

Kinectを用いたマーカースレスモーションキャプチャシステム による平衡機能計測

－ 健常者の静止両脚立位状態と足踏み動作における頭部重心動揺の特徴－

楠 本 欣 司

The equilibrium function measurements using a markerless motion capture system
with Kinect

- Features of head sway of healthy individuals in static and dynamic conditions -

Kinji KUSUMOTO

Abstract

The purpose of this research was to examine head sway, which is considered a useful parameter in the body equilibrium function in different conditions. Microsoft Kinect, a three-dimensional human tracking sensor with no reflective markers required was utilized for the research. Twenty-three healthy females (age=20.5±0.8 years, height=158.2±5.4 cm, body mass=52.1±6.6 kg, BMI=20.8±2.2) with no visual, vestibular, or neurological impairments volunteered to participate in the research. The subjects were instructed to perform both legs standing with their eyes open/close as static conditions. They were also instructed to perform stepping with their eyes open on three different tempos (72, 96, 132 bpm) using a metronome as dynamic conditions. The results indicated the features of head sway in the static and dynamic conditions. The subjects in the dynamic conditions demonstrated more head sway than in the static conditions. Particularly, the subjects with stepping on the tempo of 72 bpm indicated unstable head sway compared to the other tempos.

Key words: キネクト, 三次元計測, 非接触型入力デバイス, 頭部平衡機能評価, バランス

緒言

身体平衡機能検査には、動的平衡機能検査と静的平衡機能検査がある。動的平衡機能検査には Timed Up and Go Test, Star Excursion Balance Test, ファンクショナルリーチテスト, 足踏み検査がある。一方、静的平衡機能検査には重心動揺計検査がある。現在多くの検査方法が存在し、多様な機材機器が使用されている。その結果、身体平衡機能は異なる指標で評価されている。そして、専門知識を有する者のみが評価結果を判断する。一般に普及している体組成計や血圧計と同様に、もし家庭でも手軽にかつ簡便な指標で身体の安定性が測定できる機器があれば、平衡機能障害の早期発見や平衡能力訓練の早期介入など幅広い用途での活用が期待できる。

安田らは重心動揺計を用いて新たに動的平衡機能検査 (Foulage test) を考案した¹。ワイン製造時に行う葡萄の足踏み動作を参考して名付けられたFoulage testは、足底をすべて挙上する従来の足踏み検査と異なり、両母指球を常時接地させて踵部のみを交互に上げる動作で重心動揺の生理的特性を評価する。健常者を対象とした研究では、動揺の移動軌跡が前方凸の逆V字型を示し、平均移動距離や外周面積は安定した値が認められた¹。そして、めまいを主訴する対象者に行った研究で

は、動揺のレベルにより移動軌跡、平均移動距離、外周面積に不規則な乱れが認められた。² この結果から、重心動揺計を用いた従来の静的平衡機能検査に加え、Foulage testによる動的平衡機能検査は臨床的に有用であると安田らは示唆している。^{1,2} しかし、Foulage testは身体重心の移動を記録ではなく、あくまでも足圧中心の移動記録から平衡機能を検査していると安田らは述べている。^{1,2} したがって、Foulage testは真の平衡機能検査方法とは言い難い。そのうえ、重心動揺計を用いた検査方法は購入費用や機器操作の面から考えると一般家庭レベルでは容易に導入できない。

身体平衡機能は前庭にある三半規管と耳石器で制御されている。これらの器官はすべて頭部内に位置し、視覚による空間認識と合わせ、適切な身体平衡を保持している。楠本が開発したKinectを用いたマーカーレスモーションキャプチャシステムは、安価な機材で簡便な三次元頭部重心動揺の計測を可能にした。³ 楠本による研究は同日再テスト法による日内信頼性にばらつきが認められたが、平衡機能に支障がない健常者のみを対象に行なっているため、計測値はすべて正常範囲内の誤差と見解している。³ また、頭部重心動揺を平衡機能の評価とした指標は、我が国における身体動揺の計測方法の発端^{4,5,6}と合致しており、その妥当性は高いと見解している。³ しかし、この研究は開眼静止立位状態のみを計測しているため、動的状態における頭部重心動揺は不明である。

そこで本研究は、Kinectによるマーカーレスモーションキャプチャシステムを用いて静止両脚立位状態と足踏み動作における頭部重心動揺を定量化し、静的頭部平衡と動的頭部平衡の特徴を検討するために行った。

方法

対象者

女性健常者23名（年齢=20.5±0.8歳，身長=158.2±5.4cm，体重=52.1±6.6kg，BMI=20.8±2.2）を対象に計測を行った。対象者はバランス系のトレーニング未経験者で、定期的な運動習慣のない者であった。すべての対象者は中枢神経性疾患や末梢神経性疾患を有しない者であった。また、整形外科や耳鼻科咽喉・頭頸部外科で過去三ヶ月間に既往歴のない者であった。

本研究はヘルシンキ宣言の趣旨に準拠し倫理的配慮および個人情報の保護を厳守した上で、研究の趣旨と実施方法を十分に説明し同意を得た。

表1. 頭部重心動揺計測システム

PCスペック	Intel®Core™ i5, 13 inch (1280 x 800), 2.50GHz, 8.00GB, 64bit
OS	Windows 7 Home Premium
Kinect	Kinect for Windows, 30fps
計測プログラム	Kinect Balance Measurement System version 1.5, Scratch 1.4, Kinect2Scratch SDK1.5
計測項目	頭部重心動揺最大振幅（左右，上下，前後方向）

計測方法

独自に開発した頭部重心動揺計測システム（Kinect Balance Measurement System version 1.5）（表1）を用いて、楠本（2014）のKinectセッティングを参考にした。³

計測は次の5条件で行った。条件①：開眼静止両脚立位状態，条件②：閉眼静止両脚立位状態，条件③：メトロノーム（日工精密株式会社，東京）によるテンポ72bpm（速度表記は「Andante」，意味は「歩くような速さ」）での開眼足踏み，条件④：テンポ96bpm（速度表記は「Moderate」，意味は「中くらいの速さ」）での開眼足踏み，条件⑤：テンポ132bpm（速度表記は「Allegro」，意味は「快速」）での開眼足踏みを行った。なお，計測は条件①から⑤を順に行った。

計測環境は、音や視刺激による身体偏位を生じさせない静かで明るい室内で行った。Kinectから

の赤外線照射の妨げにならないように直射日光が入らない場所で行った。また、風力による赤外線照射パターンの歪みを防止するため、計測場所での空調機器類は使用しなかった。

計測位置はKinectの近赤外線カメラから1.5m離れた位置に基準線を記し、条件①と②の足位は爪先を閉じ内側を合わせた状態で直立させた。条件③から⑤の足踏み動作に際しては、対象者の判断で足部の挙上や腕振り動作は自由に行わせた。足裏の冷えによるバランスへの影響を最小限に抑制するため、薄手の靴下の着用は許容した。

疲労の影響を配慮して、すべての条件の計測は1回30秒で行った。計測間の休息は60~90秒の間隔を空けて行った。対象者が計測方法に慣れるため、数回の試行後に計測を行った。

座標系の設定

座標系はKinectの近赤外線カメラとし、頭部動揺の左右方向をX軸、上下方向をY軸、前後方向をZ軸とした。

頭部重心動揺の定量化

頭部重心動揺の最大振幅を指標とした。最大振幅は座標軸の最大値と最小値の差から左右方向(X軸長)、上下方向(Y軸長)、前後方向(Z軸長)のそれぞれを計測プログラミングで自動的に演算した。

PC画面の座標情報は1ピクセルで表示される。そのためドットバイドット(dot by dot)で1ピクセルあたりの長さを下記の手順で換算し、すべての指標を同単位に定量化した。

- (1) 1 inchは25.4mmである。
- (2) 使用したPCは13inchディスプレイであるため、対角線の長さは $25.4 \times 13 = 330.2\text{mm}$ となる。
- (3) PCの解像度は 1280×800 であるため、対角線のピクセル数を三平方の定理から求めると、 $\sqrt{1280^2 + 800^2} = 1509.4$ となる。
- (4) (2)と(3)より、PCのディスプレイ上の1ピクセルの長さは、 $330.2 / 1509.2 = 0.22\text{mm}$ となる。
- (5) したがって、X軸長とY軸長の長さは、計測したピクセル数にそれぞれ0.22mmを掛けて算出した。
- (6) Z軸長はKinectの深度センサーで距離計測が可能のため、計測値をそのまま利用した。

心理的影響

身体平衡機能への心理的な影響を考慮し、主観的運動体験尺度(Subjective Exercise Experience Scale, Japanese Version; SEES-J)を用いて計測時の心理的状态を調査した。SEES-JはPOMSと異なり、細分化した感情評価でなく全体的な気分の状態が評価できる。⁷そして、SEES-Jは簡便性が高く、検査時間による心理的な負担を最小限に抑えられる利点があるために導入した。

SEES-Jは、疲労因子・心理的ストレス因子・積極的安寧の3因子12項目で構成される。⁷各項目の設問に対して7段階のリッカートスケールで返答を得点化し、尺度得点を算出する。各因子の最大合計点は28点で、最小合計点は4点としている。

統計処理

頭部重心動揺の比較は、反復測定による一元配置分散分析を用いて行った。分散分析に際し、Mauchlyの球面性検定を行い、球面性が有意であった場合、Greenhouses-Geisserの検定結果を検討した。そして、分散分析に有意な差が認められた場合、下位検定としてBonferroni法を用いて多重比較検定を行った。心理的影響は、各条件における軸長とSEES-Jの3因子をPearson相関係数でそれぞれ算出し検討した。本研究の統計処理はSPSS (IBM, ver.19.0.0.2)を用いて行った。なお、有意水準は $p < .05$ とした。

結果

図1に左右方向（X軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果を示した。静止両脚立位状態よりも足踏み動作では振幅の増加が認められた（開眼: $2.0 \pm 0.9\text{mm}$, 閉眼: $2.4 \pm 0.9\text{mm}$, 72bpm: $7.5 \pm 2.3\text{mm}$, 96bpm: $6.1 \pm 1.9\text{mm}$, 132bpm: $5.3 \pm 1.8\text{mm}$, $F(2, 46)=76.4$, $p=.00$). 下位検定による多重比較の結果, 開眼と閉眼に有意な差は認められなかった. しかし, 足踏みのテンポ72bpmは96bpmと132bpmよりも振幅の増加が認められた (ともに $p=.00$).

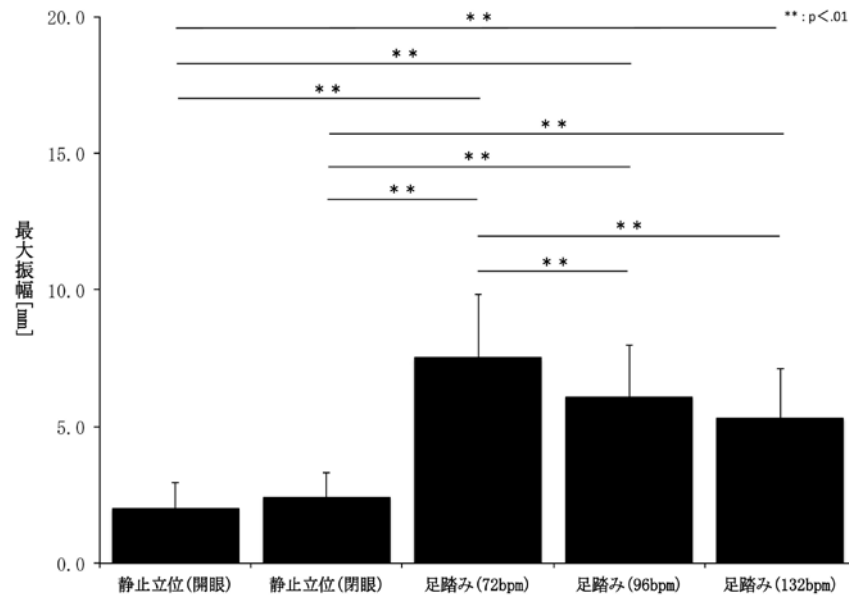


図1. 左右方向（X軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果

図2に上下方向（Y軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果を示した。静止両脚立位状態よりも足踏み動作では振幅の増加が認められた（開眼: $0.5 \pm 0.3\text{mm}$, 閉眼: $0.5 \pm 0.4\text{mm}$, 72bpm: $1.9 \pm 1.4\text{mm}$, 96bpm: $1.5 \pm 0.6\text{mm}$, 132bpm: $1.5 \pm 0.6\text{mm}$, $F(2, 42)=22.4$, $p=.00$). しかし, 下位検定による多重比較の結果, 開眼と閉眼および異なるテンポの足踏みに有意な差は認められなかった ($p>.05$).

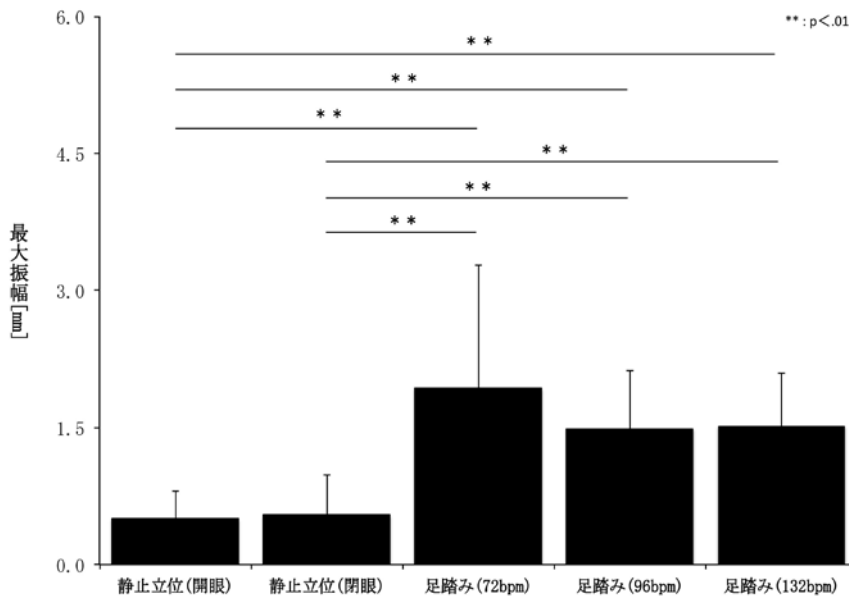


図2. 上下方向（Y軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果

図3に前後方向（Z軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果を示した。静止両脚立位状態よりも足踏み動作では振幅の増加が認められた（開眼: $26.6 \pm 8.9\text{mm}$, 閉眼: $29.2 \pm 9.4\text{mm}$, 72bpm: $105.7 \pm 51.4\text{mm}$, 96bpm: $114.0 \pm 58.3\text{mm}$, 132bpm: $135.4 \pm 63.4\text{mm}$, $F(3, 60) = 40.8$, $p = 0.00$). しかし, 下位検定による多重比較の結果, 開眼と閉眼および異なるテンポの足踏みに有意な差は認められなかった ($p > 0.05$).

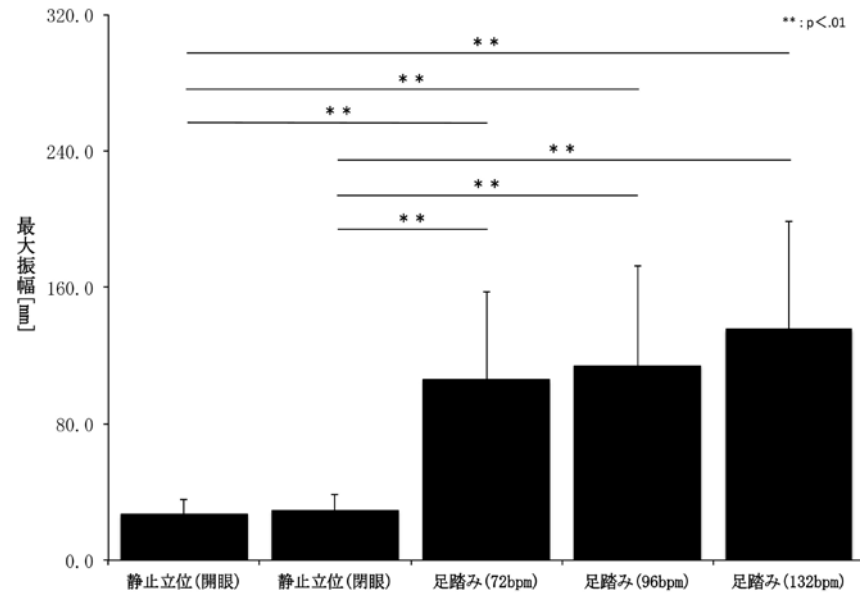


図3. 前後方向（Z軸長）における頭部重心動揺最大振幅の計測結果

表2 - 4に頭部重心動揺最大振幅の各軸長とSEES-Jの相関係数をそれぞれ示した。相関係数は-1.0~1.0の範囲で求められ, 1.0あるいは-1.0に値が近いほど関係が強く, 0に近いほど関係が弱いとされている。⁸ 調査の結果から, 頭部重心動揺と心理的要因に有意な相関は認められなかった ($p > 0.05$).

表2. 左右方向（X軸長）の頭部重心動揺と心理的要因の相関係数

	静止両脚立位状態		足踏み動作		
	開眼	閉眼	72bpm	96bpm	132bpm
疲労感	0.40	0.39	0.37	0.05	0.05
心理的ストレス	0.04	0.39	0.35	0.17	0.14
積極的安寧	-0.18	0.18	0.23	0.21	0.18

表3. 上下方向（Y軸長）の頭部重心動揺と心理的要因の相関係数

	静止両脚立位状態		足踏み動作		
	開眼	閉眼	72bpm	96bpm	132bpm
疲労感	0.03	0.06	-0.06	0.04	0.01
心理的ストレス	0.22	0.14	0.14	0.38	0.33
積極的安寧	0.26	0.23	0.20	0.24	0.41

表4. 前後方向（Z軸長）の頭部重心動揺と心理的要因の相関係数

	静止両脚立位状態		足踏み動作		
	開眼	閉眼	72bpm	96bpm	132bpm
疲労感	-0.08	-0.31	-0.37	0.04	-0.01
心理的ストレス	-0.02	-0.12	-0.15	-0.11	-0.15
積極的安寧	-0.19	0.07	-0.01	-0.04	0.06

考察

本研究はMicrosoft® Kinectを用いたマーカーレスモーションキャプチャシステムで身体平衡機能検査に有用なパラメーターとされる頭部の重心動揺を定量化し、健常者の静止両脚立位状態と足踏み動作の特徴を検討するために行った。静止両脚立位は開眼と閉眼で行った。足踏み動作はメトロノームを用いて異なるテンポに合わせ開眼のみで行った。本研究の結果から、静的および動的状態での頭部重心動揺の特徴を明らかにすることができた。

遅いテンポの足踏み動作では、静止両脚立位状態よりも左右方向の頭部重心動揺が増加した。これは身体の重心移動と遊脚時間が影響したと考える。身体の重心は左右交互に繰り返し行う足踏み動作に連動して側方移動が誘発される。⁹ その際に安定した姿勢保持のため、身体の重心移動と同調する頭部の重心動揺も誘発されたと推察する。足踏み動作における遊脚時間はメトロノームによるテンポで制御される。本研究の計測時間30秒間中に72bpmは36歩、96bpmは48歩、132bpmは66歩の足踏みができる。つまり、遅いテンポでは足踏みする歩数が少なくなり、必然的に遊脚時間と支持脚の立脚時間は長くなる。したがって、テンポ72bpmでは左右方向への身体重心移動と引き延ばされた遊脚時間の影響により不安定な片脚立脚状態となるため、頭部の重心動揺が大きく生じたと推測する。一方、速いテンポでは歩数増加により片脚立脚および遊脚時間が短縮され、頭部の重心動揺が最小限に抑えられていたと推察する。

また、遅いテンポの足踏み動作は、静止両脚立位状態よりも上下方向の頭部重心動揺が増加した。これは先に述べた身体の重心移動が影響していると推測する。左右交互に行う足踏み動作は身体重心の側方移動を促す。そして、この側方移動は床面と平行移動ではなく足部を基点とする扇状移動であった。実際にパソコンの計測画面では頭部を記す指標が直線ではなく、扇状の反復軌跡を示していた。本研究ではFoullage testと異なり自然な足踏みでの計測を目的としたため、対象者の足底はすべて拳上させる方法を採用した。しかし、対象者にはメトロノームのテンポ音に合わせた足踏みの実施だけを指示し、足上げの高さや腕振りの有無・大きさは各自で自由に行わせた。そのため片脚拳上高や腕振りの有無・大きさには個人差が見られ、その影響は不明である。

速いテンポの足踏みでは、静止両脚立位時よりも前後方向の頭部重心動揺が増加した。これは床反力の分力による影響であると考えられる。歩行中の床反力は前後、左右、垂直方向に分かれ身体に作用する。¹⁰ 速いテンポの足踏みは歩数が多くなり、足底と床面の接地回数が増加する。その結果、立脚期から遊脚期にかわる足指離地時では床反力の前後分力が垂直分力よりも作用し、足底前方に推進力が生じたと推察する。実際、対象者らは基準線上の位置から計測を開始したが、計測中は身体が前方へ移動している様子が観察された。また、テンポ132bpmの計測後は「前に進んでいる感じがした」と話す対象者が多くいた。一方、遅いテンポの足踏みは床反力の垂直分力が前後分力よりも作用し、足底前方への推進力は小さかったと推測する。しかし、前後方向の重心動揺に関しては、頭部の重心移動ではなくむしろ全身の位置移動による可能性が高いと考える。

静止両脚立位状態において、開眼と閉眼に有意な差は見られなかった。これは平衡障害を有しない健常者のみを対象としているために当然の結果であると考えられる。そして、本研究では心理的要因を検討するためにSEES-Jを用いて調査をした。対象者の点数は疲労感（11.1±4.4点）、心理的ス

トレス (7.4 ± 3.2 点), 積極的安寧 (10.8 ± 3.9 点) であった. 調査の結果から, これら得点範囲内の疲労感, 心理的ストレス, 積極的安寧は頭部重心動揺に影響を与えないことが示唆される.

最後に, 浅井は対象者の日常生活動作やリハビリテーション動作を直接かつ定量的に解析できる三次元動作分析法を用いた体平衡評価の臨床的有用性を挙げている.¹¹ 同時に, 高度な分析にはカメラの台数増加, 適当な検査環境の確保, 高価な解析機種の設定など欠点があることも浅井は指摘している.¹¹ 一方, Kinectは家庭用ゲーム機の追加デバイスとして販売され, 安価な機器でありながらも反射マーカーを不要とする高性能なモーションキャプチャシステムを可能にしている. Kinectの性能を活用することで, 高価な三次元動作分析機器を購入することなく, 一般家庭においても有用な平衡機能評価ツールとして今後の発展的用途が期待できる.

結言

本研究は, 家庭用テレビゲーム機器のオプションデバイスであるKinectセンサーの性能を活用し, 独自に開発したマーカーレスモーションキャプチャシステムで頭部重心動揺の定量化を行い, 静止両脚立位状態と足踏み動作の特徴を検討した. 本研究の結果から, 足踏み動作中の頭部重心動揺は静止両脚立位状態よりも左右, 上下, 前後すべての方向で増加することが分かった. 特に歩調の遅い足踏みでは重心動揺に大きな影響を与えることが分かった. 今後は異なる性別や年齢層の対象者数を増やし, 健常者における基準値あるいは正常範囲を明らかにする必要があると考える.

参考文献

1. 安田知久, 衛藤憲人, 荒木康智, 山田純子, 井出里香, 大河原崇文, 國弘幸伸. 重心動揺計による動的平衡機能検査 (Foulage test) - 健常者における生理的特性の検討 -. *Equilibrium Res*, 71(2): 61-70, 2012.
2. 安田知久, 衛藤憲人, 荒木康智, 大河原崇文, 國弘幸伸. 重心動揺計による動的平衡検査の試み (Foulage test) - めまい患者における検討 -. *Equilibrium Res*, 72(1): 22-29, 2013.
3. 楠本欣司. Kinectを用いた新たなバランス能力計測システムの開発と基礎的研究. *活水論文集*, 第57集: 7-15, 2014.
4. 島蘭順次郎. 種々の疾患に於ける身体動揺に就いて. *東京医学会雑誌*, 22: 1023-1048, 1908.
5. 田口喜一郎. 頭部動揺: その記録と意義. *Equilibrium Res*, 38(1): 24-28, 1980.
6. 田口喜一郎. 起立時頭部動揺と重心動揺の相互相関について. *Equilibrium Res*, 39(1): 24-28, 1981.
7. 鍋谷照, 徳永幹雄, 楠本恭久. 日本語版SEES (主観的運動体験尺度) プロフィールシートの作成. *久留米大学健康・スポーツ科学センター研究紀要*, 第10巻, 第1号: 27-36, 2002.
8. 出村慎一. (2007). *健康・スポーツ科学のための研究方法 - 研究計画の立て方とデータの処理方法 -*. 杏林書店.
9. 和田清. 足踏み運動解析による動的平衡の臨床的研究. *信州医学雑誌*, 35(5): 641-658, 1987.
10. 財団法人健康・体力づくり事業団. (2010). *健康運動実践指導者養成テキスト*. 南江堂.
11. 浅井正嗣. 3次元動作分析法による体平衡評価. *Equilibrium Res*, 62(3): 245-250, 2003.