

ストレッチセンサを用いた常時膝角度推定によるサポータ型怪我防止システム

桐野江高太* 大西鮎美* 寺田 努* 塚本昌彦*

概要. ランニングによる怪我で最も多い故障部位は膝であり、疲労の影響により着地時の膝の角度が変化することで着地時の衝撃加速度が増加して怪我につながる。このような怪我を防ぐため、本研究ではランニング時の膝の角度をリアルタイムで取得し、疲労によるランニングフォームの変化を認識し、ユーザに警告するシステムを提案する。提案デバイスでは、伸縮性があり体の動きを阻害しないストレッチセンサをスポーツ用膝サポータに取り付け、ランニング時の膝の屈曲状態を計測する。野外での走行実験の結果、着地時の衝撃吸収の指標となるダブルニーアクションの動きをセンサ値から確認できた。また、機械学習アルゴリズムを用いた膝角度推定精度の評価実験では、相関係数 0.98 以上、MAE は 1.6° から 4.2° となり高い精度で膝角度を推定できることが分かった。今後は、着脱を考慮した推定精度評価を行う。

1 はじめに

ランニングは日常的に行える運動として世代を問わず人気があり、国内のランナーの人口は現在 950 万人を超えているが [1]、ランニングが原因で怪我をする人は多い。ランニングにおいて最も損傷が多い部位は膝であり、損傷全体の 42.1% であるという調査結果がある [2]。

膝の痛みは、ランニングにおける着地時の衝撃の吸収が上手くなされないときに骨や筋肉などの他の部位に余計な負荷がかかり起こる。マラソンではランナーは坂道や砂利道のような様々な環境下を時には長時間走ることになる。その際、環境に適したフォームで走ることができていない場合や、長時間走り続けたことによる疲労の蓄積でランニングフォームが乱れてくると着地時の衝撃吸収が不十分になり怪我に繋がる。Mizrahi らの調査では、長時間のランニングによる疲労の影響で着地時の膝の角度の変化や着地時の衝撃加速度は約 50% 増加する [3]。また、体の上下動が大きいランニングフォームで走ると着地時に膝が過度に沈み込み、前腿の筋肉に負担がかかって膝の故障を招きやすい [4]。

衝撃吸収の適切さの指標には、一般に着地時の関節の角度が適切かどうかや [3][4]、ダブルニーアクションという動きが行われているか [5] が用いられている。ダブルニーアクションとは、図 1 のようにランニングにおいて足が地面に接地し、地面を蹴り上げ、再び足が接地するという周期運動の 1 周期の間に膝が 2 回屈曲する動作である。この動きが不十分になると着地時の衝撃吸収が上手くできず、怪我に繋がる可能性がある [5]。

従来のランニング分析やトレーニング指導では医療機関等で専門のトレーナーが見ている状況でトレ

ドミル上を走行し、映像から関節角度やダブルニーアクションの有無を分析する方法がとられてきた。怪我を防ぐためには、走行環境に適したランニングフォームで走る必要があるが、これらの従来手法では実環境の計測は想定されていないため、ランナーが実際に野外環境を走行するときに適切なフォームであるかを確認できない。したがって、市民ランナーが自身のランニングフォームを常時計測し、それをチェックし修正する目的で使用するには不向きであり、そのような用途では野外でもランニングフォームを常時計測ができるシステムが求められる。

そこで著者らは、小型で常時計測に適したウェアラブルセンサを用いて膝の屈曲状態を常時計測するアプローチを考えた。近年、伸縮性、柔軟性に優れたセンサが開発されつつあり、これらは衣服や人体などの曲面が多い場所にも設置可能であるため、複雑な人体の動きの計測に適している。このような伸縮性、柔軟性のあるセンサを用いて、様々な野外環境下において膝の屈曲状態を常時計測できるデバイスを作製し、長時間のランニングによる膝の動きの変化を装着者にフィードバックするアプリケーションがあれば、装着者は痛みを抱える前にランニングを中断できる。また、走行中に膝に加わる衝撃を減らす走り方が身につく、専門のトレーナーの下でなくとも怪我なく安全にランニングを楽しむことができる。

そこで本研究では、ランニング時の膝の屈曲状態を取得するため、多くのランナーが装着し、装着に違和感のないスポーツ用の膝サポータに着目し、伸縮性があるストレッチセンサを備えたサポータ型デバイスを提案、実装した。提案デバイスではランナーが実際に走ると想定される野外環境下でのランニングにおける膝の屈曲状態をストレッチセンサの値の変化から計測することと、ランニング中のストレッチセンサの値から実際の膝の角度を推定する。

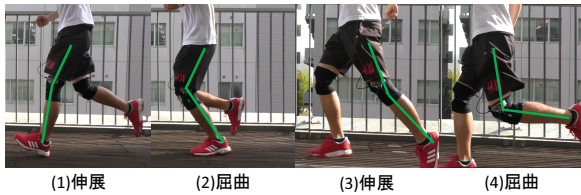


図 1. ダブルニーアクションの特徴的な動作

2 関連研究

2.1 ウェアラブルデバイスを用いた走行分析

ウェアラブルデバイスを用いたユーザの走行状態の分析に関する研究や製品は数多く存在する。medilogic 社の medilogic Foot Pressure Measurement System[6] は、圧力センサが配置されたインソール型の足裏圧力分布の計測システムで、足圧値を取得し、歩行や走行を分析できる。Huang らは圧力センサを用いて足圧分布データから足圧分布の重心である足圧中心を算出し、ランニング時の重心移動を分析している[7]。飯田らはセンサ部分の変形により生じる光損失変化を利用した光ファイバセンサを用いて、関節の屈曲により変化するセンサ値から足先から接地するフォアフット走法と踵から接地するヒール走法の識別を行っている[8]。Nylander らはランニングテクニックをフィードバックするアプリである「RunRight」を開発しており、加速度センサと心拍センサを内蔵したボディハーネス型のウェアラブルデバイスから得られたデータをもとにビープ音による音声フィードバックを行い、ランニングペースの誘導を行う機能や水平方向と垂直方向の加速度の可視化を行うことでランニングのペースをユーザにリアルタイムで確認させている[9]。また、McGrath らは足首に取り付けたジャイロセンサから得られるデータをもとにランニングや歩行時のヒールストライクとトゥーオフの認識を行っている[10]。このように、ウェアラブルデバイスを用いることで野外環境での走行状態を分析することは可能であるが、いずれも膝の屈曲状態は計測していない。そこで、本研究では着脱が容易な膝サポータ型のウェアラブルデバイスを用いて膝の屈曲状態を計測する。

2.2 関節屈曲状態の計測

身体関節屈曲状態の計測に関する研究や製品も数多く存在する。Microsoft の Kinect[11] は、赤外線によりユーザの姿勢やジェスチャを認識できる。MVN のモーションキャプチャシステム[12] は、IMU センサが内蔵されたモーションキャプチャスーツにより骨格情報を取得し Wi-Fi による無線通信で PC に各関節の座標を送信する。これらのシステムを用いることで、各関節の座標を取得し関節の屈曲状態の計測が可能であるが、Kinect は設置型であり、ま

た MVN は Wi-Fi 環境下での計測が想定されているためどちらも野外環境での計測は難しい。齊藤らは 9 軸モーションセンサを下腿部と大腿部に装着して歩行した際のセンサ値の変化から歩行時の膝角度の推定を行っている[13]。また、Gioberto は 2 つのストレッチセンサを縫い合わせたセンサを伸縮性のあるズボンに取り付け、そのズボンを着用したマネキンを用いてランニング時の膝関節の角度推定を行っている[14]。Haladjian らは前十字靭帯断裂の手術による腫れを抑える包帯に加速度センサを備えたデバイスである KneeHapp を用いて患者のリハビリ時における膝の動作を記録するシステムを提案している[15]。O'Donovana らは脛と足の甲に装着しジャイロ・加速度・磁力センサの信号を組み合わせることで 3 次元の関節角度を推定している[16]。しかし、これらの研究は装着位置の固定をする際に専門知識が必要であったり、配線による走行動作の制限が起るため、野外での長時間の使用には適していないと考えられる。本研究で提案するデバイスは、市民ランナーを対象とし野外環境での長時間の使用を想定しているため、着脱や固定が容易な膝サポータに設置したストレッチセンサを用いて着脱を考慮した手法で膝の屈曲状態を計測する。

3 提案システム

本章では、ランニング時の膝の屈曲状態を計測するシステムについて述べる。

3.1 想定環境

本研究では、ウェアラブルデバイスを用いてランニング時の膝の屈曲状態を常時計測することを目的とする。野外環境でのランニング中の使用を想定しているため、装着して見た目を損なわないデザイン性や、デバイスを装着することによって走り方が制限されない装着性などを考慮する必要がある。膝の怪我を防止するためには、ダブルニーアクションが確認できることと、走行時の膝角度から沈み込みが過度にならないようにすることが大切である[3]。ダブルニーアクションが確認できなくなったり、着地後の膝の沈み込みが平常時と比べ過度に増加した場合には、走りすぎとみなしてユーザに休憩を促す。そこで以上を踏まえ以下の要件を満たすシステムを提案する。

- 膝の角度を取得できる。
- ダブルニーアクションのような膝の屈曲状態を確認できる。
- 着脱による計測誤差が少ない。

本研究では、ランナーが装着しても違和感のない膝サポータに注目し、伸縮性がありサポータに容易に取り付け可能なストレッチセンサを用いてデバイ

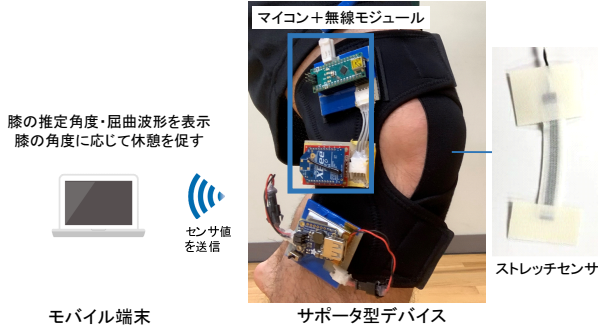


図 2. システム構成

スを実装した。提案デバイスでは、サポータに取り付けたストレッチセンサの値からランニング時の膝の屈曲状態を取得し、得られたセンサ値に基づき膝の角度を推定する。また、準備運動時に行う屈伸運動でキャリブレーションを行うことで、ランニングの一連の動作のなかで着脱や体型の変化による誤差を小さくする。

3.2 システム構成

提案システムの構成を図2に示す。提案システムはサポータ上に取り付けたストレッチセンサから得られるデータをモバイル端末上で処理し、リアルタイムでランニング時の屈曲状態を提示する。さらに取得したセンサデータから機械学習により膝の角度を推定する。この2つの衝撃吸収の指標に基づき、ユーザにランニングフォームの変化や走りすぎによる疲労状態をフィードバックする。

3.2.1 使用手順

ユーザの提案システム使用手順について述べる。まず、ユーザは提案デバイスであるサポータを装着し、モバイル端末上のアプリケーションを起動する。次にアプリケーションの指示に従い準備運動として屈伸運動を行う。この屈伸によりシステムでは着脱による誤差を減らすためのキャリブレーションが完了する。屈伸運動の後、ランニングを開始するとアプリケーション上でリアルタイムに膝の屈曲状態の提示と膝の角度推定が行われる。膝の角度や屈曲状態に変化があったり衝撃吸収が不適切な場合には走りすぎとみなし、ユーザはシステムから、ランニングフォームの改善や休憩を促される。

3.2.2 キャリブレーション手順

着脱による誤差を減らすためのキャリブレーションについて述べる。個人の足の太さや着脱によって、得られるセンサ値は異なる。これによる計測誤差を防ぐため、学習データはあらかじめ試行ごとの最大値最小値を用いて正規化する。リアルタイムに取得するデータは、キャリブレーション時の最大値と最

小値に基づき正規化する。キャリブレーション時には屈伸動作を行い、センサ値を記録する。キャリブレーション時に記録したセンサ値の最大値を V_{max} 、最小値を V_{min} 、取得したセンサの瞬時値を x 、正規化した値を y とし、以下の式に基づいて正規化する。

$$y = (x - V_{min}) / (V_{max} - V_{min})$$

3.2.3 ダブルニーアクションの提示手法

ユーザはランニング中に自身のランニングフォームが適切であるか適宜確認できることが望ましい。提案デバイスではストレッチセンサはサポータの膝蓋骨にあたる部分に取り付けられているため、膝を屈曲させるとセンサが伸びて出力されるセンサ値が大きくなり、膝を伸展させるとセンサが縮まり出力されるセンサ値が小さくなる。この性質を利用してランニング時の膝の屈曲状態を示す動作であるダブルニーアクションを計測する。計測したダブルニーアクションはリアルタイムでディスプレイ上に表示することでユーザは自身のランニングフォームを適宜確認できる。

3.2.4 角度推定手法

膝の角度推定には機械学習アルゴリズムのひとつである k-NN を用いる。特徴量は、センサ値の瞬時値と直近の過去9サンプル分のセンサデータ、およびその平均値、分散値の計12種類とした。この特徴量と動画からトラッキングした膝の角度を対応づけたものを学習データに用いる。学習データはトレッドミル上を走行して収集した。

k-NN では学習データとテストデータそれぞれの特徴量のユークリッド距離を計算し、特徴量がテストデータと最も近い k 個の学習データを算出する。具体的には次式に示すように学習データを $X = \{(x_{11}, x_{21}, \dots, x_{121}), (x_{12}, x_{22}, \dots, x_{122}), \dots, (x_{1n}, x_{2n}, \dots, x_{12n})\}$ とし、テストデータ $Y = \{(y_1, y_2, \dots, y_{12})\}$ のユークリッド距離 d を全ての学習データについて計算し、最も距離が小さい k 個の学習データを抽出する。

$$d_n = \sqrt{\sum_{j=1}^{12} (x_{jn} - y_j)^2} \quad (1)$$

推定膝角度 $B_{predict}$ は抽出された k 個の学習データに割り当てられた膝角度 $\{B_1, B_2, \dots, B_k\}$ の平均値、

$$B_{predict} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k B_i \quad (2)$$

とする。

3.2.5 怪我防止のためのフィードバック

モバイル端末上のアプリケーションではランニング中の膝の角度をリアルタイムで常時推定、記録し

ている。走りすぎによる疲労によるランニングフォームの変化である膝の沈み込み [3][4] を認識することでユーザの過度なランニングを検出し、ユーザに対し走りすぎを伝え、ランニングフォームの改善や休憩を促す。走り過ぎの検出方法は、走行の序盤の膝角度としてランニング開始直後の 10 歩程度の一定時間の着地時の膝の角度を取得し、平均値をとって保持し、その後は常時着地時の膝の角度を推定し続け、着地時の膝の角度が 4° 以上大きくなる走り過ぎと判定される。走り過ぎと判定されると休憩を促す文字が端末の画面上に表示される。

3.3 実装

実装したデバイスを図 2 に示す。ストレッチセンサ (C-STRETCH) をスポーツ用の膝サポータ (EK-1) の膝蓋骨にあたる部分に取り付け、有線で Arduino 社のマイコン (Arduino Nano) に接続している。マイコンで取得したセンサ値は Digi International 社の RF モジュール (XBee PRO シリーズ 1) でモバイル端末に無線送信する。端末上では受信したセンサ値を processing で処理し、リアルタイムでセンサ値の波形を提示することでユーザは屈曲状態を確認できる。さらに、センサ値から膝の角度を推定して、提示する。これらは端末に記録されるため走行後に確認することも可能である。膝角度が一定の値を超えた場合に、休憩を促す文字が端末の画面上に表示される。

4 評価実験

提案システムで平坦な道や上り坂、下り坂のような様々な野外環境下におけるランニング時の膝関節の屈曲状態と着地時の膝への衝撃を計測できるかを確認するための評価実験と提案デバイスで取得したランニング時のセンサ値をもとに行った膝角度推定精度評価実験について述べる。

4.1 野外環境におけるランニング時のダブルニーアクションの確認

提案システムでは、実際のランナーが走る野外環境において怪我の原因となる変化を計測できることが望ましい。そこで提案システムのストレッチセンサ値から平坦な道や上り坂、下り坂のような野外環境下でのランニング時においてダブルニーアクションが確認できるか調査した。さらに、各野外環境下でのランニングにおけるフォームの特徴がストレッチセンサ値の波形にどのように表れるか調査した。

実験概要

各野外環境下でのランニングにおいて提案システムのストレッチセンサ値のみから衝撃吸収の指標となる膝屈曲運動のダブルニーアクションが確認できるかを調査するため、提案デバイスを装着した状態

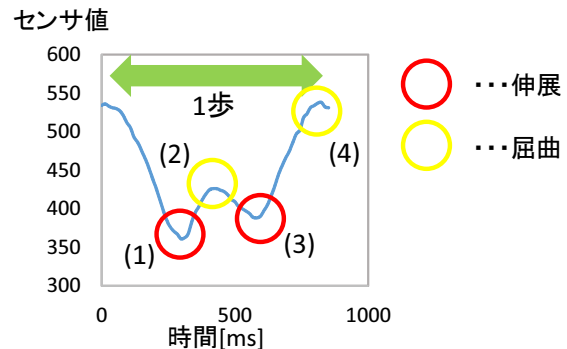


図 3. ストレッチセンサ値の時間変化 (平坦な道, 右膝)

で平坦な道、上り坂、下り坂を走り、動作データを取得した。被験者は 20 代男性 1 名で、計測周期 50[Hz] である。まず被験者は平坦な道、上り坂、下り坂を走り、その様子をビデオカメラで撮影した。同時にマイコンで取得したストレッチセンサのセンサ値を PC 上でリアルタイムでグラフ化し、その映像を録画した。

結果と考察

平坦な道でのランニング時のストレッチセンサのセンサ値をグラフ化したものを図 3 に示す。図中の (1)~(4) はランニング時の 1 歩の周期の中の特徴的な動作を表しており、(1) 着地時の伸張、(2) 衝撃吸収のための屈曲 (3) 蹴り出しの時の伸張、(4) 足を前に持ってくる動作時の屈曲に対応している。前述の図 1 にこの特徴的な動作を示している。図 3 のように 1 歩の周期の間に膝が 2 回屈曲しており平坦な道でのランニングにおいてダブルニーアクションが確認できた。また、同様に坂道でのランニングにおいてもセンサ値からダブルニーアクションを確認できた。

4.2 膝角度推定精度評価実験

実験概要

本節では実験概要について述べる。被験者は 20 代 1 名で、提案デバイスを装着した状態でトレッドミル上を時速 6km, 8km の 2 種類の速度でそれぞれ 10 歩ランニングする試行を 3 回ずつ行った。各試行間にデバイスの着脱はなく、疲労を防ぐため数分間座位状態で休憩をとった。また、センサ値の最大最小正規化を行うために試行前に屈伸運動を 3 回行った。膝角度の正解データ取得のために大転子、大腿骨外顆、外果の 3 箇所の色付きのシールをつけ、ビデオ撮影も同時に行った。

各試行毎に得られたセンサ値は、事前に行った屈伸運動時に取得したセンサ値の最大値と最小値を用いて 3.2.2 節で述べた方法で正規化する。また、撮

表 1. 6km/s での走行における試行内の交差検証結果

	相関係数	MAE	RMSE
k-NN(k=3)	0.99	1.61	2.18
k-NN(k=5)	0.99	1.62	2.19
k-NN(k=9)	0.99	1.69	2.27

表 2. 8km/s での走行における試行内の交差検証結果

	相関係数	MAE	RMSE
k-NN(k=3)	0.99	1.74	2.38
k-NN(k=5)	0.99	1.76	2.38
k-NN(k=9)	0.99	1.78	2.43

影した映像の下肢 3 箇所に着けた色付きのシールを Adobe After Effects を用いてトラッキングし、トラッキングにより得られた座標からランニング中の実際の角度を算出した。

提案デバイスから取得し正規化したセンサ値の瞬時値と直近の過去 9 サンプル分のセンサデータ、およびその平均値、分散値を特徴量に使用し、トラッキングにより得られた実際の膝角度を正解データとする。推定精度の評価には、提案手法により推定した推定膝角度とトラッキングにより得られた正解膝角度の相関係数、平均絶対誤差 (MAE: Mean Absolute Error) と二乗平均平方根誤差 (RMSE: Root Mean Squared error) を用いる。推定手法である k-NN の k=3,5,9 の場合において、それぞれの膝角度を推定し、精度を評価した。評価には標本データを分割して、その一部を正解データ、残りを学習データとして汎化性能を検証する手法である交差検証を用いた。本論文では同一速度の同一試行の標本データを用いた三分割交差検証、同一速度の異なる試行毎の標本データを用いた三分割交差検証、全試行のデータの標本データを用いた三分割交差検証を行った。

実験結果

各検証における相関係数、MAE、RSME を表 1 から表 5 に示す。それぞれの検証において k の値を変化させても推定精度に大きな差はなかった。また、相関係数は 0.98 を超えており、角度推定の誤差も小さいことから高い精度で推定できている。怪我につながる変化は 4° から 10° であるのに対して、提案システムでは 2° から 4° の誤差で推定できた。よって実用的な精度といえる。

結果と考察

試行内の交差検証と比較して試行毎の交差検証の推定誤差が大きくなったのはデバイスを装着したままの状態での休憩を行ったことによるサポータの装着位置のずれが要因と考えられる。そのため、一定期

表 3. 6km/s での走行における試行毎の交差検証結果

	相関係数	MAE	RMSE
k-NN(k=3)	0.99	4.42	5.15
k-NN(k=5)	0.99	4.32	5.00
k-NN(k=9)	0.99	4.24	4.88

表 4. 8km/s での走行における試行毎の交差検証結果

	相関係数	MAE	RMSE
k-NN(k=3)	0.99	2.23	2.82
k-NN(k=5)	0.99	2.19	2.77
k-NN(k=9)	0.99	2.15	2.71

間動かなかった場合に再度キャリブレーションを行うことで誤差は減らすことができると考える。また、時速 6km における試行毎の交差検証の推定誤差が大きくなったのは、時速 6km という速度がランニングでも歩行でも可能な速度であるため、フォームのブレが大きくなってしまったことが原因と考えられる。学習データの量を増やせばこの問題は解決され则认为る。

他のアルゴリズムを用いた膝角度推定精度の比較

機械学習アルゴリズムは他にも存在するため他のアルゴリズムとの比較を検討する必要がある。そこで本節では Waikato 大学を中心に開発されているデータマイニングツール WEKA を用いて膝角度推定を行った結果と k-NN で推定した結果を比較した。今回は Random Forest を用いて交差検証を行い、各データセットから膝角度を推定する。Random Forest は、決定木を弱学習器とする集団学習のアルゴリズムであり、ランダムサンプリングされた学習データの特徴量から多数の決定木を作成する。Random Forest を用いた膝角度の推定結果は表 6 のようになった。どの検証においても MAE、RMSE とともに k-NN のほうが推定誤差が 1° から 2° と低い結果となった。今回の実験ではサポータの着脱は行っていないため、学習データとテストデータに類似したものが含まれていた可能性がある。しかし着脱や走行速度、走行環境が変化するなどの複雑な状況下では Random Forest を用いた方が精度が高くなる可能性があるため、着脱を含む様々な状況下での計測が必要となる。

5 まとめと今後の展望

本論文ではストレッチセンサを備えたスポーツ用膝サポータを用いてリアルタイムで膝の屈曲状態を取得し、膝の角度を推定するシステムを実装した。野外での走行実験の結果、平坦な道や坂道などの様々な野外環境下においてセンサ値からダブルニーアクションが確認できた。また、機械学習アルゴリズム

表 5. 全試行の標本データを用いた交差検証結果

	相関係数	MAE	RMSE
k-NN(k=3)	0.98	2.83	3.63
k-NN(k=5)	0.98	2.68	3.40
k-NN(k=9)	0.99	2.57	3.27

表 6. Random Forest による検証結果

条件	相関係数	MAE	RMSE
6km/s, 試行内	0.97	2.55	4.43
8km/s, 試行内	0.98	2.37	3.56
6km/s, 試行毎	0.97	5.00	6.24
8km/s, 試行毎	0.98	2.74	3.67
6km/s, 8km/s	0.97	3.41	4.55

を用いた膝角度推定精度評価実験の結果, k-NN での推定精度が相関係数が 0.98 以上で, MAE は 1.6° から 4.2° となり Random Forest を用いた手法より高い精度で推定できることが分かった. しかし, 本論文では着脱なしで実験を行っているため, 着脱による影響を考慮できていない. 今後は着脱の条件も加えた実験を行い, より実利用に近い条件での推定を行う. また, 様々な走行速度での学習データを集め, 精度の高いシステムの構築を目指す.

本論文で述べた膝角度推定システムを安定した精度で実装することができれば, 長時間のランニングによるランニングフォームの変化を認識でき, ランニングフォームの修正や休息を促すことが可能となる. また, 医療機関でのリハビリテーションの支援やスポーツの技術習得支援, 高齢者の転倒防止などに幅広くで応用できると考えられる.

謝辞

本成果の一部は, 国立研究開発法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) の委託業務および JST CREST(JPMJCR18A3) の支援によるものである. ここに記して謝意を表す.

参考文献

- [1] 笹川スポーツ財団, https://www.ssf.or.jp/thinktank/sports_life/data/jogrun_9818.html#:~:text=
- [2] J. E. Taunton, M. B. Ryan, D. B. Clement, D. C. McKenzie, D. R. Lloyd-Smith, B. D. Zumbo: A Retrospective Case-Control Analysis of 2002 Running Injuries, *British Journal of Sports Medicine*, Vol. 36, pp.95–101 (Apr. 2002)
- [3] J. Mizrahi, O. Verbitsky, E. Isakov, and D. Daily: Effect of Fatigue on Leg Kinematics and Impact Acceleration in Long Distance Running,

Human Movement Science, Vol. 19, pp. 139–151 (Dec. 2000).

- [4] 文春オンライン マラソンランナー必読 「膝の故障」の原因と対策, <http://bunshun.jp/articles/-/6359>.
- [5] 佐野佑樹, 岩田 晃, 渡邊 学: TKA 術後の歩行速度の変化と double knee action の関連について, *理学療法学 Supplement*, Vol. 2011, p. 921 (Aug. 2012).
- [6] medilogic: medilogic Foot Pressure Measurement System, <http://www.medilogic.com/>.
- [7] P. Y. Huang, C. F. Lin, L. C. Kuo, and J. C. Liao: Foot Pressure and Center of Pressure in Athletes with Ankle Instability during Lateral Shuffling and Running Gait, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, Vol. 21, pp. 461–467 (Aug. 2011).
- [8] 飯田 稔, 小山勇也, 渡辺一弘: 光神経ウェアによるランニング支援システム, 自動制御連合講演会講演論文集, Vol. 54, pp. 1341–1342 (Nov. 2011).
- [9] S. Nylander, M. Jacobsson, J. Tholander: Run-Right – Real-Time Visual and Audio Feedback on Running, *Proc. of the 2014 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems (CHI 2014)*, pp. 583–586 (Apr 2014).
- [10] D. McGrath, B. R. Greene, K. J. O'Donovan, B. Caulfield: Gyroscope-based assessment of temporal gait parameters during treadmill walking and running, *International Sports Engineering Association 2012*, pp. 207–213 (Jul 2012).
- [11] Microsoft: Kinect, <https://developer.microsoft.com/ja-jp/windows/kinect>.
- [12] Xsens: MVN Link, <https://www.xsens.com/>.
- [13] 齊藤亜由子, 宮脇和人, 小松 瞭, 巖見武裕: 歩行計測における大腿部および下腿部へのモーションセンサ装着位置の検討 (矢状面における膝関節角度に着目して), *日本機械学会論文集*, Vol. 84, No. 865, pp. 1–13 (Sep. 2018).
- [14] G. Gioberto: Garment-integrated Wearable Sensing for Knee Joint Monitoring, *Pro. of the 2014 ACM International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2014)*, pp. 113–118 (Sep. 2014).
- [15] J. Haladjian, Z. Hodaie, H. Xu, M. Yigin, B. Bruegge, M. Fink, J. Hoehner: KneeHapp: A Bandage for Rehabilitation of Knee injuries, *Pro. of the 2014 ACM International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2015)*, pp. 181–184 (Sep. 2015).
- [16] K. J. O'Donovan, R. Kamnikb, D. T. O'Keefe, G. M. Lyonsa: An Inertial and Magnetic Sensor Based Technique for Joint Angle Measurement, *Journal of Biomechanics*, pp. 2604–2611 (Mar. 2007).