

# 運動器機能のリハビリ支援を目的とした安価な身体動揺解析技術

曾賀野 健一      青木 隆明\*      可児 純子      渡辺 博己      棚橋 英樹

## A Study on Inexpensive Body Sway Analysis for Rehabilitation Support of Locomotorium

Kenichi SOGANO    Takaaki AOKI\*    Junko KANI    Hiroki WATANABE    Hideki TANAHASHI

**あらまし** 加齢や生活習慣により筋肉や骨等の運動器機能が衰弱すると疼痛やよろめく等のいわゆるロコモティブシンドロームを発症する。特に股関節の機能が衰弱すると体幹の安定性が低下し更衣等の日常生活動作に制限を受け、転倒等の事故からリハビリを必要とする患者が急増している。臨床現場では股関節機能の健全性を定量的に評価することが求められるが計測装置が高価であること等から臨床の場での日常的な使用は困難である。本稿では安価な床反力情報取得装置を用い、臨床現場の所見等に基づいて姿勢と移動動作及び体幹の安定性評価に関わる特徴量を検討した上で床反力情報取得・解析プログラムを開発した。このプログラムを用いて健康者と股関節症患者の床反力情報取得実験を実施し、得られた特徴量を解析した結果、特に股関節症患者が属する患者群の歩行において患側の単脚支持期における特徴量に臨床現場等で観察される現象の影響と考えられる傾向がみられ、本稿で開発した床反力情報取得・解析手法の有効性を示した。

**キーワード** ロコモティブシンドローム、股関節機能評価、床反力、単脚支持期、体幹の安定性

### 1. はじめに

#### 1. 1 社会的背景

人口の高齢化が急速に進み医療費や介護保険費の社会的負担が高騰する中、国は事態を深刻に受け止め“治療から予防へ”への取り組みを進めている。平成25年にスタートした国民健康づくり運動「健康日本21（第2次）」<sup>[1]</sup>においては予備軍を含めて4,700万人といわれるロコモティブシンドローム（運動器症候群）<sup>[2]</sup>の予防が新たに明記されるとともに、「健康長寿産業の振興」を成長戦略の重点領域として明確に位置づけている。また中部経済産業局ではリハビリやロコモティブシンドローム予防等にかかるR&Dを支援しており、岐阜県においては第2次ヘルスプランぎふ21<sup>[3]</sup>（平成25年度～平成29年度）において日常生活に制限のない期間を延ばす「健康寿命の延伸」を目標に掲げ健康支援への取り組みを強力に推進している。このように疾病リスクの低減を図るための健康維持・増進・疾病予防にかかるサービス（健康度評価、IT融合型健康サービス等）需要が一層高まり、健康で暮らしやすい社会の形成が望まれている<sup>[4]</sup>。

#### 1. 2 体幹の安定性

加齢や生活習慣（運動不足、肥満等）により筋肉や骨等の運動器機能が衰弱すると疼痛やよろめく等の症状、いわゆるロコモティブシンドロームを発症する。運動器

の中でも特に股関節は骨盤と下肢をつなぐ要の荷重関節であり、立つ、歩く等の姿勢や動作を安定して行うために必要な筋肉や骨等で構成されているが、この関節機能が衰弱すると体幹の安定性が低下し、更衣、階段の昇り降り、車の乗り降り等の幅広い日常生活動作が制限され、躓く、転倒等の事故を引き起こし骨折から要介護（寝たきり）を招く危険性が一段と高まる。平成23年の厚生労働省の調査<sup>[5]</sup>では要介護原因の23%が転倒や関節疾患によるもので、その原因である大腿骨頸部骨折受傷の7割以上が立位からの転倒によるとされる。こうした股関節機能障害の発生率は人口の高齢化とともに増加傾向にあり、その回復措置として医学的リハビリテーションを必要とする患者数も急増している。

股関節機能が日常生活に支障のない状態かを判定する基準には日本整形外科学会が定める股関節機能判定基準（JOA SCORE）があり<sup>[6]</sup>、立位や歩行等の検査課題の遂行度を得点化し、その合計得点で股関節機能を評価する。しかし臨床現場ではリハビリ経過観察や術前後等における関節機能等の能力をできるだけわかりやすく患者や関係者に説明することが重要であり、股関節機能の定量的な計測と解析により評価の信頼性を確保することが求められている。定量的な情報を取得するためには重心動揺計や足圧計測装置等を使用する方法がある。装置が高価であることや検査に手間がかかること等から臨床の場での日常的な使用は困難である。そこで本研究では臨床検査で行われる姿勢や移動動作に基づいて体幹の安定性評

\* 国立大学法人岐阜大学医学部附属病院

価に関わる特徴量を検討した上で安価な床反力情報取得装置を用いて床反力情報を取得し、その時間的な変化を解析することで特徴量を抽出、可視化するためのプログラムを開発した。さらに開発した床反力情報取得・解析手法の有効性を検証するため健康者と股関節機能に障害を有する症患者（以下、股関節症患者という）を対象とした実験を行い、得られた特徴量を解析し、その傾向を確認した。なお、床反力情報の解析等については岐阜大学大学院医学系研究科の医学研究等倫理審査委員会の承認を得ている。



図1 WBとパソコンの接続・通信

## 2. 計測・解析

### 2. 1 臨床検査

股関節機能を評価する場合、対象者が日常生活の中で行う姿勢や移動動作の安定性を尺度としている<sup>[7]</sup>。そこで臨床現場では日本整形外科学会が定めるJOA SCOREの評価基準に沿って日常生活動作（立位、段昇降等）や歩行等の遂行度を判定する方法が最も普及している<sup>[8]</sup>。

遂行度の判定は体幹の安定性や左右（脚）の対称性等、特に単脚支持期（片脚で体幹を支持する時期）の観察が重要であり、単脚支持期等の定量的な評価方法として重心動揺計や足圧計測装置等が用いられることがある。この場合は足圧中心（Center of foot Pressure ; COP）の位置を計測する方法が一般的であり、静止立位等の検査ではCOP総軌跡長や動揺面積等が使用される<sup>[7]</sup>。

本稿においてもCOPの位置を参照し股関節機能を評価する方法を採用した。

### 2. 2 床反力情報取得装置

COPの位置は床平面座標系の左右前後に配置された4点の荷重比率を計算することにより求めることが可能である。今回、床反力情報の取得対象として、臨床検査で行われる立位姿勢の他に歩行等の移動動作も含まれることからサンプリング周波数を100Hz程度に設定すると十分な情報が得られると考えられる<sup>[9]</sup>。さらに重心動揺計や足圧計測装置と比べて安価である点を考慮し、任天堂社製バランスWiiボード（以下、WBという）を採用した。

WBは計量法に定められた技術水準で製造され体重計として正式に認可されているが、臨床実験に先立ち念のためWBに内蔵されているフォースセンサの計測精度について確認を行った。WBは、装置の4箇所に配置されたフォースセンサを所定のサンプリングレートで連続的に計測することができ、Bluetoothを経由してPCに送信することができる（図1）。またセンサの特性上キャリブレーションが必要であるが、独自に開発したPC側のソフトウェアにより処理している。

以上の要件を満たすプログラムを用いて無荷重時のフォースセンサ4点の情報をサンプリングレート100Hzで10秒間取得した結果、標準誤差は0.030kgであった。また70kgの重量を有する静止物体がWB上に荷重した状態で

フォースセンサ4点の情報を同じ条件で取得した結果、標準誤差は0.032kgであった。

またWBを用いて得られたCOPの位置精度を検証するため、医療現場等で重心動揺の計測に用いられているニッタ社製FootViewとの比較を行った。比較に用いた数値は身体における重心動揺を評価する指標として用いられるCOP総軌跡長とした。この値はサンプリングレートごとにCOPの位置を計測し、各計測時に取得した左右方向と前後方向のCOP位置変化分から軌跡長を取得時間分加算した値である<sup>[7]</sup>。被験者は健康な成人被験者2名とし、両脚立位と片脚立位の姿勢を10秒間保持したときのCOP総軌跡長を測定した。両脚立位と片脚立位の姿勢ごとに20件のデータを取得した結果、いずれの姿勢もWBとFootViewで抽出したCOP軌跡長に有意差はみられなかった（ $p \geq 0.05$ ）。このことはWBで抽出したCOPの位置情報が一般的な重心動揺計測で用いられるFootViewと同程度の計測精度を有することを示唆している。

### 2. 3 姿勢・移動動作と特徴量

JOA SCOREに記載されている股関節機能評価基準及び岐阜大学医学部附属病院リハビリテーション部で行われている臨床検査に準拠し、評価の対象とした姿勢・移動動作の種類とWBを用いた床反力情報取得方法を表1に示す。

表1 姿勢・移動動作とWBを用いた床反力情報取得方法

姿勢・移動動作	床反力情報取得方法
両脚立位姿勢	WBの中央で両下肢を接し両腕を体側につけ眼の高さで約3m離れた正面の指標を注視し10秒間静止姿勢を保持する。
片脚立位姿勢	WBの中央に片脚で立位し両腕を体側につけ眼の高さで約3m離れた正面の指標を注視し10秒間静止姿勢を保持する。（左右脚別）
段昇降	WB（段差：約5cm）に昇段しWBから降段する移動を行う。（左右脚別） （右脚から昇段する場合：右昇段→左昇段→右降段→左降段）
歩行	3歩以上歩行後、WBに片脚で乗り前方へ移動する。（左右脚別）

※すべての姿勢・移動動作についてサンプリングレートを100Hzに設定し、計測時は開眼で靴を脱いだ状態（靴下の着用は許可）で行った。

※歩行はWBの段差が平坦となる歩行路を整備した。

次に、WBを用いて取得した床反力情報から抽出する体幹の安定性評価に関わる特徴量を検討した。

歩行の床反力分析において、健常者の床反力パターンは垂直分力で踵接床時とつま先離床時にピークを呈する二峰性の形状を示すことが知られているが、股関節症の片側罹患例では健側下肢の垂直分力に増加がみられ左右脚で等しい二峰性の床反力形状とならず、患側下肢の垂直分力には二峰性の減少（平坦化）が観察されるという報告がある<sup>[10]</sup>。また岐阜大学医学部附属病院リハビリテーション部では、股関節症患者の特徴的な跛行として患側下肢の単脚支持期に体幹を患側に側屈する現象がみられるという所見がある。

これらの報告等をふまえて今回、体幹の安定性を評価するために検討した特徴量を説明する。

MX, MYはCOP位置の左右 (X), 前後 (Y) 方向の最大振幅である。TdX, TdYはサンプリングレートごとに計測したX, Y方向のCOP位置変化分を取得時間分加算した値である。SDX, SDYはサンプリングレートごとに計測したCOP位置のX, Y成分の標準偏差でありX, Y方向の動揺の集中した範囲（幅）をあらわしている。SDdX, SDdYはX, Y方向のCOP位置変化分の標準偏差でありCOP位置変化分のばらつきをあらわしている。MdZはサンプリングレートごとに計測した床反力変化分（絶対値）の最大値である。TdZは床反力変化分（絶対値）を取得時間分加算した値である。SDdZは床反力変化分（絶対値）の標準偏差であり床反力変化分のばらつきをあらわしている。なお床反力は対象者ごとに静止立位時の左右脚合成床反力で正規化し体重に依存しない。RX, RYはX, Y方向の荷重割合で両脚立位姿勢を10秒間保持した時のCOP位置（平均値）とWB中心位置との荷重割合の差（最大値）である。Vは段昇降や歩行の速さをあらわし単脚支持期のCOP総軌跡長を取得時間で除した値である。

#### 2. 4 単脚支持期の抽出

単脚支持期とは片側の脚で全体重を支える時期のことを指し、右脚の単脚支持期の場合には左脚が床から離床し着床するまでの遊脚期と同時期になると定義される。従って、段昇降や歩行において単脚支持期の開始時点はWBに最初に着床する側の脚（軸脚）と反対側の脚（反対脚）が離床する時点、単脚支持期の終了時点は反対脚が着床した時点と考えることができる。2台のWBを用いることで単脚支持期を定義どおり計測することが可能であるが、計測した床反力情報を観察すると一方のWBにおける着床時の床反力波形の特徴と他方のWBにおける離床時の床反力波形の特徴に同時性がみられたことから、この点に関して実験により確認を行った。

段昇降では2台のWBを前後に配置し（図2左）、WB2上で静止立位姿勢を保持した状態から片脚を前方のWB1に着床する方法で開始し段昇降を繰り返した。WB1の下には高さ5cmの台を配置しWB1とWB2の段差が5cmとなるようにした。右脚から着床し段昇降を繰り返した場合

の床反力波形を図3に示す。ここでRoffは反対脚（左脚）の離床を示している。離着床判定レベルは一般的に用いられる30Nとした<sup>[6]</sup>。床反力波形WB1にはRoffと近い時間帯にピーク $P_0$ がみられるが、これは反対脚の離床時に軸脚が反対脚の推進力を受けて最大の床反力を示すためと考えられる。また床反力波形WB1には最大ピーク $P_M$ がみられる。これは反対脚（左脚）がWB1に着床した際の衝撃力があらわれていると考えられる。



図2 単脚支持期抽出の検討におけるWBの配置  
(左) 段昇降, (右) 歩行

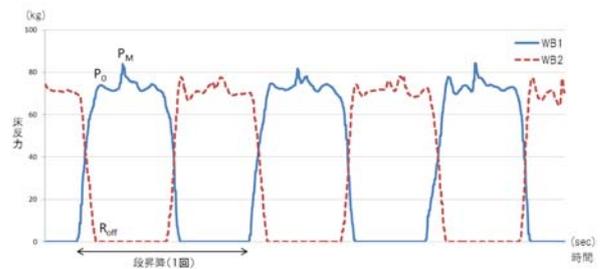


図3 段昇降時の床反力波形

Roffと $P_0$ の同時性を検証するため、健常歩行が可能な成人被験者2名が段昇降（左右脚別）をそれぞれ10回行いRoffと $P_0$ の時間差を求めた結果、段昇降1回に要した平均時間2.54秒に対しRoffと $P_0$ の時間差の平均値0.042秒、標準偏差0.025秒であった。以上の結果からRoffと $P_0$ には同時性があり、段昇降時の単脚支持期を $P_0$ から $P_M$ までの区間とみなすことができ、1台のWBで単脚支持期を計測することが可能と考えられる。

歩行では2台のWBを図2右のように配置し（左脚からWBに着床する場合、右脚からWBに着床する場合はWBの配置を左右反転した。）、WBの段差と平坦になるように歩行路を整備した。左脚からWBに着床した場合の床反力波形を図4左に、右脚からWBに着床した場合の床反力波形を図4右に示す。

図4左でRoffは反対脚（左脚）の離床を示している。床反力波形（右脚）にはRoffと近い時間帯にピーク $P_1$ がみられるが、これは反対脚の離床時に軸脚が反対脚の推進力を受けて最大の床反力を示すためと考えられる。図4右でRonは反対脚（左脚）の着床を示している。床反力波形（右脚）にはRonと近い時間帯にピーク $P_2$ がみられ

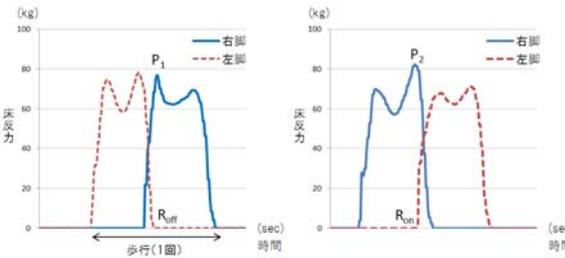


図4 歩行時の床反力波形  
(左) 左脚から着床, (右) 右脚から着床

るが、これは反対脚(左脚)の着床時に軸脚(右脚)で推進力を働かせるために最大の床反力を示すと考えられる。

RoffとP<sub>1</sub>, RonとP<sub>2</sub>の同時性を検証するため、健常歩行が可能な成人被験者2名が歩行(左右脚別)をそれぞれ10回行いRoffとP<sub>1</sub>, RonとP<sub>2</sub>の時間差を求めた結果、歩行1回に要した平均時間1.2秒に対しRoffとP<sub>1</sub>の時間差は平均値0.032秒、標準偏差0.037秒、RonとP<sub>2</sub>の時間差は平均値0.037秒、標準偏差0.037秒であった。以上の結果からRoffとP<sub>1</sub>, RonとP<sub>2</sub>には同時性があり、歩行時の単脚支持期をP<sub>1</sub>からP<sub>2</sub>までの区間とみなすことができ、1台のWBで単脚支持期を計測することが可能と考えられる。

### 2. 5 床反力情報取得・解析プログラムの開発

2. 3と2. 4の検討に基づき、WBを用いて床反力情報を取得し特徴量の抽出と解析結果の可視化を行うための床反力情報取得・解析プログラムを開発した。

このプログラムでは、はじめにWBとの接続と被験者情報の登録を行う。そしてまず両脚立位姿勢を表1の計測方法で行い、床反力情報を取得後にCOP軌跡と特徴量の抽出結果を表示する。これらの解析結果はCSV形式と画像で指定フォルダに出力する。

次に片脚立位姿勢、段昇降、歩行をそれぞれ表1の計測方法で行い床反力情報を取得後、左右脚別にCOP軌跡と特徴量の抽出結果を表示する。これらの解析結果はCSV形式と画像で指定フォルダに出力する。片脚立位姿勢の床反力情報解析結果を図5に示す。COP軌跡上に表示されている数値は左右前後の荷重割合を示している。

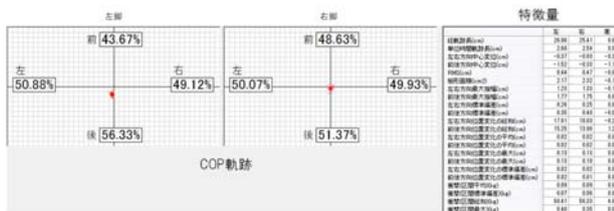


図5 床反力情報取得・解析例(片脚立位姿勢)

段昇降と歩行については、単脚支持期の床反力情報を2. 4の方法で抽出し左右脚別にCOP軌跡と特徴量の抽出結果を表示する。歩行の単脚支持期におけるCOP軌跡

(左右脚別)を図6に示す。COP軌跡上には床反力変化分(体重比)を20段階のカラーパターンを用いて分類表示しておりCOPの移動情報に加えて床反力の変化情報を定量的に視認できる機能を加えた。

図6においてCOP軌跡の両端付近に体重比2%を超える床反力の変化が生じている様子がみられる。こうした床反力の変化は床反力形状の二峰性に影響し、床反力変化が小さくなるほど床反力形状に二峰性の減少(平坦化)が観察されると考えられる。

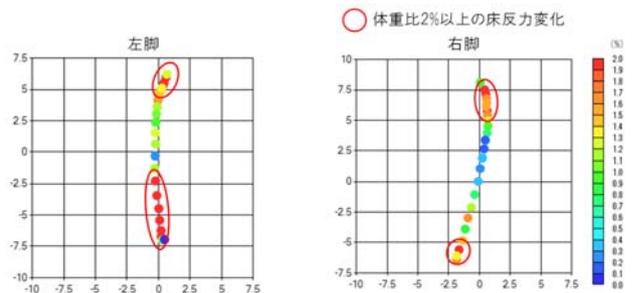


図6 COP軌跡と床反力変化の可視化(歩行)

4種類の姿勢・移動動作の計測から解析結果の表示までに要する時間は被験者1人あたり約3分である。計測時は身体にセンサ等を装着する必要がなくWBに乗る動作のみであることから足圧測定装置等を用いる場合と比べて患者への負担軽減に配慮している。

## 3 実験

安価な床反力情報取得装置としてWBを用いた床反力情報取得・解析手法の有効性を検証するため実験を実施した。

### 3. 1 特徴量の日間変動

体幹の安定性に関する計測値の再現性は重要であるが、これに関する基礎的検討の報告は少ない。そこで、日を変えて抽出した特徴量の変動性を検証した。

被験者は2名とし、2. 5で開発した床反力情報取得・解析プログラムを用いて表1の計測方法で床反力情報を7日間にわたって同じ時間帯に取得し特徴量を抽出した。その結果、いずれの被験者もすべての特徴量に関して標準偏差(平均値比)は約0.10であった。この結果は日を変えて抽出した特徴量に大きな変動が生じているとはいえないことを示唆している。

### 3. 2 健常者と股関節症患者の床反力情報取得実験

股関節症患者が表1の姿勢と移動動作を行った場合にCOP位置と床反力にあらわれる傾向を確認するため、2. 5で開発した床反力情報取得・解析プログラムを用いて健常者と股関節症患者を対象とした床反力情報取得実験を実施した。

被験者は健常者11名、股関節症患者は岐阜大学医学部附属病院リハビリテーション部に通院する患者のうち、実験参加への同意が得られた4名である。

実験への参加に対するインフォームドコンセントは、事前に実験参加の安全性や個人情報の秘密保持等に関して十分に説明した後、書面をもって行った。なお、本実験は岐阜大学大学院医学系研究科の医学研究等倫理審査委員会の承認を受けて実施した。

#### 4 実験結果と考察

3. 2の実験で取得した床反力情報から特徴量を抽出し、健常者が属する健常群と股関節症患者が属する患者群の傾向を確認するため判別分析を行った。判別分析には統計解析ソフトJUSE-StatWorks/V4.0を用いた。群の判別は説明変数が形成する多次元空間において2群の重心からマハラノビス距離を求めて導かれる説明変数の判別関数により行い、判別関数の値の正負により属する群を判別する方法である。

両脚立位姿勢の判別分析では健常群に健常者11名のデータ11件、患者群に股関節症患者4名のデータ4件を用いた。片脚立位姿勢、段昇降、歩行の判別分析では健常群に健常者11名の左右脚をあわせたデータ22件、患者群に股関節症患者4名の患側のデータ4件を用いた。

このデータを使用し、1つ抜き交差検定法により判別率を求めた。1つ抜き交差検定法は標本群から1つの事例を抜き出しテスト事例とし、残りの事例をトレーニング事例とすることで全事例が1回づつテスト事例となるよう検定を繰り返す方法で、統計学において仮説検定用に用いられる手法の一つである。本稿では、両脚立位姿勢の判別分析において14施行分をトレーニングデータ、1施行分をテストデータとしてサンプルの組み合わせを変え15通りの判別結果より判別率を求めた。片脚立位姿勢、段昇降、歩行の判別分析については25施行分をトレーニングデータ、1施行分をテストデータとしてサンプルの組み合わせを変え26通りの判別結果より判別率を求めた。判別率は、正しく判別されたサンプル数を全サンプル数で除した値を用いた。その結果、両脚立位姿勢、片脚立位姿勢、歩行の判別率はそれぞれ93.3%、80.7%、96.1%であった。両脚立位姿勢、片脚立位姿勢、歩行についてはいずれも判別率が80%を超える結果となった。段昇降については健常群と患者群の判別に有意な因子がみられない結果となったが、この一因としてWBに右脚から昇段し左脚をWBに着床する場合に、単脚支持期終了をあらわす左脚着床のタイミングや荷重のかけ方に個人差がみられ健常群の各特徴量にばらつきが生じたことが考えられる。段昇降における単脚支持期の抽出方法については、さらに検討が必要である。

また、判別分析により患者群に寄与する因子（特徴量）を調べた結果、両脚立位姿勢ではTdXとRX、片脚立位姿勢ではTdZ、歩行ではTdXとTdZ<sup>1</sup>が該当した。

今回の実験に参加した股関節症患者1名について、患者群に寄与する因子データを健常群比であらわした結果を図7に示す。健常群の因子データは今回の実験に参加した

健常者11名の平均値を用いた。各因子の標準偏差（平均値比）はTdX（両脚立位姿勢）：0.083、RX（両脚立位姿勢）：0.016、TdZ（片脚立位姿勢）：0.23、TdX（歩行）：0.37、TdZ<sup>1</sup>（歩行）：0.50である。

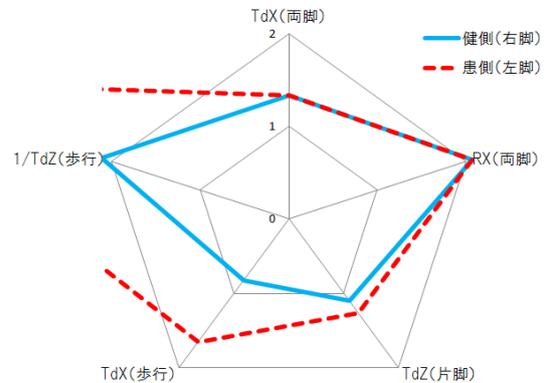


図7 股関節症患者の体幹安定性評価例

図7に示した股関節症患者は両脚立位姿勢において左右（X）方向のCOP位置変化分の総和（TdX）が健常者と比べて大きい傾向がみられる。また左右（X）方向の荷重割合（RX）が大きい傾向がみられ、荷重が健側（右脚）に偏っていた。これは患側（左脚）の荷重負担を軽減するため健側に荷重を移動させて両脚立位姿勢を保持しているためと考えられる。患側の歩行では左右（X）方向のCOP位置変化分の総和（TdX）が健側と比べて大きい傾向がみられ、これは患側の単脚支持期に体幹を患側に側屈する現象が影響していることが考えられる。また床反力変化分の総和（TdZ）が患側で小さい傾向がみられる。これは患側に荷重をかけることが困難であることから患側の単脚支持期開始時に健側に働かせる推進力を低減し患側の荷重負担を軽減することによる影響と考えられ、患側の床反力波形において二峰性の減少（平坦化）が観察される一因と推察される。

#### 5 まとめ

安価な床反力情報取得装置としてWBを採用し、先行研究や臨床現場の所見に基づいて計測対象とする姿勢と移動動作及び体幹の安定性評価に関わる特徴量を検討した上で、床反力情報の取得、特徴量の抽出、床反力情報解析結果の可視化・出力を行うための床反力情報取得・解析プログラムを開発した。

股関節症患者が臨床検査で行われる姿勢と移動動作を行った場合に床反力にあらわれる傾向を確認するため、開発した床反力情報取得・解析プログラムを用いて健常者と股関節症患者の床反力情報取得実験を実施した。この実験で得られた特徴量に関して解析を試みた結果、設定した健常群と比較して股関節症患者が属する患者群の

歩行において患側の単脚支持期における左右 (X) 方向のCOP位置変化分の総和 (TdX) と床反力変化分の総和 (TdZ) に先行研究や臨床現場で観察される現象の影響と考えられる傾向がみられたことにより本稿で開発した床反力情報取得・解析手法の有効性を示した。

以上より、WBを用いた床反力情報取得・解析手法は安価であるだけでなく、WBに乗るだけで4種類の姿勢と移動動作を行った場合の体幹の安定性評価に関わる情報を患者に負担をかけることなく計測できる。

またWBを用いた床反力情報取得・解析手法は、活動量計に近い感覚で体幹バランスの安定度を測る“ものさし”と考えることができ、臨床の場でのリハビリ効果や術前後の評価に限らず、早い段階でロコモティブシンドロームの兆候に気づき予防できるセルフケア(未病ケア)ツールとしての応用展開も考えられる。

## 謝 辞

岐阜大学医学部附属病院リハビリテーション部の皆様には、研究指導と実験にあたり多大な協力を頂きました。ここに深く感謝いたします。

## 文 献

- [1]健康・体力づくり事業財団, “健康日本21 (第2次)”, <http://www.kenkounippon21.gr.jp/>(2014.3現在)
- [2]日本整形外科学会, “ロコモティブシンドローム”, <http://www.joa.or.jp/jp/public/locomo/>(2014.3現在)
- [3]岐阜県, “第2次ヘルスプラン岐阜21”, <http://www.pref.gifu.lg.jp/kenko-fukushi/kenko-iryō/kenko/seikatsu-shukambyō/2-herusupurann.html>(2014.3現在)
- [4]中部経済産業局, “新ヘルスケア・サービス産業について”, 新ヘルスケア・サービス産業創出懇談会資料, 2012.
- [5]厚生労働省, “国民生活基礎調査”, 2011.
- [6]奈良勲, “運動療法学 各論”, 医学書院, 2010.
- [7]望月久, 峯島孝雄, “重心動揺計を用いた姿勢安定度評価指標の信頼性および妥当性”, 理学療法学 第27巻第6号, pp.199-203, 2000.
- [8]日本整形外科学会, “変形性股関節症診療ガイドライン”, 南江堂, 2008.
- [9]臨床歩行研究会, “臨床歩行計測入門”, 医歯薬出版, 2012.
- [10]吉良秀秋, “股関節障害患者の歩行分析”, 日整会誌 55, pp.735-745, 1981.