

博 士 論 文

慢性足関節不安定症を有する男子大学サッカー
選手の片脚着地時姿勢制御能力と下肢筋活動特性

平成 28 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

刃 刀 峻

筑波大学

第 1 章	序論	
1-1	研究背景	1
1-2	本研究の目的	1 0
1-3	本研究の課題	1 3
第 2 章	研究課題 1 CAIT 日本語版の作成と信頼性, 妥当性, カットオフ値の検討	
2-1	緒言	1 5
2-2	方法	1 5
2-3	結果	2 5
2-4	考察	3 2
2-5	結論	3 7
第 3 章	研究課題 2 CAI を有する大学サッカー選手の前方形片脚着地時姿勢制御能力 ～CAIT 日本語版の評価をもとにして～	
3-1	緒言	3 8
3-2	方法	3 8
3-3	結果	4 7
3-4	考察	5 2
3-5	結論	5 5
第 4 章	研究課題 3 CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方方形片脚着地時姿勢制御 能力と CAIT 日本語版スコアとの関係	
4-1	緒言	5 6
4-2	方法	5 7
4-3	結果	6 2
4-4	考察	6 6
4-5	結論	7 0
第 5 章	研究課題 4 CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方方形片脚着地時における 姿勢制御能力と下肢筋活動特性	
5-1	緒言	7 1
5-2	方法	7 1
5-3	結果	8 0
5-4	考察	8 4
5-5	結論	8 9
第 6 章	総合討論	
6-1	本研究の目的	9 0
6-2	本研究で得られた成果	9 0
6-3	総合考察および今後の課題	9 3
謝辞	9 9
参考文献	1 0 0

用語の定義と略語

本研究で用いる主な略語は以下の通りである.

CAI

Chronic ankle instability の略語である. 日本では慢性足関節不安定症と呼ばれ, 足関節捻挫受傷後に度々残存する. 足関節の構造および機能の低下によって慢性的な不安定感が足関節に残存し, 複数回の捻挫を繰り返している状態を表す.

MAI

Mechanical ankle instability の略語である. 日本では構造的足関節不安定性と呼ばれ, 足関節構成体の損傷による病的な弛緩性が足関節に残存している状態を表す.

FAI

Functional ankle instability の略語である. 日本では機能的足関節不安定性と呼ばれ, 足関節捻挫受傷後に構造的不安定性の有無にかかわらず, 足関節にぐらつき “giving way” が残存している状態を表す.

CAIT

Cumberland ankle instability tool の略語であり, 足関節機能的不安定性を評価する質問紙のこと.

TTS

Time to stabilization の略語であり, 動的な姿勢制御能力を評価する指標である. 片脚で床反力計に着地した後に姿勢が安定するまでの時間を評価する.

TTSAP

Time to stabilization anterior-posterior の略語であり，TTS を評価する際の前後方向の床反力成分のこと．

TTSML

Time to stabilization medial-lateral の略語であり，TTS を評価する際の左右方向の床反力成分のこと．

ROC 曲線

Receiver operating characteristic curve の略語であり，縦軸を感度，横軸を偽陽性率（1－特異度）として，独立変数の値ごとにプロットした曲線である．独立変数と従属変数（疾病の有無）の関係から診断検査の有用性評価に用いる．

AUC

Area under the curve の略語であり，ROC 曲線下面積のことで検査や評価方法の判別能を判定する指標である．

LR+

Likelihood ratio plus の略語であり，陽性尤度比のことである．感度/(1-特異度)で表され，有病者が無病者よりも何倍陽性になりやすいかを示す．

LR -

Likelihood ratio minus の略語であり，陰性尤度比のことである． $(1 - \text{感度}) / \text{特異度}$ で表され，有病者が無病者よりも何倍陰性になりやすいかを示す．

LNG

Length の略語であり，重心動揺性測定における足圧中心の総移動距離を表す．

PL

Peroneus longus の略語で長腓骨筋のことである．

PB

Peroneus brevis の略語で短腓骨筋のことである．

TA

Tibialis anterior の略語で前脛骨筋のことである．

GL

Gastrocnemius lateral head の略語で腓腹筋外側のことである．

GM

Gastrocnemius medial head の略語で腓腹筋内側のことである．

MVC

Maximum voluntary isometric contraction の略語であり，最大等尺性随意収縮のことである．筋活動量を測定する際の基準となる筋電位を算出するために実施する筋発揮様式を表す．

%MVC

筋活動量を表す単位であり，MVC 時の筋電位に対する測定動作時の筋電位の割合を表す．

第 1 章 序論

1-1 研究背景

1-1-1 足関節捻挫とサッカー

足関節捻挫はスポーツ活動中において最も発生頻度の高い外傷である¹⁾。Hootmanら²⁾はアメリカ大学スポーツを対象とした16年間の傷害調査を実施した。その結果、足関節捻挫の発生率は1000 athlete-exposures (1人の選手が試合もしくは練習に1000回参加した場合の発生件数)を単位とすると平均0.83であり、すべての外傷・障害の15%を占める最も発生件数の多いスポーツ外傷であった。サッカー競技における足関節捻挫発生率は1.24であり、スプリングフットボール、バスケットボールに続き高い結果であった。

プロサッカー競技における外傷・障害の発生率は5.6～6.2 (練習2.8～6.5, 試合32.8～43.5) /1000player-hours (1人の選手が1000時間競技を行った場合の発生件数)と報告されている^{3, 4, 5)}。サッカー競技中に発生する外傷・障害の89%が下肢に発生し、その種類は肉離れや捻挫、打撲が多い⁶⁾。サッカー競技中に発生した足関節捻挫はすべての外傷・障害の11～20%を占め^{7, 8)}、また、その発生率は1.7～2.0/1000player-hours⁸⁾とされる。日本プロサッカーリーグにおける15年間の疫学調査においてもすべての外傷・障害発生件数2947件のうち、足関節捻挫の発生件数は523件と最も多い⁹⁾。このように足関節捻挫はサッカー競技中に高い頻度で発生するスポーツ外傷である。

足関節捻挫の発生機転の多くは足関節内反位での着地動作である。ビデオ動作分析によるとサッカー競技中に発生した足関節捻挫の多くは足部接地前に相手選手からタックルを受け、足関節が内反強制された状態で着地したことが原因であった¹⁰⁾。

また、足関節捻挫受傷者 24 名中 17 名 (70.8%) は非接触型の足関節内反捻挫であり、こちらでも着地時の足関節姿勢が不適切であったと報告されている¹¹⁾。Woods ら⁷⁾ はイギリスのプロサッカークラブ 91 チームを対象に 2 シーズンの傷害調査を行った。その結果、足関節捻挫の 77% が足関節外側の靱帯損傷であり、前距腓靱帯 (73%) や踵腓靱帯 (2%)、後距腓靱帯 (2%) など足関節内反捻挫によって生じるものが多く、三角靱帯 (14%) や前脛腓靱帯 (3%) などの足関節外反捻挫によって生じるものは少なかった。サッカー競技においてはボールを蹴る際の支持足に対する外側からのタックルやシュートブロックによる足関節外転など、競技特有の動作が足関節外反捻挫の受傷機転となり、比較的、足関節外反捻挫の発生件数が多いと考えられる。しかしながら、足関節捻挫の受傷機転の多くが着地動作であり、また、その損傷部位が足関節外側靱帯であることから、サッカー競技中に発生する足関節捻挫の多くは足関節内反捻挫であることがわかる。

1-1-2 足関節捻挫再発率

足関節捻挫は発生率の高さと共に再発率の高さが問題視される。Woods ら⁷⁾ はサッカー競技における足関節捻挫再発率は他の外傷・障害の平均再発率よりも高く、再発の受傷機転は初回の捻挫と比べて非接触型の場合が多いと報告した。高校フットボール選手を対象とした研究では足関節捻挫の既往がある者の非接触型足関節捻挫の発生率は既往がない者と比べ約 6 倍であった¹²⁾。また、バスケットボール選手を対象とした研究においても足関節捻挫既往のある者は約 5 倍、足関節捻挫の受傷リスクが高いとしている¹³⁾。足関節捻挫受傷者の 73% の者に再発があったとの報告もある¹⁴⁾。足関節捻挫受傷者を対象とした追跡調査では足関節捻挫を年間 3 回以上繰り返す

者は全体の 11%，年間 3 回以下の者が全体の 8%であり，繰り返しの足関節捻挫に悩まされる者は全体の 19%であった¹⁵⁾。Agel ら¹⁶⁾ も大学サッカー選手を対象とした疫学調査の結果から，足関節捻挫の再発率の高さを問題視している。これらのことから，足関節捻挫およびその再発を予防することはスポーツ現場において重要な課題である。

1-1-3 慢性足関節不安定症

慢性足関節不安定症（CAI: Chronic ankle instability）とは足関節捻挫受傷後に度々残存する後遺症である。CAI の主な症状は足関節の不安定感，疼痛，腫脹などであり，足関節捻挫受傷者の 72%の者に 6～18 ヶ月間にわたり，これらの症状が残存していたとの報告がある¹⁷⁾。また，足関節捻挫受傷後，6 週間経過時点でスポーツ活動に復帰した者の 55%の者に後遺症が残存し，6 ヶ月間経過時点においても 40%の者に後遺症が残存していたとの報告もある¹⁸⁾。足関節捻挫受傷後に早期にスポーツ活動に復帰できた場合や，半年から 1 年程度経過していた場合であっても CAI は残存している可能性がある。従って CAI はスポーツ競技者にとって対策が必要となる後遺症であることがわかる。

CAI は構造的足関節不安定性（MAI: Mechanical ankle instability）と機能的足関節不安定性（FAI: Functional ankle instability）のどちらか，もしくは両方が残存した状態と定義される¹⁹⁾。MAI は足関節捻挫受傷後に足関節の靭帯や関節胞，骨などに病変が残存することで生じ，靭帯損傷による関節弛緩性の増大や骨運動の異常，関節可動域制限などの複合もしくは単独症状である¹⁹⁾。MAI を評価する際には足関節にストレスを加えた状態で X 線撮像を行うストレス X 線を用い，距骨の前方移動

距離を評価する前方引き出しテスト、距骨の傾斜角度を評価する距骨傾斜テストを行う²⁰⁾。前方引き出しテストは距骨の前方移動を制限する前距腓靱帯の緩みを評価し、距骨傾斜テストは距腿関節の内反を制限する踵腓靱帯の緩みを評価する。また、足関節捻挫受傷後には距骨と踵骨で構成される距骨下関節の安定性に寄与する頸靱帯や骨間距踵靱帯の損傷もみられるため^{21, 22)}、これらの評価に距骨固定時に踵骨を内側にずらす Medial subtalar glide test²³⁾や足関節に最大背屈および回外を加えた際の踵骨の移動量を評価する方法²⁴⁾もある。近年では磁気共鳴画像下で足関節にストレスを加えた際の関節の緩みを評価する方法も報告されている²⁵⁾。

一方、FAI は Freeman ら^{26, 27)}により 1965 年に初めて提唱され、MAI の有無に関わらず足関節捻挫受傷後にぐらつき“giving way”が残存した状態と定義される。足関節捻挫受傷後に靱帯縫合術を受けた約 40%の者に不安定性が残存したことから、運動中に生じる不安定感は関節構造の安定性に寄与する靱帯のみでなく、固有受容感覚の低下も関与することが明らかとなった^{26, 27)}。固有受容感覚とは靱帯や皮膚に存在する機械受容器と筋紡錘や腱紡錘などの受容器から生じる求心性神経活動によって、関節の位置や動きを感知する深部感覚である。足関節捻挫による靱帯損傷や慢性的な炎症がこれらの機能を低下させると考えられており、先行研究によると FAI を有する者には足関節の関節位置覚の低下²⁸⁾、腓骨筋の筋反応時間の遅延^{29, 30)}、足関節外がえし筋力の低下³¹⁾、姿勢制御能力の低下³²⁾などの神経筋機能の低下が観察されている。関節位置覚の評価は足関節を他動的に動かした際の角度と被検者の足関節再現角度の誤差などで評価される。先行研究によると FAI を有する者では足関節内反運動を他動で再現させた際に再現誤差が健常な者と比べ大きく³³⁾、また、目視できない状況下で他動的足関節内反運動を $0.3^{\circ}/\text{sec}$ の角速度で行い、運動の開始と

運動開始を感じ取った角度との誤差が健常な者と比べ大きい³⁴⁾ことが明らかとなっている。筋反応時間の評価は足関節に不意に内反刺激を加えた際の下肢の筋活動開始速度にて評価する。両足立位姿勢で不意に足関節内反刺激を加えた際の筋反応時間を比較してみると、FAIを有する者では長腓骨筋と短腓骨筋の反応が遅延しているとの報告がある^{35, 36)}。また、歩行時の着地時に不意に足関節内反刺激を加えた場合においても、FAIを有する者では長腓骨筋の反応時間が遅延していることも明らかとなっている³⁷⁾。これら機能低下の原因の一つとして機械受容器の機能低下が挙げられる。人の足関節外側に位置する前距腓靭帯・後距腓靭帯・踵腓靭帯には機械受容器が存在することが明らかになっており^{38, 39)}、足関節靭帯損傷に伴う機械受容器の損傷が、FAIを有する者のこれらの機能低下を助長していると考えられる。FAIを有する者では足関節の靭帯へストレスを加えた際に、求心性の神経活動が減少していることが報告されており⁴⁰⁾、これが関節位置覚低下の原因の一つであろう。一方、Khin-Myo-Hla ら⁴¹⁾は FAI を有する者の筋反応時間の遅延が足根洞への麻酔により改善したことから、慢性的な炎症が機械受容器もしくは侵害受容器の求心性神経活動を増加させ、 γ 運動神経の活動抑制、腓骨筋の筋トーンス低下を招き、筋反応時間が遅延すると報告した。FAIを有する者において求心性神経活動が減少しているのか、もしくは増加しているのか一致した見解は得られていないが、求心性神経活動の変化は関節位置覚の低下や中枢神経系を介して遠心性神経活動へ影響を及ぼすと考えられる。従って、FAIは靭帯損傷に伴う機械受容器の機能不全が回復していない状態、もしくはその機能不全が中枢神経系を介して何らかの影響を及ぼしている状態と考える。

足関節の靭帯損傷や慢性的な炎症は受容器からの求心性神経活動に影響するため、

固有受容感覚を低下させ、例え MAI が残存していない場合であっても、CAI を残存させる可能性がある。従って、本研究における CAI を有する者の定義は MAI の有無に関わらず、足関節に FAI が残存した者とし、先行研究における FAI を対象とした研究についても CAI を有する者を対象とした研究として扱った。

これまでの CAI に関する先行研究では対象者の選定基準が一致しておらず、特に足関節不安定感の対象者の自覚的な症状が選定基準とされるため、様々な質問紙の使用が研究結果を比較する際の問題となっていた。そこで International Ankle Consortium（足関節の病態に関する研究の促進と情報の普及を目的とした研究者と臨床医の国際的コミュニティ）は 2013 年にこの問題に対する解決策として、CAI の一般的な包含基準を設け、不安定感の評価にはカットオフ値の定められた妥当性のある質問紙の使用を推奨している⁴²⁾。そのうちのひとつとして Hiller ら⁴³⁾が考案した Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) がある。CAIT は足関節の痛み、不安定感などに関する 9 つの質問項目に対してそれぞれ配点がなされており、30 点満点で 27 点以下のものが FAI 有りとされる。このカットオフ値に関しては 24 点⁴²⁾、25 点⁴⁴⁾と異なる意見が示されており、一致した見解は得られていないのが現状である。しかしながら、CAIT はポルトガル語⁴⁵⁾・スペイン語⁴⁶⁾・韓国語⁴⁷⁾・ペルシャ語⁴⁸⁾に翻訳されており、CAI に関する研究において使用頻度が増すと予想される。今後、CAI に関する研究が International Ankle Consortium の包含基準に準じて実施されることで、各研究結果の比較が可能となり、信頼性のある CAI の病態把握が可能となるであろう。従って、日本語話者を対象に CAI に関する研究を実施するためには、CAIT を日本語に翻訳し、その信頼性と妥当性を検討する必要がある。

1-1-4 姿勢制御能力の評価

姿勢制御能力の評価は大きく静的姿勢制御能力テストと動的姿勢制御能力テストに分けられる。静的姿勢制御能力テストは被験者による意図的な動作が無く、安定面にて姿勢を保持している際の動揺を評価するテストであり、動的姿勢制御能力テストは何らかの動きを被験者が行っている際の姿勢制御能力を評価するテストである³²⁾。一般的に静的姿勢制御能力テストは片脚立位での重心動揺性を評価している⁴⁹⁾。一方、動的姿勢制御能力テストは片脚立位でのリーチ距離を評価する **Star Excursion Balance Test**⁵⁰⁾やジャンプ着地後に姿勢が安定するまでに要する時間を評価する **Time to Stabilization (TTS)**⁵¹⁾がある。動的姿勢制御能力のテストは静的な姿勢制御能力テストと比べ、対象者は自身の動きを制御する必要があるため、よりスポーツ動作に近い状況での姿勢制御能力の評価が可能である。また、**TTS** は足関節捻挫の受傷機転である着地動作時に姿勢制御能力を評価するため、実際に足関節に不安定感が生じ易い状況での評価となる。従って、**CAI** を有する者を対象とした評価方法としては有用であると考えられる。また、姿勢制御能力の低下は足関節捻挫の危険因子であるため^{52, 53)}、姿勢制御能力の評価は足関節捻挫やその再発のスクリーニングに役立つ可能性がある。

TTS の測定は被験者に床反力計に片脚着地させ、床反力の前後方向の成分と左右方向の成分を分けて評価する。前後方向の **TTS (TTSAP)** と左右方向の **TTS (TTSML)** から **TTS Resultant Vector** を算出する方法⁵⁴⁾もあるが、多くの研究では前後方向と左右方向の成分を分けて評価がなされている。先行研究においては **CAI** を有する者は **TTSAP** と **TTSML** が共に延長しており、前後左右の動的姿勢制御能力が劣っているとの報告がある⁵⁵⁾。一方で、**TTSAP** のみに延長が認められた研究や⁵⁶⁾、**TTSML**

のみ延長が認められた研究^{57, 58)}, TTS の延長が認められなかった研究もあり⁵⁹⁾, 一致した見解が得られていないのが現状である。

CAI を有する者を対象とした TTS の研究結果が異なる要因には先行研究における測定方法の違いが挙げられる。高台使用の有無や対象者のスポーツ種目の違い, 跳躍方向の違いが影響していると考えられる。Wikstrom ら⁶⁰⁾は高台からの着地と跳躍後の着地で TTS の結果が異なったことを報告している。跳躍後の着地では各対象者によって着地戦略が異なる可能性があるため, 高台からの着地の方が動作を規定し易いとする。また, TTS は健常群の片脚立位時の床反力データから両群の姿勢安定化基準値を算出するため, 健常群の片脚立位時の姿勢制御能力は結果に大きく反映する。サッカー選手の片脚立位を安定させる能力はバスケットボール選手, 競泳選手, 一般人と比べて優れていたとの報告もある⁶¹⁾ため, これらの対象者を混合すると正確に CAI を有する者の姿勢制御能力を評価できていない可能性がでてくる。従って, TTS を用いて CAI を有する者の姿勢制御能力を評価する際には同一競技の選手を対照群に設ける必要であるとする。さらに, 跳躍方向の違いは CAI を有する者を対象とした場合, TTS の結果に大きく影響を及ぼすと予想される。足関節捻挫の多くは足関節内反捻挫であり, 足関節外側構造体が損傷を受ける場合が多い¹¹⁾。従って, CAI を有する者は足関節外側構造体に何らかの機能不全が生じている可能性が高い。先行研究においては足関節の外側構造体に回旋ストレスを生じさせる 8 の字ホップや左右方向のストレスを生じさせるサイドホップなどの動作テストと足関節不安定感に相関が認められ, 前方方向の動作テストでは相関が認められていない⁶²⁾。TTS における斜め方向への跳躍は前方や側方への跳躍と比べ, 足関節外側構造体へ回旋ストレスが生じると考えられるため CAI を有する者の機能評価に適している可能性がある。

しかしながら、CAI を有する者を対象とした TTS の研究の多くは前方への着地動作を評価しており、斜め方向への着地動作を課題としている研究は少ない。また、サッカー競技中においては繰り返し動作やカッティング動作など斜め方向の着地動作が多いため、CAI を有するサッカー選手の斜め方向への着地時に TTS を評価することは CAI の病態把握に有効であると考ええる。

1-1-5 CAI を有する者の下肢運動学的特性と筋活動

CAI を有する者の着地動作時には足関節が内反方向に偏位していると言われている⁶³⁾。この足関節の運動学的特性は CAI を有する者が足関節捻挫を繰り返す一つの要因である可能性があり、詳細に検討すべき課題である。Delahunt ら⁶⁴⁾は CAI を有する者は高台から前方へ片脚着地する際、足部が地面に接地する前から足関節が内反偏位しており、長腓骨筋の活動が低下していたと報告している。靱帯損傷による固有受容器の機能低下は足関節における関節位置覚および筋活動に影響を及ぼす可能性がある。従って、CAI を有する者の足関節内反偏位の原因には靱帯そのものの関節制動性の低下と共に、求心性神経活動の変化から生じる関節位置覚の低下および腓骨筋活動の低下が挙げられ、これらが足関節捻挫再発の要因の一つであると考えられる。しかしながら、CAI を有する者に足関節内反偏位が生じていても、歩行時では接地後に長腓骨筋の活動が高く⁶⁵⁾、また、サイドホップ時には大腿直筋・前脛骨筋・ヒラメ筋の活動が高く、腓骨筋には健常な者と差がなかったとの報告もある⁶⁶⁾。以上より、CAI を有する者は着地動作時に足関節が内反偏位しており、その原因の一つとして腓骨筋の活動低下が挙げられるが、動作課題によっては腓骨筋の活動が高まる場合や、腓骨筋以外の筋活動が高まっている場合もあり一致した見解は得られてい

ない。また、CAI を有する者のカッティング動作における膝関節や股関節の動きが健常な者と異なっていたとの報告⁶⁷⁾や、ストップジャンプにおいて脛骨前方剪断力最大時における膝関節の角度が小さかったとの報告⁶⁸⁾がある。従って、動作課題によって CAI を有する者の筋活動戦略が異なるため、先行研究における着地動作時の筋活動に違いが見られたと考える。前方や左右方向への着地時に CAI を有する者の下肢筋活動を評価している研究はいくつか存在するが、斜め方向への着地時に下肢筋活動を評価した研究は見当たらない。また、サッカー競技中においては斜め方向の着地動作が比較的発生しやすいため、CAI を有するサッカー選手の下肢筋活動特性を斜め方向への着地動作時に評価することは CAI の病態把握に有効であると考えられる。

1-2 本研究の目的

本研究では CAI を有する男子大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力と下肢筋活動特性を明らかにし、足関節捻挫受傷者へのリハビリテーション戦略の一助とすることを目的とする。

足関節捻挫受傷機転の一つとされる着地動作時における CAI を有する者の姿勢制御能力および下肢筋活動特性については一致した結果が得られていない。特に斜め方向への着地動作時に TTS を評価した研究は少なく、スポーツ活動中に発生する斜め方向への着地時姿勢制御能力や下肢筋活動特性を評価することは重要であると考えられる。CAI を有する者の斜め前方片脚着地時 TTS および着地動作時の下肢筋活動特性が明らかになれば、足関節捻挫受傷者に対するリハビリテーションプログラムの選択に有用な知見が得られると考えられる。

この目的を達成するためには、まず、International Ankle Consortium が推奨す

る選定基準に準じた CAI の評価が必要である．そこで，本研究では CAIT を日本語に翻訳し，その信頼性と妥当性を検討することから研究を進める．CAIT 日本語版を用いることで International Ankle Consortium の推奨基準に準じた CAI の評価が可能となり，今後，研究が進むにつれて明らかになると予想される CAI の詳細な病態や足関節捻挫受傷者へのリハビリテーション戦略を日本においても検証，適応することが可能となると考える．

本研究における CAI 病態の着眼点を Figure 1 に示す．

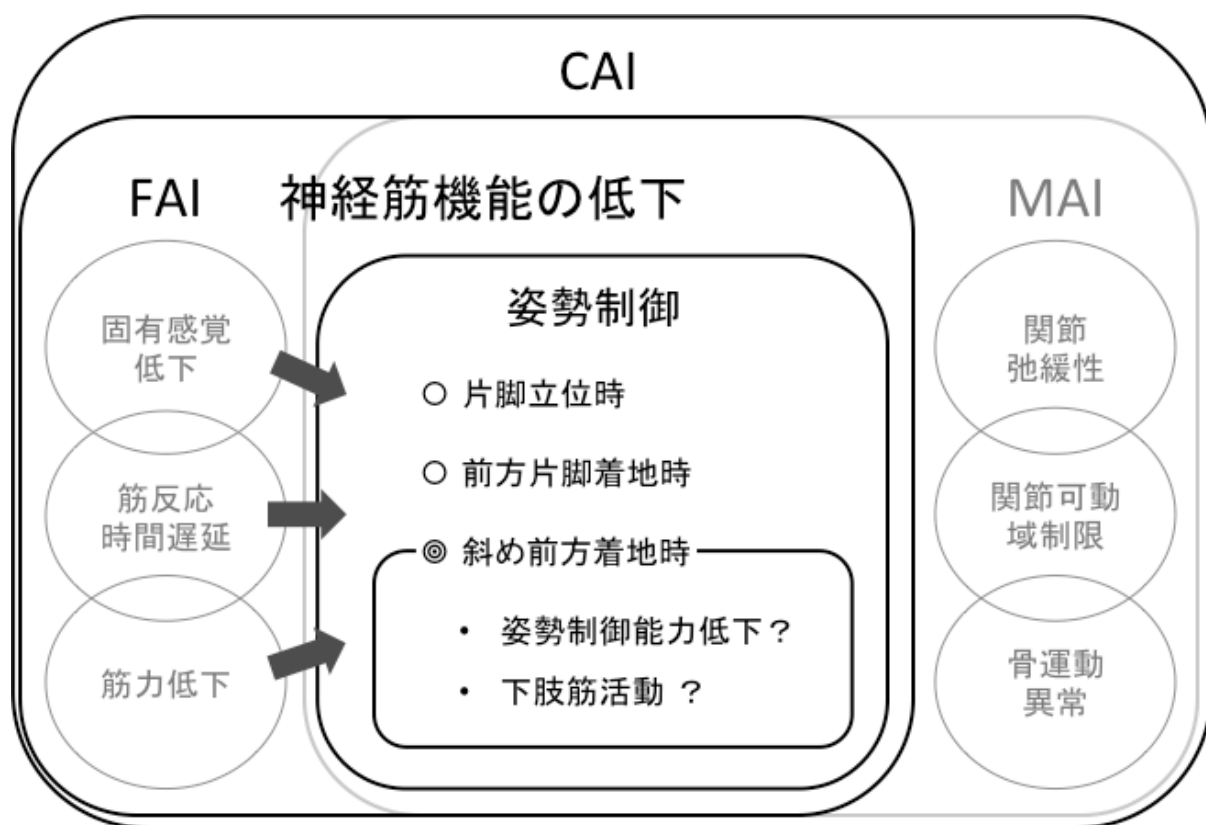


Figure 1. 本研究における CAI 病態の着眼点.

1-3 本研究の課題

本研究の目的を達成するため、以下の4つの課題を設定した。

研究課題1 CAIT 日本語版の作成と信頼性、妥当性、カットオフ値の検討

研究課題1ではCAITを日本語に翻訳した後、男子大学サッカー選手から得られたCAIT日本語版の回答から信頼性と妥当性を検討する。また、足関節捻挫の既往歴や“giving way”，不安定感などの情報と、CAIT日本語版のスコアからCAIT日本語版のカットオフ値を検討する。

研究課題2 CAIを有する大学サッカー選手の前方片脚着地時姿勢制御能力～CAIT日本語版による評価をもとにして～

研究課題2では男子大学サッカー選手を対象にCAIT日本語版を用いてCAIを評価し、CAIT日本語版のスコアによって静的姿勢制御能力および動的姿勢制御能力に差が認められるか検討する。

研究課題3 CAIを有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時姿勢制御能力とCAIT日本語版スコアとの関係

研究課題3では男子大学サッカー選手を対象に斜め前方片脚着地時TTSとCAIT日本語版のスコアとの関係性を検討する。また、CAIT日本語版のカットオフ値によりCAI群とControl群に群分けを行い、CAIを有する者の斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力を検討する。

研究課題 4 CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時における 姿勢制御能力と下肢筋活動特性

研究課題 4 では男子大学サッカー選手を対象に CAIT 日本語版を用いて CAI を有する者を CAI 群に選出し、その比較対照として CAIT 日本語版のスコアが 30 点満点の者を Control 群とした。対象者には斜め前方片脚着地動作を実施させ、その際の TTS および下肢筋活動を計測し、CAI を有する者の斜め前方着地時 TTS と下肢筋活動の特性を明らかにする。

第2章 研究課題1

CAIT 日本語版の作成と信頼性，妥当性，カットオフ値の検討

2-1 緒言

CAI に関する先行研究では対象者の選定基準が統一されておらず，各研究を比較する際の障壁となっていた．この対策として International Ankle Consortium は 2013 年に CAI の一般的な包含基準を定め⁴²⁾，CAIT の使用を推奨している．カットオフ値に関しては 24 点⁴²⁾，25 点⁴⁴⁾，27 点⁴³⁾と一致した見解が得られていないが，CAIT はすでに複数の言語に翻訳され，その信頼性と妥当性が示されている⁴⁵⁻⁴⁸⁾．今後，CAI に関する研究が International Ankle Consortium の包含基準に準じて実施されることで，各研究結果の比較が可能となる．そこで，研究課題1の目的は CAIT を日本語に翻訳し，その信頼性と妥当性およびカットオフ値を明らかにすることとした．

2-2 方法

2-2-1 CAIT 日本語版の作成

CAIT 英語版をガイドライン⁶⁹⁾を参考に日本語に翻訳した．二言語話者であり，日本語を母語とする医師と NATA 公認のアスレティックトレーナーに協力を依頼し，それぞれ CAIT を日本語に翻訳した．作成された二つの CAIT 日本語訳の相違を修正し CAIT 日本語版草案を作成した．この草案を二言語話者に協力を依頼し，CAIT 英語版を見せることなく逆翻訳した．CAIT 英語版と CAIT 日本語版を逆翻訳したものの相違から草案を修正し，CAIT 日本語版を作成した．この際，意味が伝わり難いものは表現を付け加えた．例えば，“the ball of my foot”は“つま先立ち”とし，“hop”

は“片脚で軽く飛び跳ねる”とした．CAIT 英語版を Table 2-1 に，CAIT 日本語版を Table 2-2 に示す．

Table 2-1. CAIT 英語版

Please tick the ONE statement in EACH question that BEST describes your ankles.

	LEFT	RIGHT	Score
1. I have pain in my ankle			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
During sport	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Running on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Running on level surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Walking on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Walking on level surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2. My ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Sometimes during sport (not every time)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Frequently during sport (every time)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Sometimes during daily activity	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Frequently during daily activity	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3. When I make SHARP turns, my ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Sometimes when running	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Often when running	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
When walking	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4. When going down the stairs, my ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
If I go fast	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Occasionally	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Always	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
5. My ankle feels UNSTABLE when standing on ONE leg			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
On the ball of my foot	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
With my foot flat	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
I hop from side to side	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
I hop on the spot	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
When I jump	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
I run on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
I jog on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
I walk on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
I walk on a flat surface	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8. TYPICALLY, when I start to roll over (or "twist") on my ankle, I can stop it			
Immediately	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Often	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Sometimes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
I have never rolled over on my ankle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9. After a TYPICAL incident of my ankle rolling over, my ankle returns to "normal"			
Almost immediately	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Less than one day	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
1-2 days	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
More than 2 days	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
I have never rolled over on my ankle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

NOTE. The scoring scale is on the right. The scoring system is not visible on the subject's version.

Table 2-2. CAIT 日本語版

各質問に対し、あなたの足関節に関して最も当てはまるもの1つに☑を付けて下さい。

	LEFT	RIGHT	Score
1. 以下の状況で足関節に痛みがでますか？			
まったくでない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
スポーツ中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
凸凹な地面でのランニング中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
平らな地面でのランニング中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
凸凹な地面での歩行中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
平らな地面での歩行中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2. 以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
スポーツ中に時々(毎回ではない)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
スポーツ中に頻繁に(毎回)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
日常生活中に時々	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
日常生活中に頻繁に	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3. 以下の状況で急なターンをした時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
ランニング中に時々(毎回ではない)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
ランニング中に度々	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
歩行中	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4. 以下の状況で階段を降りる時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
急いだ場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
たまに	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
いつも	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
5. 以下の状況で片足立ちをした時に足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
つま先立ちをした場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
足裏を床にしっかりとつけた場合	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6. 以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
片足で左右に数回飛び跳ねた時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
片足でその場で数回飛び跳ねた時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
片足で高くジャンプ着地した時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7. 以下の状況で足関節に不安定感がありますか？			
まったくない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
凸凹した地面での走行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
凸凹した地面でのジョギング時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
凸凹した地面での歩行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
平らな地面での歩行時	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8. 通常、足関節を捻りそうになった時、それを止められますか？			
すぐに止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
たいていは止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
たまに止められる	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
止められない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
足関節を捻ったことがない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9. 足関節を捻った後、通常の状態に戻るまでどれくらいかかりますか？			
たいていすぐ戻る	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
1日以内	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
1-2日	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
2日以上	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
足関節を捻ったことがない	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

NOTE. The scoring scale is on the right. The scoring system is not visible on the subject's version.

2-2-2 対象

1週間に6日以上トレーニングを行っている男子大学サッカー選手111名を対象にCAIT日本語版のスコア、足関節不安定性の評価指標であるKarlsson score⁷⁰⁾、足関節捻挫の既往歴、および日常生活やスポーツ活動中における足関節のぐらつき“giving way”・不安定感・慢性的な痛みの有無を聴取した。CAIT日本語版のカットオフ値を検討するため、CAIを有する者61名61足(CAI群)とCAIを有しない者50名50足(Control群)に群分けした。この際のCAI群の包含条件は先行研究^{71, 72)}を参考に2回以上の足関節捻挫の既往がある者で、足関節のぐらつき“giving way”・不安定感・慢性的な痛みの1つ以上を訴える者とした。Control群の包含条件はCAI群の包含条件に当てはまらない者とした。両群の除外条件はInternational Ankle Consortiumの基準⁴²⁾およびDelahuntら⁶⁵⁾の研究を参考に下肢に手術歴がある者、下肢に整復が必要な骨折の既往がある者、研究に参加する3ヶ月以内に足関節以外の下肢関節に急性外傷を負い少なくとも1日以上練習に参加できなかった者とした。従って、本研究では9名の膝関節の手術歴を有する者、4名の足部の手術歴を有する者、4名の整復が必要な骨折の既往を有する者の計17名を研究から除外している。CAI群において両足に上記包含条件が合致した場合は対象者の主観をもとに、より症状が重い足を採用した。Control群においてはボールを蹴る際の支持足を採用した。なお、対象者の群分けにはCAIT日本語版およびKarlsson scoreのスコアは用いていない。両群の年齢(歳)、身長(cm)、体重(kg)、体脂肪率(%), CAIT日本語版のスコアをTable 2-2に示す。

CAIT日本語版の再現性を検討するため、111名のうち1度目の聴取から3週間後に再びCAIT日本語版の回答が得られた41名82足をRetest群とした。なお、この

3週間で外傷・障害を負った者は対象から除外した。Retest 群の年齢(歳), 身長(cm), 体重(kg), 体脂肪率(%)を Table 2-3 に示す。

本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った。また, 対象者には実験に先立ち, 本研究の趣旨と方法について書面および口頭にて説明し, 途中辞退できることを伝えた上で書面による実験協力の同意を得た。承認番号(体 26-75)

Table 2-2. 対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコア

	CAI 群 (n = 61)	Control 群 (n =50)	<i>P</i> 値
年齢 (歳)	19.6 ± 1.2	19.5 ± 1.2	0.69
身長 (cm)	172.7 ± 5.0	173.6 ± 5.4	0.33
体重 (kg)	66.1 ± 4.9	67.0 ± 6.3	0.36
体脂肪率 (%)	11.4 ± 1.9	11.2 ± 2.1	0.57
CAIT 日本語版 (点)	22.6 ± 4.9 ^a	28.4 ± 1.7	< 0.01

^aCAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

Table 2-3. Retest 群の身体特性

	Retest 群 (n =41)
年齢 (歳)	18.3 ± 0.5
身長 (cm)	171.0 ± 4.7
体重 (kg)	64.5 ± 5.8
体脂肪率 (%)	10.4 ± 2.0

2-2-3 CAIT 日本語版の心理測定学的特性と CAI 判別能

CAIT 日本語版の信頼性は内的整合性と再現性にて評価し、妥当性は基準連関妥当性にて評価した。また、CAI の判別能と最適なカットオフ値の検討を行った。

CATI 日本語版の内的整合性は全対象者 111 名 111 足（各群に採用された足）から得られた回答より評価した。内的整合性は質問項目全体が同一の心理学的特性に対する測定を実現しているか否かを推定する方法であり、質問項目を分けた際の合計得点の相関を算出する手法である。本研究ではクロンバックの α 係数を用いて質問項目の分け方すべてにおいて内的整合性を検討した。この係数がある質問項目を除いた際に極端に高くなる場合はその質問項目は尺度を構成する質問項目としては不適切であることを示す。クロンバックの α 係数が 0.70～0.95 である質問紙は妥当な質問項目で構成されているとされる⁷³⁾。クロンバック α 係数が低い場合は信頼性を下げる要因となる質問項目を削除することで内的整合性は高まる。その際の該当項目を選択する指標は修正済み項目合計相関が低い質問項目である。修正済み項目合計相関はある項目とその項目を除く他の項目の合計得点の相関係数を示し、この相関が負の場合はその項目を除外する。

CAIT 日本語版の再現性は再テスト法を用いて評価した。Retest 群の 1 度目に得られたスコアと 2 度目に得られたスコアをもとに級内相関係数 ($ICC_{2,1}$) を算出した。なお、2 度目の CAIT 日本語版の回答は 1 度目の実施から 3 週間後に実施した。

CAIT 日本語版の基準連関妥当性の評価にはすべての対象者 111 名 111 足（各群に採用された足）から得られた回答を用いた。CAIT 日本語版のスコアの基準連関妥当性は Karlsson score⁷⁰⁾を外的基準とし、この二つの質問紙の相関係数を算出して評価した。Karlsson score は足関節に関する痛み・腫脹・不安定感・硬さなど 8 つの項

目からなる質問紙であり、0 点から 100 点満点で評価され、79 点以下の者を不安定性ありとしている。Karlsson score は比較的簡易な英語で表記されており、日本における CAI の研究^{63, 74, 75)}においても用いられている質問紙である。

CAIT 日本語版の CAI 判別能の評価には全対象者 111 名 111 足（各群に採用された足）から得られた回答を用いた。CAIT 日本語版のスコアを独立変数、CAI の有無（群）を従属変数として、CAIT 日本語版のスコアごとに感度、特異度、偽陽性率を算出した。また、算出した値から Receiver operating characteristic curve（ROC 曲線）⁷⁶⁾を描いた。ROC 曲線は縦軸を感度、横軸を偽陽性率（1－特異度）とし、CAIT 日本語版の点数ごとに算出された値をプロットした曲線であり、CAI の判別能を評価するために描いた。CAIT 日本語版のカットオフ値は Youden Index（感度＋特異度－1）が最大となるスコアとした⁷⁷⁾。なお、CAIT 日本語版のスコアごとに陽性尤度比（LR+）と陰性尤度比（LR-）を算出し、臨床的識別力を評価した。

2-2-4 統計処理

すべての統計処理は統計解析ソフト SPSSversion21(IBM Corporation; Armonk, NY)を用いて行った。両群の身体特性は対応のない t-検定を用いて比較した。

内的整合性の評価はクロンバックの α 係数を用いて行った。クロンバックの α 係数が 0.70～0.95 であった場合を内的整合性が十分であると判断した。再テスト法は ICC_{2.1} を用いて評価し、基準関連妥当性は CAIT 日本語版と Karlsson score の得点に関して、スピアマンの順位相関係数を用いて評価した。相関係数が $0 \leq |r| \leq 0.20$ を slight, $0.21 \leq |r| \leq 0.40$ を fair, $0.41 \leq |r| \leq 0.60$ を moderate, $0.61 \leq |r| \leq 0.80$ を substantial, $0.81 \leq |r|$ を almost perfect とした⁷⁸⁾。CAI の判別能は ROC 曲線

の Area under the curve (AUC) を片側検定にて算出し, 0.5~0.69 を low accuracy, 0.7~0.89 を moderate accuracy, 0.9~1.0 を high accuracy として評価した⁷⁹⁾. CAIT 日本語版のスコアごとに Youden Index を算出し, Youden Index が最大となるスコアを CAIT 日本語版のカットオフ値とした. なお, 統計学的有意水準はすべて 5%未満とした.

2-3 結果

対象者の身体特性に有意な差は認められなかった。CAIT 日本語版のスコアは群間に有意な差が認められた。対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコアを Table 2-2 に示す。

CAIT 日本語版の内的整合性を評価するため、クロンバックの α 係数を算出した。その結果、クロンバックの α 係数は 0.833 であり、高い内的整合性が認められた。質問項目 9 つをそれぞれ除外した場合の修正済み項目合計相関とクロンバック α 係数を Table 2-4 に示す。質問項目 9 つを除外した際のクロンバック α 係数は 0.857 と若干の改善が認められたが、それ以外の 8 つの質問項目はそれぞれの項目を除外した場合でも改善は認められなかった。

CAIT 日本語版の再現性を評価するため再テスト法を行った。CAIT 日本語版のスコアの平均値は 1 回目が 27.4 ± 3.1 、2 回目は 27.9 ± 3.3 であった。1 回目と 2 回目のスコアの $ICC_{2,1}$ を算出した結果、 $ICC_{2,1}$ は 0.826 と almost perfect な相関を示し ($P < 0.001$)、CAIT 日本語版の高い再現性が認められた。

CAIT 日本語版の基準関連妥当性を評価するため、Karlsson score を外的基準とし、スピアマンの順位相関係数を算出した。CAIT 日本語版のスコアと Karlsson score の相関係数は 0.064 であり、moderate な相関を示した ($r = 0.604$, $P < 0.001$)。CAIT 日本語版のスコアと Karlsson score の関連性を Figure 2-1 に示す。

CAIT 日本語版の判別能を評価するため、各スコアの感度、特異度、偽陽性率、Youden Index, LR+, LR- を算出した (Table 2-5)。ROC 曲線の AUC は 0.932 ($P < 0.001$) であり、CAIT 日本語版は CAI の有無を判別可能であることが示された (Figure 2-2)。Youden Index が最大値を示したのは CAIT 日本語版のスコアが

25.5 点の場合であった (Figure 2-3). 従って, CAIT 日本語版のカットオフ値は 25 点が最適であることが示され, その際の感度は 0.705, 特異度は 0.980 であり, LR+ は 35.25, LR- は 0.301 であった.

Table 2-4. 内的整合性

	修正済み項目合計相関	項目が削除された場合の α 係数
Item 1	0.629	0.805
Item 2	0.760	0.796
Item 3	0.761	0.797
Item 4	0.605	0.816
Item 5	0.502	0.825
Item 6	0.469	0.825
Item 7	0.715	0.797
Item 8	0.488	0.823
Item 9	0.357	0.859

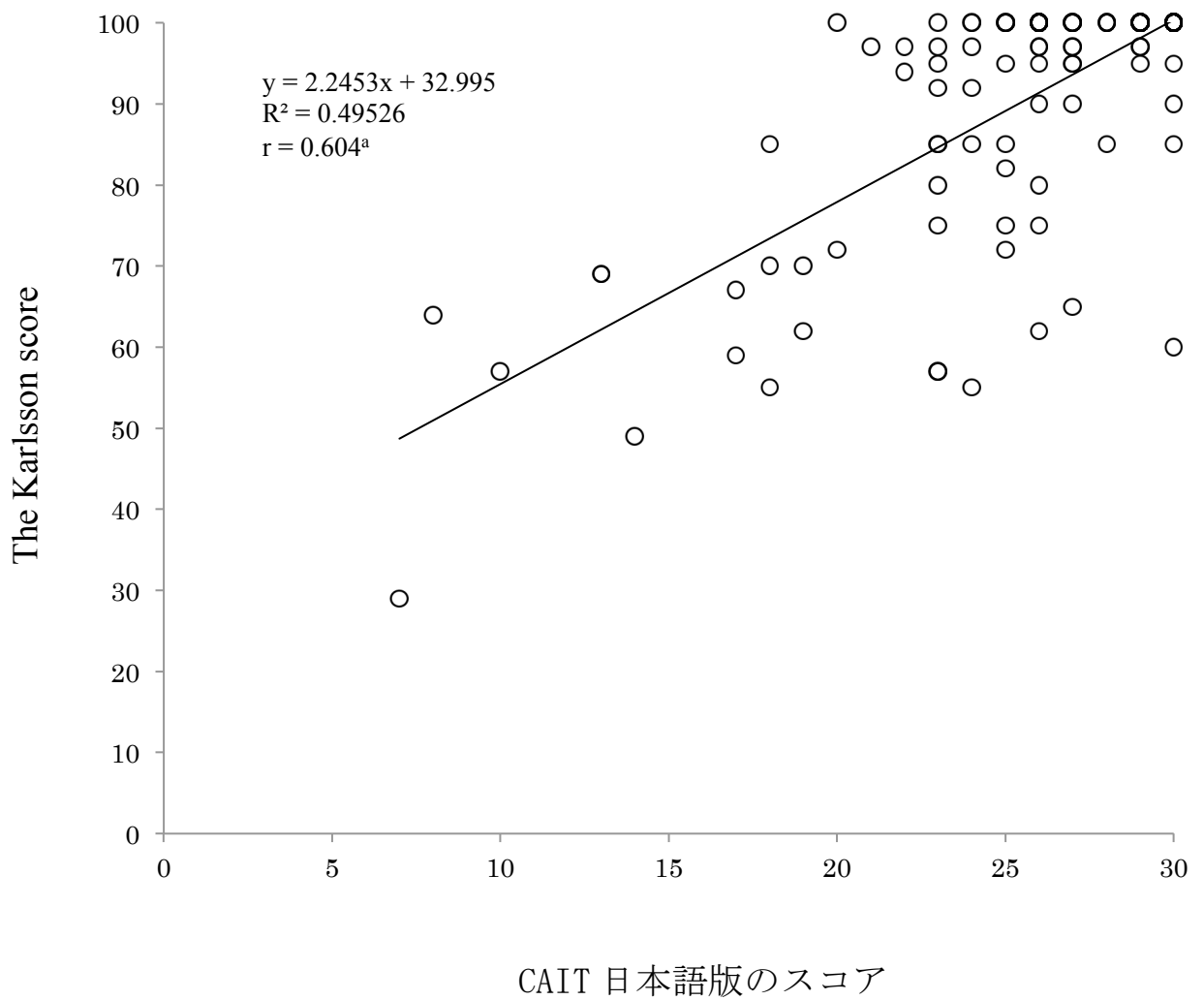


Figure 2-1. CATI 日本語版のスコアと Karlsson score の関連性.

^a CATI 日本語版のスコアと Karlsson score との間に有意な相関が認められた ($P < 0.05$)

Table 2-5. CAIT 日本語版の各スコアにおける検査能力

CAIT 日本語版 スコア	感度	偽陽性率 (1 - 特異度)	特異度	Youden Index	LR+	LR-
6.0	0.000	0.000	1.000	0.000	NA	1.000
7.5	0.016	0.000	1.000	0.016	NA	0.984
9.0	0.033	0.000	1.000	0.033	NA	0.967
11.5	0.049	0.000	1.000	0.049	NA	0.951
13.5	0.082	0.000	1.000	0.082	NA	0.918
15.5	0.098	0.000	1.000	0.098	NA	0.902
17.5	0.131	0.000	1.000	0.131	NA	0.869
18.5	0.180	0.000	1.000	0.180	NA	0.820
19.5	0.213	0.000	1.000	0.213	NA	0.787
20.5	0.246	0.000	1.000	0.246	NA	0.754
21.5	0.262	0.000	1.000	0.262	NA	0.738
22.5	0.295	0.000	1.000	0.295	NA	0.705
23.5	0.459	0.000	1.000	0.459	NA	0.541
24.5	0.574	0.000	1.000	0.574	NA	0.426
25.5	0.705	0.020	0.980	0.685	35.25	0.301
26.5	0.852	0.220	0.780	0.632	3.872	0.189
27.5	0.934	0.340	0.660	0.594	2.747	0.100
28.5	0.984	0.380	0.620	0.604	2.589	0.025
29.5	1.000	0.620	0.380	0.380	1.612	0.000
31.0	1.000	1.000	0.000	0.000	1.000	NA

NA: 適応なし

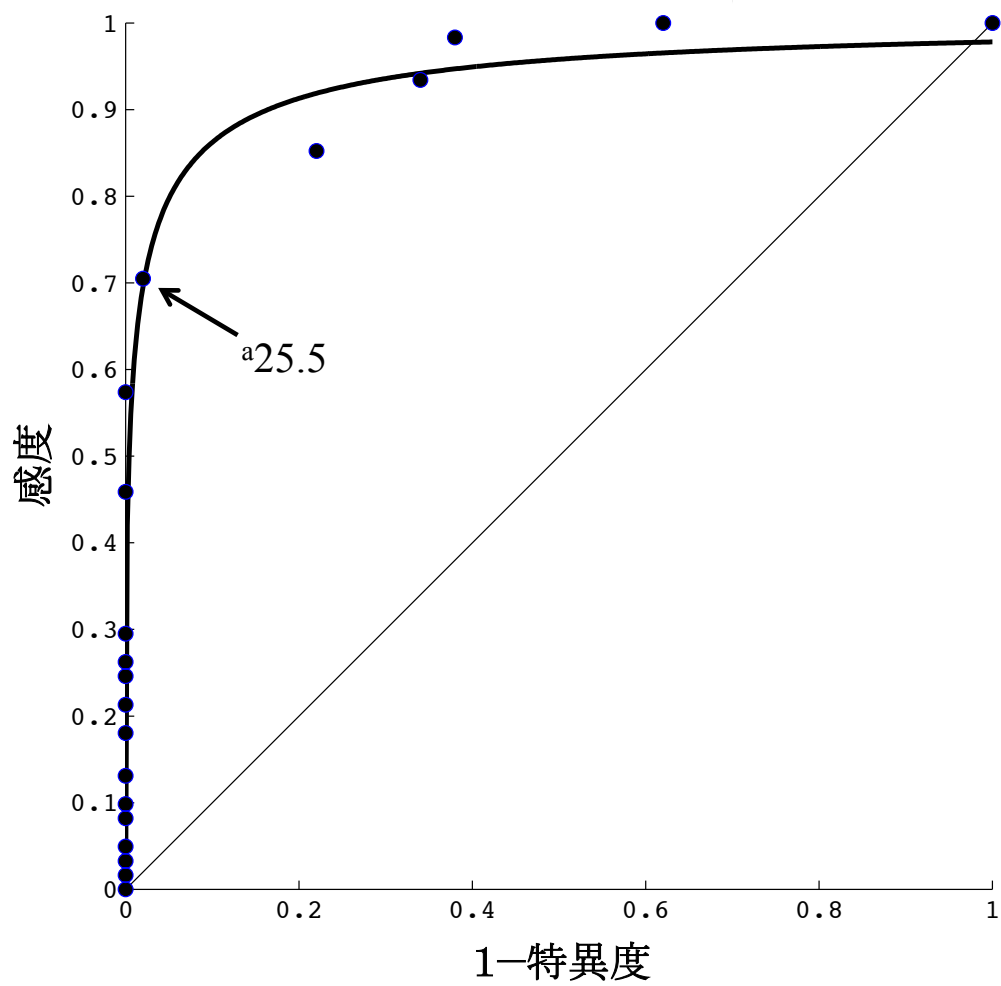


Figure 2-2. CAIT 日本語版の ROC 曲線. ROC 曲線の AUC は 0.932 ($P < 0.001$) を示した. 斜めの実線は AUC が 0.5 の場合の基準値である. ^aCAIT 日本語版のカットオフ値 (Youden Index 最大値).

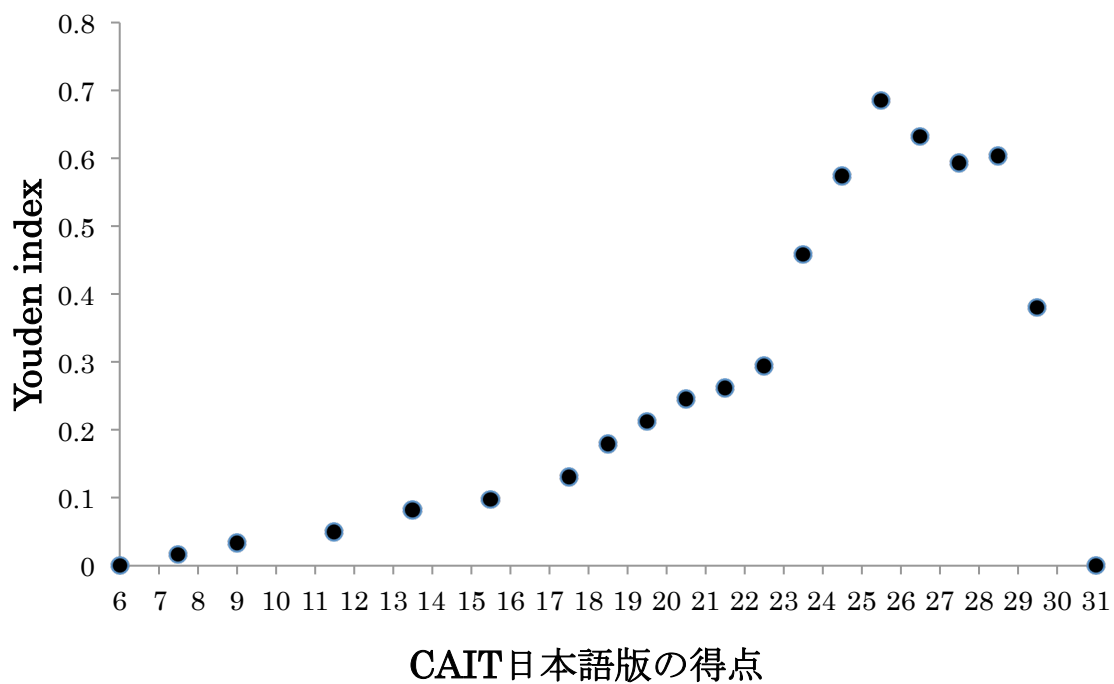


Figure 2-3. CAIT 日本語版の各得点における Youden index の散布図. CAIT 日本語版の得点が 25.5 点の際, Youden index は 0.685 と最大となった.

2-4 考察

CAIT は英語で作成された足関節の不安定感を評価する質問紙であり⁴³⁾, 英語を母語としない者を対象に CAIT を用いた場合, 正確に足関節の不安定感を評価できているのかどうかは不明である. 日本における先行研究では足関節の不安定感を評価する際に, 英語で書かれた質問紙, もしくは日本語に翻訳したものを使用して対象者を選定している. しかしながら, それらの質問紙の信頼性や妥当性は示されていない. そこで研究課題 1 では CAIT を日本語に翻訳し, その信頼性と妥当性, CAI 判別能を検討した. CAIT の翻訳はガイドラインを参考に行い, 分かり難い表現には修正を加えて CAIT 日本語版を作成した. CAIT 日本語版の心理測定学的特性は CAIT 英語版と大きな違いは認められなかった. 従って, CAIT 日本語版は信頼性と妥当性のある質問紙であることが示された.

CAIT 日本語版の内的整合性はクロンバックの α 係数を用いて評価した. その結果, クロンバックの α 係数は 0.833 であり, 十分な内的整合性が認められ, 英語版の内的整合性 (0.83)⁴³⁾, ポルトガル語版の内的整合性 (0.86–0.88)⁴⁵⁾と同様の結果であった. 項目が削除された場合のクロンバック α 係数は質問項目 9 を除いた際に 0.859 となり, 若干の改善が認められたが他の質問項目において改善は認められなかった (Table 2-3). CAIT 英語版には各項目が削除された場合のクロンバック α 係数は記載されていないため比較することはできない. しかしながら質問項目 9 を除外した際にクロンバック α 係数が改善した原因として, 質問項目 9 は足関節を捻った際に通常の状態に戻るまでの期間を質問しており, 現在の足関節不安定性ではなく, 足関節を捻った際の経験, つまり過去の状態が反映する質問であるためと考える. CAIT ス

ペイン語版では質問項目 5 と 6 をそれぞれ除外した場合にクロンバック α 係数が改善した⁴⁶⁾。その原因として、この二つの質問は片足立ちにて動作をした際の足関節不安定感を質問しており、日頃行わない動作中の不安定感を質問しているためと推察していた。CAIT 日本語版では質問項目 5 と 6 をそれぞれ除外した場合でもクロンバック α 係数に改善は認められなかった。これは対象者が大学サッカー選手であり、日頃から片足にて動作を行っているためかもしれない。

CAIT 日本語版の再現性は Retest 群の 1 回目と 2 回目の回答から ICC_{2.1} を用いて評価した。その結果、ICC_{2.1} は 0.826 ($P < 0.001$) を示し almost perfect な再現性が認められた。一方で、CAIT 英語版の ICC_{2.1} は 0.96⁴³⁾、ポルトガル語版は 0.95⁴⁵⁾、スペイン語版は 0.979⁴⁶⁾といずれも CAIT 日本語版よりも高い再現性が示されている。この原因として調査の間隔を 3 週間としたことが挙げられる。これらの先行研究では調査の間隔を 1 もしくは 2 週間として実施されている。再現性の結果にはこの間隔が影響を及ぼすことが知られており、間隔が短いと対象者の記憶が 2 回目の調査に影響を及ぼし、再現性は高くなる。一方で、間隔が長くなると記憶の影響が少なくなるものの、対象者の状態が変化する可能性がある。今回は Retest 群に外傷・障害を負ったものは含まれていないため、対象者の状態が大きく変化した可能性は少なく、先行研究と比べると記憶の影響を排除した再現性の検討ができたと考える。

CAIT 日本語版の基準関連妥当性は Karlsson score を外的基準として、スピアマンの順位相関係数にて評価した。その結果、moderate な相関 ($r = 0.604$, $P < 0.001$) を示した。CAIT 英語版においては対象者の主観的足関節不安定感を Visual analog scale で表したスコアと強い相関 ($r = 0.76$, $P < 0.01$) を示すことが認められている。Karlsson score は日本における CAI の先行研究^{63, 74, 75)}でも用いられており、CAI の

特徴を反映する質問紙である。従って、CAIT 日本語版は CAI の特徴を反映する妥当性のある質問紙であると考える。Karlsson score は足関節の不安定性を評価する質問紙であるが、足関節の疼痛や腫脹、硬さ、不安定感が歩行時に問題となるか、ランニング中に問題があるかといった質問項目となっており、CAIT のようなジャンプ動作や片脚立位時の不安定感を評価していない。スポーツ選手を対象とした場合は CAIT の質問項目にあるような動作課題中の不安定感を評価する必要があると考える。実際に、Karlsson score の得点が満点の者であっても CAIT 日本語版の得点が 25 点以下の者も存在したため、CAIT は動作特異的な足関節の不安定感を検出できしており、Karlsson score による評価よりも CAI の病態を反映している可能性がある。また、International Ankle Consortium が CAIT の使用を推奨している点、CAIT が複数の言語に翻訳されている点からも CAIT は Karlsson score よりも、スポーツ選手を対象とした足関節不安定性の評価に適していると考ええる。

CAIT 日本語版の CAI 判別能とカットオフ値は各スコアの感度と偽陽性率(1- 特異度)をプロットした ROC 曲線を描き評価した。この ROC 曲線の AUC は 0.932 ($P < 0.001$) であり、CAIT 日本語版は CAI の有無を判別可能であることが示された。また、Youden Index は 25.5 点の時、最大値 0.685 を示し、CAIT 日本語版のカットオフ値は 25 点が最適であることが示された。この際の感度は 0.705、特異度は 0.98、LR+ は 35.35、RL- は 0.30 であった。Hiller ら⁴³⁾は CAIT 英語版のカットオフ値は 27 点と報告している。一方で、Wright ら⁴⁴⁾は CAIT のカットオフ値を再度検証し、最適なカットオフ値は 25 点だったと報告している。これは CAIT 日本語版のカットオフ値と同様の結果である。CAIT 英語版のそれぞれのカットオフ値とその際の感度、特異度、LR+, LR- を Table 2-6 に示す。CAIT 日本語版の LR+ は CAIT

英語版と比べ高く、確定診断に優れる一方で、LR-は CAIT 英語版と比べ高く、除外診断には向かない結果であった。従って、CAIT 日本語版のスコアが 26 点以上であっても CAI を有する可能性があり、注意が必要である。

これらの結果より、CAIT 日本語版の信頼性と妥当性は CATI 英語版と同様に十分なものであることが示された。CAIT 日本語版のカットオフ値は 25 点が最適とされ、Wright らの示した CATI 英語版のカットオフ値と同様であったが、CAI の判別能は若干の違いが見られた。

Table 2-6. CAIT の判別能の比較

	Hiller ら (カットオフ 27 点)	Wright ら (カットオフ 25 点)	CATI 日本語版 (カットオフ 25 点)
感度	0.860	0.951	0.705
特異度	0.830	1.000	0.980
LR+	4.890	27.171	35.350
LR-	0.180	0.051	0.301

研究課題 1 の限界として、CAI の判別に MAI の有無を考慮していないことが挙げられる。MAI がある場合は足関節構造体に緩みが存在している状態と考えられるため、足関節の不安定感に影響を及ぼす。従って、MAI の有無が CAIT のスコアに影響を及ぼし、CAI の判別能やカットオフ値に影響した可能性がある。また、本研究の Control 群には足関節捻挫の既往を有するものの、再発しておらず、不安定感も残存していない者 ‘copers’⁸⁰⁾が含まれている。Wright ら⁴⁴⁾は ‘copers’ を考慮すると CAIT の適切なカットオフ値が低くなると報告している。従って、CAIT 日本語版においても ‘copers’ を考慮するとカットオフ値が低くなる可能性がある。CAIT 日本語版の判別能やカットオフ値をさらに検証するためには、MAI や ‘copers’ を考慮する必要があり、その結果、足関節不安定性の重症度をより正確に判断できるかもしれない。

2-5 結論

CAIT 日本語版は信頼性と妥当性のある質問紙であり、CAI の有無を判別する際のカットオフ値は 25 点であった。CAIT は簡便で短時間かつ正確に足関節の不安定感を評価できるため、日本における臨床や研究において CAI の有無を評価する際には CAIT 日本語版（カットオフ値 25 点）の活用が期待される。

第 3 章 研究課題 2

CAI を有する大学サッカー選手の前方片脚着地時姿勢制御能力の評価～CAIT 日本語版の評価をもとにして～

3-1 緒言

研究課題 1 では CAI の選定基準を International Ankle Consortium の推奨基準に合わせるため、CAIT 日本語版を作成し、その信頼性と妥当性を示した。しかしながら、CAIT 日本語版を用いた CAI の評価が実際に CAI の特徴とされる姿勢制御能力の低下を反映するかどうかは不明である。そこで研究課題 2 の目的は CAIT 日本語版を用いて群分けを行った際に、CAI を有する者の特徴とされる姿勢制御能力の低下を反映した群分けがなされるかどうかを明らかにすることとした。動的姿勢制御能力の評価は前方片脚着地時の TTS を用いて評価し、副次的に重心動揺性の評価を行い静的姿勢制御能力も評価した。

3-2 方法

3-2-1 対象

1 週間に 6 日以上トレーニングを行っている男子大学サッカー選手 37 名 37 足を CAIT 日本語版のスコアが 25 点以下の者を CAI 群 (10 名 10 足)、26 から 27 点の者を軽度 CAI 群 (10 名 10 足)、28 点以上の者を Control 群 (17 名 17 足) に群分けした。研究課題 1 の結果、CAIT 日本語版のカットオフ値は 25 点が最適であった。しかしながら、CAIT 原版のカットオフ値は 27 点とされ足関節不安定感の重症度を分類できるとされること⁴³⁾、26 から 27 点の者にも足関節不安定性と関連する何らかの症状が残存していると考えられることから、本研究では CAIT 日本語版のスコア

により上述の 3 群に分類した。CAI 群および軽度 CAI の包含条件は 1 年以上前に少なくとも 2 回以上の足関節捻挫の既往があり、その結果 1 日以上の上練習に参加できなかった者とした。足関節すべての群の除外条件は下肢に手術歴のある者、整復が必要な骨折の既往がある者、研究に参加する 3 ヶ月以内に足関節以外の下肢関節に急性外傷を負い少なくとも 1 日以上の上練習に参加できなかった者、前庭の機能障害や神経系の機能障害を有する者とした。対象者の包含および除外条件は Gribble ら⁴²⁾の研究を参考にした。研究課題 2 では 2 名の膝関節手術歴のある者、3 名の下肢に整復が必要な骨折の既往がある者の計 5 名を研究から除外している。なお、被検足は CAI 群および軽度 CAI 群においては左右でより CAIT 日本語版のスコアが低い足とし、Control 群においてはよりスコアの高い足とした。また、左右でスコアが同じ場合はボールを蹴る際の支持足を採用した。対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコアを Table 3-1 に示す。

本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った。また、対象者には実験に先立ち、本研究の趣旨と方法について書面および口頭にて説明し、途中辞退できることを伝えた上で書面による実験協力の同意を得た。承認番号（体 25-112）

Table 3-1. 対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコア

	CAI 群 (n = 10)	軽度 CAI 群 (n = 10)	Control 群 (n = 17)	<i>P</i> 値
年齢 (歳)	18.2 ± 0.4	18.4 ± 0.6	18.3 ± 0.4	0.68
身長 (cm)	169.4 ± 4.2	171.0 ± 4.8	171.4 ± 4.5	0.54
体重 (kg)	64.5 ± 5.7	63.4 ± 5.6	65.6 ± 5.0	0.59
体脂肪率 (%)	11.2 ± 2.0	9.8 ± 2.4	11.1 ± 2.1	0.28
CAIT 日本語版 (点)	21.6 ± 2.0 ^{a, b}	26.7 ± 0.4 ^c	29.4 ± 0.6	< 0.01

^aCAI 群と軽度 CAI 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

^bCAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

^c軽度 CAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

3-2-2 姿勢制御能力の測定

姿勢制御能力の評価は TTS および重心動揺性とした。

TTS の測定は Fransz ら⁸¹⁾の研究を参考に行った。測定機器は高さ 30cm のステップ台（淡野製作所 社製）および床反力計（水晶圧電式多成分フォースプレート Kistler 社製）とし、ステップ台と床反力計は 5cm の間隔をあけて設置した。測定の開始姿勢は両手を腰に当てた状態での被検足による片脚立位とした。対象者にはステップ台上にて開始姿勢をとらせ、前方方向の床反力計の中心へ被検足にて着地させた。その後、できる限り素早く片脚立位静止姿勢とらせ、その姿勢を 20 秒間保持するように指示した（Figure 3-1）。対象者には測定の前に十分試技の説明をし、数回練習を行った後に測定を開始した。対象者の手が腰から離れた場合、被検足が着地後に移動した場合および遊脚が床に接触した場合は失敗試技とした。なお、測定は裸足にて行った。

TTS は着地から片脚立位姿勢が安定するまでに要した時間を床反力成分から算出した。分析の際にはデータ分析プログラム（TRIAS system, Biometrics 社製）を用いて床反力成分を前後方向の成分である TTSAP と左右方向の成分である TTSML に分けて分析した。床反力計のサンプリング周波数は 200Hz とし、計測した値をローパス 12.53Hz のバターワースフィルタにて平滑化した。また、先行研究^{81, 82)}を参考に Control 群のにおける片脚立位静止姿勢の 20 秒間のうち、最後の 10 秒間の平均値+3SD を変動閾値とし、変動閾値に各対象者の体重 (N) を乗じた値を各対象者の参照変数とした。床反力データを全波整流した後、床反力データが最大値を示した点から 20 秒間のデータを用いて、3 次多項式にて近似曲線を描き、その近似曲線が参照変数を下回った点を姿勢が安定した時点とした。従って、TTS は床反力データの

最大値から姿勢が安定した時点までに要した時間を表す。

重心動揺性の測定は増成ら⁴⁹⁾の研究を参考に重心動揺計（グラビコーダ GS-10TypeC, ANIMA 社製）（Figure 3-2）を用いて行った。対象者には重心動揺計上で腕を胸の前に交差させ、片脚立位姿勢をとらせた。また、被検足の膝関節は伸展位、遊脚の膝関節は軽度屈曲位とした（Figure 3-3）⁸³⁾。測定時間は30秒間とし、測定中は前方3mの目の高さに設置した指標を注視させ、できる限り姿勢を安定させるよう指示した。失敗試技は上記の姿勢を保持できなかった場合とした。なお、測定は裸足にて行い、重心動揺性は足圧中心の総移動距離である総軌跡長（LNG）にて評価した。

統計処理には各測定項目ともに成功試技3回の平均値を採用した。



Figure 3-1. TTS 測定

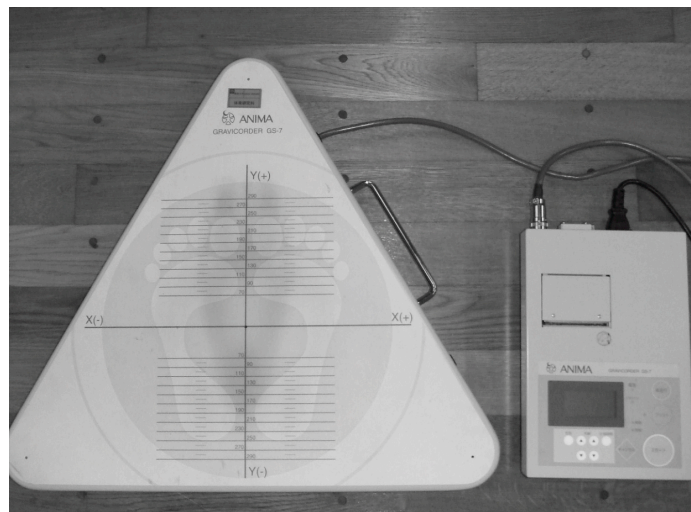


Figure 3-2. 重心動揺性測定（文献 83 より引用）

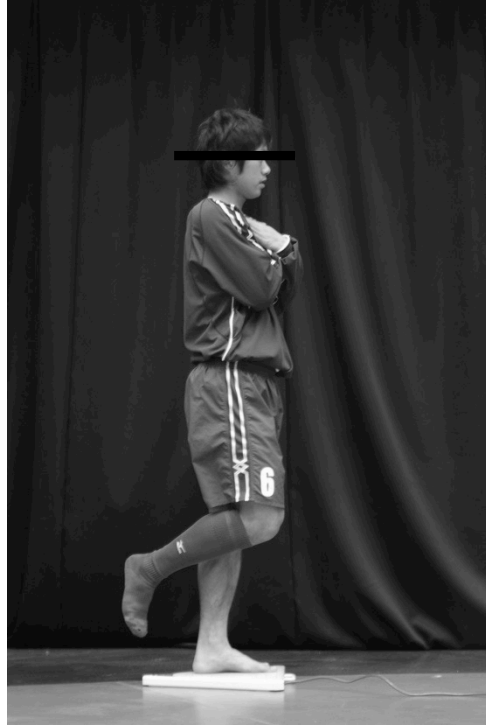


Figure 3-3. 重心動揺性測定姿勢（文献 83 より引用）

3-2-3 統計処理

測定結果はすべて平均値および標準偏差で表した．解析には統計解析ソフト SPSSversion21(IBM Corporation; Armonk, NY)を使用した．3 群間の比較には対応のない一元配置分散分析を用い，Tukey の多重比較検定により事後検定を行った．CAIT 日本語版のスコアは Kruskal-Wallis Test にて 3 群間を比較し，Bonferroni の多重比較検定により事後検定を行った．臨床的妥当性を検証するため効果量 (ES) と平均差 (MD)，差の 95%信頼区間 (95%CI) を算出した．ES の目安は小 ($0.01 \leq \eta^2 \leq 0.06$, $0.1 \leq r < 0.3$)，中 ($0.06 \leq \eta^2 < 0.14$, $0.3 \leq r < 0.5$)，大 ($0.14 \leq \eta^2$, $0.5 \leq r$) とした⁸⁴⁾．なお，統計学的有意水準はすべて 5%未満とした．

3-3 結果

対象者の身体特性に有意な差は認められなかった。CAIT 日本語版のスコアは 3 群間に有意な差が認められ、CAI 群は軽度 CAI 群および Control 群と比較し有意に低値を示し、軽度 CAI 群は Control 群と比較し有意に低値を示した (Table 3-1)。

各群の TTS を分散分析を用いて比較した結果、TTSAP において有意な差は認められず ($P = 0.55$)、ES も小であった ($\eta^2 = 0.03$)。TTSML においては有意な差が認められ ($P < 0.01$)、ES も大であった ($\eta^2 = 0.36$)。多重比較検定の結果、CAI 群と軽度 CAI 群は Control 群と比較し TTSML が有意に高値を示した。一方で、CAI 群と軽度 CAI 群の間に有意な差は認められなかった。TTSAP の結果を Figure 3-3、TTSML の結果を Figure 3-4 に示した。

重心動揺性の分散分析の結果、LNG において群間に有意な差が認められ ($P < 0.01$)、ES も大であった ($\eta^2 = 0.27$)。多重比較検定の結果、CAI 群と軽度 CAI 群は Control 群と比較し有意に高値を示した。一方で、CAI 群と軽度 CAI 群の間に有意な差は認められず、ES も小であった。LNG の結果を Figure 3-5 に示した。

TTS および重心動揺性の多重比較検定の結果を Table 3-2 に示した。

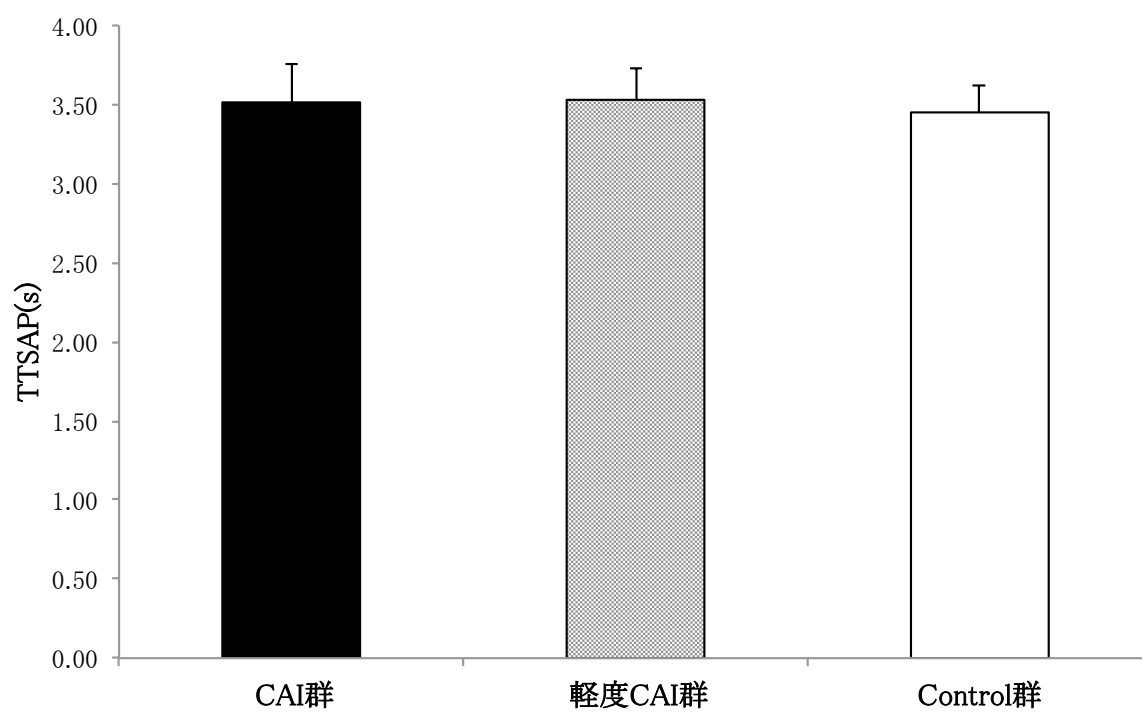


Figure 3-3. TTSAP の群間比較.

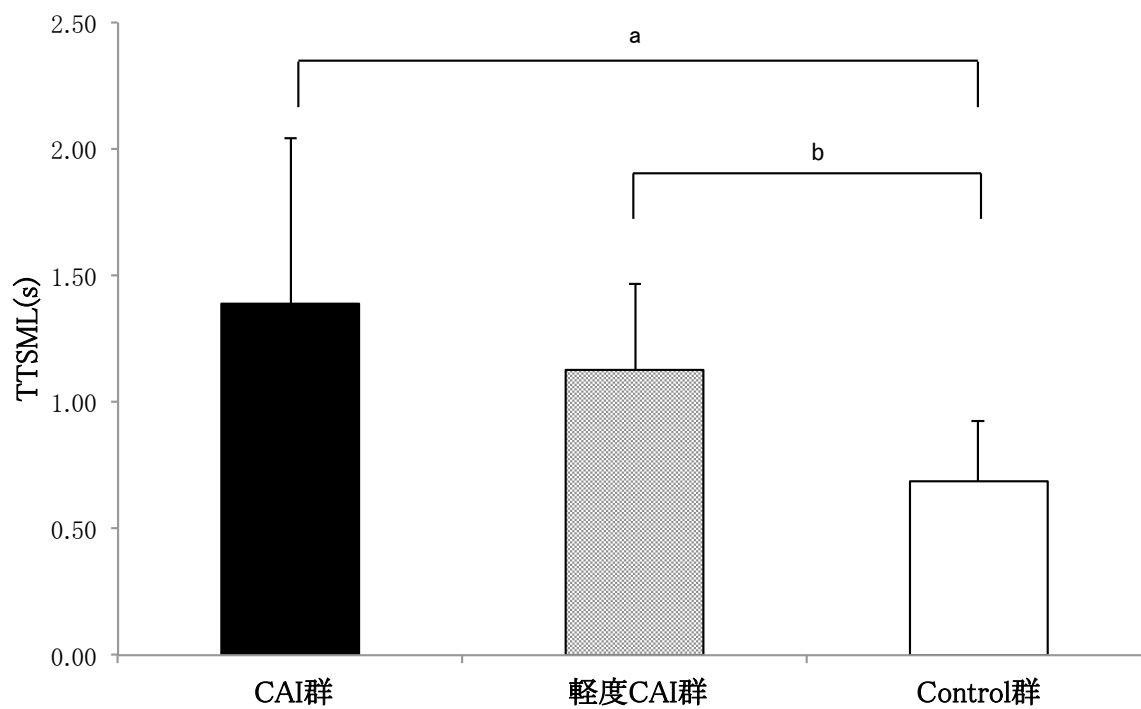


Figure 3-4. TTSML の群間比較.

^a CAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

^b 軽度 CAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

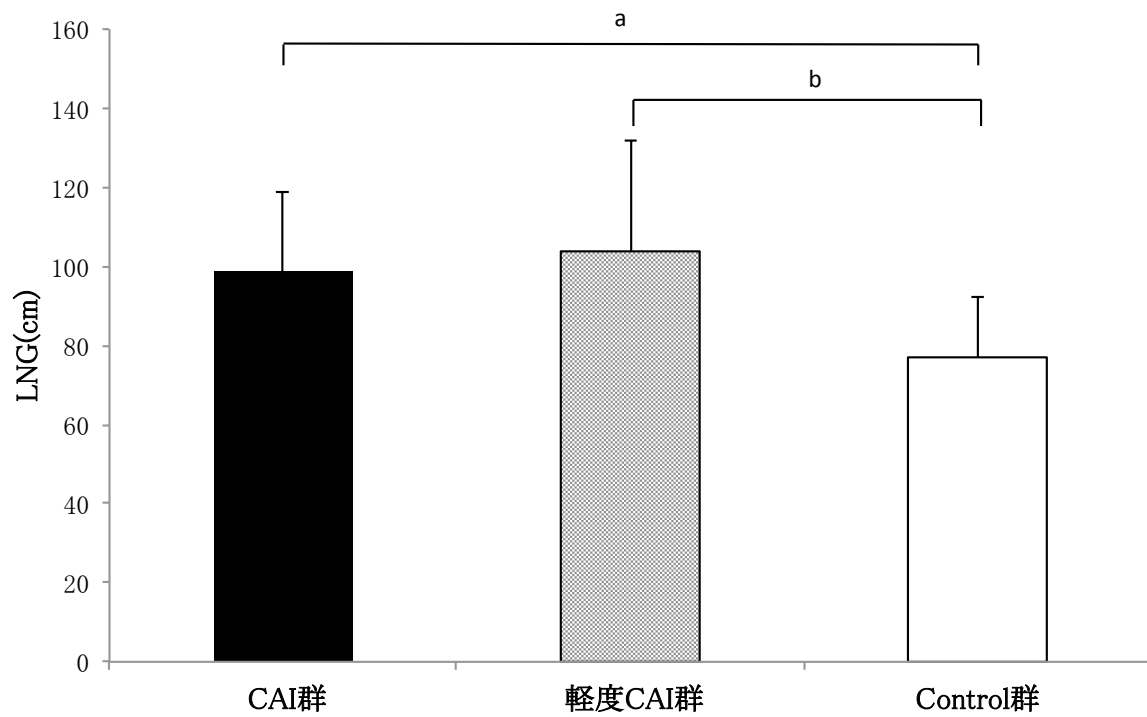


Figure 3-5. 重心動揺性 (LNG) の群間比較.

^a CAI 群と Control 群に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

^b 軽度 CAI 群と Control 群の間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

Table 3-2. 多重比較検定の結果

項目	群	t 値	P 値	ES	MD	差の 95%CI lower upper	
TTSAP (s)	CAI 群 (n = 10) 3.51 ± 0.24	軽度 CAI 群 (n = 10) 3.53 ± 0.20	-0.16	0.98	0.03	-0.02	-0.23 0.19
	CAI 群	Control 群 (n =17) 3.45 ± 0.17	0.72	0.58	0.14	0.06	-0.11 0.23
	軽度 CAI 群	Control 群	1.01	0.71	0.20	0.08	-0.08 0.23
TTSML (s)	CAI 群 1.39 ± 0.65	軽度 CAI 群 1.13 ± 0.34	1.12	0.34	0.25	0.26	-0.23 0.75
	CAI 群	Control 群 0.69 ± 0.24	3.88	< 0.01 ^a	0.62	0.70	0.32 1.06
	軽度 CAI 群	Control 群	3.76	0.03 ^a	0.60	0.44	0.19 0.67
LNG (cm)	CAI 群 98.8 ± 19.9	軽度 CAI 群 103.8 ± 27.9	-0.46	0.85	0.10	-5.00	-27.8 17.8
	CAI 群	Control 群 77.0 ± 15.4	3.01	0.03 ^a	0.52	21.80	6.6 35.3
	軽度 CAI 群	Control 群	3.07	< 0.01 ^a	0.53	26.80	8.5 43.4

^a 群間に有意な差が認められた.

3-4 考察

本研究の結果、CAI 群および軽度 CAI 群は Control 群と比較し、TTSML が有意に延長しており、左右方向の動的姿勢制御能力が劣っていた。一方で、TTSAP に有意な差は認められず、前後方向の動的姿勢制御能力に差はなかった。LNG においては CAI 群および軽度 CAI 群は Control 群と比較し有意に高値を示し、静的姿勢制御能力が劣っていた。CAI を有する者は姿勢制御能力が健常者と比較し劣っていることが明らかとなっており³²⁾、本研究は先行研究を支持する結果であった。従って、CAIT 日本語版は実際に姿勢制御能力を反映した CAI の評価が可能であることが示唆された。

本研究の動的姿勢制御能力の評価では TTSML のみに群間で差が認められた。床反力計の中心から 70cm 離れた場所から最大跳躍高の 50～55%の高さまで前方に跳躍した後、片脚で床反力計に着地させた際に、CAI を有する者は TTSAP および TTSML が延長しているとの報告⁵⁵⁾や TTSAP のみが延長していたとの報告⁵⁶⁾がある。一方で、本研究結果と同様に高台からの前方片脚着地時には TTSML のみが延長しており、TTSAP には差が認められなかったとの報告もある^{57, 58)}。この研究結果に違いが生じる要因として、着地試技の違いが挙げられる。Wikstrom ら⁶⁰⁾は跳躍後の片脚着地と高台からの片脚ドロップ着地では TTS の値が有意に異なることを明らかにした。また、前方方向に跳躍した後に片脚で着地する場合、前方方向へかかる負荷が高台からの着地と比べ大きくなると予想される。本研究では高台からの前方片脚着地時に TTS を評価したため、TTSML にのみ有意な差が認められた可能性がある。

CAI を有する者に TTSML の延長が認められる要因として、足関節外側に位置する靱帯の機械受容器および腓骨筋の機能低下が挙げられる。足関節の靱帯に存在する

機械受容器は足関節の関節位置覚に寄与するため^{38, 39)}、足関節外側の靭帯損傷は左右方向の姿勢制御能力を低下させる要因と考える。また、筋の固有受容器である筋紡錘は関節位置覚および関節運動覚に対する中心的役割を果たす^{85, 86)}が、CAIを有する者には腓骨筋の筋力調節能力の低下⁸⁷⁾や反応時間の遅延^{29, 30, 88)}が生じており、腓骨筋の筋紡錘機能は低下している可能性がある。腓骨筋は足関節の左右方向の動きを制御する重要な筋であることから、この筋の機能低下が左右方向の姿勢制御能力を低下させる要因と考える。これらの機能低下が原因となり、日常的に競技を続けている男子大学サッカー選手においても、CAIを有する者は動的姿勢制御能力が劣っていると考えられる。

本研究の結果からCAIT日本語版のスコアが25点以下のサッカー選手に対しては先行研究で効果のあると認められているバランストレーニング⁴⁹⁾による姿勢制御能力の改善を促す必要があると考える。また、CAI有りと判断されないCAIT日本語版のスコアが26～27点の選手においても、より得点の高い選手と比較すると姿勢制御能力が劣っている可能性があるため、選手の状況に応じて姿勢制御能力の向上を促す必要がある。CAIT日本語版を用いたCAIの評価は姿勢制御能力の低下と関連する可能性がある。従って、スポーツ現場や臨床において、CAIT日本語版を用いたCAIの評価を足関節捻挫の再発予防トレーニングを促す際の一つの指標とすることを提案する。

近年、CAIを有する者に特徴的な動きが足関節だけでなく体幹⁸⁹⁾や股関節^{67, 90)}、膝^{66, 91)}などに見られることが明らかとなり、CAIは他の外傷・障害の危険因子となる可能性が報告されている。今後、CAIの有無と他の外傷・障害との関連性が明らかにされる可能性があり、CAIの有無や重症度を評価する方法の一つとしてCAIT

の有用性が増すと予想される。

本研究の限界として、対象者の選定条件に MAI の有無を含んでいないことが挙げられる。MAI の有無は姿勢制御能力に影響を及ぼすことが報告されているため⁹²⁾、今後は主観的な足関節不安定感だけでなく、MAI も同時に評価する必要がある。また、TTS や重心動揺性の測定は固有感覚の機能だけでなく、筋力や平衡機能など統合的な姿勢制御能力を評価しているため、今後は TTS 測定中の筋活動を評価することで、左右方向の姿勢制御能力が低下する原因が明らかとなる可能性がある。また、多くの研究では前方方向への着地をした際の姿勢制御能力を評価しており、斜め方向や左右方向、後方への着地時に姿勢制御能力を評価していない。今後はスポーツ中に生じる様々な着地動作中の姿勢制御能力を評価する必要がある。

TTS の測定結果を他の研究結果と比較する際の問題点として、TTS を算出する際の変動閾値の違いが挙げられる。Ross ら⁸²⁾は CAI を有する者は静的な重心動揺性が健常者と比べ高値を示すため、変動閾値が高く算出される問題点を指摘した。その解決策として健常者の片脚立位時の床反力データから変動閾値（前後方向 0.0149、左右方向 0.0171）を算出した後、各対象者の体重にて補正する方法が用いられている。従って、TTS を算出する際の変動閾値は比較対照となった健常者の値が基準値となる。この変動閾値が各研究で異なる可能性があり、TTS の数値に影響を及ぼすと考えられる。健常者の片脚立位時の動揺性が低く姿勢制御能力が優れている場合、変動閾値は小さくなり、算出される TTS の値は大きくなる。本研究の変動閾値は前後方向 0.0078、左右方向 0.0153 であり、前後方向の値が先行研究と比較すると約半分の値であり、TTSAP の値は大きくなっている。これらのことより、TTS の値そのものを各研究間で比較することは難しく注意が必要である。

3-5 結論

CAIT 日本語版を用いて男子大学サッカー選手の CAI を評価し、姿勢制御能力に違いが認められるかを検討した。その結果、CAIT 日本語版のスコアが低い選手は姿勢制御能力が劣っており、CAIT 日本語版は実際に姿勢制御能力を反映した CAI の判別が可能であることが示唆された。しかしながら、CAIT 日本語版のスコアからは CAI ありと判断されない 26～27 点の選手においても得点の高い選手と比較すると姿勢制御能力が低下している可能性があるため、臨床では何らかの対策が必要であることが示唆された。

第4章 研究課題3

CAIを有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時姿勢制御能力とCAIT日本語版スコアとの関係

4-1 緒言

研究課題2ではCAIT日本語版によるCAIの評価は姿勢制御能力を反映していることが示された。しかしながら、CAIT日本語版のスコアではCAI有りと判断されない26～27点の者においても姿勢制御能力が低下していた。CAITはFAIの重症度を評価できる⁴³⁾とされており、TTSが延長している者ほどCAITのスコアが低い可能性がある。そこでNoronhaら⁵⁸⁾は、CAITのスコアとTTSの関連性を検討した。CAITのスコアが23点以下の群、24～27点の群、28点以上の3群で前方片脚着地をした際のTTSを比較すると、スコアの低い群でよりTTSは延長しているものの有意な差は認められず、また、TTSとCAITのスコアに相関関係は認められなかった。しかしながら、研究対象者が男女混合である点や年齢の幅が18～45歳であり、そもそもの姿勢制御能力に違いがあった可能性を否定できない。また、CAIの動的パフォーマンスを評価する際には足関節外側構造体へ負荷がかかる動作を用いた方がCAIの影響が反映するとの報告⁶²⁾から、斜め前方への着地時に姿勢制御能力を評価することはよりCAIの影響が反映すると考える。姿勢制御能力の低下は足関節捻挫の危険因子とされる^{52, 53)}ため、姿勢制御能力の評価は重要であり、CAIT日本語版のスコアとTTSに関連性が認められれば、簡易な質問紙から姿勢制御能力の低下を推測することが可能となる。従って、研究課題3の目的は男子大学サッカー選手を対象に斜め前方片脚着地時のTTSとCAIT日本語版との関連性を明らかにすることとした。また、CAIの有無で斜め前方着地時のTTSに違いが認められるかを検討した。

4-2 方法

4-2-1 対象

1週間に6日以上トレーニングを行っている男子大学サッカー選手91名91足をCAIT日本語版のスコアが25点以下の者をCAI群(28名28足)、26点以上の者をControl群(63名63足)に群分けした。CAI群の包含条件は1年以上前に少なくとも2回以上の足関節捻挫の既往があり、その結果1日以上練習に参加できなかった者とした。Control群において足関節捻挫の既往が2回以上あるものは研究から除外した。すべての群の除外条件は下肢に手術歴のある者、整復が必要な骨折の既往がある者、研究に参加する3ヶ月以内に足関節以外の下肢関節に急性外傷を負い少なくとも1日以上練習に参加できなかった者とした。CAI群の包含条件および除外条件はGribbleら⁴²⁾の研究を参考にした。また、日常的にバランストレーニングを行っている者は姿勢制御能力が改善している⁹³⁾可能性があるため研究から除外した。研究課題3では6名の膝関節手術歴のある者、3名の足部の手術歴のある者、2名の下肢に整復が必要な骨折の既往がある者、8名の日頃からバランストレーニングを行っている者とCAIT日本語版のスコアが26点以上だったが足関節捻挫の既往が2回以上ある者2名の計21名を研究から除外している。なお、被検足はCAI群および軽度CAI群においては左右でよりCAIT日本語版のスコアが低い足とし、Control群においてはスコアの高い足とした。また、左右でスコアが同じ場合はボールを蹴る際の支持足を採用した。対象者の身体特性およびCAIT日本語版のスコアをTable 4-1に示す。

本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った。また、対象者には実験に先立ち、本研究の趣旨と方法について書面および口頭にて説明し、途中辞退できることを伝えた上で書面による実験協力の同意を得た。承認番号(体26-75)

Table 4-1. 対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコア

	CAI 群 (n = 28)	Control 群 (n = 63)	<i>P</i> 値
年齢 (歳)	19.9 ± 0.8	19.8 ± 0.8	0.63
身長 (cm)	172.2 ± 5.6	173.5 ± 4.9	0.26
体重 (kg)	65.9 ± 6.3	66.8 ± 5.0	0.47
体脂肪率 (%)	11.7 ± 1.8	11.5 ± 1.5	0.57
CAIT 日本語版 (点)	22.5 ± 2.8	28.5 ± 1.6	< 0.01 ^a

^a 群間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

4-2-2 姿勢制御能力の評価

姿勢制御能力の評価は斜め前方片脚着地時の TTS とした。

TTS の測定はステップ台上の開始位置以外は研究課題 2 と同様の方法とした。ステップ台上の開始位置は床反力計の中心から 45° の位置とし、対象者が前外側方向に着地するようにした (Figure 4-1)。なお、Control 群の安静立位時の床反力の値から算出した TTSAP の変動閾値は 0.0049 であり、TTSML の変動閾値は 0.0137 であった。

統計処理には成功試技 3 回の平均値を採用した。

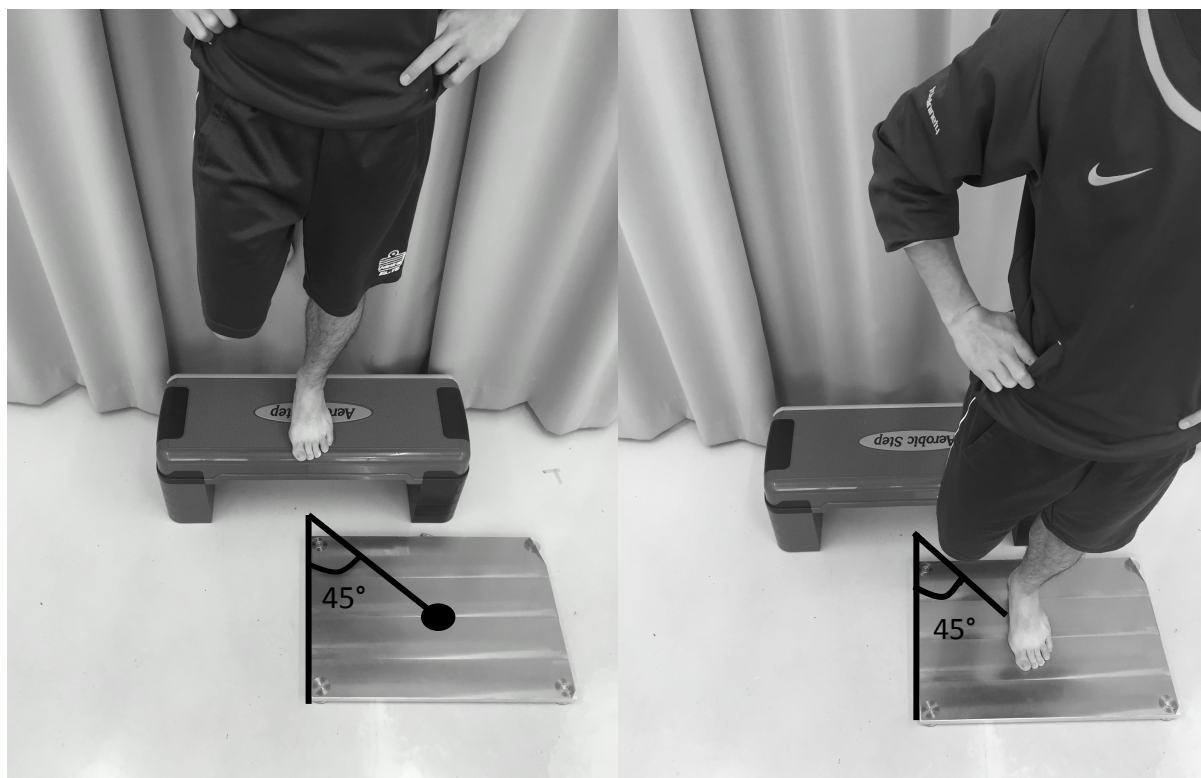


Figure 4-1. 斜め前方片脚着地時の TTS 測定

4-2-3 統計処理

測定結果はすべて平均値±標準偏差で表した．解析には統計解析ソフト SPSSversion21(IBM Corporation; Armonk, NY)を使用した．身体特性および TTS の比較には対応のない t-検定を用いた．CAIT 日本語版のスコアと TTSAP および TTSML の関連性を検討するため，スピアマンの順位相関係数を用いた．相関係数が $0 \leq |r| \leq 0.20$ を slight, $0.21 \leq |r| \leq 0.40$ を fair, $0.41 \leq |r| \leq 0.60$ を moderate, $0.61 \leq |r| \leq 0.80$ を substantial, $0.81 \leq |r|$ を almost perfect とし⁷⁸⁾，相関係数の 95%CI を算出した．群間比較の際にも臨床的妥当性を検証するため ES と MD および差の 95%CI を算出した．群間比較の際の ES の目安は 小 ($0.20 \leq d \leq 0.49$)，中 ($0.50 \leq d \leq 0.79$)，大 ($0.8 \leq d$) とした⁹⁴⁾．なお，統計学的有意水準はすべて 5% 未満とした．

4-3 結果

対象者の身体特定に有意な差は認められなかった。CAIT 日本語版のスコアは群間に有意な差が認められた (Table 4-1)。

CAIT 日本語版のスコアと TTS の関連性をスピアマンの順位相関係数を用いて検討した。その結果、CAIT 日本語版のスコアと TTSAP の間に fair な負の相関が認められた ($P=0.041$, $r=-0.214$ [95%IC: lower -0.402, upper -0.008]; Figure 4-2)。また、CAIT 日本語版のスコアと TTSML の間に moderate な負の相関が認められた ($P<0.001$, $r=-0.566$ [95%IC: lower -0.691, upper -0.408]; Figure 4-3)。

斜め前方片脚着地時の TTS に群間で差が認められるか検討した。その結果、CAI 群の TTSAP は Control 群と比較し有意に高値を示し ($P=0.017$)、ES は中であった ($d=0.55$)。TTSML においても CAI 群は Control 群と比較し有意に高値を示し ($P<0.001$)、ES は大であった ($d=1.74$)。TTS を群間で比較した結果を Table 4-2 に示す。

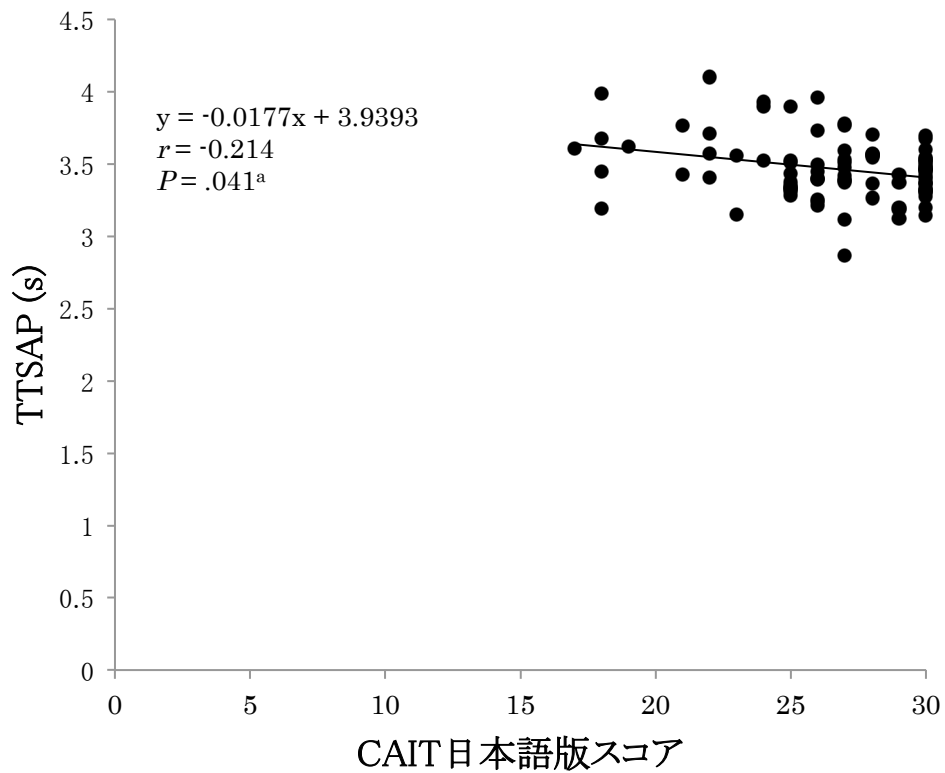


Figure 4-2. TTSAP と CAIT 日本語版スコアの関連性.

^a TTSAP と CAIT 日本語版のスコアとの間に負の相関が認められた ($P < 0.05$).

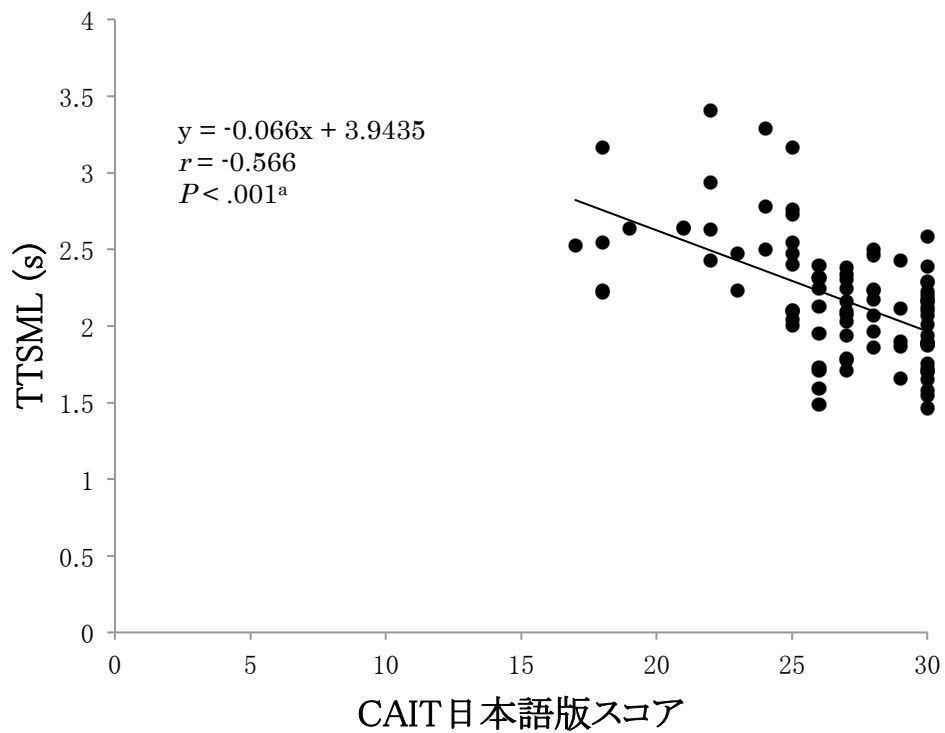


Figure 4-3. TTSML と CAIT 日本語版スコアの関連性.

^a TTSML と CAIT 日本語版のスコアとの間に負の相関が認められた ($P < 0.05$).

Table 4-2. TTS の群間比較.

項目	CAI 群 (n = 28)	Control 群 (n = 63)	t 値	P 値	ES	MD	差の 95%CI	
							lower	upper
TTSAP (s)	3.54 ± 0.24	3.43 ± 0.18	2.42	0.02 ^a	0.55	0.11	0.02	0.21
TTSML (s)	2.56 ± 0.37	2.02 ± 0.27	7.68	< 0.01 ^a	1.74	0.54	0.40	0.68

^a 群間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

4-4 考察

男子大学サッカー選手を対象に CAIT 日本語版の回答および斜め前方片脚着地時の TTS を測定した。その結果、CAIT 日本語版のスコアは TTSAP と fair な負の相関が認められ ($P = 0.041$, $r = -0.214$ [95%IC : lower -0.402, upper -0.008]), TTSML と moderate な負の相関が認められた ($P < 0.001$, $r = -0.566$ [95%IC : lower -0.691, upper -0.408])。TTSAP においては相関係数の 95%信頼区間から判断すると、相関関係は弱いもしくは無い可能性があるものの、CAIT 日本語版はサッカー選手の片脚着地時姿勢制御能力の低下をスクリーニングする有効な質問紙となり得ることが示唆された。また、CAI 群の TTSAP および TTSML は Control 群と比較して、有意に延長しており、日常的にトレーニングを行っている男子大学サッカー選手においても CAI を有する者は斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力が低下していることが示唆された。

本研究の結果、CAIT 日本語版のスコアは TTSAP と fair な負の相関、TTSML と moderate な負の相関が認められた。一方、先行研究では CAIT のスコアと TTSAP および TTSML に相関は認められなかった⁵⁸⁾。その原因の一つとして着地方向の違いが挙げられる。先行研究では前方に着地しており、足関節に左右方向の負荷がかからず CAI の状態をあまり反映していなかった可能性がある。Docherty ら⁶²⁾は足関節不安定スコアがサイドホップテストや 8 の字ホップテストなどの左右方向や斜め方向の動作課題と関連が認められ、前方方向の動作課題とは関連が認められないと報告しており、足関節の外側靭帯に負荷が加わる動作課題は CAI を有する者の運動能力を評価する方法として有用であると述べている。足関節捻挫の多くは着地前の足関節内反強制による足関節外側靭帯の損傷である⁷⁾。また、CAI を有する者は高台からの

着地時に着地前から足関節が内反偏位しており、腓骨筋の活動が低下しているとの報告がある⁶⁴⁾。従って、CAIを有する者には足関節の外側構造体に何らかの機能障害が残存している可能性が高く、CAIを評価する際には足関節の外側構造体に負荷のかかる動作を用いることが有効であると予想される。従って、本研究では斜め前方へ着地した際のTTSを測定していたため、CAIT日本語版のスコアとTTSに関連性が認められたと考える。

本研究において斜め前方片脚着地時のTTSを群間で比較した結果、CAI群はControl群と比較しTTSAPが延長していた。Brownら⁵⁶⁾はCAIを有する者は前方着地時のTTSAPが延長していることを明らかにし、前距腓靱帯の損傷がその原因であると述べている。前距腓靱帯は距腿関節から距骨が前方に変位するのを防ぐが、足関節内反捻挫において頻繁に損傷する靱帯でもあり、その機能低下がTTSAPを延長させたと結論付けている。また、Delahuntら⁶⁶⁾はCAIを有する者はサイドホップ中の着地時において、前後方向の動揺を制御するヒラメ筋、前脛骨筋、大腿直筋の活動が上昇していることを明らかにし、前後方向の姿勢制御能力の低下をこれらの筋で補っているのではないかと述べている。本研究においては先行研究と評価した動作が異なるため詳細は不明であるが、前方方向の動揺を制動する靱帯の機能不全がTTSAP延長の原因かもしれない。

また、CAI群はControl群と比較しTTSMLも延長していた。本研究の結果は評価した動作が異なるものの、先行研究^{57, 58)}と同様の結果であった。足関節内反捻挫によって損傷しやすい靱帯として前距腓靱帯と踵腓靱帯が挙げられる^{7, 95)}。これらの靱帯は足関節の内反を制限する働きを有する。しかしながらCAIを有する者においては足関節捻挫により足関節の内反を制限する靱帯の機能が低下している可能性が

あり、これが TTSML を延長させた一つの要因と考えられる。また、靱帯損傷に伴う機械受容器の損傷が足関節の左右方向の動きを制動する腓骨筋の活動に影響を及ぼし、TTSML を延長させたとも考えられる。Delahunt ら⁶⁴⁾は片脚ドロップ着地において CAI を有する者は足関節が内反偏位しており、その際に長腓骨筋の活動が低下していることを明らかにした。本来、足関節が内反偏位している場合、足関節の外側に位置する靱帯にストレスが生じ機械受容器の活動が高まると考えられる。しかしながら、CAI を有する者は靱帯にストレスが発生していても、機械受容器からの求心性神経活動が低下している可能性があり⁴⁰⁾、これが腓骨筋の活動を低下させた原因かもしれない。従って、靱帯損傷による靱帯そのものの関節制動機能の低下および機械受容器からの求心性神経活動の低下がもたらす、筋の関節位置調整機能の低下が TTSML を延長させた原因である可能性がある。

本研究と同様に CAI を有する者を対象に斜め方向に着地した際の TTS を評価した研究が 1 件報告されている。Steib ら⁵⁹⁾は斜め方向への跳躍時に TTS を評価した結果、CAI を有する者と健常者の間に有意な差は認められなかったと報告している。本研究と着地方向が同様であるにも関わらず結果に相違が認められた原因には、測定試技の違いが挙げられる。この先行研究では下肢長の 1.25 倍の距離から斜め方向に跳躍している。また、跳躍開始位置と床反力計の間に 15×50cm のフォームパッドを設置し、最低限の跳躍高を規定しているものの対象者によって大きく跳躍高が異なっていた可能性がある。前方着地においては高台からの着地と跳躍からの着地では測定結果に差が見られることが報告されており、これが研究結果に差が見られた原因かもしれない⁶⁰⁾。CAI を有する者を対象に斜め方向に着地した際の TTS を評価した研究は少なく詳細は不明であるが、着地方向や跳躍距離、跳躍高が結果に影響する可能性

があり今後検討する必要がある。

以上より、CAIを有する者のTTSが延長する要因として、足関節捻挫に伴う靱帯の関節制動機能の低下が挙げられる。この機能低下がMAIの病態を表す。一方、足関節捻挫受傷後、靱帯の関節制動機能が回復した場合であっても、靱帯の機械受容器の機能が回復しない場合が考えられる。これがFAIの病態を表すと考えられる。この機械受容器の機能低下が求心性神経活動に影響を及ぼすと考ええると、筋による関節位置調整機能も低下する可能性がある。先行研究においても姿勢を制御するためのフィードフォワード機能の変化がCAIに影響していると考えられている⁶⁴⁻⁶⁶⁾。この神経筋機能の低下がTTS延長のもう一つの要因として考えられる。

臨床においてはCAIによる姿勢制御能力の低下をスクリーニングする質問紙としてCAIT日本語版が活用できるかもしれない。姿勢制御能力の低下は足関節捻挫の危険因子との報告もある^{52, 53)}。従って、CAIT日本語版のスコアが25点以下であり、他の足関節捻挫の危険因子であるBody mass indexの増加⁹⁶⁾、足関節捻挫の既往歴⁹⁷⁾、背屈可動域の低下⁹⁸⁾を持つ者には足関節捻挫の予防トレーニングを促す必要がある。

本研究の限界として、CAIT日本語版のスコアとTTSの関連性の検討は対象となった男子大学サッカー選手にはCAIT日本語版のスコアが16点以下の者がおらず、17点から30点の者についてのみの検討となっている。従って、今後はCAIT日本語版のスコアが16点以下の者を含めて、CAIT日本語版のスコアとTTSの関連性を再検討する必要がある。

また、MAIの有無を評価していないことも研究の限界として挙げられる。TTSを延長させる要因の一つとして靱帯の関節制動機能を挙げたが、これはMAIの影響を

強く受けると予想さる. MAI はストレス X 線を用いて足関節の前方引き出しテスト, 距骨傾斜テストを実施し, 距離や角度を定量的に評価できる²⁰⁾. MAI は姿勢制御能力に影響を及ぼすため⁹²⁾, 今後は足関節の前方移動距離や傾斜角度を評価し, MAI の重症度もしくは関節の弛緩性が TTS に及ぼす影響を検討する必要がある.

最後に本研究では TTS を延長させる要因の一つに挙げた筋活動を評価していない. CAI を有する者の特徴として, 着地前の長腓骨筋の活動低下が報告されているため, 今後は下肢の筋活動を評価し, TTS 延長の要因を明らかにする必要がある.

4-5 結論

日常的にトレーニングを行っている男子大学サッカー選手を対象に CAIT 日本語版のスコアと斜め前方片脚着地時の TTS を評価し, その関連性および CAI を有する者の姿勢制御能力を評価した. その結果, CAIT 日本語版のスコアと TTS において関連性が認められた. また, 日常的にトレーニングを行っている男子大学サッカー選手においても CAI を有する者は斜め前方着地時の TTS が延長していることが明らかとなった.

第 5 章 研究課題 4

CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時における姿勢制御能力と下肢筋活動特性

5-1 緒言

研究課題 3 では CAIT 日本語版のスコアと斜め前方片脚着地時の TTS に関連性が認められ、また、CAI を有する者は斜め前方片脚着地時の TTS が延長していることが明らかとなった。CAI を有する者の TTS が延長する原因として、靱帯の関節制動機能の低下および、筋の関節位置調整機能の低下を挙げたが推測の域をでない。Delahunt ら⁶⁴⁾は片脚着地動作において CAI を有する者は着地前から長腓骨筋の活動が低下していることを明らかにした。しかしながら、ラテラルホップや歩行中における着地時には長腓骨筋の活動低下は認められておらず、着地試技によって CAI を有する者の特徴的な筋活動が異なると予想される。従って、研究課題 4 では CAI を有する者の下肢筋活動に着目し、CAI を有する者の斜め前方片脚着地時における姿勢制御能力と下肢筋活動の特徴を明らかにすることを目的とした。また、副次的に CAI を有する者の特徴とされる筋反応時間の遅延を確認するため、筋反応時間の測定を行った。

5-2 方法

5-2-1 対象

1 週間に 6 日以上トレーニングを行っている男子大学サッカー選手を対象に CAIT 日本語版のスコアが 25 点以下の者 11 名 11 足を CAI 群とし、その比較対照として CAIT 日本語版のスコアが 30 点満点の者 11 名 11 足を Control 群とした。CAI 群の

包含条件は 1 年以上前に少なくとも 2 回以上の足関節捻挫の既往があり，その結果 1 日以上練習に参加できなかった者とした．Control 群の包含条件は足関節捻挫の既往がない者とした．研究課題 4 では CAI を有する者の特徴を明らかにするために CAIT 日本語版のスコアが 30 点満点であり，かつ足関節捻挫の既往がない者を Control 群とした．すべての群の除外条件は下肢に手術歴のある者，整復が必要な骨折の既往がある者，研究に参加する 3 ヶ月以内に足関節以外の下肢関節に急性外傷を負い少なくとも 1 日以上練習に参加できなかった者，日常的にバランストレーニングを行っている者とした．対象者の包含および除外条件は Gribble ら⁴²⁾の研究を参考にした．また，日常的なバランストレーニングは CAI を有するサッカー選手の姿勢制御能力を改善するため⁹³⁾，日常的にバランストレーニングを行っている者は研究から除外した．なお，被検足は CAI 群および軽度 CAI 群においては左右でより CAIT 日本語版のスコアが低い足とし，Control 群においてはスコアの高い足とした．また，左右でスコアが同じ場合はボールを蹴る際の支持足を採用した．対象者の身体特性および CAIT 日本語版のスコアを Table 5-1 に示す．

本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った．また，対象者には実験に先立ち，本研究の趣旨と方法について書面および口頭にて説明し，途中辞退できることを伝えた上で書面による実験協力の同意を得た．承認番号（体 27-155）

Table 5-1. 対象者の身体特性および CAIT 日本語版スコア

	CAI 群 (n = 11)	Control 群 (n = 11)	<i>P</i> 値
年齢 (歳)	18.3 ± 0.5	18.9 ± 1.0	0.08
身長 (cm)	167.6 ± 5.2	171.6 ± 5.6	0.10
体重 (kg)	61.9 ± 5.4	64.7 ± 6.3	0.28
体脂肪率 (%)	10.9 ± 2.2	11.7 ± 1.5	0.37
CAIT 日本語版 (点)	21.1 ± 3.1	30.0 ± 0.0	< 0.01 ^a

^a 群間に有意な差が認められた.

5-2-2 筋反応時間の評価

下肢筋活動の測定は安静立位時に足関節に内反刺激を加えた際の筋反応時間と TTS 測定時の筋活動量とした。

筋反応時間の測定には足関節に内反刺激を付加するために作成した 25° 傾斜する Trap door⁷⁴⁾ (Figure 5-1) と筋電計 (Biometrics 社製) を用いた。被検筋は長腓骨筋 (PL), 短腓骨筋 (PB), 前脛骨筋 (TA), 腓腹筋外側 (GL), 腓腹筋内側 (GM) とした。電極の中心から中心までの距離が 2cm のアンプ一体型の表面電極 (Biometrics 社製) を筋の線維方向に沿って貼付した。PL の電極貼付位置は腓骨頭と外果を結んだ線上の近位 25% の位置とし、筋腹を確認したうえで貼付した。PB の電極貼付位置は腓骨頭と外果を結んだ線上の遠位 25% とし長腓骨筋の腱に重ならないよう筋腹を確認したうえで貼付した。TA の電極貼付位置は腓骨頭と内果を結ぶ線上の近位 3 分の 1 とし筋腹を確認して貼付した。GL の電極貼付位置は腓骨頭と踵を結ぶ線上の近位 3 分の 1 とし筋腹を確認して貼付した。GM の電極貼付位置は筋の顕著に膨隆した部位に下腿の走行に沿って貼付した。対象者には裸足にて Trap door 上に記した直線上に第 2 趾と踵骨隆起部が位置し、両足に均等な力が加わるように安静立位をとらせた。測定者は対象者の後方から Trap door を作動させ、足関節に内反刺激を加えるタイミングおよび作動側が対象者に認識されないように行った。Trap door の作動側は左右ランダムに行い、被検足側の測定が 3 回行われるまで繰り返し実施した。Trap door を筋電計と同期させ Trap door の傾斜タイミングを筋電計にデジタル信号として入力した。筋電位はサンプリング周波数 1kHz でデジタル変換し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。得られた筋電位はデータ分析プログラム (TRIAS system, Biometrics 社製) によりバンドパスフィルタ 20~400Hz にてフィ

ルタ処理し、全波整流した後、ローパス 25Hz のバターワースフィルタにて平滑化した。筋活動の開始は筋電位が安静立位時の平均値+3SD を上回った点とした。筋反応時間の解析は Méndez-Rebolledo ら³⁵⁾の研究を参考に行った。Trap door の傾斜開始点から筋活動の開始点までを筋反応時間とした。統計解析には成功試技 3 回の平均値を採用した。

5-2-3 姿勢制御能力の評価

姿勢制御能力の測定は研究課題 3 と同様に斜め前方片脚着地時の TTS とした。なお、Control 群の安静立位時の床反力の値から算出した TTSAP の変動閾値は 0.0046、TTSML の変動閾値は 0.0054 であった。統計解析には成功試技 3 回の平均値を採用した。

5-2-4 下肢筋活動量の評価

下肢筋活動量の測定における被検筋は筋反応時間の測定時と同様とした。TTS の測定の前に各被検筋ごとに徒手抵抗に対する 3 秒間の最大等尺性随意収縮(MVC)を 3 回測定した。PL と PB の MVC は仰臥位、足関節軽度底屈位での足関節外がえしにて測定した。TA の MVC は長座位での足関節背屈にて測定した。GL と GM の MVC は片脚立位、足関節底屈位で検者が対象者の両肩を抑えた状態での足関節底屈にて測定した。床反力計と同期した筋電計にて TTS 測定時の筋活動を測定した。その際、筋電位はサンプリング周波数 1kHz にてデジタル変換し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。

筋電位の解析区間は床反力計の鉛直成分に 10N 以上の力が加わった時点を着地点(IC)とし、IC の前後 300ms とした。筋電位の解析は Suda ら⁹⁹⁾の研究を参考に MVC

および TTS 測定時の筋電位をバンドパスフィルタ 20~400Hz にてフィルタ処理した後，ローパスフィルタ 5Hz を用いて包絡線を描いた．各筋の MVC 時の筋電位が安定した 1 秒間の値を採用し，測定した 3 回の平均値を基準値とした．各 TTS 測定時の筋電位を各筋の基準値で除し%MVC を算出した．統計解析には成功試技 3 回の平均値を採用した．

5-2-5 実験プロトコル

測定の手順を Figure 5-2 に示す．

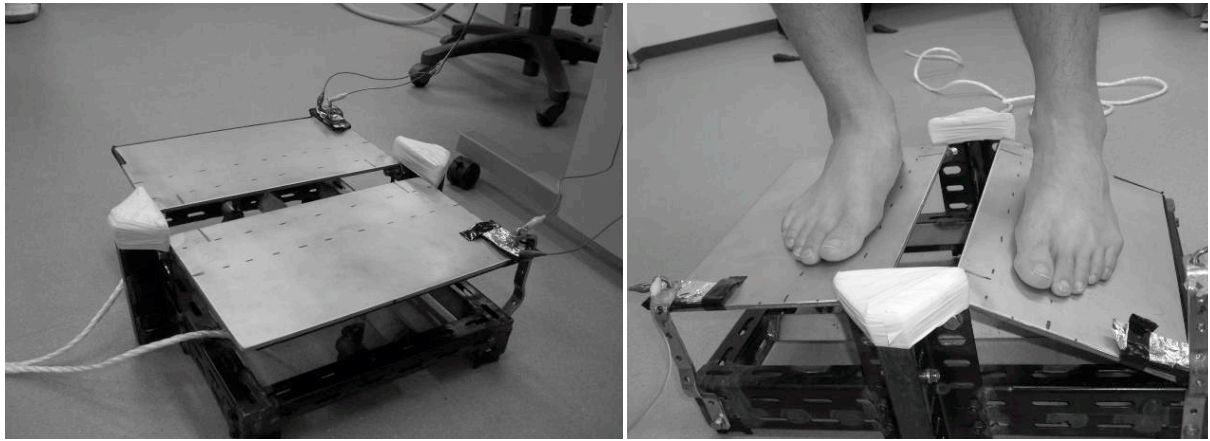


Figure 5 – 1 . Trap door.

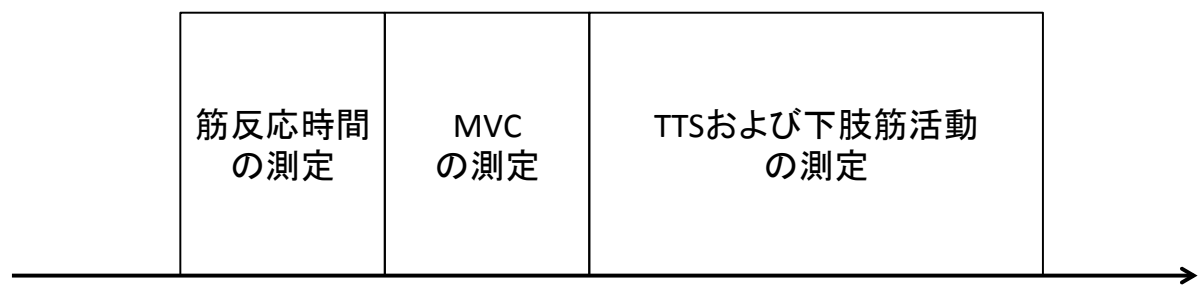


Figure 5-2. 実験プロトコル.

5-5-6 統計処理

対象者の身体特性と筋反応時間および TTS は平均値および標準偏差で表し，下肢筋活動は平均値および標準誤差で表した．統計解析ソフト SPSSversion21(IBM Corporation; Armonk, NY)を使用し，各測定値を t-検定を用いて群間で比較した．各測定値を群間で比較する際には臨床的妥当性を検証するため，ES と MD および差の 95%CI を算出した．なお，下肢筋活動の比較では 95%CI の算出は省略した．群間比較の際の ES の目安は 小 ($0.20 \leq d \leq 0.49$)，中 ($0.50 \leq d \leq 0.79$)，大 ($0.8 \leq d$) とした⁹⁴⁾．なお，統計学的有意水準はすべて 5%未満とした．

5-3 結果

対象者の身体特性に有意な差は認められず、CAI 群の CAIT 日本語版のスコアは Control 群と比較し有意に低値を示した (Table 5-1)。

筋反応時間の結果を示す。CAI 群の筋反応時間は PL において Control 群と比較し有意に高値を示し ($P = 0.001$)、ES も大であった ($d = 1.74$)。CAI 群の筋反応時間は PB において Control 群と比較し、有意に高値を示し ($P = 0.01$)、ES も大であった ($d = 1.20$)。TA、GL、GM については群間に有意な差は認められず、ES も中を超えることはなかった。筋反応時間の結果を Table 5-2 に示す。

斜め前方片脚着地時の TTS の結果を示す。TTSAP において群間に有意な差は認められず ($P = 0.34$)、ES も小であった ($d = 0.39$)。TTSML においては CAI 群が Control 群と比較し高値を示し ($P = 0.01$)、ES も大であった ($d = 1.08$)。TTS の結果を Table 5-3 に示す。

下肢筋活動の結果を示す。PL において IC 前 75ms から IC 後 60ms のすべての区間で CAI 群の筋活動量が Control 群と比較し有意に低値を示し ($P < 0.05$)、有意差が認められたすべての区間で ES は大であった ($d \geq 0.8$)。PB において IC 前 151ms から IC 後 116ms のすべての区間で、CAI 群の筋活動量が Control 群と比較し有意に低値を示し ($P < 0.05$)、有意差が認められたすべての区間で ES は大であった ($d \geq 0.8$)。TA において IC 後 69ms から 203ms のすべての区間で CAI 群の筋活動量は Control 群と比較し有意に低値を示し ($P < 0.05$)、有意差が認められたすべての区間で ES は大であった ($d \geq 0.8$)。GL と GM の筋活動量はすべての区間で群間に有意な差は認められなかった。筋活動量の結果を Figure 5-3 に示す。

Table 5-2. 筋反応時間 (ms) の群間比較

	CAI 群 (n = 11)	Control 群 (n = 11)	<i>t</i> 値	<i>P</i> 値	ES	MD	差の 95%CI	
							lower	upper
PL	82.0 ± 6.0	70.4 ± 7.4	4.06	<0.01 ^a	1.74	11.6	5.7	17.6
PB	81.8 ± 10.0	67.8 ± 13.3	2.80	0.01 ^a	1.20	14.0	3.6	24.5
TA	75.7 ± 5.9	71.6 ± 9.3	1.22	0.23	0.52	4.1	-2.9	11.0
GL	88.4 ± 8.1	88.0 ± 16.0	0.08	0.93	0.04	0.5	-10.8	11.7
GM	100.5 ± 18.5	102.9 ± 21.1	-0.28	0.78	0.12	-2.4	-20.0	15.3

^a 群間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

Table 5-3. TTS の群間比較.

	CAI 群 (n = 11)	Control 群 (n = 10)	<i>t</i> 値	<i>P</i> 値	ES (d)	MD	差の 95%CI	
							lower	upper
TTSAP (s)	4.37 ± 0.20	4.31 ± 0.12	0.96	0.34	0.39	0.06	-0.07	0.21
TTSML (s)	4.63 ± 0.35	4.22 ± 0.35	2.77	0.01 ^a	1.08	0.41	0.10	0.71

^a 群間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

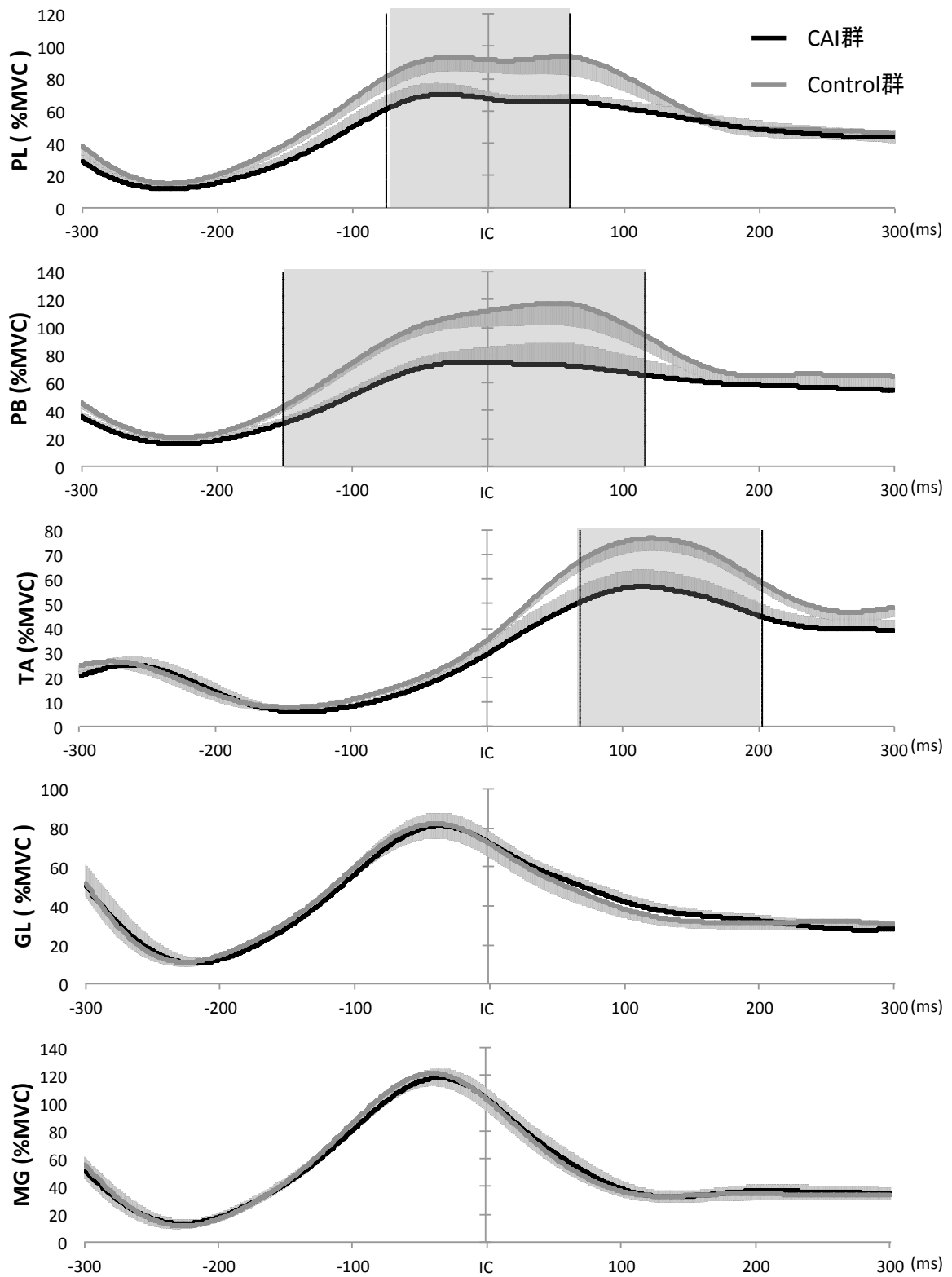


Figure 5-3. 各筋活動量の比較. グレーの四角で囲った範囲において群間に有意な差が認められた ($P < 0.05$).

5-4 考察

本研究の結果、CAI 群の PL および PB において筋反応時間の遅延が認められた。また、CAI 群は斜め前方片脚着地時の TTSMML が延長しており、着地前後で PL と PB の筋活動量低下、着地後に TA の筋活動量低下が認められた。前方片脚着地時の姿勢制御能力の低下にはこれらの筋活動量の低下が影響していることが示唆された。

本研究の筋反応時間の結果では CAI 群の PL および PB が Control 群と比較し、有意に遅延していたが、TA と GM および GL に有意な差は認められなかった。レビュー論文において CAI を有する者は PL の筋反応時間が遅延していることが明らかとなっている^{29, 30)}。PB においても CAI を有する大学バスケットボール選手を対象とした研究において PB の筋反応時間延長が報告されており³⁵⁾、本研究はこれを支持する結果であった。また、Urguden ら³⁶⁾は CAI を有する者の PL と PB の筋反応時間は健常者と比べ有意に延長していたが、TA および腓腹筋の筋反応時間は健常者と比べ有意な差はなかったと報告している。以上より、本研究の結果は先行研究を支持する妥当な結果であると考えられる。

CAI を有する者の特徴として筋反応時間の遅延が挙げられるが、その原因は靭帯損傷による求心性神経活動の変化であると考えられる。CAI を有する者の足関節にストレスを加えた際に求心性神経活動の減少が生じるとの報告があり⁴⁰⁾、この神経活動の減少が γ ループに変調をきたすことで筋反応時間の遅延が生じると考えられる。一方で、Khin-Myo-Hla ら⁴¹⁾は CAI を有する者の足根洞に局所麻酔を行った結果、筋反応時間が改善したと報告した。これは足根洞の炎症による機械受容器や侵害受容器の易刺激性が求心性神経活動を増加させることで γ ループを介した腓骨筋ト

一ヌスの低下を招き、その結果が筋反応時間の遅延に影響していると述べている。従って、現状では求心性神経活動の減少、増加どちらが原因であるかは不明であるが、求心性神経活動の変化がγループに影響を与えているため筋反応時間は遅延していると考えられている。本研究で対象となった CAI 群においても靱帯損傷による機械受容器の損傷が残存しており、筋反応時間が遅延したと考える。以上より、本研究で対象となった CAI 群は神経筋機能に何らかの機能低下が生じていることが確認された。

斜め前方片脚着地時の TTS を評価した結果、CAI 群は Control 群と比較し有意に TTSMML が延長していた。一方で TTSAP においては有意な差が認められなかった。斜め方向に跳躍した際の TTS を測定した研究では CAI を有する者に TTS 延長は認められていない⁵⁹⁾。本研究結果が先行研究と異なる結果となった原因として着地試技の違いが挙げられる。本研究では 30cm の高台から着地した際の TTS を評価したが、先行研究では跳躍開始位置と床反力計の間に 15×50cm のフォームパッドを設置し、最低限の跳躍高を規定した上で下肢長の 1.25 倍の距離から跳躍を開始している。従って、跳躍高が対象者によって大きく異なっている可能性がある。また、対象者にサッカー選手やバスケットボール選手などが含まれていたことも研究結果の違いに影響した可能性がある。サッカー選手は片脚立ちの姿勢制御能力がバスケットボール選手よりも高いとの報告があり⁶¹⁾、先行研究では CAI の有無に関わらず姿勢制御能力に差が見られた可能性がある。しかしながら、CAI を有する者を対象に斜め方向に着地した際の TTS を評価した研究は少なく、詳細は不明である。

本研究の結果、CAI を有する男子大学サッカー選手は 30cm の高台から斜め前方に片脚着地した際には TTSMML が有意に延長していることが明らかとなった。跳躍方向

は異なるものの、高さ 40cm の高台から前方着地した際の TTSAP には CAI 群と健康群に有意な差は認められず、TTSML においてのみ有意な差を認めたとの報告がある⁵⁷⁾。これは本研究結果と一致する。しかしながら、本研究と同様に斜め方向に着地した際の TTS を評価した先行研究⁵⁹⁾とは異なる結果であった。CAI を有する者を対象とした TTS の先行研究では着地試技が様々であり、この違いが研究結果の差異を生じさせている原因かもしれない。跳躍高を 50%最大跳躍高として床反力計の 70cm 後方から前方に跳躍した際の TTS を評価した研究^{55, 82)}や、20cm⁶⁰⁾、30cm⁸¹⁾、40cm⁵⁷⁾の高台から前方に着地した際の TTS を評価した研究があるが、それぞれ研究結果が異なっている。従って、着地の方向や跳躍高の違いが研究結果に影響を及ぼすと考えられるため、今後は着地方向や跳躍高の違い、跳躍開始位置から着地位置までの距離など試技規定の違いが TTS に及ぼす影響を検討する必要がある。

斜め前方片脚着地時に筋活動量を測定した結果、CAI 群の PL は IC 前 75ms から IC 後 60ms の区間で、PB においては IC 前 151ms から IC 後 116ms の区間で、Control 群と比較し有意に低値を示した。Delahunt ら⁶⁴⁾は前方片脚着地において CAI を有する者は IC 前 200ms の区間で PL の活動が低下していたと報告している。また、Suda ら⁹⁹⁾は外側方向へのカッティング時に、CAI を有する者は IC 前 50ms の区間および IC から離地までの後半の区間において PL の活動が低下していたと報告している。本研究結果はこれらの先行研究と類似した結果を示した。腓骨筋は足関節外返し筋であり、過度な内返しを防ぐ足関節安定機能を有する。この機能が低下した状態で IC 前に足関節が内反偏位していた場合、“giving way”や足関節捻挫を引き起こす可能性が高まると予想される。足関節捻挫受傷時の足関節最大内反位到達時間はおよそ IC 後 80ms から 200ms であり¹⁰⁰⁻¹⁰³⁾、腓骨筋の活動開始から足関節外反が生じ

るまでの時間が 176ms とすると¹⁰⁴⁾、腓骨筋による IC 後の足関節内反制動には限界がある。従って、足関節捻挫を防ぐためには IC 前の足関節角度を適切に保持する腓骨筋の予備緊張が重要となる。しかしながら、CAI を有する者は IC 前から PL の活動低下がみられ⁶⁴⁾、予備緊張が不十分であると考えられる。本研究においても IC 前から CAI を有する者の PL と PB は共に活動が低下しており、予備緊張の不十分性が認められた。特に PB の活動低下は PL よりも早期から認められ、早い段階から予備緊張が不十分である可能性があり、足関節内反偏位は PL の活動低下だけでなく PB の活動低下も原因であることが示唆された。

TA においては IC 後 69ms から 203ms の区間において、CAI 群の筋活動が Control 群と比較し低値を示した。TA は PL と PB とは異なり IC 後のみに活動量の低下が認められた。バレーボール選手を対象とした研究では横方向のカッティング動作における IC 後に CAI を有する者の TA の活動が対照群と比較し低下しているとの報告¹⁰⁵⁾があり、本研究はこれを支持する結果であった。Niu ら¹⁰⁶⁾は高台からの着地時において、ボールの蹴り足と支持足とでは支持足の方が TA の活動が高いことを報告し、姿勢を安定させるために用いる支持足は TA を働かせることでより効果的な外傷予防メカニズムを有すると述べている。また、ボールを蹴る足は支持足と比べ TA の活動が低いため、着地時の外傷リスクが高いとも述べている。本研究の結果、CAI を有する者は着地後の TA の活動が低く、着地後の姿勢安定化機能が低下しており、十分に姿勢を制御できていない可能性がある。また、Koshino ら⁶⁷⁾は CAI を有する者はカッティング動作時の IC 後に膝関節および股関節の屈曲角度が大きかったことから、足関節ではなく膝関節や股関節で着地後の質量中心を制御している可能性を述べている。また、CAI を有する者はストップジャンプ動作における脛骨の前方剪断力が

最大となった際の膝関節屈曲角度が小さく、前十字靱帯損傷の危険因子を有するとの報告もある⁶⁸⁾。従って、CAIを有する者は着地動作における姿勢制御戦略が健常な者と異なり膝関節や股関節における代償動作が生じている可能性がある。本研究においては動作中の関節角度を測定していないため、推測の域をでないが膝関節や股関節による代償動作がTAの活動量低下を招いた可能性も考えられる。

CAIを有する男子大学サッカー選手は斜め前方片脚着地時におけるTTSMLが有意に延長しており、この原因の一つとして足関節の左右方向の安定性に寄与するPLおよびPBの活動量低下が示唆された。Delahuntら⁶⁴⁾は前方への片脚ドロップジャンプにおいてFAIを有する者は着地前のPLの活動量低下および足関節内反偏位が生じていると報告している。本研究においてもFAIを有する者は着地前のPLおよびPBの活動量が低下しており、先行研究と類似した結果であった。PLおよびPBの活動量低下は足関節内反偏位を招く原因と考えられ、本研究においてもFAIを有する者において着地前に足関節内反偏位が生じていた可能性がある。また、本研究においては着地後においてもPLおよびPBの活動量低下が認められた。斜め前方への着地は前方への着地と比べ、足関節の左右方向の制動を必要とする動作であると考えられる。CAIを有する者は斜め前方への着地後においてPLおよびPBの活動不全により足関節の左右方向の制動が適切になされず、TTSMLの延長を招いた可能性がある。CAIを有する者のTTSMLの延長はPLおよびPBの活動不全に起因する着地前の足関節内反偏位および着地後の関節制動機能の低下が原因であると考えられる。

本研究の結果から、CAIを有する者は斜め前方片脚着地時のTTSが延長していることが明らかとなり、その原因としてPLとPBおよびTAの活動低下が挙げられた。従って、足関節捻挫受傷者へのリハビリテーションとして、着地動作時に各筋の活動

を促すような動作課題を課すことで、足関節の不安定感を改善できるかもしれない。例えば、腓骨筋に着目した場合、着地動作時に母趾球から着地をするように促すことで、足関節の内反を防ぎ、また、腓骨筋の活動が増加すると予想される。リハビリテーションによりこのような動作が獲得できれば、足関節内反捻挫の受傷機転とされる足関節内反が起こりにくくなり、足関節捻挫再発を防ぐことが可能かもしれない。

本研究の限界として足関節の関節角度の変化を測定しておらず、実際に足関節の動態を確認できていない。今後は筋活動と同時に足関節角度を評価する必要がある。また、靱帯などの関節構造体の機能低下が原因となる MAI を評価していないため、本研究の CAI 群には MAI を有する者と有しない者が混在する可能性がある。着地前の足関節内反偏位の原因のもう一つの原因として靱帯の関節制動機能の低下が挙げられ、これは MAI の程度によって影響を受けると考えられるため、今後は MAI を評価した上で CAI を有する者の動作時の特徴を明らかにする必要がある。

5-5 結論

日常的にトレーニングを行っている男子大学サッカー選手であっても CAI を有する者は PL と PB の筋反応時間が遅延しており、斜め前方片脚着地時に姿勢制御能力が低下していた。また、着地前後の PL、PB の活動量および着地後の TA の活動量が低下していることが示され、これらの筋活動量の低下が姿勢制御能力の低下に影響していることが示唆された。

第 6 章 総合討論

6-1 本研究の目的

CAI を有する男子大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時姿勢制御能力と着地動作時の下肢筋活動特性を明らかにし、足関節捻挫受傷者へのリハビリテーション戦略の一助とすることを目的とした。足関節捻挫受傷機転の一つとされる着地動作時における、CAI を有する者の姿勢制御能力および下肢筋活動特性は各研究間で一致した結果が得られておらず詳細は不明である。そこで、CAI を有する者の斜め前方片脚着地時 TTS および着地動作時の下肢筋活動特性が明らかになれば、足関節捻挫受傷者に対するリハビリテーションプログラムの選択に有用な知見が得られると考えた。

この目的を達成するためには、International Ankle Consortium が推奨する選定基準に準じて CAI を有する者を選別し、その特徴を明らかにする必要がある。従って、研究課題 1 と研究課題 2 において CAIT を日本語に翻訳し、その有用性を検討した。研究課題 3 では CAIT 日本語版のスコアと斜め前方片脚着地時の TTS の関連性および CAI を有する者の斜め前方着地時の姿勢制御能力を評価し、その特徴を明らかにした。研究課題 4 では斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力とともに下肢筋活動を評価し、CAI の特徴を明らかにした。

6-2 本研究で得られた成果

6-2-1 研究課題 1

CAIT 日本語版の作成と信頼性、妥当性、カットオフ値の検討

研究課題 1 では CAI に関する研究を進めるにあたり、CAI の選定基準を

International Ankle Consortium の基準に準じて研究を進める必要があると考え、CAIT を日本語版に翻訳し、その信頼性と妥当性およびカットオフ値を検討することを目的とした。ガイドラインに準じて CAIT を日本語に翻訳した後、大学サッカー選手から得られた CAIT 日本語版の回答および Karlsson score から再現性、内的整合性、基準関連妥当性を検討した。その結果、CAIT 日本語版の信頼性と妥当性が示された。また、足関節捻挫の既往歴や“giving way”，不安定感などの情報と、CAIT 日本語版のスコアから CAIT 日本語版の最適なカットオフ値を検討した。その結果、CAIT 日本語版の最適なカットオフ値は 25 点であった。

6-2-2 研究課題 2

CAI を有する大学サッカー選手の前方片脚着地時姿勢制御能力 ～CAIT 日本語版による評価をもとにして～

研究課題 2 の目的は CAIT 日本語版を用いて群分けを行った際に、CAI を有する者の特徴とされる姿勢制御能力の低下を反映した群分けがなされるかどうかを明らかにすることとした。男子大学サッカー選手を対象に CAIT 日本語版を用いて CAI を評価し、CAIT 日本語版のスコアが 25 点以下の CAI 群、26～27 点の軽度 CAI 群、28 点以上の Control 群に群分けを行い、重心動揺性および前方着地時の TTS に差が認められるか検討した。その結果、CAI 群および軽度 CAI 群は Control 群と比較し、重心動揺性および TTSML が有意に高値を示し、姿勢制御能力が劣っていることが明らかとなった。従って、CAIT 日本語版を用いた CAI の評価は姿勢制御能力の低下を反映していることが示された。しかしながら、CAIT 日本語版のカットオフ値では CAI 有りと評価されない 26～27 点の者であっても、Control 群と比較し有意に姿勢

制御能力が劣っていることが明らかとなった。従って、臨床においては CAIT 日本語版のスコアが 26～27 点の者においてもバランストレーニングなどを用いて姿勢制御能力を向上させる必要性が示された。

6-2-3 研究課題 3

CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時姿勢制御能力と CAIT 日本語版スコアとの関係

研究課題 3 では男子大学サッカー選手を対象に斜め前方片脚着地時の TTS と CAIT 日本語版のスコアとの関係性を明らかにすること、CAI を有する者の斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力を検討した。姿勢制御能力の低下は足関節捻挫の危険因子であるため、その評価は重要である。CAIT 日本語版のスコアと姿勢制御能力に関連性が認められれば、簡易な質問紙を用いて姿勢制御能力の低下を推測することが可能となり、臨床において足関節捻挫予防トレーニングを促す際の一つの指標となると考えた。研究課題 3 の結果、CAIT 日本語版のスコアは斜め前方片脚着地時の TTS と負の相関が認められ、CAIT 日本語版のスコアが低いものほど姿勢制御能力が低下していることが示唆された。

6-2-4 研究課題 4

CAI を有する大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時における姿勢制御能力と下肢筋活動特性

研究課題 4 では CAI を有する男子大学サッカー選手の斜め前方片脚着地時の TTS と下肢筋活動特性を明らかにすることを目的とした。CAIT 日本語版を用いて CAI

を有する者を CAI 群に, その比較対照として CAIT 日本語版のスコアが 30 点満点の者を Control 群に選別し, 斜め前方片脚着地時の TTS および下肢筋活動特性を検討した. その結果, CAI を有する者は斜め前方片脚着地時の TTSML が延長しており, その着地前後で PL と PB の活動量および着地後の TA の活動量が低下していることが明らかとなった. 臨床においては足関節捻挫受傷者に対して, 母趾球にて片脚着地させるような動作を獲得させることで, 足関節内反偏位の予防および腓骨筋の活動を促すようなリハビリテーションが有効かもしれない.

以上 4 つの研究課題から, CAIT-J を用いて International Ankle Consortium に準じて CAI を評価した結果, CAI を有する男子大学サッカー選手は斜め前方片脚着地時の姿勢制御能力が低下しており, その際に長腓骨筋と短腓骨筋, 前脛骨筋の筋活動量の低下が認められた. 姿勢制御能力の低下や筋活動の改善を促すことで足関節捻挫の再発を防ぐことができる可能性がある.

6-3 総合考察および今後の課題

研究課題 1 では CAIT を日本語に翻訳し, その信頼性と妥当性を示した. また, 最適なカットオフ値は 25 点となった. しかしながら, 本研究の対象者は男子大学サッカー選手のみとなっており, 本研究の結果は男子大学サッカー選手に限定したものである可能性がある. 特にカットオフ値においては性別や年齢, 競技特性, 競技レベルによって足関節に生じる不安定感は異なると考えられるため, これらの相違によって異なる可能性がある. 今後はこの点を考慮し, 対象者の範囲を広げる必要があると考える. カットオフ値は先行研究において幾つか報告されており, 意見は一致していない. これは各研究の対象者の特性が反映した結果かもしれない.

研究課題 2 において CAIT 日本語版にて CAI 有りと判断された者に姿勢制御能力の低下が認められたことから、CAIT 日本語版が姿勢制御能力の低下を反映する質問紙であることが明らかとなった。CAI を有する者は姿勢制御能力が低下していることが先行研究によって明らかとなっている³²⁾。従って、CAIT 日本語版による CAI の評価は正しく CAI の病態を反映しており、日本語話者を対象とした CAI の評価に有用であると考ええる。また、CAIT 日本語版の利用は日本語話者を対象とした CAI に関する研究において International Ankle Consortium が示す CAI 選定基準⁴²⁾に準じて CAI を選定することを可能とする。CAIT はすでに複数の言語に対応している^{43, 45-48)}ため対象者の母語に合わせた言語の CAIT を用いることで CAI に関する研究の統一性が高まり、今後、各研究間の結果を比較することが可能となる。各研究間の比較は CAI の正確な病態把握に繋がり、CAI の残存率や足関節捻挫再発率を低下させられるかもしれない。

研究課題 3 と 4 では研究課題 1 と 2 で有用性が示された CAIT 日本語版を用いて CAI を評価し、CAI を有する者の斜め前方着地時の姿勢制御能力について検討した。研究課題 3 の結果、CAI を有する者の TTSAP および TTSML が共に延長していることが示された。しかしながら、研究課題 4 においては TTSML においてのみ群間に差が認められた。研究課題 2 においては前方着地時の TTS を評価したが、こちらも TTSML においてのみ群間に差が認められた。また、研究課題 3 では CAIT 日本語版のスコアと TTSML は中程度の相関を示したものの、TTSAP は相関が弱かった。これらのことから、CAI を有する者は前後方向よりも左右方向の姿勢制御能力が低下している可能性が高いと考える。左右方向の姿勢制御能力が低下する原因の一つとして研究課題 4 で示された腓骨筋の活動低下が挙げられる。CAI を有する者は斜め前

方着地動作において長腓骨筋と短腓骨筋の活動が着地前後で低下しており、これが足関節の左右方向の動きを正確に調節できず、左右方向の姿勢が安定しない原因であると考える。

研究課題 3 において斜め前方片脚着地時の TTS は CAIT 日本語版のスコアと関連があることが示された。従って、CAIT 日本語版は斜め方向の着地動作における姿勢制御能力の低下をスクリーニングするツールに成り得るかもしれない。姿勢制御能力の低下は足関節捻挫の危険因子であるため^{52, 53)}、正確な評価が必要であるが、スポーツ現場で TTS を測定しその場でフィードバックすることは難しい。そこで、姿勢制御能力の低下を把握する方法として、簡易な質問紙である CAIT が有用であると考ええる。研究課題 1 の結果、CAIT 日本語版のカットオフ値は 25 点であったが、研究課題 2 において CAIT 日本語版のスコアが 26～27 点の者においても、姿勢制御能力が低下している可能性が示された。従って、スポーツ現場においては 25 点以下の者に対しては着地動作を含むバランストレーニングの実施を促し、足関節捻挫の予防を促し、25 点から 27 点の者に対しては足関節捻挫の危険因子である Body mass index の増加⁹⁶⁾、足関節捻挫の既往歴⁹⁷⁾、背屈可動域の低下⁹⁸⁾などを評価し、必要に応じた対策を講じる必要があると考ええる。また、足関節捻挫を複数回経験しており、CAIT 日本語版のスコアが 25 点以下の者においては研究課題 4 で示されたような、長腓骨筋と短腓骨筋の活動低下が着地動作前後でみられる可能性がある。これは足関節内反捻挫を助長する足関節内反偏位と関係があると考えられるため、腓骨筋の活動を高めた状態で着地すると行った動作を学習させる必要があると考ええる。また、着地動作後の前脛骨筋の活動低下は足関節や膝関節の矢状面での動きの代償である可能性があり、こちらも詳細な評価が必要である。CAI を有する者は着地時の膝関節や股関節

の動きが異なり⁶⁷⁾、また、前十字靱帯損傷の危険因子を持つ可能性がある⁶⁸⁾ため、足関節捻挫の再発予防だけでなく、膝関節や股関節の外傷・障害にも注意が必要である。従って、着地時の代償動作が足関節捻挫以外の外傷・障害の原因になる可能性を考慮し、外傷・障害の起こりにくい着地動作を学習させる必要があるかもしれない。

本研究の結果、CAIT 日本語版は姿勢制御能力に関連した CAI を評価できる有用な質問紙である可能性が示され、また、CAI を有する男子大学サッカー選手は斜め前方片脚着地時に姿勢制御能力が低下しており、その原因の一つとして着地前後の下肢筋活動量の低下が挙げられた。足関節捻挫の既往を有する者に対して CAIT 日本語版による CAI の評価および着地動作時の姿勢制御能力を評価する必要があると考える。また、姿勢制御能力を評価する際には前方や左右方向だけでなく、斜め方向の着地動作時に評価することも必要だろう。CAIT 日本語版の得点が 25 点以下である者に対しては足関節内反捻挫の受傷機転である着地時の足関節内反偏位を防ぐ着地動作を習得させることで、足関節捻挫再発を予防できるのではないか。

今後の課題として、本研究においては着地動作時の下肢の関節角度を評価しておらず、CAI を有する者において生じるとされる足関節内反偏位や膝関節、股関節の代償動作を評価できていない。今後は 3 次元動作解析と筋活動を同時に測定し、足関節の動態と各筋の活動を同時に評価する必要がある。また、本研究における CAI の定義は MAI の有無にかかわらず FAI を有する者としたため、CAI に影響を与える MAI の有無を考慮していない。MAI は姿勢制御能力⁹²⁾や FAI¹⁰⁷⁾に対して影響を及ぼすことが明らかとなっているため、MAI の客観的評価方法であるストレス X 線による足関節前方引き出しテストおよび傾斜テストの結果を考慮した CAI の評価が今後必要であると考えられる。各テストの結果と CAIT スコアの関連性や MAI の状態を踏まえた

CAIT のカットオフ値を検討することで、CAIT の有用性が増し、CAI の残存や足関節再発捻挫のスクリーニングに役立つと考える。また、CAIT のスコアによって、実際のスポーツ外傷・障害の発生件数や重症度などが異なるのか、リハビリテーションによって CAIT のスコアが改善するのかといった、縦断的な研究を実施する必要がある。さらに、本研究の結果は男子大学サッカー選手に限った結果である可能性があるため、今後は年齢や競技レベル、性別によって CAIT-J のカットオフ値が異なるのか、CAIT-J の得点と姿勢制御能力の関連性に差が生じるのかといった検討を行う必要がある。他にも、本研究では斜め外側 45° に跳躍方向を設定したが、後方や斜め後方などの方向ではどのような結果が生じるのか、CAI の着地動作を評価する際に最適な方向があるのか、競技特異的な評価方向があるのかなどの検討も必要であると考ええる。

本研究から International Ankle Consortium の基準では CAI がないと判断される者で CAIT の得点が満点でない者、例えば CAIT-J の得点が 26～29 点の者に対する評価をどのように考えるべきかといった疑問が生じた。例え、上記の追加検討を行った結果、最適なカットオフ値が定まったとしても、そのカットオフ値を上回り、かつ CAIT の得点が満点でない者を足関節の不安定感がない者と判断すべきなのか。近年、足関節捻挫の既往が 1 回のみであり足関節に不安定感のない者を copers として扱い、CAI を有する者や健常な者と比較、検討している研究が行われている。足関節に不安定感のない者とはカットオフ値以上の得点を有する者であり、CAIT の得点が満点の者を意味しない。CAIT には足関節の疼痛や足関節を捻りそうになった際にそれを制御できるか、もしくは軽く捻った後の経過についての質問項目があるため、カットオフ値を上回った者はすべて足関節に不安定感がない者として扱うことも一

つの方法かもしれない。しかしながら、本研究の課題 2 のように 2 回以上の足関節捻挫既往を有し CAIT のカットオフ値を上回る者は本来 CAI を有しない者として判断される。しかしながら、実際は CAIT の得点が高い者と比べて姿勢制御能力が低下している可能性がある。従って、CAIT の得点が満点でない者は足関節に何らかの問題が生じていると考え、足関節に不安定感のない者として扱うべきではないかもしれない。このように考えると CAIT を用いて足関節不安定感を評価する際には単にカットオフ値にて判別するのではなく、カットオフ値以上であってもカットオフ値に近い得点の者（本研究の課題 2 の 26～27 点の者）に対しては CAIT の特異的な項目（ターン動作やジャンプ動作に関する項目）で得点を下げている者に対しては足関節不安定感がある者として扱っても良いかもしれない。

謝辞

本研究の遂行と本博士論文の作成にあたり，懇切丁寧なご指導，ご助言を賜りました，筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻，宮川俊平 教授に深く感謝申し上げます。

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻，宮本俊和 教授には多くの貴重なご意見，ご指導を賜りました。また，宮本研究室の勉強会への参加を受け入れて頂きましたこと，深く御礼申し上げます。

筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻，向井直樹 准教授には研究内容や論文校正，研究に関する今後の展望など貴重なご指導を頂きました。深く感謝いたします。

また，筑波技術大学保健科学部保健学科，木下裕光 教授には，論文校正や研究の限界点など細部にわたるご助言を頂きました。深く感謝いたします。

筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻，和田恒彦 准教授には多くのご助言と多大なるご協力を賜りました。心から御礼申し上げます。

帝京平成大学ヒューマンケア学部鍼灸学科，吉田成仁 講師には本研究の遂行にあたり，懇切丁寧なご指導，ご助言を頂きました。ここに感謝の意を申し上げます。

最後に，研究の計画から測定，論文作成にあたりご指導頂いた増成暁彦氏をはじめ，日頃より研究を進めるにあたり，多大なご支援を頂きました宮川研究室の皆様，筑波大学スポーツ医学専攻の皆様に深く感謝いたします。

参考文献

1. Garrick J. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med.* 5(6); 241–241, 1977.
2. Hootman JM, Fick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 42(2); 311–319, 2007.
3. Noya Salces J, Gómez-Carmona PM, Fracia-Marco L, Moliner-Urdiales D, Sillero-Quintana M. Epidemiology of injuries in First Division Spanish football. *J Sports Sci.* 32(1);1263–1270, 2014.
4. Stubbe JH, van Beijsterveldt AM, van der Knaap S, Stege J, Verhagen EA, van Mechelen W, Backx FJ. Injuries in professional male soccer players in the Netherlands: a prospective cohort study. *J Athl Train.* 50(2); 211–216, 2015.
5. Peterson L, Junge A, Chomiak J, Graf-Baumann T, Dvorak J. Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *Am J Sports Med.* 28(5 Suppl); S51–S57, 2000.
6. Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The football association medical research programme: an audit of injuries in professional football-analysis of preseason injuries. *Br J Sports Med.* 36(6); 436–441, 2002.
7. Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The football association medical research programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 37(3); 233–238, 2003.
8. Ekstrand J, Topp H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle.*

- 11(1); 41–44, 1990.
9. Aoki H, O'Hata N, Kohno T, Morikawa T, Seki J. A 15-year prospective epidemiological account of acute traumatic injuries during official professional soccer league matches in Japan. *Am J Sports Med.* 40(5); 1006–1014, 2012.
 10. Andersen TE, Floerenes TW, Arnason A, Bahr R. Video analysis of the mechanisms for ankle injuries in football. *Am J Sports Med.* 32(1 Suppl); 69S–79S, 2004.
 11. Fousekis K, Tsepi E, Vagens G. Intrinsic risk factor of noncontact ankle sprains in soccer a prospective study on 100 professional players. *Am J Sports Med.* 40(8); 1842–1850, 2012.
 12. Tyler TF, McHugh MP, Mirabella MR, Mullaney MJ, Nicholas SJ. 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.* 34(3); 471–475, 2005.
 13. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med.* 35(2); 103–108, 2001.
 14. Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 28(2); 112–116. 1994.
 15. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports.* 12(3); 129–135, 2002.
 16. Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: national collegiate athletic association injury surveillance system, 1988-1989 through 2002-2003. *J Athl*

Train. 42(2); 270–277, 2007.

17. Braun BL. Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation. *Arch Fam Med.* 8(2); 143–148, 1999.
18. Gerber JP, Williams GN, Scoville DR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. *Foot Ankle Int.* 19(10); 653–660, 1998.
19. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 37(4); 364–375, 2002.
20. Karlsson J, Bergsten T, Lansinger O, Peterson L. Reconstruction of the lateral ligaments of the ankle for chronic lateral instability. *J Bone Joint Surg.* 70(4); 581–588, 1988.
21. Kobayashi T, Saka M, Suzuki E, Yamazaki N, Suzukawa M, Akaike A, Shimizu K, Gamada K. In vivo kinematics of the talocrural and subtalar joints during weightbearing ankle rotation in chronic ankle instability. *Foot Ankle Spec.* 7(1); 13–19, 2014.
22. Choisine J, Ringleb SI, Samaan MA, Bawab SY, Naik D, Anderson CD. Influence of kinematic analysis methods on detecting ankle and subtalar joint instability. *J Biomech.* 45(1); 46–52, 2012.
23. Hertel J, Denegar CR, Monroe MM, Stokes WL. Talocrural and subtalar joint instability after lateral ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc.* 31(11); 1501–1508, 1999.
24. Ishii T, Miyagawa S, Fukubayashi T, Hayashi K. Subtalar stress radiography using forced dorsiflexion and supination. *J Bone Joint Surg Br.* 78(1); 56–60, 1996.

25. Seebauer CJ, Bail HJ, Rump JC, Hamm B, Walter T, Teichgräber UK. Ankle laxity: stress investing under MRI control. *Am J Roentgenol.* 201(3); 495–504, 2013.
26. Freeman MA. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 47(4); 669–677, 1965.
27. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.* 47(4); 678–685, 1965.
28. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother.* 44(3); 159–163, 1998.
29. Hoch MC, McKeon PO. Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 46(3); 546–556, 2014.
30. Menacho Mde O, Pereira HM, Oliveira BI, Chagas LM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 20(4); 559–565, 2010.
31. Arnold BL, Linens SW, de la Motte SJ, Ross SE. Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: a meta-analysis. *J Athl Train.* 44(6); 653–662, 2009.
32. Arnold BL, de la Motte S, Linens S, Ross SE. Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 41(5); 1048–1062, 2009.
33. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Aust J Physiother.* 44(3); 159–163, 1998.
34. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarreis M, Snyder P. The

- contribution of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 21(4); 206–215, 1995.
35. Méndez-Rebolledo G, Guzmán-Muñoz E, Gatica-Rojas V, Zbinden-Foncea H. Longer reaction time of the fibularis longus and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: a pilot study. *Phys Ther Sport.* 16(3); 242–247, 2015.
 36. Urgüden M, Kizilay F, Samanci N, Ozkaynnak S, Ozdemir H. Evaluation of the lateral instability of the ankle by inversion simulation device and assessment of the rehabilitation program. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 44(5); 365–377, 2010.
 37. Hopkins JT, Brown TN, Christensen L, Palmieri-Smith RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J Orthop Res.* 27(12); 1541–1546, 2009.
 38. Wu X, Song W, Zheng C, Zhou S, Bai S. Morphological study of mechanoreceptors in collateral ligaments of the ankle joint. *J Otrhop Surg Res.* 10:92; 1–7, 2015.
 39. Michelson J, Hutchins C. Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J Bone Joint Surg.* 77(B); 219–224, 1995.
 40. Needle AR, Charles B Buz S, Farquhar WB, Thomas SJ, Rose WC, Kaminski TW. Muscle spindle traffic in functionally unstable ankles during ligamentous stress. *J Athl Train.* 48(2); 192–202, 2013.
 41. Khin-Myo-Hla, Ishii T, Sakane M, Hayashi K. Effect of anesthesia of the sinus tarsi on peroneal reaction time in patients with functional instability of

- the ankle. *Foot Ankle Int.* 20(9); 554–559, 1999.
42. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley CM, Caulfield B, Docherty CL, Fong DT, Fourchet F, Hertel J, Hiller CE, Kaminski TW, McKeon PO, Refshauge KM, van der Wees P, Vicenzino W, Wikstrom EA. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the international ankle consortium. *J Orthop Sports Phys Ther.* 43(8); 585–591, 2013.
 43. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Arch Phys Med Rehabil.* 87(9); 1235–1241, 2006.
 44. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE, Linens SW. Recalibration and validation of the Cumberland ankle instability tool cutoff score for individuals with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 95(10); 1853–1859, 2014.
 45. De Noronha M, Refshauge KM, Kilbreath SL, Figueiredo VG. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland ankle instability tool (CAIT). *Disabil Rehabil.* 30(26); 1959–1965, 2008.
 46. Cruz-Díaz D, Hita-Contreras F, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez MC, Martínez-Amat A. Cross-cultural adaptation and validation of the Spanish version of the Cumberland ankle instability tool (CAIT): an instrument to assess unilateral chronic ankle instability. *Clin Rheumatol.* 32(1); 91–98, 2013.
 47. Ko J, Rosen AB, Brown CN. Cross-cultural adaptation and validation of the Korean version of the Cumberland ankle instability tool. *Int J Sports Phys Ther.* 10(7); 1007–1014, 2015.

48. Hadadi M, Ebrahimi Takamjani I, Ebrahim Mosavi M, Aminian G, Fardipour S, Abbasi F. Cross-cultural adaptation, reliability, and validity of the Persian version of the Cumberland ankle instability tool. *Disabil Rehabil.* 14; 1–6, 2016. (in press)
49. 増成暁彦, 小林直行, 山本純, 吉田成仁, 功刀峻, 宮川俊平. 足関節不安定性を有する選手に対する不安定板トレーニングの姿勢制御能改善効果持続時間の検討. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 22(1); 90–96, 2014.
50. Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the Star-Excursion Test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 27(5); 356–360, 1998.
51. Ross SE, Guskiewicz KM. Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Today.* 8(3); 37–39, 2003.
52. Trojian TH, McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprain. *Br J Sports Med.* 40(7); 610–613, 2006.
53. Henry T, Evans K, Snodgrass SJ, Miller A, Callister R. Risk factor noncontact ankle sprain injuries in amateur male soccer players: a prospective cohort study. *Clin J Sport Med.* 26(3); 251–258, 2016.
54. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train.* 43(1); 44–50, 2008.
55. Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sports Med.* 14(6); 332–338, 2004.
56. Brown C, Ross SE, Mynark R, Guskiewicz KM. Assessing functional ankle instability with joint position sense, time to stabilization, and

- electromyography. *J Sports Rehabil.* 13(2); 122–134, 2004.
57. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE. Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. *J Athl Train.* 51(1); 5–15, 2016.
58. De Noronha M, Refshauge KM, Crosbie J, Kilbreath SL. Relationships between functional ankle instability and postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38(12); 782–789, 2008.
59. Steib S, Hentschke C, Welsch G, Pfeifer K, Zech A. Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clin Biomech.* 28(7); 790–795, 2013.
60. Wikstrom EA, Tillman MD, Brosa PA. Detection of dynamic stability deficits in subjects in subjects with functional ankle instability. *Med Sci Sports Exec.* 37(2); 169–175, 2005.
61. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J Sports Sci.* 26(7); 775–779, 2008.
62. Docherty CL, Arnold BL, Gansneder BM, Hurwitz S, Gieck J. Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. *J Athl Train.* 40(1); 30–34, 2005.
63. 宮川俊平, 白木仁, 向井直樹, 竹村雅裕, 福田崇, 山中邦夫, 萩原武久. 足関節不安定性を持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. 29; 77–86, 2006.
64. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. 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.* 24(10); 1991–2000, 2006.
65. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 34(12); 1970–1976, 2006.
 66. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports.* 17(6); 641–648, 2007.
 67. Koshino Y, Yamanaka M, Ezawa Y, Kobayashi T, Samukawa M, Takeda N. Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. *Phys Ther Sport.* 15(4); 242–248, 2014.
 68. Terada M, Pietrosimone B, Gribble PA. Individuals with chronic ankle instability exhibit altered landing knee kinematics: potential link with the mechanism of loading for the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech.* 29(10); 1125–1130, 2014.
 69. Beaton DE, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz MB. Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *Spine.* 25(24); 3186–3191, 2000.
 70. Karlsson J, Peterson L. Evaluation of ankle joint function: the use of a scoring scale. *The Foot.* 1; 15–19, 1991.
 71. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, Lin CW, Hiller CE. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 42(11); 2106–2121, 2010.

72. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech.* 21(2); 168–174, 2006.
73. Terwee CB, Bot SD, de Boer MR, van der Windt DA, Knol DL, Dekker J, Bouter LM, de Vet HC. Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *J Clin Epidemiol.* 60(1); 34–42, 2007.
74. Yoshida N, Kobayashi N, Masunari A, Kunugi S, Miyamoto T, Ishii T, Miyakawa S. Changes in the muscle reaction time of ankle periarticular muscles by balance training. *J Phys Fitness Sports Med.* 2(4); 490–500, 2013.
75. Futatsubashi G, Sasada S, Tazoe T, Komiyama T. Gain modulation of the middle latency cutaneous reflex in patients with chronic joint instability after ankle sprain. *Clin Neurophysiol.* 124(7); 1406–1413, 2013.
76. Deyo RA, Centor RM. Assessing the responsiveness of functional scales to clinical change: an analogy to diagnostic test performance. *J Chronic Dis.* 39(11); 897–906, 1986.
77. Youden W. Index for rating diagnostic tests. *Cancer.* 3; 32–35, 1950.
78. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 33(1); 159–174, 1977.
79. Hanley JA, McNeil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology.* 143(1); 29–36, 1982.
80. Hertel J, Kaminski TW. Second international ankle symposium, October 15–16, 2004, Newark, Delaware. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35(5); A2–A6, 2005.
81. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. Time to

- stabilization in single leg drop jump landings: an examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait Posture*. 41(1); 63–69, 2015.
82. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functional unstable ankles. *J Athl Train*. 40(4); 298–304, 2005.
 83. 小林直行, 宮川俊平, 吉田成仁, 石井朝夫. サッカー選手における足関節内反捻挫後の足圧中心の経時変化. *靴の医学*. 25(2); 147–149, 2012.
 84. 水本篤, 竹内理. 研究論文における効果量の報告のために—基礎的概念と注意点—. *英語教育研究*. 31; 57–66, 2008.
 85. Wise AK, Gregory JE, Proske U. The effects of muscle conditioning on movement detection thresholds at the human forearm. *Brain Res*. 735(1); 125–130, 1996.
 86. Proske U, Gandevia S. The kinaesthetic senses. *J Physiol*. 587(17); 4139–4146, 2009.
 87. Arnold BL, Docherty CL. Low-load eversion force sense, self-reported ankle instability, and frequency of giving way. *J Athl Train*. 41(3); 233–238, 2006.
 88. Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sports Med*. 12(3); 290–292, 1991.
 89. De la Motte, Arnold BL, Ross SE. Trunk-rotation differences at maximal reach of the star excursion balance test in participants with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 50(4); 358–365, 2015.
 90. Brown CN, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz KM. Hip kinematics during

- a stop-jump task in patients with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 46(5); 461–467, 2011.
91. Caulfield BM, Garrett M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med.* 23(1); 64–68, 2002.
 92. Chen H, Li HY, Zhang J, Hua YH, Chen SY. Difference in postural control between patients with functional and mechanical ankle instability. *Foot Ankle Int.* 35(10); 1068–1074, 2014.
 93. Gauffin H, Tropp H, Odenrick P. Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 9(2); 141–144, 1988.
 94. Cohen J. Statistical power analysis. *Current Directions in Psychological Science.* 1(3); 98–101, 1992.
 95. Brostroem L. Sprained ankles. 1.anatomic lesions in recent sprains. *Acta Chir Scand.* 128; 483–495, 1964.
 96. Gribble PA, Terada M, Beard MQ, Kosik KB, Lepley SA, McCann RS, Pietrosimone BG, Thomas AC. Prediction of lateral ankle sprains in football players based on clinical tests and body mass index. *Am J Sports Med.* 44(2); 460–467, 2016.
 97. Kofotolis ND, Kellis E, Vlachopoulos SP. Ankle sprain injuries and risk factors in amateur soccer players during a 2-yersrs period. *Am J Sports Med.* 35(3); 458–466, 2007.
 98. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects a

- prospective study. *Am J Sports Med.* 33(3); 415–423, 2005.
99. Suda EY, Amorim CF, Sacco Ide C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol.* 19(2); e84–93, 2009.
 100. Fong DT, Hong Y, Shima Y, Krosshaug T, Yung PS, Chen KM. Biomechanics of supination ankle sprain a case report of an accidental injury event in the laboratory. *Am J Sports Med.* 37(4); 822–827, 2009.
 101. Mok kM, Fong DT, Krosshaug T, Engebretsen L, Hung AS, Yung PS, Chan KM. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *Am J Sports Med.* 39(7), 1548–1552, 2011.
 102. Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J Biomech.* 44(14); 2576–2578, 2011.
 103. Fong DT, Ha SC, Mok KM, Chan CW, Chan KM. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports five cases from televised tennis competitions. *Am J Sports Med.* 40(11); 2627–2632, 2012.
 104. Konradsen L, Voigt M, Højsgaard C. Ankle inversion injuries the role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med.* 25(1); 54–58, 1997.
 105. Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. *Phys Ther Sport.* 12(4); 164–170, 2011.
 106. Niu W, Wang Y, He Y, Fam Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Mov Sci.* 30(3); 614–623, 2011.

107. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Correlations among multiple measures of functional and mechanical instability in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 42(3); 361–366, 2007.