

加速度計を内蔵したメガネ型 ウェアラブルセンサーとモーション キャプチャーによるデータとの相関性について —ランニングフォーム異常の早期発見に むけて—

Correlation between data from an eyeglass-type wearable sensor with
accelerometer and data obtained with a motion capture system
—for possible early detection of an abnormal running pattern

木畑実麻*, 橋本健史*, 勝川史憲*

キー・ワード : Wearable sensor, Running form, Motion analysis

ウェアラブルセンサー, モーションキャプチャー, ランニングフォーム異常

【要旨】 ランニングフォームの異常はスポーツ外傷・障害につながる事が知られている。また、効率のよいランニングフォームは障害予防と合わせて、パフォーマンス向上につながる。ランニングフォームの解析は3次元モーションキャプチャーが用いられることが多いが、設備の整った研究施設内での実施に限られる。それに対し、アスリートが軽量のセンサーを常時装着することができれば、ランニングフォームの異常にすばやく気が付くことができ、スポーツ障害予防につながる可能性がある。そこで本研究では、新開発の加速度計を内蔵したメガネ型ウェアラブルセンサーで検出したデータと、3次元モーションキャプチャーで検出したデータがアスリートのランニング中において相関するかどうかを調べた。被験者10名にメガネ型ウェアラブルセンサーの装着及び赤外線反射マーカ―を貼付し室内トレッドミルにおいて、1分間の走行(時速10.8km)を3回行わせた。その結果、ランニング時において、メガネ型ウェアラブルセンサーによる前後方向および内外側方向の加速度データは、3次元モーションキャプチャーで検出した胸部軸の傾きの変化のデータと正の相関関係を示した。

1. はじめに

ランニングフォームの異常はスポーツ外傷・障害につながる事が知られている¹⁾。また、効率のよいランニングフォームは障害予防と合わせて、パフォーマンス向上につながる²⁾。ランニングフォームの解析には、3次元モーションキャプチャーが用いられることが多いが³⁾、設備の整った研究施設内での実施に限られる。それに対し、ア

スリートが軽量のセンサーを常時装着することができれば、ランニングフォームの異常にすばやく気が付くことができ、スポーツ障害予防につながる可能性がある。近年、足部やシューズ、大腿、または体幹部分に加速度計・角速度計をとりつけることにより、屋外での走行時のランニングフォームの解析を可能であるとする報告がなされている⁴⁻⁷⁾。

われわれは、加速度計を内蔵したメガネ型のウェアラブルセンサーを開発した。これはメガネとして簡単に装着でき、3次元の頭部の動揺をり

* 慶應義塾大学スポーツ医学研究センター

<p>・ JINS MEME ©</p> 		
3 軸加速度センサー	分解能 測定レンジ (g) 感度 (LSB/dps) ゼロ G オフセット 非直線性誤差 帯域幅 (-3dB)	16bit ±2 ±4 ±8 ±16 16384 8192 4096 2048 ±60mg ±0.5% 4-4000Hz
3 軸ジャイロセンサー	分解能 測定レンジ (dps) 感度 (LSB/dps) 非直線性誤差 帯域幅 (-3dB)	16bit ±250 ±500 ±1000 ±2000 131 65.5 32.8 16.4 ±0.5% (25°C) 4-8000Hz

図1 メガネ型ウェアラブルセンサー JINS MEME (JINS Inc., Tokyo, Japan)

アルタイムに計測し、屋外での計測も可能としたウェアラブルセンサーである。メガネ型のウェアラブルセンサーを日常トレーニングにおいて使用し、ランニングフォームの解析からランニングフォーム異常の早期発見が可能となれば、オーバーユースやランニング障害の予防につなげることができ、アスリートにとって大きな利益となるであろう。本研究における目的は、本ウェアラブルセンサーで計測したデータと、従来様々な動作及び歩行やランニングフォームの解析に使用されてきた3次元モーションキャプチャーで検出したデータがアスリートのランニング中において相関するかどうかを調べることである。

2. 方法

2.1 対象

対象は、健常者10名(男1名 女9名, 年齢19-47歳, 中央値21歳, 身長153.5-170cm, 中央値156cm, 体重39-72kg, 中央値53.5kg)とした。いずれも、本研究参加時、過去6ヶ月に下肢障害は認められなかった。本研究は慶應義塾大学スポーツ医学研究センター研究倫理委員会の承認を得て行った。全ての対象者に研究の目的と内容、利益とリスク、個人情報保護、参加の拒否と撤回などについての説明を行い、参加同意書には自筆による署名を得た。

2.2 メガネ型ウェアラブルセンサー

本研究で使用したウェアラブルセンサー、JINS MEME (JINS Inc., Tokyo, Japan) は3軸加速度センサー及び3軸角速度センサーを搭載したメガネ型ウェアラブルセンサーである(図1)。メガネを耳にかける右 temple 部分に3軸加速度計、3軸角速度計 (MPU6500, InvenSense Inc., San Jose, CA) を装着してあり、それらのデータを100Hz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。重量は36gで、通常のメガネと同様に装着できる。

2.3 方法

被験者にウェアラブルセンサーをメガネと同じように装着させた。また、赤外線反射マーカ(10mmφ)が、頭部(左右側頭部及びメガネ型ウェアラブルセンサー左右 temple)、頸椎、肩峰(左右)、肩甲骨内縁(左右)、胸椎、骨盤、大腿、下腿、足部に貼付された。室内トレッドミル (TREADMILL, Nishikawa iron works, Kyoto, Japan) において、1分間の走行(時速10.8km)を3回行わせた。3次元動態解析装置 (ProReflex, Qualisys, Gothenburg, Sweden) を使用し、5台の CCD カメラによりマーカ(3次元座標)計測を行った。

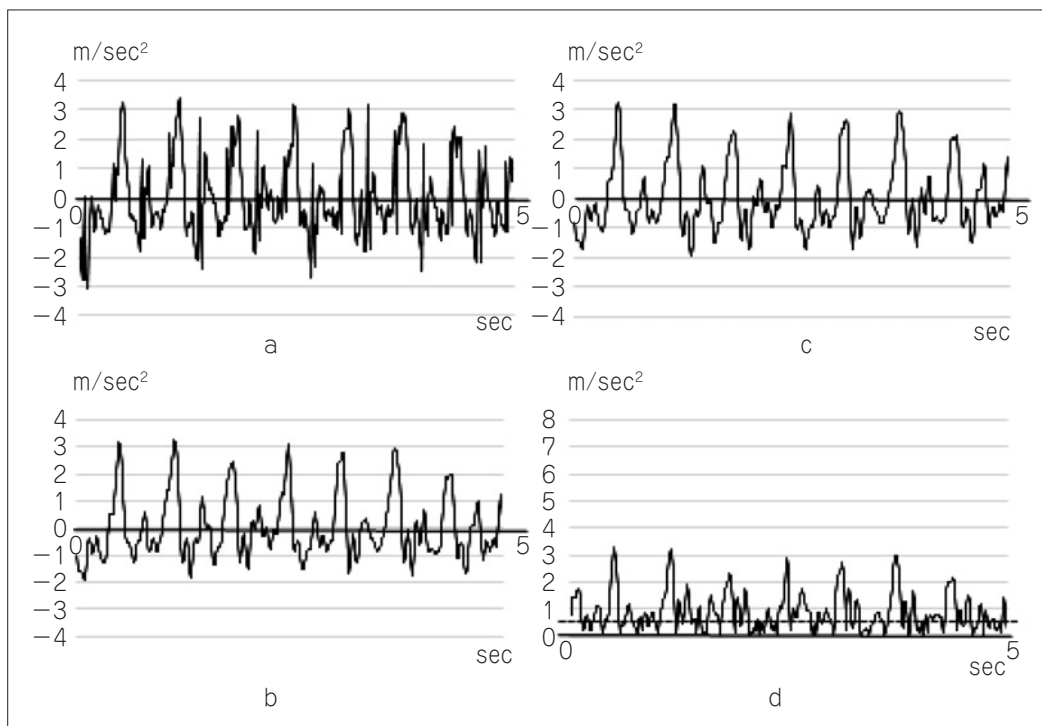


図2 ウェアラブルセンサーのデータ処理方法.
 a: 前後方向の加速度 (accAP) の生データ.
 b: low-pass filter (cut off frequency 12Hz) 実施後.
 c: Karantoinis の方法により重力成分を除去後.
 d: RMS 計算後. この平均値 (点線) をこの区間の代表値とした.

2.4 データ解析

ウェアラブルセンサーのデータには、Low-pass filter を a fourth order, zero-lag Butterworth digital filter (cut-off frequency : 8Hz)で行った. 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⁸⁾. 次に各データの root mean square (RMS) を採用し、さらに5秒間ごと (約 15 steps) の平均値を計算し、その5秒間の代表データとした (図2).

モーションキャプチャーのデータは、Raw data を QTM software から、C3D format へ変換し、Visual 3D software (C-Motion, Inc., Rockville, MD) を用いて計算を行った. Low-pass filter が a fourth order, zero-lag Butterworth digital filter (cut-off frequency : 12Hz)で実施された. 60秒間の走行のうち、10秒後から55秒までを5秒ごとに9区画に分割して、その間の波形を整流化してその5秒間の平均値をその区画の代表値として使用した.

比較したデータは次の3組である.

- (1) ウェアラブルセンサーの右テンプル部に貼

付したマーカーと右側頭部に貼付したマーカーのモーションキャプチャーによる3次元座標

(2) motion capture で測定した、胸郭軸のトレッドミル路面に対する矢状面における角度 (stemAP) と wearable sensor で測定した、矢状面における前後方向の加速度 (accAP)

(3) motion capture で測定した、胸郭軸のトレッドミル路面に対する冠状面における角度 (stemML) と wearable sensor で測定した冠状面における内外側方向の加速度 (accML)

2.5 統計解析

相関関係の解析には、Pearson の積率相関係数を使用した. 有意水準は5%に設定した.

3. 結果

(1) ウェアラブルセンサーの右テンプル部に貼付したマーカーと右側頭部に貼付したマーカーのモーションキャプチャーによるデータの相関.

ウェアラブルセンサーの右テンプル部に貼付したマーカーと右側頭部に貼付したマーカーのモーションキャプチャーデータの相関係数は、前後方

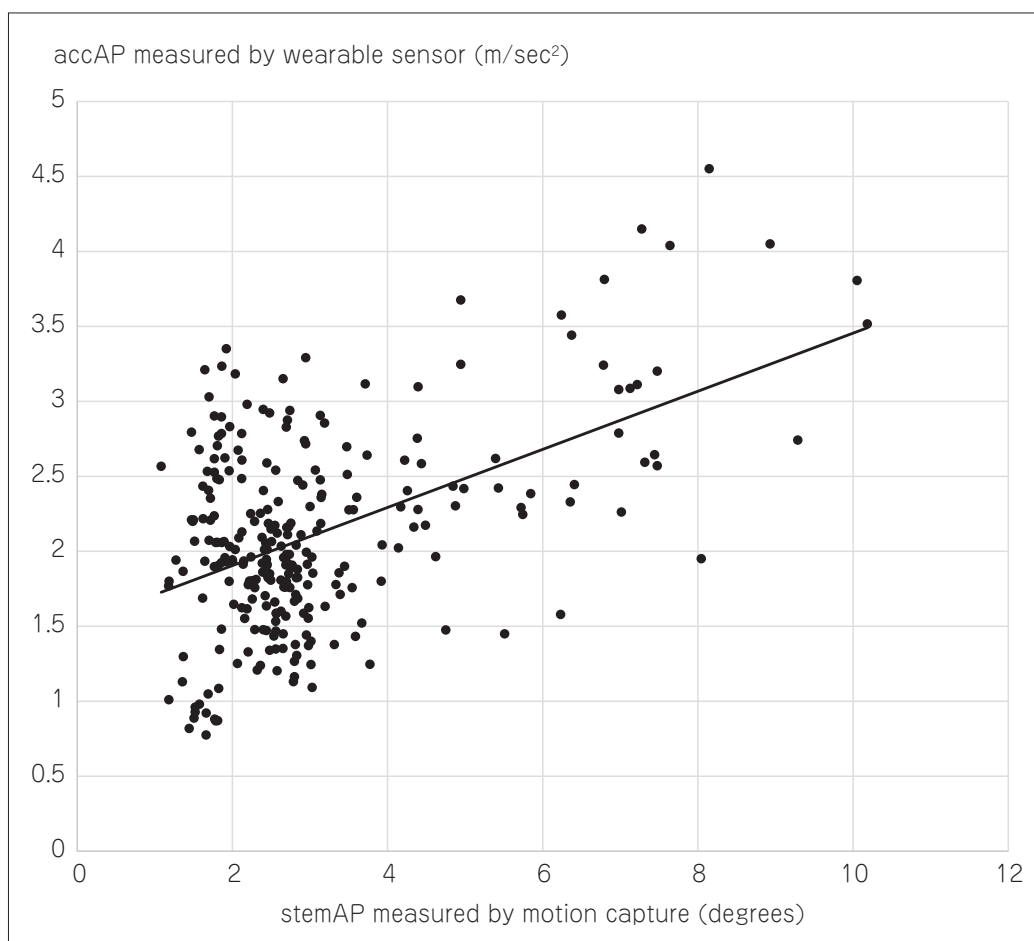


図3 motion capture で測定した, stemAP と wearable sensor で測定した, accAP の相関. 相関係数は 0.49 であった.

向が 0.99-1.00, 内外側方向が 0.98-1.00, 垂直方向が 0.94-1.00 であった.

(2) accAP と stemAP の相関

accAP と stemAP の症例全体における相関係数は, 0.49 (95%CI : 0.40-0.58, $p < 0.001$) であった (図 3).

(3) accML と stemML の相関

accML と stemML の症例全体における相関係数は, 0.70 (95%CI : 0.64-0.76, $p < 0.001$) であった (図 4).

なお, 各被験者における, モーションキャプチャーで測定したデータとウェアラブルセンサーで測定した前後方向 (accAP と stemAP) 及び内外側方向 (accML と stemML) の加速度データの相関関係は表 1 に示した. 前後方向においては 8/10 例で両者に 0.49 から 0.90 の正の相関関係を認めた. 内外側方向では 10/10 例で両者に 0.49 から 0.90 の正の相関関係を認めた.

4. 考察

本研究は, 3 軸加速度計を内蔵したメガネ型ウェアラブルセンサーによりランナーがリアルタイムに, ランナーの胸郭軸と路面との角度の相対的位置のデータを得ることにより, ランニングフォーム異常の早期発見を行い, ランニング障害の予防につなげていくことを目指し, ウェアラブルセンサーとモーションキャプチャーのデータをランニング時にその相関の検討を行った.

まず, 本センサーのテンプル部に貼付したマーカーとその近傍に貼付した右側頭部のマーカーとの間に高い正の相関関係が認められた. このため, 本センサーの頭部に対する弾みなどによる揺れは小さく, 実際の計測上は問題がないと考えられた.

今回の実験結果から, 本センサーの前後方向および内外側方向の加速度は, モーションキャプチャー計測による前後方向および内外側方向の胸郭軸の傾き (路面との角度) と有意な正の相関関

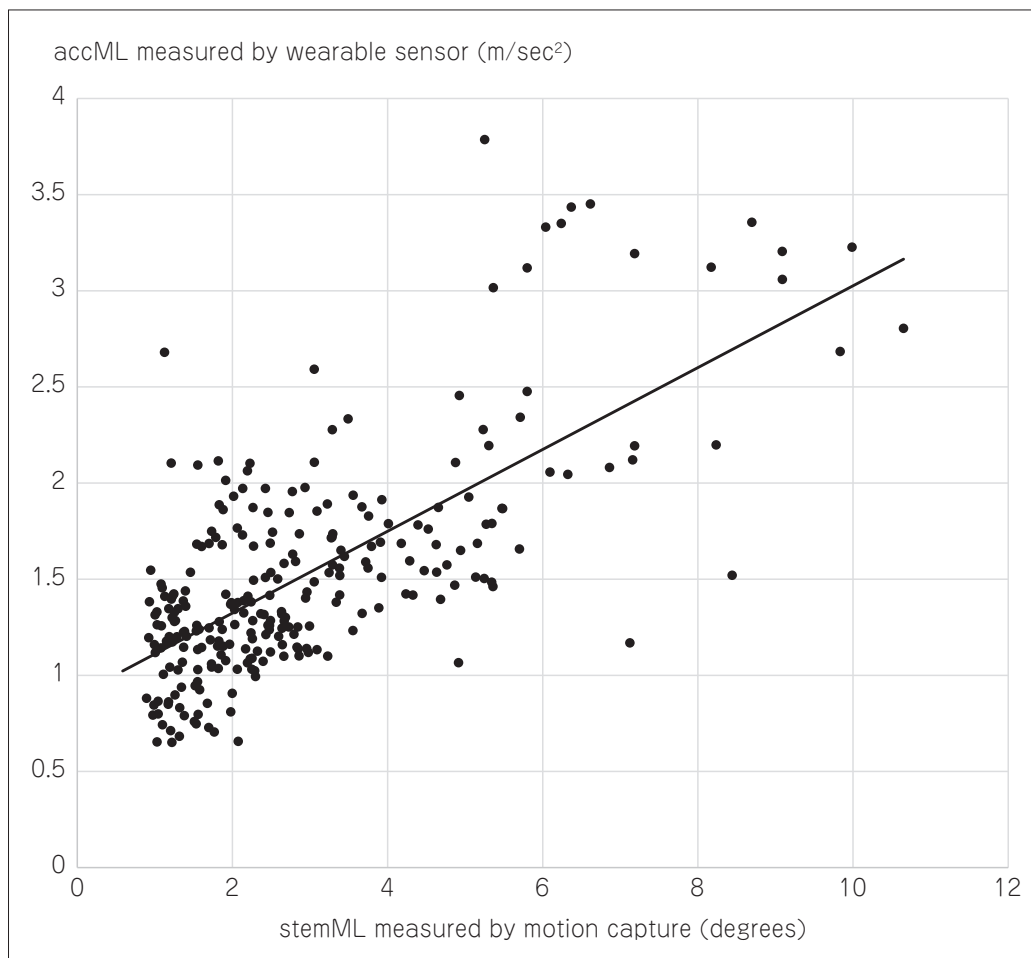


図4 motion captureで測定した, stemMLと wearable sensorで測定した accMLの相関. 相関係数は0.70であった.

係を持つことが分かった. 頭部の加速度がなぜ胸郭の姿勢と正の相関関係を有するのであろうか. 人間の様々な動作における頭部の安定性の支持機構に関しては, 発達段階により異なることが知られている⁹⁾. 6歳児までの子どもは, 頭部を体幹に対して固定することで安定させる strap-down 戦略が取られる. 頸部の動きが必要でないため, 実行は簡単だが, 体幹の揺れが大きくなった場合, 前庭系・視覚系の入力処理は複雑になり, バランスを崩してしまうことが多い. 発達過程を経て7歳児以上の子どもと大人は, 動作時の頭部の位置を空間内で安定させる為に, 体幹の揺れに伴い頭部を空間内で安定させる stable-platform 戦略が取られる¹⁰⁾. つまり, 体幹に対して頭部を逆方向に回転させることによって空間内での頭部の角度位置を水平に保つのである. 複雑な頸部の動きが必要とされるが, これにより視線が安定するため, 前庭系・視覚系が受ける刺激は単純になり, より

複雑な身体動作を可能にする. この代償動作としての頭部の動作は, 前庭系に由来すると考えられる^{10, 11)}.

この stable-platform 戦略により, 胸郭の揺れに伴い, 頭部が胸郭とは逆方向に揺れる代償動作が行われているために, 本センサーの加速度データと胸郭軸の傾きが相関関係を示したと考えられた.

長距離選手に多いランニング障害では, 膝周囲の痛みとして膝蓋大腿関節障害, 腸脛靭帯炎, 膝蓋腱炎や下腿に起こる痛みとして, 脛骨過労性骨膜炎(シンスプリント), アキレス腱周囲炎, 脛骨疲労骨折及び, 足部における中足骨疲労骨折, 足底腱膜炎, などが知られている¹²⁾. ランニング障害の発生要因として, 内的要因(筋力不足・筋力のアンバランスや骨アライメント異常, 柔軟性不足, 関節不安定性, 基礎体力不足, 障害既往歴など)と外的要因(練習環境, シューズを始めとする用具

表1 各被験者におけるモーションキャプチャーとウェアラブルセンサーのデータの相関係数

Case	CC/AP (95%CI)	p value	CC/ML (95%CI)	p value
1	0.49 (0.09-0.71)	0.017	0.59 (0.27-0.79)	0.001
2	0.90 (0.79-0.95)	<0.001	0.86 (0.73-0.94)	<0.001
3	0.84 (0.06-0.70)	0.024	0.86 (0.71-0.93)	<0.001
4	0.89 (0.77-0.95)	<0.001	0.88 (0.74-0.94)	<0.001
5	0.78 (0.57-0.90)	<0.001	0.90 (0.79-0.95)	<0.001
6	-0.01 (-0.39-0.37)	0.974	0.68 (0.41-0.84)	<0.001
7	0.84 (0.68-0.93)	<0.001	0.66 (0.38-0.83)	<0.001
8	0.32 (-0.06-0.63)	0.100	0.86 (0.71-0.93)	<0.001
9	0.66 (0.38-0.83)	<0.001	0.49 (0.14-0.74)	0.009
10	0.66 (0.37-0.83)	<0.001	0.79 (0.59-0.90)	<0.001
Total	0.49 (0.40-0.58)	<0.001	0.70 (0.64-0.76)	<0.001

CC/AP. 前後方向 (accAP と stemAP) における相関係数とその 95% 信頼区間 (95%CI)

CC/ML. 内外側方向 (accML と stemML) における相関係数とその 95% 信頼区間 (95%CI)

の問題, トレーニングの質・量など) が挙げられる。

適切なランニングフォームの指導及びランニングフォーム異常の修正は, 効率的かつ障害予防の観点で, 陸上指導者やアスレティックトレーナー及び理学療法士などの医療従事者により様々な方法で介入されている。指導者が現場でランニングフォームの修正を行う場合や, ランニング中の動画や連続写真撮影により指導を行うケースが多い。その際に, 指導者の着目する観点として, 体幹の前傾や骨盤の前傾角度, 股関節・膝関節・足関節の可動域が挙げられる。障害予防の観点では, ランナーの下肢, 特に足部を中心とした静的アライメント及び足関節の底背屈動作やスクワット動作における複合関節の動的アライメントの分析及び修正が, 筋力トレーニングや足底板などの使用により行われる。いずれも, 専門家による介入を必要とし, ランナー自らランニングフォームの修正を行うことは難しい。特に, 大学部活動レベルにおいてはランナー本人が痛みやランニングタイムの伸び悩みなどの自覚症状を持ち, 医療機関への受診や専門家に指導を仰ぐまで知らずにいることも多い。また, 外的要因に関しては, 走行距離増加に伴い障害発生率が増加することは知られており¹²⁾, 各世代・レベルにおけるトレーニング量の調整が重要である。大学・実業団レベルでは, 月間 700km 以下にすることが提言されている¹³⁾。当然ながらランニング障害は決して一つの要因に起因するものではなく, 複数の要因が絡み合い繰り返すストレスがかかることにより障害という形

であられる。ランナーの身体能力・ランニングレベルに合わせた練習走行距離, 練習負荷の調整をしていくことが重要であるのは言うまでもないが, 走行距離が多くなればなるほど, 身体への負担は大きくなる。練習の継続による筋疲労や柔軟性不足, 左右バランスの崩れからくるランニングフォーム異常の繰り返しにより障害へと繋がることも多い。また, その逆としてランニングフォーム異常からくる左右片脚への負荷の増加や特定部位への負荷の集中による障害発生も考えられる。

ヒトは歩き, 走るときに消費エネルギーを最小にするように動作すると報告されている¹⁴⁾。したがって, 前後方向, 内外側方向への加速度が小さくなるように走ることが多くなると考えられる。すなわち, 胸郭軸の傾きの角度変化が小さくなるように走ることであり, これが大きいことは, 本来のランニングフォームに変化が起きたことにつながる可能性がある。

本センサーは脱着が容易で, 軽量のメガネ型ウェアラブルセンサーであり, ランナー自ら日常的な練習中に用いることが可能である。従来はモーションキャプチャー等を用いた専門施設内で行うことのできなかったランニングフォームの分析が, より簡便かつリアルタイムに認識できる可能性がある。また, 指導者にとっても, ランニングフォーム動揺の客観的指標を得ることができるとは, ランニングフォームの修正を行う際にも有益な情報となり, 障害予防のみならずランニングパフォーマンスの向上に繋げていくことが期待される。そして, 練習時の継続したデータの

蓄積が可能であり、走行量の増減やシーズンごとのデータの比較も可能になり、慢性的なランニング障害の発生を回避できる可能性があると考えられる。本センサーは、ランニングフォーム異常の発見及びスポーツ障害予防への有力なデバイスとなる可能性がある。本研究の限界として、まず、胸郭軸の傾きの変化が大きいため、ランニングフォームに異常があると結論付けられるわけではない。ランニングフォームには個人差もあり、また、下半身については本センサーからは推測することができない。本研究の実験において、本センサーの測定データからわかることは、ランナーの胸郭軸の地面に対する傾きが変わったことだけであり、ランニングフォームが変わった可能性があることだけである。また、測定されたデータ数が少なく、被験者は全て健常者を対象としている点が挙げられる。今後さらにデータ数を増やし、長距離・長時間の走行時のデータ分析を行うことが求められる。

5. 結語

ランニング時において、メガネ型ウェアラブルセンサーによる前後方向および内外側方向の加速度データは、3次元モーションキャプチャーで検出した胸郭軸の傾きのデータと正の相関関係を示した。

利益相反

橋本健史：研究費（株式会社ジンス）

文 献

- 1) 入谷 誠. 下肢運動連鎖の基礎知識 ランニングと下肢運動連鎖. 臨床スポーツ医学. 2013; 30: 211-216.
- 2) Perl, DP, Daoud, AI, Lieberman, DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44(7): 1335-1343.
- 3) 後藤晴彦. アキレス腱障害を有する長距離ランナーのランニング動作の特徴. *関節外科.* 2012; 31(9): 96-102.
- 4) 中村隆夫, 北脇知己, 渡辺彰吾, 楠原俊昌, 矢野博己, 池田 敏, 加藤 浩, 山本尚武, 岡 久雄. 下腿部電気インピーダンスを用いたランニング動作の検討. *電子情報通信学会技術研究報告.* 2007; 107: 39-42.
- 5) Abe, Y, Sakamoto, M, Nakazawa, R, Shirakura, K. Relationship between joint motion and acceleration during single-leg standing in healthy male adults. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(4): 1251-1256.
- 6) 小野崎彩可, 小川美也子, 新田潮人, 佐藤瑞騎, 佐竹将宏, 塩谷隆信. 歩行により生じる加速度と荷重値の関連. *理学療法科学.* 2015; 30(6): 903-907.
- 7) Godfrey, A, Conway, R, Meagher, D, ÓLaighin, G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys.* 2008; 30(10): 1364-1386.
- 8) Karantonis, DM, Narayanan, MR, Mathie, M, Lovell, NH, Celler, BG. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2006; 10(1): 156-167.
- 9) Assaiante, C, Mallau, S, Viel, S, Jover, M, Schmitz, C. Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural Plast.* 2005; 12(2-3): 109-118.
- 10) Nashner, LM, McCollum, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci.* 1985; 8: 135-172.
- 11) 平崎鋭矢. 歩行中の視線安定を維持する頭部運動と眼球運動. *大阪大学大学院人間科学研究科紀要.* 2000; 26: 177-193.
- 12) Fredericson, M. Common injuries in runners: Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med.* 1996; 21(1): 49-72.
- 13) 渡辺好博. 骨・関節のランニング障害に対しての提言. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2005; 13(Suppl): 243-248.
- 14) Cavagna, GA, Heglund, NC, Taylor, CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol.* 1977; 233(5): 243-261.

(受付：2017年12月11日，受理：2018年5月28日)

Correlation between data from an eyeglass-type wearable sensor with accelerometer and data obtained with a motion capture system —for possible early detection of an abnormal running pattern

Kibata, M.* , Hashimoto, T.* , Katsukawa, F.*

* Sports Medicine Research Center, Keio University

Key words: Wearable sensor, Running form, Motion analysis

[Abstract] The purpose of this research was to examine the correlation between data detected by a newly developed eyeglass-type wearable sensor with accelerometer and the data detected by a three-dimensional (3D) motion capture system while running. Ten healthy runners were analyzed using a 3D motion capture system while performed three sessions of one-minute running (10.8 km/h) on an indoor treadmill with an eyeglass-type wearable sensor. Markers for 3D motion capture were affixed to the right temple part of the wearable sensor and the right temple part of the subject's head. The data were compared in the sagittal plane and the frontal plane. In both planes, the data obtained with the wearable sensor was significantly positive correlated with the movement of the chest axis detected by 3D motion analysis. This result shows that the lightweight eyeglass-type wearable sensor is possibly useful to detect and correct an abnormal running pattern in real time while running.