

博士学位論文

足関節不安定性を伴う姿勢制御能力の評価法

令和2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

野津 将時郎

筑波大学

## 目次

表のタイトル一覧 .....	iv
図のタイトル一覧 .....	v
用語の定義と略語 .....	vi
研究全体像 .....	vii
第1章 序論 .....	1
1-1. 足関節捻挫について .....	1
1-1-1. 足関節捻挫発生率について .....	1
1-1-2. 足関節捻挫再発の危険因子について .....	2
1-1-3. 足関節捻挫の予後 .....	3
1-1-4. 足関節捻挫後の問題まとめ .....	3
1-2. 足関節捻挫後に起こる感覚運動機能不全について .....	4
1-2-1. 感覚運動機能に関わる用語 .....	4
1-2-2. バランスと姿勢制御 .....	5
1-2-3. 足関節不安定性と姿勢制御不全 .....	6
1-2-4. 姿勢制御戦略変化の例 .....	7
1-2-5. 足関節捻挫後の感覚運動機能不全に関するまとめ .....	11
1-3. 足関節捻挫後の感覚運動機能不全に対する介入研究の問題点 .....	12
1-3-1. ランダム化比較試験による介入効果検証について .....	12
1-3-2. ランダム化比較試験における評価指標の重要性 .....	13
1-4. 背景のまとめと研究目的 .....	14

第2章 研究課題1：足関節捻挫後の感覚運動機能評価に関するレビュー .....	15
2-1. 緒言 .....	15
2-2. 方法 .....	17
2-2-1. 検索方法 .....	17
2-2-2. データ抽出 .....	18
2-2-3. バイアス評価 .....	19
2-2-4. データ管理 .....	19
2-3. 結果 .....	20
2-3-1. タスク .....	34
2-3-2. アウトカム .....	36
2-4. 考察 .....	38
2-4-1. 最も用いられたタスクとアウトカムについて .....	38
2-4-2. SEBT 後内方リーチ距離に関する信頼性と妥当性について .....	40
2-4-3. 頻繁に用いられたアウトカムの採用動向 .....	41
2-4-4. 第一課題のまとめと今後の展開 .....	42
第3章 研究課題2：SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略に関する研究 .....	43
3-1. 緒言 .....	43
3-1-1. SEBT 後内方リーチに関するバイオメカニクス研究について .....	43
3-1-2. 研究目的と方法論の理論的背景 .....	49
3-2. 方法 .....	51
3-2-1. 研究対象者 .....	51
3-2-2. 実験機器と設定 .....	51
3-2-3. 実験手順 .....	52
3-2-4. データ処理 .....	55
3-2-5. リーチパフォーマンス .....	55
3-2-6. キネマティクスとキネティクスデータ .....	55

3-2-7. 統計解析 .....	56
3-3. 結果.....	57
3-3-1. 最大リーチ距離 .....	57
3-3-2. 関節角度 .....	58
3-3-3. 重心と足圧中心 .....	68
3-4. 考察.....	72
3-4-1. 最大リーチ距離 .....	72
3-4-2. SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略について .....	73
3-4-3. SEBT 後内方リーチ中の関節キネマティクスについて.....	73
3-4-4. SEBT 後内方リーチ中の重心と足圧中心について.....	75
3-4-5. 不安定な床面がリーチ動作中の姿勢制御に与えた影響 .....	76
3-4-6. 研究の限界 .....	77
3-5. 第二課題のまとめ .....	77
第4章 総合討論 .....	78
4-1. 各研究課題のまとめと本研究の結論 .....	78
4-2. 今後の展望と課題 .....	79
謝辞 .....	82
引用文献 .....	83
研究業績 .....	94

## 表のタイトル一覧

Table 1. Biomechanical variables of CAI compared to Control during dynamic tasks .....	8-10
Table 2. Search parameters .....	18
Table 3. Inclusion criteria, participant's characteristics, and tasks and outcome measures in included studies.....	21-33
Table 4. Frequency of tasks used in induced studies to assess sensorimotor function.....	35
Table 5. Frequency of variables of single-limb stance.....	36
Table 6. Frequency of use of the SEBT variables .....	37
Table 7. Biomechanical variables compared with Control and CAI/LAS during the PM reach	46-48
Table 8. Statistical variables on the MRD.....	57
Table 9. Pairwise comparisons for Ankle Dorsiflexion.....	60
Table 10. Pairwise comparisons for Ankle Inversion.....	60
Table 11. Pairwise comparisons for Ankle External Rotation.....	61
Table 12. Pairwise comparisons for Knee Flexion.....	63
Table 13. Pairwise comparisons for Knee Varus .....	63
Table 14. Pairwise comparisons for Hip Flexion .....	65
Table 15. Pairwise comparisons for Trunk Flexion.....	67
Table 16. Pairwise comparisons for COM Medial/Lateral Position.....	70
Table 17. Pairwise comparisons for COP Medial/Lateral Position .....	70
Table 18. Pairwise comparisons for COM Anterior/Posterior Displacement.....	71
Table 19. Pairwise comparisons for COP Anterior/Posterior Displacement .....	71

## 図のタイトル一覧

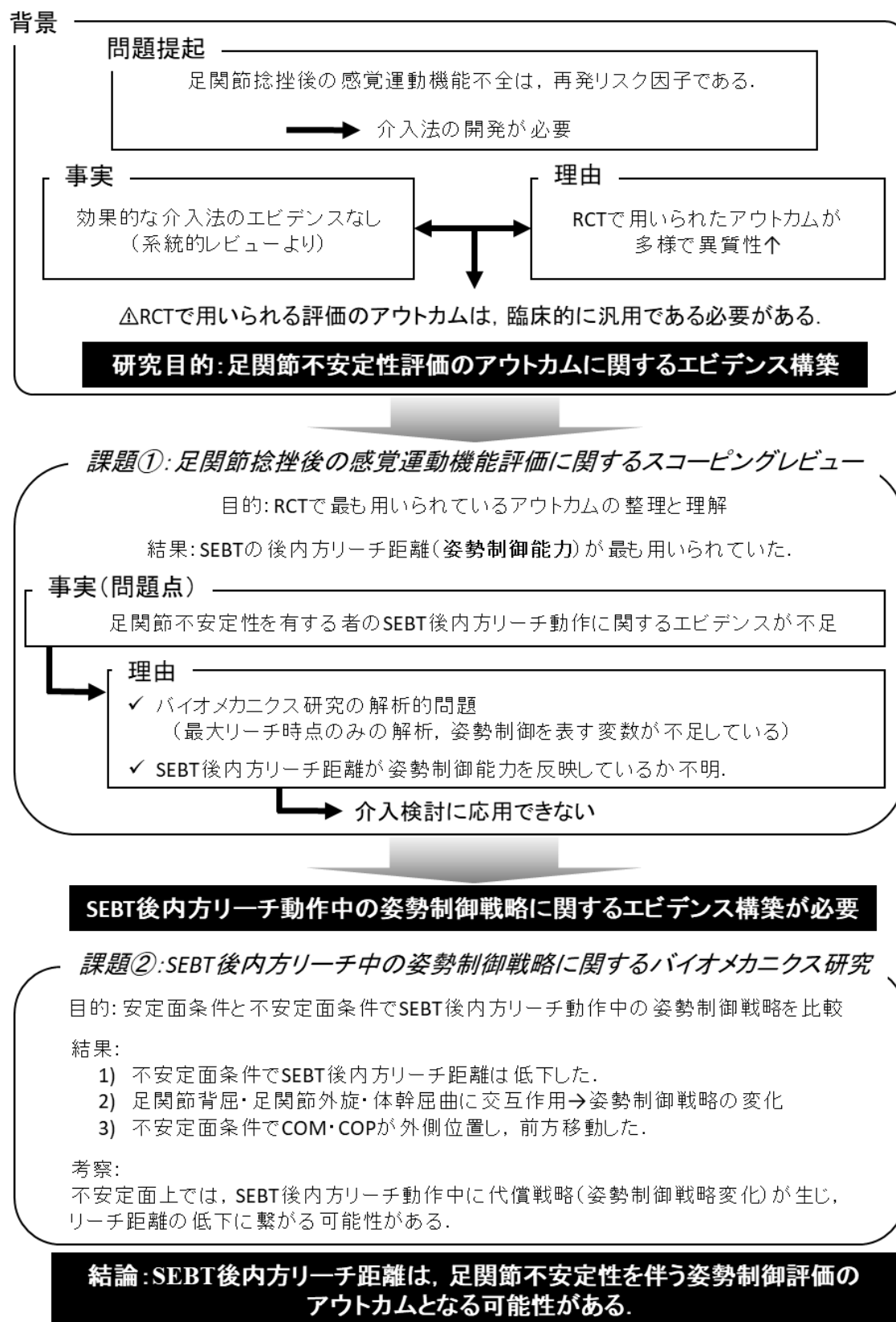
Figure 1. Flow diagram of the study selection process .....	20
Figure 2. The Postero-Medial reach of the Star Excursion Balance Test.....	39
Figure 3. Number of articles that included the SEBT and COP variables .....	41
Figure 4. The placement of markers. ....	53
Figure 5. Study procedures. ....	54
Figure 6. The MRD difference between Ground and Foam conditions. ....	57
Figure 7. Ankle joint kinematics. ....	59
Figure 8. Knee joint kinematics.. ....	62
Figure 9. Hip joint kinematics.....	64
Figure 10. Trunk kinematics. ....	66
Figure 11. The medial/lateral and anterior/posterior position of the COM and COP .....	68
Figure 12. The medial/lateral and anterior/posterior displacement of the COM and COP .....	70

## 用語の定義と略語

本研究で用いた主な用語及び略語の定義は以下の通りである．

- CAI : Chronic ankle instability の略．足関節捻挫の後遺症である．慢性足関節不安定症と呼ばれ，自覚的不安定感と複数回の捻挫を繰り返すことが特徴である．
- giving way : 本論では，足関節のぐらつきを意味する．足関節捻挫後にみられる自覚的な足関節不安定感である．
- 足関節 OA : 足関節 osteoarthritis の略．変形性足関節症を意味する．
- CNS : Central nervous system の略．脊髄や脳を含む中枢神経系であり，末梢からの感覚入力を統合し，運動指令を送る．
- COM : Center of mass の略．物体の質量中心である．
- 支持基底面 : 身体が接している面の外周で囲まれた範囲を意味する．
- COP : Center of pressure の略．足底面の圧力の中心点であり，身体 COM 動揺に対する中枢神経系の神経筋応答の指標である．
- Plug-in Gait モデル : VICON 社が提唱した身体セグメントを定義するためのマーカーセットアップである．マーカー位置は本文 Figure 4 参照．

## 研究全体像





## 第1章 序論

### 1-1. 足関節捻挫について

#### 1-1-1. 足関節捻挫発生率について

足関節捻挫は、最も頻繁に発生するスポーツ傷害である<sup>1,2</sup>。例えば、Fong ら<sup>3</sup>によると、227 件の疫学調査（70 種のスポーツ競技、201,600 名の対象者を含む）をレビューした結果、70 種類中 24 種（34%）の競技において、足関節は最も共通した損傷部位であったことが報告された。また、Doherty ら<sup>4</sup>による足関節捻挫発生状況の系統的レビューの結果、女性における発生率が男性よりも高いことが示された（女性：13.6/1000 exposures, 男性：6.94/1000 exposures）。また、発生率は年代別で異なっていた（12 歳未満のアスリート：2.85/1000 exposures, 12 から 18 歳の青年アスリート：1.94/1000 exposures, 19 歳以上の成人アスリート：0.72/1000 exposures）。両報告において、スポーツ傷害の中でも足関節捻挫と診断される足関節損傷が大半であるという見解は一致しており、さらに、その 80%から 90%は足関節外側捻挫であったことが判明した。そして、Hootman ら<sup>5</sup>は、National Collegiate Athletic Association (NCAA) Injury Surveillance System を用いて、27 年間で報告された 15 種類の大学スポーツ競技における傷害データ調査を行った。その結果によると、NCAA では、足関節捻挫が最も高い割合（15%, 0.83/1000 athletic exposures）であったことが報告された。足関節捻挫の発生率の高さやスポーツ人口における罹患率を考えると、足関節捻挫に対する社会的費用は計り知れない負担とであると考えられている<sup>1</sup>。したがって、足関節捻挫に対する傷害予防の取り組みは、世界的な課題といえる。

## 1-1-2. 足関節捻挫再発の危険因子について

足関節捻挫は、発生率とともに再発率が高いという特徴がある。例えば、Roos ら<sup>6</sup>は、NCAA に所属するアスリートで足関節外側捻挫を有した者の約 12%が足関節捻挫を再発したと報告した。また、Attenborough らによる系統的レビュー<sup>7</sup>によると、バレーボールにおける 46%、アメリカンフットボールにおける 43%、バスケットボールにおける 28%、サッカーにおける 19%の急性足関節捻挫は、足関節捻挫の再発症例であったとまとめられている。さらに、Wikstrom らによる系統的レビュー<sup>8</sup>によると、足関節捻挫発生に対する最も根拠のある危険因子は、「足関節捻挫の既往」であると結論付けられている (Range of Risk Rate: 1.29 - 6.06)。つまり、足関節捻挫既往それ自体が足関節捻挫再発の危険因子となり、足関節捻挫発生の悪循環を招いていると言える。

Hertel<sup>9,10</sup>は、足関節捻挫既往者は、足部・足関節の靱帯や腱、関節包などの軟部組織が構造的破綻を起こすこと、またそれら軟部組織損傷によって生じる体性感覚障害がバランス障害、姿勢制御不全、固有感覚受容不全などを含む感覚運動機能不全を呈することで、足関節不安定性を有することを特徴づけた。そして、足関節捻挫既往者の 32%から 74%は、痛み・腫脹・関節可動域制限・筋力低下などの慢性症状に苦しむと報告されている<sup>11-13</sup>。さらに、足関節捻挫既往者の最大 70%は慢性足関節不安定症 (Chronic Ankle Instability : CAI) と呼ばれる後遺症に移行すると考えられている<sup>13,14</sup>。CAI は、構造的な不安定性の有無にかかわらず、自覚的な giving way もしくは足関節不安定感、繰り返し起こる捻挫を有すると定義されている<sup>16</sup>。つまり、足関節捻挫後に起こる足関節不安定性は、足関節捻挫の再発に関連すると考えられている。

また、Gribble ら<sup>1</sup>は、スポーツ場面における足関節捻挫再発の危険因子は、足関節捻挫後の感覚運動機能不全が残存したまま競技復帰することであると示唆した。足関節捻挫を経験したアスリートは、リハビリテーションの過程において筋力や関節可動域などが損傷前の状態あるいは健常側と同等まで回復する。しかし、アスリートは受傷後、感

覚運動機能が回復するには不十分な期間で競技復帰し、足関節不安定性を伴いながら競技している可能性があるとし唆されている<sup>17</sup>。このような問題が未解決の状態で競技復帰することで、足関節捻挫再発が起こり得ると考えられている<sup>18,19</sup>。つまり、足関節捻挫の発生および再発は、足関節捻挫それ自体と足関節捻挫によって起こる感覚運動機能不全に伴う足関節不安定性が解決されないままスポーツ競技場面に暴露されることで、起こりやすくなっていると考えられる。

#### 1－1－3．足関節捻挫の予後

足関節捻挫発生から CAI への移行は、さらに変形性足関節症（足関節 OA）への移行にも繋がると考えられている。足関節 OA 症例の 13%から 21.7%は足関節外側捻挫由来であったことが報告されている<sup>20-23</sup>。また、足関節 OA の最終段階への移行は、他の下肢関節退行性変性（例えば、変形性膝関節症や変形性股関節症）と比べて早期に起こり得ることが示唆されており、移行に伴う機能低下も比較的早いことが報告されている<sup>21</sup>。特に、CAI を有する患者は、生活の質が低下し、身体活動の低下と足関節 OA の早期発現に繋がると報告されている<sup>24</sup>。

#### 1－1－4．足関節捻挫後の問題まとめ

足関節捻挫は、発生率・再発率ともに高い確率を示すスポーツ傷害である。ひとたび足関節捻挫を引き起こすと、軟部組織損傷由来の体性感覚障害が原因で感覚運動機能不全を起こし、足関節不安定性が生じる。足関節捻挫を有したアスリートは、足関節不安定性が残存している状態で競技復帰する可能性が高い。それが原因となって、足関節捻挫の発生率および再発率は、ともに高くなる可能性がある。将来的な問題として、変形性足関節症への移行が早いことや生活の質を低下させると懸念されていることから、足関節捻挫再発予防を目的とした足関節捻挫後の感覚運動機能不全に対する介入法の開発は、社会的課題となっている。

## 1－2．足関節捻挫後に起こる感覚運動機能不全について

各研究間で用いられている「感覚運動機能」には、関連するいくつかの用語が含まれ、その概念は非常に幅広く複雑であるため、本論では、関節安定性に関連する感覚運動機能に局限し、「足関節安定性」、「バランス」および「姿勢制御」に関する用語について整理する<sup>25,26</sup>。

### 1－2－1．感覚運動機能に関わる用語

感覚運動機能（sensorimotor function）とは神経生理学的な概念であり、感覚入力、運動出力（神経筋支配を含む）、そして中枢神経（脳および脊髄）による統合の要素からなり、身体運動中の関節制御と関連している<sup>25</sup>。ここでいう神経筋支配は、関節動態や荷重に応答する無意識下の筋活動であると定義される<sup>25</sup>。

感覚入力は、大きく3つの要素（視覚、前庭感覚、体性感覚）からなる。これらの器官によって、求心性の情報が中枢へと送られる。足関節捻挫後には、末梢の軟部組織（例えば、靭帯、筋、腱、皮膚組織など）が損傷して、体性感覚障害が生じると言われている<sup>9,10</sup>ことから、体性感覚に関する知識は重要である。

体性感覚という用語は、広義的な意味で用いられている。例えば、体性感覚に含まれる深部の機械的受容器は、筋、腱、関節の状態を感知し、末梢の情報を中枢へ伝える役割を果たしている。中でも、関節安定性に最も関わる機械的受容器は、筋紡錘、ゴルジ腱器官、関節受容器であると考えられている<sup>27,28</sup>。

筋紡錘は、骨格筋の錘内筋線維に存在する受容器で、筋長の変化や速度変化に関する情報を Ia または II 求心性線維を通して中枢へ送る。筋が伸張された際に起こる脊髓反射（伸張反射）の機能に大きく関わり、筋緊張や筋長の維持のために働く。また、筋紡錘は  $\gamma$  運動線維から遠心性の支配を受け、随意運動時にも  $\alpha$  運動線維とのループを形成し（ $\alpha$ - $\gamma$  連関）、運動時の負荷の変化による影響を補償する。つまり、筋紡錘は、姿勢

や肢位を保持する機構に関与する<sup>25,27,28</sup>。ゴルジ腱器官は、腱線維と絡み合って存在する神経終末で、筋収縮時または筋の受動的な伸張時に興奮し、Ib線維を通して情報を中枢へ送る。また、関節受容器は、関節包や関節靱帯に存在し、関節が屈曲もしくは伸展された際に興奮する。

運動出力（motor）とは、運動神経が興奮し、筋が収縮して関節に力を発生させることを意味する。例えば、中枢からの指令によって、 $\alpha$ 運動ニューロンが興奮し、運動神経線維の伝導、神経筋接合部の伝達、それに伴う筋線維の興奮によって力発揮が生じる。運動出力によって筋から発生した力は腱を通じて骨・関節を支持し、関節安定性を高めることに寄与する<sup>25</sup>。

感覚入力による末梢の情報伝達は、中枢神経系（Central Nervous System：CNS）で統合され、運動出力として表出される。身体活動もしくは運動中の関節安定性は、このようなCNSの統合を繰り返すことによって制御され、適切な関節位置を確保しながら、空間における身体位置を決定する<sup>29</sup>。また、関節を構成する靱帯や関節包などの軟部組織による張力も関節安定性に寄与する。したがって、足関節安定性とは、足関節における感覚運動機能によって足関節周囲筋群が制御され、関節位置を確保するとともに、足関節を構成する軟部組織によって関節が力学的に支持される機構<sup>25</sup>であると解釈できる。

## 1－2－2．バランスと姿勢制御

「バランス」という用語は、物体に外的抵抗負荷がかかった際に均衡を保とうとする働きのことをいう<sup>30</sup>。静的場面でのバランス機能とは、物体の質量中心（center of mass：COM）が支持基底面内に保持されることをいう。身体におけるバランス機能とは、身体COMが支持基底面から外れない、すなわち、転倒を避けるための機構である<sup>30</sup>。身体におけるバランス機能は、転倒を避けるために、静的および動的姿勢保持と身体活動に

関与する．一般的にこれを「姿勢制御」と呼ぶ<sup>30,31</sup>．

姿勢制御には以下の機能がある：

- 1) 座位や立位姿勢などの特異的な姿勢保持
- 2) 姿勢変化が行われる動作中の随意的な動き
- 3) スリップやプッシングなどの外乱に対する応答

さらにこれらは，身体 COM が 1) 支持基底面内で保持されること， 2) 目標に到達（リーチ）すること， 3) 外乱から回復することが含まれている<sup>30</sup>．

姿勢制御戦略は，反応的（代償的），予測的，あるいはその両方によって行われる．リーチ動作や歩行などの動作課題中には，外的環境（サーフェスなど）や内的環境（荷重による COM の移動など）が変化していく中で，運動計画は予測的に調整される．これらの予測的反応は，感覚入力によって刺激されるが，機械的受容器による制御をフィードバック制御と呼び，潜在的な経験則から予測的に処理されるものをフィードフォワード制御と呼ぶ<sup>31,32</sup>．また，姿勢制御戦略は，個人内で達成される動作課題のレベルや動作局面，環境によって変化する．一般的に，姿勢制御戦略を理解するには，動作課題に応じてどのような力学的負荷が関節にかかり，関節制御（関節キネマティクスやキネティクス）および COM 制御（伝統的に足圧中心（center of pressure：COP）で測定される場合もある<sup>31</sup>）がどの動作局面で行われているかを知る必要がある<sup>31</sup>．

### 1－2－3．足関節不安定性と姿勢制御不全

足関節不安定性とは，上述した感覚運動機能および足関節安定性の概念と併せて，足関節捻挫後に起こる様々な現象を統合した概念であると言える<sup>9,10</sup>．例えば，足関節捻挫後の末梢軟部組織損傷によって起こる足部・足関節からの体性感覚障害は，感覚運動機能不全に伴う足関節不安定性を生じさせ，静的・動的姿勢制御に負の影響を及ぼす．Freeman (1965)<sup>33</sup>は，足関節捻挫後に足部・足関節からの求心路遮断が起こり，感覚運

動機能の変化に伴う CNS の身体適応がみられたことを報告した。また、Hertel<sup>10</sup>は、足関節捻挫後には、フィードバック制御のみならず、フィードフォワード制御の破綻が起こることで、姿勢制御不全が起こり得ると説明した。ひとたび足関節捻挫を引き起こすと、足底の皮膚感覚<sup>34-36</sup>、関節固有感覚<sup>37,38</sup>、筋紡錘<sup>39</sup>からの感覚入力は阻害される。さらに、CAI 症例はヒラメ筋や長腓骨筋における脊髄反射の興奮性が低下する<sup>40</sup>と報告されていることから、足関節周囲筋における神経筋支配不全が起こることで、足関節不安定性が生じると考えられている<sup>25</sup>。結果として、足関節捻挫既往者や CAI 症例は、足関節不安定性を有することで歩行、走行、着地などの動的動作課題において、姿勢制御戦略が変化していると解釈されてきた。

#### 1-2-4. 姿勢制御戦略変化の例

Moisan ら<sup>41</sup>と Simpson ら<sup>42</sup>は、CAI の動的動作課題における姿勢制御戦略変化に関するバイオメカニクス的研究の系統的レビューを行った (Table 1)。例えば、CAI 群は健常群と比較して、歩行時や走行時の立脚期に COP が外側偏位していると特徴づけられた<sup>41</sup>。これは、立脚期に身体 COM が支持基底面の内側から逸脱するのを防ぐための代償的 (過度) な身体応答であると考えられている。また、片脚ジャンプ着地では、CAI の足関節制御変化が上位の膝関節や股関節動態に影響を及ぼし得ることが示唆された<sup>42</sup>。CAI は、着地時の予期しない外乱によって足関節が不安定な状態にならないように、着地後の矢状面上における足関節可動域を減少させ、足関節周囲で発生する衝撃を減少させる代わりに、上位関節の寄与率を高めることで、高速で大きな衝撃に備えると考えられた<sup>43,44</sup>。これらの身体応答は、CAI におけるフィードフォワード制御変化がもたらした結果であると解釈されている<sup>15</sup>。

Table 1. Biomechanical variables of CAI compared to Control during dynamic tasks

Authors	Year	Participants	Task	Summary of findings
∞ Moisan et al. <sup>41</sup>	2017	CAI vs Control	Walking	<p><b><u>Muscle activity parameters</u></b></p> <p><b>TA:</b> -53% at pre-HS and +28% during the fourth quarter of stance phase</p> <p><b>PL:</b> +145% at pre-HS and +67% at HS/post-HS</p> <p><b>MGas:</b> +348% at pre-HS</p> <p><b>RF:</b> +51% at pre-HS</p> <p><b>Gmed:</b> +583% at pre-HS, +59% during the final 50% of stance, and +133% at the first 25% of the swing phase</p> <p><b><u>Kinematics parameters</u></b></p> <p><b>Dorsiflexion:</b> -21% from 42-51% of the gait cycle</p> <p><b>Inversion:</b> +6-7° from pre- to post-HS, +218% at pre-HS, +247% at HS, 97% at post-HS (ankle), +2.86° at HS (Forefoot), +9.42° from 87-98% of the stance phase (Medial forefoot/midfoot), +2.07° through the gait cycle (Rearfoot)</p> <p><b>Eversion:</b> +2.17° from 11-73% of the stance phase</p> <p><b>External rotation (shank):</b> +6.07-7.00° during the stance</p> <p><b>Shank-rearfoot coupling angle:</b> -30% during early swing, -15% during late-swing</p> <p><b><u>Kinetics parameters</u></b></p> <p><b>COP position:</b> laterally deviated COP at initial HS and from 25-90% of the stance phase, 5.6 mm laterally deviated COP throughout the entire stance phase</p> <p><b>Pressure-time integral of the lateral forefoot:</b> +26%</p> <p><b>Increased ankle evertor moment at post-HS</b></p>
		or Injured vs Uninjured		



Authors	Year	Participants	Task	Summary of findings
Moisan et al. <sup>41</sup>	2017	CAI vs Control	Running	<u><b>Kinematics parameters</b></u> <b>Dorsiflexion:</b> -4.8° from 9-25% of the gait cycle <b>Plantarflexion:</b> +129° from 54-68% of the gait cycle <b>Inversion:</b> +40° from 11-18%, +176° 33-39%, +557° 79-84% of the gait cycle (ankle), +1.35° from 0-2%, +1.78° from 23-33%, +1.57° from 42-58%, 1.9° from 78-100% (Rearfoot), +9.81° from 56-91% of the stance phase (Medial forefoot/midfoot) <b>Eversion:</b> +2.72° from 56-73% of the stance phase <b>External rotation (shank):</b> +6.2° from 48-55%, 7.26° from 81-96% <b>Shank-rearfoot coupling angle:</b> -22° during the early-stance phase, -23° during the mid-swing phase, -15° during the late-swing phase
		Injured vs Uninjured		<u><b>Kinetics parameters</b></u> <b>Peak pressure:</b> +31% Lateral midfoot, +41% Lateral forefoot <b>COP position:</b> -227° laterally deviated COP during the initial loading response <b>Ankle joint stiffness:</b> -27% during running

Authors	Year	Participants	Task	Summary of findings
10 Simpson et al. <sup>42</sup>	2018	CAI vs Control	Unilateral jump- landing	<p><b><u>Muscle activity parameters</u></b></p> <p><b>TA:</b> less activity from 69ms post-landing to 203ms post-landing (ES&gt;0.80)</p> <p><b>PL:</b> less activity at pre-landing (Drop landing: ES=2.47; Anterior landing: ES=2.53), less activity at pre-landing (ES=0.98), less activity from 75ms pre-landing to 60ms post-landing (ES&gt;0.80)</p> <p><b>PB:</b> less activity from 151ms pre-landing to 116ms post-landing (ES&gt;0.80)</p> <p><b>Sol:</b> less activity 100ms post-landing (ES=0.94)</p> <p><b><u>Kinematics parameters</u></b></p> <p><b>Ankle:</b> greater dorsiflexion 10ms pre- to 20ms post-landing, at landing (ES=0.93), less dorsiflexion 90-200ms post-landing, greater inversion 200-95ms pre-landing</p> <p><b>Knee:</b> greater flexion 20ms pre- to 60ms post-landing, less flexion at landing (ES=0.72), less flexion 100ms pre-landing (ES=0.77), less rotation at pre-landing during anterior jump (ES=0.26), less rotation during stance for all landing tasks (ES=0.45)</p> <p><b>Hip:</b> greater flexion 148ms at pre-landing to 4ms post-landing, less flexion at pre-landing for all landing tasks (ES=0.42, 0.55), less abduction during stance of the anterior jump, less external rotation 200-55 pre-landing</p> <p><b><u>Kinetics</u></b></p> <p><b>GRF:</b> peak lateral and anterior occurred earlier (lateral: ES=1.02; anterior 0.94), greater vertical peak at 24-36 and 85-150ms post-landing, greater vertical peak 35-60ms post-landing, greater medial peak 85-105ms post-landing greater posterior 75-90ms</p>

Table 1. List of Abbreviations: % indicates the Mean difference; ES: Effect size; TA: Tibialis anterior; PL: Peroneus longus; MGas: Medial gastrocnemius; RF: Rectus femoris; Gmed: Gluteus medius; COP: Center of pressure; HS: Heel strike; PB: Peroneus brevis; Sol: Soleus.

#### 1－2－5．足関節捻挫後の感覚運動機能不全に関するまとめ

この節では、足関節捻挫に関連する感覚運動機能という概念についてまとめた。感覚運動機能は大きな概念であるが、関節安定性や姿勢制御といったより細かな概念が絡み合って解釈されている。上述のように、足関節捻挫後にみられる足関節不安定性は、感覚運動機能不全由来であり、姿勢制御戦略変化を引き起こすと報告されている。そして、それらの変化した関節制御が足関節捻挫再発のリスクになり得ると考えられている<sup>15</sup>。したがって、足関節不安定性を有する者における感覚運動機能を向上させる介入検討は重要である。しかし、過去の系統的レビュー<sup>45</sup>によると、足関節不安定性を有する者の感覚運動機能不全に対する介入効果のエビデンスに関して、いくつかの問題点が指摘されている。以下の節では、その問題点についてまとめる。

### 1－3．足関節捻挫後の感覚運動機能不全に対する介入研究の問題点

#### 1－3－1．ランダム化比較試験による介入効果検証について

O'Driscoll と Delahunt<sup>45</sup> は、足関節不安定性を有する者の感覚運動機能を改善させる目的で行われた神経筋トレーニングの効果について、それまでの研究結果を統合するために系統的レビューを行い、メタアナリシスを試みた。2009年12月までに公表されたランダム化比較試験（Randomized Controlled Trial：RCT）のうち、14件の論文が採用された。しかし、採用された研究間の異質性が高かったため、メタアナリシスは実施されなかった。また、採用された論文数が少なかったうえに、各研究によって用いられたアウトカムが異なっていた（片脚立位中の静的姿勢安定性：9件、Star Excursion Balance Test：2件、関節位置覚：4件、筋活動開始時間：2件、筋力：2件、筋疲労：1件、歩行中の関節キネマティクス：1件、足関節捻挫再発頻度：1件、自覚的不安定感：2件）。したがって、各研究で報告された統計値を統合し、効果判定することは不可能であったと結論付けられた。また、各 RCT の方法論において、採用されたほとんどの研究（86%）の方法論的バイアスが強かったことも指摘された<sup>45</sup>。特に、片脚立位中の静的姿勢安定性の指標として最も採用されたアウトカムである COP excursion（7件）は、足関節不安定性を有する者を特定する妥当性が確立されていないため<sup>46</sup>、効果判定に用いるべきアウトカムであるかについて十分に注意が必要であると指摘された。

足関節不安定性を有する者における感覚運動機能不全に対する介入法に関するエビデンスがまとめられていない理由は、評価として用いられているアウトカムが多様であり、研究者間で効果判定に用いられるべきアウトカムが統一されていないためである。つまり、各研究者間で RCT に用いられるべき決定的なアウトカムが存在していないと考えられた。

### 1－3－2．ランダム化比較試験における評価指標の重要性

O'Driscoll と Delahunt<sup>45</sup>が指摘したように、個々の RCT 間で用いられているアウトカムが異なることは、一般的に RCT を実施する際に問題視されている。Clarke<sup>47</sup> と Williamson ら<sup>48</sup>は、RCT を実施する際、多くの研究でアウトカムの選定が軽視されている傾向にあると指摘した。RCT におけるアウトカムは本来、研究間の効果比較やエビデンス統合を行うために、統一されたアウトカムが用いられるべきであると述べてられている<sup>48</sup>。また、そのアウトカムを測定するための課題設定（タスク）も研究間で統一されるべきである。そして、アウトカムは臨床応用されやすく患者にとって有益なものでなければならない。さらに、そのアウトカムは、測定の信頼性や評価の妥当性が担保されていることで、より汎用性が増し、研究間の異質性減少に寄与すると考えられている<sup>47,48</sup>。

また、Bahr<sup>49</sup>は、スポーツ傷害予防を目的とした介入研究におけるアウトカムの重要性を述べた。基本的に、スポーツ傷害予防を目的とした介入研究における主なアウトカムは、傷害発生率もしくは再発率となる。加えて、傷害予測因子に対する介入効果を評価するためのアウトカムに関する理解も重要である。例えば、最も頻繁に発生するスポーツ傷害のひとつである前十字靱帯損傷について、傷害予測因子を説明するアウトカムとして、ドロップランディング課題における着地動作時の膝関節外反角度が挙げられている<sup>50</sup>。着地時の膝関節外反角度増大が膝前十字靱帯損傷を予測し得ると示唆されている<sup>50</sup>。そして、動的課題中の膝外反角度を減少させるための運動プログラムが考案されてきた<sup>51</sup>。しかし、このアウトカム（膝関節外反角度）がなぜ増大するかという理解が必要であると指摘されている<sup>49</sup>。つまり、介入検討の応用には、傷害予測因子を説明するアウトカムが動作分析によって測定された場合、動作の質的問題の所在を明らかにし、介入法の検討に応用するという過程が重要である<sup>49</sup>。このような過程を踏まえることで、評価に基づいた介入検討が可能となると考えられる。

#### 1-4. 背景のまとめと研究目的

足関節捻挫を呈したアスリートは、感覚運動機能不全によって生じる足関節不安定性が残存したまま競技復帰することで、捻挫の再発リスクが高まると懸念されている。ゆえに、足関節捻挫後の感覚運動機能不全に対する効果的な介入法の立案は重要である。しかし、現状では効果的な介入法のエビデンス統合がなされていない。それは、過去の RCT 間において多種多様のアウトカムが用いられていることに原因がある。また、介入研究には、評価を基にした介入検討を行うことが重要である。したがって、現状において、介入法よりもむしろ評価法に関する十分な情報と理解が必要である。つまり、足関節捻挫後の足関節不安定性を評価するアウトカムについて、どのアウトカムを用いるべきか、また、そのアウトカムと介入検討への応用性に関する理解が必要であると考えられた。

足関節捻挫後の感覚運動機能不全によって生じる足関節不安定性に対する評価の理解は、足関節捻挫の再発予防を目的とした介入を行う上で非常に重要である。また、アスリートの安全な競技復帰に向けたプロトコル作成や意思決定にも寄与する。したがって、本研究の目的は、足関節不安定性評価のアウトカムに関するエビデンス構築とした。この目的を達成するために、まず初めに、第一課題では、過去の RCT において足関節捻挫後の感覚運動機能を評価する方法として、どのタスクとアウトカムが共通的に用いられてきたかを知るために、系統的レビューを行った。

## 第2章 研究課題1：足関節捻挫後の感覚運動機能評価に関するレビュー

### 2-1. 緒言

過去の系統的レビューによって、足関節捻挫既往者の感覚運動機能は、様々なアウトカムによって定量化されてきた<sup>37-39,41,42,52-58</sup>。それらのアウトカムによって、健常者と比較した足関節捻挫既往者の感覚運動機能不全の妥当性が示されてきた。

McKeon と Hertel<sup>54</sup> は、方法論的均一性を統合する目的で、静的立位と床反力計などの実験機器のみを用いて測定した論文を収集し、足関節不安定性を有した者の静的姿勢制御不全に関するレビューをまとめた。それ以来、多くの研究によって、足関節捻挫後または CAI の静的姿勢制御不全が調査されるようになった。例えば、静的片脚立位中の COP パラメータは、支持基底面内に身体を保持するための神経応答を測定するため<sup>31,59</sup>に頻繁に用いられてきた。片脚立位中の COP 面積、速度といったアウトカムは、その値が大きいほど身体の動揺性が高いということで、足関節捻挫後の足関節不安定性を伴う静的姿勢制御能力の指標として用いられてきた<sup>37</sup>。

動的姿勢制御評価は、臨床上または実験室上の設定内において発達してきた。なぜなら、動的姿勢制御は静的姿勢制御とは異なり、歩行や走行などの日常生活動作に近い動作課題中の姿勢制御能力を反映しているからであり、より複雑な測定と解析が必要となるからである。臨床的によく用いられる動的動作課題の一例として、Star Excursion Balance Test (SEBT)<sup>60</sup>がある。SEBT は、8 方向に延びる線上の中心に片脚立位となり、反対側を線に沿って最大限リーチすることで、動的姿勢制御能力を評価する<sup>60</sup>。リーチに伴う重心の移動を制御し、重心が支持基底面から逸脱しないように最大限のパフォーマンスを発揮する能力という解釈が含まれている<sup>60</sup>。Gribble ら<sup>60</sup>は、足関節不安定性を有する者は健常者に比べて SEBT リーチ距離が低下することを報告した。SEBT は特別な測定機器を使用しないため、リーチ距離は簡便に測定できるアウトカムとして用いられてきた。

さらに、神経筋支配に対する評価のひとつである筋反応時間がアウトカムとして報告

されている<sup>39,57</sup>。例えば、プラットフォーム台に立位し、被験足に対して急激な足関節内反を生じさせ、その受動的外乱に対する腓骨筋活動の反応時間を測定するものである。また、ホッピングやヒールレイズなどの機能的タスクを用いて、実行回数やパフォーマンス遂行にかかる時間などがアウトカムとして用いられてきた<sup>61</sup>。

以上のように、足関節不安定性を有する者における感覚運動機能不全を説明するための多種多様な評価法とアウトカムが存在する。上記のような研究報告は、足関節不安定性に対する介入研究におけるアウトカムの採用決定に影響を与えている可能性がある。結果として、**RCT** 研究において多くの異なるアウトカムが使用されてきたために研究間の異質性が高まり、統計量の統合が困難となり、介入効果のエビデンスが限られていると考えられる。

**RCT** は、統一されたアウトカムを報告すべきである<sup>47,48</sup>ということを考えると、足関節不安定性評価のアウトカムに関するエビデンス構築のためには、現状でどのタスクやアウトカムが最もよく用いられてきたかを整理し、最新研究における動向を知る必要がある。これは、研究者や臨床家にとって、今後 **RCT** や治療を実施する際にアウトカムを決定するための有益な情報となり得る。さらに、**RCT** で用いられるべきアウトカムは、測定の信頼性や評価の妥当性も考察されるべきである。したがって、第一課題では、近年報告されている **RCT** において、足関節捻挫既往者もしくは **CAI** の感覚運動機能を評価するために、最もよく用いられているタスクとアウトカムをまとめることを目的とした。



## 2-2. 方法

スコーピングレビューが研究手法として用いられた。スコーピングレビューとは、概念に関する特徴を特定するものとされている<sup>62-64</sup>。例えば、本レビューでは、RCTにおける足関節捻挫既往者またはCAIの感覚運動機能に対する評価法（タスクやアウトカム）の特定、マッピング、報告、そして、評価法に関する考察を行った。本レビューは、Petersら<sup>63</sup>とMunnら<sup>64</sup>が報告したスコーピングレビューの方法論に従った。

### 2-2-1. 検索方法

論文検索過程は、The Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis (PRISMA) Extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR) ガイドライン<sup>65</sup>に従った。PubMed, SPORTDiscus, Web of Science, MEDLINE を用いて、2008 年 1 月から 2018 年 10 月までに公表された論文を検索した。MeSH タームとキーワードを Table 2 に示す。ハンドサーチも行われ、近年出版された系統的レビューの引用論文に加え、重要と思われる論文を抽出した。検索は、2018 年 10 月に行われた。

採用基準には以下の項目が適用された：

- 1) 研究の種類について：介入群とコントロール群もしくは無介入群を比較した RCT。コントロール群は通常のケア、無治療、もしくはプラセボ群と定義した。
- 2) 被験者の特性：性別は男性、女性もしくは両方。少なくとも 1 回の足関節捻挫を有し、既往側に giving way もしくは不安定感を有している者。
- 3) 評価項目の種類：足関節捻挫後もしくは CAI の感覚運動機能を示すためのあらゆる評価項目。ここで、感覚運動機能とは、感覚入力（視覚、前庭感覚、体性感覚）、運動出力系、姿勢制御系（静的と動的姿勢制御）を伴う中枢統合または過程（神経筋支配）のいずれかの構成要素と定義した。

除外基準は、学会資料や足関節に対する整形外科的手術を受けた者を対象とした論文とした。

二名の評価者が検索，選択，採用基準に従うスクリーニングを行い，採用論文を抽出した．論文採用過程を Figure 1 に示す．論文抽出の過程で意見の一致が行われなければ，二名の評価者間で同意が得られるまで議論が行われた．

Table 2. Search parameters

Descriptor	Search term (MeSH/"keywords")
Injury Part	Ankle Injuries, Ankle joint/ "ankle injury", "ankle injuries", "ankle joint"
Impairments	Sprains and Strains, Joint instability/ "ankle sprain", "ankle strain", "joint instability", "ankle instability", "unstable ankle"
Sensorimotor terms	Psychomotor Performance, Kinesthesia, Proprioception, Postural Balance, Neuromuscular monitoring, Electromyography/ "sensorimotor", "proprioception", "postural control", "postural stability", "postural sway", "static balance", "dynamic balance", "neuromuscular", "electromyography"
Limitations	randomized controlled/ controlled trial, 2008-2018

Table 2. The search terms within each group were combined with the ‘OR’ operator; the each group was combined with the ‘AND’ operator.

## 2-2-2. データ抽出

各論文から以下の項目を抽出した：

- 1) 研究対象者（年齢，性別，サンプルサイズ）
- 2) 足関節捻挫既往もしくは CAI の採用基準
- 3) 感覚運動機能の評価：1) タスク，2) アウトカム，3) 使用機器

### 2-2-3. バイアス評価

本スコーピングレビューは、足関節捻挫もしくはCAIに関連するRCTにて用いられている採用基準、タスク、アウトカムに関する記述的解析を行った。研究結果を吟味するものではないため、採用された論文に関する内部妥当性の検証は行われなかった。

### 2-2-4. データ管理

以下の抽出されたデータをエクセルシート（Microsoft Office Home and Business 2013）上にまとめた：

- 1) タスク、アウトカム、使用機器
- 2) 足関節捻挫およびCAIの採用基準
- 3) タスクとアウトカムの使用頻度

## 2-3. 結果

31 件の論文が採用された (Figure 1, Table 3). データ管理でまとめられた結果を Table 3 に示す.

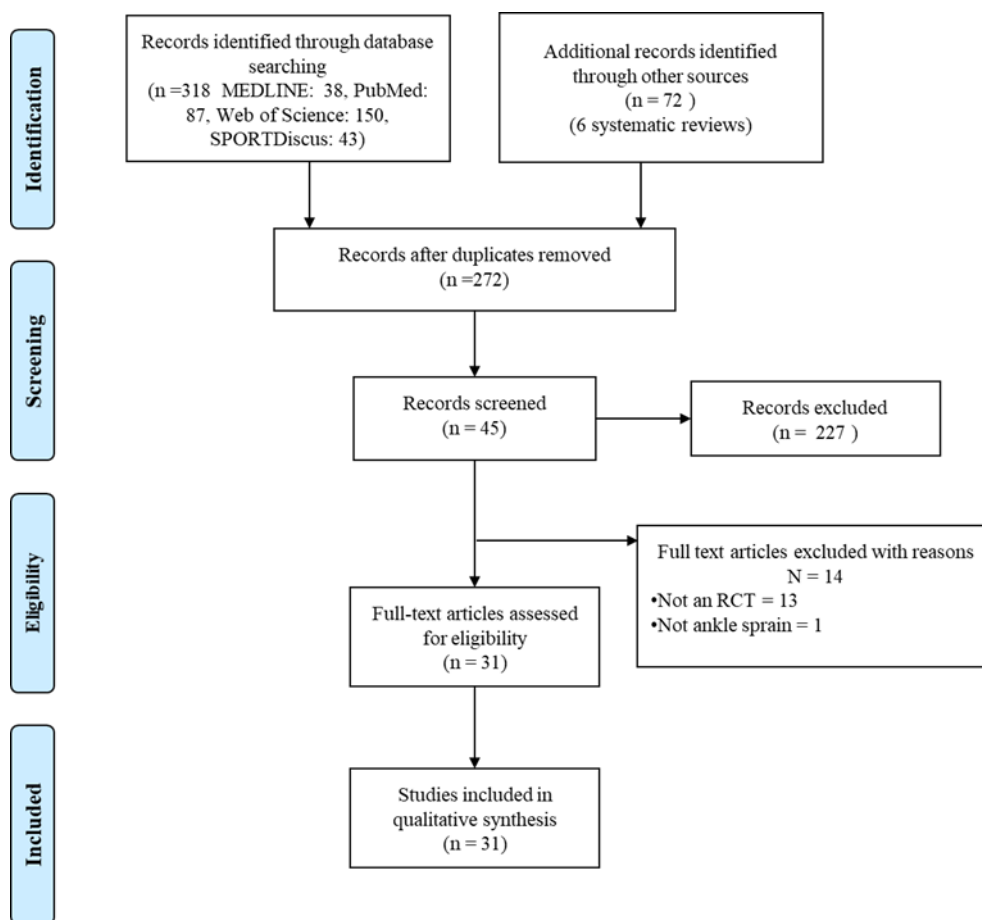


Figure 1. Flow diagram of the study selection process

Table 3. Inclusion criteria, participant's characteristics, and tasks and outcome measures in included studies.

Author (Year)	Inclusion criteria	Participants	Tasks and outcome measures
Alguacil-Diego (2018) <sup>66</sup>	(1) At least 1 acute lateral ankle sprain (but none in the prior 3 months); (2) episodes of the ankle “giving-way” in the past 6 months; (3) CAIT < 27; (4) evidence of mechanical instability assessed by a physician using an anterior drawer test a difference of 10mm compared to the contralateral ankle	28 (M16; F12) <u>Experimental</u> : 14 (M7; F7) Age: 20.5 (2.9) <u>Control</u> : 14 (M9; F5) Age: 20.0 (1.6)	<u>SOT</u> : Composite score (%) <u>Single limb stance with EO and EC (10s)</u> : Mean COG sway velocity (°/s) <u>Equipment</u> : Smart Equitest VR version 8.2 (NeuroCom International Inc., Clackamas, OR), force-plate technology (two 23×46 cm footplates)
Anguish (2018) <sup>67</sup>	(1) At least 1 ankle sprain, with the initial sprain occurring more than 1 year before the study; (2) AII ≥ 5; (3) a feeling of “giving way” at least 2 episodes in the 6 months before the study	18 (M16; F2) Age: 18.4 (1.8) <u>Experimental</u> : 9 Age: 18.3 (1.9) <u>Control</u> : 9 Age: 18.4 (1.9)	<u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%) <u>Weight-bearing JPS blocks</u> : Dorsiflexion, Plantar flexion, Inversion, Eversion (°) <u>Equipment</u> : Weight-bearing, sloped-surface block method
Asimenia (2013) <sup>68</sup>	(1) At least 1 repeated injury or perception of ankle instability or “giving away” in the unstable ankle; (2) no evidence of mechanical instability as assessed by an orthopaedic doctor using anterior drawer test;	30 (M16; F14) Age: 20.6 (0.6) <u>Experimental 1</u> : 15 <u>Experimental 2</u> : 15	<u>BSS</u> (Static balance test (20s), Dynamic balance test): Total, AP, ML (°), Targets (s) <u>Equipment</u> : Biodex Stability System (Biodex, Inc, Shirley, NY)

	(3) pain-free, full weight bearing, and normal gait at the time of study		
Bagherian (2017) <sup>69</sup>	(1) A moderate-to-severe unilateral ankle sprain ( $\geq 8$ days sports time loss) within the last 5 years; (2) at least 2 giving-way episodes within 12 months before testing; (3) FAAM-ADL $\leq 90\%$ , FAAM-S $\leq 80\%$	40 (M40) <u>Experimental</u> : 20 Age: 21.2 (1.7) <u>Control</u> : 20 Age: 20.9 (1.8)	<u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%) <u>JPS (active)</u> : Inversion (°) <u>Double-limb stance with EO and EC (10s)</u> : COP velocity (AP, ML) (mm/s) <u>Functional-movement task</u> : Double-limb squat, Double-limb squat with heel lift, Single-limb squat (errors) <u>Equipment</u> : Biodex Isokinetic Dynamometer (Biodex 3, New York, New York), Footscan 10.7 system (RS Scan International, Olen, Belgium)
Beazell (2012) <sup>70</sup>	(1) At least 1 ankle sprain; (2) episodes of ankle instability (giving way); (3) FAAM-S $\leq 85\%$ or modified AII $\geq 3$ ; (4) ankle dorsiflexion ROM deficit $\geq 5^\circ$ compared to the opposite side	43 <u>Experimental 1</u> : 15 Age: 25.2 (8.2) <u>Experimental 2</u> : 15 Age: 27.5 (8.8) <u>Control</u> : 13 Age: 23.8 (5.6)	<u>BESS</u> : Single-limb stance on foam with EO and EC (20s) (errors) <u>Step-down test</u> : (errors)
Burcal (2017) <sup>71</sup>	(1) At least 2 lateral ankle sprains; (2) at least 1 episode of giving way within the past 3	24 (M7; F17) Age: 21.3 (2.0) <u>Experimental</u> : 12 (M2,	<u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%) <u>Single-limb stance with EO and EC (10s)</u> : TTB minimum, mean and SD (AP, ML) (s)

months; (3) AII  $\geq 4$ , FAAM-ADL  $\leq 90\%$   
FAAM-S  $\leq 80\%$

F10) Age: 21.4 (2.4)  
Control: 12 (M5, F7) Age:  
21.2 (1.6)

Equipment: Accusway Plus force platform (AMTI;  
Watertown, MA)

Cain (2017)<sup>72</sup> (1) Repeated inversion injury with residual  
symptoms (swelling, pain, or weakness); (2)  
2 or more moderate ankle sprains to the same  
ankle requiring medical intervention; (3)  
episodes of “giving way”

22 (M11; F11)  
Experimental: 11 (M4;  
F7) Age: 16.5 (0.9)  
Control: 11 (M7; F4) Age:  
16.6 (1.3)

Time in balance test: Single-limb stance with EC (s)  
SEBT: AM, M, PM reach (%)  
Foot lift test: Single-limb stance (30s) (average number  
of errors)  
Side hop test: 10 side-to-side repetitions (s)

Cloak (2010)<sup>73</sup> (1) More than 1 LAS within the past 2 years;  
(2) recurrent feeling of “giving way”; (3)  
CAIT  $\leq 23$

38 (F38) Age: 19 (1.1)  
Experimental: 19 Age:  
19.0 (0.8)  
Control: 19 Age: 19.0  
(1.3)

SLBT (30s): COP area (maximum sway in A, P, M, L)  
(cm<sup>2</sup>)  
SEBT: A, M, L, P, AM, AL, PM, PL (%)  
Demi-pointe stance (30 s): Mean power frequency (PL)  
(%)  
Equipment: RSscan ® pressure mat (RSscan, Ipswich),  
Electromyography (EMG) (Powerlab, AD instruments,  
UK)





De-la-Torre-Domingo (2015) <sup>77</sup>	of function (but none in the prior 3m); (2) episodes of the ankle giving way in the last 6 months; (3) CAIT < 27; (4) and evidence of mechanical instability assessed by a physician using an anterior drawer test (an anterior drawer difference of 10mm compared with the contralateral ankle).	18.9 (1.8) <u>Control</u> : 15 Age 20.1 (1.6)	International, Force plate technology (two 23×46-cm footplates)
Donovan (2016) <sup>78</sup>	(1) More than 1 ankle sprain, with the initial sprain occurring more than 1 year before the study; (2) FAAM-S < 85%, Identification of Functional Ankle Instability scale $\geq 10$	26 (M7; F19) Age: 21.34 (3.06) <u>Experimental</u> : 13 Age: 21.3 (3.4) <u>Control</u> : 13 Age: 21.5 (2.9)	<u>Single-limb balance with EO and EC (10s)</u> : COP area (cm <sup>2</sup> ), velocity (cm/s), sEMG amplitudes (TA, PB, PL, GasM) <u>SEBT</u> : Composite score (%), sEMG amplitudes (TA, PB, PL, GasM) (%) <u>Equipment</u> : Accusway Plus force plate (AMTI, Watertown, MA), DE 2.1 differential EMG sensors (Delsys, Boston, MA)
Hall (2015) <sup>79</sup>	(1) IdFAI $\geq 11$ ; (2) no pain or swelling in the ankle; (3) have not participated in formal rehabilitation within the past 3 months; (4) had no history of lower extremity surgery or fracture in the involved limb, or had no diagnosed neurologic dysfunction	39 (M10; F16) <u>Experimental 1</u> : 13 (M5; F8) Age: 19.7 (2.2) <u>Experimental 2</u> : 13 (M5; F8) Age: 18.9 (1.3) <u>Control</u> : 13 (M7; F6) Age: 20.5 (2.1)	<u>Y Balance test</u> : Composite reach (%) <u>Figure-8 hop test</u> : (s) <u>Triple crossover hop test</u> : (cm) <u>Equipment</u> : Y Balance Test Kit (FunctionalMovement.com; Functional Movement Systems, Danville, VA).

Hamlyn (2012) <sup>80</sup>	(1) At least 1 lateral ankle sprain; (2) multiple occurrences of the feeling of the ankle giving way; (3) CAIT $\leq 27$	40 <u>Experimental</u> : 20 (M11; F9) Age: 20.0 (2.3) <u>Control</u> : 20 (M10; F10) Age: 20.5 (2.1)	<u>Single-limb stance with EC (20s)</u> : COP area (cm <sup>2</sup> ) <u>Equipment</u> : AccuGait force plate (model ACG; Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, MA)
Han (2009) <sup>†81</sup>	(1) 1 or more ankle sprains within the past 12 months; (2) at least 2 or more ankle sprains within the past 36 months; (3) no visual swelling or pain at the time of the study	20 (M10; F10) <u>Experimental</u> : 10 (M5; F5) Age: 20.1 (3.4) <u>Control</u> : 10 (M5; F5) Age: 21.9 (3.1)	<u>Single-limb stance (20s)</u> : TTD of the COP (cm) <u>Equipment</u> : Force plate (AMTI Inc, Newton, MA)
Han (2011) <sup>†82</sup>	(1) 1 or more ankle sprains that resulted in pain during weight bearing for a duration of 1 or more days, within the past 12 months; (2) at least 2 or more ankle sprains that resulted in pain during weight bearing for a duration of 1 or more days within the past 36 months, but at the time of the study had no visual swelling or pain.	20 (M10; F10) <u>Experimental</u> : 10 (M5; F5) <u>Control</u> : 10 (M5; F5)	<u>Tilt platform (inversion)</u> : Latency (PL) (ms) <u>Equipment</u> : Surface electrodes (Blue Sensor M-00-S, Medicotest, Rugmarken, Denmark), developed an ankle-strength-training machine

Hilgendorf (2012) <sup>83</sup>	(1) At least 2 lateral sprains to the same ankle in the past; (2) at least 1 episode of “giving way” that had occurred within the past 6 months; (3) the presence of residual symptoms during functional activities; (4) free from symptoms of any other previous injury to the lower extremity	16 (M7; F9) Age: 22.2 (1.5) <u>Experimental</u> : 8 <u>Control</u> : 8	<u>Motor control test</u> : latency response, amplitude response, and symmetry response (double stance) <u>Dynamic visual acuity test</u> : Vertical and horizontal <u>Gaze stabilization test</u> : Vertical and horizontal <u>ASLST</u> : OSI (AP, ML) <u>Equipment</u> : SmartEquiTest (NeuroCom, Clackamas, Oregon), Balance System SD (Biodex Medical Systems, Shirley, New York)
Huang (2014) <sup>84</sup>	(1) At least 1 acute ankle inversion sprain that resulted in swelling, pain, and dysfunction; (2) recurrent ankle sprains or ankle “giving way” in the past 12 months; (3) CAIT < 24; (4) clinically negative anterior drawer and talar tilt tests	30 <u>Experimental</u> : 10 (M8; F2) Age: 23.8 (4.1) <u>Control 1</u> : 10 (M8; F2) Age: 23.2 (2.8) <u>Control 2</u> : 10 (M7; F3) Age: 23.5 (3.0)	<u>Single-limb stance (20s)</u> : COP displacement (AP, ML) (mm), 95% COP sway ellipse area (mm <sup>2</sup> ) <u>Single-limb Drop Landing</u> : The maximum and minimum angles at the hip, knee, and ankle (sagittal, frontal, and transverse planes) (°), TTS (s), the maximum relative displacement between COM and COP (mm) <u>Equipment</u> : Force plates (model AM FP4060-07-1000; Bertec Corporation, Columbus, OH), Motion-capture system (model ProReflex MCV, type 170240; Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)
Kosik (2017) <sup>85</sup>	(1) At least 1 acute lateral ankle sprain causing pain, swelling, and temporary loss of	24 <u>Experimental</u> : 13 (M9;	<u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%)

function, but no significant injury to the ankle in the past 6 months; (2) at least 2 repeated episodes of “giving-way” in the previous 3 months; (3) AII  $\geq 5$

F3) Age: 23.4 (5.9)

Control: 11 (M5; F6) Age: 20.0 (1.9)

Lazarou  
(2017)<sup>86</sup>

(1) A clinical diagnosis of ankle sprain by an orthopedic specialist; (2) they had not participated in any form of supervised training after the injury

20

Experimental 1: 10 (M3; F7) Age: 22.0 (2.0)

Experimental 2: 10 (M3; F7) Age: 22.0 (4.0)

JPS (active): Dorsiflexion, Plantar flexion (°)

Isokinetic testing: sEMG (TA, PL) (%MVIC)

Equipment: Biodex System II Pro isokinetic dynamometer (Biodex Medical; Shirley, NY), Shimmer3 EMG Unit (Dublin)

Linens  
(2016)<sup>87</sup>

(1) At least 1 significant ankle sprain; (2) self-report sensations of “giving way” at least 2 a year; (3) CAIT < 27

34

Experimental: 17 Age: 22.9 (2.8)

Control: 17 Age: 23.2 (3.6)

Time in balance test: single-limb stance with EC (s)

Foot lift test: Single-limb stance (30s) (average number of errors)

SEBT: AM, M, PM reach (%)

Figure-8 hop test: (s)

Side hop test: 10 side-to-side repetitions (s)

McKeon (2008) <sup>88</sup>	(1) More than 1 ankle sprain and residual symptoms; (2) episodes of the ankle giving way; (3) AII $\geq 4$ ; (4) FADI, FADIs $\leq 90\%$	31 (M12; F19) <u>Experimental</u> : 16 (M6; F10) Age: 22.2 (4.5) <u>Control</u> : 15 (M6; F9) Age: 19.5 (1.2)	<u>Single-limb stance with EO and EC (10s)</u> : TTB (AP, ML) (s), the SD of COP excursions, range of COP excursions (cm), COP velocity (cm/s), and The area of the 95% confidence ellipse of COP excursions (cm <sup>2</sup> ) (AP, ML) <u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%) <u>Equipment</u> : Accusway Plus force plate (AMTI; Watertown, MA)
McKeon (2016) <sup>89</sup>	(1) At least 2 episodes of “giving way” within the past 6 months; (2) AII $\geq 5$ , FAAM-ADL $\leq 90\%$ , FAAM-S $\leq 80\%$	80 (M33; F47) Age: 22.7 (4.4) <u>Experimental 1</u> : 20 (M9; F11) Age: 23.6 (6.7) <u>Experimental 2</u> : 20 (M8; F12) Age: 22.3 (2.7) <u>Experimental 3</u> : 20 (M8; F12) Age: 22.0 (2.8) <u>Control</u> : 20 (M8; F12) Age: 22.9 (4.5)	<u>SLBT on a firm surface with EC (20s)</u> : (the number of errors)
McKeon (2018) <sup>90</sup>	(1) A history of a lateral ankle sprain; (2) at least 2 episodes of “giving way” within the past 6 months; (3) AII $\geq 5$ , FAAM-ADL $< 90\%$ , and FAAM-S $< 80\%$	<u>Experimental 1</u> : 18 <u>Experimental 2</u> : 19 <u>Experimental 3</u> : 19 <u>Control</u> : 18	<u>Single-limb stance with EO and EC</u> : The SD of COP excursions (cm), COP-Velocity (cm/s) and TTB (AP, ML) (s) <u>Equipment</u> : Force plate (Accusway Plus, AMTI, Watertown MA)

Mettler (2015) <sup>91</sup>	(1) More than 1 ankle sprain; (2) episodes of the ankle's giving way; (3) AII $\geq 4$ , FADI $\leq 90\%$ , FADIs $\leq 75\%$	31 (M12; F19) <u>Experimental</u> : 16 (M6; F10) Age: 22.2 (4.5) <u>Control</u> : 15 (M6; F9) Age: 19.6 (1.3)	<u>Single-limb stance with EO and EC (10s)</u> : The frequency of COP data points in each section (Section (AM, AL, PM, PL), Vertical columns (M, L), Horizontal rows (A, P)) (%) <u>Equipment</u> : AccuSway force platform (AMTI Corp, Watertown, MA)
Schaefer (2012) <sup>92</sup>	(1) At least 1 significant unilateral inversion sprain of either ankle that resulted in pain, swelling, and loss of function within the last year; (2) more than 1 repeated injury and the perception of ankle instability or "giving way"; (3) no reported history of ankle sprains within the 6 weeks before participation	<u>Experimental</u> : 13 (M13) Age: 18.4 (5.9) <u>Control 1</u> : 12 (M10; F2) Age: 17.7 (5.6) <u>Control 2</u> : 11 (M8; F3) Age: 17.1 (0.3)	<u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%)

Sierra-Guzmán (2017) <sup>93</sup>	(1) At least 1 significant ankle sprain (the most recent injury must have occurred more than 3 months prior to study enrollment); (2) 2 or more episodes of the ankle giving way in the last 6 months; (3) CAIT $\leq$ 24	50 <u>Experimental</u> : 17 Age: 22.4 (2.6) <u>Control 1</u> : 16 Age: 21.8 (2.1) <u>Control 2</u> : 17 Age: 23.6 (3.4)	<u>Tilt platform (inversion)</u> : Muscle reaction time (TA, PL, PB) (ms) <u>Equipment</u> : A custom-designed ankle inversion platform, a double axis goniometer (SG110/A, Biometrics Ltd, Gwent, UK), Surface electrodes (Ag/AgCl sensor, Ambu Blue Sensor N-00-S/25, Ambu A/S, Ballerup, Denmark)
Smith (2018) <sup>94</sup>	(1) A history of lateral ankle sprain; (2) episodes of giving way, and a feeling of instability during at least 2 of the following activities: (1) walking on a flat surface, (2) walking on uneven ground, (3) during recreational activity, and (4) walking upstairs or downstairs (AII $\geq$ 5)	27 <u>Experimental</u> : 13(M6; F7) Age: 20.1 (1.69) <u>Control</u> : 13 (M6; F7) Age: 20.9 (1.26)	<u>BESS</u> : stance with EC (20s) (errors) <u>SEBT</u> : A, PM, PL reach (%)
Yan (2013) <sup>95</sup>	(1) A history of unilateral ankle sprain more than 1 but not simultaneously, the last incidence occurred 4 weeks ago; (2) some objective sensations (weakness, pain, functional debility and feeling of "giving	<u>Experimental</u> : 25 (M12; F13) Age: 22.5 (8.5) <u>Control</u> : 25 (M11; F14) Age: 21.5 (3.2)	<u>JPS (active, passive)</u> : Inversion (°) <u>Kinaesthesia</u> : inversion (°) <u>Equipment</u> : Biodex system III isokinetic dynamometer (Biodex corporation, New York, USA)

way") in ankle, no subjective signs like ankle joint laxity; (3) no history of operation or fracture in the ankle joint; (4) no nerve disorders which might affect the balance and muscular strength; (5) no ankle pain in rest.

Youssef (2018) <sup>96</sup>	(1) At least 1 ankle sprain and the initial sprain must have occurred at least 12 months prior to study enrolment; (2) the most recent ankle sprain must have occurred more than 3 months prior to study enrolment; (3) a history of giving way of the previously injured ankle joint, and/or feelings of instability; (4) the injured/unstable ankle is more painful, looser, and less functional than the uninvolved ankle.	35 females <u>Experimental 1</u> : 13 Age: 21.8 (2.0) <u>Experimental 2</u> : 12 Age: 20.8 (1.9) <u>Control</u> : 10 Age: 22.4 (3.2)	<u>BBS</u> : MLSI, APSI, OSI <u>Equipment</u> : Biodex Balance System (BBS) (Biodex medical systems, Inc. Shirley (NY)).
------------------------------	---	---	---



Table 3. List of Abbreviations: A: anterior; AII: Ankle Instability Instrument; AL: anterolateral; AM: anteromedial; AP: anteroposterior; APSI: anterior–posterior stability index; BAPS: biomechanical ankle platform system; BBS: Biodex Balance System; BESS: Balance Error Scoring System; BSS: Biodex Stability System; CAIT: Cumberland Ankle Instability Tool; COG: centre of gravity; COM: center of mass; COP: centre of pressure; DBT: Dynamic-balance-training; EC: eyes closed; EMG: Electromyography; EO: eyes open; FAAM-ADL: Foot and Ankle Ability Measure Activities of Daily Living FAAM-S: Foot and Ankle Ability Measure Sport; FADI: Foot and Ankle Disability Index; FADIs: Foot and Ankle Disability Index Sport; FAI: Functional ankle instability; GasM: medial head of the gastrocnemius; GISTM: Graston instrument-assisted soft-tissue mobilization; HAS: history of ankle sprains; IdFAI: Identification of Functional Ankle Instability Questionnaire; JPS: Joint position sense; L: lateral; LAS: lateral ankle sprain; M: medial; ML: mediolateral; MLSI: medial–lateral stability index; MVIC: maximal voluntary isometric contraction; MWM: mobilization with movement; O(A)SI: overall stability index; P: posterior; PB: peroneus brevis; PL: peroneus longus; PL: posterolateral; PM: posteromedial; PNF: proprioceptive neuromuscular facilitation; ROM: range of motion; SD: standard deviation; SEBT: star excursion balance test; SLBT: single leg balance test; SOT: Somatosensory organisation test; TA: tibialis anterior; TTB: time to boundary; TTD: Total travel distance; TTS: time to stabilization; WBLT: weight-bearing lunge test

a: Age is presented in years as mean (SD); †: The study included those who had ankle sprain/CAI as well as healthy people

### 2-3-1. タスク

タスクは、以下の 5 つのカテゴリーに分けられた (Table 4). (タスクとアウトカムは、二名の評価者によって反復的に議論を重ねた結果をもとに分類分けされた.)

- 1) Equipment-dependent tasks
- 2) Functional tasks
- 3) Proprioceptive testing
- 4) Dynamic balance
- 5) Static balance

Equipment-dependent tasks は、臨床的に使用されるコンピュータを用いた評価法で、例えば, Equitest®, アイソキネティックダイナモメータ, 傾斜板装置などが挙げられる. Functional tasks には、荷重活動を伴うような、スクワット、ホッピングやヒールレイズなどが含まれる. Proprioceptive testing は、関節位置覚や運動覚を評価するものと捉えられた. Dynamic balance は SEBT (8 方向, 選択された方向, Y バランステスト) を含んでいる. Static balance は、両・片脚立位バランスとした. (Table 4)

Static balance が最もよく使用されたタスクカテゴリーであった (31 件中 61%). また、片脚立位が最もよく使用されたタスクであった (31 件中 58%). 他のタスクに関しては Table 4 に示す.

Table 4. Frequency of tasks used in induced studies to assess sensorimotor function

Task Category	Task	No. (%)	
<b>Static balance</b>	Single-limb stance	18 (58)	19 (61)
	Double-limb stance	1 (3)	
<b>Dynamic balance</b>	Star Excursion Balance Test		
	Eight directions	2 (6)	16 (52)
	Selected directions	13 (42)	
	Y-balance test	1 (3)	
<b>Functional Task</b>	Demi-pointe stance	1 (3)	13 (42)
	Double-limb squat	2 (6)	
	Figure-8 hop test	2 (6)	
	Foot lift test	2 (6)	
	Side hop test	2 (6)	
	Single-limb Drop Landing	1 (3)	
	Single-limb squat	1 (3)	
	Step-down test	1 (3)	
	Triple crossover hop test	1 (3)	
<b>Equipment-dependent</b>	Dynamic visual acuity test	1 (3)	8 (26)
	Gaze stabilization test	1 (3)	
	Isokinetic testing	1 (3)	
	Motor control test	1 (3)	
	Sensory organization test	2 (6)	
	Tilt platform	2 (6)	
<b>Proprioceptive testing</b>	Joint position sense	4 (13)	5 (16)
	Kinesthesia	1 (3)	

## 2-3-2. アウトカム

片脚立位中には様々なアウトカムが用いられていた。5 件（31 件中 28%）の研究は、COP 面積を用いていた。COP 速度と COP 偏位はそれぞれ 4 件（31 件中 22%）の RCT で用いられていた。片脚立位中に測定された他の変数に関して、Table 5 に示す。

Table 5. Frequency of variables of single-limb stance (n = 18)

Outcome measures	Number	% of SLS studies
COP area	5	28
COP velocity	4	22
COP displacement	4	22
TTB	3	17
Stability Index	3	17
Error	3	17
Time	2	11
sEMG amplitudes	1	6
COP frequency	1	6

Table 5. List of Abbreviations: COP: center of pressure; EMG: electromyography; TTB: time to boundary; Error: single limb balance assessed by counting the number of errors; Time: the length of time during single-limb stance; Stability Index: Index assessed by Biodex Balance System.

Dynamic balance に分類された SEBT の後内方リーチ距離が研究者らによって最もよく使用された (SEBT を用いた論文 16 件中 81%)。後外方と前方リーチ距離は 12 件 (SEBT を用いた論文 16 件中 75%) の研究によって使用された (Table 6)。片脚立位と SEBT について、それぞれ最も用いられた 3 つの COP パラメータと 3 方向のリーチ距離を用いた RCT の件数を Figure 3 に示す。

Table 6. Frequency of use of the SEBT variables (n = 16)

Outcome measures	Number	% of SEBT studies
PM reach	13	81%
A reach	12	75%
PL reach	12	75%
M reach	3	19%
AM reach	3	19%
L reach	2	13%
P reach	2	13%
AL reach	2	13%
Composite score	2	13%
sEMG amplitudes	1	6%

Table 6. List of Abbreviations: A: anterior; AL: anterolateral; AM: anteromedial; EMG: electromyography; L: lateral; M: medial; P: posterior; PL: posterolateral; PM: posteromedial.

## 2-4. 考察

本スコーピングレビューでは、2008 年から 2018 年に発表された RCT において、足関節捻挫既往者および CAI の感覚運動機能に対する最もよく用いられたタスクとアウトカムをまとめた。先行研究において各研究者がどのような評価法を用いたかという動向は、今後、足関節捻挫再発予防を目的とした介入研究で用いられるべきアウトカムを理解する上で、重要な情報となる。以下に、採用された 31 件の論文で最も用いられたタスクとアウトカムに関して、その臨床的応用性を考察する。

### 2-4-1. 最も用いられたタスクとアウトカムについて

Static balance が最もよく用いられたタスクカテゴリーであり（31 件中 61%）、主に実験室的設定において、片脚立位が静的姿勢制御および静的バランス能力を評価する最も共通して使用されたタスクであった。Freeman (1965)<sup>33</sup>は片脚立位を用いて、足関節捻挫既往者は機能的不安定性（functional instability）を有することを報告した。それ以降、片脚立位は伝統的によく用いられるようになった。

片脚立位時のアウトカムに関しては、COP 面積、COP 速度、そして COP 偏位の 3 つが最もよく用いられていたことが明らかとなった (Table 5)。片脚立位時における COP 面積、速度、偏位の増加は、一般的に、姿勢制御能力の低下を意味し、変数の減少は、姿勢制御能力の向上を意味する<sup>59</sup>。先行研究によると、片脚立位中の COP 変数は足関節捻挫既往者または CAI を有する者の姿勢制御不全を判別し得ると報告している<sup>37,55</sup>。最新のメタアナリシスでは、CAI の COP 面積と COP 偏位増加は静的姿勢制御不全を説明し得ると報告している（それぞれ、 $P = 0.005$ , SMD: 0.62, 95% CI: 0.19 to 1.05,  $P < 0.001$ , SMD: 0.37, 95% CI: 0.21 to 0.53）<sup>97</sup>。一方で、COP 速度に関しては、健常群と CAI 群で差は認められていない（ $P = 0.56$ ）<sup>97</sup>。

一方、最も使用されたアウトカムは、SEBT の後内方リーチ距離であった（SEBT を

用いた論文 16 件中 13 件)。次いで、前方、後外方リーチ距離 (SEBT を用いた論文 16 件中 12 件) が用いられていた。

SEBT 後内方リーチは、前方に対して後内方  $135^{\circ}$  に延びる線に対してできる限り遊脚側を伸ばすタスクである (Figure 2)<sup>60</sup>。SEBT は、動的姿勢制御能力を評価するために、本来 8 方向 (前方、前内方、前外方、内方、外方、後方、後内方、後外方) のリーチ距離がアウトカムとして含まれている<sup>60</sup>。個々の方向におけるリーチ距離が他の 7 方向と高い関係を示したことから、測定にかかる時間短縮のために、3 方向 (前方、後内方、後外方) のみが推奨され、用いられるようになった経緯がある<sup>10,98</sup>。Plisky ら<sup>99</sup>は、Y Balance Test (functionalmovement.com, Danville, VA) を提案し、前方、後内方、後外方の 3 方向に延びるパイプとボックスを用いるキッドを開発した。さらに、Hertel ら<sup>98</sup>は、CAI の患側における前内方、内方、後内方向リーチ距離は、健常群と比して低下することを報告した。したがって、本来の SEBT における 8 方向と他の報告から推奨された方向には、後内方リーチ方向が重複して含まれており、結果として研究間で頻繁に使用されたと考えられる。

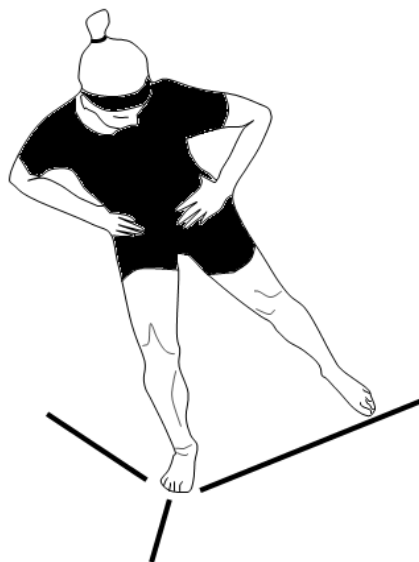


Figure 2. The Postero-Medial reach of the Star Excursion Balance Test

## 2-4-2. SEBT 後内方リーチ距離に関する信頼性と妥当性について

SEBT 測定の信頼性について、健常人を対象とした際に、good から excellent の信頼性が報告されている (The test-retest reliability ICC : 0.84-0.92)<sup>60</sup>. SEBT は、実験室的な設定を必要とせず、テープメジャーのみを使用するため安価で簡便な測定法である<sup>60</sup>.

SEBT 後内方リーチ距離に関する妥当性について、最新の系統的レビューのメタアナリシスによると、SEBT 後内方リーチ距離は、健常群と足関節不安定性を有する者を区別するための妥当性を有していると報告されている ( $P=0.009$ , SMD: -0.36; 95% CI: -0.62 to -0.09)<sup>97</sup>. 一方で、SEBT の前方と後外方リーチ距離には両群間で差は認められなかった、もしくは、研究間で意見が一致していない<sup>97,100</sup>. いくつかの前向き研究<sup>101,102</sup>によって、SEBT 後内方リーチ距離の低値は、足関節捻挫発症を予測し得ると報告された. de Noronha ら<sup>101</sup> は、SEBT 後内方リーチ距離が下肢長に対して 80%未満の者は足関節捻挫を引き起こす可能性があるとして報告した ( $P = 0.03$ , hazard ratio: 0.96, 95% CI: 0.92 to 0.99). また、Attenborough ら<sup>102</sup> は、ネットボール競技において、下肢長に対して 77.5%以下の SEBT 後内方リーチ距離は、足関節捻挫の危険因子になり得ることを報告した ( $P = 0.04$ , OR: 4.04, 95% CI: 1.00 to 16.35).

以上より、SEBT 後内方リーチ距離測定は、優れた信頼性を有している. また、アウトカムとしての SEBT 後内方リーチ距離は、健常者と足関節不安定を有する者を区別する妥当性を有している. さらに、SEBT 後内方リーチ距離の低値は、足関節捻挫の予測因子にもなり得ることが示唆されている. ゆえに、SEBT 後内方リーチ距離は、RCT で用いられるべき臨床的アウトカムであると考えられる.



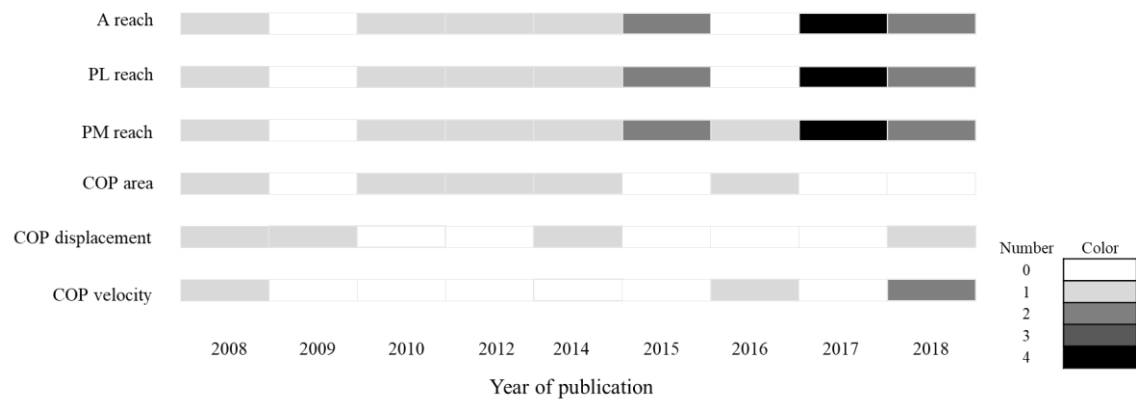


Figure 3. Number of articles that included the SEBT and COP variables

#### 2-4-3. 頻繁に用いられたアウトカムの採用動向

Figure 3 は、アウトカムである片脚立位中の COP パラメータと SEBT のリーチ距離が各年において用いられた件数を示している。片脚立位中の COP 面積、偏位、速度は静的姿勢制御能力を反映している<sup>59</sup>。一方、SEBT の前方、後外方、後内方リーチ距離は動的姿勢制御能力と解釈されている<sup>60</sup>。

足関節捻挫後の姿勢制御能力に対する床反力計を用いた COP 測定は、2008 年頃には McKeon と Hertel<sup>54</sup> によってゴールドスタンダードと呼ばれていた。しかし、床反力計は臨床場面において必ずしも利用できるわけではない。一方、SEBT リーチ距離は、メジャーテープのみを使用し測定されるため、より臨床場面で実用可能であり、研究結果を臨床現場に置き換えやすくしていると考えられる。

アウトカムの採用件数から考えると、研究者らが注目する足関節捻挫後の感覚運動機能を評価するためのアウトカムは、静的片脚立位時における COP パラメータから動的姿勢制御と解釈されるリーチ距離に移行していることが考えられる。

#### 2-4-4. 第一課題のまとめと今後の展開

第一課題では、過去の RCT におけるアウトカムとして、SEBT の後内方リーチ距離が最も用いられていたことが判明した。また、SEBT の後内方リーチ距離は、測定の信頼性と足関節不安定性を有する者を特定する妥当性を有していること、さらに、足関節捻挫予測因子になり得ることを考察した。そして、近年、SEBT のリーチ距離が介入研究におけるアウトカムとして頻繁に用いられていることから、研究者間で SEBT 後内方リーチ距離によって解釈される動的姿勢制御能力に対する介入効果の検討に注目が集まっていることが考えられた。

序論でも述べたように、スポーツ傷害予防を目的とした介入研究を行う際には、アウトカムに対する理解と評価から質的問題を抽出し、介入検討に応用するという過程が重要である<sup>49</sup>。SEBT 後内方リーチ距離の場合、質的問題の抽出とは、リーチ動作中にどのような姿勢制御戦略が実行されているかを知ることであると考えられる。つまり、アウトカムであるリーチ距離が動作とどのように関わるかについて理解する必要がある。

一般的に、動作課題中の姿勢制御戦略を評価するためにバイオメカニクス研究が行われる。足関節捻挫後の動的姿勢制御戦略に関して、歩行や走行、着地動作に関するバイオメカニクス研究はレビュー論文によってまとめられている (Table 1)。しかし、SEBT 後内方リーチにおける足関節不安定性を伴う姿勢制御戦略に関するレビュー論文は、渉猟しえた限り見当たらない。足関節不安定性を有する者の SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略に関する理解は、足関節不安定性を評価するアウトカムとして共通的に用いられている SEBT 後内方リーチ距離に対するエビデンス構築を行う上で重要であると考えられる。

したがって、次章では、SEBT 後内方リーチ距離とリーチ動作について、足関節不安定性を有する者の姿勢制御戦略がどのように特徴づけられてきたかを整理することから開始した。

### 第3章 研究課題2：SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略に関する研究

#### 3-1. 緒言

第一課題から、過去の RCT において、足関節捻挫既往者もしくは CAI における感覚運動機能に対する介入効果検証のために最も用いられたアウトカムは、SEBT 後内方リーチ距離 (Figure 2) であることが判明した。SEBT 後内方リーチ距離が足関節不安定性を有する者の動的姿勢制御能力を反映し得ること、アウトカムとしての信頼性と妥当性が担保されていること、さらに、リーチ距離の低値は足関節捻挫の予測因子になり得る。以上を考えると、足関節不安定性を有する者のリーチ動作における質的問題を理解することは、介入検討を行う上で重要である。

2012 年に、Gribble らは SEBT に関する系統的レビューを発表した<sup>60</sup>。そのレビューの中で、足関節不安定性を有する者は SEBT のリーチ距離が低下するというエビデンスがまとめられている。以来、いくつかのバイオメカニクス研究によって、足関節不安定性を有する者におけるリーチ動作中の姿勢制御戦略に関する特徴が報告されてきた (Table 7)。

アウトカムとしての SEBT 後内方リーチ距離だけでなく、リーチ動作中の姿勢制御戦略に関する理解を深めることは、足関節不安定性を有する者における感覚運動機能不全に対するより質の高い介入研究と効果的なリハビリテーションプログラム作成に寄与すると考えられる。

##### 3-1-1. SEBT 後内方リーチに関するバイオメカニクス研究について

健常者における SEBT 後内方リーチ距離と動作中のバイオメカニクスの変数の関係を初めて明らかにした Robinson と Gribble<sup>103</sup> は、SEBT 後内方リーチ距離は、膝関節屈曲、股関節屈曲、股関節内旋、股関節外転角度によって説明され得ることを報告した ( $R^2=0.91$ ,  $p<0.001$ )。つまり、膝関節屈曲、股関節屈曲、股関節内旋および外転角度が増大するにつれて、SEBT 後内方リーチ距離も増加することが考えられた。また、筆者の

予備的研究において、SEBT 後内方リーチの動作特性 (Figure 2) から体幹動態もリーチ距離に関与する可能性を考慮した結果、体幹外側方傾斜と後内方リーチ距離に正の関係があることを確認した ( $r=0.47$ ,  $p<0.05$ )。リーチ動作中の体幹動態は、リーチ方向に移動する COM を制御するためのカウンターバランスとして作用すると考えられた。

一方、急性足関節捻挫および CAI を有する者と健常者の SEBT 後内方リーチ距離とリーチ中のバイオメカニクス変数を比較した研究を Table 7 にまとめる。結果として、対象群間でリーチ距離とバイオメカニクス変数に有意差を認めた研究は 3 件のみであった。

Doherty ら<sup>104</sup>は、急性足関節捻挫群と健常群の SEBT 後内方リーチ距離とリーチ動作中の下肢関節キネマティクスを比較した。結果によると、捻挫群における後内方リーチ距離、股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度、足関節背屈角度は健常群と比較して有意に低値を示した。また、Doherty ら<sup>105</sup>による急性足関節捻挫群と健常群を比較したもう一方の報告によると、捻挫群における後内方リーチ距離、足関節背屈角度、膝関節屈曲角度、股関節屈曲角度の低値と足関節内反角度、膝関節内反角度、膝関節内旋角度が有意に高値であったことが報告された。さらに、Doherty ら<sup>106</sup>は、CAI 群と健常群の比較において、CAI 群の後内方リーチ距離と膝関節屈曲角度が健常群と比較して有意に低値であったことを報告した。(Table 7)

以上をまとめると、足関節不安定性を有する者の SEBT 後内方リーチ動作は、最大リーチ時の矢状面上における下肢関節動態が制限されていることが特徴であると考えられる。しかし、足関節不安定性を有する者における SEBT 後内方リーチ時の動的姿勢制御戦略に関する研究は、以下の点において未だ根拠が不十分であると考えられた。

まず、リーチ距離とバイオメカニクス変数の関係を示した報告が少ないことが挙げられる (Table 7)。健常群と足関節不安定性を有する群におけるリーチ距離とバイオメカニクス変数の違いを報告している研究は、3 件のみであった。(Bastien ら<sup>107</sup>もリーチ

距離の差を報告しているが、単位が異なるため解釈が他の研究と異なる。(Table 7))

また、動作課題中の姿勢制御戦略を表す変数の報告が少ない。関節キネマティクスに関しては、矢状面上以外（前額面や水平面）の下肢関節動態に関する情報が不足していると考えられた。姿勢制御戦略を表す変数として重心や足圧中心といったバイオメカニクス変数は、総合的な姿勢制御戦略を解釈する上で重要である<sup>31</sup>。過去の研究では、これらバイオメカニクス変数を総合的に観察した先行研究は見当たらない。

そして、過去のバイオメカニクス研究は、最大リーチ距離時点におけるバイオメカニクス変数の解析を行っていた。つまり、動作を通した一連の解析がなされておらず、動作局面における姿勢制御戦略に関しては言及されていないことが考えられた。

膝前十字靭帯再建者と健常人における SEBT 後内方リーチ時の下肢関節キネマティクスを比較した Delahunt ら<sup>108</sup>の研究では、リーチ動作を時間によって 100 分割し、それぞれの期における変数の群間比較を行った。しかし、群間比較において、各期で t 検定を繰り返し行った (t 検定を 100 回行った)。これは、統計学的に多重性の問題を含む可能性があり、第一種の過誤を引き起こしかねない。また、各期における一時点の比較解釈になるため、結局、リーチ動作に伴う関節キネマティクス変化に関しては解釈し得ないと考えられた。

以上の例を理由に、足関節不安定性を有する者が SEBT 後内方リーチ動作中にどのような姿勢制御戦略を遂行しているかについて、十分なエビデンスが得られていない現状であると考えられた。また、SEBT 後内方リーチ距離の増減が姿勢制御戦略の変化と関連し得るかについて、十分な情報が得られていない現状であると考えられた。したがって、SEBT 後内方リーチ動作中の姿勢制御戦略を理解するためには、先行研究における動作解析に関する問題を解決する必要がある。また、リーチ距離の増減が姿勢制御変化に影響され得るかも検討する必要がある。

Table 7. Biomechanical variables compared with Control and CAI/LAS during the PM reach.

Author	Year	Participant	Outcome variables (Control)	Outcome variables (Ankle Sprain/CAI)	Mean Difference (PM reach distance)
<b>Bastien et al<sup>107</sup></b>	2014	Acute unilateral LAS (M: 10) Healthy (M: 10)	PM reach distance (%body height): MD (95%CI): 4.56% of height (1.47-7.65) Unclear data		4.56% of height
<b>Feger et al<sup>109</sup></b>	2014	CAI (15) Healthy (15)	Muscle activation of Anterior tibialis (%MVIC): 0.68 (0.28)	Muscle activation of Anterior tibialis (%MVIC): 0.50 (0.19)	N.A.
<b>de la Motte et al<sup>110</sup></b>	2015	CAI (M: 7, F: 13) Healthy (M: 7, F: 13)	PM reach distance (%LL): 77.48 (11.74) No differences of kinematics (trunk, pelvic, hip, knee, and ankle) were found.	PM reach distance (%LL): 80.13 (10.34)	n.s.
<b>Doherty et al<sup>104</sup></b>	2015	Acute first-time LAS (M:44, F: 25) Healthy (M:15, F: 5)	PM reach distance (%LL): 107.3 (5.9) Hip flexion (°): 71.7 (13.5) Knee flexion (°): 66.9 (11.6) Ankle dorsiflexion (°): 28.6 (9.5) COP FD: 1.8 (0.3)	PM reach distance (%LL): 98.3 (19.7) Hip flexion (°): 58.6 (20.1) Knee flexion (°): 55.9 (17.8) Ankle dorsiflexion (°): 22.8 (7.3) COP FD: 1.7 (0.3)	9.0%
<b>Doherty et al<sup>105</sup></b>	2015	Acute first-time LAS (M:53, F: 28) Healthy (M:15, F: 4)	PM reach distance (%LL): 107.29 (6.02) Ankle dorsiflexion (°): 27.43 (9.07) Ankle eversion (°): -4.05 (15.56) Knee Valgus (°): -7.55 (8.17) Knee flexion (°): 69.86 (10.79)	PM reach distance (%LL): 94.89 (9.26) Ankle dorsiflexion (°): 16.16 (11.87) Ankle eversion (°): -14.58 (7.6) Knee Valgus (°): -2.00 (7.25) Knee flexion (°): 44.92 (17.40)	12.4%

Knee internal rotation (°): 2.47 (7.92)      Knee internal rotation (°): 25.11 (14.05)  
 Hip flexion (°): 73.11 (13.81)      Hip flexion (°): 45.06 (20.03)

<b>Pozzi et al</b> <sup>111</sup>	2015	CAI (M: 4, F: 5) Healthy (M: 6, F: 6)	PM reach distance (%LL): 79.1 (8.7) No differences of kinematics kinetics (ankle and knee; and iEMG of PL and TA) were found.	PM reach distance (%LL): 82.9 (11.4)	n.s.
<b>Doherty et al</b> <sup>106</sup>	2016	CAI (M: 17, F: 11) Healthy (M: 15, F: 5)	PM reach distance (%LL): 107.3 (5.9) Knee flexion (°): 66.9 (3.1) COP FD: 1.8 (0.3)	PM reach distance (%LL): 100.7 (8.0) Knee flexion (°): 55.6 (2.6) COP FD: 1.6 (0.2)	6.6%
<b>Kwon and Williams</b> <sup>112</sup>	2017	CAI (M: 12, F: 12) Healthy (M: 12, F: 12)	Unclear data (Effects of rest intervals)		N.A.
<b>Jaber et al</b> <sup>113</sup>	2018	CAI (M: 5, F: 11) Healthy (M: 7, F: 9)	PM reach distance (%LL): 95.4 (10.8) COP Sway (mm/s): 58.6 (18.7) Gmed activation onset time (s): 0.9 (0.2)	PM reach distance (%LL): 90.8 (8.0) COP Sway (mm/s): 73.8 (23.4) Gmed activation onset time (s): 1.4 (0.3)	n.s.

No differences of EMG (TA, PL, Gmax, and Gmed) were found.

<b>Kwon et al</b> <sup>114</sup>	2018	CAI (M: 12, F: 12) Healthy (M: 12, F: 12)	Unclear data (Effects of rest intervals)	N.A.
----------------------------------	------	--	--	------

Table 7. List of Abbreviations: LAS: Lateral ankle sprain; PM: Posteromedial; MD: Mean difference; CI: Confidential interval; M: Male; CAI: Chronic ankle instability; MVIC: Maximum voluntary isometric contraction; NA: Not available; F: ; LL: Leg length; ns: Not significant; COP: Center of pressure; FD: Fractal dimension; iEMG: Integral electromyography; PL: Peroneus longus; TA: Tibialis anterior; Gmed: Gluteus medius; Gmax: Gluteus maximus; % indicates the mean difference; numbers  $\bar{x}$  represent mean (standard deviation).



### 3-1-2. 研究目的と方法論の理論的背景

現状において、SEBT 後内方リーチに関するバイオメカニクス研究は、その動作解析の手法に問題があると考えられた。そのため、足関節不安定性を有する者における SEBT 後内方リーチ中の動的姿勢制御戦略に関するエビデンスは十分に構築されていないと考えられた。また、アウトカムである SEBT 後内方リーチ距離の増減が姿勢制御戦略と関連し得るかについても未知であった。アウトカムとしての SEBT 後内方リーチ距離が、姿勢制御戦略の変化を反映し得るかを理解して初めて、実際に足関節不安定性を有する者に対する動的姿勢制御戦略に対する評価と、評価を基にした介入検討が可能になると考えられる。したがって、第二課題では、SEBT 後内方リーチ距離が姿勢制御戦略の変化を反映し得るかについて、仮説検証的実験を行うこととした。

序論で説明したように、姿勢制御とは、感覚運動機能に基づき、身体 COM が支持基底面からの逸脱を避けるために働く機構である<sup>30,31</sup>。CNS は、視覚、前庭感覚、体性感覚からの感覚入力による情報を基に、筋に対し運動指令を行い、関節制御によって身体位置を決定して動作を遂行する。この際、動作課題中の外的環境（サーフェスなど）や内的環境（荷重による COM の移動など）が変化していく中で、姿勢制御戦略は変化する。

姿勢制御戦略の変化に関する研究は、しばしば健常人に対して、床面の条件を変えた立位姿勢を観察することによって行われてきた。例えば、物理的に不安定な床面（Compliant surface）に立位することで、身体動揺が増加すること<sup>115,116</sup>や、下肢関節制御が変化すること<sup>117</sup>などが確認されている。これらの姿勢制御変化は、足関節周囲に働く関節モーメントや身体 COM を加速させるための力を発生させる COP 位置が変化する<sup>118</sup>など、力学的変化が要因であると考えられている。また、床面といった外的環境が変わることによって、感覚系からの感覚入力比重が移行する（Sensory re-weighting）<sup>118</sup>と考えられている。CNS は、床面に対して相対的な身体位置情報をより正確に得る

ために、感覚入力の情報源を選択する。例えば、不安定な床面に立位した際に、足部・足関節における修正が困難となるため、CNS は視覚や前庭感覚からの感覚入力を増加させている<sup>118</sup>と考えられている。つまり、不安定な面に立位し動作課題を行うことは、足部・足関節周囲の力学的な状況とともに感覚入力の比重が変わることで、姿勢制御戦略変化を起し得ると考えられる。

本研究では、健常人に対して不安定な床面条件を設定する目的で、フォームパッド（Airex, Switzerland, 厚さ 6 cm）を用いた。先行研究によって、フォームパッドは、健常人の姿勢制御戦略変化を調査する目的で用いられてきた。フォームパッドの粘弾性によって圧分散が起こり、姿勢保持に必要な足関節モーメントが減少するため力学的外乱が発生する<sup>119-121</sup>。また、フォームパッド上に立位した際、足底にかかる圧が減少し、足関節による修正能力が低下する。ゆえに、感覚入力比重が視覚や前庭感覚に移行すると考えられている<sup>118,120,122,123</sup>。結果として、フォームパッドに立位することで、前後左右の身体動揺が生じ、COP 動揺が増幅すること<sup>119-121,123,124</sup>や、膝関節や股関節などの代償的使用<sup>125</sup>が認められ、姿勢制御戦略は変化することが確認されてきた。

以上を背景として、健常人に対してフォームパッド上で SEBT 後内方リーチを行わせただ際に、SEBT 後内方リーチ距離に加えて、リーチ動作中の姿勢制御戦略に変化が生じることを確認することで、アウトカムに関する理解が深まると考えられた。

したがって、第二課題の目的を、床面条件を二つに分けた安定面条件と不安定面条件において SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略を比較することとした。仮説は、安定面条件に比して不安定面条件では、SEBT 後内方リーチ動作中の関節キネマティクスや重心、足圧中心の動態が変化し、身体位置が変化するために、結果として、最大リーチ距離が低下すると考えられた。

### 3-2. 方法

#### 3-2-1. 研究対象者

20 名（男性 10 名，女性 10 名，年齢： $23.9 \pm 3.0$  歳，身長： $174.2 \pm \text{cm}$ ，体重： $71.2 \pm 16\text{kg}$ ）の被験者が実験に参加した。採用基準は，1）過去 6 ヶ月以内に下肢に怪我を負っていないもの，2）下肢に手術既往がない者，3）神経学的疾患，前庭もしくは視覚障害，もしくは脳震盪を含む運動機能を障害させ得るいかなる病理学的疾患がない者とした。本研究は，The University of Iowa Human Subjects Institutional Review Board（IRB）によって承認された（承認番号：201904706）。全ての被験者は，実験前に IRB によって承認された実験内容を熟読し，実験参加承諾のために署名を行った。

#### 3-2-2. 実験機器と設定

サンプリング周波数 100Hz の赤外線カメラ 10 台を含む 3 次元動作解析装置（Vicon Motion Systems, Inc., Centennial, CO）とサンプリング周波数 1000Hz の床反力計（AMTI, MA, USA）が，キネマティクスデータおよびキネティクスデータ収集のために用いられた。Plug-in Gait モデルが内蔵されている専用ソフト（Nexus version, Vicon Motion Systems）を用い，座標中のマーカー位置と被験者個人と身体情報から関節角度，重心位置，そして足圧中心位置が算出された。SEBT の中心は，床反力計の前方縁上の中点とした。テープは中心から後内方向に 45 度の角度で床に貼られた。中等度密度のフォームパッド（Airex, Switzerland, 厚さ 6 cm）が用いられ，不安定な床面条件時に床反力計上に固定された。

### 3-2-3. 実験手順

被験者の身長 (cm)、体重 (kg)、上前腸骨棘間距離、下肢長 (上前腸骨棘から脛骨内果までの距離)、膝関節幅、足関節幅、上腕骨頭中心から肩峰までの距離、肘関節幅、手関節幅、手の厚さが測定された。次に、計 37 個の光学反射マーカを Plug-in Gait モデル<sup>126</sup>に従って被験者の体表に貼付した。マーカ貼付位置を Figure 4 に示す。被験者の静的立位姿勢を撮影し、専用ソフトを用いてマーカのラベリングを行った。被験者は、グラウンド条件 (安定面：フォースプレート上) とフォーム条件 (不安定面：フォースプレート上に固定したフォームパッド上) の両条件で片脚立位し、SEBT 後内方リーチをするよう指示された。立脚側は、ボールを蹴る脚と定義された利き脚とした。被験者の第二足尖が床反力計もしくはフォームパッド上それぞれの SEBT 中心点に置かれるように指示した。被験者は、片脚立位姿勢を 2 から 3 秒ほど保った後に反対の遊脚側を後内方に向かって、できる限り最大限伸ばすように指示された。試技には以下の制約を設けた：1) 腰に手を当て続ける、2) 立脚側の踵は常に床に着いている、3) 毎分 60 回で鳴っているメトロノームの音に合わせて、3 秒で最大限リーチするようにする、4) 最大リーチ地点に到達しても、床面にリーチ側の足尖が触れるのを避ける。試技を開始する前に、被験者は SEBT 後内方リーチ動作を両条件下で最低 4 回以上の練習が許された。十分な休憩をはさんだ後に、被験者は両条件下で 3 回試技を行うよう指示された。試技の順番は、被験者間でカウンターバランスをとるように設定した (Figure 5)。最大リーチ距離はソフトウェア (MATLAB) にて計算された。被験者は施行間に十分な休憩をとり、条件間では 5 分間の休憩を設けた。

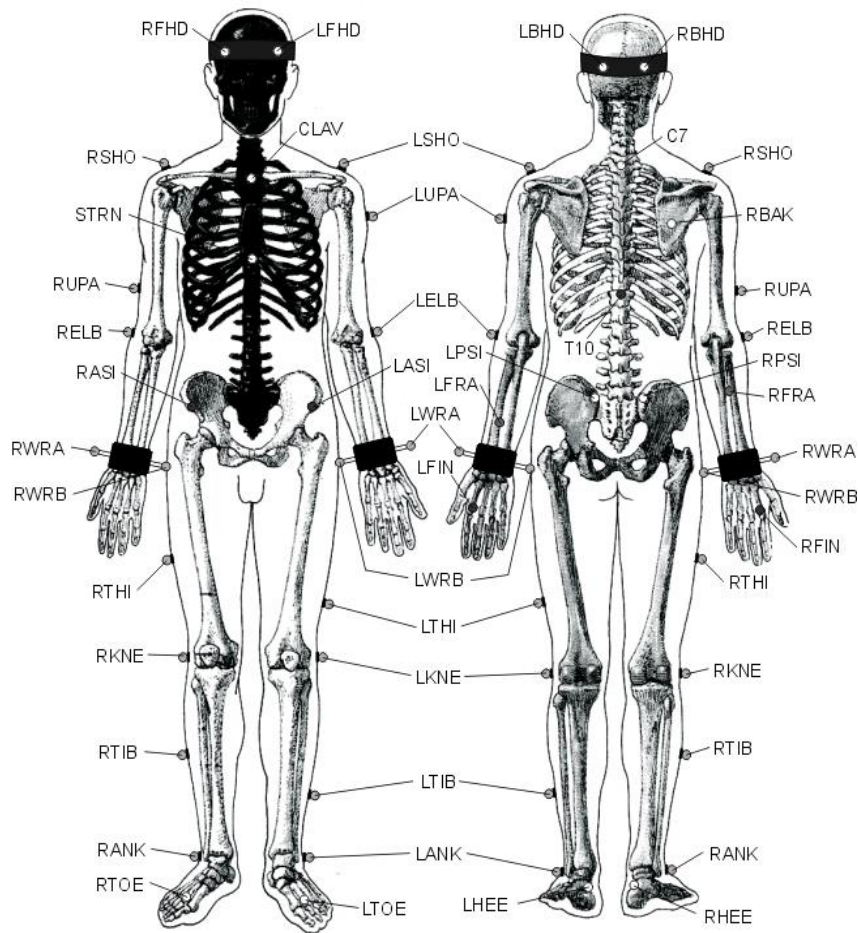


Figure 4. The placement of markers<sup>126</sup>: L (R) FHD: Left (Right) front head; L (R) BHD: Left (Right) back head; C7: 7th Cervical Vertebrae; T10: 10th Thoracic Vertebrae; CLAV: Clavicle; STRN: Sternum; RBAK: Right Back; L (R) SHO: Left (Right) shoulder marker; L (R) UPA: Left (Right) upper arm marker; L (R) ELB: Left (Right) elbow; L (R) WRA: Left (Right) wrist marker A; L (R) WRB: Left (Right) wrist marker B; L (R) FIN: Left (Right) fingers; L (R) ASI: Left (Right) ASIS; L (R) PSI: Left (Right) PSIS; L (R) KNE: Left (Right) knee; L (R) THI: Left (Right) thigh; L (R) ANK: Left (Right) ankle; L (R) TIB: Left (Right) tibial wand marker; L (R) TOE: Left (Right) toe; L (R) HEE: Left (Right) heel.

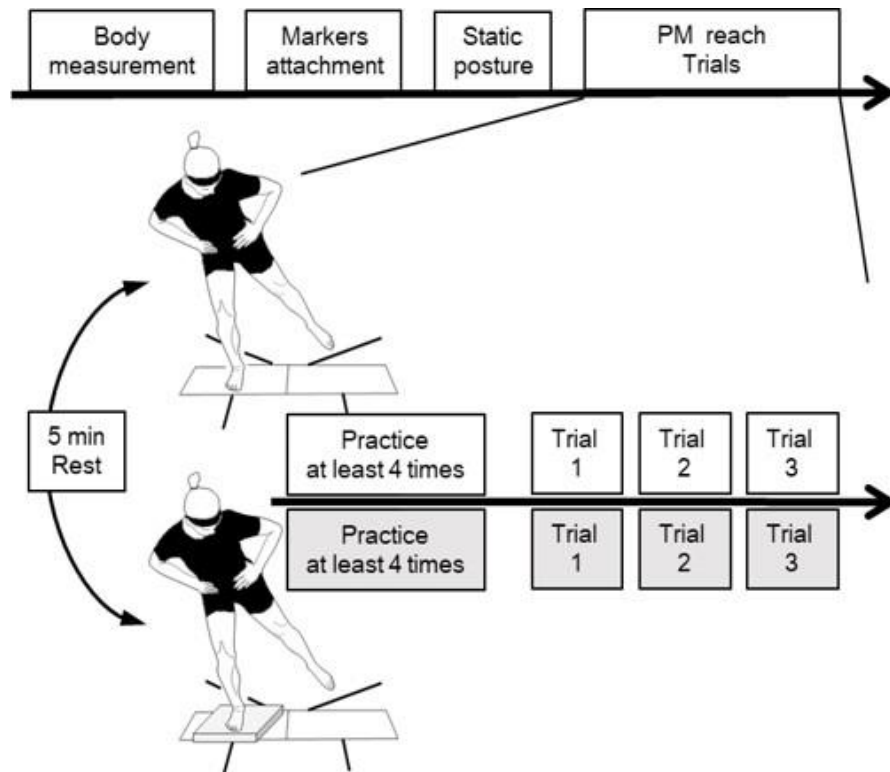


Figure 5. Study procedures. Participants performed three trials for each condition. The order of the condition was counter-balanced across participants.

#### 3-2-4. データ処理

キネマティクスデータ（マーカー位置，関節角度，COM データ）は 20Hz のカットオフ値で，キネティクスデータ（COP データ）は 8Hz のカットオフ値でそれぞれ Butterworth ローパスフィルターを用いて処理された．フィルター処理にはソフトウェア（MATLAB, MathWorks, Natick, USA）を用いた．

#### 3-2-5. リーチパフォーマンス

リーチ距離は，SEBT 中心とリーチ側の第二足趾との距離で，第二趾マーカーの x 軸座標と y 軸座標値から三平方の定理を用いて算出された．それぞれの条件下における最大リーチ距離は，被験者の下肢長で除され標準化された（％）．3 試行の標準化されたリーチ距離から平均値が算出され統計処理に用いられた．動作の開始は，リーチ側の第二足趾速度が x 軸上もしくは y 軸上のいずれの方向に上がり始めた時点とし，測定者によって視覚的に判断された．動作の終了は，最大リーチ時点と定義された．動作の開始から終了までのタイムフレームは，他のキネマティクスデータおよびキネティクスデータと同期された．

#### 3-2-6. キネマティクスとキネティクスデータ

SEBT 後内方リーチ動作中に，矢状面，前額面，水平面上の下肢関節角度（支持側の足関節，膝関節，股関節）と体幹角度を記録した．下肢関節角度には，近位セグメント軸に対する遠位セグメントの相対的動態が算出された．体幹角度に関しては，キャリブレーションされた実験室内空間における胸郭セグメントの絶対的動態が算出された．

また，重心と足圧中心の位置情報が収集された．重心は Winter (2009)<sup>31</sup> の身体計測学的データを基に算出された．重心と足圧中心の x 軸と y 軸の偏位は，リーチ開始時の座標位置からの距離として計算された．x 軸座標は内外側方向と一致し，y 軸座標は前後方向と一致する．

最大リーチ距離（Maximum Reach Distance : MRD）は 10 局面に分割され、1 局面が 10%MRD となるように計算された。各局面における各関節角度、重心、足圧中心パラメータの平均値が解析に用いられた。

### 3-2-7. 統計解析

グラウンド条件とフォーム条件の間で MRD を比較するために、対応のある t 検定が用いられた。Cohen の効果量（d）と 95%信頼区間も算出された。本研究では、バイオメカニクス変数（関節角度と重心、足圧中心）における、サーフェス条件とリーチ距離の交互作用を評価する目的で、反復測定二元配置分散分析（サーフェス条件×リーチ距離）が用いられた。交互作用が認められた場合、どの局面で条件間に差を認めたかを確認するために、ボンフェローニ法で調整された多重比較を行った。なお、交互作用が認められない場合においても、サーフェス条件による単純主効果検定のために同様の多重比較を行った。偏  $\eta^2$  乗を効果量として算出した（ $\eta^2$  values; 0.01 = small, 0.06 = medium, and 0.14 = large）。有意水準は 5%未満とした。統計解析には、専用ソフト SPSS statistics software（Version 25.0, Chicago, IL）を用いた。



### 3-3. 結果

#### 3-3-1. 最大リーチ距離

最大リーチ距離は、フォーム条件において、グラウンド条件よりも有意に低値を示した (Mean Difference = 4.58; 95% CI [3.50, 5.66]; Effect Size = 0.56;  $p < 0.001$ ) (Figure 6, Table 8).

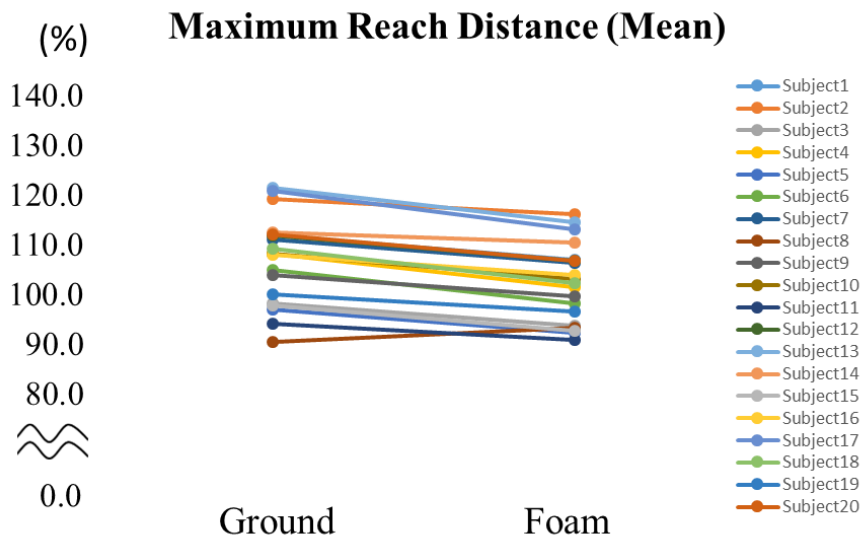


Figure 6. The maximum reach distance difference between Ground and Foam conditions.

Table 8. Statistical variables on the MRD.

	Ground	Foam
N	20	20
Mean	107.01	102.43
SD	8.73	7.74
95%CI	4.09	3.62
Upp	111.10	106.05
Low	102.93	98.81
MD	4.58	
SD pooled	8.25	
ES (Cohen's d)	0.56	

Table 8. List of Abbreviations: MRD: Maximum reach distance; N: Number; SD: Standard deviation; CI: Confidential interval; Upp: Upper; Low: Lower; MD: Mean difference; ES: Effect size.

### 3-3-2. 関節角度

#### 3-3-2-1. 足関節

サーフェス条件と足関節背屈角度 ( $F(2.5, 48.0) = 11.6, p < 0.001, \eta^2 = 0.38$ ) および足関節外旋角度 ( $F(3.4, 64.9) = 2.97, p = 0.032, \eta^2 = 0.14$ ) に有意な交互作用を認めた。つまり、フォーム条件において SEBT 後内方リーチ距離に伴う足関節キネマティクスは変化した。足関節背屈角度は 10 から 40%MRD でフォーム条件が有意に大きく、90-100%MRD でグラウンド条件の方が有意に大きかった (Figure 7)。また、足関節外旋角度は、50 から 100%MRD でグラウンド条件の方が大きい値を示した (Figure 7)。50 から 100%MRD でグラウンド条件において有意に大きな足関節内反角度が認められた ( $F(1, 19) = 14.06, p = 0.001, \eta^2 = 0.43$ ) (Figure 7)。統計値の詳細を Table 9-11 に示す。

#### 3-3-2-2. 膝関節

被験者は、フォーム条件においてグラウンド条件に比して有意に大きな膝関節屈曲 ( $F(1, 19) = 6.25, p = 0.022, \eta^2 = 0.25$ ) および内反角度 ( $F(1, 19) = 12.7, p = 0.002, \eta^2 = 0.4$ ) を示した。被験者は、10 から 60%MRD 時にフォーム上で大きな膝屈曲を行った (Figure 8)。また、80 と 90%MRD 以外の全ての局面で、フォーム条件下で有意に大きな膝内反角度を示した (Figure 8)。水平面上の膝関節動態に関しては、条件間で有意な差は認められなかった ( $p = 0.23$ )。統計値の詳細を Table 12, 13 に示す。

#### 3-3-2-3. 股関節

被験者は、フォーム条件下で 10 から 30%MRD の初期局面で有意に大きな股関節屈曲を示した ( $F(1, 19) = 4.7, p = 0.043, \eta^2 = 0.20$ ) (Figure 9)。股関節前額面および水平面上の動態に関しては、条件間で有意な差は認められなかった (それぞれ,  $p = 0.29, 0.43$ )。統計値の詳細を Table 14 に示す。

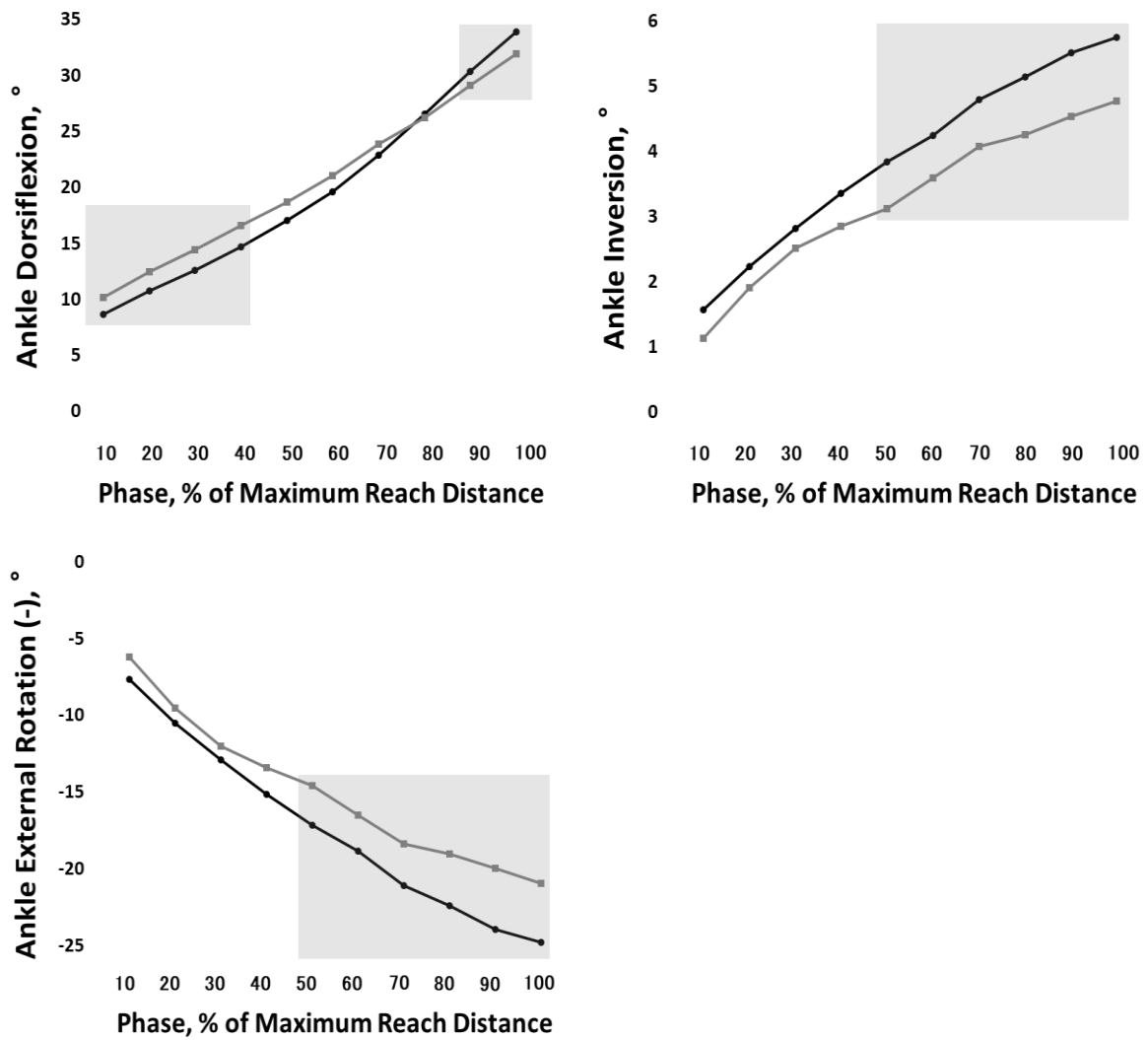


Figure 7. Ankle joint kinematics. Joint kinematics of ankle dorsiflexion, inversion, and external rotation (negative) during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.

Table 9. Pairwise comparisons for Ankle Dorsiflexion

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower	Upper
						Bound	Bound
10	Ground	Foam	-1.564*	0.73	0.045	-3.091	-0.037
20	Ground	Foam	-1.688*	0.756	0.038	-3.27	-0.106
30	Ground	Foam	-1.839*	0.83	0.039	-3.577	-0.102
40	Ground	Foam	-1.914*	0.889	0.044	-3.775	-0.053
50	Ground	Foam	-1.631	0.901	0.086	-3.516	0.254
60	Ground	Foam	-1.416	0.824	0.102	-3.141	0.309
70	Ground	Foam	-1.023	0.82	0.228	-2.739	0.694
80	Ground	Foam	0.293	0.606	0.634	-0.974	1.561
90	Ground	Foam	1.273*	0.463	0.013	0.303	2.242
100	Ground	Foam	1.969*	0.545	0.002	0.829	3.11

Table 9. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level;  
b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Table 10. Pairwise comparisons for Ankle Inversion

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower	Upper
						Bound	Bound
10	Ground	Foam	0.444	0.221	0.059	-0.018	0.906
20	Ground	Foam	0.332	0.191	0.098	-0.067	0.732
30	Ground	Foam	0.304	0.211	0.166	-0.138	0.745
40	Ground	Foam	0.508	0.261	0.066	-0.037	1.054
50	Ground	Foam	.722*	0.282	0.019	0.131	1.313
60	Ground	Foam	.656*	0.235	0.012	0.163	1.148
70	Ground	Foam	.724*	0.273	0.016	0.152	1.295
80	Ground	Foam	.892*	0.205	<0.001	0.462	1.321
90	Ground	Foam	.976*	0.192	<0.001	0.575	1.378
100	Ground	Foam	.974*	0.286	0.003	0.375	1.574

Table 10. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level;  
b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Table 11. Pairwise comparisons for Ankle External Rotation (negative)

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-1.445	0.729	0.062	-2.971	0.081
20	Ground	Foam	-0.978	0.687	0.171	-2.416	0.46
30	Ground	Foam	-0.86	0.792	0.291	-2.517	0.798
40	Ground	Foam	-1.721	0.96	0.089	-3.73	0.288
50	Ground	Foam	-2.541*	1.049	0.026	-4.737	-0.344
60	Ground	Foam	-2.347*	0.911	0.019	-4.254	-0.44
70	Ground	Foam	-2.745*	0.959	0.01	-4.752	-0.738
80	Ground	Foam	-3.381*	0.737	<0.001	-4.924	-1.838
90	Ground	Foam	-3.966*	0.76	<0.001	-5.557	-2.375
100	Ground	Foam	-3.843*	0.971	0.001	-5.875	-1.812

Table 11. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

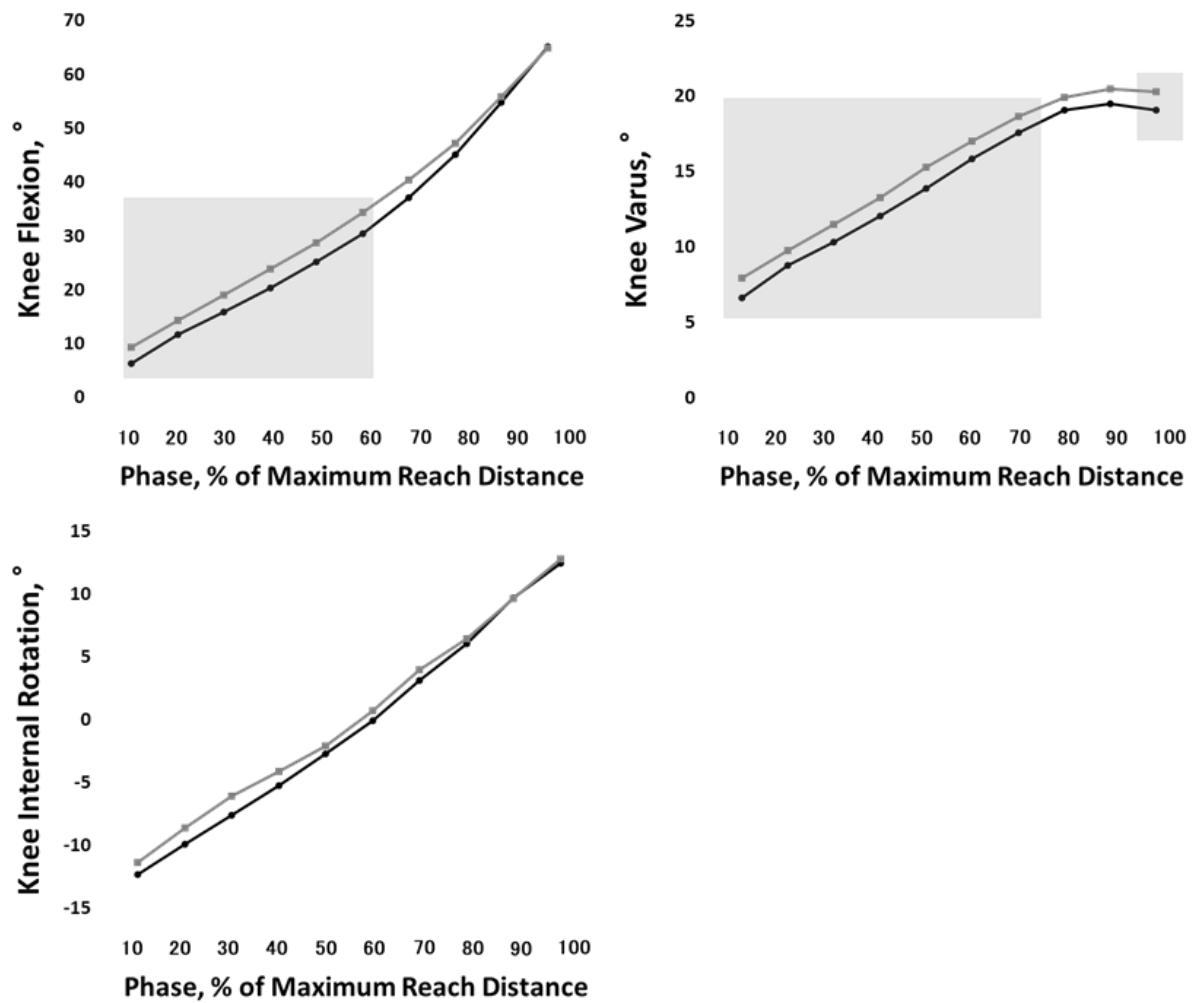


Figure 8. Knee joint kinematics. Joint kinematics of knee flexion, varus, and internal rotation during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.

Table 12. Pairwise comparisons for Knee Flexion

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-3.049*	0.815	0.001	-4.756	-1.343
20	Ground	Foam	-2.569*	0.904	0.01	-4.462	-0.676
30	Ground	Foam	-3.186*	1.189	0.015	-5.675	-0.697
40	Ground	Foam	-3.545*	1.441	0.024	-6.561	-0.53
50	Ground	Foam	-3.598*	1.553	0.032	-6.849	-0.347
60	Ground	Foam	-3.892*	1.649	0.029	-7.343	-0.441
70	Ground	Foam	-3.295	1.646	0.06	-6.74	0.15
80	Ground	Foam	-2.09	1.383	0.147	-4.984	0.804
90	Ground	Foam	-1.06	1.132	0.361	-3.43	1.31
100	Ground	Foam	0.235	1.336	0.862	-2.561	3.031

Table 12. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Table 13. Pairwise comparisons for Knee Varus

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-1.307*	0.356	0.002	-2.053	-0.562
20	Ground	Foam	-.985*	0.383	0.019	-1.786	-0.183
30	Ground	Foam	-1.137*	0.49	0.031	-2.162	-0.113
40	Ground	Foam	-1.225*	0.486	0.021	-2.242	-0.207
50	Ground	Foam	-1.416*	0.378	0.001	-2.207	-0.625
60	Ground	Foam	-1.132*	0.395	0.01	-1.96	-0.305
70	Ground	Foam	-1.080*	0.455	0.028	-2.033	-0.127
80	Ground	Foam	-0.838	0.573	0.16	-2.038	0.362
90	Ground	Foam	-0.956	0.606	0.131	-2.224	0.313
100	Ground	Foam	-1.237*	0.506	0.024	-2.295	-0.179

Table 13. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

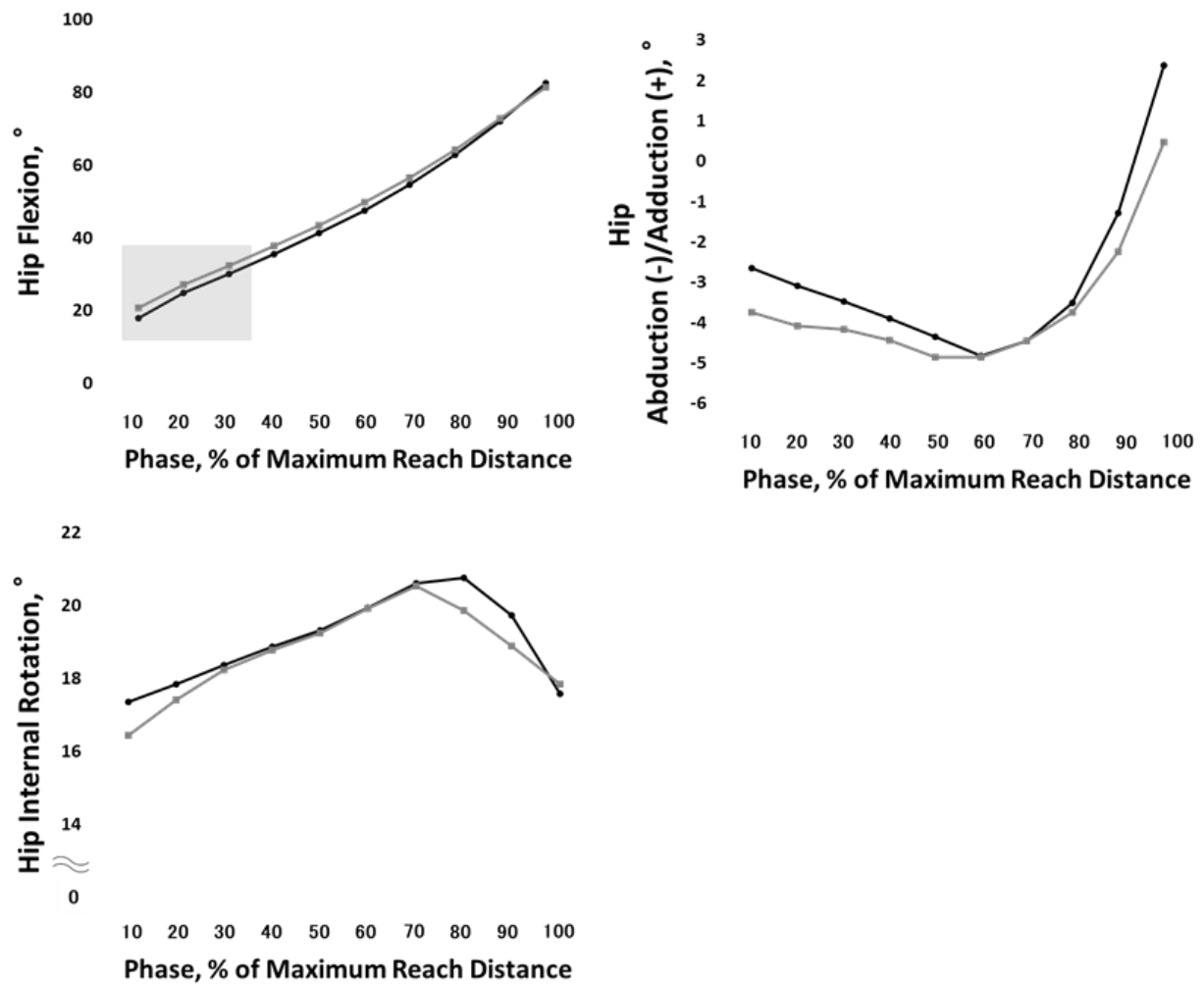


Figure 9. Hip joint kinematics. Joint kinematics of hip flexion, ab/adduction, and internal rotation during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.



Table 14. Pairwise comparisons for Hip Flexion

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-2.946*	0.895	0.004	-4.82	-1.072
20	Ground	Foam	-2.245*	0.879	0.019	-4.086	-0.404
30	Ground	Foam	-2.150*	1.001	0.045	-4.246	-0.054
40	Ground	Foam	-2.145	1.093	0.065	-4.433	0.143
50	Ground	Foam	-2.16	1.156	0.077	-4.58	0.26
60	Ground	Foam	-2.28	1.138	0.06	-4.661	0.101
70	Ground	Foam	-1.935	1.073	0.087	-4.181	0.311
80	Ground	Foam	-1.365	0.977	0.179	-3.41	0.68
90	Ground	Foam	-0.785	1	0.442	-2.878	1.308
100	Ground	Foam	1	1.09	0.371	-1.282	3.282

Table 14. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

### 3-3-2-4. 体幹

体幹屈曲とサーフェス条件に交互作用を認めた ( $F(2.2, 41.4) = 5.0, p = 0.01, \eta^2 = 0.21$ ) .

被験者は、フォーム条件において初期の 10%MRD で有意に大きな屈曲を示したが、グラウンド条件では 100%MRD 時点で有意に大きな体幹屈曲を示した (Figure 10) . 体幹前額面および水平面上の動態に関しては、条件間で有意な差は認められなかった (それぞれ,  $p = 0.06, 0.35$ ) . 統計値の詳細を Table 15 に示す.

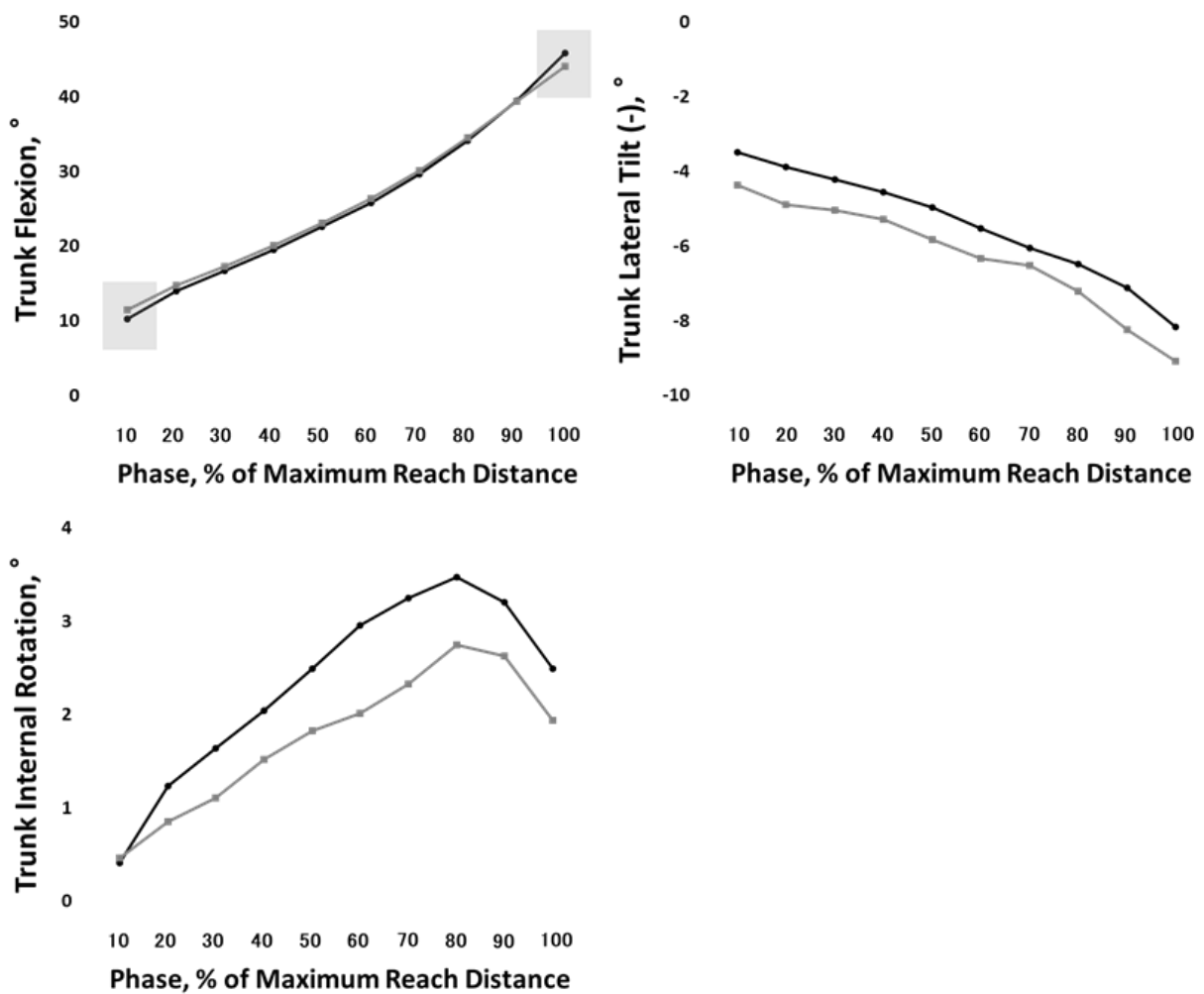


Figure 10. Trunk kinematics. Kinematics of trunk flexion, lateral tilt (negative), and internal rotation during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.

Table 15. Pairwise comparisons for Trunk Flexion

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-1.134 <sup>*</sup>	0.492	0.033	-2.164	-0.104
20	Ground	Foam	-0.68	0.474	0.167	-1.672	0.312
30	Ground	Foam	-0.547	0.498	0.285	-1.589	0.494
40	Ground	Foam	-0.547	0.564	0.344	-1.726	0.633
50	Ground	Foam	-0.488	0.647	0.461	-1.842	0.867
60	Ground	Foam	-0.602	0.655	0.37	-1.972	0.769
70	Ground	Foam	-0.53	0.654	0.428	-1.898	0.838
80	Ground	Foam	-0.364	0.624	0.566	-1.67	0.941
90	Ground	Foam	0.117	0.706	0.87	-1.361	1.595
100	Ground	Foam	1.861 <sup>*</sup>	0.808	0.033	0.17	3.551

Table 15. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

### 3-3-3. 重心と足圧中心

#### 3-3-3-1. 位置

被験者の COM と COP はそれぞれフォーム条件下においてグラウンド条件下に比して有意に外側に位置していた（それぞれ,  $F(1, 19) = 52.5, p < 0.001, \eta^2 = 0.79$ ;  $F(1, 19) = 55.0, p < 0.001, \eta^2 = 0.74$ ）（Figure 11）． 重心および足圧中心の前後方向における位置には, 条件間で有意な差は認められなかった（それぞれ,  $p = 0.10, 0.81$ ）． 統計値の詳細を Table 16, 17 に示す.

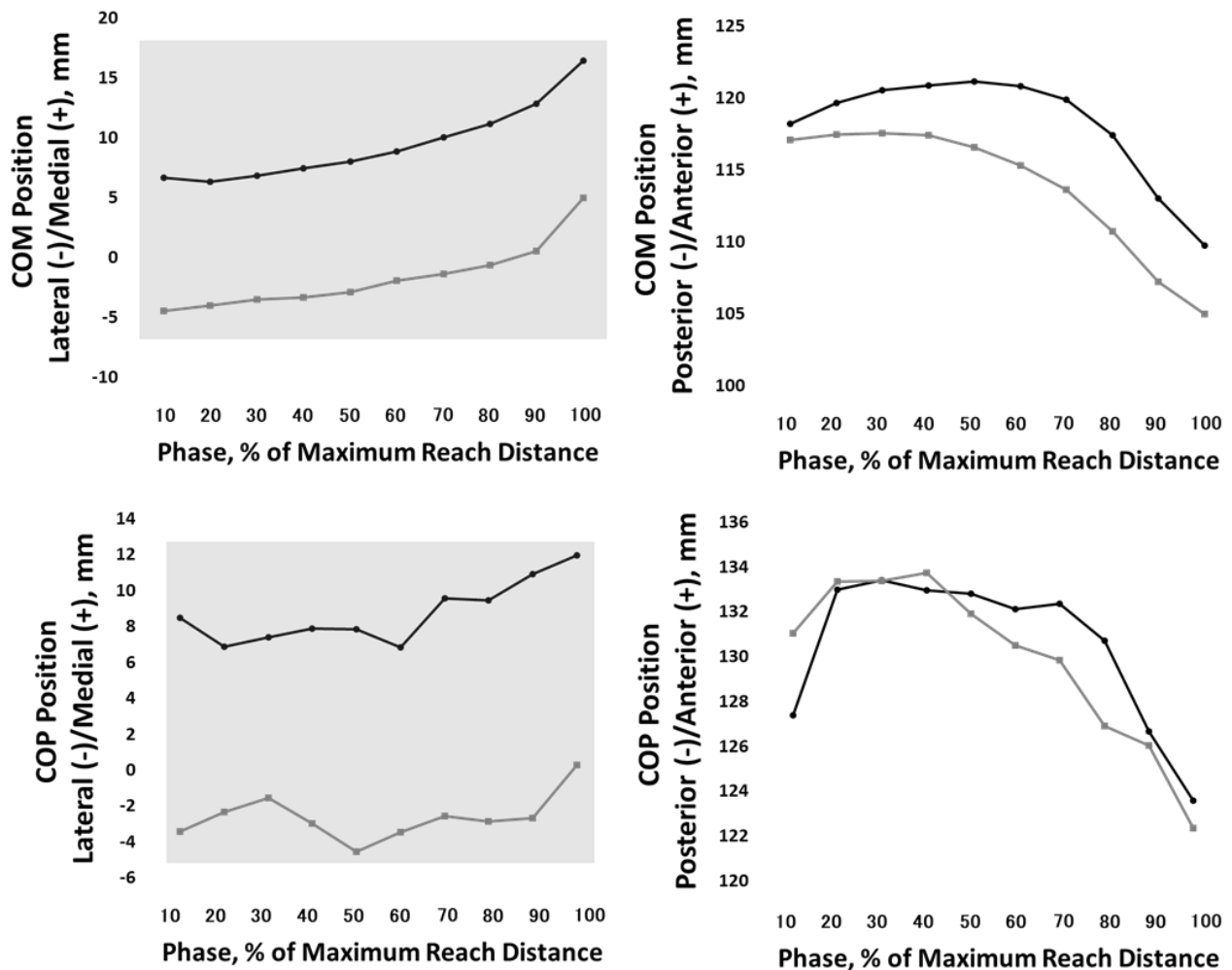


Figure 11. The medial/lateral and anterior/posterior position of the center of mass and center of pressure during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.

Table 16. Pairwise comparisons for COM Medial/Lateral Position

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	11.100*	1.591	<0.001	7.77	14.43
20	Ground	Foam	10.450*	1.598	<0.001	7.104	13.796
30	Ground	Foam	10.250*	1.654	<0.001	6.788	13.712
40	Ground	Foam	10.700*	1.662	<0.001	7.22	14.18
50	Ground	Foam	10.900*	1.649	<0.001	7.448	14.352
60	Ground	Foam	10.950*	1.671	<0.001	7.453	14.447
70	Ground	Foam	11.250*	1.593	<0.001	7.917	14.583
80	Ground	Foam	11.900*	1.632	<0.001	8.485	15.315
90	Ground	Foam	12.300*	1.871	<0.001	8.384	16.216
100	Ground	Foam	11.550*	1.725	<0.001	7.939	15.161

Table 16. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Table 17. Pairwise comparisons for COP Medial/Lateral Position

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	11.800*	1.803	<0.001	8.026	15.574
20	Ground	Foam	9.400*	1.463	<0.001	6.339	12.461
30	Ground	Foam	8.800*	1.888	<0.001	4.847	12.753
40	Ground	Foam	10.850*	2.337	<0.001	5.96	15.74
50	Ground	Foam	12.500*	2.419	<0.001	7.438	17.562
60	Ground	Foam	10.300*	2.144	<0.001	5.813	14.787
70	Ground	Foam	12.150*	1.68	<0.001	8.634	15.666
80	Ground	Foam	12.400*	1.602	<0.001	9.048	15.752
90	Ground	Foam	13.600*	2.342	<0.001	8.698	18.502
100	Ground	Foam	11.500*	1.967	<0.001	7.382	15.618

Table 17. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

### 3-3-3-2. 偏位

被験者は、フォーム条件下においてグラウンド条件に比して有意に COM と COP を前方へ移動させた（それぞれ、 $F(1, 19) = 6.78, p = 0.017, \eta^2 = 0.26$ ;  $F(1, 19) = 9.53, p = 0.006, \eta^2 = 0.33$ ）。フォーム条件下において、重心は 50 から 90%MRD（Figure 12）で、足圧中心は 40 と 100%MRD 以外のほとんど全ての局面で有意に前方へ移動した（Figure 12）。重心および足圧中心の側方における偏位には、条件間で有意な差は認められなかった（それぞれ、 $p = 0.38, 0.41$ ）。統計値の詳細を Table 18, 19 に示す。

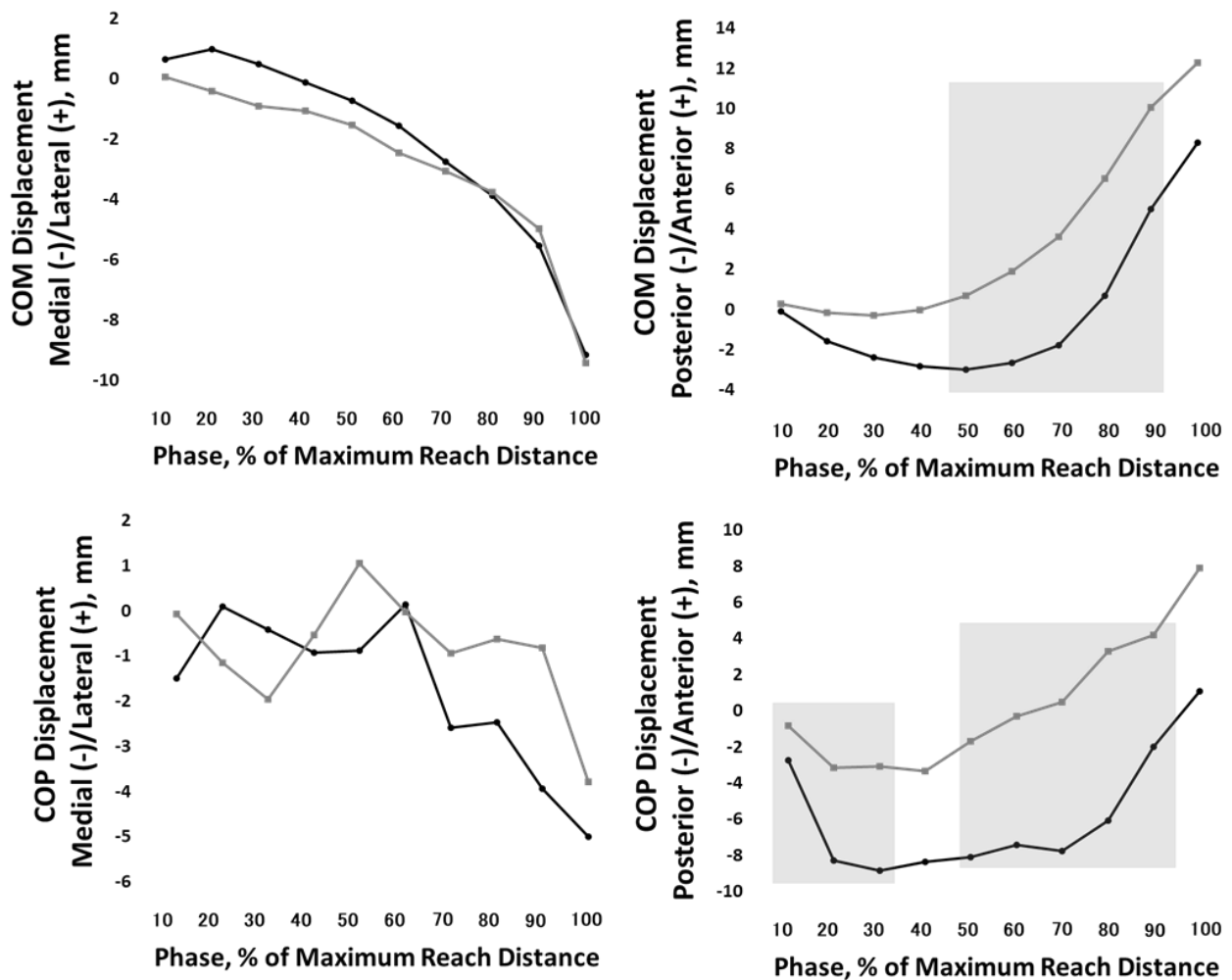


Figure 12. The medial/lateral and anterior/posterior displacement of the center of mass and center of pressure during the posteromedial reach task (10 = 0-10% Maximum Reach Distance, 100 = 91-100% Maximum Reach Distance) for the ground (black) and foam (gray) condition. The gray box indicates a significant difference ( $p < 0.05$ ) between conditions.

Table 18. Pairwise comparisons for COM Anterior/Posterior Displacement

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-0.368	0.359	0.318	-1.118	0.383
20	Ground	Foam	-1.417	0.897	0.13	-3.294	0.459
30	Ground	Foam	-2.098	1.155	0.085	-4.516	0.319
40	Ground	Foam	-2.792	1.34	0.051	-5.598	0.014
50	Ground	Foam	-3.657*	1.588	0.033	-6.981	-0.333
60	Ground	Foam	-4.570*	1.927	0.028	-8.604	-0.536
70	Ground	Foam	-5.397*	2.095	0.019	-9.782	-1.012
80	Ground	Foam	-5.845*	2.053	0.01	-10.143	-1.548
90	Ground	Foam	-5.036*	2.095	0.027	-9.42	-0.651
100	Ground	Foam	-3.973	2.498	0.128	-9.202	1.256

Table 18. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Table 19. Pairwise comparisons for COP Anterior/Posterior Displacement

Phase (%Maximum Reach Distance)	(I) Condition	(J) Condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
10	Ground	Foam	-1.909*	0.891	0.045	-3.774	-0.044
20	Ground	Foam	-5.140*	1.8	0.01	-8.908	-1.372
30	Ground	Foam	-5.765*	2.278	0.02	-10.534	-0.996
40	Ground	Foam	-5.028	2.609	0.069	-10.49	0.433
50	Ground	Foam	-6.398*	2.861	0.038	-12.386	-0.409
60	Ground	Foam	-7.116*	2.876	0.023	-13.136	-1.095
70	Ground	Foam	-8.243*	3.119	0.016	-14.772	-1.715
80	Ground	Foam	-9.360*	2.665	0.002	-14.938	-3.781
90	Ground	Foam	-6.171*	2.622	0.03	-11.66	-0.682
100	Ground	Foam	-6.809	3.624	0.076	-14.393	0.775

Table 19. Based on estimated marginal means; \*: The mean difference is significant at the .05 level; b: Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

### 3-4. 考察

第二課題の目的は、床面条件を二つに分けた安定面条件と不安定面条件において、SEBT 後内方リーチ動作中の姿勢制御戦略を比較することであった。本研究では、先行研究における解析的問題点を解決するために、健常人に対して不安定面に立位させた際の SEBT 後内方リーチ動作中における関節角度、COP、そして COM 動態を総合的に観察し、リーチ距離に伴うバイオメカニクス変数の変化を評価した。本研究結果は、SEBT 後内方リーチ距離が姿勢制御戦略の変化を反映するアウトカムとなり得ることを示し、足関節不安定性を伴う姿勢制御評価に対する理解を深めるための重要な枠組みを提供したものである。

#### 3-4-1. 最大リーチ距離

被験者は、フォーム条件で有意にリーチ距離の低値を示した。グラウンド条件とフォーム条件間の最大リーチ距離における平均差は 4.58%であった ( $ES = 0.56, p < 0.001$ )。この結果は、CAI 群と健常群の SEBT 後内方リーチ距離を比較した先行研究 2 件<sup>98,127</sup>と類似している（それぞれ、5%<sup>98</sup>、4%<sup>127</sup>）。したがって、本結果は足関節不安定性を有する者のリーチ能力を反映し得る結果であったと示唆される。また、臨床場面やフィールド現場において SEBT 後内方リーチ距離を測定した際に、対象者の左右差、あるいは別の対象者と比較して下肢長に対して約 5%のリーチ距離の違いが生じた場合には、実際に下肢関節キネマティクスが変化し得ることを示唆し、動作評価を行うための手掛かりになると考える。



### 3-4-2. SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略について

本研究は、過去のバイオメカニクス研究からみえた、解析的手法の問題を解決するために、リーチ距離に応じた関節キネマティクスと COM および COP データといったバイオメカニクス変数に対する総合的解析を行った。結果として、各条件間と動作局面におけるバイオメカニクス変数の特徴を明らかにした。特に、足関節背屈角度、足関節外旋角度、体幹屈曲角度に交互作用が認められ、不安定な床面条件がリーチ距離に応じた関節キネマティクス変数に影響を与えたことから、SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略の変化を観察することが可能となった。また、その他の関節キネマティクスおよび COM, COP の動態に関して、交互作用は見られなかったものの、いくつかの動作局面において条件間での主効果が認められた。これらの結果は、リーチ動作を観察する上で有用な情報となり得る。さらに、条件間で差が認められなかった関節動態に関しても、不安定な床面といった外的環境変化に影響されないか、もしくは、リーチ動作中の一般的な姿勢制御戦略として解釈でき、いずれも重要な情報であると考えられる。

### 3-4-3. SEBT 後内方リーチ中の関節キネマティクスについて

Robinson と Gribble<sup>103</sup> は、SEBT 後内方最大リーチ時点における膝関節屈曲、股関節屈曲、内旋および外転角度増大は、SEBT 後内方最大リーチ距離を予測することを確認した ( $R^2=0.905, p<0.001$ )。また、筆者の予備的研究において、SEBT 後内方最大リーチ距離と体幹外側方傾斜角度に正の関係 ( $r=0.47, p<0.05$ ) があることを確認した。いずれの報告も最大リーチ距離に関わる下肢関節および体幹動態を知るための有益な情報である。

最大リーチ時点のみに言及すれば、リーチ距離に応じて膝関節屈曲および股関節屈曲、体幹外側方傾斜は増大していくと考えられる。本研究においても、膝関節、股関節屈曲、体幹外側方傾斜は単調に増加することが示された (Figure 8, 9, 10) ため、先行研究を支持する結果となった。しかし、股関節内外転や内外旋角度に関しては、直線的な変化で

はなく、動作局面に応じた変化が認められた (Figure 9) . 例えば, 70%もしくは 80%MRD 時点を境に, 股関節外転・内旋角度の増加から股関節内転増加および内旋減少へと転じている. 矢状面上における下肢関節動態 (足関節背屈, 膝関節屈曲, 股関節屈曲) は, リーチ距離増大に伴って単調に増加する. 一方で, 股関節内外転や内外旋など前額面および水平面上の関節動態では, いわゆる変曲点の様な局面が存在し, リーチ動作中に関節制御が変化したと考えられる. これらの情報は, リーチ動作中のどの局面でどのような関節制御が行われているかを知るうえで, 最大リーチ時点での動作評価に加えて重要であると考ええる.

Doherty ら<sup>105</sup> は, 急性足関節捻挫群と健常群における SEBT 後内方リーチ距離と動作中の矢状面, 前額面, 水平面上の下肢関節キネマティクスを比較した. 捻挫群における SEBT 後内方リーチ距離は, 平均差 12.4%の低値を示した. また, 捻挫群は健常群に比して最大リーチ時点での足関節背屈角度, 膝関節屈曲角度, 股関節屈曲角度の低値と膝関節内反角度, 膝関節内旋角度が有意に高値であったことが報告された (Table 7). 本研究においても, フォーム条件では 100%MRD 局面における足関節背屈角度は低値を示し, また, 膝関節内反角度の高値を示した. しかし, 膝関節屈曲, 股関節屈曲, および膝内旋角度に有意な差は認められなかった. 本研究における最大リーチ距離の平均差が 4.58%であったことから, 特に矢状面上における膝関節および股関節動態の違いは, 対象脚あるいは対象群のリーチ距離差がより増大した際に認められることが示唆された. (Table 7)

本研究における特徴的な結果として, 水平面上における足関節制御変化 (Figure 7) が SEBT 後内方リーチ距離とリーチ動作に伴う姿勢制御戦略の理解のためには重要であることが示唆された. グラウンド条件では, リーチ距離が増大するにつれて足関節外旋角度が増加した. 一方, フォーム条件では 50%MRD 以降で足関節外旋角度の変化率がグラウンド条件に比して減少した. (ここで, SEBT リーチ動作は足部が常に地面に

固定されているため、足関節外旋角度は足部に対する下腿の内旋角度と解釈される。)つまり、フォーム条件における足部に対する下腿の内旋制御は、50%MRD 以降からグラウンド条件と異なる制御戦略を示したと考えられる (Figure 7) .

不安定な床面に立位し、リーチ動作を行った際には、本来リーチ距離を延ばすために必要な足関節制御である、足部に対する下腿の内旋制御が合理的に行われなかったと示唆される。これは、フォームパッド上で床反力が低下し、足関節周囲に発生する関節モーメントが減少したこと<sup>119-121</sup>によって、関節安定性が保たれなかったために、足部に対する下腿の内旋が制御されなかったと考えられる。Hertel ら<sup>98</sup>は、足関節不安定性を有する者が健常群と比較して、SEBT 後内方リーチ距離と最大リーチ時の前脛骨筋活動が有意に低値を示したことを報告した。また、本研究における条件間の最大リーチ距離は、100%MRD 局面における膝関節および股関節屈曲角度に影響されないほどの差であったことを考えると、SEBT 後内方リーチ距離の増加には、足関節制御の貢献度を高めるための関節モーメントと筋活動が重要な役割を果たしている可能性があると考えられる。これらの情報は、実際に足関節不安定性を有する者の動作分析を行う上で有益な情報になり得る。

#### 3-4-4. SEBT 後内方リーチ中の重心と足圧中心について

本研究では、先行研究における問題点解決と姿勢制御戦略を総合的に解釈するため<sup>31</sup>に、リーチ動作中の重心および足圧中心の動態評価を行った。

グラウンド条件の重心および足圧中心の位置、偏位データから考えると、一般的に SEBT 後内方リーチ距離を増加させるためには、身体位置をリーチ動作開始位置から後内方向に位置および移動させる必要があると考えられる (Figure 11, 12) . しかし、フォーム条件ではグラウンド条件と比較して、身体位置は外側に位置し、前方に移動したことが考えられる。フォーム条件において、リーチ動作初期に見られた足関節、膝関節、

股関節屈曲角度と体幹屈曲角度の増加は、COM と COP の前後方向における移動の変化を説明し得る。また、膝内反角度増加と足関節内反角度および外旋角度減少は、グラウンド条件に比して、COM と COP が外側に位置していたことを説明し得る。

これらの COM および COP の動態変化は、本来リーチ距離を増加させるために後内方向に位置および移動すべき身体 COM が、支持基底面から逸脱しないための過度な代償的応答として生じた可能性があると考えられる。例えば、足関節不安定性を有する者は、健常人と比較して、歩行立脚期における COP は外側偏位していることが認められている<sup>41</sup>。これは、歩行立脚中の身体 COM を支持基底面から逸脱させないための過度な身体応答として考えられている<sup>41</sup>。フォーム条件における SEBT 後内方リーチ動作中の COM と COP 動態は、足関節不安定性を有する者における歩行立脚期中の代償動作と類似していると考えられる。ゆえに、フォーム条件におけるリーチ方向と反対の身体位置変化は、代償動作として生じ、結果としてリーチ距離が低下したと考えられる。

### 3-4-5. 不安定な床面がリーチ動作中の姿勢制御に与えた影響

フォームパッドなどの不安定な床面に立位することで、足部・足関節による修正能力が低下し、視覚や前庭感覚からの感覚入力が増大することが示唆されている<sup>118,120,122,123</sup>。足部・足関節からの体性感覚と視覚、前庭感覚における入力情報の混乱は、膝関節や股関節、体幹といった上位部の代償的戦略<sup>125</sup>を行う中枢神経系過程と情報の統合が要求される<sup>118</sup>。興味深いことに、Rios ら<sup>128</sup>は、CAI 症例が片脚立位時における足部不安定感と足関節周囲筋活動減少を代償するために、股関節周囲筋や起立筋の活動を高めていたと報告した。同様に、本研究においても、リーチ動作初期において、フォーム条件では膝関節屈曲、股関節屈曲角度と体幹屈曲角度増加を示した。つまり、不安定な床面に立位し、SEBT 後内方リーチ動作を行うことで、足関節制御の貢献度が低下したため、中枢部（膝関節や股関節、体幹部）の代償的使用を引き起こしたと考えられる。

### 3-4-6. 研究の限界

フォームパッド上で立位することにより、フォームパッドの粘弾性によって足関節周囲に発生する関節モーメントや COP 位置など物理的な力発生が変化し得ることが考えられている<sup>120,122</sup>。しかし、本研究では実際にフォームパッドの粘弾力や材質の密度について物理学的な計算<sup>129</sup>を行っていない。また、本研究では、中枢神経系の機能を理解するための筋活動測定、前庭感覚刺激、視覚遮断を行っていない。本研究におけるサンプルサイズは小さく、フォームパッドが動作中の姿勢制御戦略に及ぼした影響に関する臨床上の最小重要差を提供するには至らなかった。これらは、今後の研究課題である。

### 3-5. 第二課題のまとめ

足関節捻挫後の感覚運動機能を評価した過去の RCT によって、最も用いられたアウトカムである SEBT 後内方リーチ距離は、足関節不安定性を伴う姿勢制御能力を反映し得るかに関するエビデンスが不足していた。第二課題では、健常人に対して不安定な床面上に立位させた際に、SEBT 後内方リーチ動作中の下肢関節および体幹角度、COM、そして COP の動態が変化したこと、つまり、姿勢制御戦略が異なることを確認した。特に、足関節制御は、SEBT 後内方リーチ距離に影響を与え得る。最大リーチ距離のみの評価だけでなく、動作局面に応じて姿勢制御戦略を理解することは、足関節不安定性評価のアウトカムとしての SEBT 後内方リーチ距離をより深く理解するために重要であることが考えられる。

## 第4章 総合討論

### 4-1. 各研究課題のまとめと本研究の結論

本研究は、足関節捻挫後にみられる感覚運動機能不全に関連した、足関節不安定性に対する評価のアウトカムに関するエビデンス構築を目的とした。以下に各課題における目的と結論、そして、本研究の結論を述べる。

目的1：近年報告されている RCT において、足関節捻挫もしくは CAI の感覚運動機能の評価するために、最もよく用いられているタスクとアウトカムをまとめる。

結論：最もよく用いられたタスクは、片脚立位であり、最もよく用いられたアウトカムは、Star Excursion Balance Test の後内方リーチ距離であった。

目的2：安定面条件と不安定面条件で Star Excursion Balance Test 後内方リーチ中の姿勢制御戦略を比較すること。

結論：不安定な床面に立位した際に、Star Excursion Balance Test 後内方リーチ動作中の姿勢制御戦略（下肢関節および体幹、重心、そして足圧中心動態）は変化した。

本研究の結論：Star Excursion Balance Test 後内方リーチ距離は、足関節捻挫後の感覚運動機能不全に関連した、足関節不安定性を伴う姿勢制御能力を評価する有用なアウトカムとなる可能性がある。

#### 4-2. 今後の展望と課題

足関節捻挫を取り巻く問題は、その発生率とともに再発率の高さにある<sup>12</sup>。足関節捻挫の後遺症である CAI<sup>13,14</sup> は、足関節捻挫の再発を繰り返すことを特徴とし、さらに、足関節 OA へと移行する時期を早め、生活の質を下げる<sup>24</sup>。したがって、足関節捻挫の再発予防は重要な課題である。

スポーツ場面における足関節捻挫再発危険因子は、感覚運動機能不全による足関節不安定性が残存したまま競技復帰することである<sup>1</sup>と考えられる。本研究では、系統的レビューで行われる同一の手法<sup>65</sup>で、過去に公表された足関節捻挫後の感覚運動機能を評価した RCT を収集した。そして、現状で最も共通的に用いられている、足関節捻挫後の感覚運動機能を評価するアウトカムを整理した。さらに、バイオメカニクス研究によって、そのアウトカムからどのような解釈ができ得るかに関する、更なるエビデンス構築を試みた。

現状の介入研究において、足関節捻挫後の感覚運動機能を評価するためのアウトカムをまとめた結果、SEBT の後内方リーチ距離が最も用いられていることが判明した。また、バイオメカニクス研究によって、SEBT 後内方リーチは、不安定な床面に立位した際に代償動作が出現することで、アウトカムであるリーチ距離が低下すると解釈され得ることが示唆された。つまり、アウトカムとしての SEBT 後内方リーチ距離は、足関節不安定性を伴う姿勢制御能力を評価し得ると示唆された。

今後は、実際に足関節不安定性を有する者に対して、本研究と同様の動作解析的手法を用いて SEBT 後内方リーチ中の姿勢制御戦略を測定した際に、足関節不安定性を有する者が本研究でみられたような代償動作を示すかどうかを検証する必要がある。なお、CAI を対象に行う場合には、採用基準に留意が必要であり、今後の研究では、International Ankle Consortium が提示する採用基準<sup>16</sup>に従うことが望ましい。

スポーツ傷害予防を目的とした介入検討を行う際には、傷害予測因子を同定するため

の評価から質的な問題の抽出を行い、介入法を導き出す解決過程が重要である<sup>49</sup>。SEBT 後内方リーチ距離の場合、最大リーチ距離のみならず、リーチ動作に伴う動作の質的評価をすることが重要であると考えられる。つまり、リーチ距離の増減とともにリーチ動作全体を通して動作局面ごとに姿勢制御戦略の観察を行うことが必要であると考えられる。実際の臨床場面において、対象者のリーチ距離に、健常側と患側で下肢長に対して約 5%の差が生じた際には、リーチ動作中の姿勢制御戦略評価も行われること、特に、リーチ時の足関節制御に注目した動作の質的評価は、評価に基づいた介入検討の質を向上させることが可能となると考えられる。

足関節捻挫後の再発率の高さに関する問題は、足関節捻挫後のリハビリテーション過程において、関節可動域や筋力が損傷前のレベルまで回復するにもかかわらず、足関節不安定性が残存して状態で競技復帰することである<sup>1</sup>。本研究の結果は、グラウンド条件とフォーム条件間で同等の筋力や関節可動域を有する健常人であっても、足部・足関節からの感覚入力が不正確となる際に、姿勢制御戦略の違いを示すことを示唆した。つまり、臨床現場で起こり得る、足関節捻挫後における競技復帰直前の状況と類似することが考えられる。したがって、本研究の知見を基に、仮に炎症所見、関節可動域や筋力が回復したとしても、SEBT 後内方リーチ動作中の姿勢制御戦略を観察した際に、リーチ動作に伴う代償動作などを確認することが、競技復帰の意思決定に役立つことを期待する。

加えて、本研究では、先行研究<sup>123</sup>が示唆したように、フォームパッド上でリーチ動作を行った際に膝関節、股関節、体幹部の代償的使用が認められたことから、フォームパッド上でのトレーニング介入は、足部・足関節などの末梢部へのアプローチではなく、膝関節や股関節、体幹部に対して着目している可能性がある。それは、臨床家が臨床場面においてバランス機能に対するトレーニングを行う目的でフォームパッドを使用する際の理解に役立つと考えられる。



足関節捻挫を取り巻く研究における最終的な目標は、足関節捻挫発生率もしくは再発率を減少させることであると言える。この目標を達成させるためには、足関節不安定性を有する者に対する介入研究において、実際に足関節不安定性を伴う姿勢制御能力が改善され得るかを確かめる必要がある。この際に、本研究の知見が役立つことを期待する。そして、縦断的な調査を行い、最終的にその介入効果が足関節捻挫の再発率減少に影響を与えうるかを検証する<sup>49</sup>。こうすることで、足関節捻挫再発の危険因子である足関節不安定性を評価するためのアウトカムとして、SEBT 後内方リーチ距離およびリーチ時の質的動作評価が十分に応用でされ得る評価法であることが確信できる。

現状で、足関節不安定性評価に関する十分なエビデンスを基にした介入効果の検討および傷害再発率への効果検証は、涉猟しえた限り見当たらない。本研究は、足関節捻挫後に起こる感覚運動機能の評価法に関する基礎的な情報提供に寄与し、今後の足関節不安定性評価に関するイニシアティブを提起したものとする。

## 謝辞

I would like to thank Dr. Gisela Sole from the Centre for Health, Activity, and Rehabilitation Research, School of Physiotherapy at the University of Otago. She guided me in the first stage of research and taught me that, “PhD is a miniature version of actual life, with ups and downs, successes and failures.” Without her support, I would not have recognized the value in the experiences I had as a PhD student.

I would also like to thank Dr. Richard Shields from the Department of Physical Therapy and Rehabilitation Science at the University of Iowa. He has inspired me to be a physical therapist and a scientist with academic leadership. He provided me wonderful opportunities to advance into the next steps. Without both of their great leadership, I would not have experienced the world-standard research process and realized how important it is to be a scientific physical therapist, and for that I am very thankful.

I would like to express my appreciation to those who have personally supported me, especially Kristin A. Johnson, who is my colleague, coach, and friend from the University of Iowa. She has provided me important constructive feedback during our discussions, which helped me through the creative process and writing of research. I would also like to thank my flatmates, David, Oliver, Larian, Sampath, and Alisa, for brightening my first Dunedin experience with laughter, adventure, and unforgettable memories.

本博士論文作成にあたり、多くの貴重なご意見、懇切丁寧なご指導を賜りました、筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、和田恒彦准教授、向井直樹准教授、竹村雅裕准教授に深く感謝申し上げます。また、学位論文審査において審査員として親身なご指導、ご指摘を賜りました、筑波大学体育系、小野誠司准教授に深く御礼を申し上げます。

筑波大学医学医療系、宮川俊平教授には、筆者が修士課程在籍時より、論文指導だけでなく臨床や現場活動において貴重なご指導を賜りました。ここに、深謝申し上げます。

大分大学福祉健康科学部理学療法コース講師、萬井太規氏には、筆者が北海道大学在籍時より、理学療法研究に関して多大なるご指導やご支援をいただきましたことを心より感謝申し上げます。

本論文を執筆するにあたり、公私に渡り支えて下さった大学院の同期、先輩、後輩の皆様には、深く感謝致します。

最後に、長い学生生活を精神的に最も支え続けて下さり、常に「自分は何をしたいか」を問うこと、そしてそれを成し遂げることの大切さを教えてくれた、最大の理解者である母と兄に、感謝の意を表します。

## 引用文献

1. Gribble PA, Bleakley CM, Caul BM, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *Br J Sport Med*. 2016;50(24):1496-1505. doi:10.1136/bjsports-2016-096189
2. Zacchilli CMA, Colonel L, Belmont PJ. The Epidemiology of Ankle Sprains in the United States. *J BONE & JOINT Surg*. 2010;92:2279-2284. doi:10.2106/JBJS.I.01537
3. Fong DT, Hong Y, Chan L, et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sport Med*. 2007;37(1):73-94.
4. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury : A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sport Med*. 2014;44:123-140. doi:10.1007/s40279-013-0102-5
5. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports : Prevention Initiatives. *J Athl Train*. 2007;42(2):311-319.
6. Roos KG, Kerr ZY, Mauntel TC, Djoko A, Dompier TP, Wikstrom EA. The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med*. 2015;45(1):201-209. doi:10.1177/0363546516660980
7. Attenborough AS, Hiller CE, Smith RM, Stuelcken M, Greene A, Sinclair PJ. Chronic Ankle Instability in Sporting Populations. *Sport Med*. 2014;44:1545-1556. doi:10.1007/s40279-014-0218-2
8. Wikstrom EA, Cain MS, Chandran A, et al. Lateral ankle sprain increases subsequent ankle sprain risk: a systematic review. *J Athl Train*. 2020;Nov 5. doi:10.4085/168-20. Online ahead of print.
9. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):364-375.
10. Hertel J. Sensorimotor Deficits with Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Clin Sport Med*. 2008;27(3):353-370. doi:10.1016/j.csm.2008.03.006
11. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sport*. 2002;12:129-135.
12. Anandacoomarasamy A, Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sport Med*. 2005;39:1-4. doi:10.1136/bjism.2004.011676
13. Barbara L. Braun. Effects of Ankle Sprain in a General Clinic Population 6 to 18 Months After Medical Evaluation. *Arch Fam Med*. 1999;8:143-148.

14. Hiller CE, Nightingale EJ, Raymond J, et al. Prevalence and Impact of Chronic Musculoskeletal Ankle Disorders in the Community. *YAPMR*. 2012;93(10):1801-1807. doi:10.1016/j.apmr.2012.04.023
15. Hertel J, Corbett RO. An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*. 2019;54(6):572-588. doi:10.4085/1062-6050-344-18
16. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research : a position statement of the International Ankle Consortium. *Br J Sport Med*. 2014;48:1014-1018. doi:10.1136/bjsports-2013-093175
17. McKeona JMM, Bushb HM, Reeda A, Whittingto A, Uhla TL, McKeon PO. Return-to-play probabilities following new versus recurrent ankle sprains in high school athletes. *J Sci Med Sport*. 2014;17(1):23-28. doi:10.1016/j.jsams.2013.04.006
18. Steib S, Zech A, Hentschke C, Pfeifer K. Fatigue-Induced Alterations of Static and Dynamic Postural Control in Athletes With a History of Ankle Sprain. *J Athl Train*. 2013;48(2):203-208. doi:10.4085/1062-6050-48.1.08
19. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. Chronic Ankle Instability and Fatigue Create Proximal Joint Alterations during Performance of the Star Excursion Balance Test. *Int J Sport Med*. 2007;28:236-242. doi:10.1055/s-2006-924289
20. Valderrabano V, Horisberger M, Russell I, Dougall H. Etiology of Ankle Osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:1800-1806. doi:10.1007/s11999-008-0543-6
21. Valderrabano V, Hintermann B, Horisberger M, Fung TS. Ligamentous Posttraumatic Ankle Osteoarthritis. *Am J Sports Med*. 1979;34(4):612-620. doi:10.1177/0363546505281813
22. Saltzman CL, Zimmerman MB, O'Rourke M, Brown TD, Buckwalter JA, Johnston R. Impact of Comorbidities on the Measurement of Health in Patients with Ankle Osteoarthritis. *J BONE Jt Surg*. 2006;88A:2366-2372.
23. Saltzman CL, Salamon ML, Blanchard GM, et al. EPIDEMIOLOGY OF ANKLE ARTHRITIS : REPORT OF A CONSECUTIVE SERIES OF 639 PATIENTS FROM A TERTIARY ORTHOPAEDIC CENTER. *Iowa Orthop J*. 1999;25:44-46.
24. Houston MN, Hoch JM, Hoch MC. Patient-Reported Outcome Measures in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review. *J Athl Train*. 2015;50(10):1019-1033. doi:10.4085/1062-6050-50.9.01
25. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):71-79.
26. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):80-84.

27. Hogervorst T, Brand RA. Current Concepts Review Mechanoreceptors in Joint Function. *J Bone Jt Surg*. 1998;80(9):1365-1378.
28. Prochazka A, Ellaway P. Sensory Systems in the Control of Movement. *Compr Physiol*. 2012;2(4):2615-2627. doi:10.1002/cphy.c100086
29. Kristjansson E, Treleaven J. Sensorimotor Function and Dizziness in Neck Pain: Implications for Assessment and Management. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2009;39(5):364-377. doi:10.2519/jospt.2009.2834
30. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ. What is balance ? *Clin Rehabil*. 2000;14(4):402-406.
31. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th Ed. John Wiley & Sons; 2009.
32. Johansson R, Fransson P, Magnusson M. Optimal coordination and control of posture and movements. *J Physiol - Paris*. 2009;103(3-5):159-177. doi:10.1016/j.jphysparis.2009.08.013
33. Freeman MA. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Jt Surg Br*. 1965;47(4):669-677.
34. Duysens J, Hoogkamer W, Levin O. Is there “arthrogenic inhibition” of cutaneous reflexes in subjects with functional ankle instability? *Clin Neurophysiol*. 2013;124:1264-1266. doi:10.1016/j.clinph.2013.02.018
35. Hoch MC, Mckeon PO, Andreatta RD. Plantar Vibrotactile Detection Deficits in Adults with Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sport Exerc*. 2012;44(4):666-672. doi:10.1249/MSS.0b013e3182390212
36. Burcal CJ, Wikstrom EA. Plantar Cutaneous Sensitivity With and Without Cognitive Loading in People With Chronic Ankle Instability, Copers, and Uninjured Controls. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2016;46(4):270-276. doi:10.2519/jospt.2016.6351
37. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability : A systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2010;13:2-12. doi:10.1016/j.jsams.2009.03.004
38. Mckeon JMM, Mckeon PO. Evaluation of Joint Position Recognition Measurement Variables Associated With Chronic Ankle Instability: A Meta-Analysis. *J Athl Train*. 2012;47(4):444-456. doi:10.4085/1062-6050-47.4.15
39. Hoch MC, McKeon PO. Peroneal Reaction Time after Ankle Sprain: A Systematic Review and Meta-analysis. *Med Sci Sport Exerc*. 2014;46(3):546-556. doi:10.1249/MSS.0b013e3182a6a93b
40. Kim K, Kim J, Cruz-d D, Ryu S, Kang M, Taube W. Changes in Spinal and Corticospinal Excitability in Patients with Chronic Ankle Instability : A Systematic

- Review with Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2019;8:1037.
41. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*. 2017;52:381-399. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.037
  42. Simpson JD, Stewart EM, Macias DM, Chander H, Knight AC. Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics : A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2019;37:210-219. doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.003
  43. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J. Single - leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain ‘ copers .’ *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2016;24(4):1049-1059. doi:10.1007/s00167-015-3852-9
  44. Gribble PA, Robinson RH. Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability. 2009;44(4):350-355.
  45. O’Driscoll J, Delahunt E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: A systematic review and best evidence synthesis. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2011;3(1):19. doi:10.1186/1758-2555-3-19
  46. Hertel J, Olmsted-kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture*. 2007;25:33-39. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.12.009
  47. Clarke M. Standardising outcomes for clinical trials and systematic reviews. *Trials*. 2007;8(39):1-3. doi:10.1186/1745-6215-8-39
  48. Williamson P, Altman D, Blazeby J, Clarke M, Gargon E. Driving up the quality and relevance of research through the use of agreed core outcomes. *J Heal Serv Res Policy*. 2012;17(1):1-2. doi:10.1258/jhsrp.2011.011131
  49. Bahr R. Why screening tests to predict injury do not work — and probably never will ...: a critical review. *Br J Sport Med*. 2016;50:776-780. doi:10.1136/bjsports-2016-096256
  50. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. *Am J Sports Med*. 2005;33(4):492-501. doi:10.1177/0363546504269591
  51. Myer G, Ford K, Palumbo J, Hewett T. NEUROMUSCULAR TRAINING IMPROVES PERFORMANCE AND LOWER-EXTREMITY BIOMECHANICS IN FEMALE ATHLETES. *J Strength Cond Res*. 2005;19(1):51-60.
  52. Fransz DP, Huurnink A, Kingma I, Verhagen EALM, Dieën JH Van. Clinical

- Biomechanics A systematic review and meta-analysis of dynamic tests and related force plate parameters used to evaluate neuromusculoskeletal function in foot and ankle pathology. *Clin Biomech J*. 2013;28(6):591-601. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.06.002
53. Song K, Burcal C, Hertel J, Wikstrom E. Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability: A Meta-analysis. *Med Sci Sport Exerc*. 2016;48(10):2046-2056. doi:10.1249/MSS.0000000000000992
  54. Mckeen PO, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *J Athl Train*. 2008;43(3):293-304.
  55. Arnold BL, Motte SDELA, Linens S, Ross SE. Ankle Instability Is Associated with Balance Impairments : A Meta-Analysis. *Med Sci Sport Exerc*. 2009;41(5):1048-1063. doi:10.1249/MSS.0b013e318192d044
  56. Wikstrom EA, Naik S, Lodha N, Cauraugh JH. Balance Capabilities after Lateral Ankle Trauma and Intervention: A Meta-analysis. *Med Sci Sport Exerc*. 2009;41(6):1287-1295. doi:10.1249/MSS.0b013e318196cbc6
  57. Menacho M de O, Pereira HM, Oliveira BIR de, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test : Systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):559-565. doi:10.1016/j.jelekin.2009.11.007
  58. Wikstrom EA, Naik S, Lodha N, Cauraugh JH. Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2010;31(4):407-414. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.02.004
  59. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *J Sport Rehabil*. 2002;11:51-66.
  60. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *J Athl Train*. 2012;47(3):339-357. doi:10.4085/1062-6050-47.3.08
  61. Rosen AB, Needle AR, Ko J. Ability of Functional Performance Tests to Identify Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Clin J Sport Med*. 2019;29(6):509–522.
  62. Colquhoun HL, Levac D, Brien KKO, et al. Scoping reviews: time for clarity in definition, methods, and reporting. *J Clin Epidemiol*. 2014;67(12):1291-1294. doi:10.1016/j.jclinepi.2014.03.013
  63. Peters M, Godfrey CM, BPharm HK, McInerney P, Parker D, Soares C. Guidance for conducting systematic scoping reviews. *Int J Evid Based Healthc*. 2015;13(3):141-146. doi:10.1097/XEB.0000000000000050

64. Munn Z, Peters MDJ, Stern C, Tufanaru C, Mcarthur A, Aromataris E. Systematic review or scoping review ? Guidance for authors when choosing between a systematic or scoping review approach. *BMC Med Res Methodol.* 2018;18(1):1-7.
65. Tricco AC, Lillie E, Zarin W, et al. PRISMA Extension for Scoping Reviews ( PRISMA-ScR ): Checklist and Explanation. *Ann Intern Med.* 2016;169(7):467-473. doi:10.7326/M18-0850
66. Alguacil-Diego IM, De-la-Torre-Domingo C, López-Román A, Miangolarra-Page JC, Molina-Rueda F. Effect of elastic bandage on postural control in subjects with chronic ankle instability: a randomised clinical trial. *Disabil Rehabil.* 2018;40(7):806-812. doi:10.1080/09638288.2016.1276975
67. Anguish B, Sandrey MA. Two 4-Week Balance-Training Programs for Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2018;53(7):662-671. doi:10.4085/1062-6050-555-16
68. Asimenia G, Paraskevi M, Polina S, Anastasia B, Kyriakos T, Georgios G. Aquatic Training for Ankle Instability. *Foot Ankle Spec.* 2013;6(5):346-351. doi:10.1177/1938640013493461
69. Bagherian S, Rahnema N, Wikstrom EA. Corrective Exercises Improve Movement Efficiency and Sensorimotor Function but Not Fatigue Sensitivity in Chronic Ankle Instability Patients: A Randomized Controlled Trial. *Clin J Sport Med.* 2017;0(0):1-10.
70. Beazell J, Grindstaff T, Sauer L, Magrum E, Ingersoll C, Hertel J. Effects of a proximal or distal tibiofibular joint manipulation on ankle range of motion and functional outcomes in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(2):125-134. doi:10.2519/jospt.2012.3729
71. Burcal CJ, Trier AY, Wikstrom EA. Balance Training Versus Balance Training With STARS in Patients With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *J Sport Rehabil.* 2017;26(5):347-357.
72. Cain MS, Garceau SW, Linens SW. Effects of a 4-Week Biomechanical Ankle Platform System Protocol on Balance in High School Athletes With Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehabil.* 2017;26(1):1-7.
73. Cloak R, Nevill AM, Clarke F, Day S, Wyon MA. Vibration Training Improves Balance in Unstable Ankles. *Int J Sport Med.* 2010;31:894-900.
74. Collins CK, Masaracchio M, Cleland JA. The effectiveness of strain counterstrain in the treatment of patients with chronic ankle instability: A randomized clinical trial. *J Man Manip Ther.* 2014;22(3):119-128. doi:10.1179/2042618614Y.0000000069
75. Cruz-Diaz D, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez MC, Contreras FH, Martínez-Amat A. Effects of 6 Weeks of Balance Training on Chronic Ankle Instability in Athletes : A Randomized Controlled Trial. *Int J Sport Med.* 2015;36:754-760.



76. Cruz-Díaz D, Vega RL, Osuna-Pérez MC, Contreras FH-, Martínez-Amat A. Effects of joint mobilization on chronic ankle instability : a randomized controlled trial Effects of joint mobilization on chronic ankle instability : a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil.* 2015;37(7):601-610. doi:10.3109/09638288.2014.935877
77. De-la-Torre-Domingo C, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F, Lopez-Roman A, Fernandez-Carnero J. Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(12):2169-2175. doi:10.1016/j.apmr.2015.06.022
78. Donovan L, Hart JM, Susan A, et al. Rehabilitation for Chronic Ankle Instability With or Without Destabilization Devices: A Randomized Controlled Trial. *J Athl Train.* 2016;51(3):233-251. doi:10.4085/1062-6050-51.3.09
79. Hall EA, Docherty CL, Simon J, Kingma JJ, Klossner JC. Strength-training protocols to improve deficits in participants with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *J Athl Train.* 2015;50(1):36-44. doi:10.4085/1062-6050-49.3.71
80. Hamlyn C, Docherty CL, Klossner J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *J Athl Train.* 2012;47(2):130-135.
81. Han K, Ricard M, Fellingham G. Effects of a 4-week exercise program on balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2009;39(4):246-255. doi:10.2519/jospt.2009.2958
82. Han K, Ricard MD. Effects of 4 weeks of elastic-resistance training on ankle-evertor strength and latency. *J Sport Rehabil.* 2011;20(2):157-173.
83. Hilgendorf JR, Vela LI, Gobert D V., Harter RA. Influence of Vestibular-Ocular Reflex Training on Postural Stability, Dynamic Visual Acuity, and Gaze Stabilization in Patients With Chronic Ankle Instability. *Athl Train Sport Heal Care.* 2012;4(5):220-230. doi:10.3928/19425864-20120823-01
84. Huang P, Chen W, Lin C. Lower Extremity Biomechanics in Athletes With Ankle Instability After a 6-Week Integrated Training Program. *J Athl Train.* 2014;49(2):163-172. doi:10.4085/1062-6050-49.2.10
85. Kosik K, Terada M, McCann R, Boland S, Gribble PA. Comparison of Two Rehabilitation Protocols on Patient- and Disease-Oriented Outcomes in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Int J Athl Ther Train.* 2017;22(May):57-65.
86. Lazarou L, Kofotolis N, Malliou P, Kellis E. Effects of two proprioceptive training programs on joint position sense, strength, activation and recurrent injuries after ankle sprains. *Isokinet Exerc Sci.* 2017;25:289-300. doi:10.3233/IES-171146
87. Linens SW, Ross SE, Arnold BL. Wobble Board Rehabilitation for Improving Balance

- in Ankles With Chronic Instability. *Clin J Sport Med*. 2016;26(1):76-82.
88. Mckeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel JAY. Balance Training Improves Function and Postural Control in Those with Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sport Exerc*. 2008;40(10):1810-1819. doi:10.1249/MSS.0b013e31817e0f92
  89. Mckeon PO, Wikstrom EA. Sensory-Targeted Ankle Rehabilitation Strategies for Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sport Exerc*. 2016;48(5):776-784. doi:10.1249/MSS.0000000000000859.
  90. Mckeon PO, Wikstrom EA. The effect of sensory-targeted ankle rehabilitation strategies on single-leg center of pressure elements in those with chronic ankle instability: A randomized clinical trial. *J Sci Med Sport*. 2018;6-11.
  91. Mettler A, Chinn L, Saliba SA, McKeon PO, Hertel J. Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2015;50(4):343-349. doi:10.4085/1062-6050-49.3.94
  92. Schaefer JL, Sandrey MA. Effects of a 4-week dynamic-balance-training program supplemented with Graston instrument-assisted soft-tissue mobilization for chronic ankle instability. *J Sport Rehabil*. 2012;21(4):313-326.
  93. Sierra-Guzmán R, Jiménez JF, Ramírez C, Esteban P, Abián-Vicén J. Effects of Synchronous Whole Body Vibration Training on a Soft, Unstable Surface in Athletes with Chronic Ankle Instability. *Int J Sports Med*. 2017;38(6):447-455.
  94. Smith BI, Curtis D, Docherty CL. Effects of Hip Strengthening on Neuromuscular Control , Hip Strength , and Self-Reported Functional De fi cits in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehabil*. 2018;27:364-370.
  95. Yan Z, Min-lei Q, Ying D, Yi Q, Bei-ying Q. Effects of electroacupuncture on the proprioception of athletes with functional ankle instability. *World J Acupuncture-Moxibusion*. 2013;23(1):503-506.
  96. Youssef N, Abdelmohsen A, Ashour A, Elhafez N, Elhafez S. Effect of different balance training programs on postural control in chronic ankle instability : a randomized controlled trial. *Acta Bioeng Biomech*. 2018;20(2):159-169. doi:10.5277/ABB-01101-2018-02
  97. Thompson C, Schabrun S, Romero R, Bialocerkowski A, Dieen J van, Marshall P. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability : A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sport Med*. 2018;48(1):189-205. doi:10.1007/s40279-017-0781-4
  98. Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *J*

- Orthop Sport Phys Ther.* 2006;36(3):131-137. doi:10.1097/00005768-200405001-00897
99. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *North Am J Sport Phys Ther.* 2009;4(2):92-99.
  100. Bertrand-Charette M, Dambreville C, Bouyer LJ, Roy J-S. Systematic review of motor control and somatosensation assessment tests for the ankle. *BMJ Open Sp Ex Med.* 2020;6:1-15. doi:10.1136/bmjsem-2019-000685
  101. de Noronha M, França LC, Haupenthal A, Nunes GS. Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study. *Scand J Med Sci Sport.* 2013;23:541-547. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x
  102. Attenborough AS, Sinclair PJ, Sharp T, et al. The identification of risk factors for ankle sprains sustained during netball participation. *Phys Ther Sport.* 2017;23:31-36. doi:10.1016/j.ptsp.2016.06.009
  103. Robinson R, Gribble P. Kinematic Predictors of Performance on the Star Excursion Balance Test. *J Sport Rehabil.* 2008;17:347-357.
  104. Doherty C, Bleakley C, Hertel JAY, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Dynamic Balance Deficits 6 Months Following First-Time Acute Lateral Ankle Sprain: A Laboratory Analysis. 2015;45(8):626-633. doi:10.2519/jospt.2015.5653
  105. Doherty C, Bleakley CM, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Laboratory Measures of Postural Control During the Star Excursion Balance Test After Acute First-Time Lateral Ankle Sprain. *J Athl Train.* 2015;50(6):651-664. doi:10.4085/1062-6050-50.1.09
  106. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability: A Prospective Cohort Analysis. *Am J Sport Med.* 2016;44(4):995-1003. doi:10.1177/0363546516628870
  107. Bastien M, Moffet H, Bouyer LJ, Perron M, Hébert LJ, Leblond J. Alteration in global motor strategy following lateral ankle sprain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15(436):1-12.
  108. Delahunt E, Chawke M, Kelleher J, et al. Lower Limb Kinematics and Dynamic Postural Stability in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Female Athletes. *J Athl Train.* 2013;48(2):172-185. doi:10.4085/1062-6050-48.2.05
  109. Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower Extremity Muscle Activation During Functional Exercises in Patients With and Without Chronic Ankle Instability. *PM&R.* 2014;6(7):602-611. doi:10.1016/j.pmrj.2013.12.013
  110. de la Motte S, Arnold BL, Ross SE. Trunk-Rotation Differences at Maximal Reach of

- the Star Excursion Balance Test in Participants With Chronic Ankle Instability. 2015;50(4):358-365. doi:10.4085/1062-6050-49.3.74
111. Pozzi F, Moffat M, Gutierrez G. ORIGINAL RESEARCH NEUROMUSCULAR CONTROL DURING PERFORMANCE OF A DYNAMIC BALANCE TASK IN SUBJECTS WITH. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(4):520-529.
  112. Kwon YU, Williams B. The effect of variable rest intervals and chronic ankle instability on triplanar ankle motion during performance of the Star Excursion Balance Test. *Hum Mov Sci.* 2017;52:143-150. doi:10.1016/j.humov.2017.01.013
  113. Jaber H, Lohman E, Daher N, et al. Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PLoS One.* 2018;13(8):1-16. doi:10.1371/journal.pone.0201479
  114. Kwon YU, Arnold BL, Powell DW, Williams DSB. Influence of rest interval on foot-tibia coordination with chronic ankle instability during the Star Excursion Balance Test. *Hum Mov Sci.* 2018;58(August 2017):239-247. doi:10.1016/j.humov.2018.02.009
  115. Peterka RJ. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *J Neurophysiol.* 2002;88(9):1097-1118.
  116. Alizadehsaravi L, Bruijn SM, Maas H, Dieën JH Van. Modulation of soleus muscle H-reflexes and ankle muscle co-contraction with surface compliance during unipedal balancing in young and older adults. *Exp Brain Res.* 2020;238(6):1371-1383. doi:10.1007/s00221-020-05784-0
  117. Horak FB, Nashner LM. Central Programming of Postural Movements : Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. *JOURNAL OF Neurophysiol.* 1986;55(6):1369-1381.
  118. Schut IM, Engelhart D, Pasma JH, Aarts RGKM, Schouten AC. Compliant support surfaces affect sensory reweighting during balance control. *Gait Posture.* 2017;53:241-247. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.02.004
  119. Chiang J-H, Wu G. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture.* 1997;5:239-245.
  120. Horak FB, Hlavacka F. Somatosensory Loss Increases Vestibulospinal Sensitivity. *J Neurophysiol.* 2001;86:575-585.
  121. Allum JHJ, Zamani F, Adkin AL, Ernst A. Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest® ankle-sway-referenced support surface. *Gait Posture.* 2002;16:264-270.
  122. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance Suggestion from the Field. *Phys Ther.* 1986;66(10):1548-1550.
  123. Kiers H, Brumagne S, Diee J Van, Wees P Van Der, Vanhees L. Ankle proprioception is

- not targeted by exercises on an unstable surface. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112:1577-1585. doi:10.1007/s00421-011-2124-8
124. Alwadani FA, Liang H, Aruin AS. Effects of Ankle Angular Position and Standing Surface on Postural Control of Upright Stance. *Motor Control*. 2020;24:291-303.
  125. Riemann B, Myers J, Lephart S. Comparison of the Ankle, Knee, Hip, and Trunk Corrective Action Shown During Single-Leg Stance on Firm, Foam, and Multiaxial Surfaces. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(January):90-95. doi:10.1053/apmr.2003.50004
  126. Vicon Motion Systems. Vicon Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes Revision 2.0 March. 2010;(March):1-76. <http://www.vicon.com>.
  127. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The Effect of a 4-Week Comprehensive Rehabilitation Program on Postural Control and Lower Extremity Function in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2007;37(6):303-311. doi:10.2519/jospt.2007.2322
  128. Rios JL, Gorges AL, Santos MJ dos. Individuals with chronic ankle instability compensate for their ankle deficits using proximal musculature to maintain reduced postural sway while kicking a ball. *Hum Mov Sci*. 2015;43:33-44. doi:10.1016/j.humov.2015.07.001
  129. Patel M, Fransson PA, Lush D, Gomez S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait Posture*. 2008;28:649-656. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.018

## 研究業績

本論文の一部は以下の論文に発表した.

- 野津将時郎, 竹村雅裕, 宮川俊平, Star Excursion Balance Test のリーチ距離と体幹傾斜角度および足関節柔軟性の関係, 体力科学, 2020 年 69 巻 3 号 p.279-284.
- Shojiro Nozu, Masahiro Takemura, Gisela Sole, Assessments of sensorimotor deficits used in randomized clinical trials with individuals with ankle sprains and chronic ankle instability: A scoping review, PM&R, 2020 Sep 9. doi: 10.1002/pmrj.12487. (Accepted manuscript online: 09 September 2020)

本論文の一部は以下の学会に発表した.

- Shojiro Nozu, Masahiro Takemura, Shumpei Miyakawa, The relationship between the trunk lean angle and dynamic balance, The Asia Conference on Kinesiology (ACK), South Korea, 2017. 12.