

[招待論文：総説・レビュー論文]

## メガネ型ウェアラブルセンサーの開発と現場への応用

### Innovative Development of an Eye-glass Type Wearable Sensor and Its Application in Sports and Various Activities

大谷 俊郎

慶應義塾大学看護医療学部教授

Toshiro Otani

Professor, Faculty of Nursing and Medical Care, Keio University

橋本 健史

慶應義塾大学スポーツ医学研究センター准教授

Takeshi Hashimoto

Associate Professor, Sports Medicine Research Center, Keio University

**Abstract:** われわれが共同開発したメガネ型ウェアラブルセンサー (JINS MEME, JINS Inc., Tokyo, Japan, 以下 WS) は、右の耳掛け部に3軸加速度計、3軸角速度計を内蔵し、また鼻パッドに3点式眼電位計を装備し、メガネを装着することで頭部の動作と眼球運動を計測することが出来る。今回は本WSを用いたランニング動作の解析について計測データの妥当性と信頼性を検証した研究結果を紹介し、合わせて看護医療学部のプロジェクト研究で行ったスポーツや生活現場への応用可能性についても紹介する。

We recently developed an eye-glass type wearable motion sensor (JINS MEME, JINS Inc., Tokyo, Japan) with a three axis acceleration sensor and an angular velocity sensor built into the right temple; and an electro-oculogram sensor built into the nose pad. In this paper, we validated running motion analysis using this wearable sensor device, and utilized it to analyze the motion during a Judo break-fall, and thick-soled shoes walking. Results from these analyses indicate that this wearable device will be useful in both prevention of sports related injuries and help people live a healthy life.

**Keywords:** 3次元動作解析、メガネ型ウェアラブルセンサー、受け身動作、厚底靴  
3D motion analysis, eye-glass type wearable sensor, Judo break-fall, thick-soled shoe

## 1 全体の背景

スポーツや医療の現場においては、物体や身体の動作を確認し、それを客観的に評価するためにしばしば動作解析の手法が応用されている。動作解析には、これまで赤外線反射マーカーを身体に貼付して計測するモーションキャプチャーシステム(以下MC)と床反力計が主に用いられてきた<sup>1),2)</sup>。MCは、現時点では最も誤差が少ない計測方法と考えられており、正確なデータを取得することができるが、数台の赤外線カメラが必要で装置の価格も高価であり、計測空間にも制約が多い。また、計測や得られたデータの解析には習熟した担当者が必要で、アスリートや一般の人々が簡単に利用できるわけではない。また、結果の解析に時間と手間を要するので、リアルタイムに被験者に結果をフィードバックすることは難しいという欠点がある。もし簡単に使用できる安価なセンサーを常時利用することができれば、スポーツあるいは日常生活上の動作を計測することによって、スポーツ障害を引き起こすような危険なフォームを発見したり、高齢者の転倒のリスクなどを感知したりすることができるかもしれない。また、結果を被験者にリアルタイムに還元し、たとえば誤った歩行やランニングのフォームなどを即座に修正することができれば、スポーツ障害予防や転倒予防などにつながる可能性があり、それらは最終的にはわが国のスポーツ界の活性化とともに国民全体の健康寿命の延伸にもつながる可能性を持っている。

われわれはこの様な背景から、新しいウェアラブルセンサー(以下、WS)を企業(JINS株式会社)と共同で開発した。

## 2 ウェアラブルセンサーの開発

開発の基本コンセプトは、日常生活のなかで普通に用いるものであること、なるべく同じものを毎日使用する日用品であること、および違和感なく装着できること、などであった。通常使用する日用品のなかでこれらのコンセプトに合致したものは、腕時計、指輪およびメガネの3つであり、われわれが選択したのはメガネであった。腕時計と指輪は、装着する腕や指の動きの影響を受けて、動作が不安定であるのに対して、メガネは装着方法がほぼ一定であり、体幹に近く、体全体の動きを認識するのによいと考えたからである。

われわれが開発したメガネ型 WS (JINS MEME, JINS Inc., Tokyo, Japan) は、メガネの耳かけの内部に 3 軸加速度計、3 軸角速度計 (MPU6500, InvenSense Inc., San Jose, CA) が装着してある。メガネの鼻パッドは眼電位を測定できる電極になっており、眼球の動きも認識できる (図 1、2)。

眼球は、レンズが+、網膜が-に帯電しており、眼球の動きに伴って電位変化が生じるので (眼電位)、その電位変化を記録するとまばたきなどの眼球運動を推測することができる<sup>3)</sup>。本 WS は、これらのデータを 100 Hz の頻度で、Bluetooth 4.0 smart の無線通信によって、パーソナルコンピュータやスマートフォンに送信することができる。重量は 36g と軽量で、通常のメガネと同様に装着でき、レンズに視力矯正用の機能を組み込んで通常のメガネとして使用することも可能となっている。



図 1 われわれが開発した加速度、角速度計付メガネ型ウェアラブルセンサー  
右の耳掛け部に 3 軸の加速度計、3 軸の角速度計が装着してある (黒矢印)。鼻パッドは 3 点式眼電位計で、眼球の動きを認識できる (白矢印)。

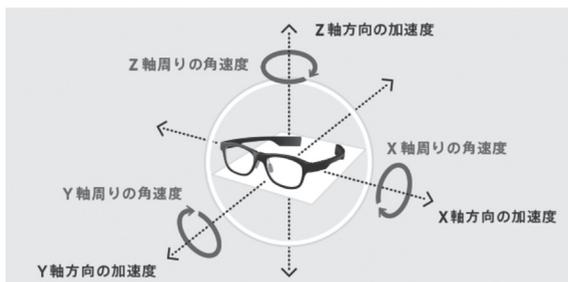


図 2 本ウェアラブルセンサーの計測データの定義  
黒の破線は加速度 X, Y, Z の定義を示す。円形の矢印は角速度 X, Y, Z の正の方向の定義を示す。出典 : JINS MEME 公式 web ページ <https://jins-meme.com/ja/products/es/>

### 3 ウェアラブルセンサー (WS) のデータの妥当性と信頼性の検証

#### 3.1 背景

最も基本的なスポーツの練習方法として、多くのアスリートがランニングを日常的に行っているが、ランニングによって生じるスポーツ障害は数多い。1000 時間当たりのランニング関連障害の発生率は、長距離ランナーの約 2.5 % から初心者ランナーでは 33.0 % にのぼると報告されている。ランニングフォームとスポーツ障害の関係についての最近の報告によれば、ランニングフォームの解析は、ランニング障害予防につながる可能性があり、極めて重要なことと認識されてきている。

また、ランニングフォームは、ランニングパフォーマンスにも影響を与えることが報告されている。長距離ランナーでは競技レベルの選手とレクリエーションレベルの選手でランニングフォームに差があることが知られており、記録向上のためにもランニングフォームの解析は重要であるといえる。ランニングフォームの問題点が明らかになれば、将来的には、その選手にあった個別化した正しいフォームに矯正することによってスポーツ障害を予防することやランニングパフォーマンスを向上させることにつながる可能性が高い。そこでわれわれは、ランニング中の本 WS のデータからランニングフォームを推測するアルゴリズムを作成した。

#### 3.2 目的

本研究の目的は、アスリートのランニング時における、本 WS のデータと、動作解析のゴールドスタンダードであるモーションキャプチャーシステム (MC) によるデータとの相関を検討して、本 WS のデータの妥当性と信頼性を検討することである。

#### 3.3 対象

日常的に運動を行っている大学生ボランティア 10 名を対象とした。研究の前に対象者全員に本研究の主旨を説明し、文書で同意を得た。年齢は 19 - 47 歳、平均 23.7 (標準偏差、以下 SD 7.9) 歳、男性 1 名、女性 9 名であった。身長は 1.54 - 1.70m、平均 1.58 (SD 0.05) m、体重は 39 - 72kg、平均 53.9 (SD 7.0)

kgであった。

除外基準としては、BMI が 35 以上および最近 6 か月以内に走行に影響を与えるような下肢の外傷を受傷した者とした。

### 3.4 方法

被検者に本 WS を装着してもらい、同時に皮膚に赤外線反射マーカを貼付して 3 次元動作解析を行った (図 3)。直径 8 mm の spherical marker を頭部では頭頂部、側頭部および後頭部に貼付した (被験者の頭部に swimming cap をかぶせて、その上にマーカを貼付した)。また、マーカを肩峰、第 7 頸椎棘突起部、第 10 胸椎棘突起部、肩甲骨内側縁、腸骨稜、後上腸骨棘、大腿骨大転子、大腿後外側、膝関節外側、下腿外側、足関節外果、第 5 中足骨頭および基部、踵骨隆起部に貼付した。またマーカを WS の耳かけの部分にも貼付し、このマーカの動きをリファレンスとして WS と MC のデータの同期を行った。



図 3 計測法の実際 (予備実験時)

トレッドミル上で赤外線反射マーカと本ウェアラブルセンサーを装着してランニングを行い、本 WS のデータとモーションキャプチャーシステムによる動作解析を同期させて妥当性と信頼性を検証した。白矢印:本ウェアラブルセンサー、黒矢印:反射マーカ、白矢頭:赤外線カメラ

5 台の CCD カメラと MC system (ProReflex, Qualisys Oqus 3 AB, Gothenburg, Sweden) を使用してマーカーの 3 次元座標を 100 Hz で計測した。

被験者には裸足でトレッドミル (TREAD-MILL, Nishikawa iron works, Kyoto, Japan) 上を 3.0 m/sec の定速で 60 秒間の走行を 3 回行ってもらい、走行開始後 10 から 55 秒の間を解析の対象とした。

### 3.5 データ解析

WS においては、加速度の生データに対して、Low-pass filter が a fourth order, zero-lag Butterworth digital filter を用いて実施された。Low-pass filtering の cut-off frequency は 12 Hz であった。次に、重力による加速度成分を Karantonis らの方法を用いて除去した<sup>4)</sup>。さらに、加速度データを 2 回積分することによって、位置座標を計算した。積分を行うと、データが放散する傾向があるので、1 回めの積分のあとに 0.5 Hz high-pass filter を行った<sup>5)</sup>。

60 秒間のランニング中のデータのうち開始後 10 秒後から 55 秒後までの 45 秒間を 5 秒間ごとの 9 区間に分けた。次に各区間ごとに、データの root mean square (RMS) を計算し、その区間 (約 15 steps) の平均値を計算し、その区間 (5 秒間) の代表データ (平均加速度) とした。すなわち、ひとりの被験者の 60 秒間のランニングにつき、9 区間が設定され、3 回の走行をさせたので、ひとりの被験者について 27 区間のデータが得られた。

MC においては、生データは、QTM software から .C3D format に変換され、Visual 3D software (C-Motion, Inc., Rockville, MD) を用いて頭部および胸郭の質量中心、center of mass (COM) が計算された。このデータに対して Low-pass filter が a fourth order, zero-lag Butterworth digital filter を用いて実施された。Low-pass filtering の cut-off frequency は 12 Hz であった。WS のデータ解析に際して作成した 5 秒間の区間での各データの RMS を計算し、5 秒間の平均値をその区間の代表データとして用いた。得られたデータについて以下の 4 項目の相関について検討した。

(1) WS で測定した矢状面における前後方向の位置 (WSAP) と MC で測定した頭部 COM の矢状面における位置 (headAP)、(2) WS で測定した冠状面

における内外側方向の位置 (WSML) と MC で測定した頭部 COM の冠状面における位置 (headML)、(3) WS で測定した矢状面における前後方向の位置 (WSAP) と MC で測定した胸郭 COM の矢状面における位置 (stemAP)、(4) WS で測定した冠状面における内外側方向の位置 (WSML) と MC で測定した胸郭 COM の冠状面における位置 (stemML)。

### 3.6 統計学的検討

(1) Validity study : 被検者 1 名につき、3 回の走行で 27 区間のデータ (5 秒間の代表データ) が得られ、それらを 10 名すべてで解析に使用し、各被験者ごとに比較検討した。相関の検定には Pearson の積率相関係数を使用した。有意水準は  $p < 0.05$  とした。

(2) Reliability study : 解析方法の再現性を調べるため、各被験者ごとに 1、2、3 回目の測定に関して、WSAP、WSML について、その回の 45 秒間のデータを平均した。それらについて Cronbach's  $\alpha$  係数を計算した。

### 3.7 研究倫理審査委員会の承認と利益相反

本研究にあたっては事前に慶應義塾大学スポーツ医学研究センター倫理審査委員会の承認を得た。なお、本研究における利益相反はないが本研究は JINS Inc. から研究資金の提供を受け行っている (HH14301, HH153031)。

### 3.8 結果 (1) Validity study

WSAP と headAP では、中央値 0.79 (0.53 から 0.93) で有意に正の相関関係を示した。WSML と headML では、中央値 0.87 (0.82 から 0.94) で有意に正の相関関係を示した。また、WSAP と stemAP では、中央値 0.82 (0.60 から 0.92) で、正の相関関係を示した。WSML と stemML では、中央値 0.82 (0.57 から 0.96) で正の相関関係を示した (表 1)。

### 3.9 結果 (2) Reliability study

本 WS のデータである前後方向加速度 (accAP) と内外側方向加速度 (accML)

---

表 1 WS と MC の各被験者ごとの相関 (\*:  $p < 0.05$ )

| Case | r (WSAP/headAP) | r (WSML/headML) | r (WSAP/stemAP) | r (WSML/stemML) |
|------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| 1    | 0.65*           | 0.88*           | 0.60*           | 0.96*           |
| 2    | 0.77*           | 0.88*           | 0.87*           | 0.87*           |
| 3    | 0.78*           | 0.86*           | 0.80*           | 0.75*           |
| 4    | 0.93*           | 0.82*           | 0.88*           | 0.57*           |
| 5    | 0.90*           | 0.90*           | 0.87*           | 0.79*           |
| 6    | 0.60*           | 0.94*           | 0.69*           | 0.88*           |
| 7    | 0.91*           | 0.85*           | 0.92*           | 0.82*           |
| 8    | 0.53*           | 0.87*           | 0.65*           | 0.86*           |
| 9    | 0.85*           | 0.85*           | 0.84*           | 0.82*           |
| 10   | 0.79*           | 0.85*           | 0.69*           | 0.79*           |

WS：ウェアラブルセンサー

MC：モーションキャプチャーシステム

COM：質量中心 (center of mass)

WSAP：WS で測定した矢状面における前後方向の位置

headAP：MC で測定した頭部 COM の矢状面における位置

WSML：WS で測定した冠状面における内外側方向の位置

headML：MC で測定した頭部 COM の冠状面における位置

stemAP：MC で測定した胸郭 COM の矢状面における位置

stemML：MC で測定した胸郭 COM の冠状面における位置

について、各被験者の 45 秒間のデータ平均を、1 回目、2 回目、3 回目について検討した。Cronbach's  $\alpha$  係数は、accAP では 0.921、accML では 0.911 であった。

### 3.10 小括

以上の結果から、われわれの考案したアルゴリズム、すなわち「ランニング中のメガネ型 WS のデータから、頭部 COM および胸郭 COM 位置座標の 5 秒間における平均を推測する方法」は、今回の限られた条件の範囲では有用であると考えられた。

### 3.11 考察

近年の動作解析手法としては、MC や床反力計を用いた研究が主流である<sup>6)</sup>。これらの device は現時点では最も誤差が少ない解析が可能な反面装置が高価であり、測定空間も屋内に限られ、計測に時間もかかることなどから実施には十分な時間を確保する必要がある。そのため、アスリートの練習現場で日常的に使用して自分のフォームの確認をすることは困難であるという欠点がある。

その解決策のひとつとして、最近、簡便で安価な inertial measurement unit (IMU) 付きの WS による身体運動評価の報告が増加してきている。小型の IMU を装着した WS で動作を測定する試みは、歩行、転倒などの生活動作を認識するアルゴリズムの報告<sup>4)</sup>、姿勢と動作を認識するアルゴリズムの報告<sup>7), 8)</sup>がある。また、加速度計を用いて立位での体の動揺性が計測できるとする報告がある<sup>9)</sup>。また、歩行に関する報告は多い。歩数の計算および Step length の測定<sup>10)</sup>、左右脚の認識<sup>11)</sup>、歩行速度<sup>10), 12)</sup>といった報告がある。また、heel contact や toe off といった、歩行相の同定が可能であるという報告がある<sup>12), 13), 14), 15)</sup>。

しかしながら、IMU を使用したランニング動作解析に関する報告はまだ多くない。代表的なものをあげると、Yang らは、下腿に装着した IMU でランニングスピードを推測するアルゴリズムを報告した<sup>16)</sup>。Kosbar らは、腰に装着した加速度計を用いてランニングフォームから、競技種目による特徴や初心者と経験者のフォームの違いを報告した<sup>17)</sup>。また、IMU でランニング障害と関係するランニングフォームを認識する試みとして、Wood らが下腿に装着した加速度計を利用して脛骨の最大加速度を real time feedback によって軽減する試みを報告している<sup>18)</sup>。しかしながら、様々な IMU のデータを、現時点で最も信頼できる計測が可能な motion capture のデータと比較検討した報告は少ない。

先行研究では、WS が身体のさまざまな部位に装着された報告がある。すなわち頭部ヘルメットと腰ベルト<sup>19)</sup>、腰ベルト<sup>10), 11), 14)</sup>、大腿部<sup>20)</sup>、足部<sup>15)</sup>、靴<sup>13)</sup>などである。われわれは、WS の必要条件の一つは日常生活において普通に用いるのものであって、しかも簡単に装着でき、毎日同じものを使用する

---

ことが重要であると考えており、メガネはこの条件を満たしている。そこで、われわれはIMUをメガネに埋め込み、WSとして使用する試みを行った。本研究の目的は、ランニング時に、頭部に装着したWSによる頭部の位置座標とMCによる頭部COM、胸郭COMの位置座標との相関関係を調べることであった。

その結果、相関係数は前後方向で0.79, 0.82 また、内外側方向で0.87, 0.82と強い相関関係を示した。また、信頼性の指標であるCronbach's  $\alpha$  係数は、accAPで0.921、accMLで0.911ときわめて高い信頼性を示した。このことは、頭部に装着したWSによって、頭部COM、胸郭COMの前後、内外側方向における位置座標をある程度、推測することができる可能性を示している。

頭部のWSデータと胸郭COMが相関した理由としては、以下の様に考察している。

ヒトは歩行時に頭部の安定性を保つために、胸郭軸が傾くと、その角度に応じてそれとは反対の方向へ頭部が傾き、頭部を空間において安定化しようとする事が知られている<sup>21), 22)</sup>。すなわち、胸郭軸が前後方向へ傾くとき、その大きさに応じて頭部軸は反対方向へと傾く。したがって5秒間の平均が正の相関を示したと考えられ、同様に内外側方向でも、胸郭軸が右側へ傾くと頭部軸がそれに対応して左側へ傾いて、5秒間の平均では両者が正の相関関係を示したと考えられた。

測定区間単位を5秒間に設定した理由は、5秒間に設定することによりその間の歩数がジョギングの場合約15歩となり、統計学的検討が可能な歩数が確保できるためである。

また、走行速度を3m/secと同一に設定した理由は、歩数をなるべく統一するためである。この点については、結果は速度に依存して変化する可能性が高く、結果を一般化するためには今後異なる速度のランニングにおける検証も必要である。

今回の実験結果から、われわれの考案したアルゴリズム、すなわち「ランニング中のメガネ型WSのデータから、頭部COMおよび胸郭COM位置座標の5秒間における平均を推測する方法」は、今回の限られた条件の範囲では有用であると考えられたが、将来的には、このアルゴリズムはランニング

フォームの問題点を real time に feedback することによって、アスリートのスポーツ障害予防やスポーツパフォーマンス向上に貢献できる可能性を持っていると考えている。

本研究には以下のようないくつかの限界がある。

①結論を一般化するには対象被験者数が少ない点。②ランニングのスピードを 3m/sec に限って行っており、異なるスピードでは結果が異なる可能性がある点。③最も動きの小さい頭部の加速度を頭部 COM、胸郭 COM の座標の指標とする点、などである。③については、誰でも、いつでも、どこでも使えるという本 WS の汎用性を最大限に重視した結果であり、今回の結果を鑑みれば、少なくとも一定の条件下であれば応用可能と考えられる。

### 3.12 結論

本 WS を使用したわれわれのアルゴリズムは、ランニング中の頭部、胸郭の前後方向および内外側方向の位置座標変化を推測することができた。

## 4 スポーツ現場への応用

われわれは本 WS のスポーツ現場への応用として、数年にわたり看護医療学部生のプロジェクト研究のテーマとしてきた。以下にプロジェクト研究の年度とタイトルを示す。

- ①古川美帆君：メガネ型 3 軸角速度計を用いたドラゴンボート競技漕ぎ手の動作解析—熟練者と初心者の相違点の抽出— (2014 年度 SFC STUDENT AWARD 受賞)
- ②船田菜佑君：眼鏡型 3 軸加速度・角速度計を用いたバレーボールのレシーブの動作解析—成功パターンと失敗パターンの相違点の抽出— (2015 年度 SFC STUDENT AWARD 受賞)
- ③茂木麻衣君：眼鏡型 3 軸加速度・角速度計を用いたピルエット (ダンスにおける回転動作) の動作解析—成功パターンと失敗パターンの相違点の抽出— (2015 年度 SFC STUDENT AWARD 受賞)
- ④安田奈穂君：視力がバッティングに与える影響について—眼鏡型ウェアラブルセンサーを用いた頭部動作の解析— (2016 年度 SFC STUDENT

AWARD 受賞)

- ⑤難波英里君：大学柔道選手の受け身動作の解析—眼鏡型ウェアラブルセンサーと動画を用いた経験者と初心者の頭部動作と眼球運動の比較—  
(2016年度 SFC STUDENT AWARD 受賞)
- ⑥柴山瞳君：テニスサービスにおける動作の差異—眼鏡型ウェアラブルセンサーと動画を用いたサービス動作の解析—
- ⑦大柿真彦君：眼鏡型3軸加速度計を用いた卓球競技におけるフットワークおよびドライブ動作の解析—熟練者と初心者の技術的相違点の抽出と指導法の提案—

このうち難波英里君の研究要旨をここに紹介する（2016年度看護医療学部プロジェクト研究要旨集から引用、一部改変）。

#### 4.1 タイトル

大学柔道選手の受け身動作の解析—眼鏡型ウェアラブルセンサーと動画を用いた経験者と初心者の頭部動作と眼球運動の比較—

#### 4.2 研究の目的と意義

本研究の目的は、眼鏡型ウェアラブルセンサーを用いて大学生の柔道経験者と初心者の受け身動作の違いを明らかに出来るかについて検証することである。研究の意義として、初心者と経験者の受け身動作の違いを客観的に示すことで、曖昧に「危険」という言葉で表される初心者の受け身動作を、より具体的に評価することが可能になると考えられる。その結果、近年、中学校の武道必修化に伴い問題となっている柔道に起因する事故の予防が可能になり、初心者の安全な受け身技術の習得やその迅速化を通じて、個人やチームの技術向上につながる可能性があるのではないかと考えた。

#### 4.3 対象および方法

被験者は慶應義塾体育會柔道部に所属している男子大学生選手2名で、経験年数10年以上の選手①と、大学で始める以前は未経験で現在経験年数1年半の選手②の2名とした。動作の計測には、3軸加速度計、3軸角速度計、

3点式眼電位計を備えた眼鏡型ウェアラブル計測器である株式会社ジェイアイエヌ社製の眼鏡型ウェアラブルセンサー（以下本WS）を用いた。被験者に道着を着用させ本WSを装着して、6種類の基本的受け身動作の計測を行った。本WSでの計測と同時に被験者の動作を動画でも記録した。計測は慶應義塾大学信濃町キャンパス柔道場で行った。6種類の受け身動作の各3回の計測データから、3軸(X,Y,Z)各方向への角速度の最大値と最小値の平均値について、被験者①（経験者）と被験者②（初心者）で比較検討した。また、データ分析と合わせて動画分析も行い、角速度データの比較と合わせて経験者と初心者の受け身動作の相違点について検討した。

#### 4.4 結果

長座位後方受け身では、初心者は受け身終了時に脚を下す動作が入ること、頭部を拳上しつづけるために、Gyroscope-X,Y,Z（頸部屈伸、側屈、回旋）における頭部の運動が経験者よりも大きな値を示した。初心者では「臍を見る」という基本動作に忠実になるあまり、頭部を拳上し過ぎる傾向がみられた。経験者では左脚を軸として畳を蹴り上げ受け身動作を行っているのに対し、初心者では右脚を軸にしていた。その結果として、Gyroscope-Z（頸部回旋）では経験者で左回旋、初心者で右回旋がみられ、得意とする脚（軸足）の蹴り上げが、頭部の回旋運動に関係していた。蹲踞後方受け身では、Gyroscope-Yの頸部側屈運動の発生には経験者との差がみられなかった。受け身開始時に高さをつけることで、後方に倒れる速度が加速し後方に倒れる力が強くなったことで、初心者の頸部側屈運動が長座位と比較すると抑制されたと考えられる。初心者では後方に倒れる際に膝が屈曲し、体を丸めて倒れ（転がり）畳を叩いていることから、体の動きがより大きくなり、その結果としてGyroscope-X,Z（頸部屈伸、回旋）の角速度の発生が大きくなったと考えられる。初心者は体を丸めて倒れていることで、後方に倒れ過ぎている（転がり過ぎる）ため、それに伴い受け身動作が大きくなりすぎると考えられた。左右横受け身では、経験者が体軸を正面後方に保ちながら倒れ、体軸と頭部軸を並行に保ったまま畳を叩いているのに対し、初心者では体軸を左右に偏り傾かせて倒れ、頸部が前屈位をとりそれにより頭部の拳上がみられ頸部が

---

不安定な状態で畳を叩いていることから、Gyroscope-X,Y,Z（頸部屈伸、側屈、回旋）の頭部の運動が初心者で大きな値を示したと考えられる。後方受け身の瞬き動作では、Electrooculography-Delta Vでプラスからマイナスに動く波形は瞬き運動を示すものであり、経験者ではプラスからマイナスへの波形の変化はあまりみられないのに対し、初心者では多くみられた。すなわち初心者は瞬きを多くしていた。

#### 4.5 小括

本研究では本WSを用いて、①柔道経験者と初心者の受け身動作の違いの解析が可能か否かの検証と、②たまたもし可能であれば経験者と初心者の技術的相違点を客観的に明らかにすることの2点を目的として、本WSを用いた頭部と眼球の動きの解析と、同時に撮影した動画の解析を行った。その結果、経験者に対して初心者の方が①頭部のブレが大きく、②瞬きがみられ、③受け身動作では軸脚を使って後方に倒れる勢いをつけていること、などが明らかになった。初心者の頭部のブレが大きい理由としては、受け身動作自体が大きいこと、畳を叩く際に頭部を挙上しすぎる傾向がみられること、後方に倒れる倒れ方の違いなどの、受け身動作の違いが関連していると考えられた。これらの結果から、筆者は初心者の受け身動作の指導について以下を提言する。

#### 4.6 初心者に対する指導法の提言

①初心者の受け身は、経験者と比較して受け身動作が大きすぎるために頸部の側屈運動が大きい。受け身をとる時にどちらの脚を軸脚としているのかを考え、上半身が倒れる勢いを減らして、受け身動作が大きくなり過ぎないように、軸脚で蹴り上げる力を調節し、また受け身終了時には脚を挙上した状態で保持するよう指導する。②初心者の受け身は、経験者と比較して頭部を挙上し過ぎているために頭部のブレが大きい。「臍を見る」という一般的な指導を基本としながらも、特に畳を叩く際に顎を引き過ぎないように指導する。③初心者の横受け身は、受け身動作の開始時に、左右に偏りながら倒れているために経験者と比較して頸部の回旋運動が大きい。横受け身はまっすぐ後

方に倒れ、畳を叩く際に初めて左右を向くように指導する。

#### 4.7 結論

①本 WS を用いると、一人で行う柔道の受け身動作の解析が可能で、経験者と初心者の基礎的な受け身動作の相違点を客観的に明らかにすることができる。②本研究結果を、受け身の具体的な問題点の指摘とその改善方法と個別的指導という形で、初心者にフィードバック（指導）することが可能である。

## 5 その他の応用

われわれは本 WS のその他の応用として、以下の看護医療学部生の研究プロジェクトを試みた。

- ①塩塚翠君：手話上級者と初心者の表現の差異—眼鏡型ウェアラブルセンサーを用いた頭部動作と眼球運動の解析—（2016年度 SFC STUDENT AWARD 受賞）
- ②芝田侑子君：靴底厚の異なるスニーカーによる歩行の差異—眼鏡型ウェアラブルセンサーと動画を用いた歩行解析—（2016年度 SFC STUDENT AWARD 受賞）

このうち芝田侑子君の研究要旨をここに紹介する（2016年度看護医療学部プロジェクト研究要旨集から引用、一部改変）。

### 5.1 タイトル

靴底厚の異なるスニーカーによる歩行の差異—眼鏡型ウェアラブルセンサーと動画を用いた歩行解析—

### 5.2 研究の目的と意義

本研究の目的は、眼鏡型ウェアラブルセンサー（以下本 WS）を用いて、靴底厚の異なるスニーカーによる歩行の差異を評価できるか否かを明らかにすることである。それが実用可能な範囲であれば、従来の3次元動作解析(motion capture)と比較して計測空間の設定の自由度が飛躍的に高まり、今後の研究の発展性が大きく広がると考えられる。

### 5.3 対象および方法

被験者は筆者自身で（データ計測時、21歳女性、身長155cm、体重39kg、靴サイズ23cm）、日頃よく厚底スニーカーを履くため、厚底スニーカーによる歩行に慣れた被験者である。使用した靴は、被験者の履きなれた3足のスニーカーを用いた。靴底厚はスニーカー①が1cm、スニーカー②が3cm、スニーカー③が6cmであった。計測にあたっては重さの違いを補正する目的で、重り（保冷剤を利用）を靴下に入れ込み、靴の重量が±1gの範囲でほぼ同じになるように調整した。歩行動作の計測は、WSを装着し、平地歩行と階段昇降を各3回計測した。平地歩行では、静止立位から右足からスタートして12歩歩き、停止後2歩で方向転換して、また右足から12歩歩いて戻る、というパターンを用いた。距離は地面に敷きつめられたブロックの3ブロック分で、片道約10mであった。階段昇降では、静止立位から右足からスタートして10段登り、停止後2歩で方向転換をし、また右足から10段降りる、というパターンを用いた。順序は、次に述べるスニーカー①で上記の平地歩行を3回繰り返し、次いでスニーカー②、③の順で同様に繰り返した。次にスニーカー③で上記の階段昇降を3回繰り返し、次いでスニーカー②、①の順で同様に繰り返した。

### 5.4 結果

今回は、解析には上下方向の加速度 Acceleration-Zを用いた。平地歩行においては最小値（趾接地時）と、趾接地から反対側の趾接地までの最大値の差の平均値を求めた。また、階段下降においては最小値である踵接地時と、趾接地から反対側の趾接地までにおける最大値の差の平均値を求めた。同じ歩行条件におけるこれらの平均値を一元配置分散分析を用いて比較した。その結果、平地歩行では、スニーカー①と③に有意差がみられた。階段下り歩行においては、スニーカー①と③、スニーカー②と③共に有意差がみられた。また、同じスニーカーにおける差の平均値をt検定を用いて比較した。スニーカー①において、平地歩行と階段下りの歩行に有意差がみられた。

## 5.5 考察

平地歩行における頭部の上下方向の加速度（Acceleration-Z）の特徴としては、靴底厚が増すと、差の平均の値が大きくなる傾向がある。スニーカー①と②では、有意差はないものの増加傾向がみられ、スニーカー②と③では有意差がなく、スニーカー①と③では有意差がみられたことから、平地歩行で安全性の点から推奨できる靴底厚はおそらく1cmと3cmの間にあるのではないかと推測できる。階段下りの歩行における頭部の上下方向の加速度の特徴としては、靴底厚が増すとより小さくなる傾向にあり、特にスニーカー③では極端な不安定さからより慎重に歩かざるを得ないと考えられる。したがって、厚底靴で階段を降りる場合は平地歩行より不安定な歩行になるので捻挫などの障害の発生に注意が必要であり、頭部の上下動の観点から判断すると、5cmの厚さは階段下降には危険である可能性が高いと考えられる。

## 5.6 結論

①本WSを用いることで、厚底スニーカーを履き歩行における頭部動作の解析が可能である。②パラメーターとしてAcceleration-Zの差の平均を用いることで、それぞれのスニーカーの歩行におけるパターンの違いを分析することが可能である。

## 6 今後の研究の方向性

毎年多くの看護医療学部生がプロジェクト研究にチャレンジしてくれて、頼もしい限りである。今後は本WSそのものをさらに改良し、また、その応用範囲もさらに広げていきたいと考えている。それが、スポーツや医療の現場において、スポーツ障害の予防、選手のパフォーマンスの向上、さらには健康寿命の延伸などにつながって行けばと考えている。

## 参考文献

- 1) Noehren, B., Abraham, A., Curry, M., Johnson, D., Ireland, M. L. (2014) "Evaluation of proximal joint kinematics and muscle strength following ACL reconstruction surgery in female athletes", *J. Orthop. Res.* 32(10), pp. 1305-10. doi: [10.1002/jor.22678](https://doi.org/10.1002/jor.22678) PMID: [25111111](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25111111/)

- [25044305](#).
- 2) Zadpoor, A. A., Nikooyan, A. A. (2011) “The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review”, *Clin Biomech.* 26(1), pp. 23-8. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005](#) PMID: 20846765.
  - 3) Kanoh, S., Ichi-nohe, S., Shioya, S., Inoue, K., Kawashima, R. (2015) “Development of an eyewear to measure eye and body movements”, *Conf Proc IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2015*, pp. 2267-70. doi: [10.1109/EMBC.2015.7318844](#) PMID: 26736744.
  - 4) Karantonis, D. M., Narayanan, M. R., Mathie, M., Lovell, N. H., Celler, B. G. (2006) “Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring”, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 10(1), pp. 156-67. PMID:16445260.
  - 5) Watari, R., Hettinga, B., Osis, S., Ferber, R. (2016) “Validation of a torso-mounted accelerometer for measures of vertical oscillation and ground contact time during treadmill running”, *J. Applied Biomech.* 32, pp. 306-310.
  - 6) Hashimoto, T., Inokuchi, S. (1997) “The kinematic study of the ankle joint instability during gait due to the rupture of lateral ligaments”, *Foot. Ankle. Int.* 18(11), pp. 729-34. doi: [10.1177/107110079701801109](#) PMID: 9391819.
  - 7) Altun, K., Barshan, B., Tunçel, O. (2010) “Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors”, *Pattern Recognition.* 43(10), pp. 3605-3620. doi:[10.1016/j.patcog.2010.04.019](#).
  - 8) Lugade, V., Fortune, E., Morrow, M., Kaufman, K. (2014) “Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement—Part I: Posture and movement detection”, *Med. Eng. Phys.* 36(2), pp. 169-76. doi: [10.1016/j.medengphy.2014.02.006](#) PMID:24656871.
  - 9) Lamoth, C. J., van Heuvelen, M. J. (2012) “Sports activities are reflected in the local stability and regularity of body sway: older ice-skaters have better postural control than inactive elderly”, *Gait Posture.* 35(3), pp. 489-93. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.11.014](#) PMID:22178031.
  - 10) Godfrey, A., Del Din, S., Barry, G., Mathers, J. C., Rochester, L. (2015) “Instrumenting gait with an accelerometer: a system and algorithm examination”, *Med. Eng. Phys.* 37(4), pp. 400-7. doi: [10.1016/j.medengphy.2015.02.003](#) PMID: 25749552.
  - 11) Ben Mansour, K., Rezzoug, N., Gorce, P. (2015) “Foot side detection from lower lumbar spine acceleration”, *Gait Posture.* 42(3), pp. 386-9. doi: [10.1016/j.gaitpost.2015.05.021](#) PMID: 26228020.
  - 12) Zijlstra, W., Hof, A. L. (2003) “Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking”, *Gait Posture.* 18(2), pp. 1-10. PMID:14654202.
  - 13) Boutayayou, M., Schwartz, C., Stamatakis, J., Denoël, V., Maquet, D., Forthomme, B, et al. (2015) “Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events”, *Med. Eng. Phys.* 37(2), pp. 226-32. doi: [10.1016/j.medengphy.2015.01.001](#) PMID: 25618221.
  - 14) Gonzalez, R. C., Lopez, A. M., Rodriguez-Uria, J., Alvarez, D., Alvarez, J. C. (2010) “Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations”, *Gait Posture.* 31(3), pp. 322-5. doi: [10.1016/j.gaitpost.2009.11.014](#) PMID: 20034797.
  - 15) Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X., Aminian, K. (2013) “Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors”, *Gait Posture.* 37(2), pp. 229-34. doi: [10.1016/j.gaitpost.2012.07.012](#) PMID: 22877845.
  - 16) Yang, S., Mohr, C., Li, Q. (2011) “Ambulatory running speed estimation using an

- inertial sensor”, *Gait Posture*. 34(4), pp. 462-6. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.06.019](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.019) PMID:21807521.
- 17) Kosbar, D., Osis, S. T., Hettinga, B. A., Ferber, R. (2014) “Classification accuracy of a single tri-axial accelerometer for training background and experience level in runners”, *J. Biomech.* 47(10), pp. 2508-11. doi: [10.1016/j.jbiomech.2014.04.017](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.017) PMID:24837221.
- 18) Wood, C. M., Kipp, K. (2014) “Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running”, *J. Biomech.* 47(7), pp. 1739-41. doi: [10.1016/j.jbiomech.2014.03.008](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.008) PMID:24679712.
- 19) Brodie, M. A., Beijer, T. R., Canning, C. G., Lord, S. R. (2015) “Head and pelvis stride-to-stride oscillations in gait: validation and interpretation of measurements from wearable accelerometers”, *Physiol. Meas.* 36(5), pp. 857-72. doi: [10.1088/0967-3334/36/5/857](https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/5/857) PMID: 25831990.
- 20) Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P. F., Robert, P. (1999) “Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty”, *Med. Biol. Eng. Comput.* 37(6), pp. 686-91. PMID:[10723873](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10723873/).
- 21) Nashner, L. M. (1985) “Strategies for organization of human posture”, In: Igarashi. M., Black, F. O., editors. *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Basel: Karger; pp. 1-8. doi: [10.1159/000410293](https://doi.org/10.1159/000410293).
- 22) Assaiante, C., Amblard, B. (1993) “Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues”, *Exp. Brain Res.* 93(3), pp. 499-515. PMID:[8519339](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8519339/).

〔受付日 2018. 8. 30〕