

運動指導のための簡易評価技術の開発 ——携帯端末による体幹捻り運動評価

吉田 康行^{1,a)} 梁 滋路² 西村 悟史¹ 鴻巣 久枝³ 長尾 知香⁴ 西村 拓一¹

受付日 2017年5月10日, 採録日 2017年11月7日

概要: 生活習慣病の増加や高齢化にともない, 個人的にも国家的にも健康志向となり, 適切な運動, 栄養, 生活習慣への関心が増加している. 特に, 運動習慣を保つためには, 外傷・障害予防と上達促進が重要であるものの, 身体が多関節運動は複雑であり, 指導とは異なった動きで練習を重ね損傷することもある. そこで, 携帯端末のセンサにより運動指導時や練習時の運動の質を簡易計測し, 指導現場と練習の場をつなぐことで指導の効果向上を目指している. 昨今, 外傷・障害予防, 上達促進, 美容効果のために体幹が注目されており, 体幹の筋量を増やし強くするための各種トレーニングが紹介されている. しかし, 体幹の強さの定義や評価技術は確立されていない. そこで, 本論文では歩行時にも発生する体幹捻り運動を取り上げ, 動きの分析とモデルを構築し, 簡易評価法を構築することで, 指導現場および練習の場で動きの質を高める携帯端末用アプリケーションを提供する.

キーワード: 健康増進, 運動の質, 体幹, 外傷・障害予防, 上達促進

Quality Evaluation For Sports Coaching —Evaluate Trunk Torsion by Mobile Terminal

YASUYUKI YOSHIDA^{1,a)} ZILU LIANG² SATOSHI NISHIMURA¹
HISAE KONOSU³ TOMOKA NAGAO⁴ TAKUICHI NISHIMURA¹

Received: May 10, 2017, Accepted: November 7, 2017

Abstract: Lifestyle-related diseases are increasingly common in modern society. To reduce healthcare cost, the government has been promoting exercises as a preventive solution to chronic diseases. The quality of movements during exercises is important as it is a key for injury prevention and performance enhancement. Various coaching methods have been proposed to help people improve their movement quality during exercises. However, these methods are mostly heuristic and lack theoretic support. In this study, we aim to develop a mobile application named “Axis Visualizer” for automatic evaluation on the quality of core torsion movements. We firstly propose a core torsion model which is validated and tweaked based on data collected using a VICAM motion capture system. We then describe the development and implementation of the “Axis Visualizer” mobile application. We believe that the application could not only support trainers and coaches in effective coaching but also facilitate safer self-practice in exercises.

Keywords: health promotion, community support, quality of motion, trunk, injury prevention

1. はじめに

近年, わが国をはじめとする先進諸国の多くは急速な高齢化にともなう介護・医療コストの増大に直面しており, 健康増進の重要性が高まっている. 健康増進に重要な運動においては, 様々な種目および指導現場が存在し, 特定の種目に関するスキルの指導が中心になることが多い. しか

¹ 産業技術総合研究所人工知能研究センター
AI Research Center, AIST, Koto, Tokyo 135-0064, Japan
² 東京大学
The University of Tokyo, Bunkyo, Tokyo 113-8654, Japan
³ 公益社団法人日本ダンススポーツ連盟
Japan DanceSport Federation, Koto, Tokyo 135-0063, Japan
⁴ フィジオ・スタジオ axis
Physio-studio Axis, Shiki, Saitama 353-0004, Japan
a) yasuyuki.yoshida@aist.go.jp

し、外傷・障害予防や上達促進のためには、体幹や身体全体の協調運動など各種運動に共通で基本的な動きの習得が重要である。また、身体の運動は複雑な多関節運動であり、目標とする動きを分かりやすく客観的に伝えることが困難である。また誤った動きで練習し損傷する場合も少なくない。

そこで、指導者が分かりやすく客観的に伝えること [1] を支援する技術が求められている。また、練習時に受講者が自ら動きの質を把握したり、他の受講者と比べることで動きの質を高めたりすることを支援する技術も必要である。

昨今、特に外傷・障害予防、上達促進のために体幹が注目されている。体幹を強くするため、筋量を増やすための各種トレーニング、Core Training が紹介されている [2], [3], [4]。しかし、ダンススポーツなど様々な分野では、体幹の強さは筋量ではなく体幹の使い方であるとの見解が主である。

そこで、本論文では、特に歩行時にも発生する体幹捻り運動に着目し、動きの分析とモデルを提案し、現場で簡易評価する技術と指導現場および練習の場で動きの質を高める運動指導を構築する。次章では体幹の強さに関して論じ、3章で体幹捻り運動の分析とモデルを提案する。4章では、このモデルに従い体幹捻り運動を簡易評価する方法を提案し、5章で、現場関係者と開発した体幹捻り簡易評価アプリ Axis Visualizer を示し、6章でまとめる。

2. 先行研究

2.1 動きの質の計測と運動指導

動きの質の計測として、人体モデルをベースに歩行特徴を評価する技術が先進的である [5]。しかし、本研究では、より複雑な多関節運動を取り扱い、指導効果を高めるための技術を目指している。動きに関する「体幹が強い」などの言語表現と運動学因子との関係を探求する研究として、感性工学分野の研究 [6] があげられる。しかし、2次元的な動きと印象語との関係を主眼においており、3次元空間の身体の高関節運動の分析やその知識化方法に関しては含まれていない。

運動指導に関する現場での簡易計測技術に関しては、遠隔で運動指導を実現した e-Learning システムの研究 [7] が先進的である。しかし、体幹の動きの評価は対象としていない。

2.2 筋量より姿勢と動きの質が重要

体幹の強さを論じるため、運動学に基づいた姿勢、運動、動作、行為の中村らによる定義 [8] を以下にあげる。

- 姿勢 (posture)

構え (attitude) と体位 (position) の2つの要素からなり、構えは頭部体幹、四肢の身体各部分の相対的位置関係を示す。つまり関節角度の測定などで表示することが可能である。一方、体位とは、身体軸と重力との関係を表すもので、

立位、背臥位 (仰向け) などと表示できる。

- 運動 (movement)

姿勢の経時の変化によるものである。つまり、体位と構えの変化として記述される。

- 動作 (motion)

運動によって具体的に行われる課題として行動を分析する単位である。

- 行為 (action)

行動が示す意味や意図との関連でとらえる際の単位となる。

たとえば、うなずきという動きは、「頭頸部が前方に10°動く」運動、「頭頸部屈曲＝うなずき」運動であり、「相手の話に同意する合図」の行為である。起きる、立つ、歩くなど日常生活動作のほとんどは、抗重力位での運動であるため、どのような姿勢で行うかによって、同じ動作でも主に使われる筋が変わり、またその筋収縮パターンも変わる。

不良な姿勢から生じる不良な運動パターンは、筋骨格系疼痛症候群を生み出す。これらを体系的に理論化した MSI アプローチでは、運動・動作を修正することでメカニカル・ストレスを軽減し痛みの予防や治療を可能にしている [9]。痛みの予防や治療は、いうまでもなく日常生活における活動性に直結しているため、非常に効果的かつ効率的な健康増進、介護予防の介入手段の1つである。

もう1つ、この分野で応用可能な理論として、システム理論があげられる。Bernstein は、ある行為を達成させようとするときに、身体各部が協調して運動の自由度を減少させるような機能的機構が存在するとし、これを synergy と呼んだ。そして重力のような外部からの力と身体のような初期条件との相互作用に対し、運動制御には相互に協調して働く多くの系 (たとえば筋骨格系、神経系など) が分散されている可能性を示唆した。Shumway-Cook らは、このほかの様々な運動制御理論の概念を取り込み、運動というものは単に筋特異性運動プログラムあるいは画一的反射の結果ではなく、知覚系、認知系、活動系の間の動的相互作用の結果から生じるものである、としたシステム理論を唱えている [10]。

この理論を応用し、たとえば筋力低下など機能障害そのものへのアプローチよりも、歩行など運動そのものを繰り返し練習していくことで様々な系による運動制御によって、実際に筋力といった単一的な機能に改善があまり見られないにもかかわらず、歩行自立度の改善といった能力向上が図られることが、免荷式歩行練習などをリハビリテーションに応用することで実証されてきている。システム理論は、MSI アプローチとともに健康増進、予防医学に応用すべき知見であると考えられる。つまり、単に筋力、関節可動域といった単一の機能を評価するのではなく、神経-筋の協調性や関節覚などを総合的にとらえ、運動パターンの質をより簡便にかつ妥当に評価・可視化することで、外傷・

障害予防および障害があっても二次的な機能不全を招かない、最適な運動パターン、動き方の学習・獲得を可能とすることが望まれる。

一方で、多くの健康増進・予防活動の指導を行う現場では、いまだに筋力トレーニングに重きをおいていることが多々見受けられる。体幹は胴体であり、①姿勢を維持し支える役割、②動きを生み出す土台としての役割、③軸としての役割の3つの役割があるとされる[4]。そして、この体幹に関しても体幹力、体幹を鍛える、Core Trainingなどの用語が流布し、腹直筋などの表層筋群や腹横筋などの深層筋群の筋量を増やすためのプランク、エルボートウ、呼吸法などが提唱されているのが現状である[2], [3], [4]。

2.3 ダンススポーツでの「体幹の強さ」

ダンススポーツなど身体表現系のスポーツでは、「あるスポーツ医学論文 (Med, Sci. Sports Exec. 36: 926-934. 2004) によるとコアの安定性は「運動制御と腰椎・骨盤・股関節複合体の筋機能によりもたらされる」[11]とあるように、単なる筋量ではなく、深層筋群から表層筋群までの滑らかな使い方であることが知られている。

特に体幹を腹横筋や腹斜筋でコルセットのように引き上げることで、捻転すれば元に戻り、足を開くことで体幹が分かれても足先から元に戻る力が自然と発生し、このバネ振動のような動きのつながりにより効率的にダイナミックな動きを実現していると説明される。意識としては、足先と胸中央までがつながることで、絶えずスムーズに発揮筋力最小で床をとらえている。通常、深層筋群から駆動し、動きの激しさに応じて表層筋群が連携して補強している。

2.4 ダンススポーツでの体幹の動き

WDSFの教本「ルンバ」[12]を参考にすると、体幹の変化は以下のような4種類がある。

①左右方向への骨盤の水平移動 (図1左)

骨盤も肩のラインも水平に保ちつつ、左右へ水平移動。

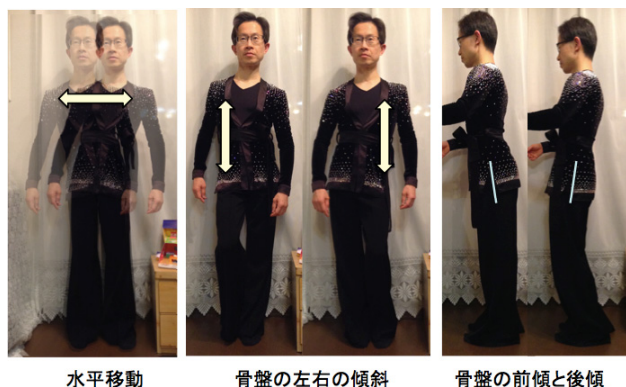


図1 ダンススポーツにおける体幹の動き (一部)

Fig. 1 The movement of the trunk of DanceSport (examples).

②骨盤の左右の傾斜 (図1中)

左側のボディが垂直方向に圧縮され右側が伸びること、左肩と左腰が近づき、右肩と右腰が離れる。左右反対もある。

③骨盤の前傾と後傾 (図1右)

骨盤上の部分が前へ、または下の部分が後ろへ移動することで骨盤が前に傾く。反対は後傾となる。

④体幹の捻り運動

骨盤も肩のラインも水平に保ちつつ、体幹の垂直軸の周りを捻転する。

他にも胸を出したりへこめたり、体幹は様々な動きとなる。スタンダードの場合は、四肢や頭部と連動する場合が多く、ラテンの場合は、胸部から上と下で動きが連動しないよう、つまり、上の部分が動かず、下の部分のみが連動して滑らかに動かすことが多い。

本論文では、歩行や回転運動で使われる、胸郭と骨盤の垂直軸周りの角度が変化する体幹捻りを取り上げる。

3. 体幹捻りバネモデルの提案

3.1 既存の体幹モデル

これまで地面から跳ね続けるホッピング動作や地面から跳ねながら移動するランニング動作のバイオメカニクス研究では、下肢がバネのように振る舞うことからフックの法則に基づき下肢全体をコイルバネや各下肢関節を捻りバネとしてモデル化している研究[13], [14]が多くある。コイルバネではフォースプレートから計測された地面反力の最大値とモーションキャプチャシステムなどの画像分析から計測されたフォースプレート上での身体重心の変位との比から下肢のバネ定数を算出している。捻りバネではフォースプレートと画像分析を組み合わせた逆動力学解析によるフォースプレート上での関節トルクの変化量と画像分析によるフォースプレート上での関節角度の変化量の比から下肢各関節のバネ定数を算出している[15]。また、これまで生理学的に筋の伸張反射や弾性エネルギーを用いた伸張-短縮サイクル (Stretch-Shortening Cycle: SSC) 運動[16]があることも広く知られている。そのため多様な関節や部位においてもバネによるモデル化が可能であると考えられる。本実験の目的は体幹部の鉛直軸周りの周期的な運動が捻りバネとしてモデル化できるか検証することである。また、主観評価実験もあわせて行っていく。主観評価実験の詳細は後述する。

3.2 実験参加者

参加者は健康な成人8名 (男性5名 女性3名) であった。参加者は本研究の目的および実験の内容に関して十分に説明を受け、同意をした後に実験に参加した。また、本研究は本機関の倫理委員会で承認された研究である。

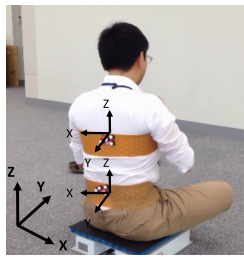


図 2 マーカセットと座標系

Fig. 2 Marker sets and coordinate systems.

3.3 体幹捻り基準運動

体幹の捻り基準運動は以下の運動とした。胴体は腹横筋や腹斜筋で上下に伸展し、垂直方向の軸を中心にリラックスして捻転する。そして、足を肩幅程度に開いて立つ。骨盤と頭を動かさないようにしながら、胸郭の捻り運動を行う。これは、健康増進の現場で計測する場合であるが、今回の実験室でのバネモデルの検証では、脚部の影響をなくするため、座位（図 2）で行う。

3.4 実験機材

身体的位置座標を計測するために光学式カメラ 2 台と制御・解析用ソフトウェア（Tracker VICON 社製）で構成されたモーションキャプチャシステム（VICAM, クレセント社製）を 100 Hz で使用した。また、地面反力を計測するためにフォースプレート（SS-FP4040UD, スポーツセンシング社製）1 台を 1,000 Hz で使用した。両機材の同期をとるために試技ごとにマーカをフォースプレート上に落下させた。そして、鉛直方向の最下点の座標値と地面反力のインパルス波形の関係から同期を得た。

3.5 実験設定

空間にはフォースプレートを基準にして右手系の絶対座標系を設定した（図 2）。参加者はカメラに背を向けて、下肢の影響を限りなく無くするためにフォースプレート上に股関節を屈曲・外転・外旋させ、膝関節を屈曲し、下腿を前方で組み合わせた座位姿勢をとった。また、両手は胸骨中央部で交差させた。そのため参加者の正面方向が Y 軸、右方向が X 軸、鉛直方向が Z 軸となった。

骨盤と胸郭の動きを計測するためにプラスチックプレートに 4 つの反射マーカを貼付したマーカセットを使用した。装着位置は骨盤が仙骨、胸郭は胸骨の中央部の背面に相当する胸椎上とした。また、装着には伸縮性のあるバンドを利用した。

3.6 実験手順

参加者は体幹部の長軸周りの捻り運動の繰返しを上肢の姿勢を保持しながら 2 種類の試技を最低 10 秒行った。1 つめの試技は 97 BPM (1.62 Hz) のメトロノーム音に合わ

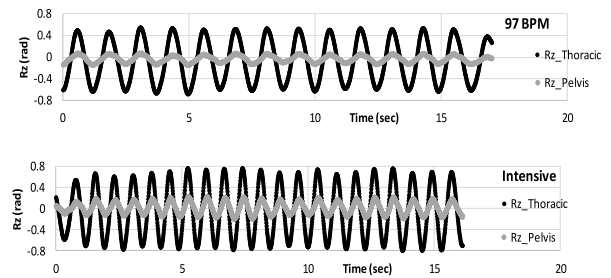


図 3 胸郭と骨盤の鉛直軸周りの時系列変化の代表例。

(上) 97 BPM, (下) Intensive

Fig. 3 Representative examples for thoracic and pelvis movements. (top) 97 BPM, (bottom) intensive.

せ、音がなると同時に左右方向の反転を行った。なお、この速さの設定は事前に 3 名の参加者に予備調査を行い、最も快適に運動しやすい好みの速度を選択した。もう 1 つの試技は参加者が可能な限り姿勢を維持しながら自身の最も速い速度で繰返し捻り運動（Intensive）を行った。

3.7 データ処理

運動が安定した時間を取り出すために、得られたデータの時間全体を 100% として前後の 25% を削除し、残りの 50% を解析対象とした。制御・解析用ソフトウェア Tracker では 4 個以上の反射マーカで構成されたマーカセットをオブジェクトとして登録でき、そこから移動座標系を設定し、移動座標系の原点の位置座標、そして絶対座標系との角度差を得ることが可能である。本研究では可能な限り骨盤の動きの影響を排除するために骨盤と胸郭に移動座標系を設定し、これら 2 つの角度の差分を使用していく。また、フォースプレートからは圧力中心の鉛直軸周りにおける身体との摩擦によって発生する力のモーメントであるフリーモーメントを算出した。なお、今回の計測データにはフィルタなどは使用していない。

フックの法則に基づく捻りバネは角度の変化量とトルクに比例関係がある。そのため本研究では胸郭と骨盤の鉛直軸周りにおける角度の差分とフォースプレートから得られたトルクに相当するフリーモーメントとの関係を検証した。つまり、散布図でフリーモーメントと角度のデータの対応関係を示し、比例関係があることを検証した。表計算ソフト（EXCEL, Microsoft 社製）により散布図で示したデータに対して、線形の近似曲線をあてはめ回帰式を得た。その回帰式の傾きが捻りバネ定数となる。捻りバネ定数は各試技で算出した。

3.8 結果

図 3 には 97 BPM と Intensive の胸郭と骨盤の角度変化の代表例を示した。骨盤の動きは変化しているものの胸郭と比較すると動いていなかった。また、胸郭は鉛直軸周りに周期的に回転運動していた。

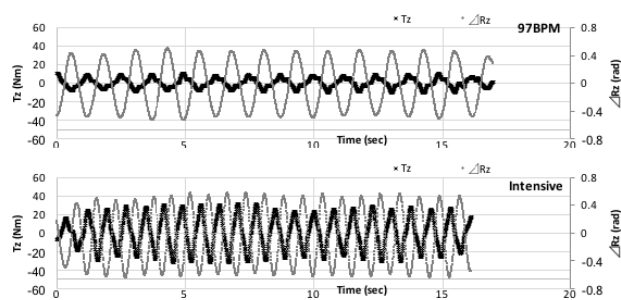


図 4 角度とフリーモーメントの時系列変化の代表例。

(上) 97 BPM, (下) Intensive

Fig. 4 Representative examples for free moment and upper body rotation movements. (top) 97 BPM, (bottom) intensive.

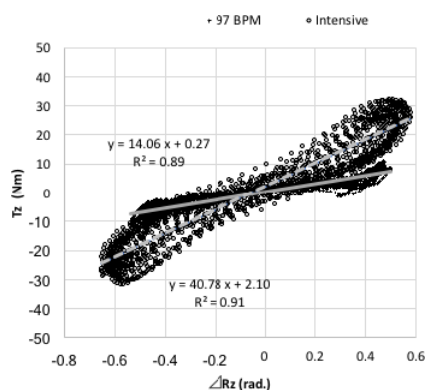


図 5 角度とフリーモーメントの関係の代表例

Fig. 5 Representative examples for relationship between free moment and upper body rotation movements.

図 4 には胸郭と骨盤の角度の差分とフリーモーメントの時系列変化の代表例を示した。これら 2 つの値は逆位相のパターンを示していた。角度において Intensive は 97 BPM よりも大きく動いている傾向がみられたが、両試技ともに左右へおよそ 0.6 rad 回転しながら動いていた。フリーモーメントにおいて 97 BPM では約 10 Nm, Intensive では約 30 Nm で左右に生じていた。

図 5 にはフックの法則に基づき胸郭と骨盤の角度の差分とフリーモーメントの関係の代表例を示した。そして、単回帰式を算出した。表 1 には単回帰式から得られた傾き、つまり捻りバネ定数を示した。また、Intensive の平均周波数も示した。参加者全員において Intensive が 97 BPM よりも大きな値を示した。

3.9 主観評価実験の概要

運動指導の言語表現と運動学因子の関係を明らかにするために本研究では主観評価実験も行った。ダンススポーツの現場において「軸」という言語表現を用いて体幹の使い方を指導する場合が多々ある。しかし、解剖学的に体幹の内部にある脊柱は複数の椎骨で構成され、そして生理的湾曲があることが知られている。つまり、曲線的に配置された椎骨 1 つ 1 つに対して移動座標系が設定できるため体幹

表 1 バネモデル定数と周波数

Table 1 Torsional stiffness and frequency.

参加者	バネ定数 (Nm/rad)		周波数 (Hz)
	97BPM	Intensive	Intensive
1	18.84	25.08	0.88
2	23.16	104.22	1.53
3	14.06	40.78	1.36
4	31.16	51.01	1.13
5	19.11	40.10	1.18
6	24.61	57.68	1.23
7	18.00	67.21	1.50
8	35.48	83.23	1.11
AVG	23.05	58.66	1.24
SD	7.19	25.65	0.22

表 2 主観評価の平均値の結果

Table 2 Results of subjective evaluation.

参加者	97BPM	Intensive
1	1.00	1.33
2	2.33	3.67
3	3.67	4.00
4	2.33	3.33
5	2.33	2.67
6	1.33	2.33
7	4.00	4.67
8	3.33	4.00
AVG	2.54	3.25
SD	1.07	1.08

を 1 本の長軸方向の軸として定義することは不可能といえる。しかし、現場で指導者が利用する簡易評価アプリケーションを開発するにあたり軸という用語とバネモデル実験で得られた変数との関係を明らかにすることで開発に有用な情報が得られる可能性がある。

主観評価実験の参加者は 3 名 (男性 1 名 競技ダンス経験者, 女性 2 名 理学療法士, 競技ダンスの審判) であった。タブレット端末 (iPad mini, アップル社製) に前述した実験中に撮影した捻り運動の動画を映し出た。この動画は捻り運動実験の参加者の右後方から撮影を行っている。主観評価実験の参加者はこの動画を見て主観評価を行った。主観評価は 5 段階で行った。

- 1 軸が非常に見えていない
- 2 軸が見えていない
- 3 ふつう
- 4 軸が見えている
- 5 軸が非常に見えている

また、評価の判断基準は験者側からは提示せずに各評価者の経験から培われた基準をもとに評価を行った。そして、主観評価とバネモデル実験で得られた変数との相関分析を行った。

3.10 主観評価の結果

表 2 には評価者 3 名の主観評価の平均値の結果を示し

た. 参加者全員において Intensive が 97BPM よりも高い評価値を示した. そして, 図 6 には主観評価と有意な相関が認められた角度とフリーモーメントの相関係数, ならびに運動時の平均周波数との関係を示した.

3.11 考察

本実験は体幹部の長軸周りの捻り運動が捻りバネとしてモデル化できるかの検証を行った. 胸郭と骨盤の角度の差分とフリーモーメントの時系列変化は逆位相のパターンを示していた. バネが単振動しているとき, 変位と加速度は逆位相であることが知られている. そして, フックの法則に基づきフリーモーメントと角度を散布図に示したところ線形に近いパターンを示した. そのため単回帰式により捻りバネ定数を算出することができた. これらの結果から体幹部の長軸周りの捻り運動において体幹部は捻りバネのように振る舞うことから, 体幹部を捻りバネとしてモデル化することは可能であると考えられる.

主観評価と有意な相関のある変数として, 角度とフリーモーメントの相関係数, ならびに運動時の平均周波数の2つが抽出された. 主観評価と, 角度とフリーモーメントの相関係数との関係は繰返しの周期運動中に1周期分の運動の再現性が高くなるにつれて体幹部の軸の評価も高くなると考えられる. また, 主観評価と周波数の関係は速く体幹部を捻るにつれて軸の評価も高くなると考えられる. これらの結果から軸の評価は周波数に関連しているため高速フーリエ変換などの周波数解析の結果が指導者には有用と考えられる.

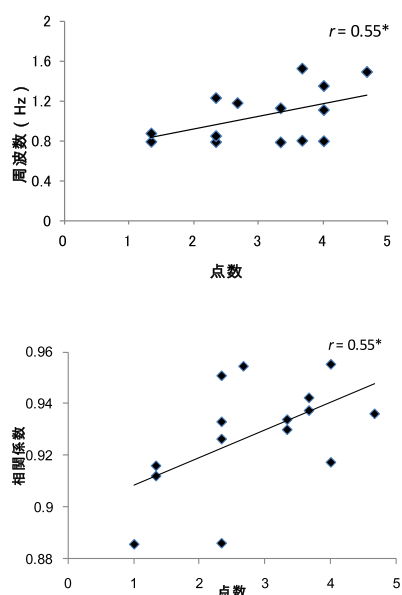


図 6 主観評価との相関 $*p < 0.05$. (上) 角度とフリーモーメントの相関係数, (下) 運動時の平均周波数

Fig. 6 Relationship for objective evaluation. (top) correlation coefficient between free moment and upper body rotation movements, (bottom) frequency.

本実験にはいくつかの限界があると考えられる. 今回用いた主観評価の方法ではバネモデルと体幹部の長軸周りの捻り運動が対象となり, そのモデルと動作のみに限定された観点から「軸」を分析している. また, 指導者の考える「軸」の定義が現在において一般的に共通理解されていない現状がある. そして, これまで指導現場における「軸」に関する学術の観点からの先行研究は見当たらない. そのため定義を少しでも明確にする必要があり, 3名ではあるがダンスや身体の動きに高い見識を持つ評価者を選択し, 評価者の経験を基準にした評価値とバネモデルの観点から関係のある変数を抽出することを試みた. このため本研究では指導現場で用いられる体幹部の「軸」という概念は限定的な条件の下で一部しか明らかになっていない. 今後, さらに統計学や知識工学を用いて「軸」という概念を明らかにしていく必要がある. しかし, 簡易評価アプリケーションを開発するにあたり現場の指導者が用いる言語表現とモデルの変数との関係が少しでも明らかになったことはユーザのニーズに応えるアプリケーション開発のための有益な情報となる.

4. 体幹捻り簡易評価法の検討

本章では, 携帯端末に内蔵される加速度センサなどで簡易評価するための方法と評価手法を検討する. 運動指導や練習の現場コミュニティと議論した結果, 現場での簡易計測は, 1つの携帯端末を特別な設備なしに迅速に計測できることが重要であることが分かった. 3章では, マーカセットも腰痛ベルトで固定している. 現場では腰痛ベルトを用意することも現実的ではない. この観点から, 現場コミュニティとともに基準運動, 携帯端末の保持方法, 評価パラメータを検討した.

現場で体幹を評価する際の基準運動を検討した結果, 座位ではなく立位で, 骨盤を安定させ, 正しい姿勢で胸部の捻り運動とした. また, 携帯端末を胸部に押し当て胸部の動きを計測することで迅速に計測可能とする. 図 7 の運動となるが, この際に指導者から姿勢および骨盤と頭部を安定させて捻り運動を行うよう指導されていると仮定する.



図 7 体幹捻り基準運動と携帯端末の保持方法

Fig. 7 Basic trunk torsion movement and method to hold a mobile terminal onto chest.

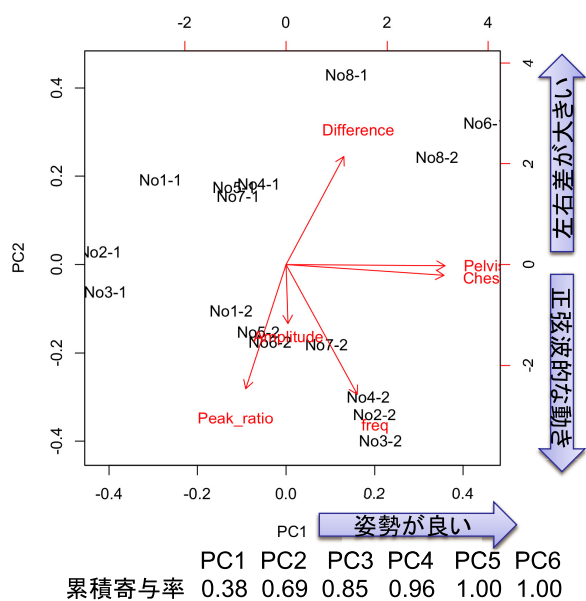


図 8 6つのパラメータの主成分分析結果

Fig. 8 PCA results of 6 parameters.

3章で提案した体幹捻りバネモデルの評価軸として姿勢、軸の安定性、周波数、振幅、振幅の左右差、正弦波の6軸が考えられる。モーションキャプチャの計測結果から、姿勢としては、骨盤および胸部の水平面から鉛直方向への角度 (Pelvis, Chest), 周波数 (Freq.), 振幅 (Amplitude), 左右差 (Difference) は胸部の垂直軸周りの回転に関して求めた。また、胸部の左右方向の加速度変化を周波数分析し、ピーク比率 (Peak ratio) を正弦波の度合いとして算出した。ピーク比率が1の場合は、完全に正弦波となる。なお、軸の安定性に関しては、2点の胸部の位置と向きから回転中心を求めようとしたが、中心位置の変化と半径の変化による誤差が大きく、今回の評価軸としては見送った。

これら6つの評価軸を3章の8名2試行の合計16試行に関して求め、統計分析フリーソフト「R」を用いて相関行列から主成分分析を行った結果、図8のとおりとなった。横軸は右へいくほど、姿勢の美しさが高くなり、縦軸は、上に行くほど左右差が大きくなる。また、下方は正弦波の動きの度合いとなる。第2主成分までの累積寄与率は、0.69であるため、次に、姿勢の2軸を省いて主成分分析した結果を図9に示す。第3主成分までの累積寄与率が、0.87であるため、この4つのパラメータすべてが寄与していることが分かる。そこで携帯端末のセンサは胸部のみであり、骨盤と頭部の安定は不明なものの、PelvisとChestは負の相関があるため、携帯端末で次の5つの軸で計測可能であることが分かった。

Chest：姿勢として、胸部の水平面から鉛直方向への角度

Freq., Amplitude, Difference：胸部の垂直軸周りの回転に関する周波数、振幅、左右差

Peak ratio：胸部の左右方向の加速度のピーク比率

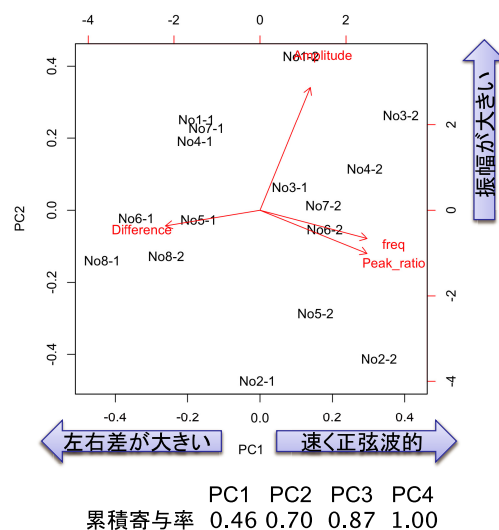


図 9 姿勢以外の4つのパラメータの主成分分析結果

Fig. 9 PCA results of 4 parameters.

5. 体幹捻り簡易評価アプリケーション

5.1 概要

本章では、携帯端末に内蔵されている加速度およびジャイロセンサを用いた体幹捻りを簡易評価するiOSアプリケーションAxis Visualizerを構築した。このアプリケーションは、健康増進コミュニティ支援[17], [18], [19]の枠組みの中で、体幹捻りの簡易評価法を構築することで、指導現場および練習の場で動きの質を高める運動指導サービスとして位置付けられる。具体的には、職場で昼休みの30分弱活動しているダンススポーツのコミュニティにおいて、共同開発を行った。

このアプリケーションは専門的知識を持った指導者の補助ツールとしての位置付けで開発を行った。通常、ダンススポーツの現場では指導者が受講者を対面で口頭や動作により指導し、特別なツールは使用していない。ダンススポーツの指導をサービスとして考えた場合、1名の指導者がサービスの質を低下させずに可能な限り多数の受講者を指導することで生産性が向上すると考えられる。この補助ツールとしてのアプリケーションを用いることで、これまで指導していた受講生の数よりも指導の質を低下させずに増やすことが可能となる。また、受講者のみの自習用ではなく指導者の補助ツールとしての位置付けることで、実験室での統制された実験条件や複数の精度の高い高価な研究用機材を扱える環境と比較して、現場での統制されていない多様な状況や精度が劣る安価な携帯端末に内蔵されたセンサのみを扱わなければならない環境を可能な限り補う効果があると考えている。指導者は前述した実験の条件とバネモデルを理解しておく必要がある。実験条件を理解しておけば受講者が間違った姿勢や動作を行っているかが理解できる。また、全身の動作の情報が計測可能な実験用機材と

異なり携帯端末のセンサでは1点でしか計測できない。そのため可能な限り精度良く計測するために携帯端末をかかえる位置とその傾き、そして身体と携帯端末の密着のさせ方なども考慮する必要がある。このようにして指導者の専門的な知識を活かす方策をとることで実験室環境と現場における差異を可能な限り少なくし費用対効果の高いアプリケーションと指導サービスが供給可能となるであろう。

Axis Visualizerの主な特徴は、以下の3点である。

- 体幹捻りバネモデルに基づく計測方式の採用
- 特別な装置を必要としない簡易な計測方法
- 計測結果の直感的な可視化

計測の手順は、

1. 体調確認
2. 動きの練習

図7のように頭部と骨盤を動かさないようにしながら胸部の捻り運動を行う。

3. 計測方法の練習

図7のように携帯端末の計測をスタートさせた後、胸部に押し当て、端末が胸部と同じように動くようにする。

4. 計測（約12秒間）
5. 結果の可視化
6. データの外部出力、指導者や受講者同士で共有によって構成される。計測に習熟した場合には手順2.および手順3.は省略することができる。次節以降で、手順4.および手順5.について説明する。

5.2 計測時の画面およびサウンドフィードバック

計測画面は図10のように、ニックネームを入力し、スタートボタンをタップすることで計測が開始されタイマ終了時か、ストップボタンをタップすることで計測終了する。左右方向および前後方向の加速度および3軸のジャイロセンサの時間変化波形を表示する。

現場からの要望として、計測時に自身の動きに関する何らかのフィードバックが欲しいとの声があった。携帯端末



図10 計測画面

Fig. 10 Screen of measurement.

の画面をモニタに表示することは可能であるが、現場でモニタを設置できない場合も多い。そこで、計測時に捻りが最大になった際に、サウンドフィードバックを行う機能を実装することで、テンポと左右差を聴覚的に意識できるようにした。

そこで、左右(X軸)方向において閾値以上の加速度となった場合に、「シャリン」という音を再生する機能を実装した[18]。この際、動きに合わせて閾値を動的に変化させた。今回は、過去 t_0 秒間(実装時は $t_0 = 2$)の加速度の最大値 $a_{\max}$ と最小値 $a_{\min}$ を求め、0より大きく0.5より小さい値 θ_r を用いて

$$\text{上限の閾値 } \theta_{\max} = a_{\max} - (a_{\max} - a_{\min}) \cdot \theta_r$$

$$\text{下限の閾値 } \theta_{\min} = a_{\min} + (a_{\max} - a_{\min}) \cdot \theta_r$$

とした。加速度が上限の閾値 $\theta_{\max}$ より大きくなった場合および下限の閾値 $\theta_{\min}$ より小さくなった場合に音を鳴らす。計測者の動きの加速度の大きさにかかわらず、回旋方向が変化するタイミングに合わせて音が鳴っているように感じる条件を簡易実験で確認し、 $\theta_r = 0.2$ で実装した。

5.3 結果表示

計測時のサンプリングレートは50 Hzで、FFT: 512タップ、サンプリング時間: 10.24秒で実装した。図11に分析結果画面を示す。「Show Result」の下でデータ選択を行い、「Show Result」をタップすることで分析結果を表示する。

計測結果の可視化は、4章で述べた5つのパラメータを以下の順で表示した。

Freq., Peak ratio: 胸部の左右方向の加速度の周波数およびピーク比率

Amplitude, Difference: 胸部の垂直軸周りのジャイロセンサの振幅、左右差を求めた

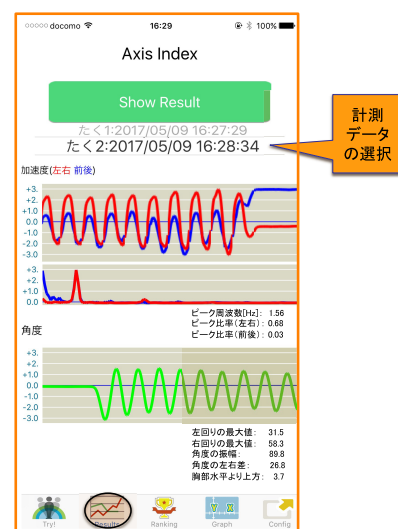


図11 体幹の強さ計測結果表示

Fig. 11 Result screen of measuring strength of Core.

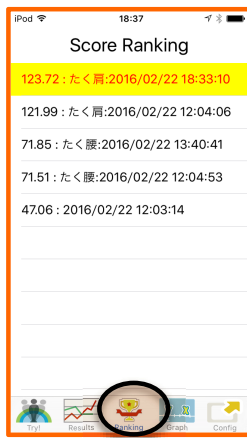


図 12 ランキング表示画面

Fig. 12 Screen of ranking results.

Chest：姿勢として，胸部の水平面から鉛直方向への角度（回転時は加速度が加わるため，開始直前の加速度センサ情報から求めた）

図 11 上方のグラフは加速度を示しており，赤線は左右（X 軸）方向，青線は前後（Z 軸）方向の加速度である．

その下のグラフには，周波数分析結果が提示され，計測時にどの周波数成分が多く得られたのかが示される．ピークが少なくほど安定した周波数で捻り運動が行われていることを示す．その下にはピーク比率とピーク周波数の値が提示される．

ピーク比率は，ピークパワーを全パワーで割ったものであり，今回は，ピークパワーを最大パワーの -2 から 2 タップの和（約 0.5 Hz を積分）して求めた．また，体幹の軸を中心とした円弧運動をより精度良く評価するためにピーク比率（前後）も表示している．前後方向は左右の 2 倍の周期で振動するため，ピーク周波数（左右）の 2 倍の周波数に関して，前後方向の加速度の周波数分析結果から左右の場合と同様にピーク比率を求めている．

その下には，垂直軸周りのジャイロセンサ出力の時間変化をグラフ化している．この最大値と最小値の差から角度の振幅（度）とそれぞれの絶対値の差から左右差（度）を求めた．また，図 11 の下部分には，胸部の角度（度）を示した．正の値の場合は，水平より上方へ，負の値は水平より下方向を向いていることになる．

5.4 ランキング表示機能

現場コミュニティから要望として，受講者同士が本アプリの簡易評価結果を一覧で比較できることで，自己の動きの質の変化や他者と違いを把握でき新たな知見やモチベーションが得たいとのことであった．そこで，図 12 に示すランキング機能を実装した．結果は，Freq. と Peak ratio の積を百分率で示したスコアの高い順に表示されている．

5.5 運動指導の実践

この Axis Visualizer を活用し，指導現場と練習現場をつないだ運動指導を実践した．指導者は，まずステップを教えるが，受講者がある程度踊れるようになると姿勢や動き方を指導する．その際に猫背にならないよう骨盤をニュートラルから前傾とし胸部も比較的上を向く姿勢を指導する．また，ステップする際も足を動かすイメージではなく体幹から動くイメージを教える．ステップの際に頻出する体幹捻りに関しては，身体を上下に伸ばし軸を維持するよう指導する．

このような曖昧な用語や例示による指導の際に，Axis Visualizer を活用して動きを可視化した．指導者は自身の動きで，理想的な動きと無理に力を入れた悪い動きを示し，その際の加速度およびジャイロの波形の違いを説明した．受講者は，自身の計測を行う際にサウンドフィードバックを参考に左右均等に動作しているか現状を把握できた．また，波形および解析結果から，5つの軸に関して現状の動きを把握できた．指導者は，この結果を参考に，「腹部を軽くしめて体幹を上下に伸ばすように」「肩の力を抜くように」「背中であぐらのように」などの指導を行った．

受講者は，自主練習時それぞれの携帯端末を使って全員で同時に計測し結果を比べあった．他の受講者の動きと計測結果を見ることでお互いにアドバイスしあった．また，指導時には各自練習時の計測結果をランキング画面で示し，指導者から練習時の注意点に関して指導を受けた．

実践を通して，指導者は特定の受講者のみに時間をかけて指導する必要がなく，より多くの受講者を指導することが可能となった．受講者は指導者から直接指導を受けない時間を受講者同士で有効に使えるようになった．これらのことから開発したアプリケーションを用いることで指導の質を低下させずにより多くの受講者に対して指導を提供できる効果があったと考えられる．

6. おわりに

本論文では，モーションキャプチャや床反力計を用いた計測により，体幹捻りバネモデルを提案し，そのモデルと主観評価とが相関があることを示した．また，携帯端末による簡易評価技術を構築した．この評価技術を簡易評価アプリケーション Axis Visualizer に実装し，実際に指導の現場で活用していただき，運動指導に有効なサウンドフィードバック手法，スコアのスコアランキング機能を実装した．今後の課題は指導の要点が指導者とその受講者に依って異なるため，指導者が伝えたい内容に応じて柔軟に評価軸を構成し，指導方法や結果を知識化する技術 [20] を開発することである．そうすることで「軸」の概念が異なる指導者に対してもアプリケーションがカスタマイズ可能となり，より普及するものと考えられる．

謝辞 本成果の一部は，経済産業省ロボット介護機器開

発・導入促進事業, NEDO「次世代ロボット中核技術開発事業次世代人工知能技術分野および科研費 (24500676, 25730190) で実施された. また, お台場健康増進プロジェクトのメンバおよびつくば健康増進プロジェクトのメンバ, 日頃から運動することにご協力いただいた皆様に, 謹んで感謝の意を表する.

参考文献

- [1] 後藤幸弘: 技能の評価と指導の一体化を目指して—教育内容の明確な授業のために, 体育科教育学研究, Vol.20, No.1, pp.15-26 (2003).
- [2] 木場克己: 体幹力を上げるコアトレーニング, 成美堂出版 (2011).
- [3] 森 俊憲: 女子の体幹プログラム, 日本文芸社 (2015).
- [4] 体幹を鍛える, 2015 ダイエットに効果/自宅のできる体幹トレーニング, 入手先 (<http://www.natural-diet.jp/taikantraining/>).
- [5] 小林吉之: センサ技術を用いた歩行特徴の評価技術とサービス展開 AIST 歩行特徴評価装置の開発, *Jpn. J. Biomechanics Sports Exercise*, Vol.19, No.4 (2015).
- [6] 田中雅人: 感性情報を定量化する試み—「うまさ」と空間的・時間的物理量, 愛媛大学教育学部保健体育紀要, 61, pp.111-116 (2014).
- [7] 戦略的創造研究推進事業, 平成 26 年度研究開発実施報告書, 経験価値の見える化を用いた共創的スキルラーニングサービスの研究と実証, 入手先 (https://www.ristex.jp/examin/service/pdf/H26.houkoku_ASAMA.pdf).
- [8] 中村隆一, 齋藤 宏: 基礎運動学, 医歯薬出版 (1976).
- [9] Sahrman, S.A.: 運動機能障害症候群のマネジメント, 医歯薬出版 (2005).
- [10] Shumway-Cook, A. and Woollacott, M.: モーターコントロール, 医歯薬出版 (1999).
- [11] 伊藤 定: ダンススポーツとコアの安定性に向けた神経系支配, 入手先 (<http://yokohama-dsf.jdsf.or.jp/wp-content/uploads/2011/01/dc57a5e94af4f8f6edd4571d0b8bcd41.pdf>).
- [12] WDSF ダンススポーツ教本・DVD, 公益社団法人日本ダンススポーツ連盟, 入手先 (<http://www.jdsf.or.jp/index.php/commerce/goods/instruction>).
- [13] Hobara, H., Inoue, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Muraoka, T., Iso, S. and Kanosue, K.: Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint, *J. Sci. Med. Sport*, Vol.13, No.2, pp.256-261 (2010).
- [14] Hobara, H., Muraoka, T., Omuro, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Inoue, K. and Kanosue, K.: Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping, *J. Biomech.*, Vol.42, No.11, pp.1768-1771 (Aug. 2009).
- [15] Farley, C.T. and Morgenroth, D.C.: Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping, *J. Biomech.*, Vol.32, No.3, pp.267-273 (Mar. 1999).
- [16] Komi, P.V.: Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle, *J. Biomech.*, Vol.33, No.10, pp.1197-1206 (Oct. 2000).
- [17] 長尾知香ほか: 健康促進サービスの基盤となるコミュニティ支援技術の検討, サービス学会第 2 回国内大会 (2015).
- [18] 西村拓一ほか: Axis Visualizer: 体幹ひねりで楽しく健康!—Visualize Quality of Motion (QoM), インタラクシオン 2016, インタラクティブセッション 3B15 (2016).
- [19] 西村拓一ほか: 楽しく動作の質を向上する健康増進コミュニティ支援技術, 情報処理学会第 98 回 GN 研究会,

No.98-9 (2016).

- [20] 西村拓一ほか: 運動指導で用いられる言語表現の知識化と現場での評価技術の開発, ワークショップ 2016 (GN Workshop 2016) 論文集, pp.1-6 (2016).



吉田 康行

2005 年東京工業大学大学院社会理工学研究科人間行動システム専攻博士課程修了, 博士 (工学). 早稲田大学人間科学学術院助手等を経て, 2017 年より産業技術総合研究所人工知能研究センター招聘研究員. 身体運動のバイオメカニクス研究に従事. 2013 年より日本ダンス医科学研究会監事. 2016 年より日本機械学会スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス部門幹事. 日本バイオメカニクス学会, 日本機械学会, 日本体育学会等の各会員.



梁 滋路

東京大学助教. 2015 年東京大学より博士号授与. 2015~2016 年メルボルン大学産総研博士後研究員. 2015 年 Merit Award in Singapore Challenge of the Science of Future Cities, 2015 年 IEICE English Session Encouragement Award, 2014 年 Japan Venture Capital Association Award, 2013 年 ICSS Best Paper Award and Best Student Paper Award, 2012 年 IEICE Network Software Research Award, 2011 年 Harashima Academic Award. ウェアラブルコンピューティングとデータマイニングを用いた革新的なパーソナルヘルスシステムに関心がある.



西村 悟史

2015 年大阪大学大学院工学研究科博士後期課程修了. 博士 (工学). 産業技術総合研究所特別研究員を経て, 2015 年より同人工知能研究センター研究員. 介護, 教育等, 業務プロセス知識の構造化と活用の研究開発に従事. 2011 年度, 2017 年度人工知能学会全国大会優秀賞インタラクティブ発表部門, 2012 年度, 2016 年度人工知能学会研究会優秀賞受賞. 2015~2016 年度サービス科学研究フレーム構築委員会委員. 人工知能学会, 日本看護科学学会, 医療情報学会, サービス学会, 機械学会各会員.



鴻巣 久枝

1985 年専修大学文学部人文学科心理コース卒業。在学中に舞踏研究会に所属し、学生舞踏連盟の選手として活動を開始。1999 年公益社団法人日本ダンススポーツ連盟公認競技力指導員資格取。2006 年公益財団法人日本体育協会公認指導員ダンススポーツコーチ資格取得。日本ダンススポーツ連盟公認指導員講師，同公認審判員，同公認 A 級技術認定員。



長尾 知香

2003 年埼玉医科大学短期大学理学療法学科卒業，理学療法士免許取得。医療法人社団誠弘会池袋病院，狭山市通所型介護予防事業運営，医療法人泰斗会岩崎整形外科勤務を経て，2011 年フィジオ・スタジオ axis（リハビリ専門スタジオ）起業。2013～2015 年産総研テクニカルスタッフ，2015～2017 年外部研究員。



西村 拓一（正会員）

1992 年東京大学工学系大学院修士（計測工学）課程修了。同年 NKK（株）入社。X 線，音響・振動制御関係の研究開発に従事。1995 年 RWCP に出向，1998 年 NKK（株）復帰。2001 年産業技術総合研究所サイバーアシスト研究センターに所属，2005 年同情報技術研究部門実世界指向インタラクショングループ長，2009 年 NEC 出向，2011 年同サービス工学研究センターサービスプロセスモデリング研究チーム長。2015 年同人工知能研究センターサービスインテリジェンス研究チーム長，現在に至る。博士（工学）。サービス現場として，介護・看護，健康増進，教育サービスにおけるコミュニティ支援，身体動作計測分析等に興味を持つ。人工知能学会，サービス学会各会員。