

# 跳躍動作の周波数特性に着目した スポーツ損傷潜在リスクの推定

## Estimating the Potential Risk of Sports Injuries Based on the Frequency Characteristics of Jumping Motion

松下 光範<sup>a,\*</sup>      鈴木 雄登<sup>b,†</sup>      尾崎 優<sup>a,‡</sup>      堀 寛史<sup>c</sup>  
Mitsunori Matsushita      Yuto Suzuki      Suguru Ozaki      Hirofumi Hori

a. 関西大学総合情報学部

Faculty of Informatics, Kansai University

b. 関西大学大学院総合情報学研究科

Graduate School of Informatics, Kansai University

c. びわこリハビリテーション専門職大学理学療法学科

Faculty of Physiotherapy, Biwako Professional University of Rehabilitation

**Abstract:** 本稿では、スポーツ障害の予防支援を目的として、ユーザが抱える怪我のリスク（スポーツ損傷潜在リスク）の推定を試みた。従来、スポーツ損傷潜在リスクは理学療法士などの専門家が三次元動作解析装置や床反力計といった機器を用いて推定するため、継続してリスク管理を行うコストが高い。こうした観点から、本研究ではスマートフォンのセンサを用いて簡易的にスポーツ損傷潜在リスクを評定することを試みる。提案手法では、跳躍動作の周波数特性に着目し、対象者の跳躍動作データにフーリエ変換を用いて周波数成分に分解する。分解することで得た周波数スペクトルを特異値分解を用いて次元削減を行うことで特徴量を抽出し、それを $k$ 近傍法を用いて分類する。本稿では、と提案手法によるスポーツ損傷潜在リスクの推定結果とスポーツの現場で継続的に使用してもらうために試作したスマホアプリケーションについて報告する。

## 1 はじめに

2020年に蔓延したCOVID-19の影響により、人々の運動やスポーツに関する環境に様々な変化が現れた。例えば、屋内スポーツジムで発生したクラスター感染によるスポーツ施設等の利用制限や、長期間の休校措置による体育授業や部活動への参加機会の減少が、人々の身体活動量の低下を招いている。運動実施の減少が1ヶ月続くと体力の回復には3ヶ月程度かかると言われており<sup>\*1</sup>、それに起因するスポーツ損傷の増加が懸念されている。

スポーツ損傷は、スポーツ外傷とスポーツ障害の二

つに分類される [7]。スポーツ外傷は1回の強い外力によって生じる、明らかな受傷起点がある怪我である。例えば、他人との接触やジャンプの着地失敗による足首の捻挫や靭帯損傷などが該当する。スポーツ障害は、何度も繰り返し強い力が加わることや身体能力の限界を超えた運動を行うことで、徐々に肩や肘、膝、足首などに痛みを感じはじめ、その症状が慢性的に続く状態をいう。スポーツ外傷は多くの場合、大きな痛みを伴うため、発症後すぐに治療へと移行しやすい。一方、スポーツ障害は気付かないうちに症状が進行・悪化することが多く、治療が長期化しがちで明確な原因が判明しない場合も多い。そのため、スポーツ障害を起こさないためには早期発見や予防が重要であり、理学療法士など専門家による継続的な評価や検査を受けることが望ましい [6]。

しかし、これらの評価や検査で使用する機器は価格が

\* 連絡先：関西大学総合情報学部

〒569-1095 大阪府高槻市霊仙寺町 2-1-1

E-mail: mat@res.kutc.kansai-u.ac.jp

† 現在、株式会社内田洋行

‡ 現在、パナソニックシステムソリューションズジャパン株式会社

<sup>\*1</sup><https://www3.nhk.or.jp/news/html/20200827/k10012587111000.html> (2021/11/7 確認)

高額なうえ特定の場所に設置する必要があるため、スポーツの現場に導入するには制約が大きく、継続的かつ容易に評価や検査を受けられる状況にはない [12]. そこで本研究では、スポーツ損傷の予防・早期発見のために、ユーザ自身が日常で簡便に利用できるスポーツ損傷潜在リスク評価ツールの実現を目指す。

## 2 先行研究

本章ではスマートフォンを活用した身体への負担推定や傷病予測に関する研究について挙げる。

まず、正しい姿勢で運動することがスポーツ損傷のリスク低減に寄与するという観点から、スマートフォンのセンサを活用した姿勢推定について述べる。榎原らは、スマートフォンを用いた歩行動作改善ツール [5] を開発し、スマートフォンに内蔵された加速度センサのみでも、良い姿勢を意識した歩行と無意識な歩行では加速度の波形に差異があることを明らかにした。また、王らは、スマートフォンを用いて、腕立て伏せやスクワットなど、機器をいわずに自重による負荷を利用したトレーニングの支援システムを開発した [4]. このシステムでは、スマートフォンのカメラを用いてユーザのトレーニング時の画像を撮影し、OpenPose<sup>\*1</sup>を利用して姿勢データを取得する。このシステムでは取得した姿勢データからユーザの姿勢が正しいかを確認し、音声フィードバックにより姿勢の修正をユーザに促す。

次に、スポーツ損傷のリスク低減の観点から、活動強度の推定に関する研究について述べる。隅田らは、スマートフォンのセンサを用いて活動時の負担度を推定し、ユーザにとって負担が最小となる歩行ルートを推薦するナビゲーションシステムを提案した [9]. このシステムでは個々の負担度変化を推定するために、機械学習を用いて加速度や歩行速度などの歩行データから心拍数を予測する負担度モデルを作成している。Pernek らは、スポーツ活動強度の推定手法を提案した [1]. 提案手法では、スマートフォンを用いて取得した加速度や心拍のデータに対し、高周波数を除去して特徴抽出を行い、その特徴量を用いて多層パーセプトロン、線形回帰、回帰木、サポートベクトル回帰の4種類の機械学習アルゴリズムを用いてスポーツ活動強度を推定した。これらの研究では、活動時にユーザにかかる負担の推定を試みている。

これらの研究はスポーツ損傷リスクの推定を企図したものではないが、「正しい姿勢で運動ができていますか」

「どのくらいの活動強度で運動しているか」は怪我のしやすさに影響するため、これらの方法や得られた知見を参考にしながらシステム設計を行う。

Wilkerson らは、NCAA フットボールチームの選手45名を対象にスポーツ外傷のリスク推定を行った [2]. この研究では45名の選手を対象に、プレシーズン練習開始1ヶ月前に、以前の筋骨格損傷の持続的影響の自己評価を10項目からなるスポーツ・フィットネス・インデックス (SFI) を用いて調査するとともに、スマートフォンを用いて片足スクワットテスト (UFS) の加速度データを取得した。これらのデータと試合参加の記録 (GP) から、「SFIスコアが低い (Lo SFI)」、「USF 値が高い (Hi UFS)」、「試合出場回数が多い (HiGP)」を傷害リスク因子とする傷害予測モデルを作成した。Wilkerson らの研究の目的は我々の研究と合致しており大いに参考になるものの、レベルの高いアスリートを対象にしているため、本研究が想定するユーザには難しい測定項目 (e.g., 片足スクワットテスト) が含まれており、多くの人が日常的に利用するには十分ではない。

## 3 デザイン指針

本研究で目指すスポーツ損傷潜在リスク推定システムは、専門家の判断を代替するのではなく、スクリーニング手段としての活用を想定している。スクリーニングは、検査や測定を実施する前におおまかに正常か否かを判別し、詳細な検査・測定を実施すべきか否かを判断するものである [3]. スポーツ現場では医師による画像所見の確認および診察が難しいため、初期評価時のスクリーニングによる損傷程度の把握が重要になる [13]. そのため、本研究で目指すシステムは、ユーザ自身が簡易かつ継続的に利用できるようにすることで、自身の身体状況を理解し、予防的に専門家への受診ができるよう支援することを企図する。

こうした目的から、(1) 特別な機器を必要としないこと、(2) 日常的に容易にできる運動動作を対象にすること、(3) 高い運動能力を持つアスリートではなく中学や高校の部活動に参加する生徒などを対象ユーザとすることをシステムのデザイン指針と定めた。こうした観点から、本研究では運動動作を用いた計測のうち、広い場所を必要とせずに気軽に実施でき、下肢の損傷潜在リスクを評価するのに有効である跳躍動作を計測対象とする。跳躍動作を分析することで、下肢の筋力の強さだけでなく、体幹のバランスなどがわかる [11]. 跳躍動作は歩行動作などに比べて運動量が大きいため下肢筋力や体幹などの傾向が現れるという特徴から、理学療法分野

<sup>\*1</sup><https://github.com/CMU-Perceptual-Computing-Lab/openpose> (2021/11/7 確認)

や医学の分野で検査の際に活用されている。本稿では、跳躍動作の測定手法の一つであるリバウンドジャンプ (Rebound Jump, 以下 RJ と記す) を用いる。RJ は、踏切時間を短くし鉛直方向へできるだけ高く跳躍することで短い時間でのパワー発揮能力を評価する、スポーツパフォーマンス測定手法の一つである [10]。提案システムでは、スマートフォンで獲得可能なセンサ情報に基づいてユーザの RJ の特徴を抽出し、身体状態を推定する。

## 4 データセット

我々はこれまでに、下肢の筋力を継続的に計測することを目的として、スマートフォンに内蔵のモーションセンサを用いた跳躍動作の計測システムを実装し、跳躍動作の鉛直方向の移動を分析するために加速度センサの値を、姿勢の傾きを分析するためにジャイロセンサから得られるクォータニオンの値を各々取得することで、跳躍動作の特徴取得が可能であることを確認している [8]。本研究では、このシステムを用いて実験参加者の RJ データを収集し、そのデータに対して潜在リスク評価値を付与して教師データとして用いる。

データの収集は、安全性担保の観点から、日常的に運動を行っている 20 代の男子大学生 44 名を対象に行った。実験では、まず倫理事項を口頭及び書面で説明した後同意書を記入してもらい、その後 (1) 質問紙調査、(2) 下肢筋力評価、(3) RJ の順に実施した。質問紙調査では、身長、年齢、体重、利き足、怪我と運動の経歴について尋ねた。次に、下肢筋力評価として、村永が考案した立ち上がり評価 [16] を行ってもらった。立ち上がり評価は、40cm、30cm、20cm、10cm の高さの台を用いて、腰掛け座位から反動を使わずに両脚、片脚のそれぞれで立ち上がることができるかを測るテストである。この下肢筋力評価は、実験の安全性を担保するために実施した。本研究では、この結果を評価指標の一つとして扱うとともに、実験協力者の安全性担保のためのスクリーニング基準としても利用する。そのため、20cm 以下の台座からの左右両方の片脚立ち上がりを遂行できた実験協力者のみ次の手順に進んでもらうこととした。今回の実験では、44 名の実験参加者のうち 40 名が 20cm 以下の片足立ち上がりを両足とも遂行できた。

つぎに、これら 40 名の実験参加者に、両足での RJ、および片足での RJ を課した。このとき、跳躍時のデータを取得するためにスマートフォンをベルトで腰に装着させた。その跳躍の様子は VTR でも撮影した。跳躍時は靴を脱ぎ、安全のために EVA 樹脂製マットないスタイルカーペット上で跳躍してもらった。跳躍時には、以

下の 3 点を注意事項として指示した。

1. できるだけ高く跳ぶこと。
2. 床の反発を利用して間隔をあけずに跳ぶこと。
3. 初期位置からできるだけ移動しないこと。

この跳躍により、加速度、角速度、クォータニオンについて各 3 軸、計 9 種類の時系列データを取得した。一般に腕の振込み動作は跳躍動作を正当に評価するために制約を課することが多いが、本研究で実装を目指すシステムは日常的にユーザが自分自身で測定することを想定しているため、煩雑な動作条件を排除するという観点から腕の振込みについての指示は行わなかった。

収集されたデータに対して本稿第 4 著者がスポーツ損傷潜在リスクの評価を行った。評価に用いたのは

- 質問紙の回答
- 立ち上がりテストの結果
- 跳躍時の正面・側面からの OpenPose ボーン付き動画
- 身体ラインの角度
- OpenPose ボーン付き静止画

の 5 つである。これらのデータを用いて、スポーツ損傷潜在リスクの原因特定に用いられる安定性、再現性、強度、knee-in (以降、KI と記す)、trunk-out (以降、TO と記す) の 5 つの指標、ならびに総合評価についての推定を行う。再現性は、同じ動作の再現ができていないか、安定性は、身体・重心のバランスが保てているか、強度は、対象者が行っている跳躍動作が強いのか、KI は、着地時に膝が内側に曲がっている状態か、TO は、着地時に体感が外側に傾いている状態かを指す指標である。また、総合評価は動作から読み取れる怪我のリスクを表す指標であり、スポーツ損傷潜在リスクと同義である。本研究では、再現性、安定性、強度、総合評価については 0 (できていない) ~ 5 (とても良い) の 6 段階で評価することとした。また、KI、TO については、傾向が見られる場合は 1、見られない場合は 0 の 2 段階で評価することとした。左右それぞれの動作における評価の分布を表 1 および表 2 に示す。

## 5 提案手法

連続跳躍動作の周波数特性に着目してスポーツ損傷潜在リスク推定精度を測定するために、本稿ではフーリエ変換を用いる。フーリエ変換では、任意の周期関数  $f(t)$  は特定の周波数を有する波の重ね合わせにより表現される [14]。一次領域における関数  $f(t)$  が周波数領域

表 1: 右足 RJ の評価分布

評価値	再現性	安定性	強度	KI	TO	総合評価
0	0	0	0	31	27	0
1	0	0	1	9	13	0
2	4	6	7	N/A	N/A	7
3	19	14	14	N/A	N/A	14
4	14	18	15	N/A	N/A	15
5	3	2	3	N/A	N/A	4

表 2: 左足 RJ の評価分布

評価値	再現性	安定性	強度	KI	TO	総合評価
0	0	0	0	19	30	0
1	0	0	1	21	10	0
2	5	7	7	N/A	N/A	6
3	16	20	16	N/A	N/A	19
4	17	10	11	N/A	N/A	11
5	2	3	5	N/A	N/A	4

で角振動数  $\omega$  を変数とする関数  $F(\omega)$  で表現されたとき、 $F(\omega)$  を  $f(t)$  のフーリエ変換といい、次の式で表される。

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (1)$$

この式のように、取得したモーションデータ  $f(t)$  がいくつかの周波数成分に分解される。それによって求められた  $F(\omega)$  がスペクトルであり、絶対値がその周波数成分の振幅に対応している。 $F(\omega)$  のスペクトルを並べたものが周波数スペクトルである。スポーツ損傷潜在リスクが低い人ほど跳躍動作に安定性があり、周波数成分が分散しにくいという仮説のもと、本研究では、特徴値としてフーリエ変換後の周波数スペクトルを用いて、スポーツ損傷潜在リスクの推定を行った。

## 6 スポーツ損傷潜在リスク推定手法

本稿では、(1) モーションデータの整形、(2) 周波数成分への分解、(3) 特異値分解による次元削減、(4)  $k$  近傍法による分類、という流れでスポーツ損傷潜在リスクの推定モデルを作成する。以下で各々の処理の詳細について述べる。

### 6.1 モーションデータの整形

まず、フーリエ変換を行うために、モーションデータの整形を行った。ある実験協力者の鉛直方向の加速度を図 1 に示す。跳躍動作は自由落下により重心の移動が規則的に生じる動作であるため、跳躍と着地が傾向とし

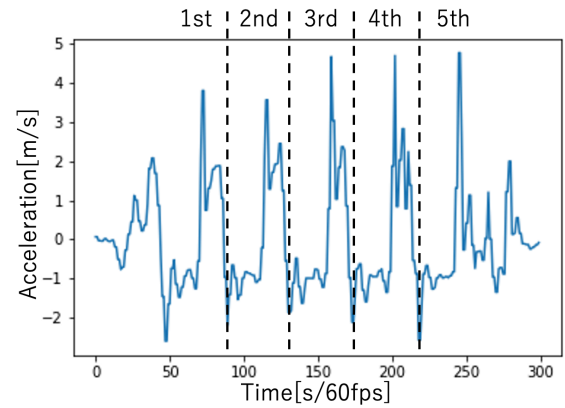


図 1: 跳躍動作の鉛直方向の加速度

て現れる。着地時の極小値を取得することにより、跳躍動作の回数ごとに分割した。動作の開始と動作の終了の影響を排除するために 2~4 回目の跳躍動作を抽出した。同様の分割作業を、鉛直方向の加速度  $Y$  を基準に、他の 8 種類のモーションデータに対しても行った。

### 6.2 フーリエ変換を用いた周波数分解

データ整形を行ったモーションデータに対し、フーリエ変換を用いて周波数スペクトルに変換した。図 2 にスポーツ損傷潜在リスクが高い実験参加者の周波数スペクトルを示す。

スポーツ損傷潜在リスクが高い跳躍動作ではピーク値が分散していることが確認できる。

次に、スポーツ損傷潜在リスクが低い実験参加者の周波数スペクトルを図 3 に示す。スポーツ損傷潜在リスクが高い実験参加者の波形と比べると、スポーツ損傷潜在リスクが低い評価ではピーク値の違いを確認することができる。スポーツ損傷潜在リスクが低い跳躍動作は周波数成分が分散していないが、スポーツ損傷潜在リスクが高い跳躍動作は周波数成分が分散していることが観察できる。

スポーツ損傷潜在リスクが低い跳躍動作は動作回数ごとに同じような動作を再現できているために周波数成分が分散していないのに対して、スポーツ損傷潜在リスクが高い跳躍動作は動作回数ごとにズレが生じており、結果として周波数成分が分散したのではないかと考える。

### 6.3 特異値分解を用いた次元削減

フーリエ変換後の周波数スペクトルの次元削減のために特異値分解を用いる。特異値分解は動作識別への適用事例があり、本研究に利用可能であると判断して採用

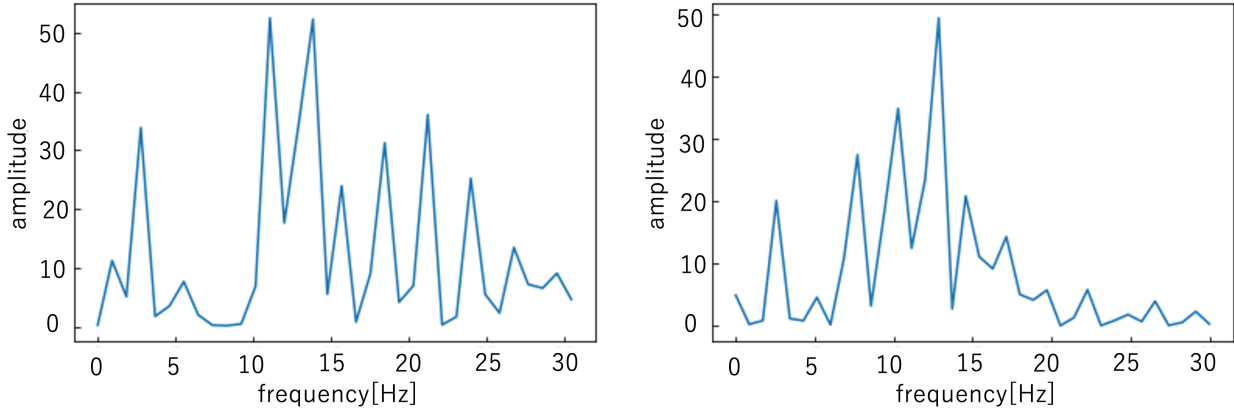


図 2: スポーツ損傷潜在リスクが高い跳躍動作

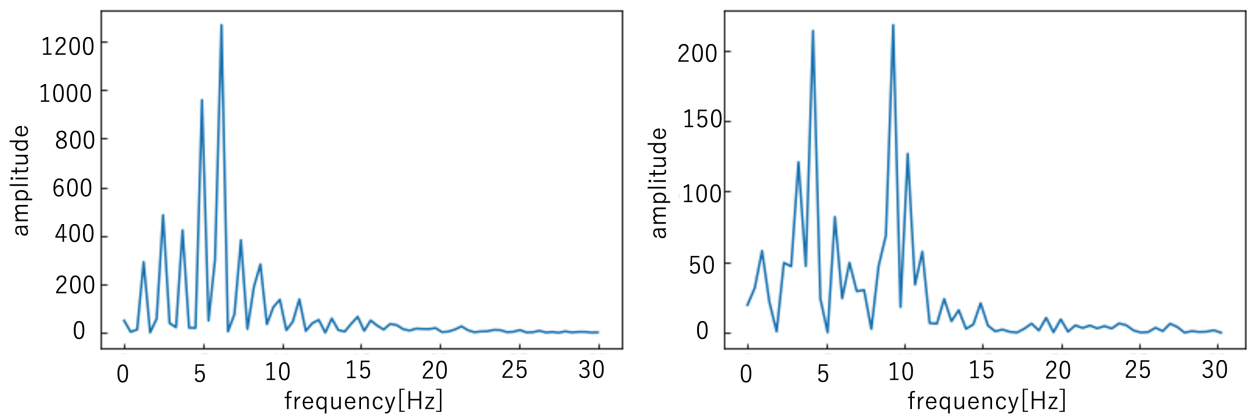


図 3: スポーツ損傷潜在リスクが低い跳躍動作

した [15]. 式 (2) に示すように、特異値分解では時系列データから行列  $D$  を構成し、それを特異値、左特異ベクトル、右特異値ベクトルに分解する。

$$D = U\Sigma V^T \quad (2)$$

$U = (u_1, u_1, \dots, u_m)$  は  $m \times m$  のユニタリ行列で、 $V = (v_1, v_1, \dots, v_n)$  は  $n \times n$  のユニタリ行列である。また、 $\Sigma$  は  $m \times n$  で、対角要素以外は 0、対角要素は非負となる行列である。 $\Sigma$  の対角要素は特異値を示し、 $u_i (1 \leq i \leq m)$  が左特異ベクトル、 $v_j (1 \leq j \leq n)$  が右特異ベクトルである。左特異ベクトルが時系列データの特徴を抽出したものであり、特異値行列  $\Sigma$  が対応する左特異ベクトルの影響の大きさ (重み) を示していることから、特異値の高い左特異ベクトルは対象の時系列データの特徴を良く表現するベクトルとして扱うことができる。

提案手法では、周波数スペクトルから  $m \times n$  の行列  $D$  を作成する必要がある。本稿では  $m = 9$  とし、9 種類のモーションデータを用いて、9 個の行列を作成した。

これらの結果から第一特異値を抽出し、それらを特徴値とした。

## 6.4 $k$ 近傍法

特異値分解により得られた 9 種類の特徴値を説明変数に、理学療法士による評価データを目的変数に男子大学生 40 名のデータを学習・テストデータとして  $k$  近傍法を用いて、スポーツ損傷潜在リスクの推定を行った。 $k$  近傍法は与えられた学習データをベクトル空間上に配置し、リスクの推定対象となるデータ (未知データ) から距離に近い順番に任意の  $k$  個を取得し、その  $k$  個の多数決により、その未知データが属するクラスを推定する。本稿では、leave-one-out 交差検証を用いて推定精度を比較した。

## 6.5 結果

$k$  近傍法は、 $k$  の値により推定精度が大きく変動するため、本稿では、 $k=3, 5, 7, 9$  としてスポーツ損傷潜

表 3: 提案手法の左足 RJ

	再現性	安定性	強度	TO	KI	総合評価	全項目平均
k=3	0.225	0.300	<u>0.450</u>	0.525	0.725	0.475	0.450
k=5	0.275	0.325	0.425	0.525	<u>0.775</u>	0.475	0.467
k=7	0.275	0.425	<u>0.450</u>	0.425	0.725	<u>0.550</u>	0.475
k=9	<u>0.375</u>	<u>0.450</u>	0.425	<u>0.575</u>	0.750	<u>0.550</u>	<u>0.521</u>

表 4: 提案手法の右足 RJ

	再現性	安定性	強度	TO	KI	総合評価	全項目平均
k=3	0.350	0.350	0.300	0.725	0.650	<u>0.350</u>	0.454
k=5	<u>0.425</u>	0.400	0.375	0.725	0.650	0.325	0.483
k=7	0.400	0.425	0.425	<u>0.775</u>	0.600	0.250	0.479
k=9	0.375	<u>0.500</u>	<u>0.450</u>	<u>0.775</u>	<u>0.725</u>	0.325	<u>0.525</u>

在リスクの推定を行った。提案手法の推定精度を表 3, 表 4 に示す。精度自体はまだ改善の余地はあるものの、いずれの指標についてもチャンスレベルを上回る結果となっており、提案手法の有用性は一定程度示せたものと考えている。

全項目平均を見ると、いずれの足の RJ でも  $k = 9$  が最も高い精度を示した。今回は実験参加者が 40 名であるため、今後継続的に実験参加者を増やすことで精度向上が図れるか検証する必要がある。また、今回の実験結果では、右足 RJ の総合評価の精度が左足 RJ に比べて低い結果になっている。その一因として利き足が影響している可能性が考えられる。今回、事前の質問紙調査で利き足の確認を行わなかったが、今後の調査では実験参加者の利き足についても収集する必要がある。

## 7 アプリケーション

本稿で示した提案手法に基づき、スマートフォンを用いたアプリケーションとして、スポーツ損傷潜在リスク推定システムを実装した。スマートフォンをプラットフォームとした理由は、可搬性が高く、広く普及しているためである。このシステムの処理手順を図 4 に示す。

本システムは、フロントエンドに Swift (ver.5.0) を、バックエンドに Python (ver.2.7.16) を利用し、iPhone 対応の iOS アプリケーションとして実装した。図 5 にアプリケーション画面を示す。

メニュー画面 (a) では計測、動作説明、記録、設定の 4 種類の項目があり、ボタンを押すことでそれぞれのページへと遷移する。

動作説明の画面では、計測手順の説明と RJ を行う際

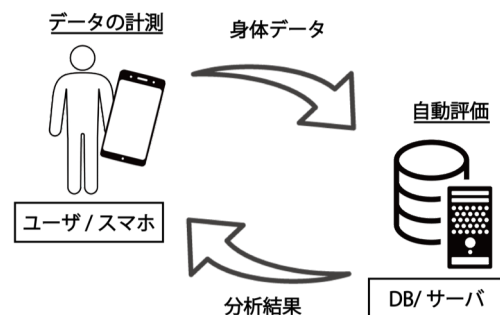


図 4: スマホアプリケーションの処理手順

の注意事項をまとめた動画が再生され、確認することができる。

計測画面では、ユーザ自身に RJ を行ってもらい、スポーツ損傷潜在リスクを確認することができる。計測画面では、動作説明と同様の動画を再確認するためのボタンと、計測を行うための画面へと遷移するためのボタンがあり、計測を行うための画面へ遷移すると、「靴を脱ぎましたか?」と「iPhone をベルトに挿入してください」というメッセージが順に示され、ユーザに計測を行うために必要な行動を促す。計測を開始すると、「右足の RJ を 5 回行ってください」という音声再生されてユーザに計測を行う対象動作を説明する。動作を開始する時には、ユーザ自身に計測のスタートボタンを押してもらい RJ を 5 回行ってもらう、動作の終了後に計測のストップボタンを押してもらうことでモーションデータをサーバに記録する。これらの計測手順を右足 RJ を行った後に、左足 RJ を行ってもらい、スポーツ損傷潜在リスク推定に必要な動作が終了する。これらの収集し



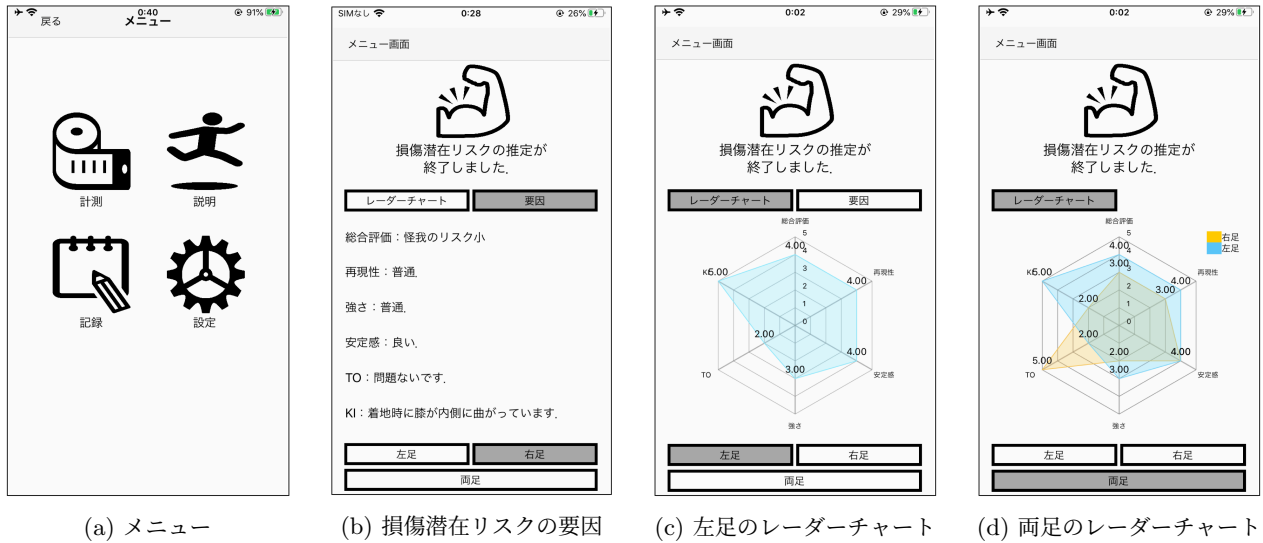


図 5: スマホアプリケーションのスナップショット

たモーションデータから、提案手法で示したスポーツ損傷潜在リスクの推定を用いることで、バックエンドで計算機による自動評価を行い、ユーザのスマートフォンへ提示する。

スポーツ損傷潜在リスクの推定結果を、スポーツ損傷潜在リスクの判断の要因 (b) とそれを可視化したレーダーチャート (c), (d) の 3 つの画面によって提示する。計測結果画面へ遷移した時点では、右足のレーダーチャートが出力される。右足・左足それぞれのボタンを押すことで左右別々に推定結果を確認することができ、両足のボタンを押すことで左右のレーダーチャートを比較して確認することができる。レーダーチャートは、再現性・安定性・強度・総合評価は 5 段階、TO・KI は 2 段階で表示される。

記録画面ではデータを取得した時間ごとにフォルダが分割され、フォルダを選択することで、特定の日時に取得した左右のデータを選択することができる。左右のどちらか一方を選択することで、取得した過去のスポーツ損傷潜在リスク推定結果を確認することができる。推定結果の出力方法は、モーションデータの取得後のスポーツ損傷潜在リスク推定結果の出力画面 (b)~(d) と同様の形で出力される。

## 8 おわりに

本稿では、スポーツ損傷の予防支援を目的に、スマートフォンを用いた簡易計測による損傷潜在リスクの評価手法の提案を行った。スポーツ損傷のリスクを評価するために理学療法士が用いる機器は、高額かつ特定の場所

に設置する必要があるといった制約があり、日常で継続して検査をすることが容易ではない。本研究では、個人が所有するスマートフォンを活用することで、その問題の解決を試みた。提案手法では、跳躍動作の周波数特性に着目したスポーツ損傷潜在リスクを簡便に評価することを企図し、ユーザの跳躍動作の時系列データ（加速度、角速度、クォータニオンの 3 軸 XYZ における 9 種類の時系列データ）から各々の周波数スペクトルを導出し、特異値分解を用いて第一特異値の抽出を行った。さらに、抽出した第一特異値を特徴値として、 $k$  近傍法により損傷潜在リスクの推定を行った。leave-one-out 法を用いた評価により、一定程度の有用性が示せたと考えている。

今後、下記の項目の実施により精度の向上を目指す。

1. データセットを増やし、評価ごとの偏りをなくす。今回推定に用いたデータ数は 40 人分で、運動経験のある 20 代男性に限定した上で立ち上がり評価によるスクリーニングも行ったことから、評価ごとの偏りが大きい。また、実験時のデータのみでの判断となり、長期的な推移や質問紙調査の内容の反映も行えていない。これらを評価値に反映することで、精度の改善が期待される。今後、作成したアプリケーションを活用して、より多くのデータの収集を試みる。
2. 複数の理学療法士の評価結果を統合する。現状では第 4 著者の評価のみを用いてスポーツ損傷潜在リスクの推定を行っている。しかし、今後データセットを増加させるにあたり、複数の理学

療法士の評価を学習データとして扱えることが望ましい。今後は、スポーツ理学療法の経験を持つ理学療法士の評価を組み合わせた手法についても検討していく。

3. 各推定項目での説明変数の組み合わせを動的に変更する。

現在は、左右のRJを独立して評価を推定しており、左右の差の影響を考慮できていない。また、TOやKIのように、周期的特徴を持たない要素について、現状の手法を適用することが妥当であるかは検証の必要が残る。今後は、左右のスポーツ損傷潜在リスクや要因の差を複合的に推定できる手法を検討する。

## 謝辞

本研究の実施に当たり、データ分析手法に関してご示唆を頂いた関西大学総合情報学部林勲教授に感謝する。なお、本研究の一部は2021年度関西大学研修員費によって行われた。

## 参考文献

- [1] Pernek, I., Stiglic, G. and Kokol, P.: How hard am I training? Using smart phones to estimate sport activity intensity, *2012 32nd International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*, pp. 65–68 (2012).
- [2] Wilkerson, G. B., Gupta, A. and Colston, M. A.: Mitigating sports injury risks using internet of things and analytics approaches, *Risk analysis*, Vol. 38, No. 7, pp. 1348–1360 (2018).
- [3] 白田滋: 理学療法評価とは, ビジュアルレクチャー 理学療法基礎評価学 (白田滋 (編)), 医歯薬出版株式会社, chapter 1, pp. 2–10 (2014).
- [4] 王瑞賢, 高橋伸, 志築文太郎: スマートフォンを用いた自重トレーニング時の姿勢支援システム, 情報処理学会研究報告, Vol. 2019-EC-52, No. 5, pp. 1–6 (2019).
- [5] 檜原裕大, 清水裕基, 三好健文, 吉永努, 入江英嗣: スマートフォンを用いた歩行動作改善ツールの開発, 情報処理学会研究報告, Vol. 2011-UBI-32, No. 7, pp. 1–8 (2011).
- [6] 小林寛和: スポーツと理学療法, 理学療法学, Vol. 42, No. 8, pp. 773–774 (2015).
- [7] 小柳磨毅, 橋本雅至, 向井公一, 田中則子, 佐藤睦美, 中江徳彦: スポーツ傷害に対する理学療法の取り組み, 理学療法学, Vol. 32, No. 4, pp. 269–274 (2005).
- [8] 鈴木雄登, 松下光範, 堀寛史: 継続的な評価の支援を目的としたスマートフォンによる跳躍動作の簡易センシング, 情報科学技術フォーラム講演論文集, Vol. 18, No. 4, pp. 457–460 (2019).
- [9] 隅田麻由, 今津真也, 水本旭洋, 安本慶一: 健康指向歩行ナビゲーションのためのスマートフォンによる身体的負担度の推定, 情報処理学会研究報告, Vol. 2012-MBL-62, No. 27, pp. 1–8 (2012).
- [10] 図子あまね, 荻山靖, 図子浩二: リバウンドジャンプテストを用いた跳躍選手の専門的な下肢筋力・パワーに関する評価, 体力科学, Vol. 66, No. 1, pp. 79–86 (2017).
- [11] 中俣修, 新田收, 占川順光: 健常人における両脚跳躍動作の跳躍高を決定する因子の分析—体幹・下肢の姿勢と運動に着目して—, 理学療法学, Vol. 41, No. 5, pp. 290–300 (2014).
- [12] 新島有信, 水野理, 田中智博: ズボンのポケットに収納したスマートフォンによる歩容解析方法に関する検討, 情報処理学会研究報告, Vol. 2014-UBI-43, No. 13, pp. 1–8 (2014).
- [13] 濱田太郎, 中尾英俊, 稲葉考洋, 高橋孝輔, 来田晃幸, 松本和夫: 高校部活動の支援: 硬式野球部 (1), アスリートケア—理学療法士によるスポーツ選手への健康支援— (越智隆弘 (編)), 三輪書店, chapter 3-1, pp. 210–216 (2017).
- [14] 古田昌伸, 中山栄浩: 高速フーリエ変換法を用いたセレーションの評価, 軽金属, Vol. 54, No. 2, pp. 51–56 (2004).
- [15] 三嶋賢一, 金田さやか, 中西弘明, 榎木哲夫, 堀口由貴男: 特異値分解を用いた非周期動作における運動特徴の解析, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2010, 2A1-A26 (2010).
- [16] 村永信吾: 立ち上がり動作を用いた下肢筋力評価とその臨床応用, 昭和医学会雑誌, Vol. 61, No. 3, pp. 362–367 (2001).