

## 捻挫の既往が歩行時立脚相に与える影響について

### ～前額面における下腿の角度・モーメントに着目して～

境 臣太朗

#### 要旨

本研究の目的は、慢性足関節不安定症(Chronic Ankle Instability:以下 CIA)の人に特徴的な下腿の角度やモーメントについて前額面から検証することである。若年健康者における CIA 群 9 名とコントロール群 10 名とで歩行時立脚相における違いを三次元動作解析装置と床反力計を用いて分析した。初めに、通常の歩行速度、通常より速い歩行速度、通常より遅い歩行速度の3速度による CIA 群とコントロール群との比較を行った。その結果、CIA 群とコントロール群の下腿の最大角度、膝関節モーメントの最大値に両群の差は認められなかった。次に、CIA 群とコントロール群の下腿の最大角度、最大角度が起こった時期、膝関節モーメントの最大値、モーメントが最大になった時期について比較を行った。その結果、下腿最大角度の比較にのみ有意差が認められ両群の角度の平均は CIA 群の方が約 2°大きいという結果となった。この結果が臨床的に意味のある結果であるのかを今後検討していく事で CIA の予防につなげていく事が出来る可能性がある。

#### はじめに

足関節捻挫は、スポーツ関連障害の約 14%を占める最も一般的なスポーツ損傷であり、受傷起点の多くは、着地時の不安定な足部の肢位による急激な足部の内反や回外によるものである。受傷部位は外側の前距腓靭帯、踵腓靭帯、後腓靭帯が多い。英国のプロサッカーリーグにおける足部捻挫の詳細な分析を行うことを目的とした研究においては、2シーズンにわたる調査にて足関節捻挫のうち 73%で前距腓靭帯の損傷が確認された<sup>2)</sup>と報告している。

足関節捻挫は発生頻度が高いだけでなく捻挫の再発を繰り返すことで慢性化するケースが問題となってくる。急性期の 80%は管理下において完全に回復するが、20%は機械的・機能的な不安定性が生じ、その結果慢性的な足部の不安定性を生じることとなる<sup>3)</sup>。捻挫が慢性化すると徒手検査やストレス X 線による機械的不安定性がなくても、機械的に不安定性を有する場合もある。足部の不安定性によって捻挫を頻繁に繰り返すものを慢性足関節不安定症(Chronic Ankle

Instability:以下 CIA)と呼称し、表 1 のよう基準が設定されている。

捻挫の既往がある者の中には、スポーツ外傷のように明らかな外力がないにも関わらず、日常生活の中で受傷するものも存在する。先行研究では捻挫の既往がある者は、足関節の底屈の増加または背屈の減少、膝関節屈曲の減少、股関節屈曲角度の増加を示し、股関節の力の生成を増加させ足関節での推進力を制限することにより股関節優位の戦略を示す<sup>4)</sup>と報告されている。このような特徴は、捻挫の結果生じたと考えられることが多いが、CIA になりやすい者には原因として同様の特徴を有している可能性を考えた。また、捻挫の既往と矢状面の下腿の動き等に注目した報告は見受けられるが、前額面における下腿に着目した報告は少ない。

そこで、捻挫の既往があるものは歩行時立脚相の下腿の使い方に何らかの特徴が存在するという仮説を立て、下腿の角度要素や関節モーメントに捻挫の既往の有無によって差違が生じるのか、歩行速度による影響はどうかの 2 点を本研究の目的として研究を進めた。

表 1 International ankle consortium による CAI 選択基準<sup>5)</sup>

### 包含基準

- 1 少なくとも 1 回以上の足関節捻挫がある
  - 初回の捻挫は、研究参加時点より必ず 12 ヶ月以上前に受傷している
  - 受傷時に炎症症状(疼痛・腫張など)を伴っている
  - 受傷時に少なくとも 1 日以上身体活動の中断を余儀なくされる
  - 一番最近の捻挫は、研究参加時点より必ず 3 ヶ月以上前に受傷している
  - 足関節内反捻挫の定義は、“後足部の過度の内反もしくは足部の底屈・内旋の組合せの結果によって生じた外側靭帯構成体の急性外傷”であり、通常はいくつかの機能低下や障害の結果として生じる
  
- 2 足関節の“Giving-way”や“捻挫の再発”、“不安定感”の既往を有する
  - “Giving-way”は、“制御不能かつ予測不能な過度の後足部内反(通常は歩行やランニングの初期接地時に経験する)の定期的な発生であり、急性の足関節内反捻挫ではないもの”と定義される—特に、研究参加前 6 ヶ月以内に少なくとも 2 回は“Giving-way”を経験している
  - “捻挫の再発”は、同じ足関節における 2 回以上の捻挫と定義される
  - “足関節の不安定感”は、“日常生活(ADL)やスポーツ活動中における足関節の不安定感であり、通常は急性足関節捻挫受傷の恐怖感に関連した状況”と定義される—特に、自己申告による足関節の不安定感、検証済みの足関節不安定感に特化したアンケート調査におけるカットオフ値を用いて確認されるべきである
  - 現在、推奨されるアンケート調査は以下の通りである
    - ・Ankle Instability Instrument: 少なくとも 5 つの質問に“はい”と回答(質問 1 および他 4 つが含まれること)
    - ・Cumberland Ankle Instability: 24 点以下
    - ・Identification of Functional Ankle Instability: 11 点以上
  
- 3 一般的な自己申告による足部および足関節機能に関するアンケートとしては、集団の機能障害レベルの記載を推奨するが、自己申告による機能レベルが研究課題において重要な場合にのみ包含基準に含めるべきである
  - 現在、推奨されるアンケート調査は以下の通りである
    - ・Foot and Ankle Ability Measure: ADL 項目 90%未満, スポーツ項目 80%未満
    - ・Foot and Ankle Outcome Score: 3 つ以上のカテゴリでスコアが 75%未満

### 除外基準

- 1 いずれかの下肢に筋骨格系(骨、関節、神経など)の手術既往を有する
  - 不完全な関節構成体を修復させる手術は、完全に構造を修復させるために実施されるが、中枢および末梢神経系の変化が残存してしまうことが臨床および研究分野において理解され受け入れられている
  - 適切なリハビリテーションとフォローアップが管理されたとしても、手術後に付随する神経筋および構造変化は慢性足関節不安定性による影響と混在してしまう
  
- 2 いずれかの下肢にアライメント修復を必要とする骨折既往を有する
  - 一つ目の除外基準と同様に、骨格組織に関する重大な妥協は慢性足関節不安定性の研究集団の選択に関する内的妥当性を脅かす
  
- 3 過去 3 ヶ月以内において、関節の整合性や機能に影響を及ぼす他の下肢関節における筋骨格系の急性外傷(捻挫、骨折など)があり、少なくとも 1 日以上身体活動の中断を余儀なくされた

## 対象と方法

### 1. 対象

対象は本学に在籍する若年健康者 19 名であった。CIA の質問用紙(表 1)を用いて対象者を CIA 群 9 名とコントロール群 10 名に分けた(表 2)。なお、今回の研究に用いたデータは研究室に既存のデータの中から今回の研究目的に合致した人のデータのみを抽出したものである。

表 2 対象者情報

|     | CIA 群     | コントロール群    |
|-----|-----------|------------|
| 年齢  | 21.6±1.1  | 22.5±2.8   |
| 身長  | 1.6±0.09  | 1.6±0.1    |
| 体重  | 63.1±7.05 | 63.02±15.1 |
| BMI | 22.4±2.8  | 22.2±3.4   |

### 2. 方法

#### (1)使用機器

動作分析には、アニマ社製三次元動作解析装置と床反力計(以下三次元動作解析装置及び床反力計、サンプリング周波数 60Hz)を用いた。

三次元動作解析装置は、身体各部に貼付した赤外線反射マーカの空間位置を認識し、動作を定量的に計測することができる。また、床反力計と組み合わせることで、動作時の関節モーメントを算出することができる<sup>9)</sup>。本研究では、歩行時の下半身の動きを中心に、身一つの剛体リンクモデルとして考えることにした。

#### (2)準備

- ・被検者はハーフパンツを着用し、素足とする。
- ・反射マーカは被験者の両側下肢の以下の 10 か所に取り付けた(図 1)
  - 上前腸骨棘
  - 大転子
  - 膝関節外側裂隙
  - 外果
  - 第 5 中足骨頭



図 1 マーカー貼付場所

#### (3)測定動作

##### 歩行

※床反力計の 2~3m 手前から計測を開始し、床反力計を通過し終えるまでを計測する。

※歩行速度は本人の主観で普通、速い、遅い、の 3 速度でそれぞれ 1 回ずつ実施。

### 3. 解析方法

解析対象は、床反力計の上を通過した右足立脚期の下腿の最大角度、下腿の最大角度が生じた時期(立脚期の開始を 0%、終了を 100%とした際に何%タイムにあたるのか)、膝関節モーメントの最大値、膝関節モーメントが最大値を示した時期とした。なお、今回の角度は通常 ROM ではなく重力に対する角度を使用している。

統計処理には SAS Institute 製データ分析ソフトウェア JMP ver.15 を用い、有意水準を 5%未満として、解析対象データについて以下の方法で行った。

- ① CIA 群とコントロール群ごとに歩行速度による違いについて一元配置分散分析
- ② CIA 群とコントロール群間での違いについて一元配置分散分析

## 結果

### 1. 歩行速度の違いについて

#### (1) 下腿最大角度の歩行速度比較

下腿の最大角度による CIA 群とコントロール群とでは歩行速度による有意差は両群共に認められなかった(表 3).

表 3 下腿最大角度の歩行速度比較

| コントロール群 | 要因   | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|---------|------|--------|--------|-----------------|
|         |      | speed  |        | 1.5208          |
| コントロール群 | 水準   | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|         |      | fast   | 6.5    | 0.5             |
|         |      | normal | 7.0    | 0.5             |
|         |      | slow   | 7.0    | 0.5             |
| CIA 群   | 要因   | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|         |      | speed  | 0.5778 | 0.5679          |
|         | 水準   | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|         |      | fast   | 5.4    | 0.3             |
|         |      | normal | 5.0    | 0.3             |
|         | slow | 5.6    | 0.3    |                 |

#### (2) 膝関節モーメント最大値の歩行速度比較

膝モーメントの最大値による CIA 群とコントロール群とでは歩行速度による有意差は両群共に認められなかった(表 4).

### 2. 下腿最大角度の CIA 群とコントロール群の比較

CIA 群とコントロール群とでは下腿の最大角度に有意差が認められた. さらに, 下腿の最大角度の平均では CIA 群が 7.1 度, コントロール群が 5.3 度と CIA 群の方が下腿の最大角度が約 2 度内反しているという結果になった(表 5, 図 2).

表 4 膝関節モーメント最大値における歩行速度比較

| コントロール群 | 要因     | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|---------|--------|--------|--------|-----------------|
|         |        | speed  | 0.2918 | 0.7496          |
|         | 水準     | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|         |        | fast   | -64.8  | 3.6             |
|         | normal | -61.6  | 3.6    |                 |
|         | slow   | -65.3  | 3.6    |                 |
| CIA 群   | 要因     | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|         |        | speed  | 0.0419 | 0.9591          |
|         | 水準     | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|         |        | fast   | -64.5  | 5.3             |
|         |        | normal | -62.3  | 5.3             |
|         | slow   | -63.4  | 5.3    |                 |

表 5 下腿最大角度の CIA 群とコントロール群の比較

| 要因 | 項目     | F 値     | P 値<br>(Prob>F) |
|----|--------|---------|-----------------|
|    | Group  | 22.8557 | <.0001          |
| 水準 | 項目     | 平均      | 標準偏差            |
|    | コントロール | 5.3     | 0.2             |
|    | CIA    | 7.1     | 0.2             |

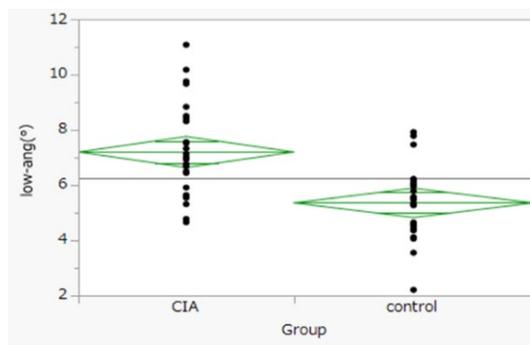


図 2 下腿最大角度の CIA 群とコントロール群の比較

3. 下腿最大角度が生じた時期の CIA 群とコントロール群の比較

立脚期中で下腿の角度が最大になった時期については CIA 群とコントロール群とでは有意差は認められなかった(表 6).

表 6 腿最大角度が生じた時期の CIA 群とコントロール群の比較

| 要因    | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|-------|--------|--------|-----------------|
| Group |        | 1.0438 | 0.3114          |
| 水準    | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|       | コントロール | 68.2   | 2.8             |
|       | CIA    | 64.0   | 2.9             |

4. 膝関節モーメント最大値の CIA 群とコントロール群の比較

膝関節モーメントの最大値については両群に有意差は認められなかった(表 7).

表 7 膝関節モーメント最大値の CIA 群とコントロール群の比較

| 要因    | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|-------|--------|--------|-----------------|
| Group |        | 0.0153 | 0.902           |
| 要因    | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|       | コントロール | -63.4  | 2.5             |
|       | CIA    | -63.9  | 2.6             |

5. 膝関節モーメント最大値を生じた時期の CIA 群とコントロール群の比較

立脚期中で膝関節モーメントが最大値を示した時期については両群に有意差は認められなかった. しかし, 両群とも立脚期の前半部分に最大時期がくる場合と, 後半部分に最大時期がくる場合と結果が二分化した(表 8, 図 3).

表 8 膝関節モーメント最大時期における CIA 群とコントロール群の比較

| 要因    | 項目     | F 値    | P 値<br>(Prob>F) |
|-------|--------|--------|-----------------|
| Group |        | 0.2563 | 0.6147          |
| 水準    | 項目     | 平均     | 標準偏差            |
|       | コントロール | 57.7   | 4.1             |
|       | CIA    | 54.6   | 4.3             |

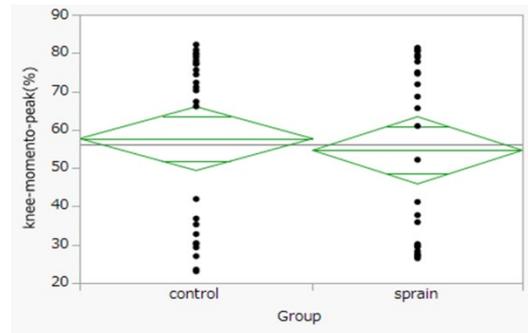


図 3 膝関節モーメント最大時期における CIA 群とコントロール群の比較

考察

1. 歩行速度による比較について

歩行速度の変化には一歩の長さであるステップ長が大いに関係している. ステップ長の増減には足関節の底背屈角度や膝関節屈曲・伸展角度, 股関節屈曲・伸展角度といった体節の矢状面上での角度が深く関係している<sup>7)</sup>. また, 歩行中の前額面からの左右への重心移動については自然速度での歩行では  $5.8 \pm 2.0 \text{cm}$ , 速い速度での歩行では  $5.0 \pm 2.1 \text{cm}$ <sup>8)</sup>と歩行速度による左右への重心動揺の違いはほとんど生じない.

つまり, 歩行速度を決定づける要因は矢状面上に多く, 前額面上には歩行速度を決定づける要因は少ないと思われる. そのため, 歩行速度による前額面上における下腿の最大角度・膝関節モーメントにおいて CIA 群, コントロール群共に有意差が認められなかったと考えられる.

## 2. 下腿の最大角度による CIA 群とコントロール群の比較について

下腿の最大角度における CIA 群とコントロール群との比較については両群間で有意差が認められ、平均角度についても CIA 群の方が約 2 度下腿が内反している傾向にあることが示された。歩行時の足底圧の分布と足圧中心の移動について検討した Nawata らの報告によると機能的足関節不安定症のある対象では歩行時に足関節と足部が内転・回外が増加し足圧中心は外方に変移する<sup>9)</sup>としており足関節不安定症がある者は歩行中の足部外側接地傾向があると考えられる。加えて、足関節不安定症を有する者の歩行中の筋活動を検討した Mineta らによると足関節不安定症のある者は正常歩行と比較して長腓骨筋の筋活動が低下するとともに、前脛骨筋/長腓骨筋活動比の増加が外側荷重と関係している<sup>10)</sup>ことを示している。これらのことから、CIA 群ではコントロール群と比較して歩行中の外側接地傾向が増加したことで相対的に下腿の角度が内反方向に傾いたと考えられる。

今回の研究では CIA 群とコントロール群とに有意差が認められ、角度の平均も CIA 群の方が約 2 度内反しているといった結果となった。しかし、この 2 度の差が臨床的に意味を持つ値であるのかは今回の研究で明らかに出来ていない。今後、この差が臨床的に意味のある値であるのかを検討していく必要がある。

## 3. 膝関節モーメント最大時期の CIA 群とコントロール群との比較について

本研究での膝関節モーメントについては立脚期の前半部分と後半部分に 2 回ピークを迎える二峰性のモーメント波形が観察された。他の膝関節モーメントを検討した Yamada らの報告によると膝関節モーメントの変化は立脚期の 20%から 30%の間と 80%に 2 つのピークを持つ二峰性の波形を示した<sup>11)</sup>と本研究と同様の結果が示されている。今回の研究では二峰性を持つモーメントの波形において値が最も大きくなった部分のみを切り取って比較した結果に CIA 群とコントロール群とで有意差は認められなかった。今後、二峰性を持つモーメント波形の第 1 ピークと第 2 ピークの生じた時間の間隔や、2 つのピークの値の

差などを比較していくことで CIA 群とコントロール群との有意差を発見することが出来る可能性がある。

## まとめ

本研究では歩行立脚期における CIA 群とコントロール群との下腿角度・膝関節モーメントについて検討した。結果としては、下腿の最大角度のみに両群に有意差が認められた。しかし、今回の研究は CIA 群の対象者が 9 名と少なく、対象者が CIA によって日常生活に不自由を強いられておらず、このことが結果に影響を与えた 1 つ要因であると考えられる。さらに、両群に差を生じたものにおいても今結果が臨床的に意義のある値であるのかを今後検討していくことで CIA の予防に努めていくことが出来る可能性がある。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導・ご尽力賜りました鶴崎俊哉准教授をはじめ、ご協力いただいた実験協力者の皆様、研究室関係各位に厚く御礼申し上げます。

## 参考文献

- 1) 今井丈: 足関節捻挫の理学療法. 徒手理学療法. 2016; 16: 13-20.
- 2) Woods C, Hawkins R, et al.: The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. Br J Sports Med. 2003; 37: 233-238.
- 3) Chan KW, Ding BC, et al.: Acute and chronic lateral ankle instability in the athlete. NYU Hosp Jt Dis. 2011; 69: 17-26.
- 4) Son SJ, Kim H, et al.: Altered Walking Neuromechanics in Patients With Chronic Ankle Instability. J Athl Train. 2019; 54: 684-697.
- 5) Gribble PA, Delahunt E, et al.: Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position

- statement of the International Ankle Consortium. J Orthop Sports Phys Ther. 2013; 43: 585-591.
- 6) 山田英司: 三次元動作解析装置の活用法. 医療と検査機器・試薬. 2018; 41: 78-82.
  - 7) 西守隆, 伊藤章: 歩行速度の増加にともなうステップ長の増加要因. 関西理学療法. 2012; 12: 45-51.
  - 8) 中村隆一, 齋藤宏, 他: 基礎運動学(第6版補訂). 医歯薬出版, 東京, 2012, pp. 45-51.
  - 9) Nawata K, Nishihara S, et al.: Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. J Orthop Sci. 2005; 10: 298-301
  - 10) Mineta S, Inami T, et al.: High lateral plantar pressure is related to an increased tibialis anterior/ fibularis longus activity ratio in patients with recurrent lateral ankle sprain. Open Access J Sports Med. 2017; 8: 123-131.
  - 11) 山田英司, 福田航, 他: 通常歩行における重症度の低い変形性膝関節症患者の膝関節外反モーメントと下肢関節角度の特徴. 理学療法科学. 2018; 33: 611-617.

(指導教員 鶴崎俊哉)