

2. メガネ型ウェアブルセンサーを使用した ランニングフォーム解析のための アルゴリズム作成の試み

橋本健史*1, 大谷俊郎*2, 勝川史憲*1, 木畑実麻*1

●目的

ランニングは最も基本的なスポーツの練習方法であり、多くのアスリートがランニングを日常的に行っている。最近、ランニングフォームとスポーツ障害の関係について調べたいいくつかの報告がされている。これらの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を持つことが予想され、極めて重要なことと認識されてきている。また、長距離走選手では競技レベルとレクリエーションレベルでランニングフォームが異なることが報告されているおり、ランニングフォームは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¹⁾。ランニングパフォーマンスを高めるうえでも、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解析は、これまで、反射マーカーを身体に貼付して用いるモーションキャプチャー（以下、MC）や床反力計が主に用いられてきた。MCは正確で詳細なデータを取得することができるが、数台のカメラが必要で、測定場所も限られ、値段も高価である。アスリートが簡単に、また常時利用できるわけではない。もし、アスリートが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、ランニングフォームをリアルタイムに判定、修正し、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たり

することにつながる可能性がある。

われわれは、簡便にランニングフォームの解析が可能となるように加速度計を埋め込んだメガネ型のウェアブルセンサー（WS）を開発した。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の加速度データから計算した頭部の位置座標を、gold standardとしてのMCシステムによる頭部、胸郭の位置座標と比較して、計測値の妥当性と信頼性を検証して誤差範囲を明確にし、どのような条件下で使用すべきかを検討することである。

●方法

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、文書でインフォームドコンセントを得た。年齢は19-47歳、平均23.7(standard deviation, 以下SD 7.9)歳、男性1名、女性9名であった。身長は1.54-1.70、平均1.58(SD 0.05)m、体重は39-72、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。

実験方法

われわれが共同開発したメガネ型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（MPU6500, InvenSense Inc., San Jose, CA）を装着してある。重量は0.036kgで、通常のメガネと同様に装着できる（図1）。被検者にこのWSを装着させた。

*1 慶應義塾大学スポーツ医学研究センター

*2 慶應義塾大学看護医療学部



図1 実験に使用したメガネ型ウェアブルセンサー。上：正面像。下：側面像。耳かけ部に加速度計、角速度計を装着してあり、データは無線通信で、リアルタイムにスマートフォン等に送信できる。

同時に皮膚および密着したスーツに貼付したマーカーを利用した3次元動作解析を行った²⁾。5台のCCDカメラで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100Hzで計測した。

被験者を裸足でトレッドミル (TREAD-MILL, Nishikawa iron works, Kyoto, Japan) の上を3.0 m/sec の速度で60秒間の走行を3回行わせた。走行開始後10秒より55秒を解析の対象とした。40秒後から、前後、左右方向へ動揺させる走行を行わせた。

データ解析

WSにおいては、加速度の生データに対して、12 Hz low-pass filter を a fourth order, zero-lag Butterworth digital filter を用いて実施した。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³⁾。加速度データを台形積分の手法を用いて積分を行った。得られたデータをから全データの平均を減算して積分誤差を修正した⁴⁾。さらに、0.5Hz の a fourth-order Butterworth high-pass filter を行って signal wander を取り除いた⁵⁾。さらに積分を行って位置座標データとした。このデータを開始後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(位置座標の平均変化量)とした。これを前後方向と内外側方向と

で行った。

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 segmental kinematic centroid として center of mass (以下、COM) の座標を計算した⁶⁾。このデータに対して12Hz low-pass filter を行った。5秒間の区間での各データのRMSを計算し、その平均値を計算して、その区間の代表データ(位置座標の平均変化量)とした。これを前後方向と内外側方向とで行った。

比較検討項目は、以下の4つの相関関係であり、相関係数(r)、正確度(accuracy)、精度(precision)を計算した；

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

(2) WSで測定した冠状面における内外側方向のWSの位置座標 (WSML) とMCで測定した頭部COMの冠状面における位置座標 (headML)

(3) WSで測定した矢状面における前後方向のWSの位置座標 (WSAP) とMCで測定した胸郭COMの矢状面における位置座標 (stemAP)

(4) WSで測定した冠状面における内外側方向のWSの位置座標 (WSML) とMCで測定した胸郭COMの冠状面における位置座標 (stemML)

統計の分析方法と有意水準

Validity study

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。さらに、WS測定値の95% minimal detectable change (MDC 95) を計算した。

Reliability study

WSを用いた本解析方法の再現性を調べるため、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 α 係数を計算した⁷⁾。

●結果

Validity study

WSで測定したWSAPをMCで測定したheadAPと比較すると、相関係数は0.65(95% confidence interval(以下、CI) ; 0.57-0.71, $p < 0.001$) と有意な正の相関関係を認めた。WSで測定したWSMLとMCで測定したheadMLの相関係数は

表1 ランニング中におけるWSによる頭部の位置座標とMCによる頭部と胸郭の重心位置座標の比較。

| Variable | r (95%CI) | Accuracy (95%CI) (m) | Precision (m) | MDC95 (m) |
|-------------|------------------|----------------------|---------------|-----------|
| WSAP/headAP | 0.65 (0.57-0.71) | 0.015 (0.012-0.018) | 0.028 | 0.054 |
| WSML/headML | 0.57 (0.48-0.64) | 0.017 (0.014-0.020) | 0.024 | 0.047 |
| WSAP/stemAP | 0.46 (0.36-0.55) | 0.007 (0.003-0.011) | 0.029 | 0.057 |
| WSML/stemML | 0.65 (0.57-0.71) | 0.008 (0.005-0.010) | 0.022 | 0.043 |

WS=wearable sensor ; MC=motion capture ; WSAP/headAP=The correlation between WSAP and headAP ; WSML/headML=The correlation between WSML and headML ; WSAP/stemAP=The correlation between WSAP and stemAP ; WSML/stemML=The correlation between WSML and stemML ; r=Pearson's correlation coefficient ; 95%CI=95% confidence interval ; accuracy=mean of the differences ; precision=standard deviation of the differences ; MDC95=95% minimal detectable change

0.57 (95%CI ; 0.48- 0.64, $p<0.001$) と有意な正の相関関係を認めた。また、WSで測定したWSAPをMCで測定したstemAPと比較すると、相関係数は0.46 (95%CI ; 0.36-0.55, $p<0.001$) と有意な正の相関関係を認めた。WSで測定したWSMLとMCで測定したstemMLの相関係数は0.65 (95%CI ; 0.57-0.71, $p<0.001$) と有意な正の相関関係を認めた。MDC95は、0.043から0.057mであった(表1)。

Limits of agreementは、lower limitが-0.006から-0.027であり、upper limitが、0.027から0.035であった。

Reliability study

WSのデータである、WSAPとWSMLについて、各症例の45秒間のデータ平均を、1回目、2回目、3回目についてCronbach's α 係数を計算すると、WSAPでは0.92, WSMLでは0.91であった。

●考 察

動作解析の分野においては、MCや床反力計を用いた研究が主である⁸⁾。これらのdeviceは確かに正確に動きを測定することができるけれども、高価であり、測定場所も限られる。また、これらの測定には多数のカメラが必要で、測定の実施には時間と場所を確保する必要がある。そのため、アスリートが練習する現場において日常的に使用して自分のフォームの確認をするなどと言う様に使用することはできない。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。しかしながら、ランニングフォーム解析におけるこれらのデータを、正確なデータ測定が可能なMCのデータと比較検討し

た報告は少ない。

WSは、さまざまな体の部位に装着されて使用された研究が報告されている。われわれは、WSというものは日常生活において普通に用いるものであって、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た。メガネは、普通の生活で使用し、基本的には毎日同じものを装着する。元々、このメガネ型WSはIMU sensorとしてだけでなく、メガネの鼻パッドに装着した電極から計測された信号を用いる眼電位計としても開発されており、眼球の動きと頭部加速度の同時計測をめざしている⁹⁾。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による頭部加速度とMCによる頭部、胸郭のCOMとの相関関係を調べて、そのvalidityとreliabilityを調べることであった。

ランニング時の前後方向でのWSの位置座標とMCにおける位置座標は有意に相関した。ではなぜ、頭部に装着したWSのデータがMCで測定した頭部だけでなく胸郭のCOMのデータと相関したのであろうか。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軸が傾き、頭部を空間において安定化していると報告されている^{10,11)}。すなわち、胸郭軸が前後方向へ傾くとき、その大きさに比例して、頭部軸は反対方向へと傾く。それゆえ、両者が正の相関関係を示したと考えられた。

今回の実験結果から、われわれの考案したアルゴリズム；ランニング中のメガネ型WSのデータから、頭部および胸郭のCOMの5秒間における平均偏差を推測する方法、は有用であると考え

られた。しかしながら、MDC95は、0.043から0.057 mであって、これより大きな変化があったときに有意な変化が生じていると考えられた。これらより小さな変化は誤差範囲内とみる必要があり、測定には限界がある。ただ、将来的には、このアルゴリズムはランニングフォームの解析をリアルタイムに行い、同時に改善点を指摘するreal time feedbackを行うことによって、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われわれは考える。

● 結 論

加速度計を内蔵したメガネ型WSを使用したわれわれのアルゴリズムは、ランニング中における、頭部、胸郭のCOMの前後方向および内外側方向における位置変化をある程度推測することができた。

文 献

- 1) Clermont CA, Osis ST, Phinyomark A, et al. Kinematic Gait Patterns in competitive and recreational runners. *J Appl Biomech.* 2017; 33(4): 268-276.
- 2) Foch E, Milner CE. The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *J Biomech.* 2014; 47(1): 81-86.
- 3) Karantonis DM, Narayanan MR, Mathie M, et al. 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.
- 4) Esser P, Dawes H, Collett J, et al. IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement. *J Biomech.* 2009; 42(10): 1578-1581.
- 5) Watari R, Hettinga B, Osis S, et al. Validation of a torso-mounted accelerometer for measures of vertical oscillation and ground contact time during treadmill running. *J Appl Biomech.* 2016; 32(3): 306-310.
- 6) Gutierrez-Farewik EM, Bartonek A, Saraste H. Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. *Hum Mov Sci.* 2006; 25(2): 238-256.
- 7) Cronbach LJ. Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika.* 1951; 16: 297-334.
- 8) Hashimoto T, Inokuchi S. The kinematic study of the ankle joint instability during gait due to the rupture of lateral ligaments. *Foot Ankle Int.* 1997; 18(11): 729-734.
- 9) Kanoh S, Ichi-nohe S, Shioya S, et al. Development of an eyewear to measure eye and body movements. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015; 2015: 2267-2270.
- 10) Nashner LM. Strategies for organization of human posture. In: Igarashi M, Black FO, eds. *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium.* Basel: Karger; 1-8, 1985.
- 11) Assaiante C, Amblard B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Exp Brain Res.* 1993; 93(3): 499-515.