

2009年度 修士論文

足関節不安定性のジャンプ動作時における
動態分析

Dynamic Analysis of Chronic Ankle Instability
during Jump Task

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

5008A022-1

北浦 敦士

Atsushi, Kitaura

研究指導教員： 福林 徹 教授

目次

第 1 章	序論	1
第 2 章	足関節不安定性が連続ジャンプ動作における足関節周囲筋、 足底圧分布に及ぼす影響の検討	8
第 3 章	連続ジャンプ動作時の足関節 3 次元動作解析	33
	1. 足関節モデルを用いた検討	36
	2. 人を対象とした動作解析	42
	3. ストレス X 線撮影による器質的な違いの検討	53
第 4 章	総括	61
	参考文献	64
	謝辞	69

第 1 章

序 論

1. はじめに

足関節はスポーツ活動中に発生する傷害の中で、最も頻度の高い部位である。中でも足関節のスポーツ傷害として足関節内反捻挫は多く発生する急性外傷の1つである。Alex ら¹⁾が行った部活動に所属する高校生を対象とした1年間の足関節内反捻挫の発生率の調査によると、バレーボール、バスケットボール、サッカーでは他種目のスポーツ競技と比較して内反捻挫の発生率が高かったと報告している。また、Trevino ら²⁾はアメリカ合衆国では1日10,000人に1人の割合で捻挫が発生していると報告している。足関節内反捻挫は高頻度に発生する傷害にも関わらず、捻挫の程度によっては、適切な治療、十分なりハビリテーションがなされないまま競技復帰してしまうケースが多く、そのため、痛みや腫れ、足関節の不安定感などの後遺障害が残存し、再受傷へとつながり、また、後遺障害が残存することでスポーツ活動時のパフォーマンスにも影響を及ぼす。内反捻挫既往者の内反捻挫再発率は高く³⁾、再受傷によって足関節不安定症(Chronic Ankle Instability: CAI)に移行するとされている⁴⁾。足関節内反捻挫既往者の40～75%にCAIを有しているという報告がなされており、繰り返しの捻挫はCAIをもたらし、不安定性を有することで足関節内反捻挫のリスクが高まり、再受傷へとつながる^{5),6)}。CAIには機能的不安定性(Functional Ankle Instability:FAI)と機械的不安定性(Mechanical Ankle Instability:MAI)の2つの要因からなるとされている⁷⁾。FAIは捻挫によって靱帯や関節包に分布するメカノレセプターが損傷され起こるとされており⁸⁾、神経・筋の機能不全の結果、外反筋筋力の低下、バランス能の低下、固有知覚の低下などが生じているとされている⁹⁾。FAIの評価方法としては、擬似的内反捻挫にお

ける腓骨筋の反応時間の測定や、動的安定性の評価からバランス能の測定、不安定足に関するアンケートから不安定度を評価する方法がある。

MAI は捻挫による靱帯、関節包の損傷で器質的な変化が生じることにより、異常な関節可動性を生じるものとされている^{8),10)}。MAI の評価方法に関しては、靱帯損傷の有無を評価するのが一般的であり、画像診断によって評価され、外科医による徒手的な評価やストレス装置を用いた評価がある。

これら 2 つの関節不安定性はそれぞれ独立したものではあるが、相互に作用することで CAI をもたらしているとされている (Figure 1)。

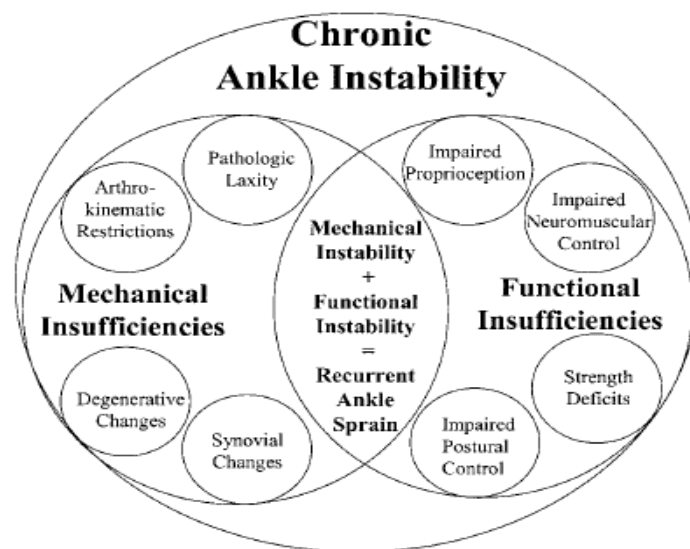


Figure 1 Paradigm of mechanical and functional insufficiencies that contribute to CAI (Modified from Hertel, 2002)

2. 先行研究小史

➤ 内反捻挫による機能的変化

内反捻挫既往歴のある者に関する機能的変化の研究として、まずは腓骨筋の筋活動量や反応時間に関する研究がなされている。Riann ら¹¹⁾は、歩行中に突発的に擬似的足関節内反捻挫を生じさせ、その際の腓骨筋の筋活動量を捻挫既往有りの足と、既往のない足で比較検討しており、捻挫既往の有る足の方が擬似的内反時の腓骨筋活動量が低いと報告している。下条¹²⁾は腓骨筋反応時間と下肢バランス能との関連について検討しており、腓骨筋反応時間では不安定群が対照群に比べ有意に遅延していたが、バランス能に関しては群間で有意な差は認められなかったと報告している。腓骨筋反応時間とバランス能の相関関係では対照群では両者に相関があったとしているが、不安定群に関しては相関がみられず、この結果から不安定群ではバランスをとる際、腓骨筋が機能せず、他の因子によってバランス能を代償しているのではないかと推測される。腓骨筋反応時間の遅延やバランス能の低下の原因はいくつか考えられるが、主にメカノレセプターの関与が大きいとされている。Konradsen ら¹⁴⁾は足関節内反捻挫後の関節位置覚の経時的変化を検討しており、捻挫後3週までは健側と比較して約2倍の位置覚の誤差があったとし、12週以降でも誤差は残存したと報告しており、Jerosch ら¹⁵⁾の関節位置覚の研究では健患比で34%の誤差が生じていたとしている。Freeman¹³⁾はメカノレセプターの損傷による関節位置覚の低下が足関節不安定性の原因として推察している。石井ら¹⁶⁾は足関節内反捻挫を繰り返している患者に対して突発的に擬似内反捻挫を生じさせ、腓骨筋反応時間の測定を行ったところ、捻挫既往のない者と比較して、既往有り群が有意に腓骨筋反

応時間の遅延を示したと報告している．また、この実験では、メカノレセプターが多く存在するとされている足根洞に局所注射を行い、局注後の腓骨筋反応時間を測定しており、局注後、局注前に比べて反応時間は有意に短縮し(Figure2)、既往なし群の局注前、局注後と比較しても有意な差はなくなつたと報告している．

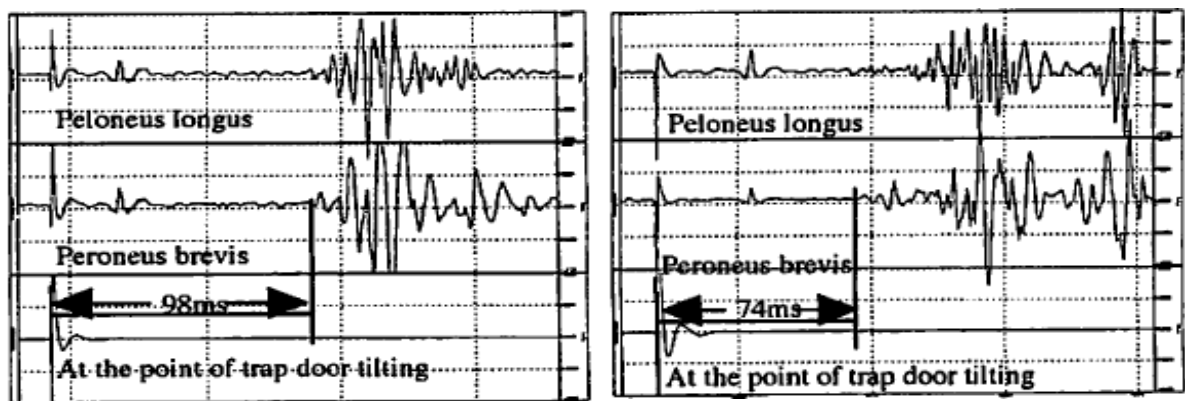


Figure2 Reaction time of Peroneal muscle before(left) and after(Right) local injection (Modified from Ishii et al. 1997)

他の先行研究では、捻挫の重症度、競技中の不安感、日常生活での不安感、装具の使用状況等による要素から項目をいくつか設けアンケートを作成し、足関節の機能的な不安定性を評価しているものもある(17),18),19)．これらのアンケートによる評価は機能的不安定性を定義する際、簡便な方法のため、多くの研究で機能的不安定性の定義として用いられている．

➤ 内反捻挫による器質的变化

足関節内反捻挫による靱帯損傷は損傷程度によって異なってくる．Brostrom²⁰⁾の報告によると、足関節内反捻挫時の靱帯損傷の割合は、前

距腓靱帯の単独損傷が 66%であり、前距腓靱帯と踵腓靱帯の同時の損傷が 20%であるとしている。足関節内反捻挫によって前距腓靱帯が最も損傷されやすく、損傷程度が高くなるにつれて踵腓靱帯、後距腓靱帯が損傷されると報告している。in vitro で足関節外側靱帯断裂と内反角、内旋角の変化についての研究では、前距腓靱帯の切断によって距腿関節での内反角度が有意に増大したとされ、前距腓靱帯と踵腓靱帯の両靱帯の切断では距腿関節の内反、内旋角度が有意に増大したという結果が報告されている²¹⁾。Caputo ら²²⁾は in vivo で前距腓靱帯の有無が距骨の動きに影響を及ぼしているか 3D 画像を用いて検討しており、患側では健側と比較して、荷重時において距骨の前方偏位、内旋偏位量が有意に増加すると述べている。

ストレス X 線撮影による研究では、前距腓靱帯の損傷を評価する前方引き出しテストと前距腓靱帯と踵腓靱帯の損傷を評価する内反ストレステストの 2 つのテストによって関節弛緩性を評価している。内反ストレステストでは距骨の傾斜角度で評価されるが、前方引き出しテストでは個体差による影響から距骨の前方移動距離で評価されるよりも個体差を考慮した距骨の前方移動率で評価することが推奨されている。捻挫群と非捻挫群の比較を検討した研究では捻挫群において距骨の内反角度、前方移動距離が有意に高い値を示したとされる研究が多く存在する^{23),24)}。足関節靱帯損傷の診断としてストレス X 線撮影法が用いられていることから、この方法によって機械的不安定性の定量化が行われているが、個々の報告によっては測定肢位の違いや負荷のかけ方が徒手であったり、ストレス装置を用いたり、また、負荷量も一律でないため、同等に各研究を比較することが難しく、機械的不安定性の評価として未だ統一した見解は得られていない。Rubin ら²⁵⁾は女子や先天的な関節弛緩性のある例

では距骨内反角が大きく表れるとし、鈴木による大学女子サッカー選手を対象とした足関節不安定性の評価では捻挫群と非捻挫群との間で、距骨の内反角、前方移動量、移動率において有意な差は得られなかったと報告されている²⁶⁾。

3. 本研究の目的

先行研究にみられるように足関節内反捻挫によって足関節は機能的、機械的变化を起こし、この変化が捻挫の再発につながると考えられる。

本研究では足関節内反捻挫の代表的な受傷機転であるジャンプ着地動作に着目し、足関節不安定性を有する者の着地動作における動態を明らかにし、足関節内反捻挫再発予防のヒントを得ることを目的とし、以下の実験を実施した。

実験 1 足関節不安定性が連続ジャンプ動作における足関節周囲筋、
足底圧分布に及ぼす影響の検討

実験 2 連続ジャンプ動作時の足関節 3 次元動作解析

1. 足関節モデルを用いた検討
2. 人を対象とした動作解析
3. ストレス X 線撮影による器質的な違いの検討

第 2 章

足関節不安定性が連続ジャンプ動作における足関節周囲筋、
足底圧分布に及ぼす影響の検討

第 2 章

【緒言】

スポーツ現場で発生する足関節内反捻挫の受傷機転として、相手との接触や、カッティング動作、ジャンプ着地時などがあげられる．その中でも特に、ジャンプ着地に関してはどのスポーツにも共通する基本動作であるため、捻挫の受傷機転として発生率が顕著に高い．足関節不安定性に関する先行研究でも、着地動作に着目したものが多くみられ、様々な報告がなされている．Scott ら²⁶⁾は FAI 群を対象にし、片脚着地において腓骨筋の筋活動が着地後低下し、健常群と比較して姿勢の安定化に要する時間が多くなると報告している．宮川ら²⁷⁾の着地動作における足底圧分布の研究では、非捻挫側と比較して捻挫側が着地後外側荷重の傾向を示し、第 5 中足骨では早期に圧力がピークに達すると報告しており、この原因として捻挫側では腓骨筋の機能低下が関与し、足関節の内反位での着地を示唆している．

着地後の足底圧中心位置の制御因子としては足関節周囲筋の機能が第一に考えられる．内反捻挫の予防にも大きく関与する腓骨筋に関しては、足関節が内反位になるのを防ぐ意味でも着地における機能を明らかにし、また、その機能が足底圧にどのような影響を及ぼすのかを明らかにする必要がある．また、近年の研究で股関節周囲筋の一つである中臀筋に関しても、足関節不安定性を有する者で機能低下がみられるという報告があり、この股関節周囲筋も足底圧中心位置の制御因子として重要であることから本研究では足関節周囲筋に併せて、股関節周囲筋の中臀筋の機能も明らかにする．

本研究では足関節不安定性を有する者を対象にして着地動作に着目し、

足底圧と股関節・足関節周囲筋の筋活動を同時に検討することで、着地動作時の足底圧と股関節・足関節周囲筋の関連を明らかにし、不安定性を有する者の着地動作における動態を明らかにすることを目的とした。

【方法】

(1) 対象

対象は大学男子サッカー部に所属し、過去3年以内に2回以上の足関節内反捻挫の既往がある者と両足において足関節内反捻挫の既往のない者とした。本実験では機械的不安定性(Mechanical Instability:MI)と機能的安定性(Functional Instability:FI)の2つの不安定性を有する者を足関節不安定性群(Chronic Ankle Instability:CAI)とし2つの不安定性のない者を対照群(Control:CON)とした。MIの評価として、整形外科医による内反ストレステストと前方引き出しテストを行った。両テスト陽性の者をMIありとし、両テスト陰性の者をMIなしとした。

FIの評価として、Karlssonら¹⁶⁾によってつくられた評価法(Table2-1)を用いた。この評価法は「痛み」、「腫脹」、「主観的不安定感」、「動かしにくさ」、「階段昇降」、「ランニング」、「日常生活」、「装具の使用」の8項目の質問で構成されており、被験者の主観により、項目ごとに該当する状態を選び点数化するものである。合計点は100点を満点とし、80点以下をFIありとしている。

過去に2回以上の足関節内反捻挫既往があり、MI、FIの両方の評価において陽性だったCAI群7名（年齢 20.7 ± 0.8 歳、身長 172 ± 5.5 cm、体重 64.5 ± 5.9 kg、足長 25.5 ± 1 cm、足幅 9.9 ± 0.4 cm）の7肢、足関節内反捻挫の既往がなく両方の評価において陰性だったCON群5名（年齢 20.6 ± 0.5 歳、身長 178.4 ± 4.4 cm、体重 72.4 ± 3.8 kg、足長 26.8 ± 0.9 cm、足幅 10.4 ± 0.5 cm）の7肢を対象とした。本実験では対象者の関節不安定性が先天的な関節弛緩性由来でないことを確認するために、対象者全員に関節弛緩性テスト²⁸⁾を行い関節弛緩性がないことを確認している。また、対象者の全員は過去6ヶ月間の運動に支障をきたす外傷、障害、神経系の異常のない

者とした。

本実験は早稲田大学倫理委員会において承認されている。各対象者には実験の前に研究の目的と方法を十分説明し、実験に対する同意を得た(承認番号:2009-076)。

Table2-1 The list evaluating for ankle functional instability

	Scoring Scale	rt.	lt.
pain	none	20	20
	in exercise	15	15
	walking on rough road	10	10
	walking on flat road	5	5
	always severe pain	0	0
swelling	none	10	10
	after exercise	5	5
	always	0	0
sensation for instability	none	25	25
	1-2times on exercise in a year	20	20
	1-2times on exercise in a month	15	15
	walking on rough road	10	10
	walking on flat road	5	5
	always	0	0
difficulty of motion	none	5	5
	moderate in the morning or exercise	2	2
	always severe	0	0
up and down stairs	no problem	10	10
	axiety cause of instability	5	5
	impossible	0	0
runing	no problem	10	10
	feel anxiety because of instability	5	5
	impossible	0	0
ADL	no problem	15	15
	no problem except in sports activities	10	10
	difficulty in playing some sports activities	5	5
	difficulty in ADL	0	0
need of some suport	no need	5	5
	need for sorts activities	2	2
	need for ADL	0	0

(2)実験方法

<実験試技>

対象者は裸足にて5回連続垂直ジャンプの動作を両脚(Both Leg:BL)、片脚(One Leg:OL)の2つのパターンで行った。両脚でのジャンプは下肢を肩幅に開き、直立位の静止姿勢をとった後、最大努力で5回連続の垂直ジャンプ動作をその場で行うものである。片脚でのジャンプは両脚の直立位の静止姿勢からジャンプを開始し、その後の着地、ジャンプを片脚で行った(Figure2-1)。両試技において対象者にはジャンプ間の接地時間をできるだけ短く、かつ最大努力でジャンプするように指示した。今回の実験では足関節不安定性を有する者を対象としているので、動作試技中の上肢においては着地時の安全性を考慮して、両手を腰にあてる等の制限はなく自由な状態とした。着地位置を一定にし、足部が矢状面に平行に着地した試技を成功試技とした。計測は測定補助者が口頭で指示を行った後、試技に慣れるまで練習を行い、その後、両試技において3回ずつ成功するまで行った。成功試技3試行の5回着地のうち、2回目から4回目の計3回の着地を解析対象とした。

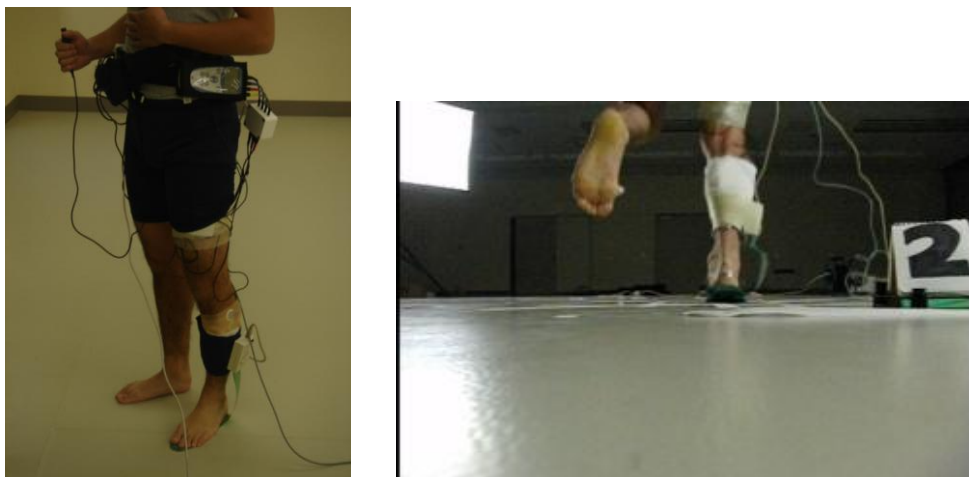


Figure2-1 One leg jump of experimental task

<測定項目>

1. 静的因子

足底圧位置に影響し得るものとして舟状骨高率と足関節背屈可動域の計測を行った。舟状骨高率は大久保ら²⁹⁾の測定方法を使用し、静止立位時の足長に対する舟状骨粗面の高さの割合を算出した。

足関節背屈可動域は日本整形外科学会が定めた方法に準拠して行った。

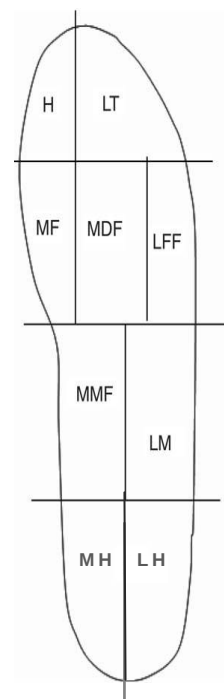
2. 足底圧分布

ジャンプ着地時における足底圧分布をF-scan(NITTA 社製)を用い、サンプリング周波数100Hzにて計測した。センサーシートを対象者の足サイズに合わせてカッティング加工し、対象者の裸足である足底に両面テープで接着させて連続ジャンプの試技を行った。ジャンプ試技の前にはセンサーシートにかかる荷重を具体的な重量単位に変換するため、対象側の足で片脚立位を30秒保持し、キャリブレーションを行った。

足底圧分布を先行研究³⁰⁾で行われている分割方法を少し改変させ、足底を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分割(Figure2-2)し、各部位の着地時における圧力値(kg/cm²)を算出した。本実験では9分割した中から、足底の外側列にあたるLFF、LM、LH、内側列にあたるH、MF、MHの6部位を抽出し比較対象部位とした。

Figure2-2 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.



(3)筋電図

ジャンプ着地時の筋活動量を表面筋電計(ME6000TS, Mega Electronics 社製)を用い、サンプリング周波数1000Hzにて計測し、Power Lab(AD Instruments Japan 社製)を経由してA/D変換し、パソコンに記録した。対象筋は前脛骨筋(Tibialis Anterior muscle:TA)、長腓骨筋(Peroneus longus muscle:PL)、腓腹筋内側頭(Medial head of Gastrocnemius muscle:MG)、中臀筋(Gluteus Medius muscle:GMed)の4つとし、直径10mmの塩化銀電極(Blue Sensor M, Anubu, Denmark)を用いて電極間距離30mm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り付けした。表面電極貼り付け位置はTAが脛骨粗面より4横指遠位部で脛骨稜より1横指外側とし、PLが腓骨頭より3横指遠位部とし、MGが膝窩皮線より5横指遠位部で、腓腹筋の内側にとり、GMedが腸骨稜の midpointより2横指遠位部とした。電極貼り付け前にアルコール綿で脱脂し、電極部での皮膚電気抵抗を軽減し

た．また、試技中のノイズの混入を最小限とするために、伸縮性テープにより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、あらかじめ各筋の等尺性収縮における最大随意収縮(**Maximum Voluntary Contraction:MVC**)を記録した．MVCは等尺性最大随意収縮を各筋3 秒間行わせ、そのうち筋活動の安定した**500msec** を採用した．着地時の**toe contact**時以降の筋活動を計測するために、シンクロナイザ(**LED 型シンクロナイザ**、ディケイエイチ社製)を用いてビデオ画像と同期させた．

筋電図処理は、**Chart v5.0 for windows(AD Instrument)**を用いデジタルフィルタ(カットオフ周波数 上限:**50Hz**, 下限:**25Hz**)でムーブメントアーチファクトを除去し、全波整流化し、**%MVC**を算出した．

(4)データ処理

ジャンプ着地時の接地時間に多少のズレが存在するため、接地期を統一するために1回の接地期をパーセンテージ化し、**toe contact**から**toe off**までを1周期の接地と定義した(**Figure2-3**)．1周期を**100%**とし、**10%**毎の足底圧と筋活動量を計測した．また、着地前の各筋活動動態を着地の**50**、**100msec**前の値を用いて比較を行い、**early contact**、**mid contact**における足底圧、筋活動の変化量も併せて比較した．

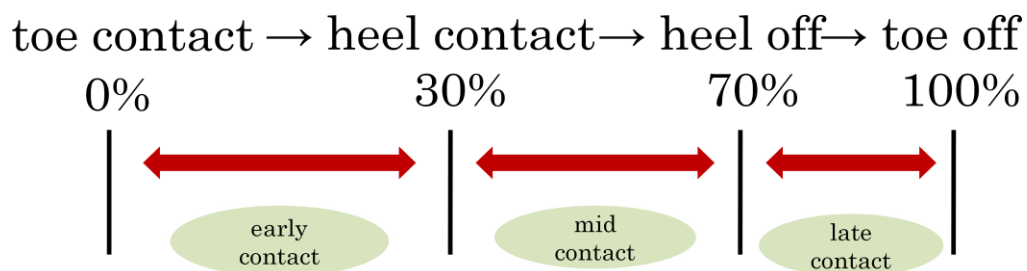


Figure 2-3 Three contact phases of landing

(5)統計検定

統計処理は、対象者の試行3回の平均値を用いた。静的因子、着地前の筋活動量の比較、early contact、mid contactにおける足底圧、筋活動の変化量には対応のないt検定を行い、接地期における足底圧分布、筋活動量の比較には二元配置分散分析を行い、事後検定としてBonferroniの多重比較検定を行い、%毎の値を群間で比較した。静的因子、足底分圧、筋活動量のいずれも有意水準は $p<0.05$ とした。

【結果】

静的因子

群間で舟状骨高率、足関節背屈角度のそれぞれ比較を行ったが、2 群間で有意な差は認められなかった (Table2-2).

Table2-2 Means $\pm$ SD value of static factor

	CAI	CON
Navicular height ration (%)	16.8 $\pm$ 1.8	16.6 $\pm$ 1.6
Ankle Dorsiflexion ROM (deg)	21.1 $\pm$ 3.1	20.4 $\pm$ 2.6

片脚連続ジャンプ

(1)足底圧分布

各接地期における足底圧分布の経時的変化を部位別に Figure2-4、Figure2-5 に示した. 外側列では LFF が early contact の 10%で CAI 群が CON 群より有意に高い値を示した. LM では early contact の 20%、mid contact の 50%、60%で CAI 群が CON 群より有意に高い値を示した. LH では 2 群間で有意な差は認められなかった. 変化量では LFF の 0-10%で、LM の 0-20%、30-50%で LH の 0-20%で CAI 群が CON 群に比べて有意に大きな値を示した. 内側列では H が mid contact の 60%で、CON 群が CAI 群より有意に高い値を示したが、MF、MH においては 2 群間で有意な差は認められなかった. 変化量では H、MF 共に 30-40%、30-50%、30-60%において、それぞれ CON 群が CAI 群に比べ有意に大きな値を示した.

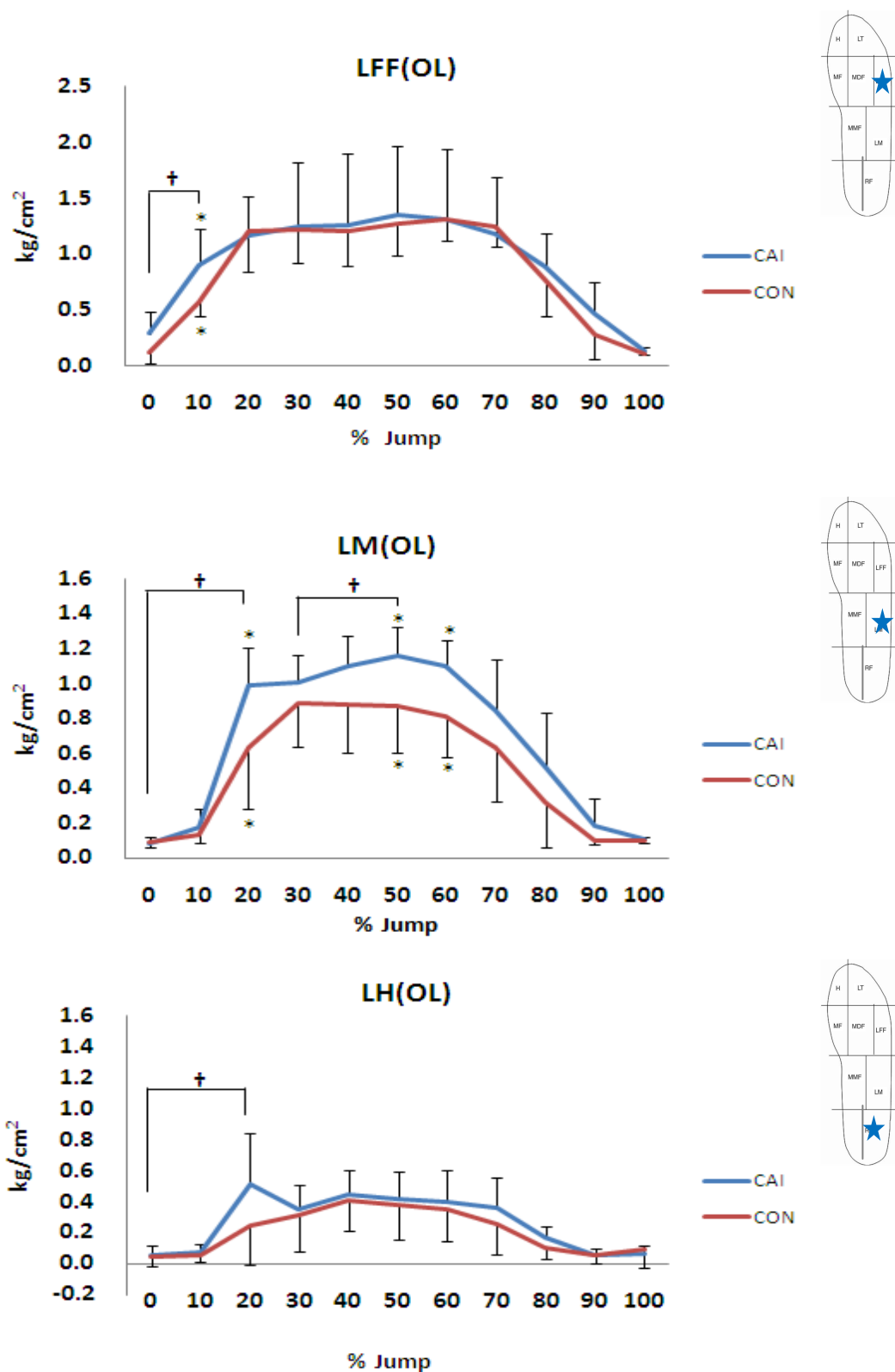


Figure2-4 Plantar pressure of outside line during one leg landing

(Mean and SD) *:p<0.05(between CAI and CON) † :p<0.05(difference of change between CAI and CON)

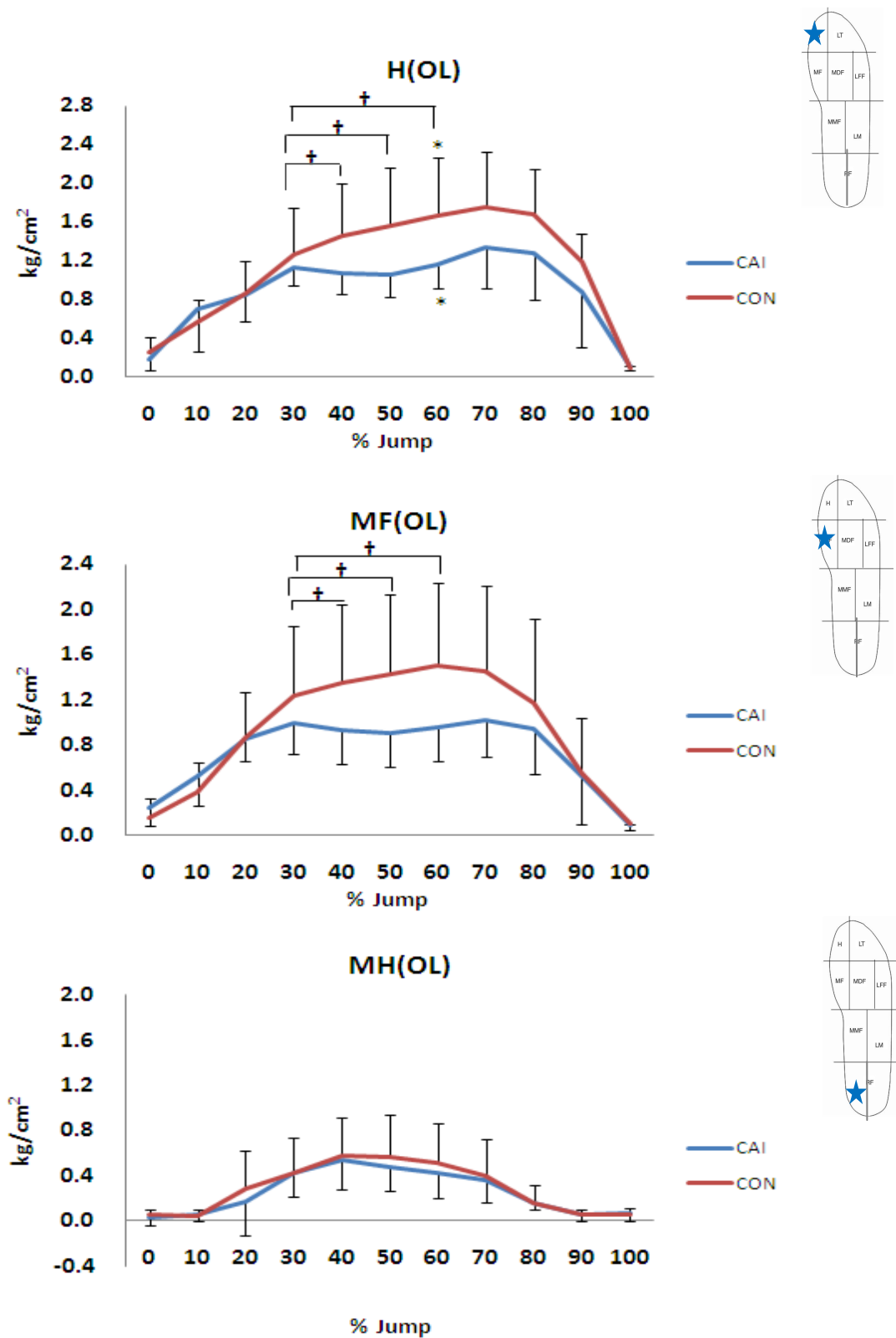
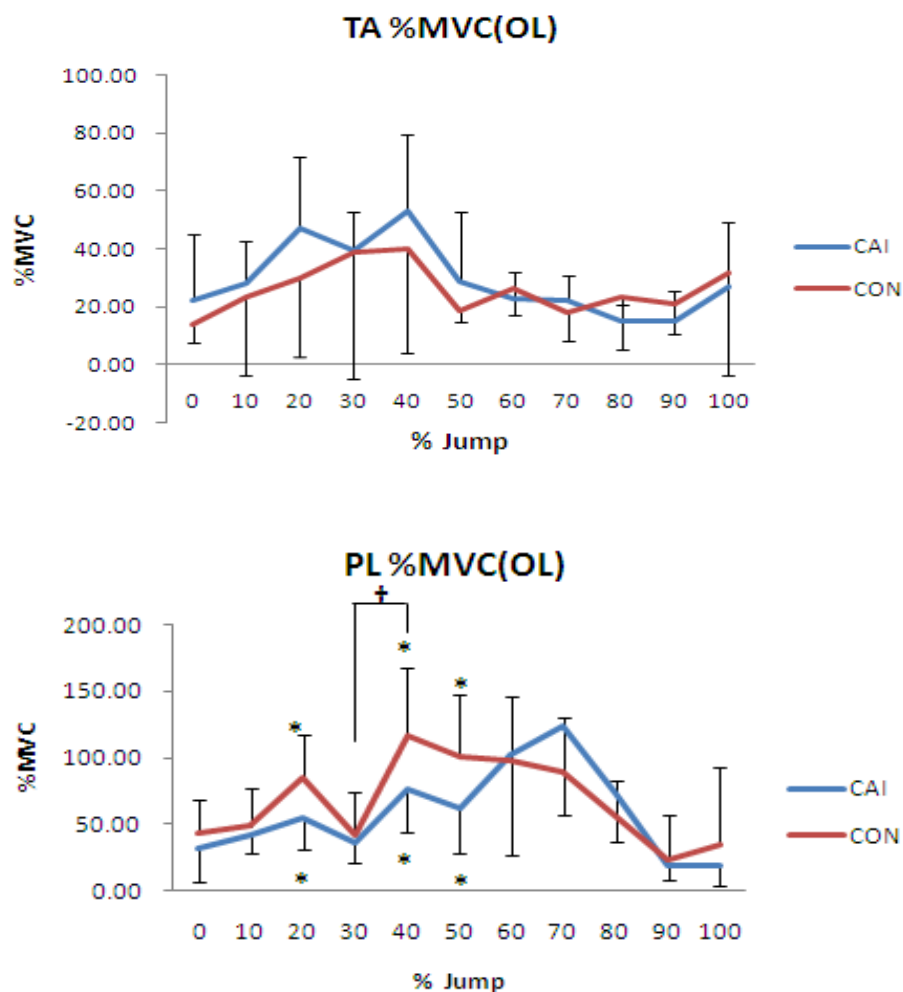


Figure2-5 Plantar pressure of inside line during one leg landing(Mean and SD) *:p<0.05(between CAI and CON) † :p<0.05(difference of change between CAI and CON)

(2)筋活動量

各接地期における筋活動量の経時的変化を Figure2-6 に示した．PL では early contact の 20%、mid contact の 40%、50%で、CAI 群が CON 群に比べて有意に低い値を示した．MG では early contact の 10%で CAI 群が CON 群に比べて有意に高い値を示した．GMed では mid contact の 30%、40%、late contact の 90%で CAI 群が CON 群に比べて有意に低い値を示した．TA に関しては 2 群間で差は認められなかった．

変化量では PL の 30-40%で CAI 群が CON 群と比べて有意に低い値を示し、MG の 30-40%、30-50%では CON 群が CAI 群に比べ有意に大きな値を示した．



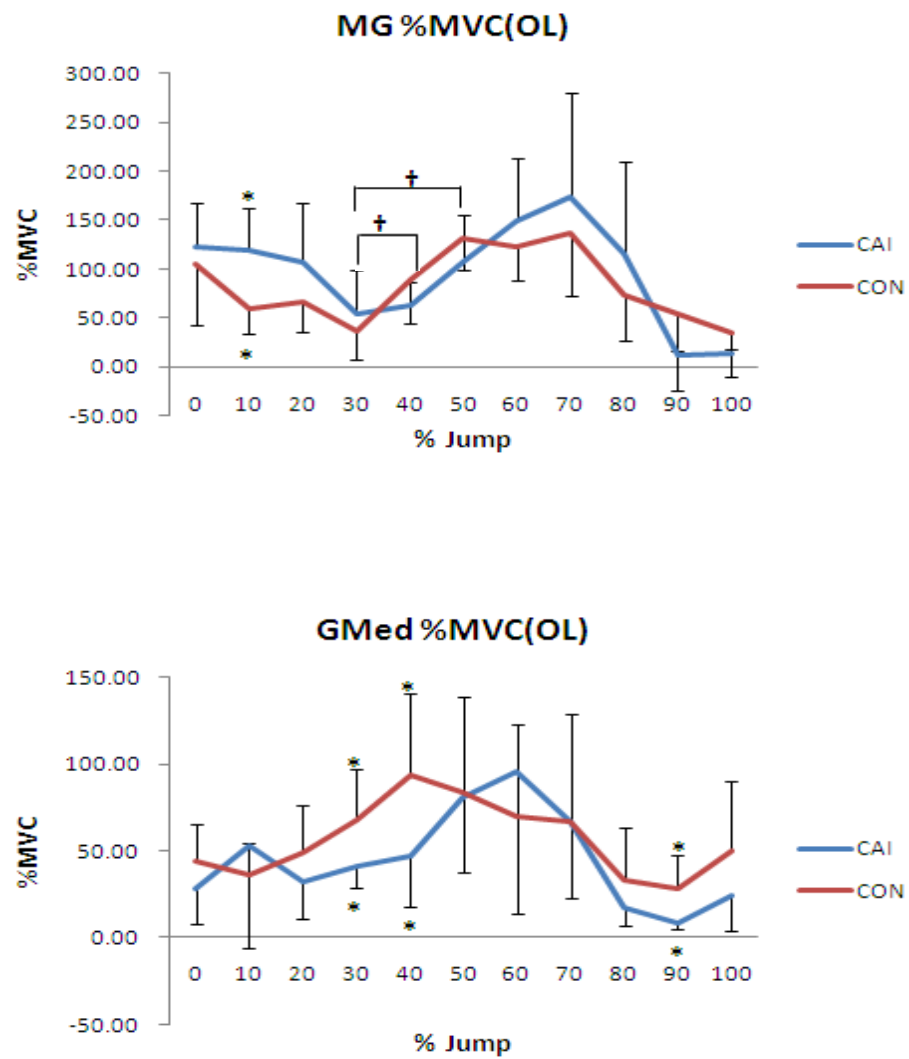


Figure2-6 %MVC values during one leg landing(Mean and SD)

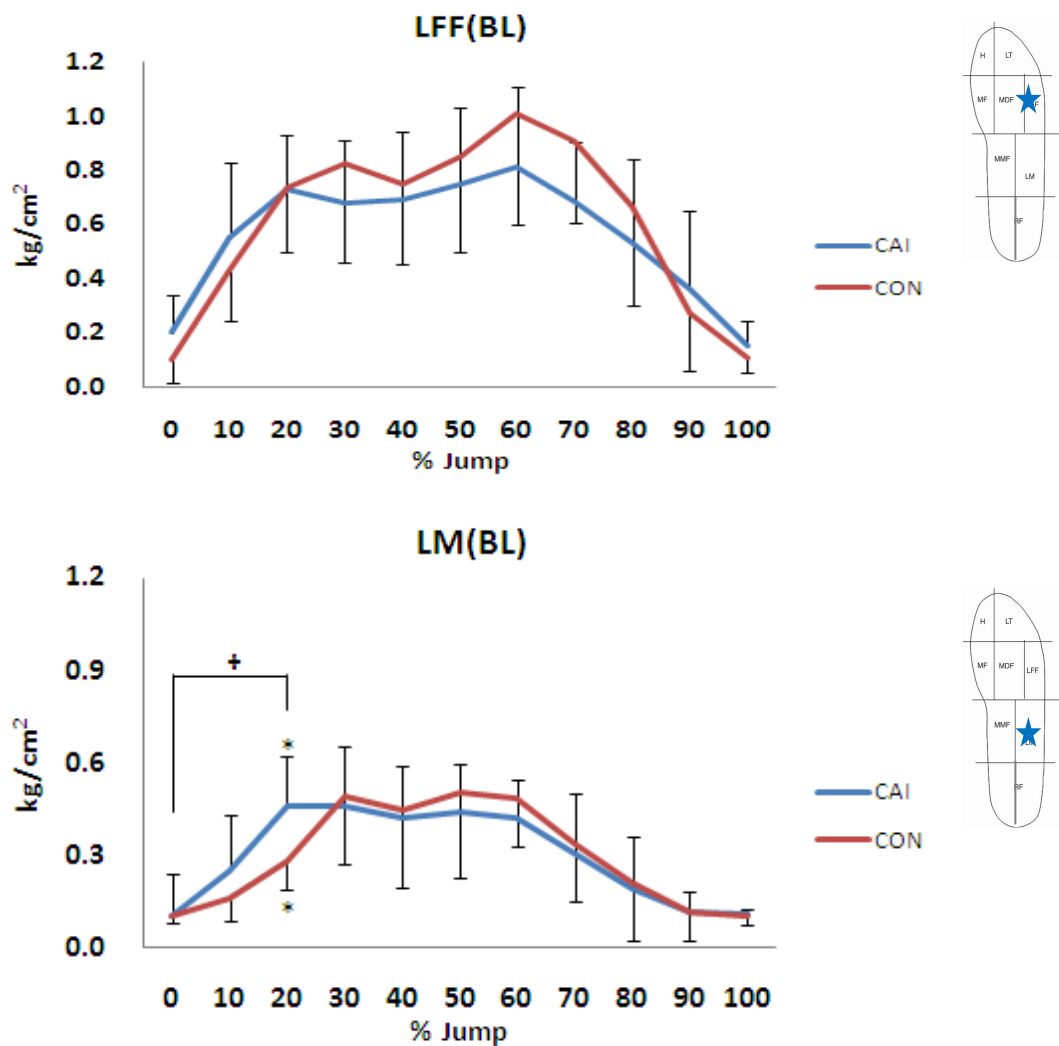
*:p<0.05(between CAI and CON) † :p<0.05(difference of change

between CAI and CON)

両脚連続ジャンプ

(1) 足底圧分布

各接地期における足底圧分布の経時的変化を部位別に Figure2-7、Figure2-8 に示した。外側列では LM が early contact の 20% で CAI 群が CON 群と比較して有意に高い値を示した。LFF、LH の 2 部位では 2 群間で有意な差は認められなかった。変化量では LM の 0-20% で CAI 群が CON 群に比べ大きな値を示した。内側列では H、MF、MH の 3 部位において 2 群間で有意な差は認められなかった。変化量では MF の 30-40% で CON 群が CAI 群に比べ有意に大きな値を示した。



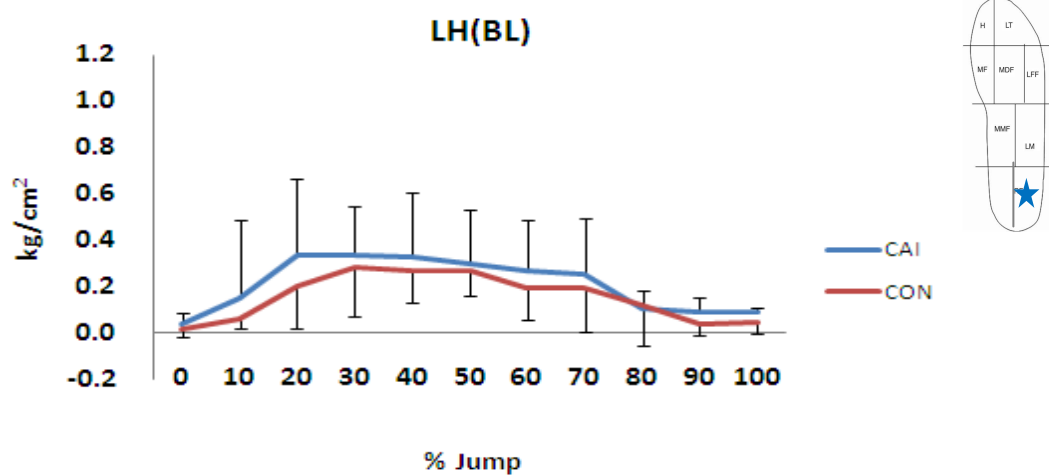
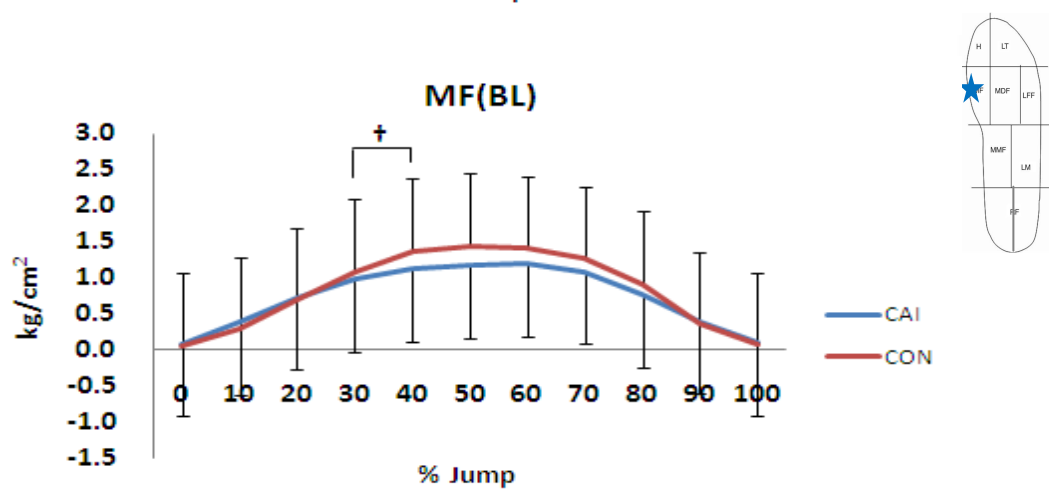
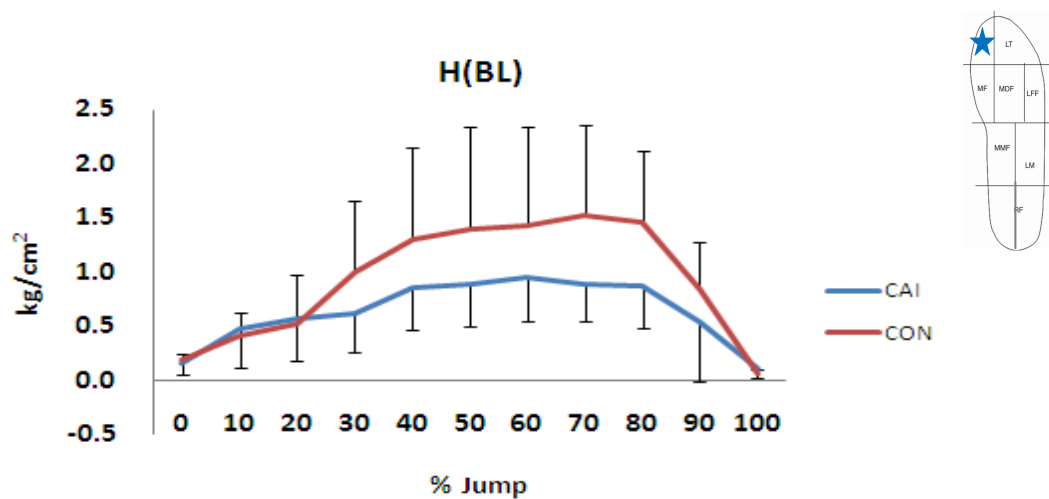


Figure2-7 Plantar pressure of outside line during both leg landing
(Mean and SD) *:p<0.05(between CAI and CON) † :p<0.05(difference of change between CAI and CON)



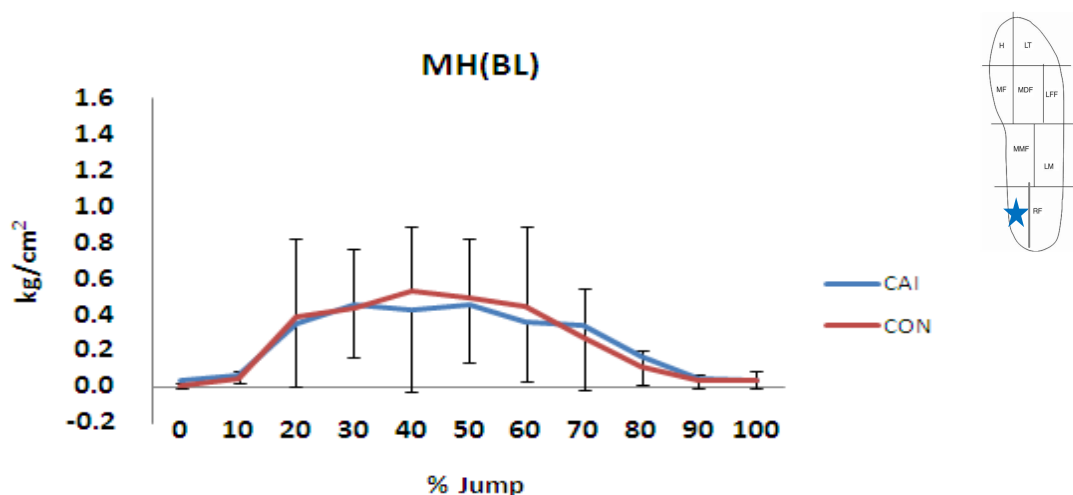
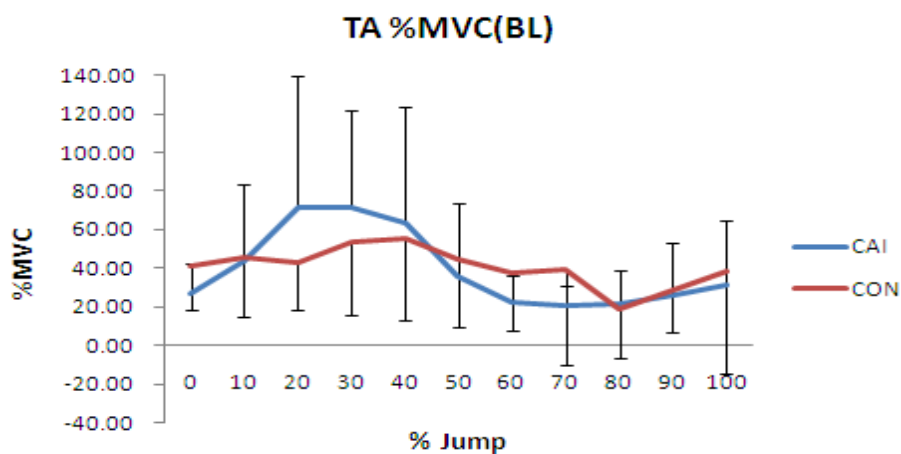


Figure2-8 Plantar pressure of inside line during both leg landing(Mean and SD) *:p<0.05(between CAI and CON)

† :p<0.05(difference of change between CAI and CON)

(2)筋活動量

各接地期における筋活動量の経時的変化を Figure2-9 に示した． PL では mid contact の 30%、40%、50%において CAI 群が CON 群に比べて有意に低い値を示した． MG では early contact の 20%、30%で CAI 群が CON に比べ低値を示し、Gmed では early contact の 10%で CAI 群が有意な低値を示した． TA に関しては、2 群間に有意な差は認められなかった． 変化量では PL で 30-40%、30-50%で CAI 群が CON 群に比べ有意に低い値を示した．



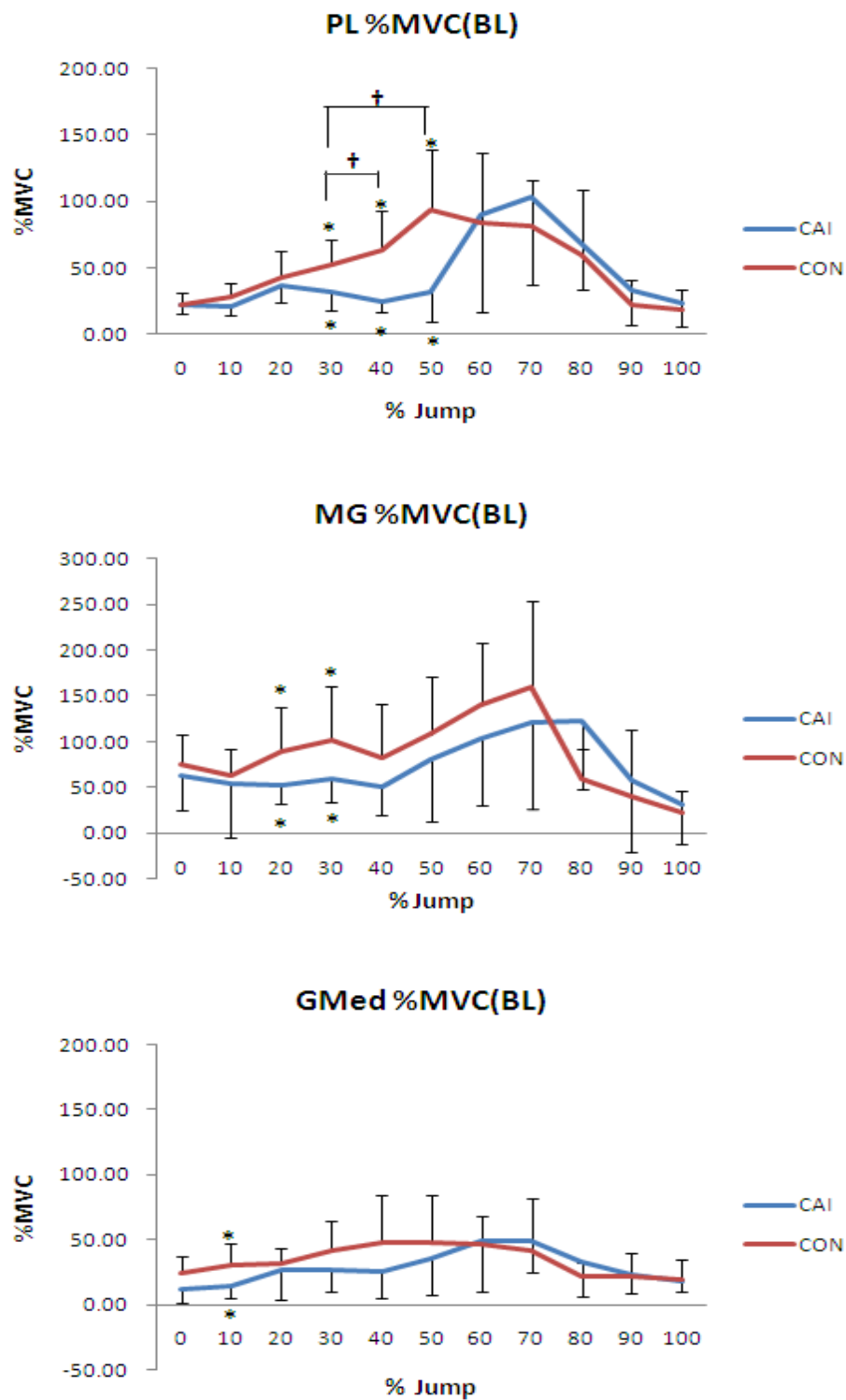


Figure2-9 %MVC values during both leg landing(Mean and SD)

*:p<0.05(between CAI and CON) † :p<0.05(difference of change between CAI and CON)

着地前における筋活動

着地前 50msec、100msec において各筋の活動量を群間で比較したが、それぞれ有意な差は認められなかった (Table2-3,2-4).

Table2-3 Mean±SD of One leg Pre landing EMG(%MVC)

	Muscle	CAI(%MVC)	CON(%MVC)
pre100ms	TA	14.2±10.6	16.6±9.1
	PL	34.5±19.3	44.9±23.0
	MG	35.2±14.5	40.2±15.6
	Gmed	19.7±11.7	18.9±11.1
pre50ms	TA	23.6±26.8	13.1±3.9
	PL	25.0±13.3	17.9±14.0
	MG	28.7±11.2	38.3±14.3
	Gmed	28.9±11.1	21.3±18.0

Table2-4 Mean±SD of Both leg Pre landing EMG(%MVC)

	Muscle	CAI(%MVC)	CON(%MVC)
pre100ms	TA	15.5±12.7	17.5±12.8
	PL	21.1±20.6	19.8±13.1
	MG	37.1±37.1	44.6±19.1
	Gmed	10.3±7.3	13.3±14.2
pre50ms	TA	10.9±6.03	19.5±18.2
	PL	11.4±4.8	12.5±4.2
	MG	33.8±30.3	40..7±20.8
	Gmed	17.0±11.1	19.4.±16.2

【考察】

足底圧分布ではLFFで10%、LMで20、50、60%においてCAI群が有意に大きな値を示し、Hで60%においてCON群が大きな値を示した。変化量の比較ではearly contactでLFFの0-10%、LMの0-20%、LHの0-20%においてCAI群がCON群と比べて有意に大きな値を示し、mid contactではLMの30-50%において同じくCAI群が有意に大きな値を示した。筋活動量に関しては、20、40、50%にかけてPLが、30、40、90%にかけてGMedがCAI群で低い値を示した。この結果からearly contactからmid contactにかけてCAI群は外側荷重傾向にあり、特にearly contactにおいては変化量の比較をみても外側での荷重を強めながら接地していくのが伺える。これは、同時期におけるPLの筋活動の低下が一つ大きな原因として考えられる。PLは足関節の外反筋であり、足関節内反捻挫予防や受傷後のリハビリで積極的にトレーニングされる筋肉である。PLの筋活動量の低下が外反筋としての機能を果たせず、着地において足関節を外反位に作用させることができない³¹⁾、もしくは、足関節の内反への制動に寄与できず外側荷重の傾向を示したと考えられる。宮川ら²⁷⁾はCAI群が健常群と比べて、片脚着地において着地後早期に第4、5中足骨に大きな圧力を示したとし、着地後第5中足骨で早く最大圧に達したと報告している。また、mid contactにおいてはPLだけでなくGMedも同時に活動量を低下させていることから、足関節での姿勢制御だけでなく股関節での姿勢制御も困難になることで着地における足底圧のコントロールがより困難になり、外側荷重の傾向を示したのではないかと考えられる。Horakら³²⁾は、静止立位での側方への重心制御においては足関節よりも股関節による姿勢制御機構の方がより作用していると報告しており、筋活動においても近位から遠位方向への制御を示すような活動パターンがみられたと報告

している．Saraら³³⁾は、両脚立位から片脚立位への移行動作における下肢と体幹の筋電図を比較したところ、CAI群と健常群とでは足関節周囲筋だけでなく、股関節周囲筋の中臀筋、大腿筋膜張筋の筋活動も異なりCAI群の方が筋活動の開始のタイミングが遅かったと報告している．これらの静止立位での現象は、動的動作の立位の局面、つまり本実験でいうmid contactにおいても考えられる現象である．本実験でのCAI群でのGMedにおける筋活動の低下が股関節外転筋での姿勢制御の低下につながり、そのことによって骨盤の外側移動をもたらし、それに伴い下腿が外側に傾斜することで足底圧中心の外側化が生じ、外側荷重傾向になっているのではないかと考えることができる．Frielら³⁴⁾は足関節内反捻挫後の慢性的な症状を有する者に患側の股関節外転筋の筋力低下が認められたと報告している．これらの先行研究を踏まえると足関節不安定性を有する者の接地時の荷重傾向に関しては、足関節周囲筋の機能低下に限らず、股関節周囲筋にも不安定性を有さない者との間に機能的な変化があり、荷重傾向に影響を及ぼしているということがいえるであろう．また、ジャンプ着地時における骨盤の偏移や体幹、上体の傾斜は股関節周囲筋での制御だけでなく、体幹部の筋群も姿勢制御に大きく関与しているため、体幹部の筋群の機能的な違いも潜在している可能性が考えられる．

Hの部分でも群間で有意な差があり、CON群で60%に有意に大きな値を示した．mid contactの60%以外の30から70%において有意な差は認められなかったが、CAI群に比べCON群の方が高値を示しており、変化量の比較ではH、MF共に30-40%、30-50%、30-60%においてCON群が有意に大きな値を示していることから、CON群では母趾をきかせての着地傾向がみられる．足底における母趾から母趾球にかけては固有

受容器が多く分布する部位とされており、固有受容器からの情報入力によって姿勢制御を優位に行うことが可能になる．このことから CON 群は CAI 群に比べて mid contact において母趾荷重になることで地面を捉え、動的な安定性を獲得しようとしていることが伺える．MG に関しては片足の 10% で CAI 群が有意に高い値を示した．Suda ら³⁵⁾は腓腹筋の機能として着地時において足関節を伸張性収縮にて制御し、着地時の安定に寄与していると報告していることから、CAI 群では PL の機能低下から、代償的に MG での過剰な筋活動がみられたといえる．両足における結果では LM の 20% での差のみであり、全体を通してほぼ差のない状態であった．MG の筋活動をみても、CON 群の方が有意に高い値を示していることから、健側優位な着地をしていることが推測でき、着地試技そのものに違いがあったと考えられる．

着地前における筋活動量の比較では片脚、両脚共にそれぞれの筋で有意な差は認められなかった．Eamonn ら³⁶⁾の着地動作に関する研究では CAI 群が着地前において PL の筋活動が有意に低い値を示したとしており、他の研究³⁵⁾でも同じく着地前において CAI 群が低い筋活動動態を示したと報告している．本実験でも PL の着地前の筋活動は CON 群と比較して低い傾向にはある．有意な差がでなかった要因として、本実験における対象者は競技レベルが高く、チームに専属のトレーナーを有しており、傷害発生から復帰にかけてトレーナーの管理下の元でリハビリが行われている環境にあることが一つとして考えられる．

【結語】

本章では F-scan と表面筋電計を用いて、連続ジャンプ動作における足関節周囲筋、足底圧分布に及ぼす影響の検討をした．以下のような結果が得られた．

片脚着地

- ・ 外側列では LFF が early contact の 10% で、LM では early contact の 20%、mid contact の 50%、60% で CAI 群が CON 群より有意に高い値を示した．変化量では LFF の 0-10% で、LM の 0-20%、30-50% で LH の 0-20% で CAI 群が CON 群に比べて有意に高い値を示した．
- ・ 内側列では H が mid contact の 60% で、CON 群が CAI 群より有意に高い値を示した．変化量では H、MF 共に 30-40%、30-50%、30-60% において、それぞれ CON 群が CAI 群に比べ有意に高い値を示した．
- ・ PL では early contact の 20%、mid contact の 40%、50% で、GMed では mid contact の 30%、40%、late contact の 90% で CAI 群が CON 群に比べて有意に低い値を示した．MG では early contact の 10% で CAI 群が CON 群に比べて有意に高い値を示した．変化量では PL の 30-40% で CAI 群が CON 群と比べて有意に低い値を示し、MG の 30-40%、30-50% では CON 群が CAI 群に比べ有意に高い値を示した．

両脚着地

- ・ 外側列では LM が early contact の 20% で CAI 群が CON 群と比較して有意に高い値を示した．変化量では LM の 0-20% で CAI 群が CON 群に比べ有意に高い値を示した．
- ・ 内側列では H、MF、MH の 3 部位において 2 群間で有意な差は認めら

れなかった．変化量では MF の 30-40%で CON 群が CAI 群に比べ有意に高い値を示した．

- PL では mid contact の 30%、40%、50%で、MG では early contact の 20%、30%、Gmed では early contact の 10%で CAI 群が有意な低値を示した．変化量では PL で 30-40%、30-50%で CAI 群が CON 群に比べ有意に低い値を示した．

第 3 章

連続ジャンプ動作時の足関節 3 次元動作解析

第 3 章

【緒言】

第 2 章では、着地動作時の足底圧分布と股関節・足関節周囲筋の筋活動に関する実験を行い、CAI 群で着地後の外側荷重、PL、GMed の機能低下という傾向がみられた。着地早期から、外側荷重の傾向にあったことから、着地前から足関節が内反位にあることが推測され、また、着地後に関しても、足関節の内反位が考えられる。第 3 章では、三次元動作解析装置を用いて足関節の動きを明らかにし、第 2 章で得られた結果と照らし合わせることで、より詳細に足関節不安定性を有する者の動態を明らかにすることを目的とする。

三次元動作解析では Andriacchi ら³⁷⁾による Point Cluster Technique(PCT)プログラムを参考に、膝関節用のアルゴリズムを改変し、足関節用のアルゴリズムを作成し、足関節の動作解析を行う。そのため、まず初めに、改変して作成したアルゴリズムの精度の検証を行う必要がある。

そこで本研究では、はじめに膝関節の動作解析に用いられる PCT 法を足関節に用いるため、改変して作成されたアルゴリズムの検証実験を行い、アルゴリズムによって導き出された値の妥当性が確認された後、人に対する実験に用いることとした。また、本研究では足関節の動きを着地前から検討するため、器質的な違いが着地前の足関節の動きに影響を及ぼす可能性があることから、靱帯損傷等の器質的な部分についても動作解析に併せて比較検討した。

【方法】

対象

本章では実験 1 として足関節モデルを用いた実験を行った。実験 2 では第 2 章と同様、過去 3 年以内に 2 回以上の足関節内反捻挫の既往がある者と両足において足関節内反捻挫の既往のない者とした。CAI 群と CON 群の選定方法も第 2 章と同様の方法で行った。実験 2 は某高校男子サッカー部に所属する 14 名を対象とした。それぞれの詳細については各実験の中で詳しく述べる。

装置設定

本実験では赤外線カメラ 8 台(VICON 370; Oxford Metrics 社製, Oxford, UK)を使用し、そのうちの 2 台は直接床に設置し、残りの 6 台は三脚を用いて下腿、足部を捉えられるようにセッティングを行った(Figure3-1-1)。三次元座標データの収集は Motion Analysis(Eva Hires™, Motion Analysis Corporation)を用い、サンプリング周波数 200Hz にて各マーカーの三次元位置座標の計測を行った。ジャンプ着地時の接地期を明らかにするため、着地点をフォースプレート上とし、サンプリング周波数 1000Hz にて床反力データの計測を行った。

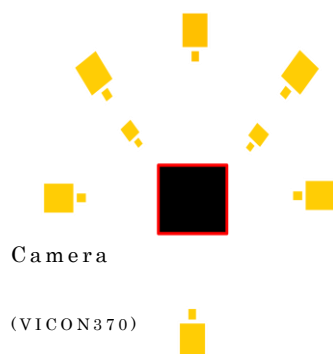


Figure3-1-1 Experimental set up

実験 1 ankle model による検証

本実験ではAndriacchiら³⁷⁾によるPoint Cluster Technique(PCT)プログラムを参考に、膝関節用のアルゴリズムを改変し、足関節用のアルゴリズムを作成した。PCTでの貼付マーカーは二つに分類される。各分節に多数貼付されたクラスターマーカーと、骨指標に貼付けされた骨指標マーカーである。本研究では、下腿部に骨指標マーカーを脛骨高原外側、脛骨高原内側、外果、内果の4個、クラスターマーカーを6個貼付けし、足部に骨指標マーカーを踵骨アキレス腱付着部、立方骨粗面、舟状骨粗面、第1中足骨頭の背側中央、第5中足骨頭の背側側面の5個、クラスターマーカーを10個貼付けした。

クラスターマーカーより算出した各分節の慣性主軸を用いて、静止立位時の骨指標マーカー位置を参照に下腿に対する足部の運動として外転・内転、外反・内反、底屈・背屈偏位量を求め、静止立位からの偏位量として算出した。

本実験での関節座標系の定義に関してはInternational Society of Biomechanicsの定義³⁸⁾を参考にし、前額面状の動きを外反・内反、矢状面状の動きを底屈・背屈、水平面状の動きを外転・内転とした(Figure3-1-2)。

改変したアルゴリズムから導き出される値の精度、正確性を検証するため、自作した足関節モデルを用いた検証実験を行った。

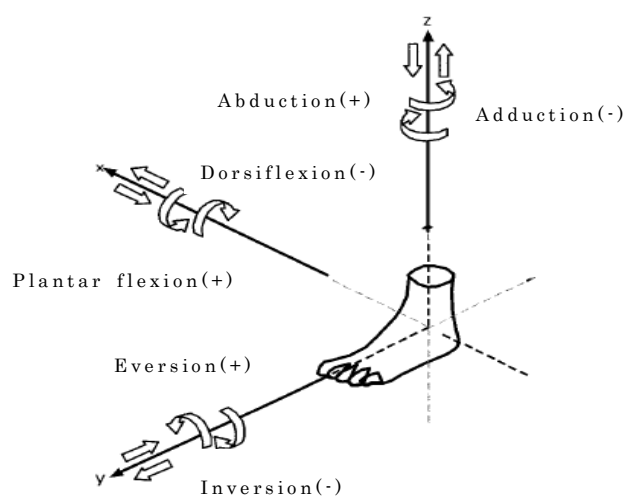


Figure 3-1-2 The joint co-ordinatesystem as was
in this study

(1)対象

発砲スチロールより切り出して作成した下腿・足部モデルを使用した (Figure3-1-3). モデルの下腿部、足部には対象者に貼付けするのと同じ配置で反射マーカ―(下腿部、足部の骨指標マーカ―:直径 9mm、足部のクラスターマーカ―:直径 4mm)を下腿部に 10 個(骨指標マーカ―4 個、クラスターマーカ―6 個)と足部に 15 個(骨指標マーカ―5 個、クラスターマーカ―10 個)、両面テープを用いて貼付けした. 外転・内転の計測の際には下腿と足部の間に粗微動回転ステージ(ツクモ工学株式会社製)を取り付け、外反・内反、底屈・背屈の計測の際は α 軸ゴニオステージ(ツクモ工学株式会社製)を下腿と足部の間に取り付け、それぞれの目的とする角度を 1 度刻みで 0 から 10 度の可動域で角度を変化させて 6 方向の角度計測を行った.

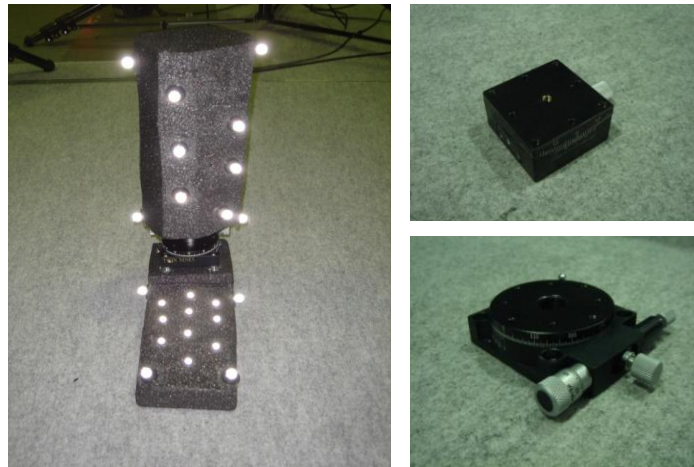


Figure3-1-3 ankle segment model

(2) 方法

設定した試技フィールド内に足部モデルを配置し、0 から 10 度までの各角度設定で 1 秒間の計測を 6 方向分行った．本実験では足部に対して下腿を 1 度刻みで動かすことで足関節の各方向の動きとする．

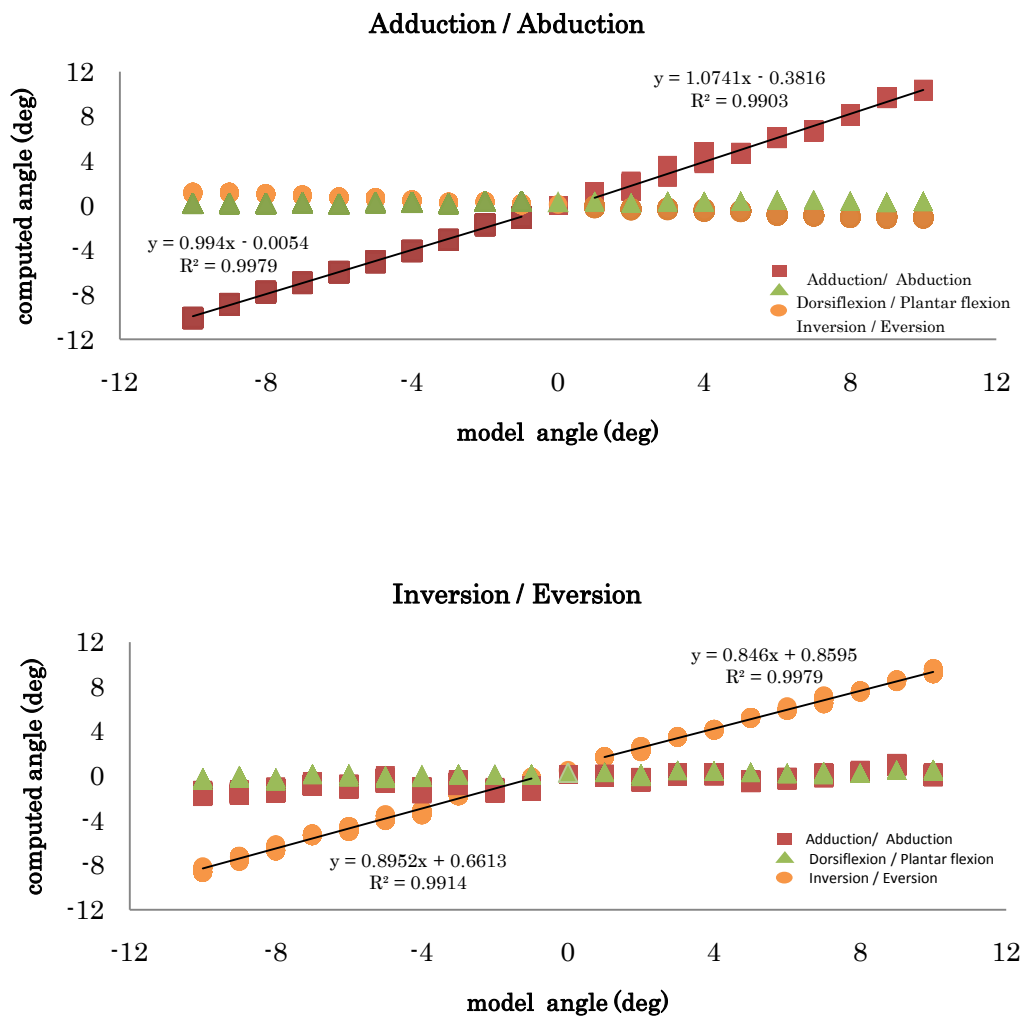
(3) データ処理

三次元マーカー座標より PCT アルゴリズムを用い、足部に対する下腿の外転・内転角度、外反・内反角度、底屈・背屈角度を算出した．

足関節用 PCT アルゴリズムによって導き出される値の妥当性を検証するため、足関節モデルの設定値とアルゴリズムにより導きだされた計算値の相関を Pearson の相関係数を用いて検討した．さらに目的とする方向の足関節モデルの設定値を変化させることによって他方向それぞれの値にどれだけ影響を与えるかを検証するため、足関節モデルの設定角度を独立変数、PCT より得られた算出値を従属変数として回帰式と R^2 を求めた．「母回帰係数が 0 でない」という帰無仮説を立て、これを棄却できるか検討した．

【結果】

足関節モデルの設定値と足関節 PCT アルゴリズムにより算出された計算値との相関を Figure3-1-4 に示す．足関節モデルの設定値と算出された計算値との相関係数は外転 $P=0.995$ 、内転 $P=0.999$ 、外反 $P=0.999$ 、内反 $P=0.996$ 、底屈 $P=0.996$ 、背屈 $P=0.999$ でいずれも 1%水準で有意であった．「母回帰係数が 0 でない」という帰無仮説を棄却できなかったものは、外転・内転モデル使用時の外転・内転、外反・内反モデル使用時の外反・内反、底屈・背屈モデルの使用時の底屈・背屈であった．他については、「母回帰係数が 0 でない」という帰無仮説が棄却された．



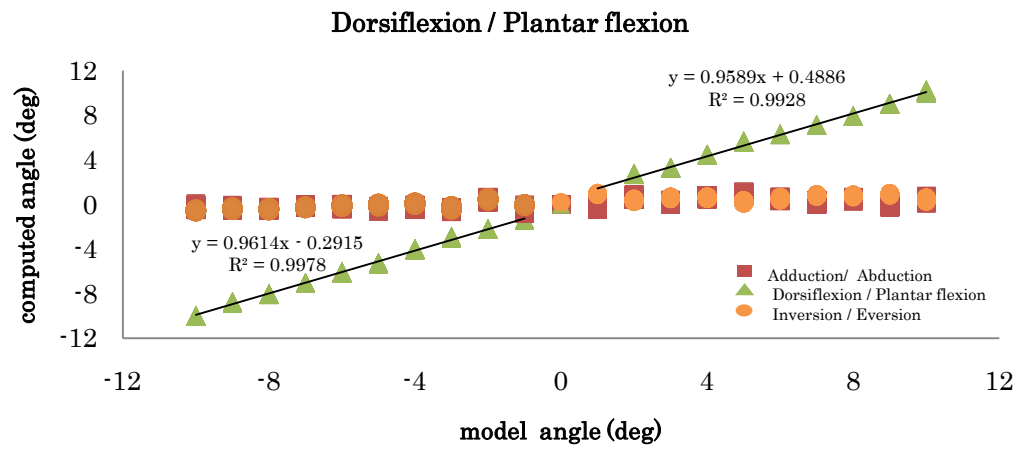


Figure3-1-4 Correlation of model angle and computed angle

【考察】

足関節モデルの設定値と PCT によって算出された計算値との相関が
いずれのモデルでも 1%水準で有意であった。この結果により、本実験
用に改変した足関節用 PCT アルゴリズムは足関節の外転・内転、外反・
内反、底屈・背屈の運動を詳細に記述しうるものであると考えられる。
足関節モデルの設定値と PCT によって算出された計算値の回帰直線の
うち、「母回帰係数が 0 でない」という帰無仮説を棄却できなかったも
のは、外転・内転モデル使用時の外転・内転、外反・内反モデル使用時
の外反・内反、底屈・背屈モデルの使用時の底屈・背屈であり、他につ
いては、「母回帰係数が 0 でない」という帰無仮説が棄却された。この
ことから、1 方向の設定値を変化させても他方向の計算値に影響を与え
る可能性はないと考えられ、本実験用に改変した足関節用 PCT アルゴリ
ズムから算出される値は妥当であると考えられる。

実験 2 in vivo による実験

【方法】

(1) 対象

本実験では、第2章と同様、過去3年以内に2回以上の足関節内反捻挫の既往がある者と両足において足関節内反捻挫の既往のない者とした。CAI群とCON群の選定方法も第2章と同様の方法で行った。実験2は某高校男子サッカー部に所属する14名を対象とした。CAI群7名（年齢 16.9 ± 0.7 歳、身長 172.7 ± 4.0 cm、体重 64.4 ± 2.5 kg、足長 26.2 ± 0.7 cm、足幅 10.2 ± 0.5 cm）の7肢、CON群6名（年齢 16.7 ± 0.5 歳、身長 171 ± 6.9 cm、体重 66.2 ± 4.5 kg、足長 25.1 ± 1.3 cm、足幅 10.1 ± 0.4 cm）の6肢を対象とした。本実験では対象者の関節不安定性が先天的な関節弛緩性由来でないことを確認するために、対象者全員に関節弛緩性テスト²⁸⁾を行い関節弛緩性がないことを確認している。また、対象者の全員は過去6ヶ月間の運動に支障をきたす外傷、障害、神経系の異常のない者とした。

本実験は早稲田大学倫理委員会において承認されている。各対象者と保護者には実験の前に研究の目的と方法を十分説明し、実験に対する同意を得た(承認番号:2009-076)。

(2) 実験方法

<実験試技>

各対象者には設定した試技フィールド内にて、裸足で5回連続垂直ジャンプの動作を片脚(One Leg:OL)で行った。ジャンプは両脚の直立位の静止姿勢からジャンプを開始し、その後の着地、ジャンプを片脚で行った。両試技において対象者にはジャンプ間の接地時間をできるだけ短く、

かつ最大努力でジャンプするように指示した．今回の実験では足関節不安定性を有する者を対象としているので、動作試技中の上肢においては着地時の安全性を考慮して、両手を腰にあてる等の制限はなく自由な状態とした．着地位置を一定にし、足部が矢状面に平行に着地した試技を成功試技とした．計測は測定補助者が口頭で指示を行った後、試技に慣れるまで練習を行い、その後、3回成功するまで試技を行った．成功試技3試行の5回着地のうち、2回目から4回目の計3回の着地を解析対象とした．

対象者の下腿、足部には反射マーカ―(下腿部、足部の骨指標マーカ―:直径9mm、足部のクラスターマーカ―:直径4mm)を下腿部に10個(骨指標マーカ―4個、クラスターマーカ―6個)と足部に15個(骨指標マーカ―5個、クラスターマーカ―10個)貼付けした(Figure3-2-1)．マーカ―は両面テープを用いて貼付けした後、サージカルテープにてマーカ―ベースを固定した．これらのマーカ―はPCTでの計算に用いられた．PCTでは下腿部と足部のマーカ―よりそれぞれの慣性主軸を求めることにより、足関節の角度を算出するため、各皮膚マーカ―のノイズが相殺されやすいという特徴を持つ．

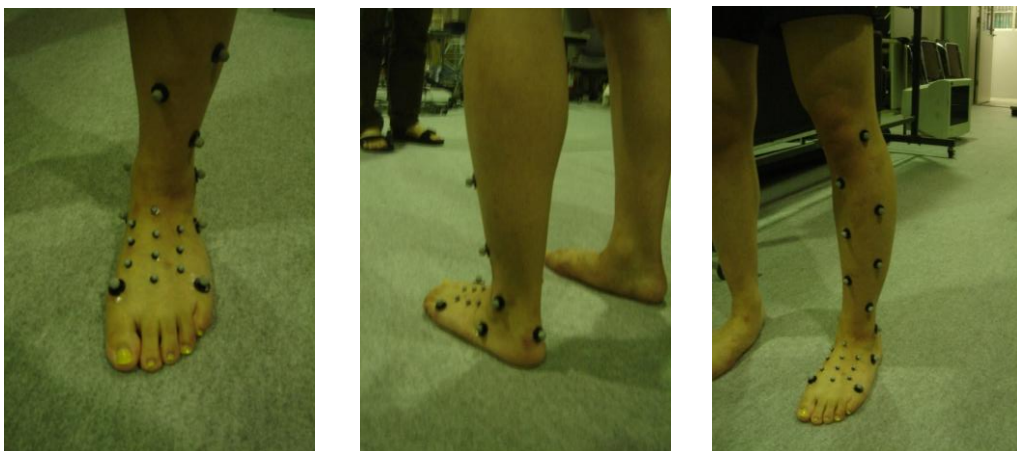


Figure3-2-1 Arrangement of makers

<測定項目>

1. 静的因子

PCT算出値に影響し得るものとして舟状骨高率と足関節背屈可動域の計測を行った。舟状骨高率は大久保ら²⁹⁾の測定方法を使用し、静止立位時の足長に対する舟状骨粗面の高さの割合を算出した。

足関節背屈可動域は日本整形外科学会が定めた方法に準拠して行った。

2. 足関節角度

計測された三次元位置座標より、PCTを用いて足関節外転・内転、外反・内反、底屈・背屈角度を算出した。

(3)データ処理

本実験では、着地直前の足関節の角度の差を検討するため、着地 100msec 前から着地 50msec 後の各角度の時系列変化を解析の対象とした。また、つま先接地から離地までの角度の検討も合わせて解析する。接地期の解析に関しては、第 2 章同様、接地期を統一するために 1 回の接地期をパーセンテージ化し、toe contact から toe off までを 1 周期の接地と定義した。1 周期を 100%とし、10%毎の角度変化を計測した。toe contact 後に外反・内反角度にて群間で軌跡の違いがみられたことから early contact 期における外反・内反の偏位量を算出した。また、heel contact 後に外転・内転角度において群間で軌跡の違いがみられたことから mid contact 期における外転・内転の偏位量もともに算出した。

(4)統計検定

統計処理は、対象者の試行 3 回の平均値を用いた。各角度の時系列変

化と%毎の値の比較に二元配置分散分析を行い、事後検定として Bonferroni の多重比較検定を行った．有意水準は $p<0.05$ とした．静的因子、偏位量の比較に関しては対応のない t 検定を行った．有意水準は $p<0.05$ とした．

【結果】

静的因子

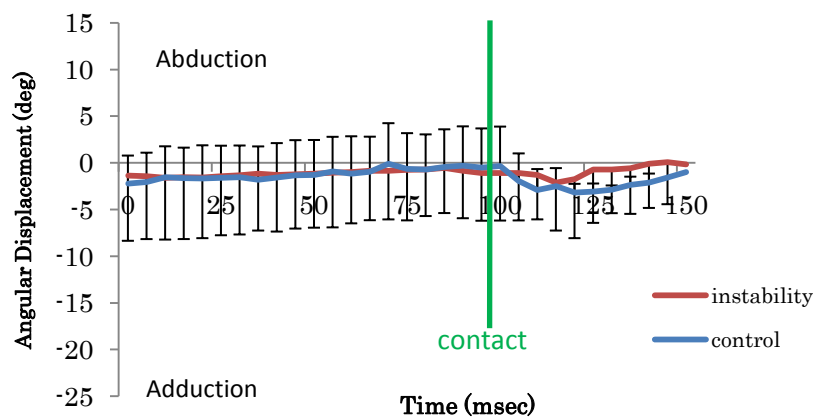
群間で舟状骨高率、足関節背屈角度のそれぞれ比較を行ったが、2 群間で有意な差は認められなかった (Table3-2-1).

Table3-2-1 Means $\pm$ SD value of static factor

	CAI	CON
Navicular height ration (%)	16.3 $\pm$ 2.2	16.6 $\pm$ 1.3
Ankle Dorsiflexion ROM (deg)	21.6 $\pm$ 2.4	20.5 $\pm$ 3.6

足関節角度

片脚連続ジャンプにおける接地時の 100msec 前から 50msec 後までの時系列変化を Figure3-2-2 に示した. 外転・内転、外反・内反、底屈・背屈すべてにおいて接地前に 2 群間で有意な差は認められなかった. 外反・内反では接地後、群間で異なった動態傾向を示し、CAI 群は CON 群に比べると内反位傾向であることが示唆されたが有意な差は認められなかった. 外転・内転、底屈・背屈においても有意な差は認められなかった.



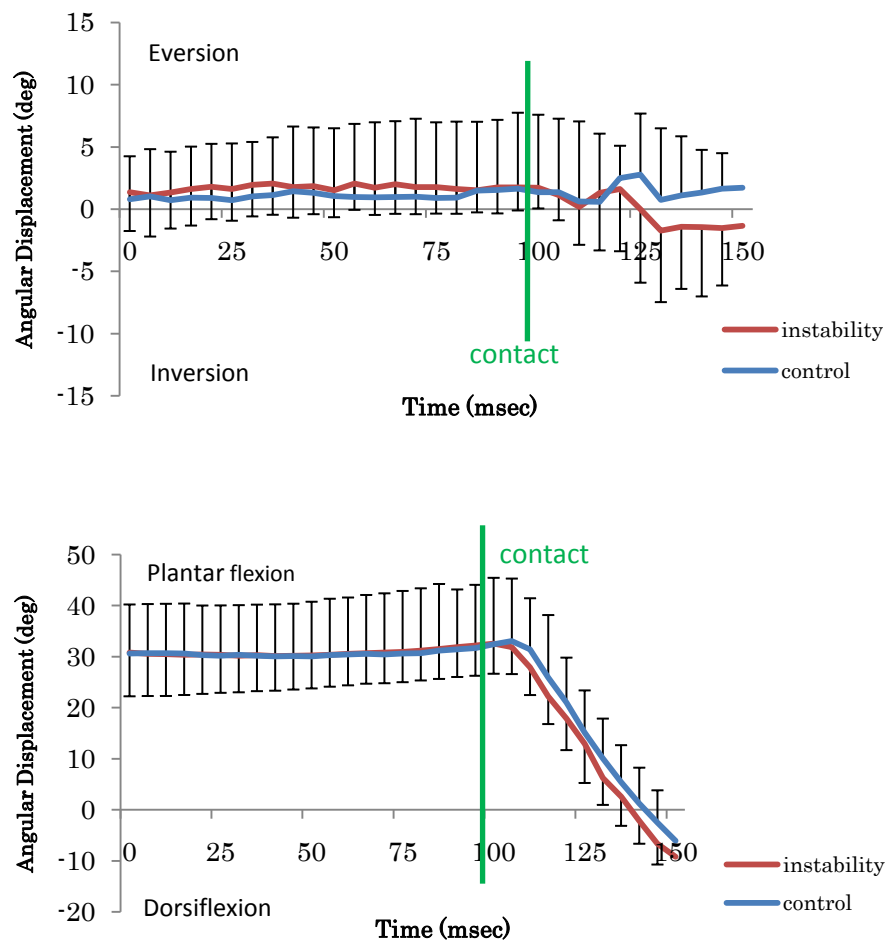


Figure3-2-2 Comparison of joint motion data before and after contact(Mean and SD)

接地期の足関節運動の変化を Figure3-2-3 に示した．接地期における外転・内転、外反・内反、底屈・背屈の各 6 方向のそれぞれの群間での比較ではどれも有意な差は認められなかった．

early contact 期における外反・内反の偏位量、mid contact 期における外転・内転の偏位量を Table3-2-2 に示した．着地後の 0-10%、0-20%での偏位量を算出した．0-10%における偏位量は CAI 群で内反傾向に有

意な値を示した．0-20%では偏位量に有意な差は認められなかった．着地後の30-40%、30-50%、30-60%での偏位量を算出した．30-50%における偏位量はCAI群で内転傾向に有意な値を示した．30-40%、30-60%では有意な差は認められなかった．

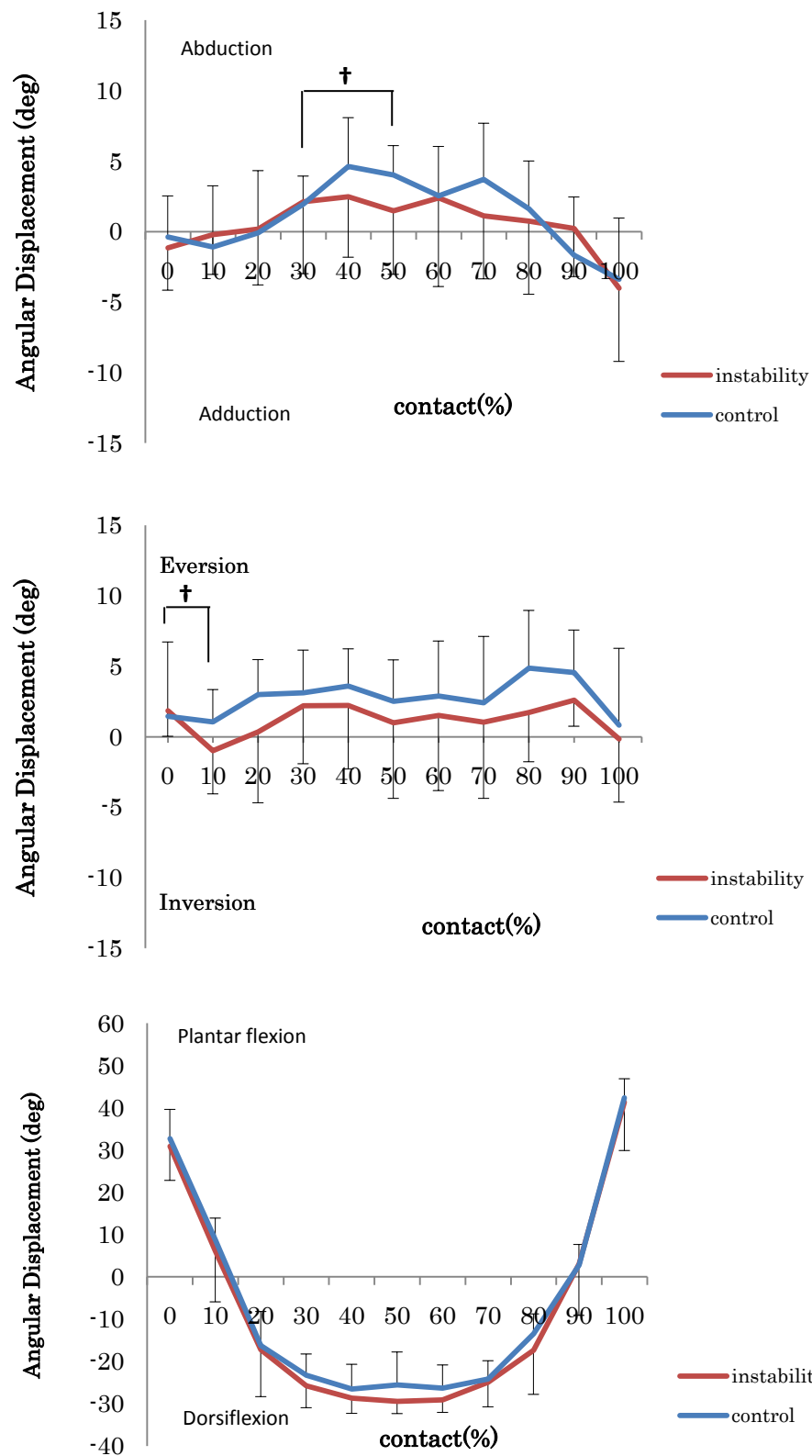


Figure3-2-3 Comparisons of joint motion data after contact(Mean and SD)

† :p<0.05(position at foot from 0%(early contact) and 30%(mid contact))

Table Mean $\pm$ SD of Abduction(+) and Adduction(-) position at foot contact from 30%

	CAI	CON
40% (deg)	0.4 $\pm$ 1.9	2.7 $\pm$ 4.0
50% (deg)	-0.6 $\pm$ 1.5*	2.1 $\pm$ 3.2*
60% (deg)	0.3 $\pm$ 1.9	0.6 $\pm$ 4.1

*:p<0.05 between CAI and CON

Table Mean $\pm$ SD of Eversion(+) and Inversion(-) position at foot contact from 0%

	CAI	CON
10% (deg)	-1.5 $\pm$ 4.3*	2.3 $\pm$ 3.3*
20% (deg)	-0.2 $\pm$ 5.8	3.3 $\pm$ 3.7

*:p<0.05 between CAI and CON

【考察】

ジャンプ着地における着地前、着地後での足関節の角度に有意な差は認められなかった。第2章から接地初期から外側荷重の傾向を示したため、接地前から足関節が内反位にありその肢位で着地することで早期の外側荷重傾向になると仮説をたてていた。しかし、本実験からは内反位での着地の傾向はみられなかった。着地してからの時系列変化では、CAI群がCON群と比べると外反、外転角度が小さい傾向になるという結果が得られ、変化量の比較では0-10%でCAI群が有意に内反方向に偏位し、30-50%でCAI群が有意に内転方向に偏位した。Delahuntら³⁹⁾はサイドホップの試技においてCAI群がジャンプ着地前の50msecから着地後100msecにかけて健常群と比較して足関節の外反角度が小さくなると報告している。本実験に合わせてTelosによるストレスX線撮影を行っており、その実験からCAI群が器質的な要因で足関節に不安定性を有していることがわかっている。第2章からは接地後PL、GMedの筋活動の低下がみられた。これらを踏まえると本実験の着地後の時系列変化、変化量は靭帯損傷による器質的な変化、CAIを有する者にみられるPL、GMedの機能低下が、外反角、外転角の低下の要因になっていると考えられる。本実験での足関節の外転・内転に関しては、足部全体が地面に接地した後は、足部が支点になるため、足関節に対する下腿の動きによって足関節の外転・内転が算出される。つまり、mid contactで足関節外転角度の低下というのは下腿の外旋を意味しており、下腿が外旋することで相対的に足部の位置が内転位になり、足関節の外転角度の低下ということになる。運動連鎖の観点からすると下腿の外旋は足関節の内反を伴い、外側荷重をもたらすとされている。今回示された結果からは着地前では足関節における角度の差はなかったが、着地後において群間で異なった

動態を示すことがわかった．この結果は第 2 章の実験の筋電図による結果と同じような結果となった．

第3実験 ストレス X線撮影による器質的な違いの検討

【方法】

(1)対象

某高校男子サッカー部に所属する14名を対象とした。CAI群7名（年齢 16.9 ± 0.7 歳、身長 172.7 ± 4.0 cm、体重 64.4 ± 2.5 kg、足長 26.2 ± 0.7 cm、足幅 10.2 ± 0.5 cm）の7肢、CON群6名（年齢 16.7 ± 0.5 歳、身長 171 ± 6.9 cm、体重 66.2 ± 4.5 kg足長 25.1 ± 1.3 cm、足幅 10.1 ± 0.4 cm）の6肢を対象とした。

本実験は早稲田大学倫理委員会において承認されている。各対象者と保護者には実験の前に研究の目的と方法を十分説明し、実験に対する同意を得た(承認番号:2009-076)。

(2)試技

撮影試技は内反ストレステスト、前方引き出しテストとした。関節に対してストレスをかけるのに TelosSE(Telos 社製)を使用した。下腿長の遠位15%の位置にストレス用関節固定器 Telos の荷重パッドが、近位75%の位置に膝クッションが当たるように Telos をセットし、1kp から15kp までゆっくりと荷重をかけていった。15kp の荷重をかけたところで X線撮影を行った。両試技ともに足関節10度底屈位を保てるように、作成した傾斜板を対象者の前足部にバンドを用いて装着した。

内反ストレステスト(Figure3-3-1)では、対象者は撮影台に背臥位になり Telos に対して下腿が105度になるように足を置き、下腿に対内側から外側へ15kp の荷重をかけられた。ストレスをかけられている際、下腿が内旋、外旋しないように注意した。

前方引き出しテスト(Figure3-3-2)では、対象者は撮影台に側臥位にな

り膝関節 30 度屈曲位で Telos に足を置き、下腿の前面から 15kp の荷重をかけられた。

(3) データ処理

得られた X 線画像は画像解析ソフト CanvasX(ACD Systems of America 社製)を用いて解析した。同一験者が内反ストレステストによって得られた画像から距骨傾斜角、前方引き出しテストによって得られた画像から距骨の前方引き出し率をそれぞれ 10 回計測し、得られた 10 回分の値の平均値を算出した。

距骨傾斜角は前額面から撮影された X 線画像の脛骨下端関節面と距骨関節面から成る傾きの角度とした(Figure3-3-1)。

前方引き出し率は杉本⁴⁰⁾らの方法を参考にし、矢状面から撮影された X 線画像の脛骨遠位関節面の後縁を A 点、前縁を B 点、距骨関節面の後縁を C 点として以下の式により算出した(Figure3-3-2)。

$$\text{前方引き出し率} = (\text{AC} / \text{AB}) \times 100(\%)$$

(4) 統計検定

統計処理は対象者の平均値を用い、対応のない t 検定を行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。

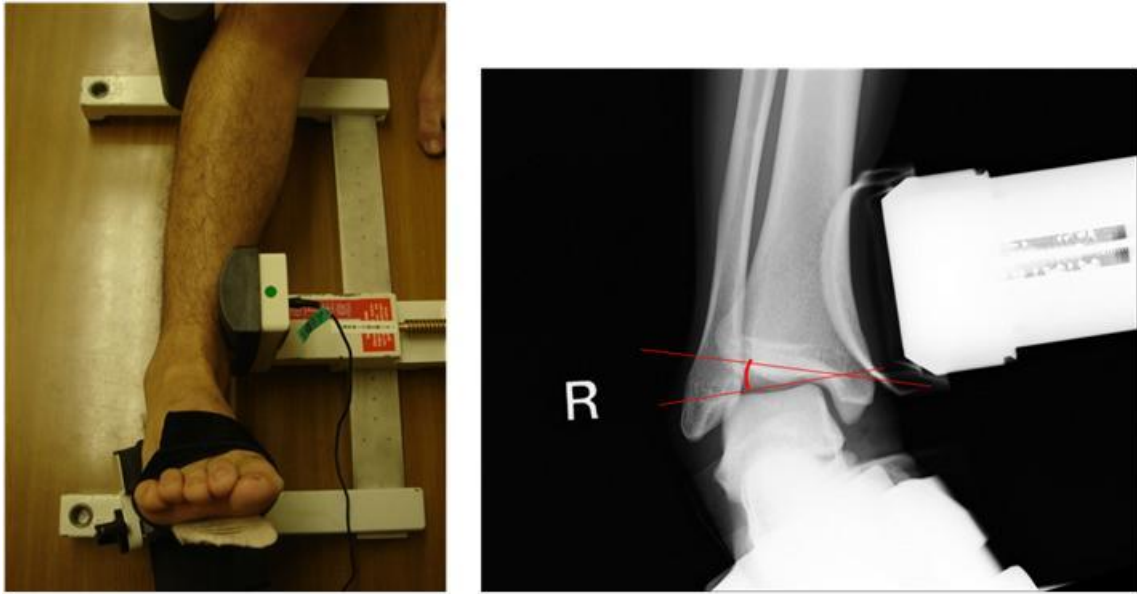


Figure 3-3-1 Method for inversion stress test using Telos and talar tilting angle (degree)

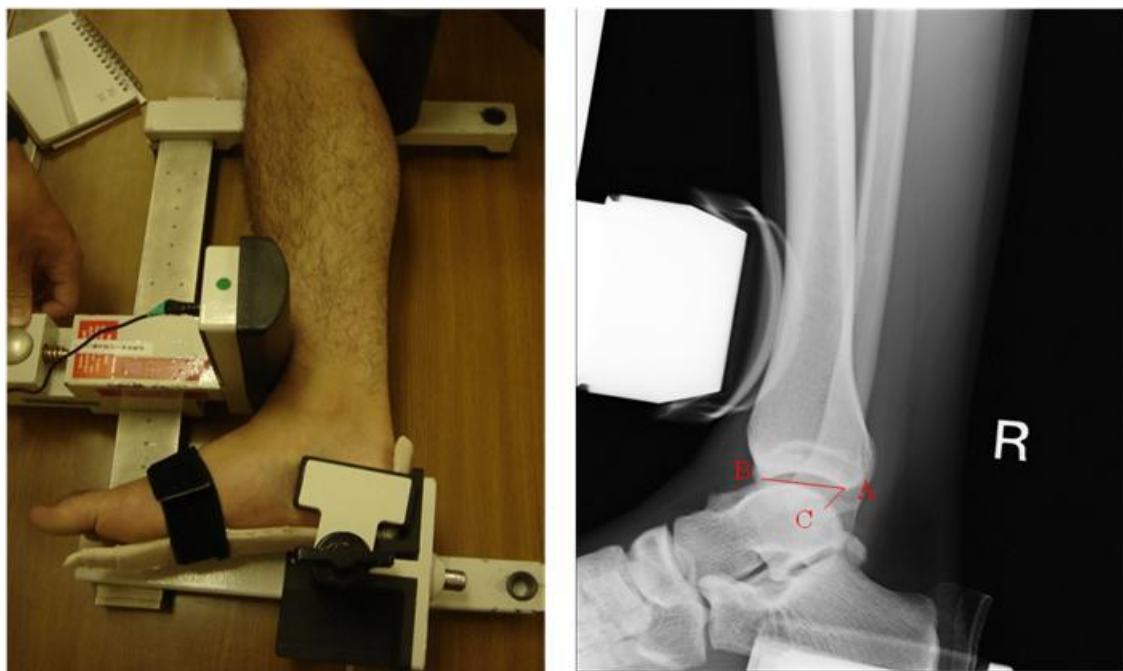


Figure 3-3-2 Method for anterior drawer test using Telos and rate of anterior displacement $(AC/AB) \times 100(\%)$

【結果】

内反ストレステスト、前方引き出しテストにおける結果を Figure3-3-3、Figure3-3-4 に示した．内反ストレステストは距骨傾斜角度において CAI 群が有意に大きな値を示した．前方引き出しテストでは前方引き出し率において CAI 群が有意に大きな値を示した．

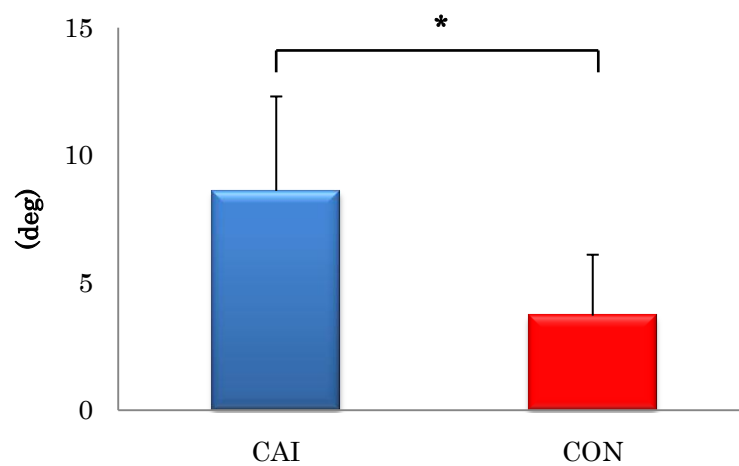


Figure 3-3-3 Angle values of talar tilt (Mean $\pm$ SD)

*:p<0.05(between CAI and CON)

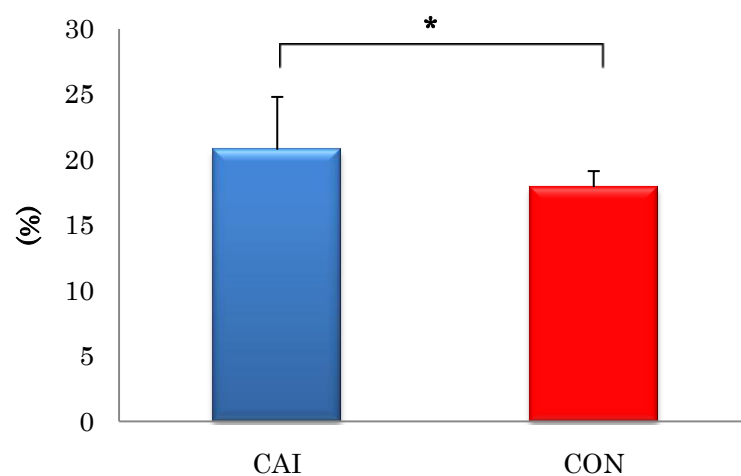


Figure 3-3-4 Rate values of anterior sagittal displacement of talar (Mean $\pm$ SD) *:p<0.05(between CAI and CON)

【考察】

内反ストレステストによる距骨傾斜角、前方引き出しテストによる距骨前方引き出し率の両項目において CAI 群が CON 群に比べて有意に大きな値を示した。Rubin は性差や関節弛緩性の有無が距骨傾斜角に影響を及ぼすと報告しており²⁴⁾、足関節のストレス X 線の計測値は捻挫既往以外に関節弛緩性の個人差が大きく関与しているという報告も他でなされている^{41),42)}。本実験の対象者は関節弛緩性が関節の不安定性の因子であることを排除し、不安定性が捻挫の既往によるものであることを確認するため、実験前に関節弛緩性テストを行い、先天性な関節弛緩性がないことを確認している。そのため、関節弛緩性の関与の可能性が少ないことから、過去の 2 回以上の内反捻挫の既往を考慮すると、今回得られた数値は、関節を制動している靱帯の伸長もしくは損傷による関節の弛緩性であることが推測される。角南は正常人の内反ストレス時の距骨内反角は 5° 以下であると報告しており⁴³⁾、杉本らの前方引き出し率に関する報告では正常人の値を 14 から 17% 以下であったと述べている³⁸⁾。本実験での CAI 群の値は内反ストレステストで約 9° の値を示し、前方引き出し率では約 21% であり、それぞれ正常人の値を上回っている。両テストのストレス方向から考えると、関節の制動因子となる靱帯は前距腓靱帯と踵腓靱帯であり、本実験で両テストにおいて有意な差がみられたことから前距腓靱帯と踵腓靱帯の伸長、もしくは損傷が考えられ、群間において器質的な部分の違いが、今回の結果に影響していると考えられる。

【総合考察】

第 3 章では、足関節用 PCT アルゴリズムの妥当性の検証を行い、実験結果から改変したアルゴリズムが足関節運動を詳細に記述しうるものであることを示し、人に対する実験に用いた。PCT 法によって足関節不安定性を有する者の着地動作における足関節運動を三次元動作解析によって検討した。本実験では、着地前の足関節運動も着地後の関節運動に影響を及ぼしているという仮説から着地前 100msec からを解析対象としていた。実験結果は、外転・内転、外反・内反、底屈・背屈、6 方向すべてにおいて、着地前、着地後の時系列変化では異なった関節運動を示さなかったが、着地後の接地期における early contact と mid contact での関節運動の偏位量で有意な違いがみられた。第 3 実験では複数回の捻挫既往による器質的な変化の違いからの足関節不安定性の評価としてストレス X 線撮影を行い、内反ストレス、前方引き出しテストの両テストにおいて CAI 群に有意高い値を示し、CON 群と比較して関節の不安定性の高さを伺わせたが、その関節不安定性の高さがジャンプ着地前の足関節運動に影響することはなかった。足関節外側靭帯の有無による距腿関節、距骨下関節での内反角、内旋角の比較検討を行っているいくつかの先行研究では、靭帯の断裂によって内反角の増大や内旋角の増大が報告されているが、それらの実験は関節にストレスをかけたうえでの測定であり、また in vitro の条件下で行われているため関節包、筋腱の機能を排除した条件であることから、本実験の結果が先行研究と同じように靭帯の有無で関節運動に影響を及ぼすことがなかったのではないだろうか。本実験は in vivo でまた、外部からのストレスを受けていない着地前の非荷重状態での関節運動であるため、器質的な違いからの関節不安定性が関節運動に影響を及ぼすことがなかったのではないかと考えて

いる．着地後では関節角度の偏位量において違いがみられたことから、接地してからの荷重環境下では関節の不安定性の関与が考えられ、第 2 章の実験結果から股関節・足関節周囲筋の機能低下も今回の結果に影響を及ぼしていることが推測される．Caputo ら²¹⁾は前距腓靱帯の損傷による患側では健側と比べて荷重時において距骨の前方偏位、内旋角度で有意に高い値を示すと報告しており、前距腓靱帯の有無は荷重環境下での距骨の動きに影響を及ぼすと述べている．この靱帯の有無による距骨の運動の変化は足関節運動における関節軸の変化を意味しており、関節軸の変化は他の関節の関節運動にも影響を及ぼす可能性が考えられる．本実験でも、mid contact において関節運動の偏位量に有意な差がみられ、群間において足部に対する下腿の動きに違いがみられた点からも、靱帯損傷の有無による距骨の運動の変化が推測され、またそれが関節軸の変化をもたらし他の関節への運動連鎖に影響を及ぼしている可能性が推測される．

【結語】

本章では第 1 実験として足関節用に改変した PCT プログラムの妥当性を検討し、第 2 実験として PCT を用い、人を対象とした着地動作時の足関節運動解析を行った。第 3 実験では着地動作に靭帯損傷の器質的な違いが影響を及ぼす可能性からストレス X 線撮影を行い、関節弛緩性の評価を行った。得られた結果は以下のようである。

- ・足関節用 PCT プログラムは足関節の外転・内転、外反・内反、底屈・背屈の運動を詳細に記述しうるものであると考えられた。
- ・1 方向の設定値を変化させても他の計算項目に影響を与える可能性はなく、足関節用に改変したアルゴリズムから導き出される外転・内転・外反・内反、底屈・背屈の値は妥当であると考えられた。
- ・人に対する実験では片脚ジャンプ着地動作では、着地前、着地後の各接地期における時系列変化では 2 群間で有意な差は得られなかった。
- ・接地期において着地後の 0-10%における偏位量は CAI 群で内反傾向に有意な値を示した。着地後の 30-50%における偏位量は CAI 群で内転傾向に有意な値を示した。
- ・内反ストレステストは距骨傾斜角度、前方引き出しテストでは前方引き出し率において共に CAI 群が有意に大きな値を示した。

第 4 章

総括

総括

本研究では、足底圧分布、筋電図、三次元動作解析の観点から足関節不安定性を有する者の着地動作における動態分析を行った。

足底圧分布では片脚着地において **early contact** から **mid contact** で CAI 群が外側荷重傾向を示し、ほぼ同時期において PL、GMed の筋活動の低下がみられた。着地前の筋活動に関しては群間で差はなく、着地前の足関節周囲筋の **pre activation** はみられなかった。

三次元動作解析から片脚着地動作時の着地前後の時系列変化では有意な差はみられなかったが足部接地後異なる波形がみられた。また、足関節角度の偏位量の比較では、足部接地後の **early contact** で CAI 群が有意に内反偏位し、**mid contact** で CAI 群が有意に内転偏位する傾向がみられた。

これらの実験から、着地前においては筋活動、関節運動共に群間で有意な差はなく、着地後において足底圧、筋活動、関節運動に群間で有意な差があることがわかった。つまり、不安定性を有する者の着地時における動態としては足部接地後に、外側荷重傾向で足関節が内反、内転位に偏位する傾向がみられ、また、PL、GMed の筋機能の低下がみられることがわかった。これらの傾向は内反捻挫を起こす因子であり、足関節不安定性を有する者が内反捻挫の再発のリスクを負っていることが伺える。内反捻挫再発予防の介入を考えると本研究の結果から荷重状態でいかに、足底圧の外側荷重傾向、内反、内転への関節運動を制御するための腓骨筋をはじめとした足関節周囲筋、股関節周囲筋の筋機能改善が重要であることが示唆でき、荷重状態である **Closed Kinetic Chain(CKC)** でのリハビリ、トレーニングが足関節内反捻挫の予防にとって重要なポ

イントとなることがいえる。

本研究では基本動作であるジャンプ着地動作に着目したが、足関節不安定性の動態をさらに明らかにするためには基本動作だけでなく、カッティング動作などの競技特異的動作での足関節不安定性の動態を明らかにする必要があり、また、そこから足関節内反捻挫の再発予防のヒントが得られると考える。

参考文献

1. Alex J.,Christy L.,Ellen E.,Sarah K.,R.Dawn, Ankle injuries among United States high school sports athletes, 2005-2006.J Athl Train 2007;42(3):381-387
2. Peters JW,Trevino SG,Renstrom PA, Chronic ankle instability.Foot and Ankle 1991;12(3):182-191
3. Yeung M,Chan K,So C,Yuan W, An epidemiological survey on ankle sprain.Br J Sports Med 1944;28(2):112-116
4. Verhagen E, Van Der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R, The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains:A prospective controlled trial.Am J Sports Med 2004;32(6):1385-1393
5. Ananndacoomarasamy A,Barnsley L, Long term outcomes of inversion ankle injuries.Br J Sports Med 2005;39(3):10-14
6. Wester JU,Jespersen SM,Nielsen KD,Neumann L, Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: A prospective randomized study.J Orthop Sports Phys Ther 1996;23(5):332-336
7. Hertel J, Functional anatomy,Pathomechanics,andPathophysiology of latelal ankle instability.J Athl Train 2002;37(4):364-375
8. Freeman MAR, Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle.J Bone Joint Surg Br 1965;47(4):669-677
9. Hubbard TJ,Hertel J, Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability.Sports Med 2006;36(3):263-277

10. Tropp H,Odenrick P,Gillquist J, Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint.Int J Sports Med 1985;6(3):180-182
11. Riann M,J.Ty Hopkins,Tyler NB, Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability.Am J Sports Med 2009;37(5):982-988
12. 下条仁士, 足関節機能的不安定症とその対処法. 臨床スポーツ医学 2002;19(2):149-153
13. Konradsen L,Olesen S,Hansen HM, Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. Am J Sports Med 1998;26(1):72-77
14. Jersoch J,Hoffstetter I,Bork H,Bischof M, The influence of orthoses on the proprioception of the ankle joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy 1995;3(1):39-46
15. 石井朝夫,坂根正孝,宮城哲,佐藤彩乃,林浩一郎, 機能的不安定性を伴う反復性足関節捻挫の腓骨筋反応時間. 日整会誌 1997;71(3):S694
16. Karlsson J,Peterson L, Evaluation of ankle joint function:the use of scoring scale.The Foot 1991;1:15-19
17. Sheri AH,Hertel J, Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train 2005;40(1):35-40
18. Carrie LD,Bruce MG,Brent LA,Shepard RH, Development and reliability of the ankle instability instrument.J Athl Train 2006;41(2):154-158

19. Brostrom L, Sprained ankles I:anatomic lesions on recent sprains.Acta Chir Scand 1964;128:483-495
20. Rosenbaum D,Backer HP,Wilke HJ,Clase LE, Tenodeses destroy the kinematic coupling of the ankle joint complex.a three-dimensional in vitro analysis of joint movement.J Bone Joint Surg Br 1998;80(1):162-168
21. Caputo AM, Lee JY, Spritzer CE, Easley ME, Deorio JK, Nunley JA, DeFrate LE, In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. Am J Sports Med 2009;37(11):2241-2248
22. 福田重紀, 若年サッカー選手の足関節および足部の外傷・障害.整形外科 2003;54:719-721
23. 岡光徳, 高校男子バレーボールチームの足関節不安定性における一考察.九山スポーツ研究会誌 2005;17:32-38
24. Rubin G, The talar-tilt angle and the fibular collateral ligament.J Bone Joint Surg Br 1960;42-A:311-326
25. 鈴木朱美, 村成幸, 高原政利, 吉岡信弥, 荻野利彦, 大学女子サッカー選手の X 線像による足関節不安定性の評価.整スポ会誌 2007;27(4):342-346
26. Scott ER, Kevin MG, Bing Y, Single-leg jump-landing stabilization time in subjects with functionally unstable ankle. J Athl Train 2005;40(4):298-304
27. 宮川俊平, 白木仁, 向井直樹, 竹村雅裕, 福田崇, 山中洋邦夫, 荻原武久, 足関節不安定性をもつスポーツ選手における着地動作の足底圧分布.筑波大学体育科学系紀要 2006;29:77-86

28. 大城 昌平,松本 司,横山 茂樹,藤田 雅章, 全身性関節弛緩症と足関節不安定性.理学療法学 1990;17(5):463-468
29. 大久保衛,島津晃,上野憲司, メディカルチェックにおける足アーチ高測定方法の検討.臨床スポーツ医学 1989;6:336-339
30. Sims EL,Hardaker WM,Queen RM, Gender differences in plantar loading during three soccer-specific tasks. Br J Sports Med 2008;42(4):272-277
31. 宮下 寛子, 足関節不安定性が着地動作時の筋活動に及ぼす影響.体育科学 2003;52(6):978
32. Horak FB,Moore S, Lateral postural responses:the effect of stance width and perturbation amplitude.Phys Ther 1989;69:363-371
33. Sara VD,Filip FS,Karel HS,Luc J,Oron L,KoenK.H Peers, Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. Am J Sports Med 2007;35(2):274-281
34. Friel K,Mclean N,Myers C,Caceres M, Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain.J Athl Train 2006;41(1):74-78
35. Suda EY,Amorim CF,de Camargo Neves Sacco I, Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking.J Elec and Kine 2009;23(10):2583-2591
36. Eamonn D,Kenneth M,Brian C, Changes in lower limb kinematics,kinetics,and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop

- jump.J Orthop Research 2006;24(10):1991-2000
37. Andriacchi TP,Alexander EJ,Toney MK,Dyrby C,Sum J, A point cluster method for in vivo motion analysis.J Biomech Engineer 1998;120:743-749
38. Wu G,Siegler S,Allard P,Kirtley C,Leardini A,Rosenbaum D,Whittle M, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine.J Biomech 2002;35(4):543-548
39. Delahunt E,Monaghan K,Caulfield B, Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint.Scand J Med Sci Sports 2007;17(6):641-648
40. 杉本和也, 距骨前方引き出しストレス X線像の評価方法の検討.日整会誌 1998;72:S464
41. Bonnin MJG, The hypermobility ankle.Proceedings of the Royal Society of Medicine 1944;282-287
42. Bonnin MJG, Injury to the ligaments of the ankle,J Bone Joint Surg Br 1965;47:609-611
43. 角南義文,足関節外側靱帯損傷.その機能解剖と観血的修復術.中部整災誌 1967;10:580-603

謝 辞

本論文を作成するにあたり、多忙の中、多大なるご指導、ご鞭撻を賜りました福林徹教授には心より深く御礼申し上げます。また、副査を引き受けてくださり、ご指導を賜りました金岡恒治准教授、鳥居俊准教授に感謝申し上げます。

また、本研究を行うにあたり、終始沢山のご助言、ご指導賜りました深野真子さん、Point Cluster Technique に関して多くのご助言、ご指導、ご協力賜りました永野康治先生、佐保泰明さん、国立障害者リハビリテーションセンター研究所の運動機能系障害研究員の皆様、Point Cluster Technique のプログラム改変の際、ご指導いただいた神奈川工科大学ヒューマンメディア研究センターの井田博史博士さん、X 線撮影の際、施設の提供、ご協力賜りました東洋医学研究所クリニックの皆様には心より深く感謝申し上げます。

本研究を行う中で、いろいろとご相談に乗って頂き、ご助言いただいた橋内基純さん、東原綾子さん、井上夏香さん、足関節・足部の傷害、測定・評価に関する知見等のご指導賜りました早稲田実業学校アスレティックトレーナーで ATC の高橋忠良さん、ストレス X 線撮影で使用する Telos の手続きの際、親切に対応していただき、また X 線に関するご助言をいただいた放射線技師の後藤功さんには心より感謝いたします。

被験者として実験に協力していただいた早稲田大学ア式蹴球部の皆様、早稲田実業学校高等部サッカー部の皆様に厚く御礼申し上げます。

最後に、福林研究室の皆様、共に修士課程の 2 年間を過ごした同期の皆様、これまで支えて下さった両親にこの場を借りて感謝の意を述べさせていただきます。ありがとうございました。