

2014年度 修士論文

カッティング動作における
慢性足関節不安定症例の下肢運動特性
-足関節弛緩性，足関節内旋を含めた検討-

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

5013A011-6

板花 俊希

研究指導教員： 福林 徹 教授

目 次

第1章 諸言	3
1-1. 序	4
1-2. 足関節の構造	4
1-3. 足関節捻挫	5
1-3-1. 疫学	5
1-3-2. 発生メカニズム	6
1-3-3. 危険因子	6
1-4. 慢性足関節不安定症	6
1-4-1. 病態	6
1-4-2. 動的条件下における CAI の変化	8
1-4-2-1. CAI の下肢筋活動	8
1-4-2-2. CAI の下肢関節運動	8
1-5. 研究の目的と意義	12
第2章 研究1	13
慢性足関節不安定症例におけるカッティング時下肢運動特性 —足関節内旋を含めた検討—	
2-1. 研究の目的	14
2-2. 方法	15
2-2-1. 倫理的配慮	15
2-2-2. 被験者	15
2-2-3. 装置	16
2-2-4. 動作課題	18
2-2-5. データ収集・解析	19
2-2-6. 統計解析	21
2-3. 結果	22
2-3-1. 身体データ及び CAIT スコア	22
2-3-2. 床反力垂直成分及び側方成分の力積, 立脚時間	22
2-3-3. 足関節角度	23
2-3-4. 膝関節角度	23
2-3-5. 股関節角度	24
2-4. 考察	28
2-5. 結論	32

第3章 研究2	33
慢性足関節不安定症例における定量測定による足関節弛緩性と カッピング時下肢関節キネマティクスの関連性	
3-1. 研究の目的	34
3-2. 方法	35
3-2-1. 倫理的配慮	35
3-2-2. 被験者	35
3-2-3. 足関節弛緩性の定量測定	36
3-2-4. 動作解析	38
3-2-4-1. 装置	38
3-2-4-2. 動作課題	40
3-2-4-3. データ収集・解析	41
3-2-5. 統計解析	43
3-3. 結果	44
3-3-1. 定量測定による足関節弛緩性との相関関係	44
3-3-1-1. CAIT スコアと定量測定による足関節弛緩性	44
3-3-1-2. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時足関節角度	45
3-3-1-3. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時膝関節角度	45
3-3-1-4. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時股関節角度	45
3-3-2. FI+MI と pure FI の比較	49
3-3-2-1. 足関節弛緩性と CAIT スコア	49
3-3-2-2. IC 時下肢関節角度	49
3-4. 考察	51
3-5. 結論	55
第4章 総合論議	56
4-1. 総合考察	57
4-2. 臨床的意義	61
4-3. 本研究の限界	62
4-4. 結論	63
第5章 付録資料	64
5-1. 予備実験	65
180 度方向サイドカッピングにおける下肢関節キネマティクスの性差の検討	
5-2. 実験において使用した質問紙	65
引用文献	69
謝辞	75

第 1 章

諸言

1-1. 序

足関節捻挫は最も一般的なスポーツ傷害であり、受傷によって疼痛、腫脹、足関節の不安定感、可動域制限、神経筋機能低下、アライメント異常、荷重制限などの症状を呈する外傷である。足関節捻挫のうち大半は内反捻挫であり、比較的予後良好と考えられているが、そのために適切な治療やリハビリテーションが行われず、疼痛や不安定感といった慢性的な症状が残存し、頻回な再受傷に悩まされるものも少なくない。これまでに足関節捻挫に対する予防、治療法について研究がなされているが、足関節捻挫の発生メカニズムや、捻挫の再発要因は明らかになっておらず、それらの解明は急務であると言える。

1-2. 足関節の構造

足関節は距腿関節と距骨下関節からなる複合関節であり、距腿関節は脛骨、腓骨、距骨によって、距骨下関節は距骨、踵骨によって構成されている。距骨は特異的な骨であり、人体で唯一筋が付着せず、全体が関節面と靭帯におおわれている[1]。足関節は底屈/背屈、内反/外反、内旋/外旋（臨床においては内転/外転と呼ばれることが多い）の3つの運動軸を有しており、そのうち距腿関節は主に底屈/背屈、距骨下関節は主に内反/外反を担い、内旋/外旋は両者にて同程度生じる。

足関節の安定性に関わる要素としては、骨構造、靭帯、筋及び腱が挙げられる。足関節の骨構造としては、距腿関節における距骨の関節面が前方で大きくなっていることから背屈位で最も安定した肢位にあり、また荷重がかかることで骨の適合性は高まる[1]。また、外果よりも内果がやや高い位置にあることから、足関節は構造的に外反方向よりも内反方向に脆弱である[2]。

靭帯では内側靭帯として三角靭帯（脛踵靭帯、前・後脛距靭帯、脛舟靭帯）が存在し、外側靭帯としては前距腓靭帯、踵腓靭帯、後距腓靭帯が存在する。組織学的に三角靭帯は強固であり、それに比してこれら外側靭帯は脆弱であることから、靭帯の強度からみても足関節

は内反方向に脆弱である。外側靱帯について詳しく述べると、各靱帯の破断強度は前距腓靱帯が 138.9N であるのに対し、踵腓靱帯が 345.7N、後距腓靱帯が 261.2N と前距腓靱帯が最弱である[3]。また、靱帯の走行から前距腓靱帯は内反、底屈を制御し、後距腓靱帯は内反、背屈を制御する[4]ことから、足関節内反捻挫が生じた際は最も前距腓靱帯が損傷を受けやすいと考えられる。Frey らの報告によれば、足関節内反捻挫受傷時には前距腓靱帯が 96%、踵腓靱帯が 80%の割合で損傷している[5]。

足関節周囲に走行する筋及び腱としては、前脛骨筋、後脛骨筋、長腓骨筋、短腓骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋、長拇趾屈筋、長趾屈筋、長拇趾伸筋、長趾伸筋が存在する。これらの筋の腱はいずれも距骨の周囲を通過して足部の骨に停止し[1]、これら筋や腱の筋力や神経筋制御は足関節の安定化に貢献する[6]。

1-3. 足関節捻挫

1-3-1. 疫学

足関節捻挫は全スポーツ傷害の 15-30%を占め[7, 8]、1994 年から 1995 年の米国における足関節捻挫に関する調査では、医療コストは年間 20 億ドルに及んでいる[9]。平成 22 年度の本邦における学校管理下のスポーツ外傷発生調査においても、足関節捻挫は最も発生頻度の高い外傷である[10]。足関節捻挫はラグビーやサッカー、バレーボール、ハンドボール、バスケットボールなどにおいて多く発生するとされ[11]、足関節捻挫のうち約 80%が内反捻挫であるとされる[2, 12]。高い再発率も特徴として挙げられ、バスケットボールにおいて再発率は約 70%とされている[13]。また、足関節捻挫は変形性足関節症のリスクとなることが報告されている[14]。Bischof らは前距腓靱帯不全足において荷重時の距骨内側の Strain が健常足に比較して大きく、またピーク値も高いことを明らかにした[15]。これは足関節捻挫受傷後に変形性足関節症へと進行するメカニズムを示唆していると考えられる。

1-3-2. 発生メカニズム

足関節内反捻挫は一般的に過度な足関節内反や底屈が生じた際に足関節外側靱帯を損傷すると考えられている。しかしながら、近年、足関節内反捻挫受傷シーンの動作解析を行った研究がいくつか報告されており、必ずしも底屈強制は生じておらず、受傷メカニズムは過度な足関節内反、内旋であることが示唆されている[16, 17]。

足関節内反捻挫は着地動作や方向転換動作で頻発し、バスケットボールにおいては 45% が着地時に生じ、その半数が非接触の損傷であり、また、30%が方向転換動作により生じたと報告されている[18]。そのため足関節内反捻挫の予防には着地、方向転換動作時の足関節運動制御が重要であると考えられる。

1-3-3. 危険因子

様々な因子が足関節内反捻挫の危険因子として示唆されており、高い body mass index[19]、足関節背屈可動域制限[20]、足関節固有感覚の低下[21]、足関節周囲筋の筋力低下や協調性低下[21, 22]、バランス能力低下[23]などが挙げられている。足部アライメント（内側縦アーチ高）も危険因子として挙げられているが、ハイアーチが足関節内反捻挫の危険因子とする報告[24]と、ローアーチが危険因子とする報告[25]の両方が存在し、その結論は得られていない。最も大きな危険因子は足関節捻挫の既往であるとされている[19, 26]。Hertel はその理由として靱帯損傷による足関節の構造的問題よりも固有感覚の障害や神経筋制御の欠如などの機能的問題が大きいとしている[26]。

1-4. 慢性足関節不安定症

1-4-1. 病態

足関節内反捻挫は受傷時の重症度に関わらず、疼痛、固有感覚低下、姿勢制御機能低下、病的な足関節の緩みなど、足関節に慢性的な後遺症が残存し、頻回な再受傷や足関節の

giving way を繰り返すことから，日常生活活動やスポーツ活動に悪影響を及ぼすことがある．この症状は慢性足関節不安定症（chronic ankle instability : CAI）と呼ばれ，慢性的に疼痛や不安定感などの症状が残存し，giving way や反復性の足関節捻挫に悩まされている状態を表す疾患名として用いられている．CAI には足関節弛緩性や関節の変性など構造面の問題により生じる構造的不安定症（mechanical instability : MI）と，機能面の問題により生じる機能的不安定症（functional instability : FI）とがあり，その両方が混在し足関節捻挫を繰り返すと考えられている（図 1－1）[27]．MI は前距腓靭帯や踵腓靭帯といった足関節外側靭帯の過度な緩みにより，足関節が病的な可動範囲を示しており，足関節構造が足関節捻挫の再受傷リスクを高めている状態と考えられる．また，FI は主観的な足関節の不安定性としてとらえられ，靭帯の緩みはないが，神経筋制御や固有感覚の障害，筋力やバランス能力の低下が FI に関連しているとされる[28]．CAI の病態，原因を解明するため，これまでに様々な研究が行われてきたが，多くの研究では静的な条件にて実施されており，近年では動的な条件にて CAI 症例の特徴を捉える試みがなされている．

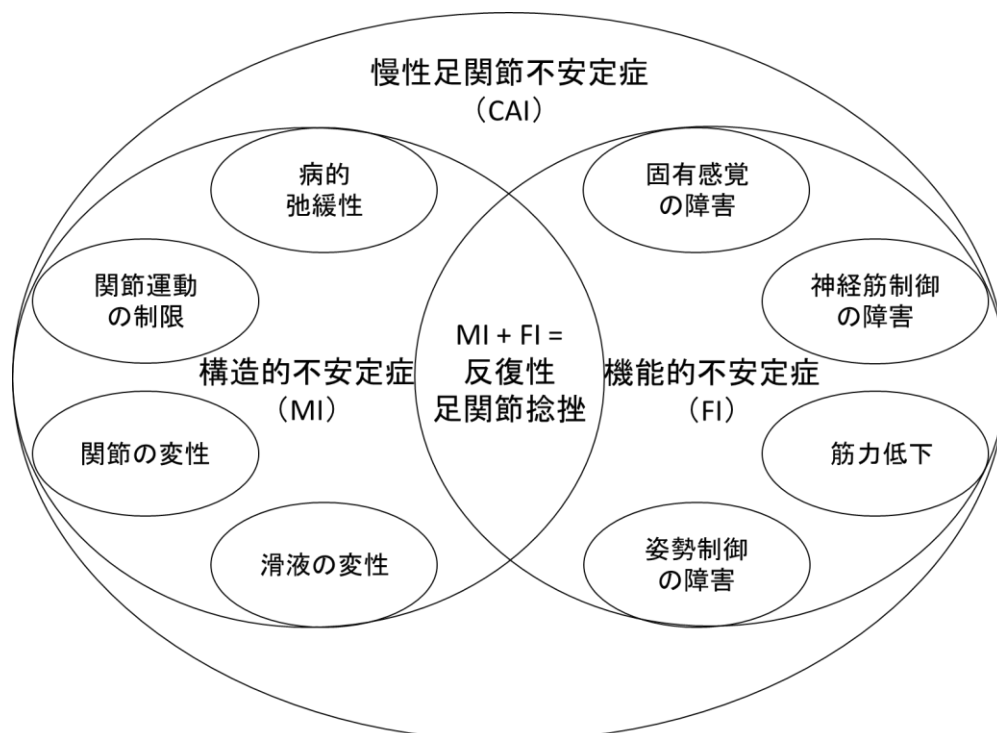


図 1－1 慢性足関節不安定症の症状に関わる因子（文献[27]より作成）

1-4-2. 動的条件下における CAI の変化

1-4-2-1. CAI の下肢筋活動

CAI 症例の筋活動については、主に長腓骨筋の変化が報告されている。足関節内反捻挫のシミュレーションとして、落とし戸 (trap door) を用い急激な足関節内反を生じさせた実験では長腓骨筋反応時間の遅延が報告されている[29, 30]。スポーツ動作における実験では、CAI 症例は片脚着地や shuffle 動作での接地前で長腓骨筋活動が低下していた[31, 32]。一方で、歩行においては長腓骨筋活動が増加したと報告されている[33, 34]。また、Delahunt らは側方ホップ時に CAI 症例の前脛骨筋、ヒラメ筋、大腿直筋の筋活動が低下することを明らかにしており[35]、stop jump においては内側広筋の筋活動増加[36]、rotational squat においては大殿筋の活動低下[37]も報告されている。加えてサイド及びクロスカッティングにおいて CAI 症例は中殿筋活動が低下することが明らかにされている[38]。このように、CAI 症例は足関節周囲筋のみならず、膝・股関節周囲筋の筋活動も変化していることが示唆され、FI の要因の 1 つとして考えられる。

1-4-2-2. CAI の下肢関節運動

CAI 症例の足関節運動に関しては、走行、片脚着地で足関節底屈角度が増加したと報告されている[33, 39]、また、歩行、走行、片脚着地、側方ホップ、stop jump で足関節内反角度が増加したと報告されている[31, 33, 35, 40]。加えて、足底圧に関しては、CAI 症例は歩行、走行、shuffle 動作において足底圧が外側に変位することが明らかにされている[34, 41]。Wright らは足関節内反位での接地や足部外側での荷重は足関節内反トルクを高めると推察しており[42]、足関節内反捻挫の危険性が高まると考えられる。一方で、これらの結果とは矛盾して足関節内反角度は変化しないという結果を示す研究も存在する[43-45]。さらに上位関節にも着目している研究が散見され、CAI 症例は片脚着地において接地前の股関節外旋角度が低下し[31]、膝関節屈曲角度が低下した[46]と報告されている。また、越野は

CAI 症例のカッティング動作に関して、サイドカッティングにおいては股関節屈曲角度の増加、クロスカッティングにおいては膝・股関節屈曲角度の増加、股関節内転角度の低下を報告しており[38]、足関節のみならず下肢関節全体の関節運動が変化していることが示唆される。以上より、CAI 症例の下肢関節運動は健常例と比較し変化していると推察されるが、一致した見解には達しておらず、またこれらの変化が CAI の発症因子であるのか、機能不全の代償によるものかは不明である。

これまで様々な動作課題にて CAI 症例の下肢関節運動が評価されてきたが、これらの研究の多くは足関節底背屈、内外反しか解析されておらず、近年受傷肢位として示唆されている足関節内旋に関して調査した研究は、屍体足を用いた研究や、生体においても 2D・3D registration 法を用いたごくわずかな運動範囲での研究や歩行、走行を動作課題とした研究に限られる。屍体足を用いた研究では、前距腓靭帯や踵腓靭帯を切除することで足関節内旋可動域が増加したと報告されている[47]。生体での研究では、Caputo らは前距腓靭帯不全足で歩行模擬動作時に距骨の内旋角度、前方併進、上方並進が増加することを明らかにした[48]。また、Kobayashi らは回転台上で足関節底屈位の状態で内旋運動を行わせると、CAI 症例は健常例に比較し距腿関節の内旋角度が低下、前方併進が増加し、距骨下関節の内旋角度が増加することを示した[49]。以上のことから、CAI 症例では荷重時、運動時に距骨のアライメント変化や足関節内旋角度の変化が生じていることが示唆され、スポーツ動作時にも足関節内旋角度が変化すると考えられる。

近年では CAI 症例を、MI を有する FI 症例 (FI+MI) と MI を有さない FI 症例、すなわち純粋な FI 症例 (pure FI) とを区別し調査している研究が散見される。Trap door において MI の有無の影響を調査した研究では、FI+MI で足関節内反動揺時の足関節内反角度・角速度が大きいことが示されており、MI を有することは過度な内反位をとりやすく、足関節内反捻挫の直接的なリスクとなりうると考察されている[50]。実際の動作においては、FI+MI は pure FI に比較し歩行・走行遊脚期の足関節底屈角度が小さく、足関節外旋角度

が大きいと報告されている[44]. また, 歩行, 片脚着地, drop jump, stop jump で FI+MI は足関節の矢状面の偏位量が小さく, 歩行, 片脚着地, stop jump で足関節の前額面の偏位量が大きかったと報告されている[43]. 加えて股関節の変化も報告されており, Brown らは stop jump において FI+MI では最大股関節屈曲・外旋角度が増加し, 股関節屈曲偏位量が増加することを明らかにした[51]. 以上のことから, FI 症例において MI の有無で下肢関節キネマティクス変化が生じていることが示唆されるが, 方向転換動作にて下肢関節キネマティクスを調査した研究はない.

また, これらの研究における MI の判定は徒手検査にて行われているが, その判定は検者の主観によってなされるため, 徒手検査の正確性に関しては疑問がもたれている[5, 52]. 従って, 定量測定による足関節弛緩性評価を行い, 客観的に MI の判定した上で調査を行う必要があると考えられる. 足関節弛緩性を定量的に測定する試みとしては, 超音波画像診断装置や X 線画像に加えてテロスを使用するストレステストがあるが, 近年 Ankle Arthrometer[53] (Blue Bay Research 社: 図 1-2) を用いた手技が開発され, 比較的簡便に足関節弛緩性を定量的に測定することが可能となった. Kovaleski らは屍体足を用い, Ankle Arthrometer によって測定された定量負荷を加えた際の足関節弛緩性 (前後偏位量及び足関節内外反偏位量) と, 直接脛骨と踵骨に spatial kinematic linkage を取り付けて計測された足関節弛緩性との間に強い正の相関があることを明らかにしている[54].

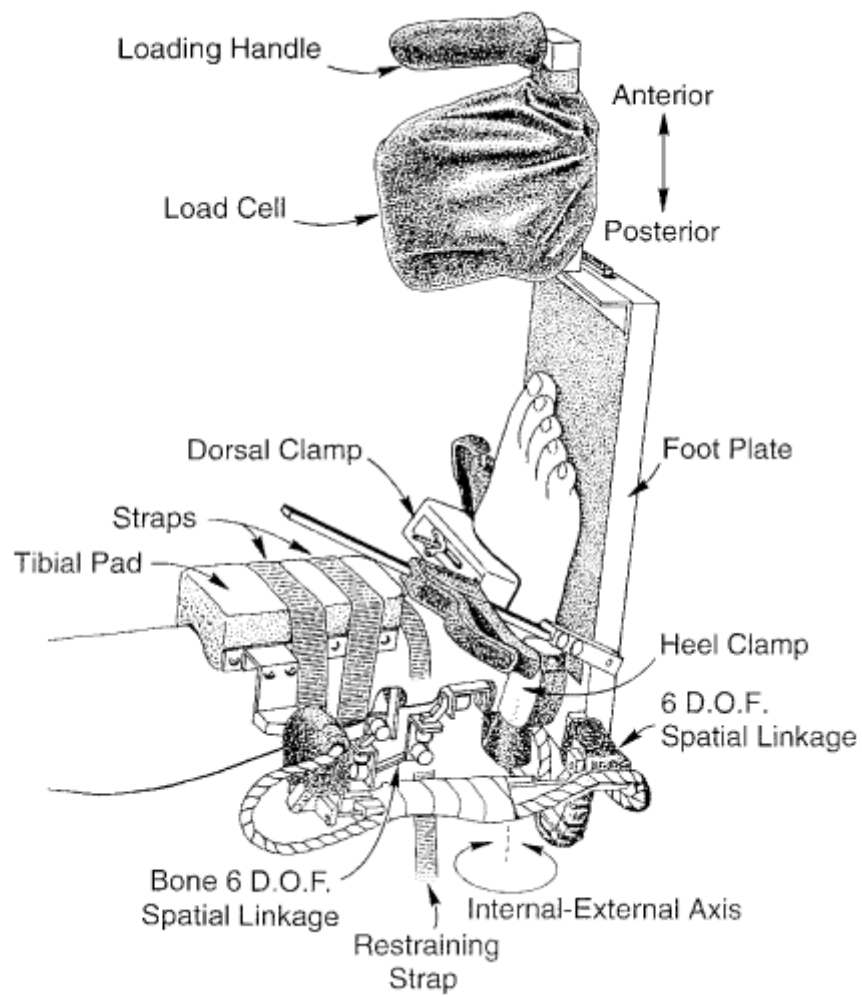


図 1 - 2 Ankle Arthrometer (文献[54]より)

1-5. 研究の目的と意義

CAI 症例がなぜ足関節内反捻挫を繰り返すのかを検討するため、様々な研究がなされてきたが、身体回旋動作であるサイドカッティングにおける CAI 症例の足関節内旋動態は不明である。また、CAI 症例において、足関節弛緩性がサイドカッティング時下肢関節キネマティクスにどのような影響をもたらすかは不明であり、関連性は明らかになっていない。従って本研究の目的は、①FI 症例のカッティング時下肢関節キネマティクスを、足関節内旋も含め検討すること、②FI 症例におけるカッティング時下肢関節キネマティクスと Ankle Arthrometer を用いた定量測定による足関節弛緩性との関連性を検討することとした。本研究の新規性としては、①FI 症例におけるサイドカッティング時下肢関節キネマティクスを、足関節内旋を含めて検討すること、②FI 症例における定量測定による足関節弛緩性と下肢関節キネマティクスの関連性を検討することが挙げられる。

本研究の意義として、①FI 症例の足関節内旋動態が明らかとなることで、足関節内反捻挫及び CAI 発症の予防・治療に際して、水平面上の運動制御に関して言及できるようになること、②FI 症例における足関節弛緩性の下肢関節キネマティクスへの影響が明らかになることで、各症例の足関節弛緩性の程度に合わせた、より効果的な予防・治療戦略の立案が可能となることが挙げられる。

第 2 章

研究 1

慢性足関節不安定症例におけるカッティング時下肢運動特性

ー足関節内旋を含めた検討ー

2-1. 研究の目的

足関節内反捻挫は着地やカッティングで頻発するとされ[18]，近年の受傷シーンの解析では，必ずしも足関節底屈強制は生じておらず，急激な足関節内反，内旋によって生じる可能性が示唆されている[16, 17]．これまで足関節内反捻挫を頻回に繰り返す慢性足関節不安定症（chronic ankle instability : CAI）のうち，機能的不安定症（functional instability : FI）に着目して研究がなされてきた．下肢関節キネマティクスを解析した研究では，FI 症例は足関節底屈，内反角度が増加したと報告されている[31, 33, 35, 39, 40]．加えて FI は上位関節にも影響を与えるとされ，FI 症例では膝関節や股関節のキネマティクスも変化することが示唆されている[31, 38, 46]．しかしながら，サイドカッティングにおける FI 症例の足関節内旋動態は不明である．従って本研究の目的は，FI 症例のサイドカッティング時下肢関節キネマティクスを，足関節内旋を含めて検討することである．仮説は，先行研究を基に FI 症例は健常例に比べ，①足関節内反・外旋角度が大きい，②膝・股関節屈曲角度が大きいとした．

2-2. 方法

2-2-1. 倫理的配慮

本研究は本学における人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受け実施している（承認番号：2013-266）。また、実験を行う際には被験者に十分な説明を行い、同意書にて同意を得た上で実施している。

2-2-2. 被験者

性差を検討するため、予備実験として健常男性 4 名、女性 4 名を対象とした 180 度方向サイドカッティングにおける下肢関節キネマティクスの解析を行った（第 5 章付録資料参照）。その結果、性差の存在が示唆されたため実験は 2 群間で男女比を統一して実施した。

被験者は現在スポーツ活動を行うことができおり、カッティングが頻回に行われるスポーツ（バスケットボール、サッカー、ラクロス）の経験がある大学生 16 名（男性 8 名、女性 8 名）とした（ 20.81 ± 1.97 歳、 166.25 ± 8.85 cm、 57.50 ± 8.31 kg）。足関節内反捻挫に関する質問紙調査として、Cumberland ankle instability tool (CAIT) [55]を用いた。被験者は群分けを行い、FI 群（男性 4 名、女性 4 名）、健常群（男性 4 名、女性 4 名）の 2 群に分類した。FI 群の取り込み基準は、①少なくとも 2 回以上の足関節内反捻挫の既往を有する、②過去 1 年以内に足関節の giving way 経験もしくは主観的な不安定感がある、③ CAIT スコアが 25 点以下である[56]、④足関節内反捻挫以外の重大な整形外科疾患の既往がないこととした。健常群の取り込み基準は①足関節内反捻挫の既往がない、もしくは 1 回のみである、②重大な整形外科疾患の既往がないこととした。FI 群、健常群の共通の除外基準は、①現在下肢・体幹に症状がある、②下肢・体幹の手術歴、神経疾患の既往がある、③過去 6 か月以内に足関節捻挫を受傷していることとした。FI 群はいずれも両脚に FI を有しており、CAIT スコアが低い脚を検査脚とした。健常群の検査脚は FI 群の検査脚に左右を合わせた。その結果、FI 群及び健常群の検査脚は左脚が 6 脚、右脚が 2 脚となった。

2-2-3. 装置

装置は三次元動作解析システム (EVaRT 5.0.4, Motion Analysis 社) を用い, 赤外線カメラ (Eagle, Motion Analysis 社) 8 台, 床反力計 (Kistler 社) 1 枚を使用した. 赤外線カメラのサンプリング周波数は 250Hz, 床反力計は 1000Hz とした. 被験者にはボディスパッツを着用させ, 身体の解剖学的ランドマークに反射マーカを貼付した. 反射マーカは Helen Hays のマーカセット[57]に基づき, 第 7 頸椎棘突起, 両肩峰, 両鎖骨中央, 胸骨柄, 両腸骨稜, 両上前腸骨棘, 両上後腸骨棘, 両大転子, 検査脚の大腿骨内・外側上顆, 腓骨頭, 脛骨近位内側面, 内・外果, 計 20 個の反射マーカを貼付した. また, Leardini らの方法[58]に基づき, 踵骨後端, 第 2 中足骨底, 第 1・2・5 中足骨頭, 計 5 個のマーカを貼付した. さらに point cluster 法[59]に基づき, 大腿部に 10 個, 下腿部に 6 個のクラスターマーカを貼付し, 全身に 41 個の反射マーカを貼付した (図 2-1).



図 2 - 1 反射マーカ配置 (文献[57-59]に基づき貼付)

2-2-4. 動作課題

動作課題は 180 度方向のサイドカッティングとした（図 2-2）。被験者には①床反力計から 40 cm離れた位置で膝 45 度屈曲位の姿勢を取り，②1 歩のサイドステップを行い床反力計上に接地し，③180 度方向に方向転換をして走り抜けさせた。上肢の動きや足部の向きは規定せず，最大努力で実施するよう指示した。裸足にて実施し，3 回の成功試技となるまで実施した。

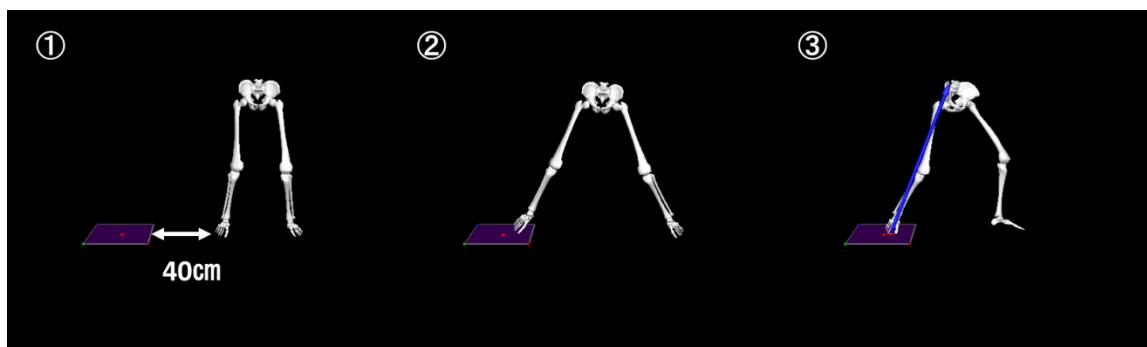


図 2-2 180 度方向のサイドカッティング

- ①床反力計から 40 cm離れた位置にて膝関節 45 度屈曲位でスタンバイ
- ②1 歩サイドステップを行い，床反力計上に接地
- ③180 度方向に切り返し走り抜ける

2-2-5. データ収集・解析

算出データは足関節、膝関節、股関節の関節角度、床反力垂直成分及び側方成分の力積、立脚時間とした。関節角度に関しては、床反力垂直成分が 10N を超えた時間を初期接地 (initial contact : IC) とし、IC 前 100ms から IC 後 100ms を解析区間とした。足関節、股関節に関しては Visual 3D ver.4 (C-Motion 社) を用いて、三次元動作解析システムにて得られた座標データから関節角度を解析した。解剖学的ランドマークの座標データは 12Hz のローパスフィルターにて処理した後、先行研究に基づき[57, 58], 骨盤、大腿部、下腿部、足部のセグメントを作成し (図 2-3), 足関節角度は下腿部に対する足部の動きとして、股関節角度は骨盤に対する大腿部の動きとして、オイラー角の定義に基づきそれぞれ 3 軸の関節角度を算出した。足関節に関しては、本研究においては前額軸回りを底背屈、矢状軸回りを内外反、垂直軸回りを内外旋と定義した。また、膝関節に関しては IGOR Pro 6.0 (HULINK 社) を使用し、point cluster 法[59]にて解析を行った。解剖学的ランドマークの座標データを基に大腿骨軸、下腿骨軸を決定し (図 2-4), 大腿部 10 個、下腿部 6 個のクラスターマーカーから大腿部、下腿部の慣性主軸を求め、大腿部に対する下腿部の動きとして 3 軸の膝関節角度を算出した。point cluster 法ではクラスターマーカーにて皮膚上のマーカーのずれが修正されるため、小さい誤差で膝関節角度を算出できる。データは 3 回の成功試技の平均値を代表値として使用した。足関節は底屈、内反、内旋角度を、膝・股関節は屈曲、外転、内旋角度を正の値とし、静止立位時の各関節角度の値を引き静的アライメントの影響を除いた。床反力垂直成分から側方成分の力積に関しては、床反力計から得られたデータから Visual 3D にて床反力垂直成分及び側方成分の解析を行った。その後、被験者の体重で除し正規化を行い IC から IC 後 100ms における各データポイントの値の和として床反力垂直成分及び側方成分の力積を算出した。垂直成分に関しては垂直方向、側方成分に関しては検査脚に対し内側方向を正の値とした。加えて、床反力垂直成分が 10N を超えている時間を立脚期と定義して、立脚時間を算出した。

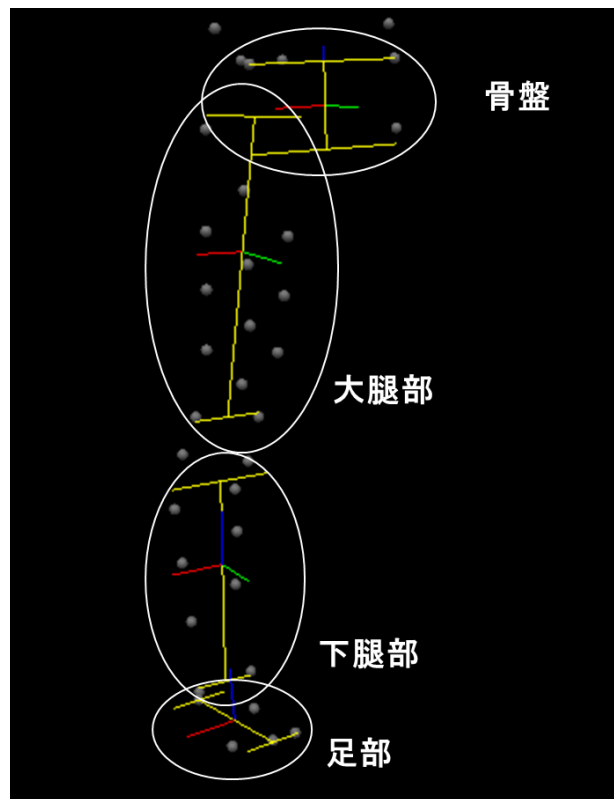


図 2－3 Visual3D における骨盤，大腿部，下腿部，足部のセグメント

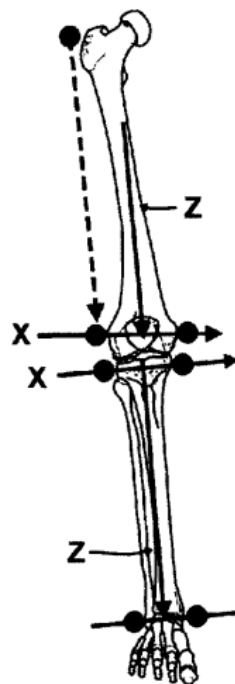


図 2－4 point cluster 法による大腿骨軸，下腿骨軸の決定（文献[60]より）

2-2-6. 統計解析

統計解析には SPSS ver.22 (International Business Machines 社) を用い、群間における身体データ (身長, 体重, 年齢), CAIT スコア, IC 前 100ms から IC 後 100ms の下肢関節角度, 床反力垂直成分及び側方成分の力積, 立脚時間について対応のない t 検定にて FI 群と健常群での群間比較を行った. 有意水準は 5%未満とし, 下肢関節角度に関しては逸脱したデータの影響を避けるため, 最低でも 3 データポイント以上連続で有意差が認められた場合を有意差ありとした[38].

2-3. 結果

2-3-1. 身体データ及び CAIT スコア (表 2-1)

FI 群 (21.13 ± 2.03 歳, 167.00 ± 7.10 cm, 58.00 ± 6.96 kg) の CAIT スコアは 17.88 ± 4.73 であった. 健常群 (20.50 ± 1.73 歳, 165.00 ± 9.74 cm, 57.00 ± 8.97 kg) の CAIT スコアは 29.50 ± 1.07 であった. 2 群間において年齢, 身長, 体重では有意な差は認められなかった ($p > 0.05$). CAIT スコアは健常群に比較し FI 群で有意に小さい値を示した ($p < 0.01$).

2-3-2. 床反力垂直成分及び側方成分の力積, 立脚時間 (表 2-2)

IC から IC 後 100ms における床反力垂直成分の力積は FI 群において 24.62 ± 5.76 Ns/kg, 健常群において 21.85 ± 6.36 Ns/kg であり, 2 群間で有意な差は認められなかった ($p = 0.378$). IC から IC 後 100ms における床反力側方成分の力積は FI 群において 13.00 ± 3.50 Ns/kg, 健常群において 11.40 ± 3.93 Ns/kg であり, 2 群間で有意な差は認められなかった ($p = 0.405$). 立脚時間に関しては FI 群で 411.33 ± 58.89 ms, 健常群で 384.67 ± 67.62 ms であり, 2 群間で有意な差は認められなかった ($p = 0.414$).

表 2-1 各群の身体データ及び CAIT スコア, 立脚時間

群	性(N)	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)	CAITスコア ^α
FI群	男性(4)	21.13±2.03	167.00±7.10	58.00±6.96	17.88±4.73
	女性(4)				
健常群	男性(4)	20.50±1.73	165.00±9.74	57.00±8.97	29.50±1.07
	女性(4)				
平均値±標準偏差					

N : 被験者数 FI : functional instability CAIT : Cumberland ankle instability tool

^a2 群間における有意差 ($p < 0.01$)

2-3-3. 足関節角度 (図 2-5)

足関節内反角度に関して、IC 前 32ms～IC 後 4ms において健常群に比較し FI 群の足関節内反角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$)。また、足関節内旋角度に関しては IC 前 52ms～IC 後 48ms において健常群に比較し FI 群の足関節内旋角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$)。足関節底屈角度は 2 群間で有意な差が認められなかった ($p > 0.05$)。

2-3-4. 膝関節角度 (図 2-6)

膝関節屈曲角度に関して、IC 前 100ms～68ms 及び IC 後 40ms～80ms において健常群に比較し FI 群の膝関節屈曲角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$)。また、膝関節内旋角度に関しては IC 前 20ms～IC 後 36ms 及び IC 後 52ms～76ms において健常群に比較し FI 群の膝関節内旋角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$)。膝関節外転角度は 2 群間で有意な差が認められなかった ($p > 0.05$)。

表 2-2 床反力の力積及び立脚時間

	FI群	健常群	p 値
床反力垂直成分の力積(Ns/kg)	24.62±5.76	21.85±6.36	0.378
床反力側方成分の力積(Ns/kg)	13.00±3.50	11.40±3.93	0.405
立脚時間(ms)	411.33±58.89	384.67±67.62	0.414
平均値±標準偏差			

FI : functional instability p : 有意確率

2-3-5. 股関節角度（図 2-7）

股関節外転角度に関して、IC 前 72ms～IC 後 4ms において健常群に比較し FI 群の股関節外転角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$)。股関節屈曲角度及び股関節内旋角度は 2 群間で有意な差が認められなかった ($p > 0.05$)。

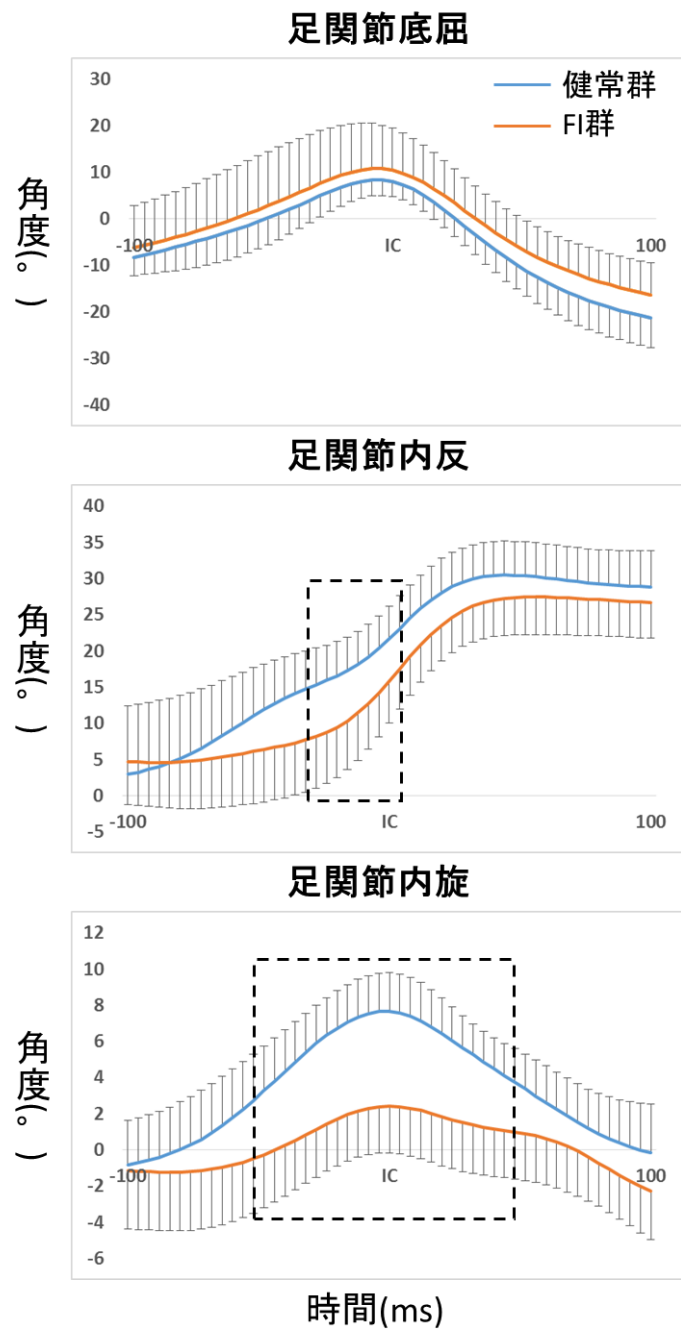


図 2-5 180 度方向サイドカッティングの IC 前 100ms から IC 後 100ms の足関節角度
 IC : 初期接地 (initial contact) FI : functional instability
 それぞれ底屈, 内反, 内旋が正の値を示す. 縦軸は角度 (°), 横軸は時間 (ms) を示す.
 IC 前の時間は負の値, IC 後の時間は正の値として示す. 赤の実線は FI 群, 青の実線は健
 常群の平均値及び標準偏差を示す. 黒の破線内は 2 群間で有意差を認めた区間を示してい
 る ($p < 0.05$).

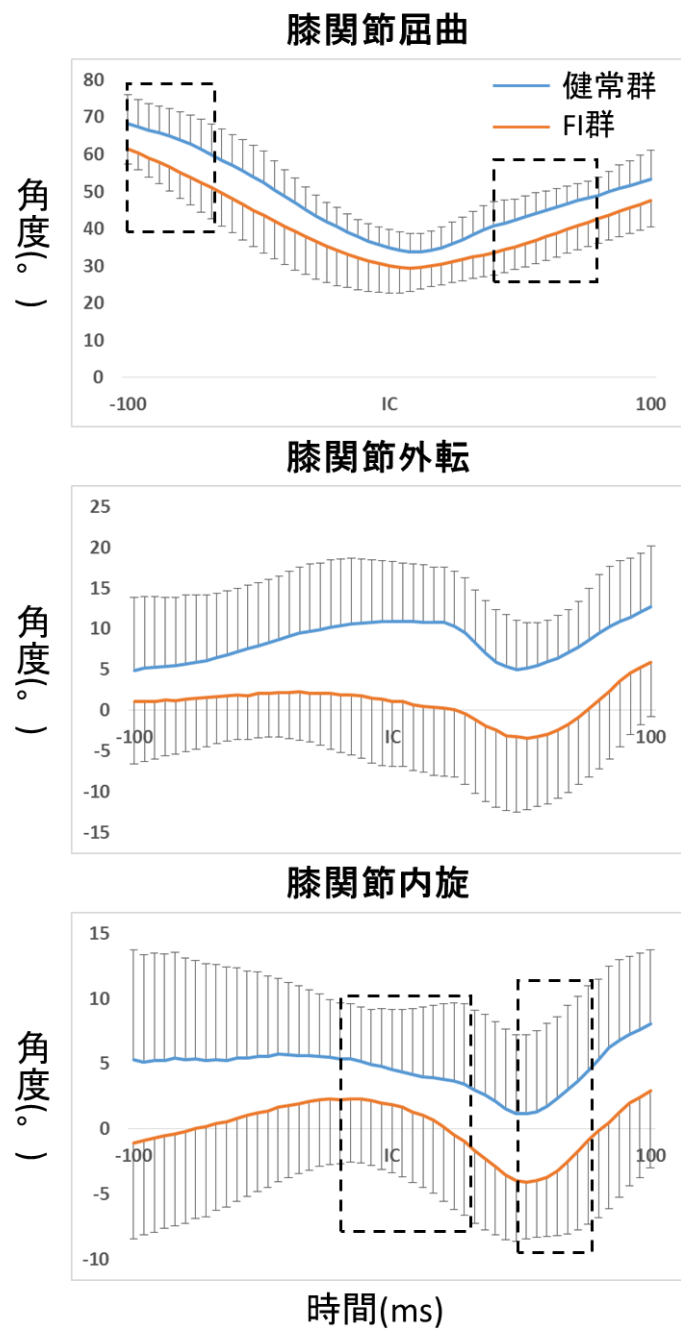


図2-6 180度方向サイドカッティングのIC前100msからIC後100msの膝関節角度
 IC：初期接地（initial contact） FI：functional instability
 それぞれ屈曲，外転，内旋が正の値を示す．縦軸は角度（°），横軸は時間（ms）を示す．
 IC前の時間は負の値，IC後の時間は正の値として示す．赤の実線はFI群，青の実線は健
 常群の平均値及び標準偏差を示す．黒の破線内は2群間で有意差を認めた区間を示してい
 る（ $p < 0.05$ ）．

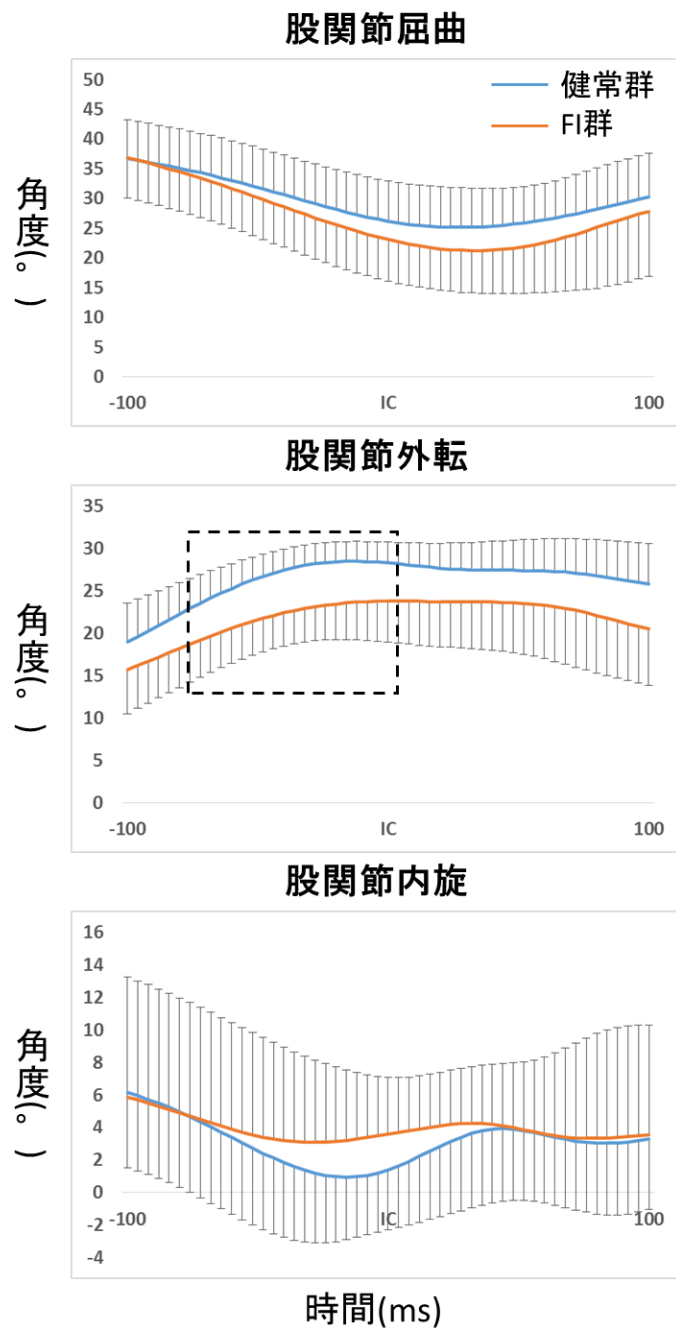


図 2-7 180 度方向サイドカッティングの IC 前 100ms から IC 後 100ms の股関節角度
 IC : 初期接地 (initial contact) FI : functional instability
 それぞれ屈曲, 外転, 内旋が正の値を示す. 縦軸は角度 (°), 横軸は時間 (ms) を示す.
 IC 前の時間は負の値, IC 後の時間は正の値として示す. 赤の実線は FI 群, 青の実線は健
 常群の平均値及び標準偏差を示す. 黒の破線内は 2 群間で有意差を認めた区間を示してい
 る ($p < 0.05$).

2-4. 考察

本研究においては、180 度方向のサイドカッティングで FI 群は健常群に比較し IC 前後の足関節内反角度及び内旋角度、膝関節内旋角度、股関節外転角度が有意に小さいことが示された ($p < 0.05$) (図 2-5~7)。また、IC 前の膝関節屈曲角度が健常群に比較し FI 群で有意に小さいことが示された ($p < 0.05$) (図 2-6)。加えて、IC 後の膝関節屈曲角度及び内旋角度が健常群に比較し FI 群で有意に小さいことが示された ($p < 0.05$) (図 2-6)。足関節底屈角度、膝関節外転角度、股関節屈曲角度、床反力垂直成分及び側方成分の力積、立脚時間は群間で有意な差は認められなかった ($p > 0.05$) (図 2-5~7, 表 2-2)。本研究は FI 群で足関節内反角度、膝・股関節屈曲が大きくなるという仮説に反する結果となった。しかしながら、FI 群で足関節内旋角度が小さくなるという仮説は支持しており、FI 症例はサイドカッティングにおいて足関節内旋角度が変化することが示され、また、足関節だけでなくすべての下肢関節キネマティクスが変化することが示された。

180 度方向のサイドカッティングにおいて、FI 群は健常群に比較して IC 前から足関節内旋角度、膝関節内旋角度が低下していた。歩行遊脚期で足関節構造的不安定症 (mechanical instability : MI) を有する FI 症例は足関節外旋が増加していたと報告があり [44]、また、Drewes らは CAI 症例で歩行の下腿外旋が増加することを示している [61]。本研究結果はこれらの先行研究を支持する結果となり、FI 症例は動的運動課題において足関節外旋傾向にあることが示唆される。足関節内反捻挫受傷後の変化として、足関節背屈可動域の低下 [62]、脛骨に対する距骨の内転、前方・上方偏位 [48]、腓骨の脛骨に対する後方・外側偏位 [63, 64] が挙げられており、FI 症例は構造的に足関節外旋位を取りやすいと考えられる。また、着地動作において、足関節内旋位での接地は足関節内反モーメントを高めるという報告があり [65]、足関節外旋位での接地は FI 症例にとってリスクの少ない接地方法であることが推察される。FI 群は健常群に比べ IC 前から膝関節内旋角度も小さくなっていたが、これは足関節内旋角度の低下に伴う変化であると考えられる。それに対し健常群では方向転換の準

備動作として、切り返す方向に足部を向けるため足関節・膝関節内旋角度を大きくしていた可能性があり、FI 症例の足・膝関節内旋角度変化はパフォーマンスを低下させる可能性がある。しかしながら、本研究においてはパフォーマンスの指標となりうる立脚時間に有意差は認められなかった。FI 症例ではパフォーマンスが低下すると報告されている[66]ため、より身体的負荷が大きい動作にて下肢関節キネマティクスとパフォーマンス変化の関連性を検討する必要がある。

足関節のキネマティクス変化としては、FI 群は健常群に比較し IC 前から足関節内反角度が低下するという結果も示された。CAI 症例は歩行、走行、着地動作において足関節内反角度が増加するという報告があり[31, 33, 35, 40], *giving way* や足関節内反捻挫の再発メカニズムとして足関節内反角度の増加が示唆されている。本研究結果はこれらの先行研究に反する結果を示した。しかしながら、視野は 45 度方向のサイドカッティングにおいて CAI 症例と健常例で足関節内反角度に有意差がないことを報告しており[38], サイドカッティングでは CAI 症例は歩行や走行、着地動作とは異なる下肢関節キネマティクス変化を示す可能性がある。サイドカッティングは接地前から接地後の足関節内反ピーク角度にかけて足関節が大きく内反する動作であり、45 度方向のサイドカッティングでは約 10° [38], 本研究で行われた 180 度方向のサイドカッティングにおいても約 20° の足関節内反角度変化を認めている。急激な足関節内反角度の増加は足関節内反捻挫の受傷肢位として示唆されており[16, 17], 足関節内反がより大きい 180 度方向のサイドカッティングでは、FI 症例はリスク動作を避ける保護戦略として小さな足関節内反角度を示したことが推察される。

IC 前では FI 群において膝関節屈曲角度、股関節外転角度の低下を認めた。Inaba らは異なる距離からサイドステップを行った際に、サイドステップ距離が大きくなるほど股関節外転角度、膝・股関節屈曲角度、床反力側方成分、身体重心 (center of mass : COM) と足圧中心 (center of pressure : COP) の距離が増加することを示した[67]。このことから、側方へ一歩踏みだし切り換えしを行うサイドカッティングにおいても、COM と COP の距離

が大きくなるほど床反力側方成分は増加し、足関節内反モーメントが高まることが推察される。FI 症例は IC 前に股関節外転、膝関節屈曲角度を小さくすることで、足関節内反方向へのストレスを軽減させた可能性がある。また、FI 症例で足関節、膝関節において内旋角度が低下しているのに対し股関節では回旋角度に変化が見られないため、体全体を外側方向に回旋させていた可能性もある。しかしながら、本研究においては床反力の力積に群間で差は認められなかった。本研究においてはサイドカッティングにおいて検査脚の位置を 40 cm に統一しており、また、股関節外転角度の群間差は約 8° 、膝関節屈曲角度の群間差は約 10° であったため、COM と COP の距離は大きく変化せず、床反力の力積に差が認められなかったと考えられる。ただし、本研究においては検査脚にのみ反射マーカを貼付しており、足底圧も計測していないため、COM や COP は算出していない。今後は下肢関節キネマティクスに加え COM や COP も合わせて測定する必要があると考えられる。

本研究では、IC 前において FI 群は足関節内反を避ける保護戦略的な下肢関節キネマティクス変化を示した。Hodges と Tucker は疼痛や疼痛にさらされる恐怖に対する動作の適応に関して、適応は神経系の様々なレベルで生じ、筋活動の調節を行うことで動作を変化させ疼痛部位の保護や疼痛の発生を防ぐ運動制御が働く と推察している[68]。また、Davids らはある動作を達成する上で、神経筋制御は身体状態、動作課題、環境により変化するという Dynamic System Theory を提唱している[69]。FI は足関節の主観的な不安定感を有しており、複数回足関節内反捻挫を経験している状態である。また、180 度方向サイドカッティングは、歩行や着地、前方アプローチのカッティングに比較し足関節内反ストレスが大きい動作課題であると考えられる。加えて、CAI 症例は shuffle 動作において長腓骨筋活動が低下し[32]、45 度方向のサイド及びクロスカッティングにおいて中殿筋活動が低下した[38]と報告されており、FI 症例は側方動作の運動制御が困難であることが示唆される。本研究ではより足関節内反角度が大きくなる側方動作を行ったことで、先行研究に反して FI 症例はより保護戦略的な下肢関節キネマティクス変化を示した可能性がある。また、FI 症例は下肢

関節角度を小さくするために下肢筋活動を高めていた可能性がある。しかしながら、疼痛に対する適応としての保護戦略的な運動制御は長期的には負荷を増大させ、活動や変動性を低下させると考えられている[68]。180 度方向のサイドカッティングにおいて認められた FI 症例の保護戦略的な下肢関節キネマティクス変化が有益であるかは本研究からは明らかにすることはできないため、長期的な縦断的研究を行い解明していく必要がある。また、本研究においては下肢筋活動を計測していないため、今後は下肢関節キネマティクスと合わせて検討していく必要がある。

IC 後の変化としては、健常群に比べ FI 群で膝関節屈曲・内旋角度が低下していた。また、股関節屈曲角度には 2 群間で変化が認められなかった。これは FI 群で膝・股関節屈曲角度が増加するという仮説に反する結果となった。また、サイドカッティングで股関節屈曲角度が増加し、クロスカッティングで膝・股関節屈曲角度が増加するという先行研究[38]にも反する結果となった。しかしながら、本研究と同様の結果を示す先行研究も存在し、Gribble と Robinson は着地動作において CAI 症例は膝関節屈曲角度が低下し、接地後の床反力ベクトルが安定するまでの時間が延長することを示した[46]。彼らは膝関節伸展位での接地は COM 位置を高くし、動的バランス低下の要因となると考察している[46]。CAI 症例における動的バランスの低下は多くの研究で報告されており[46, 70, 71]、CAI をもたらす因子の 1 つであることが示唆される。サイドカッティングにおける膝屈曲角度の低下は giving way や足関節内反捻挫再発の要因の 1 つであると考えられる。IC 後の膝関節内旋角度の低下に関しては、歩行においても CAI 症例は下腿内旋角度が低下していたことが示されており[61]、荷重位にて下腿外旋傾向にあることが示唆される。また、膝関節屈曲に伴い脛骨が内旋する Screw home movement が関与しており、膝関節屈曲角度の低下に伴い膝関節内旋角度が低下したことが考えられ、これらの要因が合わさり膝関節内旋角度において有意な差を示した可能性がある。

180 度方向のサイドカッティングにおいて股関節屈曲角度は 2 群間で有意な差が認めら

れなかった。これは股関節屈曲角度が増加するという仮説や、CAI 症例はサイド及びクロスカッティングにおいて股関節屈曲角度が増加する[38]という先行研究に反する結果となった。この要因としては、MI が関与している可能性がある。Brown らは Stop Jump において MI を有する FI 症例で最大股関節屈曲・外旋角度、股関節屈曲偏位量が増加することを示した[51]。股関節屈曲角度は MI の影響を受ける関節角度であると考えられ、本研究においては MI については考慮していないため有意な差が認められなかったと考えられる。

2-5. 結論

本研究結果から、180 度方向サイドカッティングにおいて、FI 群は IC 前からの足関節内反・内旋角度、膝関節内旋角度、股関節外転角度が低下し、また、IC 前の膝関節屈曲角度、IC 後の膝関節屈曲・内旋角度が低下することが明らかとなった。以上より、180 度方向サイドカッティングにおいて FI 症例は足関節内旋も含めすべての下肢関節キネマティクスが変化することが示された。FI 症例における IC 前の下肢関節キネマティクスの変化は足関節内反ストレスを避けるための保護戦略であると考えられるが、IC 後における膝関節屈曲角度低下が動的バランスの低下をもたらし、giving way や足関節内反捻挫再受傷の一因となる可能性がある。

第 3 章

研究 2

慢性足関節不安定症例における定量測定による足関節弛緩性と
カッピング時下肢関節キネマティクスの関連性

3-1. 研究の目的

慢性足関節不安定症（chronic ankle instability: CAI）は機能的不安定症（functional instability: FI）と構造的不安定症（mechanical instability: MI）、両方の要素が絡み合い反復性足関節内反捻挫を起こすと考えられている[27]。これまでの多くの研究は MI を考慮せず FI を有するものを CAI 症例としてとらえてきた。近年では CAI 症例を、MI を有する FI 症例（FI+MI）と MI を有さない FI 症例、すなわち純粋な FI 症例（pure FI）に分けて調査を行った研究が散見され、MI の有無で下肢関節キネマティクスが変化することが報告されてきた。これらの研究から FI+MI は足関節だけでなく、上位関節のキネマティクスも変化することが示唆されている[43, 44, 51]が、足関節捻挫が頻発するサイドカuttingにおける MI の有無と下肢関節キネマティクスの関係は不明である。また、これらの研究において MI は前方引き出しテスト、距骨傾斜テストといった徒手検査により判定されており、検者の主観により MI が有るか、無いかの二択で判断されているため、足関節弛緩性の程度と下肢関節キネマティクスの関連性は明らかではない。本研究の目的は、FI 症例における定量測定による足関節弛緩性とサイドカutting時の下肢関節キネマティクスの関連性を明らかにすることである。仮説は先行研究を基に、定量測定による足関節弛緩性と①足関節底屈・内旋角度は負の相関がある、②足関節内反角度は正の相関がある、③膝・股関節屈曲角度は正の相関があるとした。

3-2. 方法

3-2-1. 倫理的配慮

本研究は本学における人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受け実施している（承認番号：2013-266）。また、実験を行う際には被験者に十分な説明を行い、同意書にて同意を得た上で実施している。

3-2-2. 被験者

性差を検討するため、予備実験として健常男性 4 名、女性 4 名を対象とした 180 度方向サイドカッティングにおける下肢関節キネマティクスの解析を行った（第 5 章付録資料参照）。その結果、性差の存在が示唆されたため実験は被験者を男性のみに統一して実施した。

被験者は現在スポーツ活動を行うことができおり、カッティングが頻回に行われるスポーツ（バスケットボール、サッカー）の経験がある FI を有する脚をもつ男子大学生 13 名（ 21.77 ± 1.85 歳， 174.00 ± 7.40 cm， 64.90 ± 8.01 kg）とした。両側に FI を有するものは両側共に検査脚とし、17 脚を検査脚とした。17 脚のうち、右脚は 10 脚、左脚は 7 脚であった。足関節内反捻挫に関する質問紙調査として、Cumberland ankle instability tool (CAIT) [55]を用いた。FI の取り込み基準は、①少なくとも 2 回以上の足関節内反捻挫の既往を有する、②過去 1 年以内に足関節の Giving way 経験もしくは主観的な不安定感がある、③ CAIT スコアが 25 点以下[56]であることとした。除外基準は、①現在下肢・体幹に症状がある、②下肢・体幹の手術歴、足関節捻挫以外の重大な整形外科疾患の既往、神経疾患の既往を有する、③過去 6 か月以内に足関節捻挫を受傷していることとした。

3-2-3. 足関節弛緩性の定量測定

足関節弛緩性の評価として、Ankle Arthrometer (Blue Bay Research 社) を用い検査脚の足関節弛緩性の定量測定を行った。検査は足関節前後方向の偏位量を測定する Anterior - Posterior テスト (単位: mm), 足関節内外反方向の偏位量を測定する Inversion - Eversion テスト (単位: °) の 2 種類を実施した。検査は Kovalski らの方法[53]に基づき、Ankle Arthrometer をパーソナルコンピュータに接続し、LabVIEW (National Instrument 社) を起動した状態で実施した。LabVIEW 画面上では足関節前後方向への負荷量 (単位: N), 足関節内外反方向の負荷量 (単位: N·mm), 底背屈角度 (単位: °) がモニタリングされており、テスト実施時には縦軸を負荷量, 横軸を偏位量としたグラフが表示される (図 3-1)。被験者は裸足で長椅子に検査脚を伸ばし、端から足部が出た状態で座り、足部・下腿部に Ankle Arthrometer を装着する (図 3-2)。検者はハンドルを持ち、被験者が力を抜いた状態で足関節前後・内外反方向への負荷量, 底背屈角度が 0 になる位置で保持する。Anterior - Posterior テストは、その位置からゆっくりと一定の速さで足関節前方に 125N, 続いて後方に 125N の負荷をかけ、その際の足関節前後偏位量を記録する。Inversion - Eversion テストはゆっくりと一定の速さで足関節内反方向に 4000N·mm, 続いて外反方向に 4000N·mm の負荷をかけ、その際の足関節内外反偏位量を記録する。計測はそれぞれのテストを 3 回実施した。計測された偏位量は Excel 2013 (Microsoft 社) 上に出力し、3 回の平均値を代表値として使用した。検者は事前に十分な練習を行っており、検者内信頼性を示す級内相関係数 (intraclass correlation coefficients : ICC) は Anterior - Posterior テストで $ICC_{1,3} = 0.905$, Inversion - Eversion テストで $ICC_{1,3} = 0.915$ であった。足関節弛緩性の定量測定に関しては、FI 症例 17 脚に加え健常例の指標として、足関節捻挫受傷経験のない 10 脚を健常例として測定を行った。

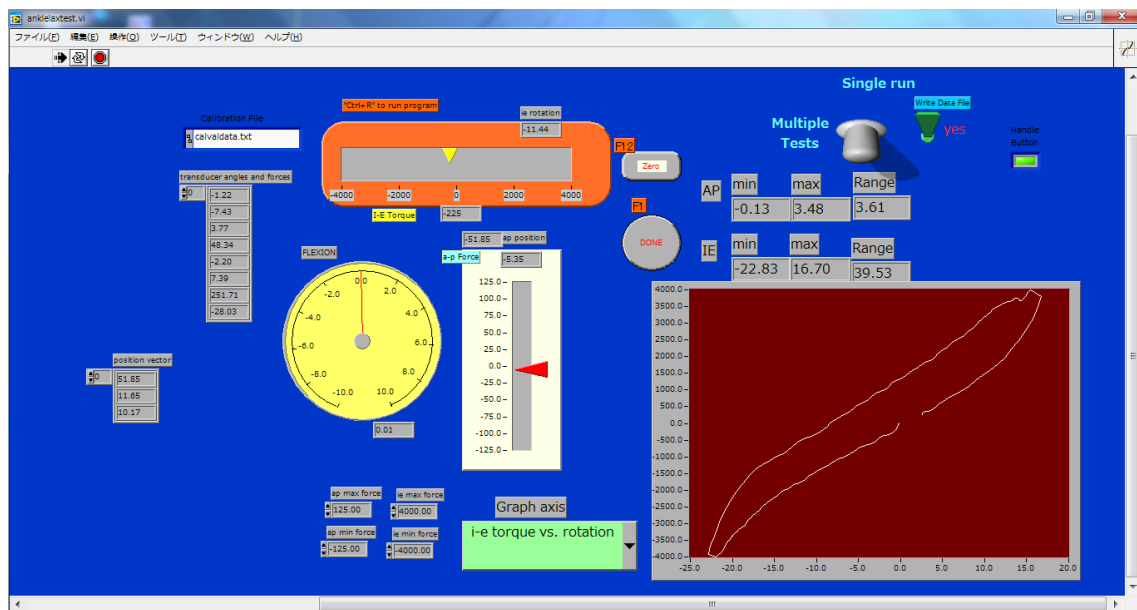


図 3 - 1 Ankle Arthrometer 接続時の LabVIEW 画面



図 3 - 2 Ankle Arthrometer 左脚装着時

3-2-4. 動作解析

3-2-4-1. 装置

装置は三次元動作解析システム (EVaRT 5.0.4, Motion Analysis 社) を用い, 赤外線カメラ (Eagle, Motion Analysis 社) 8 台, 床反力計 (Kistler 社) 1 枚を使用した. 赤外線カメラのサンプリング周波数は 250Hz, 床反力計は 1000Hz とした. 被験者にはボディスパッツを着用させ, 身体の解剖学的ランドマークに反射マーカを貼付した. 反射マーカは Helen Hays のマーカセット[57] に基づき, 第 7 頸椎棘突起, 両肩峰, 両鎖骨中央, 胸骨柄, 両腸骨稜, 両上前腸骨棘, 両上後腸骨棘, 両大転子, 検査脚の大腿骨内・外側上顆, 腓骨頭, 脛骨近位内側面, 内・外果, 計 20 個のマーカを貼付した. また, Leardini らの方法[58]に基づき, 踵骨後端, 第 2 中足骨底, 第 1・2・5 中足骨頭, 計 5 個のマーカを貼付した. さらに point cluster 法[59]に基づき, 大腿部に 10 個, 下腿部に 6 個のクラスターマーカを貼付し, 全身に 41 個の反射マーカを貼付した (図 3-3).



図 3 - 3 反射マーカの配置 (文献[57-59]に基づき貼付)

3-2-4-2. 動作課題

動作課題は 180 度方向のサイドカッティングとした（図 3-5）. 被験者には①床反力計から 40 cm離れた位置で膝 45 度屈曲位の姿勢を取り，②1 歩のサイドステップを行い，床反力計上に接地し③180 度方向に方向転換をして走り抜けさせた. 上肢の動きや足部の向きは規定せず，最大努力で実施するよう指示した. 裸足にて実施し，3 回の成功試技となるまで実施した.

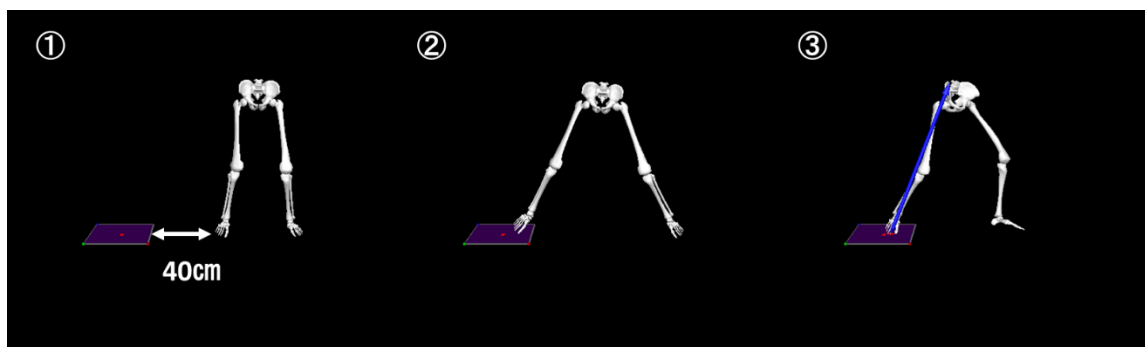


図 3-4 180 度方向のサイドカッティング

- ①床反力計から 40 cm離れた位置にて膝関節 45 度屈曲位でスタンバイ
- ②1 歩サイドステップを行い，床反力計上に接地
- ③180 度方向に切り返し走り抜ける

3-2-4-3. データ収集・解析

算出データは初期接地 (initial contact : IC) の足関節, 膝関節, 股関節の関節角度とした. IC は床反力垂直成分が 10N を超えた時間と定義した. 足関節, 股関節に関しては Visual 3D ver.4 (C-Motion 社) を用いて, 三次元動作解析システムにて得られた座標データから関節角度を解析した. 解剖学的ランドマークの座標データは 12Hz のローパスフィルターにて処理した後, 先行研究に基づき[57, 58], 骨盤, 大腿部, 下腿部, 足部のセグメントを作成し (図 3-5), 足関節角度は下腿部に対する足部の動きとして, 股関節角度は骨盤に対する大腿部の動きとして, オイラー角の定義に基づきそれぞれ 3 軸の関節角度を算出した. 足関節に関しては, 本研究においては前額軸回りを底背屈, 矢状軸回りを内外反, 垂直軸回りを内外旋と定義した. また, 膝関節に関しては IGOR Pro 6.0 (HULINK 社) を使用し, point cluster 法[59]にて解析を行った. 解剖学的ランドマークの座標データを基に大腿骨軸, 下腿骨軸を決定し (図 3-6), 大腿部 10 個, 下腿部 6 個のクラスターマーカーから大腿部, 下腿部の慣性主軸を求め, 大腿部に対する下腿部の動きとして 3 軸の膝関節角度を算出した. point cluster 法ではクラスターマーカーにて皮膚上のマーカーのずれが修正されるため, 小さい誤差で膝関節角度を算出できる. データは 3 回の成功試技の平均値を代表値として使用した. 足関節は底屈, 内反, 内旋角度を, 膝・股関節は屈曲, 外転, 内旋角度を正の値とし, 静止立位時の各関節角度の値を引き静的アライメントの影響を除いた.

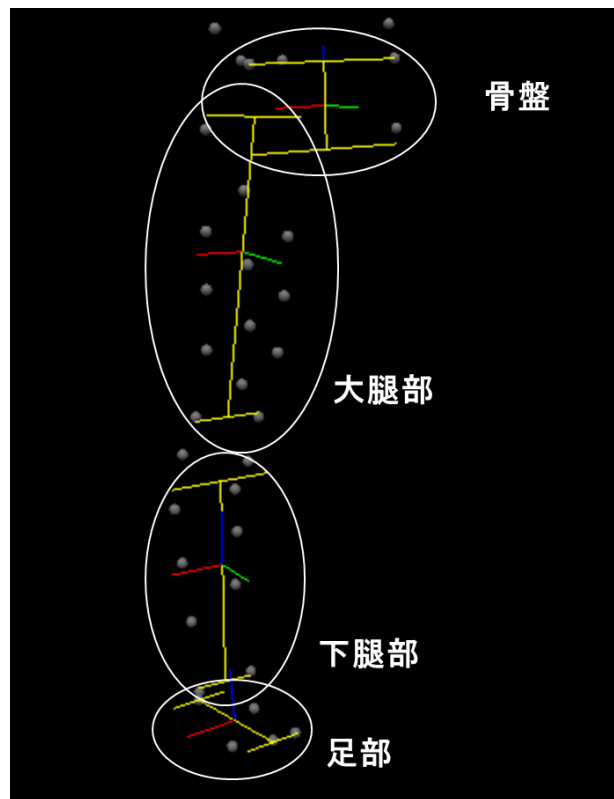


図 3－5 Visual3D における骨盤，大腿部，下腿部，足部のセグメント

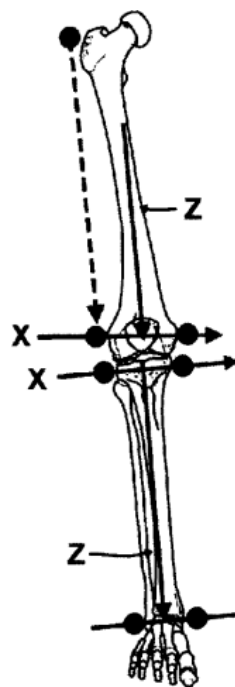


図 3－6 point cluster 法による大腿骨軸，下腿骨軸の決定（文献[60]より）

3-2-5. 統計解析

統計解析には SPSS ver.22 (International Business Machines 社) を用い、定量測定による足関節弛緩性 (前後偏位量, 内外反偏位量) と CAIT スコア及び IC 時下肢関節角度 (足関節, 膝関節, 股関節角度) との関連性を調べるため, ピアソンの積率相関係数を用いた。前後偏位量と内外反偏位量に関しては事前に測定した健常例 10 脚との群間比較を対応のない t 検定にて行った。また, 足関節前後偏位量と内外反偏位量の両者が平均値を超えている 6 脚を FI+MI 群, 両者が平均値を下回っている 6 脚を pure FI として, 2 群間の CAIT スコア及び IC 時下肢関節角度 (足関節, 膝関節, 股関節角度) を対応のない t 検定にて比較した。有意水準は 5%未満とした。

3-3. 結果

3-3-1. 定量測定による足関節弛緩性との相関関係

3-3-1-1. CAIT スコアと定量測定による足関節弛緩性

被験者 13 名 17 脚の CAIT スコアの平均値は 20.71 ± 3.85 であった。定量測定による足関節弛緩性に関しては、前後偏位量の平均値は 20.37 ± 5.37 mm、内外反偏位量の平均値は 42.33 ± 6.47 ° であった。相関関係に関しては、足関節前後偏位量と内外反偏位量の間で有意な正の相関が認められた ($p = 0.655$, $r = 0.004$) が、定量測定による足関節弛緩性と CAIT スコアの関連性は認められなかった (前後偏位量 : $p = 0.889$, $r = -0.039$, 内外反偏位量 : $p = 0.267$, $r = -0.285$) (表 3-1)。また、健常例 10 脚の前後偏位量は 17.21 ± 3.94 mm、内外反偏位量は 39.30 ± 7.03 ° であり、FI 症例 17 脚の前後偏位量及び内外反偏位量とは有意な差が見られなかった ($p < 0.05$)。

表 3-1 CAIT スコアと定量測定による足関節弛緩性の平均値及び相関関係

N=17	平均値±標準偏差	足関節前後偏位量(mm)	足関節内外反偏位量(°)
CAITスコア	20.71 ± 3.85	$p = 0.889$ $r = -0.039$	$p = 0.267$ $r = -0.285$
足関節前後偏位量(mm) ^a	20.37 ± 5.37	—	$p = 0.004$ $r = 0.665$
足関節内外反偏位量(°)	42.33 ± 6.47	—	—

CAIT : Cumberland ankle instability tool N : 被験脚数 p : 有意確率 r : 相関係数

^a有意な正の相関を示す ($p < 0.01$)

3-3-1-2. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時足関節角度 (図 3-7)

足関節前後偏位量と IC 時足関節角度については、足関節底屈角度との間に有意な負の相関が認められた ($p=0.047$, $r=-0.488$)。足関節内反角度及び内旋角度との間には有意な相関は認められなかった (内反 : $p=0.066$, $r=0.455$, 内旋 : $p=0.893$, $r=0.035$)。足関節内外反偏位量と IC 時足関節角度については、足関節内反角度との間に有意な正の相関が認められた ($p=0.010$, $r=0.606$)。足関節底屈及び内旋角度との間には有意な相関は認められなかった (底屈 : $p=0.055$, $r=-0.474$, 内旋 : $p=0.737$, $r=0.088$)。

3-3-1-3. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時膝関節角度 (図 3-8)

足関節前後偏位量と IC 時膝関節角度については、膝関節屈曲角度との間に有意な正の相関が認められた ($p=0.003$, $r=0.673$)。膝関節外転角度及び内旋角度との間には有意な相関は認められなかった (外転 : $p=0.350$, $r=0.242$, 内旋 : $p=0.154$, $r=0.361$)。足関節内外反偏位量と IC 時膝関節角度については、膝関節屈曲角度との間に有意な正の相関が認められた ($p=0.010$, $r=0.606$)。膝関節外転及び内旋角度との間には有意な相関は認められなかった (屈曲 : $p=0.850$, $r=0.050$, 内旋 : $p=0.249$, $r=0.296$)。

3-3-1-4. 定量測定による足関節弛緩性と IC 時股関節角度 (図 3-9)

足関節前後偏位量と IC 時股関節角度については、股関節屈曲角度との間に有意な正の相関が認められた ($p<0.001$, $r=0.806$)。また、股関節内旋角度との間に有意な正の相関が認められた ($p=0.011$, $r=0.599$)。股関節外転角度との間に有意な相関は認められなかった ($p=0.911$, $r=-0.29$)。足関節内外反偏位量と IC 時股関節角度については、いずれの角度においても有意な相関は認められなかった (屈曲 : $p=0.071$, $r=0.449$, 外転 : $p=0.981$, $r=0.006$, 内旋 : $p=0.242$, $r=0.300$)。

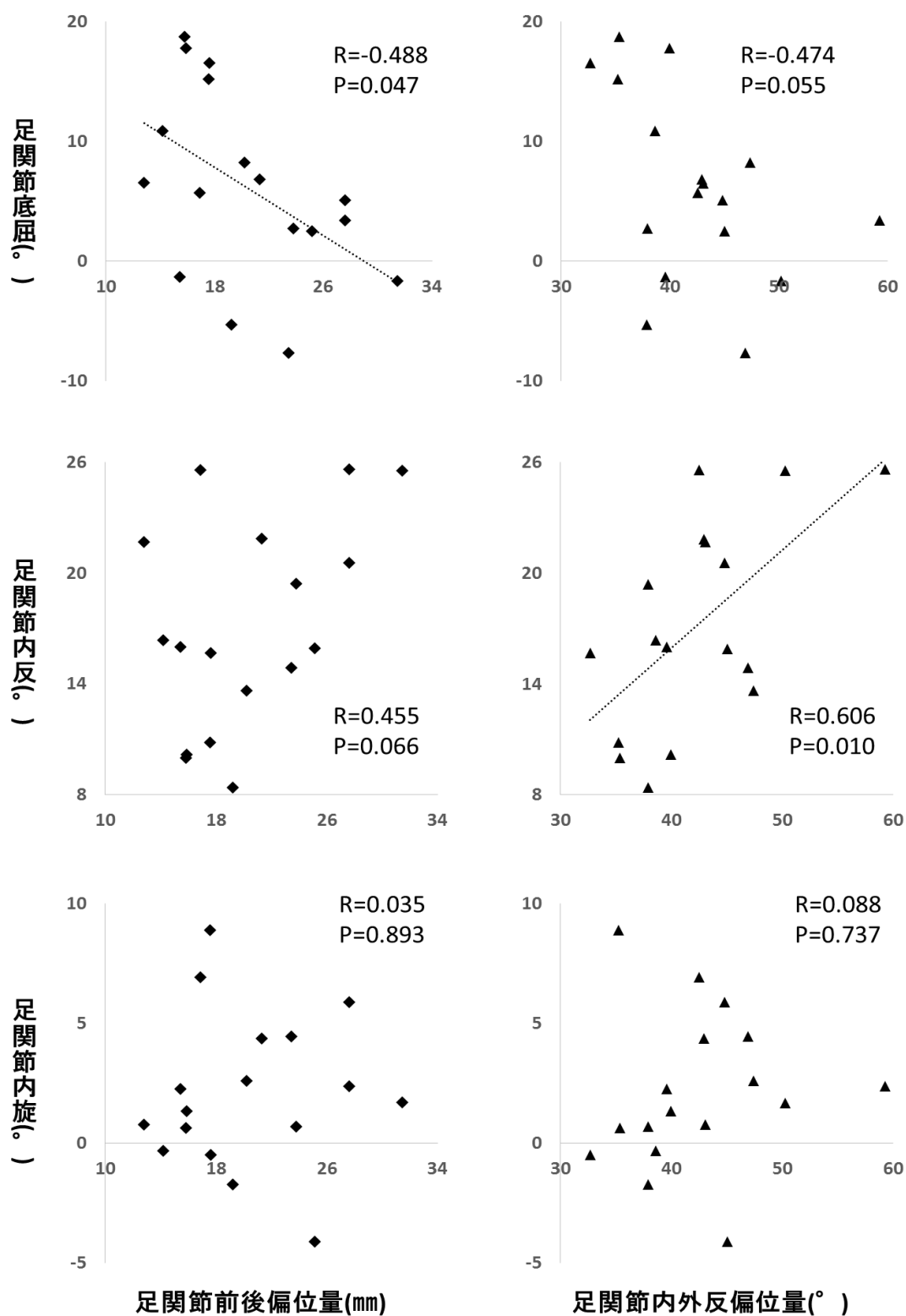


図 3-7 足関節弛緩性と IC 時足関節角度の相関図

縦軸は足関節角度 (°), 横軸は前後偏位量 (mm), 内外反偏位量 (°) である.

R: 相関係数 P: 有意確率 有意な相関のある角度は近似直線を示す ($p < 0.05$).

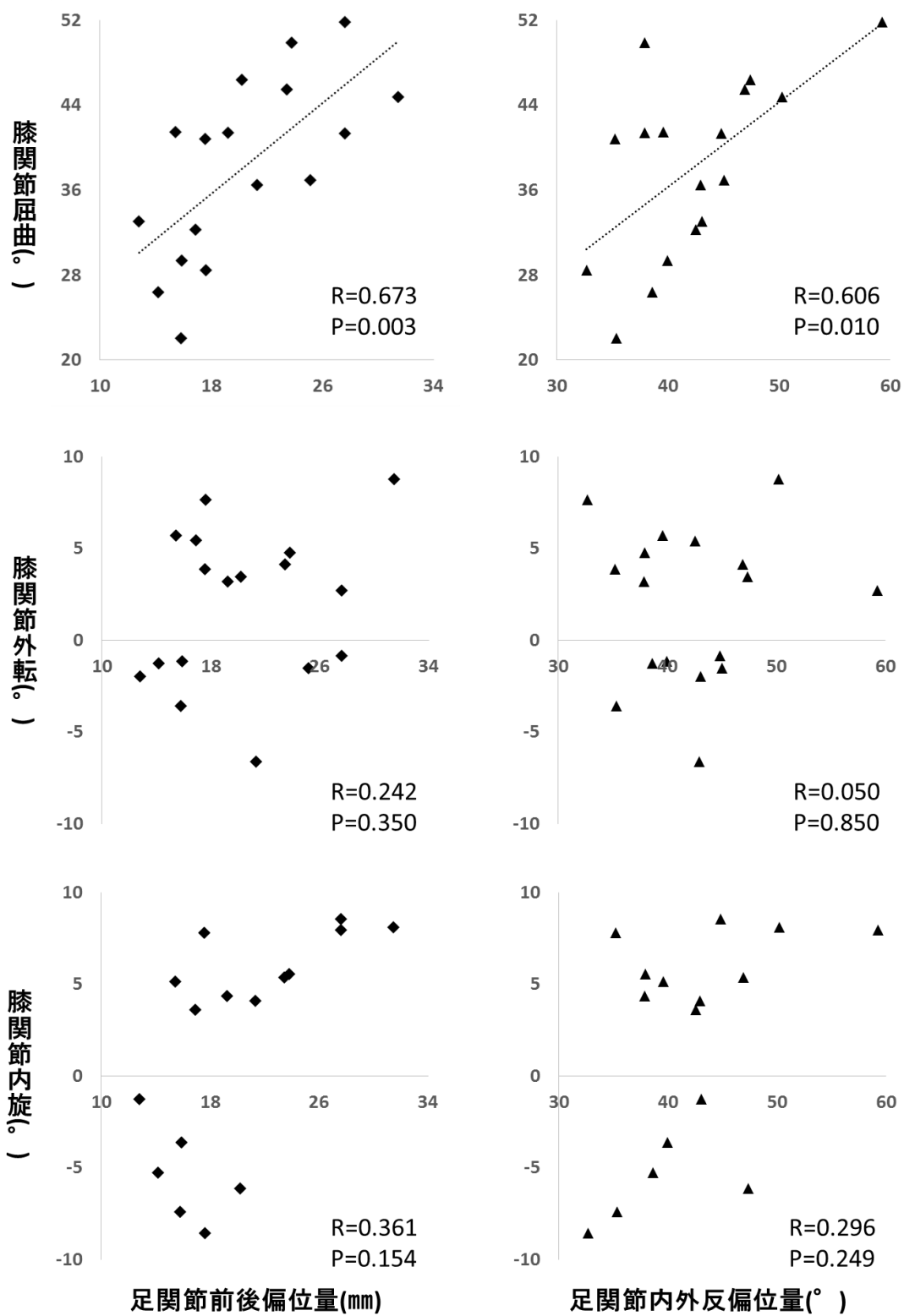


図3-8 足関節弛緩性とIC時膝関節角度の相関図

縦軸は膝関節角度(°), 横軸は前後偏位量(mm), 内外反偏位量(°)である.

R:相関係数 P:有意確率 有意な相関のある角度は近似直線を示す($p < 0.05$).

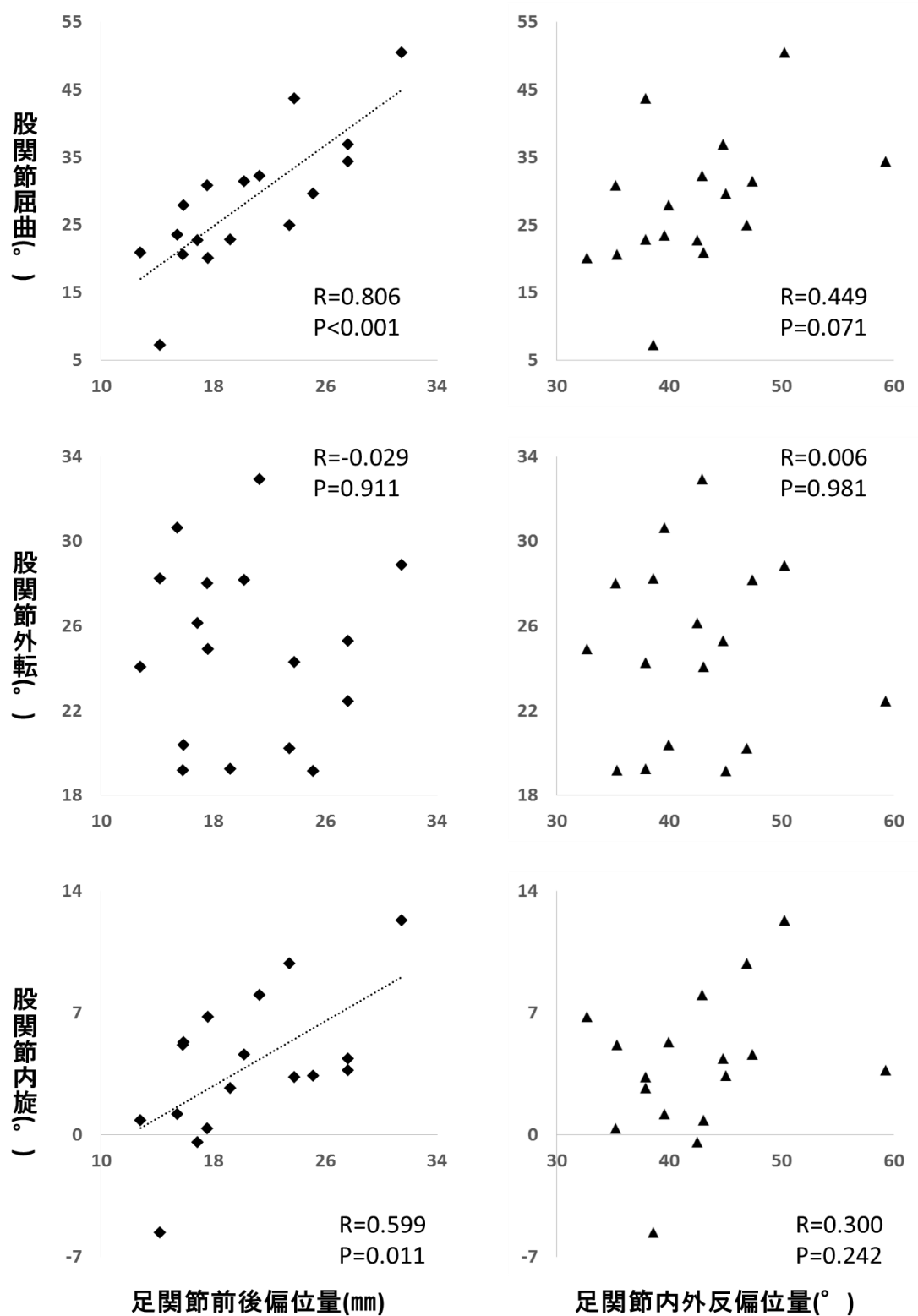


図 3-9 足関節弛緩性と IC 時股関節角度の相関図

縦軸は股関節角度 (°), 横軸は前後偏位量 (mm), 内外反偏位量 (°) である.

R: 相関係数 P: 有意確率 有意な相関のある角度は近似直線を示す ($p < 0.05$).

3-3-2. FI+MI と pure FI の比較

3-3-2-1. 足関節弛緩性と CAIT スコア (表 3-2)

FI+MI の前後偏位量は 26.10 ± 3.58 mm, 内外反偏位量は $48.21 \pm 5.96^\circ$ であり, pure FI の前後偏位量は 16.11 ± 1.32 mm, 内外反偏位量は $36.91 \pm 2.92^\circ$ であった. 前後偏位量及び内外反偏位量は FI+MI が pure FI に比較し有意に大きかった ($p < 0.01$). FI+MI の CAIT スコアは 20.83 ± 4.92 , pure FI は 19.83 ± 3.87 であり, 2 群間で有意な差は認められなかった ($p > 0.05$).

表 3-2 足関節弛緩性及び CAIT スコア

	足関節弛緩性		CAITスコア
	前後偏位量(mm) ^a	内外反偏位量($^\circ$) ^a	
FI+MI	26.10 ± 3.58	48.21 ± 5.96	20.83 ± 4.92
pure FI	16.11 ± 1.32	36.91 ± 2.92	19.83 ± 3.87
平均値 $\pm$ 標準偏差			

FI : functional instability MI : mechanical instability

CAIT : Cumberland ankle instability tool ^a2 群間における有意差 ($p < 0.01$)

3-3-2-2. IC 時下肢関節角度 (表 3-3)

IC 時の足関節角度に関して, 底屈角度は FI+MI で $1.35 \pm 5.12^\circ$, pure FI で $13.28 \pm 7.65^\circ$ であり, FI+MI が pure FI に比較し有意に小さかった ($p = 0.011$). 内反角度は FI+MI で $20.81 \pm 4.73^\circ$, pure FI で $13.17 \pm 3.12^\circ$ であり, FI+MI が pure FI に比較し有意に大きかった ($p = 0.008$). 内旋角度に関しては FI+MI が $2.43 \pm 3.55^\circ$, pure FI が $2.04 \pm 3.51^\circ$ であり, 2 群間で有意な差は認められなかった ($p > 0.05$).

IC 時の膝関節角度に関して, 屈曲角度は FI+MI で $42.85 \pm 5.74^\circ$, pure FI で $31.43 \pm 7.93^\circ$ であり, FI+MI が pure FI に比較し有意に大きかった ($p = 0.017$). 外転角度及び内旋角度は FI+MI が $1.12 \pm 5.30^\circ$, $2.94 \pm 9.87^\circ$ であり, pure FI が $1.86 \pm 4.49^\circ$, $-1.99 \pm 6.82^\circ$ で 2 群間に有意な差は認められなかった ($p > 0.05$).

IC 時の股関節角度に関して、屈曲角度は FI+MI で $34.77 \pm 8.69^\circ$, pure FI で $21.73 \pm 8.19^\circ$ であり、FI+MI が pure FI に比較し有意に大きかった ($p = 0.023$)。外転角度及び内旋角度は FI+MI が $24.82 \pm 5.32^\circ$, $7.00 \pm 3.63^\circ$ であり、pure FI が $25.23 \pm 4.61^\circ$, $2.19 \pm 4.59^\circ$ で 2 群間に有意な差は認められなかった ($p > 0.05$) が、股関節内旋角度は FI+MI で pure FI に比較し小さい傾向が見られた ($p = 0.072$)。

表 3 - 3 IC 時下肢関節角度

IC時下肢関節角度		FI+MI	pure FI	p値
足関節	底屈($^\circ$)	1.35 ± 5.12	13.28 ± 7.65	0.011^a
	内反($^\circ$)	20.81 ± 4.73	13.17 ± 3.12	0.008^b
	内旋($^\circ$)	2.43 ± 3.55	2.04 ± 3.51	0.851
膝関節	屈曲($^\circ$)	42.85 ± 5.74	31.43 ± 7.93	0.017^a
	外転($^\circ$)	1.12 ± 5.30	1.86 ± 4.49	0.799
	内旋($^\circ$)	2.94 ± 9.87	-1.99 ± 6.82	0.322
股関節	屈曲($^\circ$)	34.77 ± 8.69	21.73 ± 8.19	0.023^a
	外転($^\circ$)	24.82 ± 5.32	25.23 ± 4.61	0.889
	内旋($^\circ$)	7.00 ± 3.63	2.19 ± 4.59	0.072

平均値±標準偏差

FI : functional instability MI : mechanical instability p : 有意確率

^a2 群間における有意差 ($p < 0.05$) ^b2 群間における有意差 ($p < 0.01$)

3-4. 考察

本研究では FI 症例における足関節弛緩性の程度がサイドカッティング時下肢関節キネマティクスに及ぼす影響を検討した。仮説は足関節弛緩性と IC 時足関節底屈・内旋角度は負の相関、IC 時足関節内反角度、膝・股関節屈曲角度は正の相関を示すとした。CAIT スコアと定量測定による足関節弛緩性には有意な相関は認められなかった ($p > 0.05$) (表 3-1)。また、FI+MI と pure FI の CAIT スコアにも有意な差は認められなかった ($p > 0.05$) (表 3-2)。足関節前後偏位量と IC 時の足関節底屈角度には有意な負の相関 ($p = 0.047$, $r = -0.488$)、膝関節屈曲角度 ($p = 0.003$, $r = 0.673$)、股関節屈曲 ($p < 0.001$, $r = 0.806$)・内旋角度 ($p = 0.011$, $r = 0.599$) には有意な正の相関があった (図 3-7~9)。また、足関節内外反偏位量と足関節内反角度 ($p = 0.010$, $r = 0.606$)、膝関節屈曲角度 ($p = 0.010$, $r = 0.606$) には有意な正の相関があった (図 3-7, 8)。足関節弛緩性と相関関係が認められた関節角度に関しては、股関節内旋角度を除き FI+MI と pure FI の比較でも有意な差が認められており ($p < 0.05$)、股関節内旋角度も FI+MI で小さい傾向がある ($p < 0.10$) (表 3-3)。すなわち、足関節弛緩性が大きい FI 症例は IC において足関節背屈・内反、膝関節屈曲、股関節屈曲・内旋傾向にあり、足関節弛緩性が小さい FI 症例は足関節底屈・外反、膝関節伸展、股関節伸展・外旋傾向にあることが示された。足関節内旋には有意な相関は見られなかった ($p > 0.05$) (図 3-7)。これは一部を除き仮説を支持する結果となり、FI 症例における足関節弛緩性の程度により下肢関節キネマティクスは変化することが明らかとなった。

CAI の重症度の指標となる CAIT スコアと足関節弛緩性との関連性は、前後偏位量と内外反偏位量のいずれにおいても認められなかった。Hubbard-Turner は足部及び足関節の機能評価に foot and ankle disability index (FADI) と FADI sport を用い、足関節弛緩性 (足関節前方偏位量と足関節内反偏位量) と FADI 及び FADI sport との間に負の相関関係があることを示している[72]。これは本研究結果に反する結果であるが、Hubbard-Turner の研

究と本研究では CAI (FI) 症例の取り込み基準が異なっている。また、FI の評価に用いた質問紙が FADI 及び FADI sport であり、CAIT を用いた本研究とは異なる。加えて、本研究では FI 症例 17 脚と健常例 10 脚の間で足関節弛緩性に有意差は認めなかった ($p > 0.05$) ため、FI 症例は健常例と比較し逸脱した足関節弛緩性を有していないと考えられる。これらの要因から、本研究結果は Hubbard・Turner の研究と異なる結果を示した可能性がある。しかしながら、Liu らは足関節内反捻挫受傷回数と足関節弛緩性との間に関連性がないことを示している[73]。また、足関節内反捻挫受傷後に靱帯の緩みがあるのにも関わらず足関節内反捻挫を繰り返さない、CAI を呈さない例 (coper) が存在するため、足関節外側靱帯の緩みは CAI の病態に大きく影響しないと推察される。従って、臨床現場での足関節捻挫及び CAI の予防・治療に際しては、まずは FI の有無を確認することが重要だと考えられる。しかしながら、本研究においては足関節弛緩性の程度によって下肢関節キネマティクスが変化し、また、FI+MI と pure FI では下肢関節キネマティクスが異なることが示された。このことからキネマティクスの観点では MI の有無で足関節内反捻挫の再発リスクが異なる可能性があり、FI 判定に加えて MI の判定を行うことで足関節捻挫及び CAI の予防・治療をより効果的に実施できる可能性がある。

足関節前後偏位量と IC 時足関節底屈角度には有意な負の相関、膝・股関節屈曲角度には有意な正の相関が見られた。また、FI+MI は pure FI に比較し有意に足関節底屈角度が小さく、膝・股関節屈曲角度が大きかった。このことから足関節前後偏位量が多い FI 症例ほど下肢屈曲傾向にあると考えられる。これは着地動作において FI+MI で足関節底屈角度が小さく、股関節屈曲角度が大きいという先行研究[43, 51]を支持する結果となった。本研究ではすべての下肢関節の矢状面上で足関節前後偏位量に伴う変化が認められたが、両脚着地の着地期において足関節背屈角度、膝・股関節屈曲角度には強い関連性があることが報告されている[74]。加えて、本研究においては全症例前足部接地でサイドカッティングを行っていたため、前足部で接地するために足関節底屈角度の変化に応じて膝・股関節屈曲角度

も変化したと考えられる。

前後方向の弛緩性の大きい FI 症例ほど足関節底屈角度が小さくなる要因としては、前方引き出しで評価される前距腓靭帯の脆弱性による保護戦略が挙げられる。前距腓靭帯は底屈を制御し[4]、また足関節は背屈位で関節適合性が高まる[1]ため、足関節弛緩性の大きい FI 症例は接地時に足関節を背屈位に近づけることで前距腓靭帯による足関節制御を避け、骨性に足関節を強固にしている可能性がある。さらに、股関節内旋角度に関して FI+MI と pure FI には有意な差が見られていないが、足関節前後偏位量とは有意な正の相関があることが示されている。Stop jump 課題では FI+MI は IC 時の股関節外旋角度が大きいという報告があり[51]、股関節外旋角度に関しては本研究結果と異なる。しかしながら、足関節前後偏位量の大きい FI 症例は股関節回旋動作が大きくなるという点は本研究結果と一致しており、構造的に不利である足関節での運動制御を避け、代償的に上位関節の屈曲と回旋を増加させている可能性がある。足関節内反偏位量と膝関節屈曲角度にも有意な正の相関が認められているが、前後方向と同様に内外反方向に脆弱な足関節の代償としての保護戦略であることが考えられる。ただし、FI+MI の保護戦略的变化が有益な変化であるかは本研究結果からは言及できない。この疑問を解決するためには、今後長期的な縦断的研究を行っていく必要がある。

一方で、足関節前後偏位量の小さい FI 症例は IC 時の足関節底屈角度が大きくなると考えられる。サイドカッティングのシミュレーションでは足関節底屈位での接地は足関節内反捻挫が生じる危険性が高いとされている[42]。また、足関節前後偏位量の小さい FI 症例は IC 時の膝・股関節屈曲角度が小さくなると考えられる。Gribble と Robinson は CAI は片脚着地において IC で膝関節屈曲角度が増加し、接地後の床反力ベクトルが安定するまでの時間が延長したと報告しており、膝伸展位での着地は身体重心位置が高くなり動的バランスを低下させると考察している[46]。動的バランスの低下は FI の一因であると考えられており[70]、足関節底屈位での接地と合わせ足関節内反捻挫の再発や giving way に関与し

ている可能性がある。また、下肢伸展位は膝前十字靱帯 (anterior cruciate ligament : ACL) 損傷のリスク肢位とされる[75]。Pure FI に関しては、足関節内反捻挫だけでなく、ACL 損傷予防の観点からも下肢屈曲位でのサイドカッティングを指導する必要があると考えられる。

足関節内外反偏位量と IC 時足関節内反角度には有意な正の相関が認められた。また、FI+MI の足関節内反角度は pure FI に比較し有意に大きかった。本研究におけるサイドカッティングは一步のサイドステップを行った後に方向転換を行うもので、連続動作ではない。そのため足関節に関しては検査側が遊脚期にある際に大きな筋活動が生じず、静的な足関節構造が影響した可能性が示唆される。先行研究において足関節内反位での接地は足関節内反モーメントを高めると推察されている[42]。また、trap door によって急激な足関節内反負荷をかけた際に FI+MI は pure FI や健常例に比較し足関節内反角度や角速度が大きいという報告もある[50]。以上のことから FI 症例において足関節内外反方向の弛緩性増大は足関節内反捻挫の直接的なリスク因子となる可能性がある。FI+MI にとっては、テーピングやサポーターによる足関節内反制動の有効性があり、また、足関節外反筋である腓骨筋群の強化を行い、足関節内反方向の動的安定性を高めることが重要と考えられる。

FI 症例は足関節固有受容覚が低下することが報告されており[76]、また CAI 症例の下肢関節キネマティクス変化には feed-forward 及び feed-back 制御の変化が関与していると考えられている[77, 78]。FI 症例における足関節弛緩性の程度は固有受容覚や上位中枢に影響を及ぼし、全ての下肢関節との間に関連性を示した可能性がある。しかしながら本研究では位置覚など神経系の評価はしていないため、今後検討していく必要がある。

足関節弛緩性と IC 時足関節内旋角度に関しては有意な相関関係は認められなかった。これは仮説に反しており、歩行・走行遊脚期において FI+MI で足関節外旋角度が増加するという先行研究[44]にも反する結果となった。本研究においては足関節内外旋方向の弛緩性評価は行っていない。しかしながら、屍体足を用いた研究においては前距腓靱帯を切除した足

関節は足関節内旋可動域が増加することが報告されており[47], 主に前距腓靱帯の弛緩性を評価する前後方向の弛緩性と内外旋方向の弛緩性はある程度の関連性があることが示唆される. 従って, サイドカッティングにおいては足関節弛緩性と IC 時足関節内旋角度との関連性は低いと考えられる. 先行研究と結果が異なった要因としては, 180 度方向のサイドカッティングはより足関節内反方向にストレスのかかる動作であり, 矢状面動作が主となる歩行や走行とは異なる結果を示したものと考えられる.

3-5. 結論

本研究結果から, FI 症例に関して足関節弛緩性の程度はサイドカッティングにおける下肢キネマティクスに影響を与えることが示された. MI を有する FI 症例は足関節内反角度が足関節内反捻挫再受傷のリスク因子であり, 構造的に不利な足関節の代償として上位関節の屈曲や内旋角度を増加させていることが示唆された. 一方で, MI の無い FI 症例は IC 時足関節底屈角度の増大, 下肢伸展位での接地による動的バランスの低下が giving way や足関節内反捻挫再受傷のリスク因子となる可能性がある.

第 4 章

総合論議

4-1. 総合考察

本研究では、180 度方向のサイドカッティングにおける機能的不安定症（functional instability : FI）症例の下肢関節キネマティクスを、研究 1 では足関節内旋を含めて検討するために各関節にて 3 つの軸で検討した。また、研究 2 では構造的不安定症（mechanical instability : MI）の指標として足関節弛緩性の定量測定を行い、FI 症例における足関節弛緩性が下肢関節キネマティクスに及ぼす影響を調査した。研究 1 からは健常群に比較し、FI 群において初期接地（initial contact : IC）前後の足関節内反・内旋角度、膝関節内旋角度、股関節外転角度、IC 前の膝関節屈曲角度、IC 後の膝関節屈曲・内旋角度が低下することが示され、FI 症例では足関節内旋角度を含めすべての下肢関節キネマティクスが変化することが明らかとなった。研究 2 では FI 症例の足関節弛緩性と IC 時足関節底屈・内反、膝関節屈曲、股関節屈曲・内旋角度が有意な相関を示した。また、足関節弛緩性が大きい FI 症例（FI+MI）では足関節弛緩性が小さい FI 症例（pure FI）に比較し足関節底屈角度が小さく、足関節内反、膝・股関節屈曲角度が大きいことが示され、FI 症例の足関節弛緩性の程度により下肢関節キネマティクスが変化することが明らかとなった。

慢性足関節不安定症（chronic ankle instability : CAI）例の足関節キネマティクス変化としては、足関節内反角度が大きくなるという報告が多く[31, 33, 35, 40]、CAI 症例は足関節内反捻挫の危険肢位を取りやすいことが示唆されてきた。研究 1 において足関節内反角度は小さくなり、これらの先行研究とは反する結果となったが、一方で CAI 症例では足関節内反に変化が見られないといった報告も複数存在する[43-45]。こういった結果の不一致は膝関節・股関節においても同様に見られている[31, 46, 71]。研究 2 では FI 症例において、足関節弛緩性と IC 時足関節底屈角度は負の相関、IC 時足関節内反、膝関節屈曲、股関節屈曲・内旋角度は正の相関が認められており、Brown らの研究グループにおいても構造的不安定症（mechanical instability : MI）の有無により下肢関節キネマティクスが変化することが報告されている[43, 44, 51]。このことから、FI 症例の下肢関節キネマティクスは足関

節弛緩性の程度により変化することが考えられ、CAI 症例のキネマティクス変化に関する研究でこれまでコンセンサスが得られてこなかった 1 つの要因であることが示唆される。

しかしながら、研究 1 で FI 群は接地前後の足・膝関節内旋角度、接地後の股関節外転角度が小さくなっており、これらは研究 2 において有意な相関が見られなかった関節角度であった。足・膝関節内旋角度、股関節外転角度の低下は MI の有無に関わらない、180 度方向のサイドカッティングにおける FI 症例の運動特性であると考えられる。

研究 1 においては、FI 症例は IC 前において足関節内反ストレスを避ける保護戦略的な下肢関節肢位をとることが明らかとなった。しかしながら、FI は足関節内反捻挫を繰り返している状態であり、IC 後には膝関節屈曲・内旋角度が低下し、足関節内反捻挫のリスクとなりうる肢位をとっている可能性がある。また、研究 2 では足関節弛緩性と FI の重症度の指標となる Cumberland ankle instability tool スコアには関連性が見られなかったものの、サイドカッティングにおける FI 症例の下肢関節キネマティクスは足関節弛緩性に影響を受けることが示され、足関節弛緩性の程度によりリスク肢位が異なる可能性を示した。研究 1・2 の両方の結果を踏まえ、MI の有無による FI 症例の下肢関節キネマティクス変化を再考していく。

Pure FI は IC 時に足関節底屈・外反・外旋、膝関節伸展・外旋、股関節伸展・内転・外旋位をとりやすいと考えられる。足関節は底屈位において構造的に脆弱となり、サイドカッティングにおいて足関節底屈位での接地は足関節内反捻挫のリスク肢位となるとされている[42]。また、Gribble と Robinson は CAI 症例の片脚着地時の下肢キネマティクスと動的バランスに関して調査しており、CAI 症例は着地前の膝関節屈曲角度が小さく、床反力ベクトルが安定するまでの時間が延長していたと報告している[46]。彼らはこの CAI 症例の変化に関して、膝伸展位で着地することで身体重心 (center of mass : COM) の位置が高くなり、動的バランスの低下に関与していると考察している[46]。加えて、pure FI は下肢全体が外旋傾向であることが示唆される。サイドカッティングは足関節内反運動であり、これ

らの変化は足関節内反方向へのストレスを減らすための保護戦略として考えられる。しかしながら、shuffle 動作では CAI 症例は足底圧が外側に偏位することが示されており[41]、類似した動作である 180 度方向のサイドカッティングにおいても pure FI は下肢外旋位をとることで足底圧が外側に偏位する可能性がある。さらに IC 前の股関節外転角度が低下することで IC 後に COM も外側に移動しやすくなる可能性があり、足関節内反ストレスを避けるための保護戦略的な動作が荷重の外側偏位を招いていることが考えられる。Pure FI の足関節底屈角度の増加や上位関節伸展・外旋傾向は giving way や足関節内反捻挫再受傷のリスク因子となる可能性がある。

FI+MI に関しては、サイドカッティングにおいて IC 時に足関節背屈・内反・外旋、膝関節屈曲・外旋、股関節屈曲・内転・内旋位をとりやすいと考えられる。研究 1 で FI 症例は保護戦略的な肢位をとる可能性が示されたが、研究 2 で足関節弛緩性の大きい FI 症例は IC において 20° 以上の足関節内反角度を示している（図 3-7, 表 3-3）。これは研究 1 において健常群が示した IC 時足関節内反角度 ($21.69 \pm 4.48^{\circ}$) に近い、もしくはより大きい値である（図 2-5）。FI+MI は保護戦略的な肢位をとりながらも IC 時の足関節内反角度が増加する可能性がある。過度な足関節内反は足関節内反捻挫の受傷肢位であり[16, 17]、足関節内反位での接地は足関節内反モーメントを高めると推察されている[42]。従って足関節弛緩性の大きい FI 症例は足関節内反捻挫の構造的なリスクを有しており、足関節背屈位で接地することで足関節の適合性を高めて足関節運動を制御していると考えられる。上位関節では膝関節屈曲・外旋位、股関節屈曲・内転・内旋位をとりやすいことが示された。構造的に不利な足関節の代償として、膝関節屈曲、股関節屈曲・内転・内旋位をとることで足関節への負荷を減らしていることが考えられる。

しかしながら、下肢関節全体として見ると FI+MI は IC 時に knee in toe out の不良姿勢をとりやすい可能性がある。McLean らは Drop Jump において接地時の股関節屈曲・内旋角度の増加は膝外転モーメントを高めるとし、前十字靱帯（anterior cruciate ligament :

ACL) 損傷のリスク動作として挙げている[79]. 本研究においては膝外転角度には有意な結果は認められていないが, FI+MI は逸脱した膝関節運動を取りやすく, ACL 損傷など上位関節の傷害リスクも高めていることが考えられる. ACL 損傷に関しては, 足関節捻挫の既往が危険因子として挙げられている[80]. また, 膝関節伸展・外旋角度, 股関節伸展角度の増加は股関節内旋角度の増加とともに非接触型 ACL 損傷のリスク肢位として挙げられており[75], Pure FI はこれらの ACL 損傷リスクとなりうる肢位をとっている. 従って, MI の有無によってリスク肢位は異なるものの, FI 症例における下肢関節キネマティクス変化は ACL 損傷など上位関節損傷リスクとも関連性がある可能性が示唆される.

4-2. 臨床的意義

本研究では FI 症例の下肢関節キネマティクスは足関節弛緩性の程度により変化することが示された。足関節弛緩性の大きさにより主観的な足関節不安定性は変化しないが、内外反方向の構造的問題により足関節内反捻挫再発のリスクが増大する可能性が示唆されるため、足関節内反捻挫受傷後に足関節外側靱帯損傷の程度を把握することや、靱帯の弛緩を防ぐ初期固定が重要であると考えられる。CAI の予防・治療にあたっては、MI を有する症例に関してはサポーターやテーピングの利用、また、足関節外側の安定性を高めるための腓骨筋群の強化が有効であると考えられる。MI の無い FI 症例に関しては、サイドカッティングにおいては下肢関節伸展傾向にある可能性が示唆されるため、足関節背屈や膝・股関節屈曲を促す動作指導が有用であると考えられる。加えて、FI 症例は足関節外旋角度が増加することが示唆され、knee in toe out などの不良肢位を取りやすい可能性がある。ACL 損傷など上位関節の傷害予防の観点から、足部と膝の方向が一致した動作や、足部や下腿がニュートラルにある状態での下肢関節運動制御を獲得していく必要があると考えられる。

4-3. 本研究の限界

本研究においては考慮すべきいくつかの限界がある。FI 群は質問紙や主観的な足関節不安定性により選定されており、主観的な症状や重症度は被験者により様々であった可能性がある。また、動作課題は裸足にて実施されており、実際のスポーツ場面ではシューズを着用して行われている。Fluoroscopy にて裸足条件とシューズ着用条件では足関節キネマティクスが異なることが明らかにされており[81, 82]、本研究結果がシューズ着用時にも当てはまるかは注意すべき点である。加えて、本研究においては筋活動や足底圧の計測は行っていない。今後は下肢関節キネマティクスと合わせて筋活動や足底圧を計測することで CAI 症例の特性をより詳細に明らかにすることができると考えられる。足関節弛緩性に関しては、足関節内反捻挫の既往の有無に関わらず、先天的に足関節弛緩性が高い可能性が考えられ、足関節内反捻挫の受傷により足関節弛緩性が生じたのかは不明である。また、本研究において観察された FI 症例の下肢関節キネマティクスの有意な変化は、FI 発症以前から有していた特徴なのか、発症後に生じた特徴なのかは不明である。これらの疑問を明らかにするためには今後長期的な縦断研究を行う必要がある。

4-4. 結論

本研究結果から、180 度方向サイドカッティングにおいて、FI 症例は足関節内旋を含め、下肢関節全体のキネマティクスが変化しており、また、FI 症例における下肢関節キネマティクスは、足関節弛緩性の影響を受けることが明らかとなった。2 つの研究結果から、FI 症例のサイドカッティングにおける足・膝関節内旋、股関節外転角度の低下は足関節弛緩性の有無に関わらない運動特性であり、足関節底屈・内反、膝関節屈曲、股関節屈曲・内旋角度は足関節弛緩性の程度に影響を受ける関節運動であることが示唆された。キネマティクスの観点から、FI 症例は足関節弛緩性の程度により giving way や足関節内反捻挫が繰り返される要因が異なる可能性がある。MI の無い FI 症例にとっては足関節底屈位での接地や下肢伸展・外旋傾向による動的バランスの低下が足関節内反捻挫再受傷のリスク要因となり、MI を有する FI 症例にとっては足関節内反位での接地が直接的なリスク要因となると考えられる。また、MI の有無によりリスク肢位は異なるが、FI 症例は ACL 損傷など上位関節傷害のリスクとなる不良肢位を取りやすい可能性が示唆された。

第 5 章

付録資料

5-1. 予備実験

180 度方向サイドカッティングにおける下肢関節キネマティクスの性差の検討

研究に先立ち、性差を検討するため、180 度方向のサイドカッティングにおける男女差を検討した。被験者は足関節捻挫の受傷歴がないもしくは 1 回の健常男性 4 名、健常女性 4 名とし、除外基準としては、①現在下肢・体幹に症状がある、②下肢・体幹の手術歴、足関節捻挫以外の重大な整形外科疾患の既往、神経疾患の既往を有することとした。検査脚は左脚とした。実験は研究の方法に順じて行ったが、統計をかけるには被験者数が不足しているため、結果には男性及び女性の初期接地 (initial contact : IC) 前 100ms から IC 後 100ms における下肢関節角度の平均値±標準偏差のみを示す。図 5-1 に 180 度方向サイドカッティングにおける IC 前 100ms から IC 後 100ms の男女の下肢関節角度を示す。下肢関節角度は男女にて異なる可能性があり、性差が存在することが示唆された。

5-2. 実験において使用した質問紙

Functional instability の判定に際して、2 枚の質問紙を使用した (図 5-2, 3)。図 5-2 は足関節捻挫に関する質問紙であり、足関節捻挫の既往、重症度、giving way 経験、足関節不安定感についての質問を行った。Giving way に関してはひねり、ぐらつきとして表現した。また、図 5-3 は Cumberland ankle instability tool (CAIT) [55]であり、主観的な足関節不安定感を評価するツールで、9 項目の質問で構成され、30 点満点である。CAIT は足関節不安定性を評価する上で高い妥当性を示し[55]、日常生活やスポーツ動作における足関節の不安定感を定量化するツールとして適している[28]。

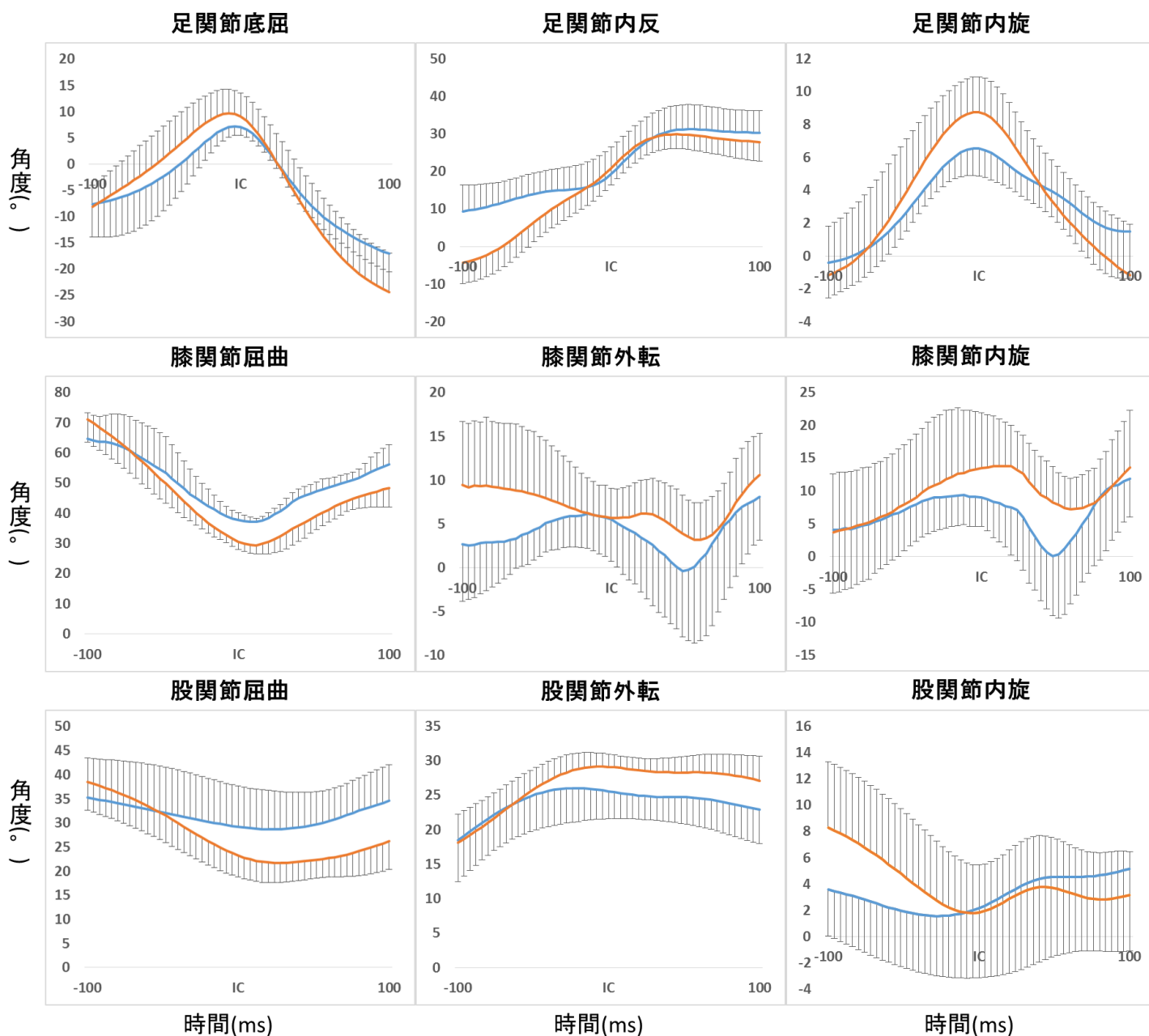


図5－1 180度方向サイドカッティングにおける
IC前100msからIC後100msの下肢関節角度
IC：初期接地（initial contact）

足関節に関しては底屈，内反，内旋が正の値を示す．膝関節及び股関節に関しては屈曲，外転，内旋が正の値を示す．縦軸は角度（°），横軸は時間（ms）を示す．IC前の時間は負の値，IC後の時間は正の値として示す．青の実線は男性，赤の実線は女性の平均値及び標準偏差を示す．

氏名： _____

右

足関節の「捻挫」とは、症状（痛み、腫れ、可動域の制限など）が出た状態。

足関節が「捻る・ぐらつく」とは、上記の症状はないが、足首を捻ったりすること。

「不安定感」とは、日常生活やスポーツにおいて足首が不安定に感じ、捻挫するのではないかという恐怖・心配な感覚。

1. これまでに足関節捻挫をしたことがありますか？

いいえ ・ はい → 1回 2～3回 4回以上

a. 「はい」の場合

一番大きな捻挫では復帰にどれくらいの期間を要しましたか？ _____日・週間・か月間

それはいつですか？ _____か月前・年前

b. 最近の足関節捻挫はいつですか？

上記と同じ ・ 1カ月 ・ 6か月以内 ・ 6ヶ月～1年以内 ・ 1年～2年以内 ・ 2年以上前

それは復帰にどれくらいの期間を要しましたか？ _____日・週間・か月間

c. 過去1年間の足関節捻挫の回数は何回ですか？

0回 1回 2～3回 5回以上

2. 足首の捻挫で医療機関を受診した（医師の診察を受けた）ことがありますか？

該当なし いいえ ・ はい → 医師の診断は（ 軽傷 ・ 中程度の怪我 ・ 重傷 ）

3. 捻挫後、荷重できなかったために、松葉付などの装具・器具を使用したことがありますか？

該当なし いいえ ・ はい → 1-3日 4-7日 1-2週間 2-3週間 3週間以上

4. 足関節をひねったり・ぐらつきを感じたことはありますか？ いいえ ・ はい

a. 「はい」の場合もっとも最近、足首が捻ったり・ぐらついたのはいつですか？

1カ月 ・ 6か月以内 ・ 6ヶ月～1年以内 ・ 1年～2年以内 ・ 2年以上前

b. 過去1年間の捻り・ぐらつきの回数は何回ですか？

1回 2～3回 5回以上

5. 平らな地面を歩く時に、足首に不安定感を感じたことがありますか？ はい ・ いいえ

6. 平らでない地面を歩く時に、足首に不安定感を感じたことがありますか？ はい ・ いいえ

7. レクリエーション又はスポーツ活動時に、足首に不安定感を感じたことがありますか？

いいえ ・ はい

a. 「はい」の場合、もっとも最近、不安定感を感じたのはいつですか？

1カ月 ・ 6か月以内 ・ 6ヶ月～1年以内 ・ 1年～2年以内 ・ 2年以上前

b. 過去1年間レクリエーション又はスポーツ活動時に不安定感を感じた回数は何回ですか？

1回 2～3回 5回以上

8. 階段を上る時に足首に不安定感を感じたことがありますか？ はい ・ いいえ

9. 階段を下る時に足首に不安定感を感じたことがありますか？ はい ・ いいえ

図5-2 足関節捻挫に関する質問紙（裏面は左足用）

Cumberland Ankle Instability Tool

それぞれの項目について足関節の状態に関して最も当てはまるものに1つだけチェックをしてください。

氏名	左	右
1.足首に痛みを感じる		
全くない	☐	☐
スポーツをする時に	☐	☐
でこぼしたところを走る時に	☐	☐
平地を走る時に	☐	☐
でこぼしたところを歩く時に	☐	☐
平地を歩く時に	☐	☐
2.足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
スポーツ中に時々(毎回ではない)	☐	☐
スポーツ中に頻繁に(毎回)	☐	☐
日常生活で時々	☐	☐
日常生活で頻繁に	☐	☐
3.急なターンをした時に足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
走っている最中に時々	☐	☐
走っている最中にたびたび	☐	☐
歩いているときに	☐	☐
4.階段を降りる時に足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
早く行くと	☐	☐
時々	☐	☐
いつも	☐	☐
5.片脚立ちをした時に足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
球状のものの上で	☐	☐
平坦なところで	☐	☐
6.以下の動作を行った時に足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
左右に片脚跳び	☐	☐
片脚跳びをしてとまる	☐	☐
ジャンプ	☐	☐
7.以下の動作を行った時に足首が不安定に感じる		
全くない	☐	☐
でこぼしたところで走る	☐	☐
でこぼしたところでジョギングをする	☐	☐
でこぼしたところで歩く	☐	☐
平地で歩く	☐	☐
8.足関節をひねりはじめたとき、通常はそれを止めることができる		
すぐさまできる	☐	☐
だいたいできる	☐	☐
時々できる	☐	☐
全くできない	☐	☐
足関節をひねったことがない	☐	☐
9.通常足関節をひねった後、足関節が普通の状態に戻る		
たいていすぐに戻る	☐	☐
1日はかからない	☐	☐
1-2日かかる	☐	☐
2日以上かかる	☐	☐
足関節をひねったことがない	☐	☐

図 5 - 3 Cumberland ankle instability tool

参考文献

1. A.I.KAPANDJI, カラー版 カパンジー機能解剖学II. 下肢 原著第6版. 2010: 医歯薬出版株式会社.
2. Woods, C., et al., *The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains*. Br J Sports Med, 2003. 37(3): p. 233-8.
3. Attarian, D.E., et al., *A biomechanical study of human lateral ankle ligaments and autogenous reconstructive grafts*. Am J Sports Med, 1985. 13(6): p. 377-81.
4. Bahr, R., et al., *Ligament force and joint motion in the intact ankle: a cadaveric study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1998. 6(2): p. 115-21.
5. Frey, C., et al., *A comparison of MRI and clinical examination of acute lateral ankle sprains*. Foot Ankle Int, 1996. 17(9): p. 533-7.
6. Kaminski, T.W., et al., *National Athletic Trainers' Association position statement: conservative management and prevention of ankle sprains in athletes*. J Athl Train, 2013. 48(4): p. 528-45.
7. Garrick, J.G. and R.K. Requa, *The epidemiology of foot and ankle injuries in sports*. Clin Sports Med, 1988. 7(1): p. 29-36.
8. Wilkerson, L.A., *Ankle injuries in athletes*. Prim Care, 1992. 19(2): p. 377-92.
9. Beynnon, B.D., et al., *Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes*. J Orthop Res, 2001. 19(2): p. 213-20.
10. 公益財団法人日本体育協会スポーツ医・科学専門委員会, 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—. 2012.
11. Fong, D.T., et al., *A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports*. Sports Med, 2007. 37(1): p. 73-94.
12. Baumhauer, J.F., et al., *A prospective study of ankle injury risk factors*. Am J Sports Med, 1995. 23(5): p. 564-70.
13. Yeung, M.S., et al., *An epidemiological survey on ankle sprain*. Br J Sports Med, 1994. 28(2): p. 112-6.
14. Valderrabano, V., et al., *Ligamentous posttraumatic ankle osteoarthritis*. Am J Sports Med, 2006. 34(4): p. 612-20.
15. Bischof, J.E., et al., *In vivo cartilage contact strains in patients with lateral ankle instability*. J Biomech, 2010. 43(13): p. 2561-6.
16. Mok, K.M., et al., *Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics*. Am J Sports Med, 2011. 39(7): p. 1548-52.
17. Fong, D.T.P., et al., *Kinematics Analysis of Ankle Inversion Ligamentous Sprain*

- Injuries in Sports Five Cases From Televised Tennis Competitions*. American Journal of Sports Medicine, 2012. 40(11): p. 2627-2632.
18. McKay, G.D., et al., *Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors*. Br J Sports Med, 2001. 35(2): p. 103-8.
 19. Tyler, T.F., et al., *Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of previous ankle sprains and body mass index*. Am J Sports Med, 2006. 34(3): p. 471-5.
 20. Tabrizi, P., et al., *Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children*. J Bone Joint Surg Br, 2000. 82(8): p. 1103-6.
 21. Willems, T.M., et al., *Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females--a prospective study*. Scand J Med Sci Sports, 2005. 15(5): p. 336-45.
 22. Fousekis, K., E. Tsepis, and G. Vagenas, *Intrinsic risk factors of noncontact ankle sprains in soccer: a prospective study on 100 professional players*. Am J Sports Med, 2012. 40(8): p. 1842-50.
 23. de Noronha, M., et al., *Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: a prospective study*. Scand J Med Sci Sports, 2013. 23(5): p. 541-7.
 24. Williams, D.S., 3rd, I.S. McClay, and J. Hamill, *Arch structure and injury patterns in runners*. Clin Biomech, 2001. 16(4): p. 341-7.
 25. Mei-Dan, O., et al., *The medial longitudinal arch as a possible risk factor for ankle sprains: a prospective study in 83 female infantry recruits*. Foot Ankle Int, 2005. 26(2): p. 180-3.
 26. Hertel, J., *Functional instability following lateral ankle sprain*. Sports Med, 2000. 29(5): p. 361-71.
 27. Hertel, J., *Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability*. J Athl Train, 2002. 37(4): p. 364-375.
 28. Delahunt, E., et al., *Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability*. Med Sci Sports Exerc, 2010. 42(11): p. 2106-21.
 29. Mitchell, A., et al., *Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain*. Med Sci Sports Exerc, 2008. 40(8): p. 1515-21.
 30. Palmieri-Smith, R.M., J.T. Hopkins, and T.N. Brown, *Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability*. Am J Sports Med, 2009. 37(5): p. 982-8.
 31. Delahunt, E., K. Monaghan, and B. Caulfield, *Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump*. J Orthop Res, 2006. 24(10): p. 1991-2000.
 32. Suda, E.Y. and I.C. Sacco, *Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement*. Phys Ther

- Sport, 2011. 12(4): p. 164-70.
33. Delahunt, E., K. Monaghan, and B. Caulfield, *Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint*. Am J Sports Med, 2006. 34(12): p. 1970-6.
 34. Hopkins, J.T., et al., *Alterations in evetor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability*. J Electromyogr Kinesiol, 2012. 22(2): p. 280-5.
 35. Delahunt, E., K. Monaghan, and B. Caulfield, *Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint*. Scand J Med Sci Sports, 2007. 17(6): p. 641-8.
 36. Terada, M., B.G. Pietrosimone, and P.A. Gribble, *Alterations in Neuromuscular Control at the Knee in Individuals With Chronic Ankle Instability*. J Athl Train, 2014.
 37. Webster, K.A. and P.A. Gribble, *A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises*. Phys Ther Sport, 2013. 14(1): p. 17-22.
 38. 越野裕太, 慢性足関節不安定症例における下肢関節運動および神経筋制御の検討. 2014, 北海道大学大学院保健科学学術院保健科学専攻保健科学コース博士論文 (未公刊) .
 39. Drewes, L.K., et al., *Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability*. J Sci Med Sport, 2009. 12(6): p. 685-7.
 40. Lin, C.F., C.Y. Chen, and C.W. Lin, *Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers*. Am J Sports Med, 2011. 39(9): p. 2007-15.
 41. Huang, P.Y., et al., *Foot pressure and center of pressure in athletes with ankle instability during lateral shuffling and running gait*. Scand J Med Sci Sports, 2011. 21(6): p. e461-7.
 42. Wright, I.C., et al., *The influence of foot positioning on ankle sprains*. J Biomech, 2000. 33(5): p. 513-9.
 43. Brown, C., et al., *Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers*. Clin Biomech, 2008. 23(6): p. 822-31.
 44. Brown, C., *Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability*. Am J Sports Med, 2011. 39(8): p. 1769-76.
 45. Kipp, K. and R.M. Palmieri-Smith, *Principal component based analysis of biomechanical inter-trial variability in individuals with chronic ankle instability*. Clin Biomech, 2012. 27(7): p. 706-10.
 46. Gribble, P. and R. Robinson, *Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI*. Scand J Med Sci Sports, 2010. 20(1):

- p. 1600-0838.
47. Ringleb, S.I., et al., *Effects of lateral ligament sectioning on the stability of the ankle and subtalar joint*. J Orthop Res, 2011. 29(10): p. 1459-64.
 48. Caputo, A.M., et al., *In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability*. Am J Sports Med, 2009. 37(11): p. 2241-8.
 49. Kobayashi, T., et al., *In vivo kinematics of the talocrural and subtalar joints during weightbearing ankle rotation in chronic ankle instability*. Foot Ankle Spec, 2014. 7(1): p. 13-9.
 50. Gehring, D., et al., *Mechanical instability destabilises the ankle joint directly in the ankle-sprain mechanism*. Br J Sports Med, 2014. 48(5): p. 377-82.
 51. Brown, C.N., et al., *Hip kinematics during a stop-jump task in patients with chronic ankle instability*. J Athl Train, 2011. 46(5): p. 461-7.
 52. Sman, A.D., C.E. Hiller, and K.M. Refshauge, *Diagnostic accuracy of clinical tests for diagnosis of ankle syndesmosis injury: a systematic review*. Br J Sports Med, 2013. 47(10): p. 620-8.
 53. Kovalski, J.E., et al., *Instrumented measurement of anteroposterior and inversion-eversion laxity of the normal ankle joint complex*. Foot Ankle Int, 1999. 20(12): p. 808-14.
 54. Kovalski, J.E., et al., *Assessment of Ankle-Subtalar-Joint-Complex Laxity Using an Instrumented Ankle Arthrometer: An Experimental Cadaveric Investigation*. J Athl Train, 2002. 37(4): p. 467-474.
 55. Hiller, C.E., et al., *The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing*. Arch Phys Med Rehabil, 2006. 87(9): p. 1235-41.
 56. Wright, C.J., et al., *Recalibration and Validation of the Cumberland Ankle Instability Tool Cutoff Score for Individuals With Chronic Ankle Instability*. Arch Phys Med Rehabil, 2014. 9(14): p. 00334-7.
 57. Kadaba, M.P., H.K. Ramakrishnan, and M.E. Wootten, *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*. J Orthop Res, 1990. 8(3): p. 383-92.
 58. Leardini, A., et al., *Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait*. Gait & Posture, 2007. 25(3): p. 453-62.
 59. Andriacchi, T.P., et al., *A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics*. J Biomech Eng, 1998. 120(6): p. 743-9.
 60. Dyrby, C.O. and T.P. Andriacchi, *Secondary motions of the knee during weight bearing and non-weight bearing activities*. J Orthop Res, 2004. 22(4): p. 794-800.
 61. Drewes, L.K., et al., *Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability*. J Sport Rehabil, 2009. 18(3): p. 375-88.

62. Aiken, A.B., et al., *Short-term natural recovery of ankle sprains following discharge from emergency departments*. J Orthop Sports Phys Ther, 2008. 38(9): p. 566-71.
63. Berkowitz, M.J. and D.H. Kim, *Fibular position in relation to lateral ankle instability*. Foot Ankle Int, 2004. 25(5): p. 318-21.
64. Kobayashi, T., et al., *Fibular Malalignment in Individuals With Chronic Ankle Instability*. J Orthop Sports Phys Ther, 2014. 9: p. 1-21.
65. Koshino, Y., et al., *The effect of foot rotation on ankle kinematics and kinetics during single leg drop landing*. Orthopaedic Research Society 2012 Annual Meeting. San Francisco, USA.
66. Sharma, N., A. Sharma, and J. Singh Sandhu, *Functional performance testing in athletes with functional ankle instability*. Asian J Sports Med, 2011. 2(4): p. 249-58.
67. Inaba, Y., et al., *A biomechanical study of side steps at different distances*. J Appl Biomech, 2013. 29(3): p. 336-45.
68. Hodges, P.W. and K. Tucker, *Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain*. Pain, 2011. 152(3 Suppl): p. 18.
69. Davids, K., et al., *Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine*. Sports Med, 2003. 33(4): p. 245-60.
70. Brown, C.N., B. Bowser, and A. Orellana, *Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability*. Med Sci Sports Exerc, 2010. 42(12): p. 2258-63.
71. Gribble, P.A. and R.H. Robinson, *Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability*. J Athl Train, 2009. 44(4): p. 350-5.
72. Hubbard-Turner, T., *Relationship between mechanical ankle joint laxity and subjective function*. Foot Ankle Int, 2012. 33(10): p. 852-6.
73. Liu, K., G. Gustavsen, and T.W. Kaminski, *Increased frequency of ankle sprain does not lead to an increase in ligament laxity*. Clin J Sport Med, 2013. 23(6): p. 483-7.
74. Yeow, C.H., P.V. Lee, and J.C. Goh, *Non-linear flexion relationships of the knee with the hip and ankle, and their relative postures during landing*. Knee, 2011. 18(5): p. 323-8.
75. Alentorn-Geli, E., et al., *Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors*. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy, 2009. 17(7): p. 705-729.
76. Boyle, J. and V. Negus, *Joint position sense in the recurrently sprained ankle*. Aust J Physiother, 1998. 44(3): p. 159-163.
77. Hass, C.J., et al., *Chronic ankle instability alters central organization of movement*. Am J Sports Med, 2010. 38(4): p. 829-34.

78. Wikstrom, E.A., et al., *Gait termination control strategies are altered in chronic ankle instability subjects*. Med Sci Sports Exerc, 2010. 42(1): p. 197-205.
79. McLean, S.G., X. Huang, and A.J. van den Bogert, *Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury*. Clin Biomech, 2005. 20(8): p. 863-70.
80. Kramer, L.C., et al., *Factors associated with anterior cruciate ligament injury: history in female athletes*. J Sports Med Phys Fitness, 2007. 47(4): p. 446-54.
81. Campbell, K.J., et al., *Normative rearfoot motion during barefoot and shod walking using biplane fluoroscopy*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2014.
82. Fukano, M. and T. Fukubayashi, *Changes in talocrural and subtalar joint kinematics of barefoot versus shod forefoot landing*. J Foot Ankle Res, 2014. 7(1): p. 014-0042.

謝辞

本論文を執筆するにあたり、ご多忙の中、ご指導頂いた早稲田大学スポーツ科学学術院福林徹教授、広瀬統一准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、ご指導頂いたスポーツ科学学術院鳥居俊准教授、深野真子助教に心より感謝申し上げます。

また、お忙しい中沢山の助言を下さりご指導頂いた、上松大輔氏をはじめとした早稲田大学大学院スポーツ科学研究科スポーツ外科学研究室の皆様、NTT 東日本札幌病院リハビリテーションセンターの越野裕太氏、北海道大学大学院保健科学研究院運動器障害学研究室の皆様、快く被験者を引き受けてくださったバスケットボールサークル JAWS を中心とした早稲田大学学生、大学院生の皆様、他大学学生の皆様にもこの場をお借りして御礼申し上げます。

加えて、膝関節角度の解析にあたり、point cluster 解析プログラムを作成していただいた上武大学ビジネス情報学部スポーツ健康マネジメント学科井田博史准教授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、共に修士課程 2 年間で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。

本論文の作成にあたり、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。まことにありがとうございました。