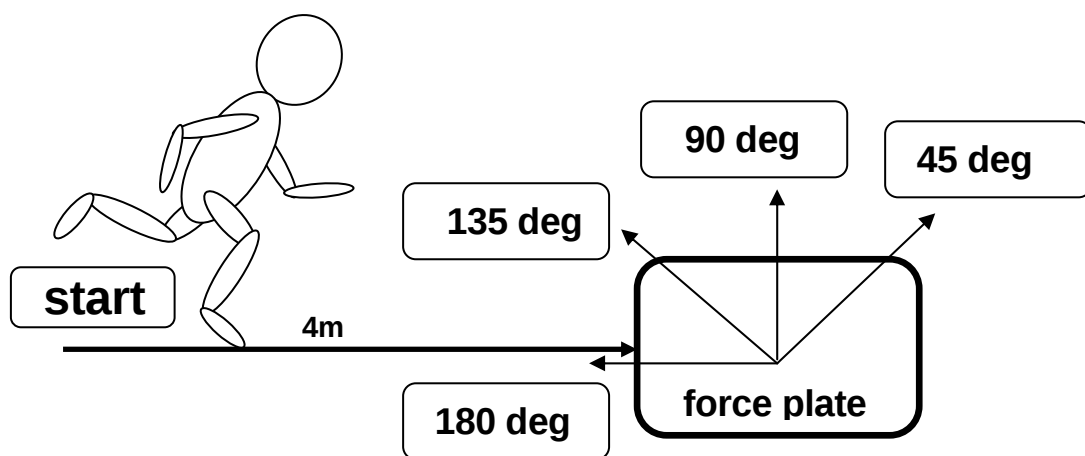


Figure 2-1 . Cutting maneuver

2-3 . 足底圧

足底圧分布の測定には F-scan® MOBILE (Teckscan) (Figure 2-2) を用いた . サンプル周波数は 200Hz とした . センサーシート (Figure 2-3) を被験者の足長 , 足幅に合わせて切り取り足底に貼付した . 足底は hallux (H) , lesser toes (LT) , medial forefoot (MF) , middle forefoot (MDF) , lateral forefoot (LFF) , medial midfoot (MMF) , lateral midfoot (LM) , medial heel (MH) , lateral heel (LH) の 9 領域に分け (Figure 2-4) , 動作中の足底圧を記録した .



Figure 2-2 . F-scan® MOBILE



Figure 2-3 . Sensor sheet

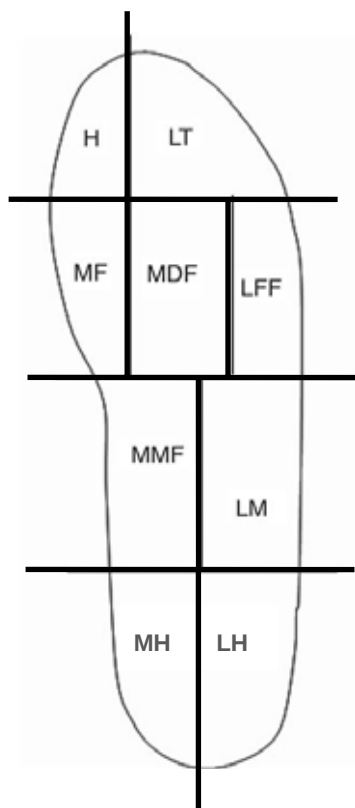


Figure 2-4 . The regions of the foot

Definitions of the regions: medial heel (MH), (L: 0% to 30%; W: 0% to 60%); lateral heel (LH), (L: 0% to 30%; W: 60% to 100%); medial midfoot (MMF) , (L: 30% to 60%; W: 0% to 60%); lateral midfoot (LM), (L: 30% to 60%; W: 60% to 100%); medial forefoot (MF), (L: 60% to 80%; W: 0% to 33%); middle forefoot (MDF), (L: 60% to 80%; W: 33% to 67%); lateral forefoot (LFF), (L: 60% to 80%; W: 67% to 100%); hallux (H), (L: 80% to 100%; W: 0% to 33%); lesser toes (LT), (L: 80% to 100%; W: 33% to 100%). The

percentages are of the length (L) and width (W) of the insole isolated for each region, where L = 0% is the rear of the foot and W = 0% is the inside of the foot.

2-4 . 筋電図 , GRF

筋電位測定には表面筋電計ME6000 (Mega Electronics Ltd) を用い , アナログ出力用アダプタ (Mega Electronics Ltd) を経由し , A/D変換機 (Power Lab, AD Instruments 社製) を通してパーソナルコンピュータに記録した . また , 同時にカッティング動作中の床反力計からのGRFもパーソナルコンピュータに記録した (Figure 2-5) . サンプルング周波数は1000Hzとした . 筋電図信号は大殿筋 (Gluteus Maximus : GMAX) , 中殿筋 (Gluteus Medius : GM) , 内転筋 (Adductor : Add) , 内側腓腹筋 (Medial Gastrocnemius : GASmed) , 長腓骨筋 (Peroneus Longus : PL) , 前脛骨筋 (Tibialis Anterior : TA) より直径10 mm の銀-塩化銀電極 (Blue Sensor M, Anbu) を用いて電極間距離30 mm にて双極導出した . 尚 , アース電極としてさらにもう一つの電極を二つの電極の間に貼付した .

電極貼付位置はGMAXは大転子と仙骨を結んだ中点，GMは腸骨稜の中点より2.5cm遠位部，Addは恥骨結節から4横指遠位部，GASmedは腓腹筋内側頭の膝窩皮線より5 横指遠位部，PLは腓骨頭より3横指遠位部，TAは脛骨粗面より4横指遠位部とした[6]．

電極貼付前にアルコール綿で脱脂し，電極貼付部における皮膚電気抵抗を軽減した．また，モーションアーチファクトによるノイズの混入を最小限とするために，伸縮性テープを用いて電極ケーブルを皮膚上に固定した．

筋電図を正規化するために，各被験者の各筋等尺性最大随意収縮（maximum volunteer contraction：MVC）時の筋活動を記録した．MVCは各筋5秒間行わせ，そのうち筋活動の安定した500msecを採用した．MVCの測定肢位は，GMAXは股関節約30 deg伸展位で検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．GMは側臥位にて股関節約30 deg外転位から検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．Addは側臥位にて股関節約10 deg内転位から検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．GASmedは立位にて足関節底屈させ，検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．PLは端座位にて足関節を外反させ，検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．TAは端座位にて足関節を背屈させ，検者が抵抗を加え，等尺性最大随意収縮を行わせた．

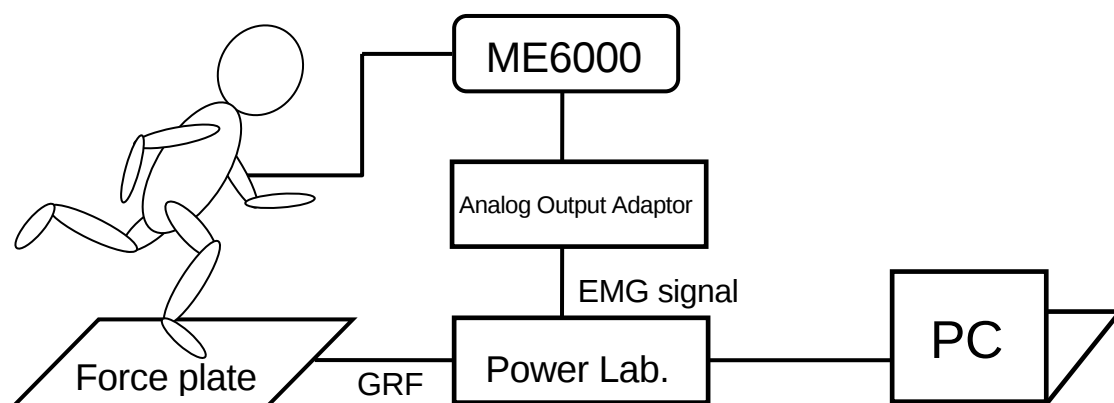


Figure 2-5 . Schematic representation of experimental set up for GRF and EMG activation during the cutting maneuver

2-5．データ解析

カッティング動作中経時的に記録された足底圧，筋活動，GRFは足底接地から離地までを比較検討した．

足底圧データは各領域における足底圧の合計をカッティング動作中に生じた全足底圧で除し，% plantar pressureとして算出した．

筋電図解析は専用ソフト（Chart 5.0 for Windows, AD Instruments, Japan）を用いて行った．フィルタ処理（Band-pass filter；30Hz-500Hz）後，筋ごとの絶対値化を行い，MVC時の信号で正規化し%MVCを算出した．そして，各試技のMean %MVCとして算出した．

GRFは前後方向，内外方向，鉛直方向それぞれを対象者の体重で正規化し，カッティング時の足底接地から離地までの接地フェイズ（stance phase）を1-100%とし，各試技のstance phaseを10分割した10%毎の各方向におけるMean GRFを算出した．

2-6．統計学的処理

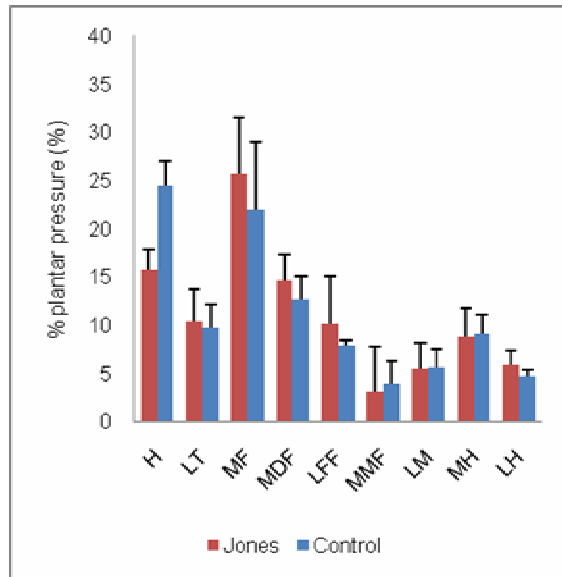
本研究は症例数が少ないため統計処理は行っていない．

3．結果

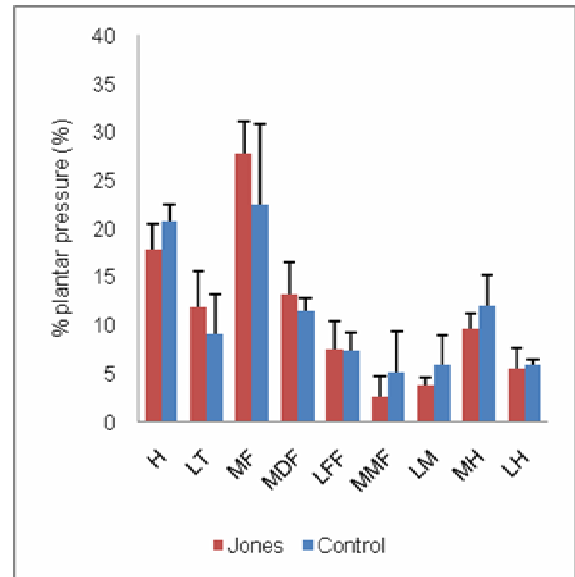
3-1．足底圧

カッピング動作中の%plantar pressureをFigure 2-6に示した．Jones群 ,Control群ともにカッピング動作では内側領域の足底圧が高い傾向がみられた．45 deg , 90 deg といった浅い角度のカッピングではJones群においてMFの足底圧が高い傾向がみられた (Figure 2-6(A)(B)) .135 deg ,180 degのような深い角度でのカッピング動作ではJones群においてMHでの足底圧が高い傾向がみられた (Figure 2-6(C)(D)) ．また , Jones群ではカッピング角度が大きくなるにつれMF , MHでの足底圧が高くなる傾向がみられた．各足底圧の実数値をTable2-2に示した．

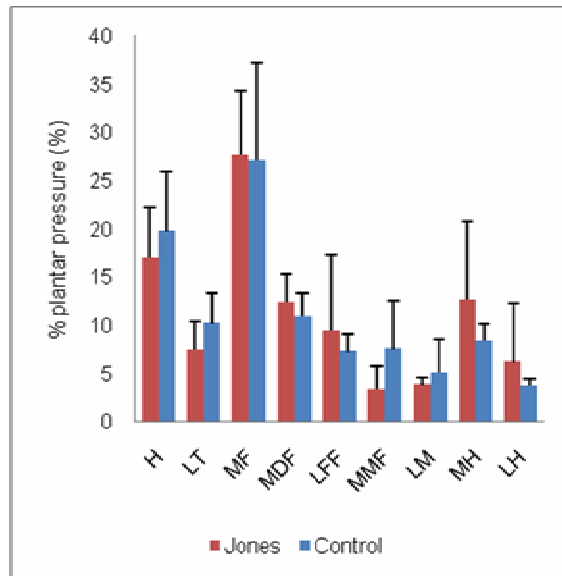
(A)



(B)



(C)



(D)

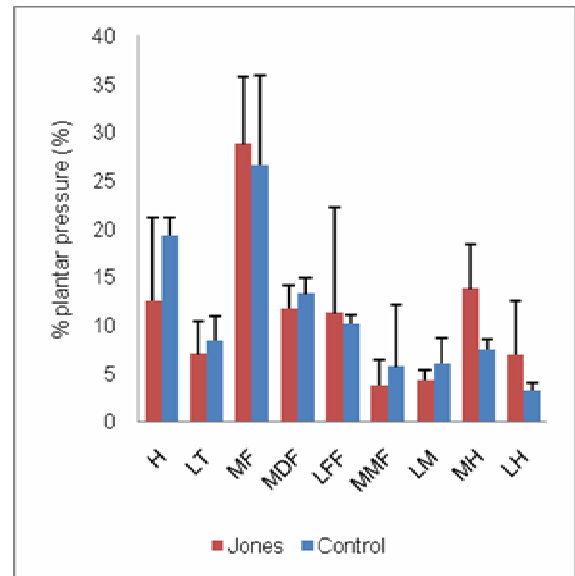


Figure 2-6 . % Plantar pressure of each cutting angle

(A) 45 deg cutting maneuver (B) 90 deg cutting maneuver

(C) 135 deg cutting maneuver (D) 180 deg cutting maneuver

H: Hallux, LT: lesser toes, MF: Medial Forefoot, MDF: Middle Forefoot

LFF: Lateral Forefoot, MFF: Medial midfoot, LM: Lateral Midfoot

MH: Medial Heel, LH: Lateral Heel

Table2-2 . % Plantar pressure of each cutting angle (mean $\pm$ SD)

(A)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	15.76 $\pm$ 2.16	10.38 $\pm$ 3.36	25.64 $\pm$ 5.84	14.72 $\pm$ 2.65	10.12 $\pm$ 4.87	3.11 $\pm$ 4.62	5.52 $\pm$ 2.64	8.88 $\pm$ 2.87	5.95 $\pm$ 1.36
Control	24.50 $\pm$ 2.43	9.69 $\pm$ 2.39	21.95 $\pm$ 6.97	12.72 $\pm$ 2.33	7.93 $\pm$ 0.49	3.88 $\pm$ 2.36	5.60 $\pm$ 1.95	9.08 $\pm$ 1.99	4.66 $\pm$ 0.77

(B)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	17.91 $\pm$ 2.66	11.85 $\pm$ 3.70	27.76 $\pm$ 3.36	13.28 $\pm$ 3.24	7.56 $\pm$ 2.82	2.59 $\pm$ 2.15	3.80 $\pm$ 0.79	9.68 $\pm$ 1.52	5.58 $\pm$ 2.13
Control	20.72 $\pm$ 1.84	9.05 $\pm$ 4.16	22.48 $\pm$ 8.31	11.43 $\pm$ 1.44	7.36 $\pm$ 1.81	5.14 $\pm$ 4.22	5.88 $\pm$ 3.06	12.04 $\pm$ 3.20	5.90 $\pm$ 0.55

(C)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	16.98 $\pm$ 5.18	7.49 $\pm$ 2.90	27.64 $\pm$ 6.59	12.41 $\pm$ 2.94	9.46 $\pm$ 7.85	3.36 $\pm$ 2.48	3.84 $\pm$ 0.68	12.61 $\pm$ 8.13	6.21 $\pm$ 6.11
Control	19.75 $\pm$ 6.21	10.19 $\pm$ 3.11	27.12 $\pm$ 10.09	10.90 $\pm$ 2.37	7.25 $\pm$ 1.78	7.53 $\pm$ 4.94	5.11 $\pm$ 3.45	8.40 $\pm$ 1.76	3.75 $\pm$ 0.63

(D)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	12.52 $\pm$ 8.64	7.01 $\pm$ 3.45	28.78 $\pm$ 7.02	11.69 $\pm$ 2.47	11.26 $\pm$ 11.00	3.72 $\pm$ 2.72	4.28 $\pm$ 1.03	13.78 $\pm$ 4.63	6.97 $\pm$ 5.53
Control	19.26 $\pm$ 1.95	8.38 $\pm$ 2.51	26.59 $\pm$ 9.24	13.26 $\pm$ 1.72	10.10 $\pm$ 0.99	5.66 $\pm$ 6.46	6.03 $\pm$ 2.71	7.48 $\pm$ 1.03	3.24 $\pm$ 0.84

(A) 45 deg cutting maneuver (B) 90 deg cutting maneuver

(C) 135 deg cutting maneuver (D) 180 deg cutting maneuver

H: Hallux, LT: lesser toes, MF: Medial Forefoot, MDF: Middle Forefoot

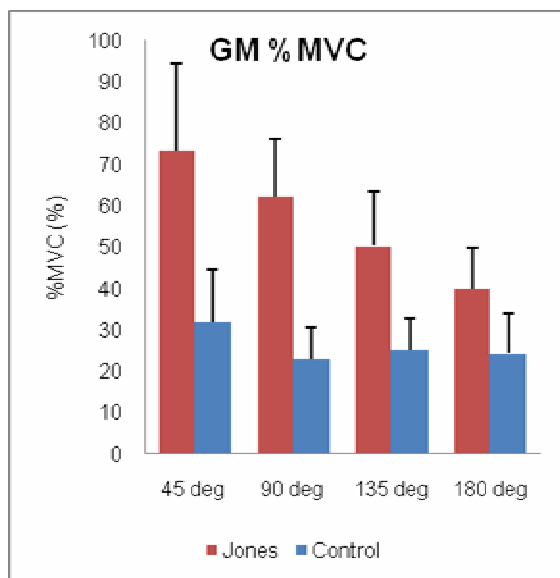
LFF: Lateral Forefoot, MFF: Medial midfoot, LM: Lateral Midfoot

MH: Medial Heel, LH: Lateral Heel

3-2．筋活動

Jones 群では Control 群と比較してどの角度においても GM の筋活動が大きく，PL の筋活動が小さい傾向にあった（Figure 2-7 (A)(B)）また，Jones 群ではカッティング角度が浅いほど GM，PL ともに筋活動量は大きくなる傾向があった．また，各筋の実数値を Table2-3 に示した．

(A)



(B)

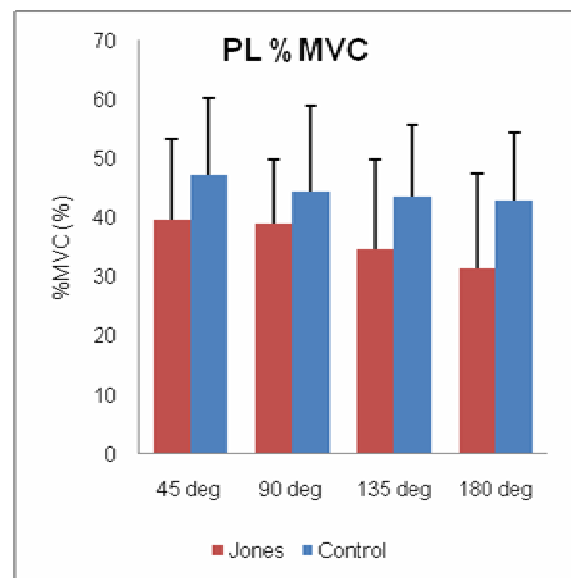


Figure 2-7．%MVC during of each cutting angle

(A) %MVC of Gluteus Medius

(B) %MVC of Peroneus longus

GM: Gluteus Medius, PL: Peroneus longus

Table2-3 . %MVC of each cutting angle (mean $\pm$ SD)

(A)

(%)	GMAX	GM	Add	TA	GASmed	PL
Jones	44.90 $\pm$ 28.38	73.41 $\pm$ 21.12	24.52 $\pm$ 11.63	17.00 $\pm$ 7.97	49.77 $\pm$ 23.86	39.59 $\pm$ 13.71
Control	38.65 $\pm$ 8.37	31.87 $\pm$ 12.72	20.26 $\pm$ 5.25	20.52 $\pm$ 8.39	50.42 $\pm$ 9.11	47.19 $\pm$ 13.10

(B)

(%)	GMAX	GM	Add	TA	GASmed	PL
Jones	34.77 $\pm$ 19.62	62.33 $\pm$ 13.80	31.58 $\pm$ 20.26	20.67 $\pm$ 5.69	46.27 $\pm$ 20.48	39.02 $\pm$ 10.81
Control	36.54 $\pm$ 6.66	22.79 $\pm$ 7.97	27.34 $\pm$ 11.90	23.15 $\pm$ 8.84	44.51 $\pm$ 10.74	44.51 $\pm$ 14.51

(C)

(%)	GMAX	GM	Add	TA	GASmed	PL
Jones	41.49 $\pm$ 20.25	50.53 $\pm$ 13.15	25.29 $\pm$ 16.13	17.32 $\pm$ 5.32	45.14 $\pm$ 21.40	34.58 $\pm$ 15.18
Control	38.54 $\pm$ 9.14	25.17 $\pm$ 7.64	21.51 $\pm$ 5.49	22.33 $\pm$ 9.24	46.67 $\pm$ 11.31	43.59 $\pm$ 12.15

(D)

(%)	GMAX	GM	Add	TA	GASmed	PL
Jones	36.14 $\pm$ 16.83	39.95 $\pm$ 9.83	24.14 $\pm$ 13.48	22.55 $\pm$ 8.92	44.13 $\pm$ 29.27	31.42 $\pm$ 16.05
Control	38.59 $\pm$ 5.09	24.30 $\pm$ 9.58	27.23 $\pm$ 11.31	20.10 $\pm$ 7.21	51.00 $\pm$ 9.64	42.93 $\pm$ 11.36

(A) 45 deg cutting maneuver (B) 90 deg cutting maneuver

(C) 135 deg cutting maneuver (D) 180 deg cutting maneuver

GMAX: Gluteus Maximus, GM: Gluteus Medius, Add: Adductor

TA: Tibialis Anterior, GASmed: Medial Gastrocnemius, PL: Peroneus longus

3-3 . GRF

Jones 群において鉛直方向の Peak に達する時間が Control 群と比較して遅れる傾向がみられた (Figure 2-8(A)-(D)) .

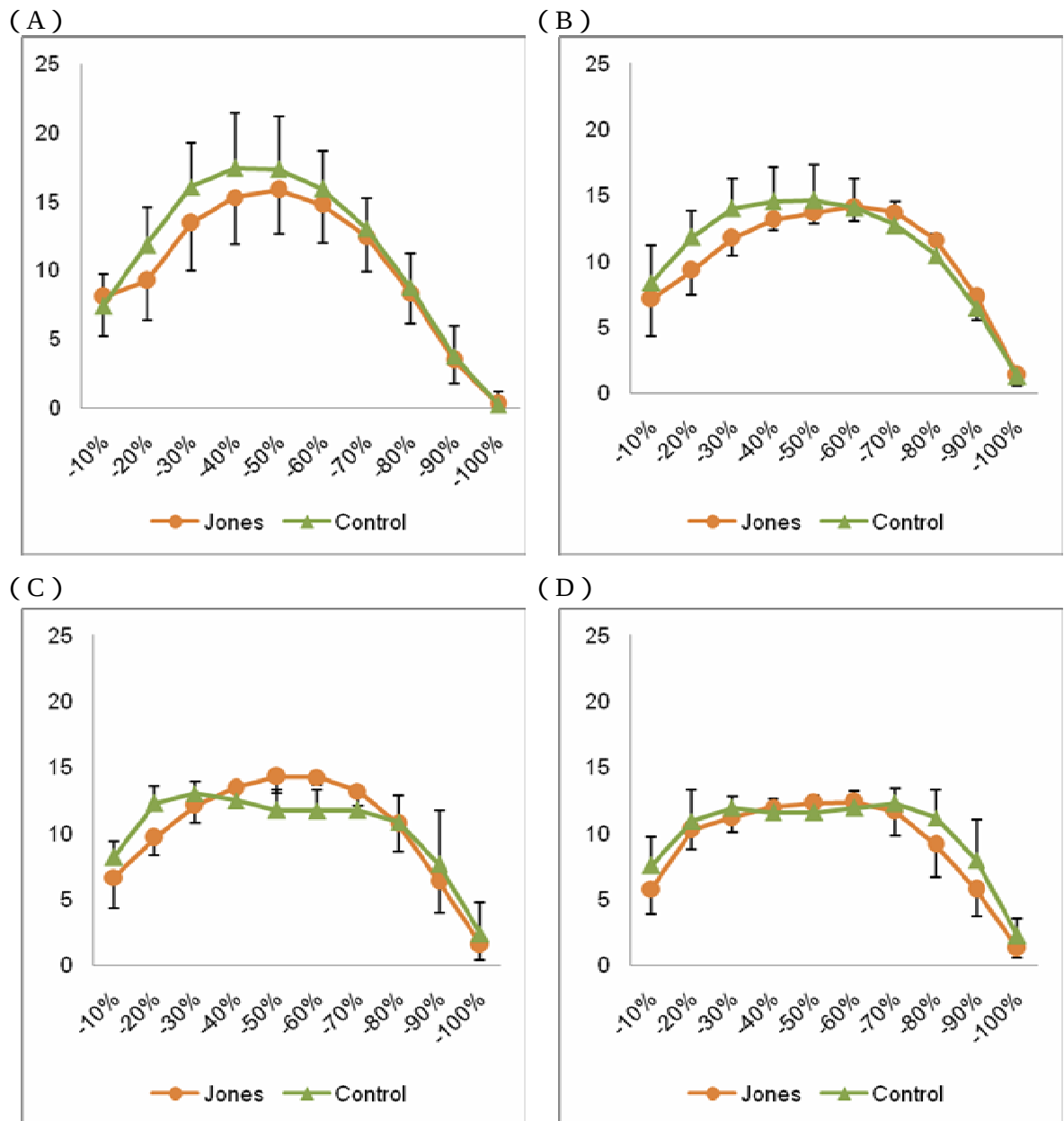


Figure 2-8 . Vertical GRF of each cutting angle

(A) 45 deg cutting maneuver (B) 90 deg cutting maneuver

(C) 135 deg cutting maneuver (D) 180 deg cutting maneuver

4．考察

実験 1 においてはカッティング動作を裸足にて行い，Jones 骨折既往のある大学サッカー選手に動作の特徴を足底圧，筋活動，GRF の点から比較検討した．

4-1．足底圧

足底圧では Jones 群，Control 群ともに Eils ら[7]や Wong P ら[32]の先行研究と同様，カッティング動作において内側への荷重意識が強いことを示した．しかし，Jones 群では 45 deg，90 deg のカッティングにおいて Control 群と比較し MF での足底圧がより高くなる傾向がみられ，135 deg，180 deg といった深い角度のカッティング動作では MH における足底圧が高くなる傾向がみられた．これらから，Jones 群では浅い角度のカッティング動作では，より母趾球荷重を意識した前足部を軸としたカッティング動作となっていることが示唆された．また，135 deg，180 deg といった深い角度のカッティング動作では母趾球荷重の意識とともに踵部への荷重意識も高く，足底全体を使ったカッティング動作となっていることが示唆された．

Jones 骨折は第 5 中足骨基部への繰り返しの負荷により生じる疲労骨折であることから考えても，Jones 骨折既往者ではカッティング動作のようなリスクの高い動作において足底外側への負荷が大きくなることが想定される．Holmes ら（unpublished date, 1997）の報告においても，Jones 骨折既往者では第 5 中足骨基部にかかる足底圧のピーク値が約 2 倍高くなること示している[33]．本研究において Jones 群のカッティング動作で内側への荷重意識が高くなっている原因として，Jones 骨折既往者は術後のリハビリテーションにおいて荷重開始早期から競技復帰までの長期間にわたり，足趾機能エクササイズや母趾球荷重を意識する動作習得といった練習を繰り返し行っていたことが考えられる．

Jones 群ではカッティング角度が大きくなるにつれ MF，MH での足底圧は高くなる傾向があり，深い角度のカッティング動作の方が Jones 群はより内側荷重を意識していると考えられる．本研究における動作は事前に指示を与え，どのような動作を行うか認識した動

作であり、カッティング動作のような Jones 骨折既往者にとってはリスクが高い動作に対し、より注意深く意識した結果が内側への荷重を高めた要因の 1 つとして考えられる。

4-2．筋活動・GRF

カッティング動作中の筋活動ではどの角度においても Jones 群は GM の筋活動が大きく、PL の筋活動が小さくなる傾向がみられた。GRF ではどの角度のカッティング動作においても鉛直方向のピークが Jones 群で遅れる傾向がみられた。

PL は足関節の安定性に関与し[19]、PL の収縮により足部を外反させ、足部外側荷重となることを防ぐ筋である。Jones 群において PL の筋活動が低く、この結果からはカッティング動作において足部外側荷重となり、Jones 骨折のリスクが高くなることが示唆される。しかし、本研究では Jones 群は Control 群と比較し、より内側荷重を意識したカッティング動作を行っていた。PL は足関節を外反させる重要な筋ではあるが、その反応までの時間は 60-90msec と足関節内反を予防するには長すぎるという報告がある[14,16]。Reinschmidt, C ら[25]の報告によるとカッティン動作において足関節内反位となるのは足底接地から 30-50msec であるとされていることから、接地後の反応より接地前での活動が足部外側荷重を防ぐには重要な役割を果たしていると考えられる。本研究ではカッティング動作中の筋活動を検討していることから、PL 筋活動の低下はそれほど大きく関与していない可能性が考えられる。他の要因として Jones 群において GM の筋活動が大きくなっていることが関与していると考えられる。Jones 群では ankle strategy が Control 群と比較して欠如し、足関節での安定性が低下していることを Hip strategy を高めることで代償していると考えられる。また、GM の筋活動が大きくなっている要因の一つとして鉛直方向の GRF が Control 群と比較して遅れていることが考えられる。Jones 群ではカッティング動作における減速がスムーズに行うことができず、時間がかかることから、より大きな GM の筋活動が必要となったと考えられる。

以上のことから，Jones 骨折既往のある大学サッカー選手のカッティングにおける特徴は，足底圧の点からは足部内側荷重を意識したカッティング動作を行っていると考えられる．特に深い角度のカッティングでは，より内側荷重を意識したカッティング動作を行っていると考えられる．筋活動の点からは Jones 群と Control 群ではカッティング動作を行う際の strategy に違いがあることが考えられる．GRF の点からはカッティング動作の減速がスムーズに行えていないことが考えられる．

しかし，本研究は症例数が 4 例と少なく，また，室内にて裸足でのカッティング動作を行っていることから，実際の競技現場における動作を明らかにするには至っていない．今後症例数を増やし，実際の現場における動作を検討する必要がある．

第 3 章

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手における加速動作のスパイクの違いによる特徴

1. 目的

サッカーではランニング, ジャンプ, ストップ, カッティングといった様々な動作を 90 分間という長い時間に渡り繰り返すことから下肢の傷害が多く発生する。トップレベルのサッカー選手における 1 試合の運動量は 10,000m から 13,500m であると報告されている。[1,2] また, サッカーの試合では約 64% が有酸素性のランニング, 約 24% が中等度の無酸素性の加速走, 約 12% が高強度の無酸素性のダッシュであるといわれており, 不規則にこれらの運動が繰り返される。

実験 1 では Jones 骨折発生リスクが高いと考えられるカッティング動作を裸足にて室内で行い, Jones 骨折既往者において Control 群とは異なる動作特徴があることを示した。そこで実験 2 では実際にサッカーを行う人工芝のグラウンドにてシューズを履き, カッティング動作中の特徴を調べる前の基礎実験として, サッカーで多く繰り返される加速動作の特徴を 2 種類のポイントの異なるシューズを用いて Jones 骨折既往のある者となない者で足底圧分布の点から比較検討した。

2．方法

2-1．対象

Jones 骨折既往のある男子大学サッカー選手 6 名 (Jones) , 既往のない男子大学サッカー選手 6 名 (Control) の計 12 名を対象とした (Table 3-1) . 被験者は現在 , 下肢に重篤な疾患を有していないものとする .

Table3-1 . Physical characteristics of subjects (mean $\pm$ SD)

	age(yrs)	height(cm)	weight(kg)	% body fat(%)
Jones	20.3 $\pm$ 0.8	179.3 $\pm$ 6.9	72.4 $\pm$ 7.0	10.4 $\pm$ 2.0
Control	21.3 $\pm$ 0.8	175.0 $\pm$ 4.5	67.9 $\pm$ 7.2	10.5 $\pm$ 3.5

被験者には事前に実験の主旨を説明し , 十分な理解を得たうえで本研究の参加の同意を得た . また , 本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て行った .

2-2．測定方法

測定は早稲田大学東伏見キャンパス グラウンドにて行った . 実験試技はポイントの異なる 2 種類のシューズ (Figure 3-1) を履き 5m の加速動作を実施した . 加速動作は各 3 回ずつ実施した . 測定前には十分なウォーミングアップを行い , 動作間には十分な休息を入れた .



Figure 3-1 . The type of shoes (PATHIQUÉ X; point, adiCORE JAPAN HG; brade)

2-3 . 足底圧

足底圧分布の測定には F-scan® MOBILE を用いた . サンプル周波数は 200Hz とした . センサーシートを被験者のインソールに合わせて切り取りシューズ内に挿入した . 足底は hallux (H) , lesser toes (LT) , medial forefoot (MF) , middle forefoot (MDF) , lateral forefoot (LFF) , medial midfoot (MMF) , lateral midfoot (LM) , medial heel (MH) , lateral heel (LH) の 9 領域に分け , 動作中の足底圧を記録した . 足底の領域分けに関しては実験 1 と同様である .

2-4 . データ解析

加速動作中経時的に記録された足底圧は足底接地からつま先離地まで (Figure 3-2) の比較検討を行った . 足底圧データは各領域における足底圧の合計をカッティング動作中に生じた全足底圧で除し , % plantar pressure として算出した .

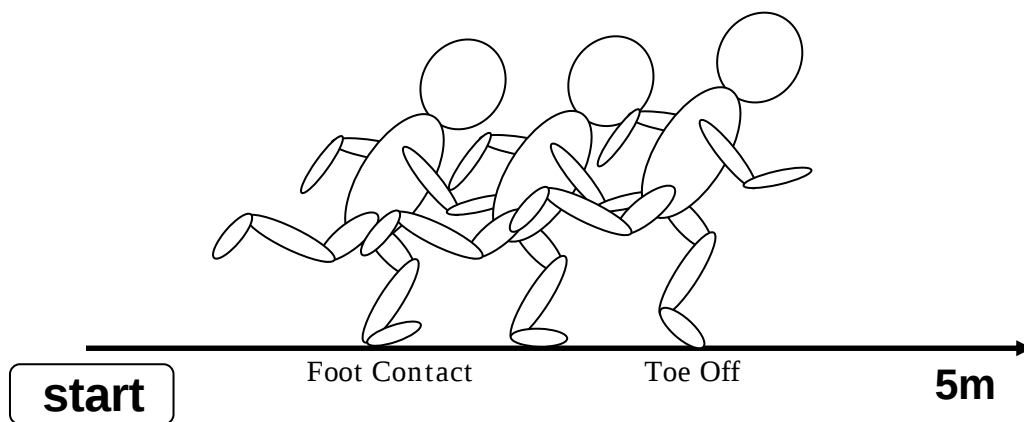


Figure 3-2 . Acceleration maneuver

2-5 . 統計学的処理

足底圧の統計には二元配置分散分析（既往×ポイント）を行った．主効果および交互作用の検討を行い，有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った．尚，多重比較検定には Tukey HSD 法を用い，各検定の有意水準は 5%未満とした．

3. 結果

加速動作では Jones 群の H における足底圧がどちらのシューズにおいても Control 群と比較して有意に低くなっていた (Figure 3-3(A)(B), $p<0.05$)。また, LT において有意差は認められなかったが足底圧は低い傾向にあった。Jones 骨折に關与する外側領域では point のシューズにおける LH でのみ有意差がみられ, Control 群と比較して足底圧が有意に高いことを示した (Figure 3-3(B))。その他の後足部 (LM, LH) 領域において Jones 群の足底圧が高くなる傾向がみられた (Figure 3-3(A)(B))。また, 各足底圧の実数値を Table 3-2 に示した。

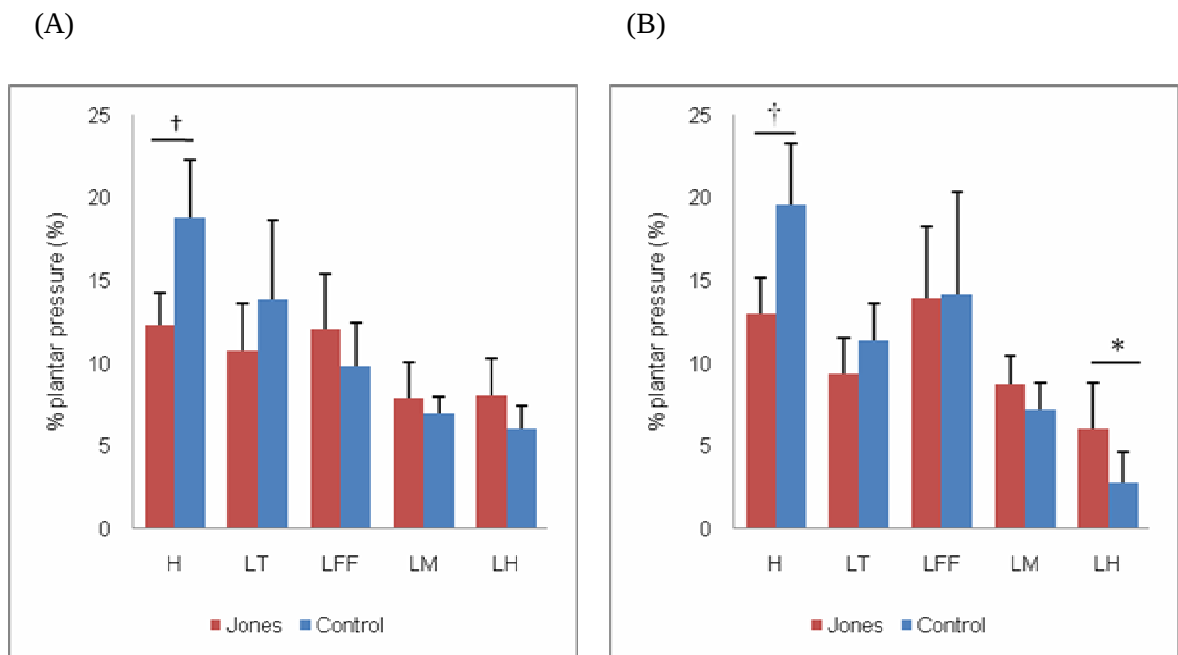


Figure 3-3 . % plantar pressure of acceleration maneuver

(A) brade shoes, (B) point shoes

H: Hallux, LT: lesser toes, LFF: Lateral forefoot

LM: Lateral Midfoot, LH: Lateral Heel

* indicates significant different ($p<0.05$), † indicates significant different ($p<0.01$)

from acceleration maneuver. Error bars equal 1 standard deviation.

Table 3-2 . % Plantar pressure of acceleration maneuver (mean $\pm$ SD)

(A)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	12.30 $\pm$ 1.95	10.76 $\pm$ 2.89	20.17 $\pm$ 2.02	17.23 $\pm$ 2.60	12.08 $\pm$ 3.33	4.71 $\pm$ 1.21	7.91 $\pm$ 2.15	6.83 $\pm$ 2.26	8.01 $\pm$ 2.24
Control	18.82 $\pm$ 3.49	13.81 $\pm$ 4.84	20.39 $\pm$ 5.39	13.75 $\pm$ 2.83	9.81 $\pm$ 2.62	5.32 $\pm$ 2.10	6.95 $\pm$ 1.01	5.14 $\pm$ 2.13	6.01 $\pm$ 1.43

(B)

(%)	H	LT	MF	MDF	LFF	MMF	LM	MH	LH
Jones	13.01 $\pm$ 2.12	9.32 $\pm$ 2.21	20.58 $\pm$ 3.30	17.28 $\pm$ 3.32	13.92 $\pm$ 4.33	5.53 $\pm$ 1.20	8.73 $\pm$ 1.73	5.58 $\pm$ 3.10	6.05 $\pm$ 2.72
Control	19.58 $\pm$ 3.74	11.39 $\pm$ 2.25	19.08 $\pm$ 5.01	16.87 $\pm$ 2.25	14.13 $\pm$ 6.22	4.29 $\pm$ 1.21	7.18 $\pm$ 1.60	4.71 $\pm$ 3.94	2.77 $\pm$ 1.86

(A) The acceleration maneuver of brade shoes

(B) The acceleration maneuver of point shoes

H: Hallux, LT: lesser toes, MF: Medial Forefoot, MDF: Middle Forefoot

LFF: Lateral Forefoot, MFF: Medial midfoot, LM: Lateral Midfoot

MH: Medial Heel, LH: Lateral Heel

4. 考察

実験 2 では加速動作を 2 種類のシューズを履き行い，Jones 骨折既往のある大学サッカー選手における動作の特徴を足底圧分布の点から比較検討した．

加速動作中の足底圧は point のシューズを履いた場合，LH において Jones 群の方が有意に高くなっていた ($p<0.05$)．また，H の足底圧は brade，point どちらのシューズにおいても Control 群の方が有意に高くなっていた ($p<0.01$)．他の領域において有意な差はみられなかったが，外側領域では LM，LH といった後足部外側領域において Jones 群の方が足底圧は高くなる傾向がみられた．

ランニングの足底接地からつま先離地における足底圧分布では，最初に足底外側領域に圧がかかり，次いで内側領域へと変位する．そして，地面を蹴るつま先離地期における足底圧は，ほぼ第 1 中足骨頭，母趾へと移行すると報告されている[10]．加速動作はランニング同様直線方向への動きであり，各領域にかかる圧の程度は異なるものの，足底圧変位パターンは類似していると考えられる．Eils[7]らは加速動作における足底圧分布をランニングと比較し，加速動作では前足部（前足部内側，中央，母趾，第 2 趾，その他の足趾）での圧が高く，後足部での圧が低くなったと報告している．本研究においても Eils らの結果と同様，前足部における足底圧は後足部より大きくなっている．ランニング速度が上がるにつれて，踵接地が減少していくことからこの結果は当然といえる．足底圧に影響を及ぼす因子として，歩行やランニングの速度，シューズのデザイン，動作のタイプがあげられる[9,4,26]．

Jones 群において point のシューズにおける LH での足底圧が有意に高く ($p<0.05$)，その他の LM，LH 領域における足底圧が高い傾向がみられたことは，中足部から後足部外側にかけての負荷が大きくなっていることを示唆している．また，Control 群において H の足底圧が有意に高く ($p<0.01$)，LT での足底圧が高い傾向にあったことは Jones 群において後側部外側→内側→母趾という加速動作における足底での荷重がスムーズに前方

へ移行せず、正常な足底圧分布の変位パターンが破綻している可能性があると考えられる。

このようにサッカーで頻繁に行われる動作において、正常なパターンを逸脱した動作を繰り返すことにより生じる足部局所への負荷は、Jones 骨折のようなサッカーでの overuse injury を引き起こすリスクを高める原因となると考えられる。

異なるシューズによる足底圧分布の違いについて、Queen R M[23]らはサイドカット動作、クロスカット動作での比較を行ったが、ブレード型のシューズと丸型ポイントのシューズ間での有意差はみられなかったと報告している。本研究においてもシューズの違いによる足底圧に有意差はみられなかった。

以上のことから、加速動作中の Jones 骨折既往のある大学サッカー選手における足底圧の特徴は後側部外側→内側→母趾という加速動作における足底での正常な足底圧分布の変位パターンが破綻し、中足部から後足部への負荷が大きくなっていると考えられる。

第 4 章

Jones 骨折既往のある大学サッカー選手におけるカッティング動作のスパイクの違いによる特徴

1. 目的

Jones骨折の発生には、内因的・生理的要因、外因的要因、動作的要因と様々なリスクが考えられる。サッカーではポイントのついたシューズを履き、繰り返しカッティング動作を行うためJones骨折発生リスクが高いといえる。

近年、ポイントの形状がブレード型のスパイクが多くの選手に使用されるようになっていく。ブレード型のポイントは、その形状、配列から横方向へのグリップ力が大きく、ストップ、カッティングが行いやすいといった利点がある。しかし、足への負担はその分大きくなると考えられる。また、カッティング時にポイントが芝に引っ掛かり外側荷重となるリスクがあると考えられる。

そこで、本研究では Jones 骨折既往のある選手のポイントが異なるシューズにおけるカッティング時の特徴を足底圧分布、足関節背屈角度変位、重心変位の点から検討することを目的とする。

2．方法

2-1．対象

Jones 骨折既往のある男子大学サッカー選手 6 名 (Jones) , 既往のない男子大学サッカー選手 6 名 (Control) の計 12 名を対象とした (Table 4-1) . 被験者は現在 , 下肢に重篤な疾患を有していないものとする .

Table4-1 . Physical characteristics of subjects (mean $\pm$ SD)

	age(yrs)	height(cm)	weight(kg)	% body fat(%)
Jones	20.3 $\pm$ 0.8	179.3 $\pm$ 6.9	72.4 $\pm$ 7.0	10.4 $\pm$ 2.0
Control	21.3 $\pm$ 0.8	175.0 $\pm$ 4.5	67.9 $\pm$ 7.2	10.5 $\pm$ 3.5

被験者には事前に実験の主旨を説明し , 十分な理解を得たうえで本研究の参加の同意を得た . また , 本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得て行った .

2-2．測定方法

測定は早稲田大学東伏見キャンパス グラウンドにて行った . 実験試技は 4 種類の角度 (45 deg , 90 deg , 135 deg , 180 deg) におけるカッティング動作をキャリブレーションポイント内でポイントの異なる 2 種類のシューズ (brade , point) を履き実施した (実験 2 と同様) . カッティング動作は各角度 3 回ずつ実施した . 被験者は 5m の助走の後 , 各方向へのカッティングを行うよう指示した (Figure 4-1) . 測定前には十分なウォーミングアップを行い , 運動を習熟してもらうために実験試技の練習を行った . カッティング角度はランダムに指示し , 動作間には十分な休息を入れた . また , 助走速度は任意としたができるだけ最大速度で行うよう指示した .

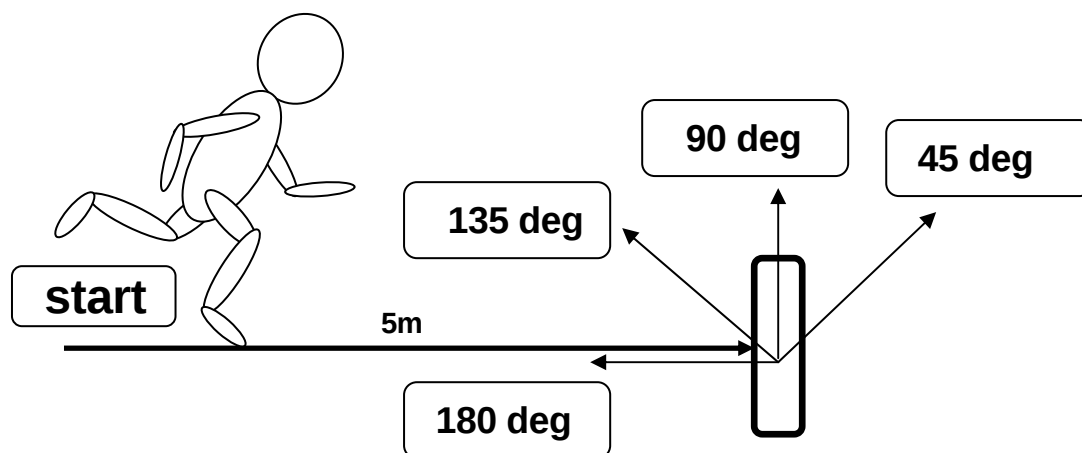


Figure 4-1 . Cutting maneuver

2-3 . 足底圧

足底圧分布の測定には F-scan® MOBILE を用いた . サンプルング周波数は 200Hz とした . センサーシートを被験者のインソールに合わせて切り取りシューズ内に挿入した . 足底は hallux (H) , the lesser toes (LT) , medial forefoot (MF) , middle forefoot (MDF) , lateral forefoot (LFF) , medial midfoot (MMF) , lateral midfoot (LM) , medial heel (MH) , lateral heel (LH) の 9 領域に分け , 動作中の足底圧を記録した . 足底の領域分けに関しては実験 1 と同様である .

2-4 . 実験試技の記録

実験試技は 3 台のハイスピードカメラ (EXILIM, Casio®) を用いて撮影した . フレーム速度は 200Hz とした . 各カメラ位置はカッティング地点より 4m 前方 , 斜め右後方 , 斜め左後方とした (Figure 4-2) . 3 台のカメラから被験者の全身が映るように配置した . また , 各カメラの映像を同期させるため , 3 台のハイスピードカメラには LED シンクロナイザーを設置し , 同期信号を出力した .

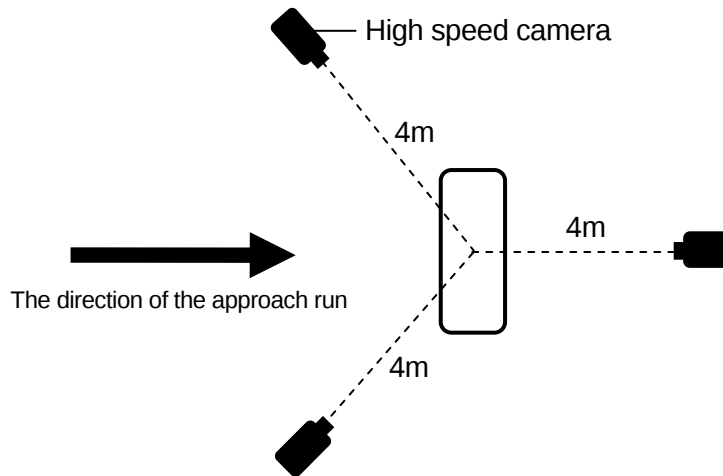


Figure 4-2 . Setting for cutting maneuver

2-4 . 皮膚マーカー

測定に際し，被験者には 22 個のマーカーテープを貼付した．貼付位置は頭頂，胸骨上縁，両上肢の肩峰，肘関節中央，手関節中央，手先（第 2，3 中手骨遠位端を結ぶ中点），両下肢の大転子，膝蓋骨中央，足関節中央（両果を結ぶ線の中点），母趾球，踵部，つま先（第 2，3 中足骨遠位端を結ぶ中点）とした．

2-5 . データ解析

カッティング動作中経時的に記録された足底圧は足底接地から膝関節最大屈曲位までを deceleration phase，膝関節最大屈曲からつま先離地までを acceleration phase として比較検討を行った（Figure 4-3）．足底圧データは各領域における足底圧の合計をカッティング動作中に生じた全足底圧で除し，% plantar pressure として算出した．

各カメラの映像はパーソナルコンピュータに取り込み，Frame-Dias 2 version 3（DKH 社製）を用いて解析を行った．LED ランプの同期信号を合図に各カメラの映像を同期させた．頭頂，胸骨上縁，両上肢の肩峰，肘関節中央，手関節中央，手先（第 2，3

中手骨遠位端を結ぶ中点)，両下肢の大転子，膝蓋骨中央，足関節中央（両果を結ぶ線の中点），母趾球，踵部，つま先（第 2，3 中足骨遠位端を結ぶ中点）をデジタノイズし，三次元座標に変換した．ノイズを平滑化するために Butterworth Filter（6Hz）にて処理を行った．足関節背屈角度変位，重心変位は足底接地前 50msec からつま先離地後 50msec までを解析範囲とした（Figure 4-4）．各データは 3 回測定した平均値を算出した．

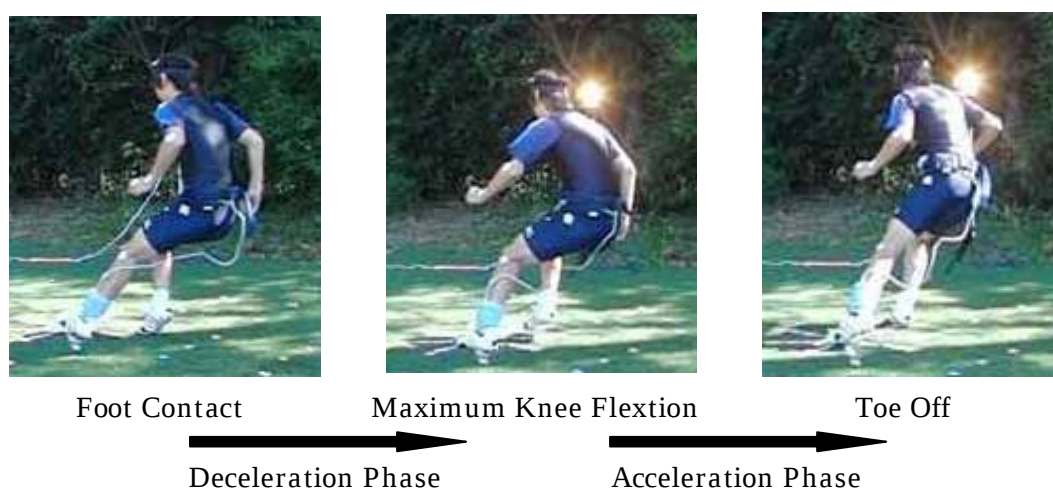


Figure 4-3 . The phase of cutting maneuver (Mean plantar pressure)



Figure 4-4 . The phase of cutting maneuver

(Displacement of Ankle dorsiflexion angle and Center of mass)

2-8．統計学的処理

足底圧，足関節背屈角度変位，重心変位の統計には二元配置分散分析（既往×ポイント）を行った．主効果および交互作用の検討を行い，有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った．尚，多重比較検定には Tukey HSD 法を用い，各検定の有意水準は 5%未満とした．

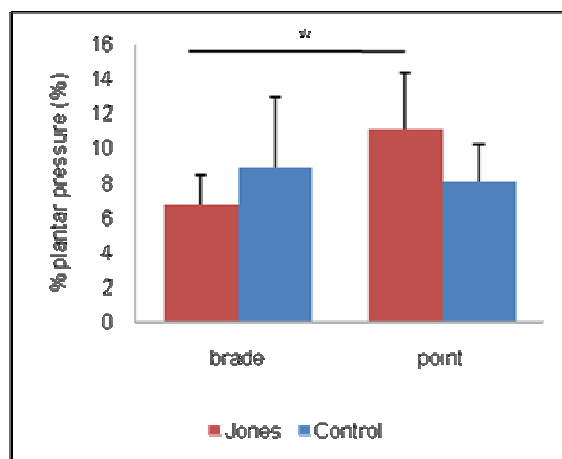
3．結果

3-1．足底圧

3-1-1．Deceleration

45 deg のカッティング動作において LFF , LM に有意な交互作用が認められた (LFF ; $F = 8.351$, $p < 0.05$, LM ; $F = 8.707$, $p < 0.05$) . 多重比較検定の結果 , LFF , LM とともに Jones 群において point のシューズでの %plantar pressure が有意に高い値を示した (LFF : Figure 4-5 (A) , LM : Figure 4-5(B) , $p < 0.05$) .

(A)



(B)

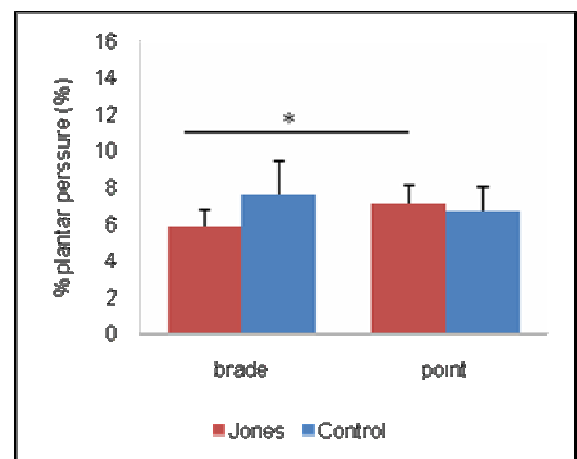


Figure 4-5 . % plantar pressure at 45 deg cutting maneuver

(A) LFF: Lateral Forefoot (B)LM: Lateral Midfoot

* indicates significant different ($p < 0.05$) from cutting maneuver.

Error bars equal 1 standard deviation.

180 deg のカッティング動作では LFF に有意な交互作用が確認された ($F=8.669$, $p<0.05$)。また, LM の point 間に有意な主効果が認められた ($p<0.05$)。多重比較検定の結果, Control 群では LFF, LM にて point のシューズで %plantar pressure が有意に高い値を示した (LFF: Figure 4-6(A), LM: Figure 4-6(B), $p<0.05$)。

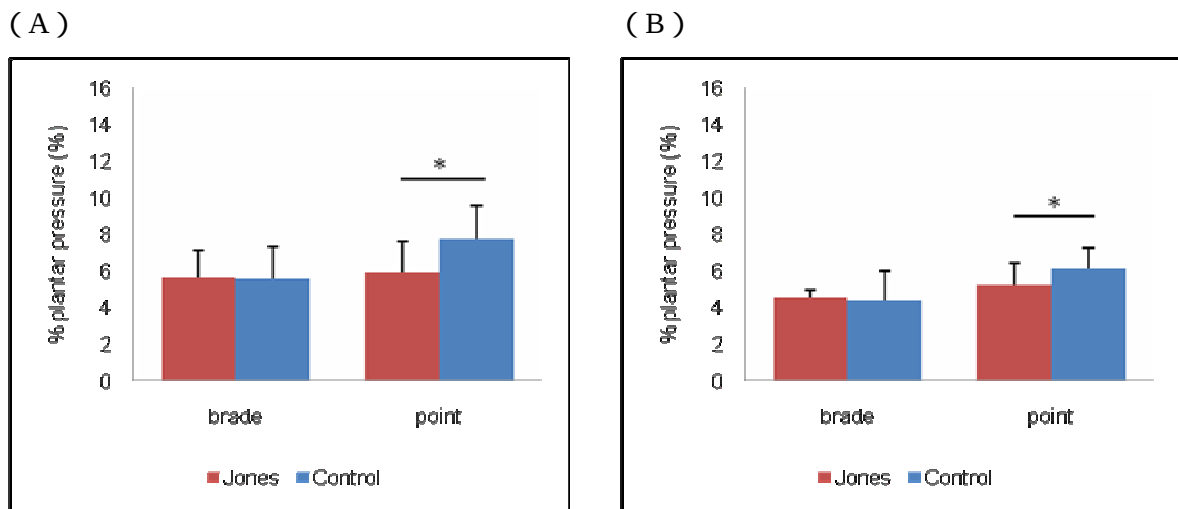


Figure 4-6 . % plantar pressure at 180 deg cutting maneuver

(A) LFF: Lateral Forefoot (B) LM: Lateral Midfoot

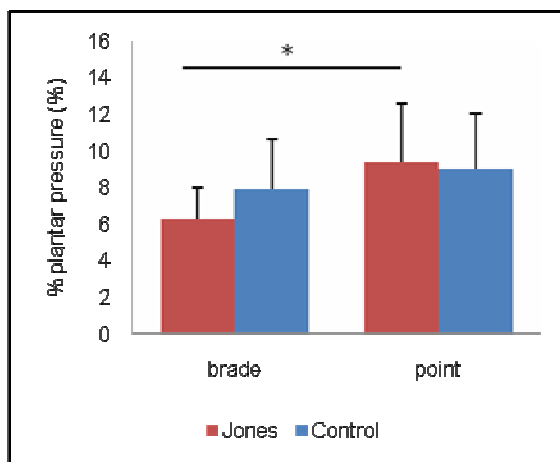
* indicates significant different ($p<0.05$) from cutting maneuver.

Error bars equal 1 standard deviation.

3-1-2 . Acceleration

45 deg のカッティング動作で point 間に主効果が認められ, 多重比較検定の結果 Jones 群において brade と比較して point のシューズの LFF における % plantar pressure が有意に高くなっていた (Figure 4-7(A), $p<0.05$)。また, LH では既往間, point 間に主効果が認められ, 多重比較検定の結果, Jones 群の % plantar pressure がどちらのシューズにおいても Control 群と比較して有意に高い値を示した (Figure 4-7(B), $p<0.05$)。また, Jones 群では brade のシューズの方が有意に高い値を示した (Figure 4-7(B), $p<0.05$)。

(A)



(B)

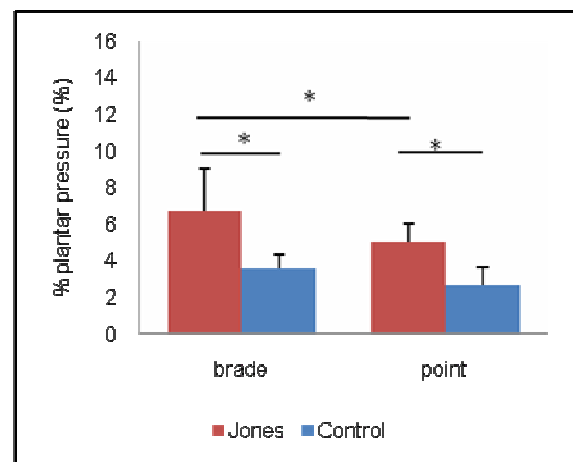


Figure 4-7 . % plantar pressure at 45 deg cutting maneuver

(A) LFF: Lateral Forefoot (B) LH: Lateral Heel

* indicates significant different ($p < 0.05$) from cutting maneuver. Error bars equal 1 standard deviation.

135 deg のカッティング動作では LT で point 間に主効果が認められ , 多重比較検定の結果 , Control 群において brade のシューズの方が高い値を示した(Figure 4-8 , $p < 0.05$) .

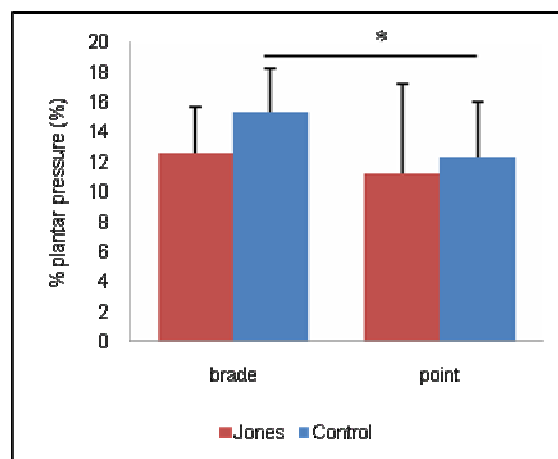


Figure 4-8 . % plantar pressure at 135 deg cutting maneuver

LT: lesser toes

* indicates significant different ($p < 0.05$) from cutting maneuver. Error bars equal 1 standard deviation.

180 deg のカッティング動作では有意な交互作用が確認された ($F = 5.740$, $P < 0.05$) .
多重比較検定の結果 , Control 群において LFF で point のシューズにて Jones 群より有意に高い値を示した (Figure4-9) . また , Control 群で point の方が brade のシューズより高い値を示した (Figure4-9) .

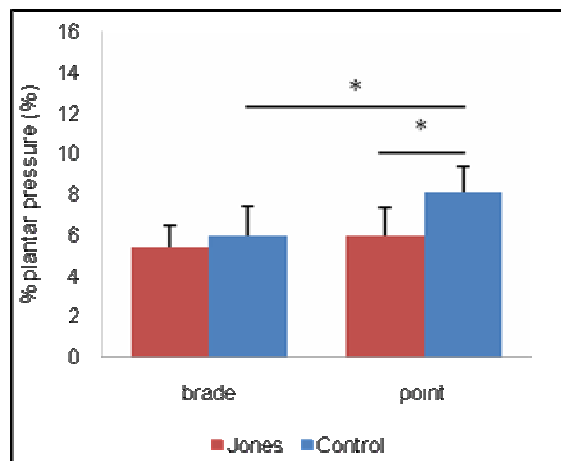


Figure 4-9 . % plantar pressure at 180 deg cutting maneuver

LFF : Lateral Forefoot

* indicates significant different ($p < 0.05$) from cutting maneuver. Error bars equal 1 standard deviation.

3-2．足関節背屈角度

カッティング時の足関節最大背屈角度は既往歴の有無，シューズのポイントの形状による有意な差は認められなかった（Table 4-2）．

Table 4-2 . The maximum ankle dorsi flexion angle during cutting maneuver
(mean $\pm$ SD)

(deg)	45 deg		90 deg	
	brade	point	brade	point
Jones	21.09 $\pm$ 2.67	21.02 $\pm$ 3.35	9.76 $\pm$ 0.98	9.18 $\pm$ 2.34
Control	22.17 $\pm$ 1.47	21.86 $\pm$ 1.98	11.06 $\pm$ 2.67	9.33 $\pm$ 1.88
(deg)	135 deg		180 deg	
	brade	point	brade	point
Jones	18.23 $\pm$ 5.35	17.45 $\pm$ 5.65	21.81 $\pm$ 5.56	21.31 $\pm$ 4.85
Control	17.58 $\pm$ 3.24	15.39 $\pm$ 1.85	19.98 $\pm$ 2.61	18.83 $\pm$ 1.91

3-3 . 重心変位

Figure4-10 に鉛直方向の重心変位の典型例を示した . カuttingにおける重心変位量は 45 deg において Jones 群と Control 群間に有意な差が認められ , point のシューズにおいて Control 群では Jones 群と比較して有意に変位量が大きい値を示した ($p < 0.05$)(Table 4-3) . 90 deg では Jones 群と比較して Control 群では変位量が大きい傾向であったが , 多重比較において有意差は認められなかった . 135 deg , 180 deg では有意な差は認められなかった .

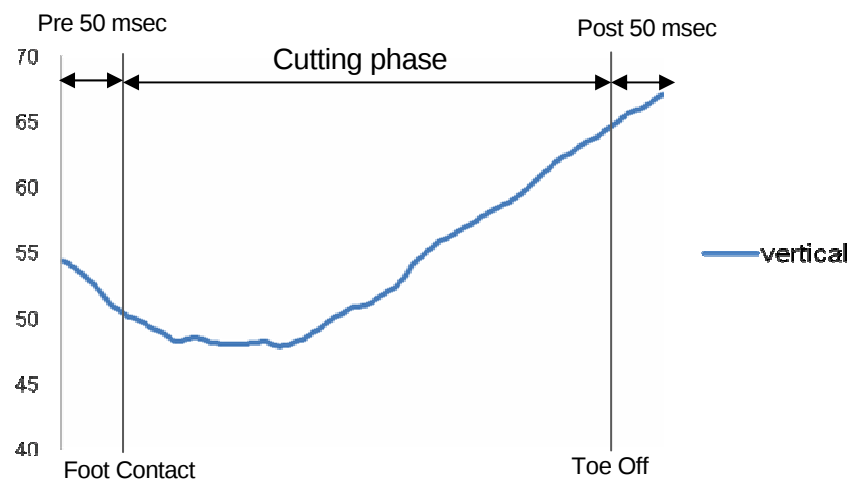


Figure 4-10 . Typical case during cutting maneuver

Table 4-3 . Center of mass displacement during cutting maneuver (mean $\pm$ SD)

(cm)	45 deg		90 deg	
	brade	point	brade	point
Jones	3.93 $\pm$ 0.78	3.81 $\pm$ 0.88	3.23 $\pm$ 1.81	2.65 $\pm$ 0.73
Control	5.26 $\pm$ 1.33	6.59 $\pm$ 2.23 *	4.82 $\pm$ 1.09	4.31 $\pm$ 1.12
(cm)	135 deg		180 deg	
	brade	point	brade	point
Jones	3.69 $\pm$ 2.33	4.24 $\pm$ 1.58	4.06 $\pm$ 1.72	4.45 $\pm$ 0.68
Control	4.10 $\pm$ 0.63	4.41 $\pm$ 1.26	4.01 $\pm$ 0.72	4.68 $\pm$ 1.48

* : p < 0.05

4. 考察

実験 3 では、実際に競技を行う人工芝のグラウンドにて 2 種類のポイントの異なるシューズを履き 4 種類カッティング動作を行い、Jones 骨折既往のあるサッカー選手と既往のないサッカー選手の動作の特徴を足底圧分布、足関節背屈角度、重心変位の点から比較検討を行った。

4-1. 足底圧

Deceleration では 45 deg のカッティング動作において Jones 群では LFF, LM とともに point のシューズの方がbradeのシューズよりも有意に高い値を示した($p < 0.05$)。180 deg カッティング動作では Control 群において LFF, LM での足底圧が point のシューズで高い値を示した($p < 0.05$)。カッティング動作における Deceleration ではスムーズな方向転換を行うためのブレーキングを行っており重要な役割を果たしている。point のシューズにおいて 45 deg のカッティングの際 Jones 群の LFF, LM で足底圧が有意に高くなったことはブレーキングにおける重心移動、身体の回転動作において足部外側領域への負荷が増大すること示している。また、180 deg のカッティング動作では Control 群において上で述べた現象が生じ、足部外側領域への負荷が増大していることを示している。Jones 群と Control 群において足部外側領域に負荷がかかるカッティング角度が異なることに関して、Jones 骨折既往者は術後のリハビリテーションにて Jones 骨折のリスクが高い動作に対して足部内側、特に母趾球を意識した動作を行うよう指導を受けていることが関与していると考えられる。45 deg のカッティング動作では方向転換というよりは、走り抜けるような動作に近く Jones 骨折既往者にとってそれほどリスクを感じていない動作である可能性があると考えられる。一方、180 deg のような大きな方向転換を要するカッティングにおいては Jones 骨折既往者では第 5 中足骨基部への負荷が増大するリスクを感じ、足部外側領域へ負荷がかからないようカッティングを行っていると考えられる。また、足関節周囲筋群の関与も可能性として考えられる。カッティング動作に入る前のフィードフォ

ード制御である ankle strategy が足部外側荷重を予防する上では重要であると考えられ、足関節周囲筋の活動は姿勢制御に重要な役割を果たしていると考えられる。そのため、前脛骨筋や後脛骨筋、長・短腓骨筋といった筋群の筋力発揮アンバランスが生じた場合、荷重の偏りが引き起こされ足部外側荷重が誘発されることが考えられる。

Acceleration における 45 deg のカッティング動作では Jones 群において LFF で point のシューズにおける足底圧が有意に高く、LH では brade のシューズにおける足底圧が有意に高いことを示した ($p < 0.05$)。また、Jones 群は Control 群と比較してどちらのシューズにおいても有意に高い足底圧を示した ($p < 0.05$)。135 deg のカッティング動作では Control 群において brade のシューズにおける LT の足底圧が高い値を示した ($p < 0.05$)。180 deg のカッティング動作では Control 群において point のシューズにおける LFF の足底圧が有意に高く ($p < 0.05$)、Jones 群よりも有意に高い足底圧を示した ($p < 0.05$)。Acceleration はカッティング動作において進行方向への推進力を加える位相である。Jones 群では acceleration において LH への足底圧が高く、足底接地からつま先離地にかけて足底での荷重移動がスムーズに行えず、acceleration においても後足部外側への荷重が残っている可能性が考えられる。方向転換における荷重、重心移動の遅れは足部外側荷重を誘発し、Jones 骨折のリスクを高める要因となると考えられる。135 deg において Control 群で LT の足底圧が高くなっている ($p < 0.05$)。また、180 deg では Control 群の LFF における足底圧が有意に高くなっている ($p < 0.05$)。Acceleration においても Deceleration と同様深い角度のカッティング動作において Control 群のほうが足底外側領域の足底圧が有意に高く、45 deg のような浅い角度のカッティング動作における足底圧は Jones 群の方が有意に高くなっている。このことから、Jones 骨折既往者では浅い角度でのカッティング動作において再骨折のリスクが高くなる可能性があると考えられる。一方、既往歴のない者では深い角度でのカッティング動作の方が足部外側領域への負荷が大きくなる可能性が示唆された。

Queen R M[23]らはブレード型ポイントのシューズ、2種類の形状の異なる丸型ポイン

トのシューズ、トレーニングシューズによるサイドカット動作とクロスカット動作の比較を行ったが、ブレード型ポイントのシューズと丸型ポイントのシューズ間での有意差は認められなかったと報告している。本研究では Deceleration、Acceleration とともに 180 deg のカッティング動作における LFF、Acceleration の 180 deg カッティング動作における LM において point のシューズで % plantar pressure が有意に高値を示した ($p < 0.05$) また、Acceleration における 45 deg のカッティング動作において brade のシューズが LH で高値を示した ($p < 0.05$)。シューズの違いによって足底圧が有意に変化したことはそのポイントの形状に大きく関与していると考えられる。従来、brade のシューズはその形状から、カッティング動作の際にグラウンドに引っ掛かりすぎ、そのため足部外側荷重が誘発されるといわれていた。しかし、実際には丸型の point のシューズにおける足底圧が高くなっている。これは、深いカッティング動作ではカッティングに要する時間も長く、大きな負荷が下肢に生じると考えられ、brade と比較して接触面積が大きな point ではその分、受ける負荷も大きくなると考えられる。45 deg のような浅い角度のカッティングにおいて LH といった後足部外側への足底圧が有意に高くなっていることはその形状、配列に関与していると考えられる。brade のシューズではポイントが縦に長く、進行方向に対して平行に並んでいる。そのため、外側への制動が丸型のポイントよりも強く生じると考えられる。これは方向転換の際に前足部の進行方向へと回転しようとする動きを制限し、その結果後足部への足底圧が高くなると考えられる。

4-2. 足関節背屈角度

本研究においてカッティング動作中の足関節背屈可動域にシューズの違い、既往歴の有無による特徴はみられなかった。

4-3．重心変位

45 deg のカッティング動作において point のシューズで Control 群における鉛直方向の重心変位量が有意に大きくなっている．カッティング動作には大きく 2 つの機能が必要である．1 つは重心を移動方向へ変化させることであり，もう 1 つは身体を移動方向へ回転させなければいけない[12]．カッティング動作の際に重心の上下の変位量が大きく，より深く沈みこむような動作は足部への負担を大きくすると考えられる．重心変位量に関して他のカッティング動作において有意差は認められなかったが，Control 群の重心変位量の方が Jones 群より高い傾向にあり，この違いをみつけることで Control 群において Jones 骨折のリスクが高い動作を行っている選手を見分けることができるかもしれない．

以上のことから，Jones 群ではカッティング動作の Deceleration，Acceleration どちらの位相においても浅い角度での足底外側領域への負荷が高くなることが示唆された．一方，Jones 骨折既往の無い健常者では深い角度におけるカッティング動作において Jones 骨折のリスクが高くなる可能性が考えられる．また，シューズの違いによる検討では浅い角度のカッティングでは brade タイプのシューズ，深い角度のカッティングでは point タイプのシューズにおいて足底外側領域への負荷が高くなることが示唆された．

第 5 章 総合考察

本研究では Jones 骨折既往のあるサッカー選手におけるカッティング動作について多角的に比較検討を行った。

第 1 実験では屋内にて裸足でカッティング動作の特徴を足底圧分布，筋活動，GRF の点から比較検討を行った。実験 2 では屋外でのカッティング動作の検討を行う前の基礎実験として加速動作の特徴をポイントの異なる 2 種類のサッカーシューズを用いて，足底圧分布の点から比較検討を行った。実験 3 では屋外にてポイントの異なる 2 種類のサッカーシューズを用いて，カッティング動作の特徴を足底圧分布，足関節背屈角度変位，重心変位の点から比較検討を行った。

Jones 骨折は第 5 中足骨基部への負荷が繰り返されることで発生する疲労骨折である。そのため，Jones 骨折既往者が受傷前に行っていた加速動作やストップ動作，カッティング動作，ジャンプ動作といった様々な競技特異動作において外側荷重となり，足底外側領域へ多大な負荷が生じていたと考えられる。しかし，本研究においてカッティング動作では Jones 群，Control 群ともに足底内側領域での足底圧が高い傾向を示し，これまでの先行研究と同様の結果となった[7,24]。また，Jones 群では Control 群よりも内側荷重を意識した動作となっていることが示された。この原因としては，Jones 骨折既往者では術後から競技復帰まで長期間に渡るリハビリテーションを継続して行っていた影響があると考えられる。リハビリテーションでは Jones 骨折の再受傷を予防するため足趾機能エクササイズや足関節周囲の筋力強化，母趾球荷重を意識した基本動作・競技特異動作の習得といった多くのプログラムを行っている。そのため，Jones 骨折既往者は足底外側領域への負荷が高く，再受傷のリスクが高い動作において母趾球を意識した動作を行っていることが考えられ，受傷前と受傷後リハビリテーションを経て競技復帰した場合では意識の変化が起こっていると考えられる。しかし，足底外側領域を注目してみると Jones 群ではカッティ

ング動作の Deceleration , Acceleration どちらの位相においても浅い角度での足底外側領域への負荷が高くなることが示唆された。また、カッティングのような動作と比較し、Jones 骨折のリスクが高くないと考えられる加速動作において Jones 群では足底外側領域の足底圧が高くなる傾向がみられた。

カッティング動作中の筋活動では Jones 群と Control 群間に異なる特徴的な活動がみられた。これはカッティング動作におけるフィードフォワード制御といった姿勢制御の関与が考えられ、Jones 群では動作直前からの ankle・Hip strategy に違いがある可能性が示唆された。

これまで、シューズの違いに着目したカッティング動作における足底圧に関する研究ではサッカーシューズと比較してトレーニングシューズにおける足底圧が有意に減少したという報告はなされている[21,23]。しかし、本研究のように brade と point というスパイクシューズの違いによる足底圧分布の変化を報告した研究はこれまでにない。今回の結果からは加速動作においてシューズの違いによる足底圧の変化はみられなかった。これまでカッティング動作において深い角度でのカッティング動作は brade タイプのシューズでは引っかけすぎリスクが高いとされてきた。しかし、実際には浅い角度のカッティングでは brade タイプ、深い角度のカッティングでは point タイプのシューズにおいて足底外側領域の足底圧が高くなる可能性が示唆された。

本研究は事前に動作を指示し、被験者がどのような動作を行うかわかっている条件で実験を行ったため、Jones 骨折既往者ではカッティング動作において母趾球を意識した動作を意図的に行っていた可能性が考えられる。加速動作のような単純な動作において足底外側領域での足底圧が高くなる傾向がみられたことから、今後リアクション動作時の足底圧分布を計測するなどさらなる実験が必要であると考えられる。また、サッカー選手にとって繰り返し足部への負荷がかかる競技を続けるうえで、負担を軽減させるシューズの開発は overuse injury を減少させるためには必要不可欠であると考えられ、Jones 骨折に関連した研究は今後さらに多くなされる必要があると考えられる。

第6章 結語

本研究では Jones 骨折の既往がある男子大学サッカー選手を対象に「屋内における裸足でのカッティング動作の特徴を足底圧分布，筋活動，GRF の点から比較検討」，「2 種類のサッカーシューズを用いたカッティング動作の特徴を足底圧分布，足関節背屈角度変位，重心変位の点から比較検討」を行った．また，カッティング動作の基礎研究として「加速動作の特徴を足底圧分布の点から比較検討」を行った

【実験 1】

- ・ Jones 骨折既往者では足底内側を意識したカッティング動作を行っている可能性が示唆された．
- ・ Jones 骨折既往者ではカッティング動作におけるフィードフォワード制御である strategy に違いがある可能性が示唆された．
- ・ Jones 骨折既往者ではカッティング動作における減速がうまく制御されていない可能性が示唆された．

【実験 2】

- ・ Jones 骨折既往者では加速動作において正常な足底圧パターンが破綻し，足底外側領域における足底圧が高い傾向がみられた．

【実験 3】

- ・ Jones 骨折既往者では Deceleration，Acceleration どちらの位相においても浅い角度におけるカッティング動作で足底外側領域の足底圧が高くなることが示唆された．
- ・ 浅い角度のカッティングにおいては brade タイプ，深い角度のカッティングにおいては point タイプのシューズで足底外側領域の足底圧が高くなることが示唆された．

参考文献

1. Bangsbo, J., Mohr, M., Krstrup, P.: Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. *J Sports Sci* 24(7): 665-674, 2006
2. Barros, R.M.L., Misuta, M.S., Menezes, R.P., Figueroa, P.J., Moura, F.A., Cunha, S.A., Anido, R., Leite, N.J.: Analysis of the distances covered by first division Brazilian soccer players obtained with an automatic tracking method. *J Sports Sci Med* 6(2): 233-242, 2007
3. Bennell, K., Matheson, G., Meeuwisse, W., Brukner, P.: Risk factors for stress fractures. *Sports Med* 28(2): 91-122, 1999
4. Chen H, Nigg B.M., de Koning J.: Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort.: *Clin Biomech* 9(6): 335-341, 1994
5. Chuckpaiwong, B., Queen, R.M., Easley, M.E., Nunley, J.A.: Distinguishing Jones and proximal diaphyseal fractures of the fifth metatarsal. *Clin Orthop Relat Res* 461: 1966-1970, 2008
6. Delagi E.F., Perotto A., 栢森良二訳.:筋電図のための解剖ガイド.新潟:1985
7. Eils, E., Streyl, M., Linnenbecker, S., Thorwesten, L., Völker, K., Rosenbaum, D.:

Characteristic Plantar Pressure Distribution Patterns during Soccer-Specific Movements. *Am J Sports med* 32(1): 140-145, 2004
8. Ekstrand J.: Epidemiology of football injuries. *Science & sports* 23: 73-77, 2008
9. Fetzer, G.B., Wright, R.W.: Metatarsal shaft fractures and fractures of the proximal fifth metatarsal. *Clin Sports Med* 25(1): 139-150, 2006
10. Henning, E.M., Nilani, T. L.: In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech* 11(1): 68-80, 1995

11. Hockenbury, R. T.: Forefoot problems in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 31(7 SUPPL): S448-S458, 1999
12. Jindrich, D.L., Besier, T.F., Lloyd, D.G.: A hypothesis for the function of braking forces during running turns. *J Biomech* 39(9): 1611-1620, 2006
13. Jones, R.I.: Fracture of the base of the fifth metatarsal bone by indirect violence. *Ann Surg* 35: 697-700, 1902
14. Karlsson, J., L. Peterson, G. Andreasson, and C. Hogfors. The unstable ankle: a combined EMG and biomechanical modeling study.: *Int. J. Sports Biomech* 8: 129-144, 1992
15. Knapp, T.P., Mandelbaum, B.R., Garrett W.E., Jr.: Why are stress injuries so common in the soccer player? *Clin Sports Med* 17(4): 835-853, 1998
16. Konradsen, L. and J. Bohsen Ravn. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability.: *Int. J. Sports Med* 12: 290-292, 1991
17. Korpelainen, R., Orava, S. Karpakka, J. Siira, P. Hulkko, A.: Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *Am J Sports Med* 29: 304-310, 2001
18. Mologne, T.S., Lundeen, J.M., Clapper, M.F., O'Brien,: Early screw fixation versus casting in the treatment of acute Jones fractures. *Am J Sports Med* 33(7): 980-975, 2005
19. Neptune, R.R., Wright, I.C., Van Den Bogert, A.J.: Muscle coordination and function during cutting movements. *Med Sci Sports Exerc* 31(2): 294-302, 1999
20. Omey, M.L., Micheli, L. J.: Foot and ankle problems in the young athlete. *Med Sci Sports Exerc* 31(7 SUPPL): S470-S486, 1999
21. Orendurff, M.S., Rohr, E.S., Segal, A.D., Medley, J.W., Green, J.R., Kadel, N.J.: Regional foot pressure during running, cutting, jumping, and landing. *Am J Sports Med* 36(3): 566-571, 2008

22. Philipson, M.R., Parker, P.J.: Stress fractures. *Ortho & Trauma* 23(2):137-143, 2009
23. Queen, R.M., Charnock, B.L., Garrett Jr., W.E., Hardaker, W.M., Sims, E.L., Moorman III, C.T.: A comparison of cleat types during two football-specific tasks on FieldTurf. *Br J Sports Med* 42(4): 278-284, 2008
24. Queen, R.M., Haynes, B.B., Hardaker, W.M., Garrett Jr., W.E.: Forefoot loading during 3 athletic tasks. *Am J Sports med* 35(4): 630-636, 2007
25. Reinschmidt, C., A. Stacoff, and E. Stussi. Heel movement within a court shoe.: *Med. Sci. Sports Exerc.* 24(12): 1390-1395, 1992
26. Rosenbaum D, Hautmann S, Gold M, Claes L.: Effects of walking speed on pressure distribution patterns and hindfoot angular motion.: *Gait & Posture* 2(3): 191-197, 1994
27. Sims, E.L., Hardaker, W.M., Queen, R.M.: Gender differences in plantar loading during three soccer-specific tasks. *Br J Sports Med* 42(4): 272-277, 2008
28. 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* 25: 303-310, 2008
29. Torg, J.S., Balduini, F.C., Zelko, R.R.: 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* 66(29): 209-214, 1984
30. Wong P and Hong Y: Soccer injury in the lower extremities. *Br J Sports Med* 39: 473-482, 2005
31. Wong, P.-L., Chamari, K., Chaouachi, A., De, W.M., Wisløff, U., Hong, Y.: Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *Br J Sports Med* 41(2): 84-92, 2007
32. Wong, P.-L., Chamari, K., De, W.M., Wisløff, U., Hong, Y.: Higher plantar pressure

on the medial side in four soccer-related movements. Br J Sports Med 41(2): 93-100, 2007

33. Wright, R.W., Fischer, D.A., Shively, R.A., Heidt Jr., R.S., Nuber, G.W.: Refracture of proximal fifth metatarsal (Jones) fracture after intramedullary screw fixation in athletes. Am J Sports Med 28(5): 732-736, 2000
34. Zwitter, E.W., Breederveld, R.S.: Fractures of the fifth metatarsal; diagnosis and treatment. Injury (Article in press), 2009

謝辞

本論文を作成するにあたり，ご多忙の中，熱心なご指導，ご鞭撻を賜ました福林徹教授に厚く御礼申し上げます．また，快く副査を引き受けてくださり，ご指導を賜りました鳥居俊准教授，広瀬統一専任講師に心より感謝申し上げます．

また，本研究を行うにあたり，お忙しい中終始沢山のご助言を下さりご指導いただき深野真子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，検者を快く引き受けてくださった早稲田ア式蹴球部の皆様にもこの場をお借りして御礼申し上げます．

最後になりましたが，実験にご協力してくださった被験者の皆様，福林研究室の皆様，共に修士課程2年間を過ごした同期の皆様，支えてくだ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．

本論文の作成にあたり，支えてくだ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．