

# 複数筋電位の可視化による重筋作業分析についての一検討

## A study on physical labor analysis using plural myopotential visualization

中屋敷恒<sup>1</sup> 松田浩一<sup>1</sup>

Hisashi Nakayashiki<sup>1</sup>, Koichi Matsuda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>岩手県立大学

<sup>1</sup>Iwate Prefectural University

### Abstract:

Skilled workers of physical labor are performed efficiently work using a variety of skills. Skilled workers obtained skills from many years of experience. Therefore, it is difficult to find skills for beginners. In this paper, we propose a visualization method for the skill of skilled workers using the myopotential. In previous research, there are many methods of analysis for a single operation. However, it is not a suitable analysis method for physical labor's skill. We propose an analysis technique suitable for physical labor's work. By using the proposed method, it enables to compare the entire sequence of working with other workers.

## 1. はじめに

熟練作業員は様々な技能を駆使し効率的に作業を行っている。従来、作業の技能伝達は口頭指導や紙面学習で行われてきた。この熟練作業員の技能は長年の経験から得られる感覚的な情報であり、伝達が困難な場合がある。

とりわけ、重い部品の取り付けなどを行う重筋作業においては、作業が単純であるために、技能を伝えるような内容ではないと現場では捉えられているようである。しかし、熟練者と初心者の作業の様子を観察すると、経験による作業効率の差は確実にある。作業員へのインタビューからも、経験年数の浅い作業員は、作業が不正確であったり、作業時間が熟練者よりも長くなったり、疲労がたまりやすいなどの課題を抱えているということが分かってきた。特に疲労の蓄積は、作業の非効率化や腰痛などにつながる要因と考えられており、熟練者は、疲労が蓄積しにくい作業方法を経験的に行っていると思われる。

重筋作業の巧拙は、純粋な筋力の差によるものではなく、熟練者は経験による負荷軽減の技能の駆使しており、その技能の有無による違い

によるものであると考えている。しかし、熟練者自身がどのように工夫をして負荷を軽減しているのかを認識していないことが多いため、そもそも何を教えるべきかが分かっていないという問題がある。

筋疲労を可視化する方法の一つとして筋電位の分析がある[1]。筋電位を用いた動作分析に関する研究は数多く存在し、その中でも周波数解析を用いた分析方法が用いられる研究[2][3][4]が多い。周波数解析では動作が維持や繰り返しといった単一動作であるものや、筋電図で得られた波形がほぼ一定であるものに対して解析を行っている。しかし、ヒトが実際に行う作業(歩行・書字など)は様々な動作を含んでおり、かつ筋電図で得られる波形が動的なものであるため周波数解析には適していない。

本稿では重筋作業に適した動作比較手法を提案する。重筋作業において着目したのは、両足の荷重である。作業の観察結果より、熟練者は全体的に体軸の移動がスムーズであり、かつ、体軸がブレない様子が見て取れた。体軸の安定により、楽で効率的な動作をしていることが予想されるが、その体軸を制御している両足の筋肉に着目し、複数部位の筋活動を複数回・複数

人で比較することで技能を見つけることができると考えた。

提案手法により、重筋作業の一連の作業における他者間の比較を可能とし、作業負荷の異なる原因の特定を行う。筋疲労の差が表れる要因を可視化し、提示することで経験年数の浅い作業員の作業効率の改善が期待される。

## 2. 筋電位による筋活動分析

### 2.1. 積分筋電位

動作分析などの手段の1つとして筋電位(図1)を用いる場合には平均振幅を用いた方法が知られている[5]。平均振幅特徴量の観察方法の1つとして積分筋電位がある。積分筋電位(図2)は筋電信号を全波整流平滑化(積分)した信号である。筋電位原波形より動的なデータに対しての直接的な比較が容易である。

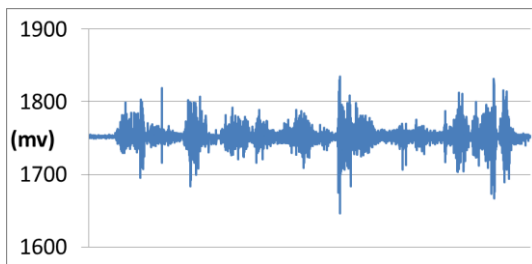


図 1: 筋電位

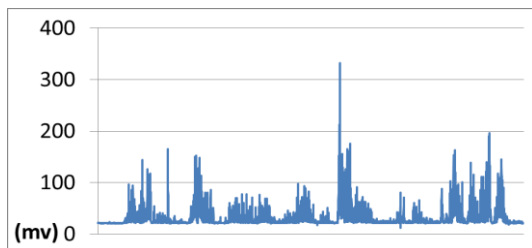


図 2: 積分筋電位

### 2.2. 積分筋電位比較における課題

繰り返し動作や単一動作に対する分析ならば、積分筋電位を用いた分析法でも十分な比較が行えると考えられる。しかし、ヒトが実際に行う作業の比較を積分筋電位で行う場合、以下の二つの問題がある。(1)一つのデータ内に複数の動作が混在しており、どこが特徴であるかを機械的に判断することが困難、(2)複数の被験筋に対して複数回の実験の施行により大

量のデータ同士の比較を行う必要があるが、大量のデータの積分筋電位の比較から特徴量を見つけ出すことは現実的ではない。

そこで本稿では、複数の被験筋同士の増加減少の関係を分かりやすく提示し、特徴を見つけ出しやすくなるような方法の提案を行う。

## 3. 提案手法

### 3.1. 複数筋電位の一覧表示方法

提案手法は、同時に取得した二つの積分筋電位のデータを一覧できる(図3)。本稿では、左右の脚部の同時刻における筋電位を観察できることを想定している。

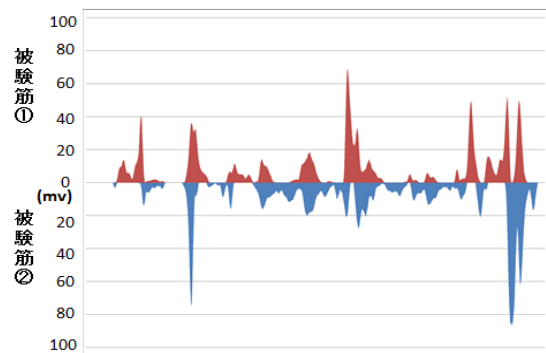


図 3: 複数筋電位表示方法

そのためには、以下の二つの手順を踏む。(1)フィルタ処理、(2)2つのデータの張り合わせ。次節以降で、その手順について述べる。

### 3.2. フィルタ処理

積分筋電位の特徴として、(1)アーチファクト(本来の筋電位ではなく、外的要因等によって発生する飛び値)が含まれる、(2)全波整流平滑化(積分)により平滑化は行われているが大小の波形の振動が多くなる、が挙げられ、見た目上ノイズの多いデータとなっている。そのことが、複数のデータを比較することを困難にしている。

そこで本手法では、積分筋電位に対する新たな平滑化処理方法を提案する。本処理を用いることで、重筋作業という複数の工程が含まれる動作であっても大局的な電位の変化が読み取りやすくなり比較が容易になる。処理手順を以下に述べる。

- (1) 積分筋電位に対してメディアンフィルタを用いて飛び値の削減を行う(図4)
- (2) メディアンフィルタ適用後のデータに対してバイラテラルフィルタ(式1)を適用し、 $R(n)$ を求め、平滑化処理を行う(図5)

$$R \begin{cases} R(n) = \frac{\sum_{k=-w}^w W(n,k) \cdot R(n+k)}{\sum_{k=-w}^w W(n,k)} \\ W(n,k) = \exp\left\{\frac{k^2}{\sigma_s^2}\right\} \cdot \exp\left\{-\frac{(R(n)-R(n+k))^2}{2\sigma_r^2}\right\} \end{cases} \dots (1)$$

ここで、 $n$  はデータ数、 $w$  は、フィルタ幅、 $\sigma_s$ 、 $\sigma_r$  は、平滑化の程度を指定するパラメータである。

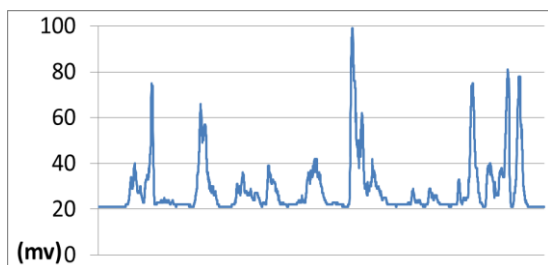


図 4：メディアンフィルタ適用後

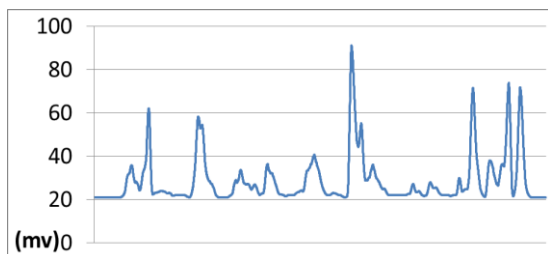


図 5：バイラテラルフィルタ適用後

### 3.3. 張り合わせ処理

積分筋電位を見やすくするため、複数データのうちの一つの正負を反転し、張り合わせる。そのためには、それぞれのデータの最低値を0に補正する必要がある。しかし、積分筋電位の特性上、最低値が一意に定まらない(図6)ことや、どの程度であれば、筋活動がないと判断すべきかを一意に決めることができない。そこで、筋活動が無いと判断する閾値を決定する必要がある。

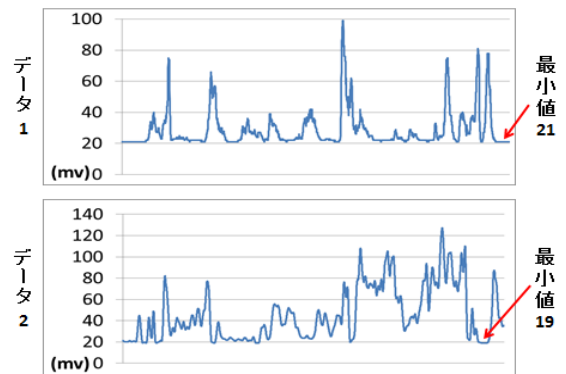


図 6：最小値の異なるデータ

ここで、対象としている作業は、筋活動のON/OFFがあり、特に全体としてはOFFの状態が多いことが分かっている。そこで、以下の手順で閾値を求める。

- (1) 平滑化処理後のデータに対してヒストグラムを求める
- (2) 階級幅を1から始め1ずつ増やす
- (3) 最も低い階級(最小値を含む階級)がヒストグラムの最大値となるまで(2)を繰り返す

上記の手順により、筋活動がOFFとみなせる閾値が決定でき、全体のデータから閾値を引くことで最低値を0とする(図7)。

補正後の複数の平滑化積分筋電位データのうち、一方の正負を反転し、一つのグラフに表示することにより、複数の筋活動における大局的な筋活動の推移の観察を行う。

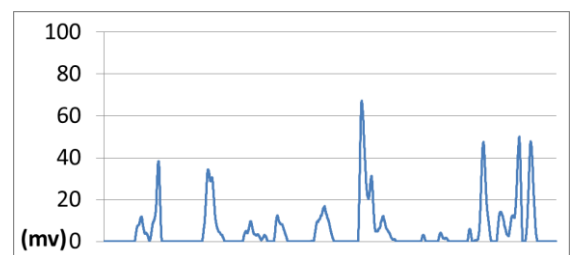


図 7：閾値減算処理後

## 4. 実験

### 4.1. 実験方法

自動車組み立て工場の作業員3名(熟練者1名と初心者2名)を対象に実験を行った。本実験では「バンパーの取り付け」作業のデータを

1人につき4回取得した。筋電位の計測には2極湿式センサ(ロジカルプロダクト社製, ワイヤレスEMG ロガー-LP-MS1002, 増幅率500倍)を用いた。対象作業では中腰状態になることが多い作業のため下肢への負荷が大きいと考え、左右大腿筋の筋電位を計測した。取得した筋電位に対して経験的に得た  $w=20$ ,  $\sigma_r=200$  で平滑化処理を行った。また、作業の様子は映像として同時に取得した。

### 4.2. 実験結果

図 8, 9, 10 に積分筋電位の元波形を, 図 11, 12, 13 に処理後の左右筋電位を上下に配置したものを示す。

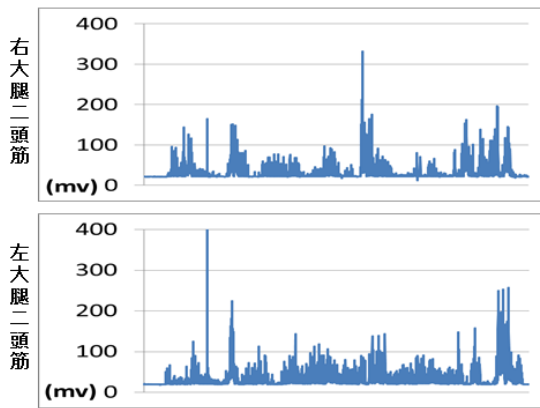


図 8 : 積分筋電位 (熟練者)

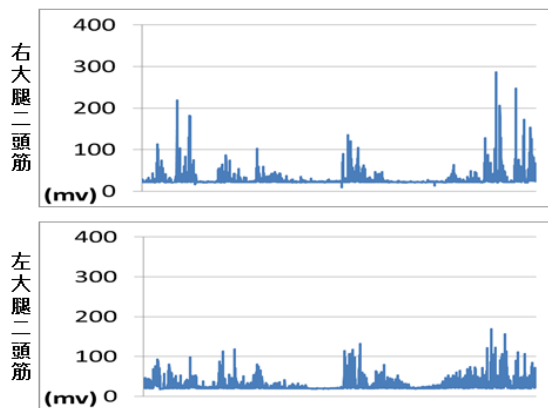


図 9 : 積分筋電位 (初心者 A)

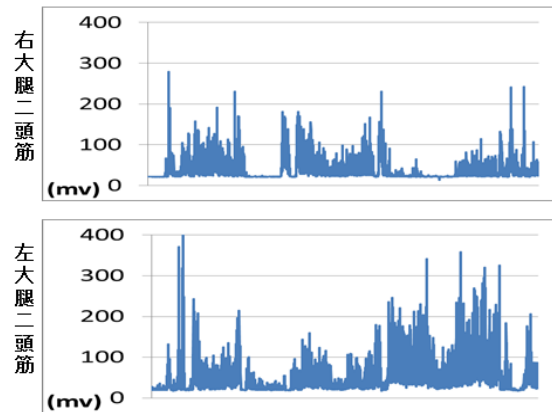


図 10 : 積分筋電位 (初心者 B)

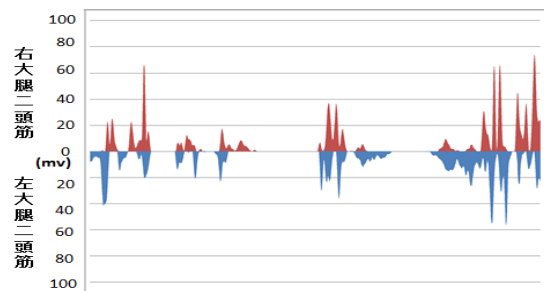


図 11: 提案手法筋電位 (熟練者)

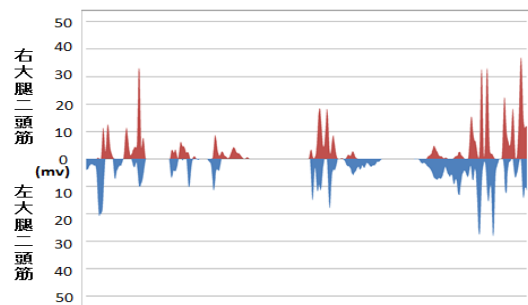


図 12 : 提案手法筋電位 (初心者 A)

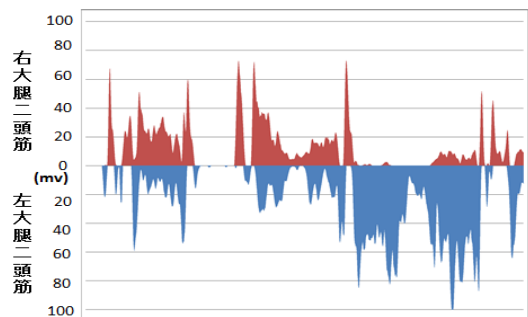


図 13 : 提案手法筋電位 (初心者 B)

図 8, 図 9, 図 10 の積分筋電位元波形では個人における左右筋活動の大まかな流れは把握で

きるが、複数の被験者で比較を行う際には特徴量の発見に時間がかかる。図 11, 12 から熟練者・初心者 A は左右筋活動の推移が滑らかで左右どちらかに大きく偏ることが少なく、両足の筋活動がバランス良く観察できる。図 13 から初心者 B は左右筋活動のどちらかに筋活動が偏っていることが複数箇所を確認できる。このように、提案手法を用いることで熟練者・初心者 A と初心者 B で左右筋活動の推移の特性が異なることが容易に発見できる。

## 5. 考察

### 5.1. 相関係数による比較

本節では、提案手法の効果および結果からわかることについて述べる。

実験結果から、左右の筋活動の推移に関係性があることが分かった。ここでは、(a) 作業工程の性質の違い、(b) 作業者ごとの性質の違い、があると考え、以下の手順で比較を行った。

バンパーのとりつけ作業は(1)バンパー取り付け (2)ネジ締め [右側] (3)右側から左側への移動 (4)ネジ締め [左側] (5)作業開始位置に戻る という 5 つの工程に分けられた。取得データを 5 つの工程に分割し、各被験者のそれぞれの工程ごとに筋活動の比較を行った。積分筋電位と平滑化処理後のデータに対して左右の大腿二頭筋の相関係数を求めた結果を図 14～16 に示す。

積分筋電位に対して左右の筋活動の相関係数を求めた場合、見た目には相関が強いと思われるものもあったが、全てのデータで相関係数の絶対値が 0.5 未満となり相関が強いものは見られなかった。積分筋電位では、見た目には見える大局的な筋活動の推移が数値に表れていないと考えられる。それに対し、提案手法のデータに対して相関係数を求めた場合、強い相関がみられるようになった。このことから、提案手法によるフィルタ処理は、見た目の印象と一致する効果が得られていることが分かる。

提案手法の結果を観察すると、前述の二つの要素について数値的な違いが表れた。

(a) 作業工程の性質の違いについて

すべての被験者において区間 1, 3, 5 と区間 2, 4 で比較を行った場合、区間 2, 4 で負の相関の傾向が確認できる。これは区間 2, 4 の「ネジ締め」工程では左右の大腿筋電位が同時に出現することが少ないということになり、どちらか

の大腿筋に負荷がかかっている状態が多い作業ということが分かる。

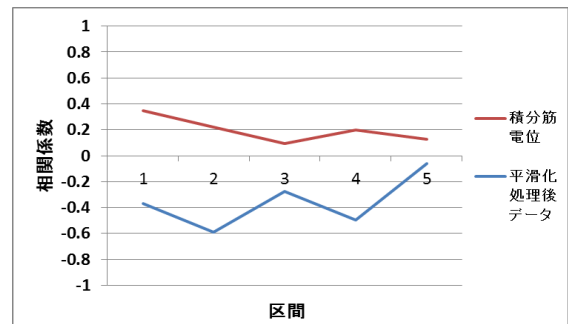


図 14：相関係数（熟練者）

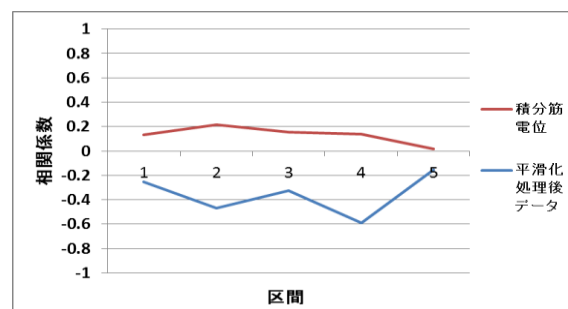


図 15：相関係数（初心者 A）

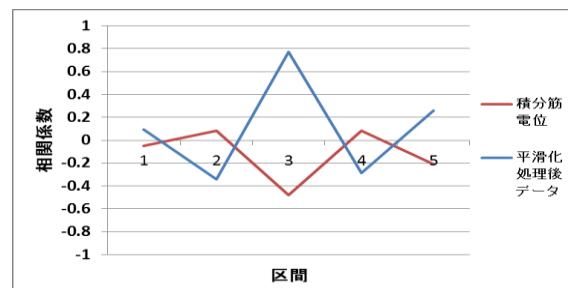


図 16：相関係数（初心者 B）

(b) 作業者ごとの性質の違いについて

初心者 B の相関係数は区間 3 を除き 0 に近い値となった。つまりほとんどの区間で左右の筋活動が同様の性質、もしくは逆の性質を持つという特徴がないということである。それに対して熟練者と初心者 A は多くの区間で負の相関の傾向が見られたため、左右の筋活動が逆の性質をもつという特徴があることが分かる。これは、左右の大腿筋電位が同時に出現することが少ないということになり、スムーズな体重移動ができていないと考えられる。また、その中でも特に区間 2, 4 の「ネジ締め」工程では負の相関の傾向が強く、熟練者・初心者 A と初心者 B で左右筋活動の傾向が大きく個なると考えられる。

## 5.2. 映像による主観評価との比較

映像による主観評価との比較を行った。熟練者・初心者 A と初心者 B の差が最も顕著であった区間 2 のデータを図 17~19 に示す。

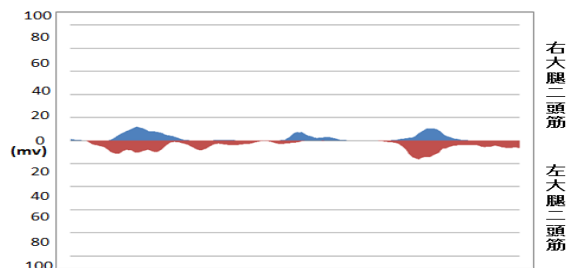


図 17：区間 2 左右筋電位（熟練者）

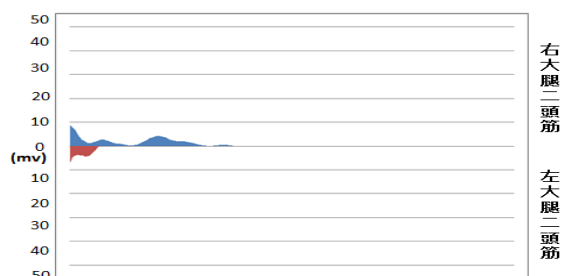


図 18：区間 2 左右筋電位（初心者 A）

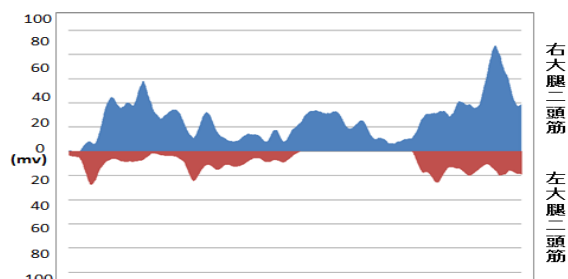


図 19：区間 2 左右筋電位（初心者 B）

表 1：被験者の身長と経験年月

| 被験者   | 身長    | 経験年月 |
|-------|-------|------|
| 熟練者   | 178cm | 20 年 |
| 初心者 A | 169cm | 1 ヶ月 |
| 初心者 B | 168cm | 1 ヶ月 |

図 17 より熟練者は右脚と左脚ともに断続的な筋活動が確認でき、左脚筋電位が上昇して下降したのち、右脚筋電位にも同様の推移がみられることから重心移動が行われていることが推測できる。図 18 より初心者 A はわずかな筋電位しか確認できず、ほとんど両脚に負荷がかかっていないことが推測できる。また、図 19

より初心者 B は右脚に連続的な筋電位が発生していることから、右脚に連続的な負荷があることが推測できる。

映像データと照らし合わせた結果、熟練者は右脚の屈伸運動を行い上体の曲げ角度を変化させることが分かった。これはネジ締め工程時の中腰状態での負荷を軽減するために行っていると考えられる。初心者 A の動作は熟練者に近いが、熟練者より身長が 10cm ほど小さく(表 1)ほとんど中腰状態になることがないため筋電位からは負荷がほとんど観察できなかったと考えられる。一方初心者 B の身長は初心者 A と大きく変わらないが(表 1)、ネジ締め工程時は常に中腰状態であるため、負荷の大きい右脚の電位が連続して観察できたと考えられる。

## 6. おわりに

本研究では、複数部位に装着した筋電位センサのデータを可視化し、複数の被験者の比較を容易にする手法の提案を行った。提案手法により重筋作業における熟練者と初心者の動作の質の差の発見が容易となった。また、統計情報や主観評価の結果と可視化結果を比較し、妥当性のある結果であることを示した。今後の展望として、他重筋作業への適応性についての調査を行い、重筋作業員が使用し熟練技能の習得に役立つシステムの構築を目指したい。

## 謝辞

本研究の一部は、JSPS 科研費 26350280 の助成による。

## 参考文献

- [1] 吉武 康栄, ” 生体信号処理のレシピ”, 大分看護科学研究 4(1), pp.27-32, (2003)
- [2] 杜儒霖, 加藤龍, 北佳保里, ”表面筋電位を用いた個人的疲労感の定量化”, 工学会春季大会学術講演会論文集, pp.719-720, (2008)
- [3] 伊東祐久, 大山勝, 勝田兼司, ”顔面表情筋の表面筋電図パワースペクトル分析”, 耳鼻と臨床, Vol. 27, No. 2, pp. 425-433, (1981)
- [4] 中村智史, 橋口敬司, 外山貴子, ”表面筋電位を用いた指の動き推定システムの構築”, 進学技報, CAS2005-81, (2006)
- [5] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, ”表面筋電図”, 東京電機大学出版局, pp.43-46, (2006)

# 歩行のテンポに着目した角速度による歩行の安心度測定法

A Safe measurement method of walking focuses on walking tempo with gyro sensor

荒井 克仁<sup>1</sup> 松田 浩一<sup>1</sup>

Katsuhito Arai<sup>1</sup>, Koichi Matsuda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>岩手県立大学大学院

<sup>1</sup>Iwate prefectural university graduate school

**Abstract:** In this paper, we propose a method that shows objectively the features of the behavior of the lower limbs in walking. In the proposed method, we quantify in consideration of the time for each one step by using the angular velocity waveform of heel. The results of the experiment, the analysis in consideration of the tempo, it was possible to show the time variation in walking. These results, even data having a high correlation value in the previous studies, it was suggested that it is possible to find different aspects by considering the tempo.

## 1. はじめに

近年、高齢化の急速な進展に伴い、日常生活の中でも重要となる歩行能力に支障が出ている高齢者が増加傾向にある。そのため、理学療法士による歩行リハビリテーションの必要性が高まっている。

理学療法士は患者に対し、10m 歩行[1]などの歩行を目視で観察している。10m 歩行の観察においては、歩幅、10m の歩行にかかった時間（歩行速度）といった定量的な数値による指標もあるが、蹴り出しの強さ、体幹のひねり、バランス、脚部の伸展などの指標を目で見て判断することが多い理学療法士は、健常者を基準として患者の動作を評価し、経験に基づく主観的な解釈によってリハビリプログラムを決めている。しかし、主観的な解釈による歩行動作の評価は定性的なものであるため、患者のリハビリテーション前後でどの程度歩行動作に改善が見られたのかなど、変化の量を客観的に捉えることが経験レベルによっては難しい場合がある。そのため、患者の歩行動作の変化を客観的に捉えたいという理学療法士の要望がある。

そのため、筆者らは、患者のリハビリテーションによる歩行動作の変化を客観的に捉えるためのシステムの構築を目指し、理学療法士の診断支援を目標としている。

仁昌寺ら[2]は、理学療法士が患者の脚の周期性を観察していることに着目し、歩行動作の改善の度合いを定量的に示そうとした。しかし、歩行中のテンポの悪さが反映されない場合があることが課題となっていた。理学療法士は、患者の経過を観察する際、

患者の歩行が日常生活をするために問題ない安定感であることを基準に、良くなったと判断している。そこで本稿では、歩行のテンポを考慮し、かつ歩行の全体像を捉えた歩行動作の変化を客観的に提示できるような表現方法を提案する。

## 2. 知見の数値化に関する課題

### 2.1. 理学療法士の知見

歩行リハビリにとって重要なことは、自立歩行（一人で歩ける）できることである。日常生活において転倒する可能性を無くすため、患者の歩行を観察し、必要な箇所の筋肉を鍛えるなどのリハビリプログラムを検討し回復に努めている。

理学療法士は患者の歩行を観察する際、歩行中の速度、歩幅、体幹や下肢の動きを見て、重心の動きや安定感を評価している。個人・経験年数によって理学療法士が重点を置く観察ポイントは異なっており、速度、歩幅の他に骨盤の動きや下肢の動きの連続性を観る。理学療法士 11 名へのインタビューを行ったところ、歩行を見るとき観察部位・順序には以下のようなものがあつた。

- 全身を見てから気になる所を見る（1年目）
- 骨盤→体幹→下肢（1年目）
- 重心位置、左右差の有るところから（3年目）
- 肩甲帯→骨盤→下肢（3年目）
- 全身→患側→骨盤等、全体から細部（5年目）
- 足→腰→体幹→頸部→上肢（6年目）

インタビューの結果をまとめたところ、これらの項目を見るときに共通しているのは、それらの動作が繰り返し同じ動作を繰り返しているか、という観点があることが分かった。

この「同じ動作の繰り返しができる」は、健常者と同じように歩けるという意味ではなく、松葉杖などの道具を使ったとしても、同じような動作ができていれば良いという意味である。各患者の歩行の障害には箇所や程度の個人差が大きいが見た目上はぎこちない動きでも生活には問題のない歩行の安定感を達成している場合がある。

つまり、手段は何であれ、繰り返し同じ動作を繰り返していれば転倒しないことにつながり、「安心して歩行を見ていられる」＝「自立歩行が可能」になっていると判断できることになる。

## 2.2. 問題点

理学療法士へのインタビューを集約すると、歩行動作がどれだけ安心して見ていられるかという観点で患者の歩行を評価していると考えられた。その観点の一つとして、我々は、安定した歩行は下肢の運動に周期性を持つことと考えている。仁昌寺らは、理学療法士が踵運動の軌跡を角速度センサで取得し、5m 歩行の中で最も速く歩いた 1 歩の角速度波形を代表の 1 歩とし、代表の 1 歩と歩行全体の相互相関関数を算出することで、歩行中に安定した踵運動と同様な動作が左右の脚でどの程度繰り返し行われているかを提示した(図 1)。図 1 では縦軸を相互相関関数、横軸を歩数のグラフとして相互相関関数による踵運動の推移の類似度を視覚的に表している。相関値が 1 に近づけば近づくほど代表の 1 歩が繰り返し同じ推移で行えており良い歩行と定義した。

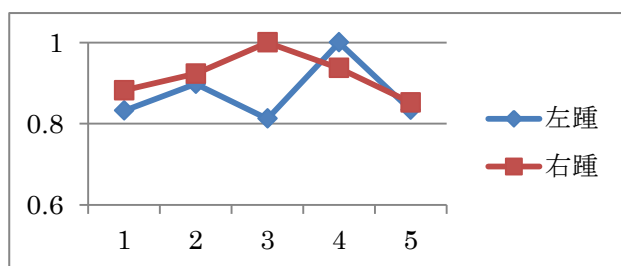


図 1：先行研究による提示方法

先行研究の提示方法の問題点として、1 歩ごとの所要時間の違いが結果に反映されにくいことが挙げられる。先行研究では歩行同士の相互相関関数の極大値をとっているため、図 2 のような 1 歩目と 3 歩目の所要時間が大幅に違っても相関値は 0.9 を

超える高い値になってしまう。所要時間が一步ごとに大きく異なる歩き方は不安定な歩き方であることが想定できる。したがって、1 歩にかかる所要時間を考慮することは重要であると考えた。

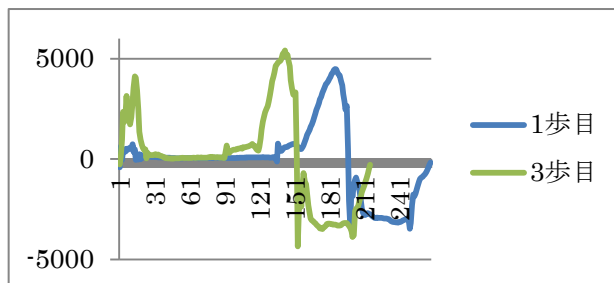


図 2：1 歩ごとの角速度波形

## 3. 提案手法

本稿では、歩行のテンポを考慮した踵運動の推移の類似度提示方法を提案する。提案手法では、歩行の踵運動の推移の類似度について相互相関関数を用いて数値化する。歩行全体中の 1 歩同士の類似度を総当たりで算出することで、歩行全体の脚部の動きがどの程度繰り返し行われ、安定した周期性を持っているのかを数値化・可視化する。

### 3.1. 踵運動の類似度の数値化

踵に装着した角速度センサによって、歩行 1 歩ごとの角速度の推移を取得することができる。角速度の推移は歩行者の脚部の動き方を示しているため、相互相関関数で数値化することで脚部の動きが歩行の中でどれほど繰り返し行われているかを客観的に示すことができる。

類似度を算出するために角速度を 1 歩ごとに分割する。分割は着床が行われるゼロ交差の地点からまた着床が行われる地点までとする。このとき、ノイズによる誤分割・過分割を防ぐため、フィルタ処理を行い、頑強な区間分割を可能にする。

本稿で用いるフィルタ処理では、メディアンフィルタとバイラテラルフィルタ(式 1)を用いて平滑化を行う。そして、ノイズを除去した上でゼロ交差の時刻を判別する。ここで、 $n$  はデータ数、 $w$  は、フィルタ幅、 $\sigma_s$ 、 $\sigma_r$  は、平滑化の程度を指定するパラメータである。相関値の算出はすべての 1 歩を用いて相互的に行うことで、先行研究のような代表の 1 歩を必要とせず、なおかつ 1 歩ごとの類似度をすべて反映できるようにする。

フィルタ処理による区間分割精度の向上を確認するために、図 3 にフィルタ処理前のゼロ交差の検出結果と図 4 にフィルタ処理後のゼロ交差検出結果を



示す．図 3 からは歩行時の角速度のノイズから不正確なゼロ交差の地点が過剰に検出されていることがわかる．図 4 からはフィルタ処理によってゼロ交差の位置が正確に定められており，頑強な区間分割が行えていることがわかる．

$$\begin{cases} R(n) = \frac{\sum_{k=-w}^w W(n,k) \cdot R(n+k)}{\sum_{k=-w}^w W(n,k)} \\ W(n,k) = \exp\left\{\frac{k^2}{\sigma_S^2}\right\} \cdot \exp\left\{-\frac{(R(n)-R(n+k))^2}{2\sigma_R^2}\right\} \end{cases} \quad (1)$$

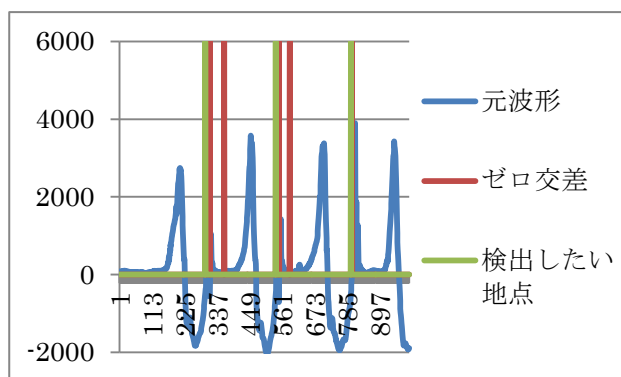


図 3：元波形のゼロ交差点

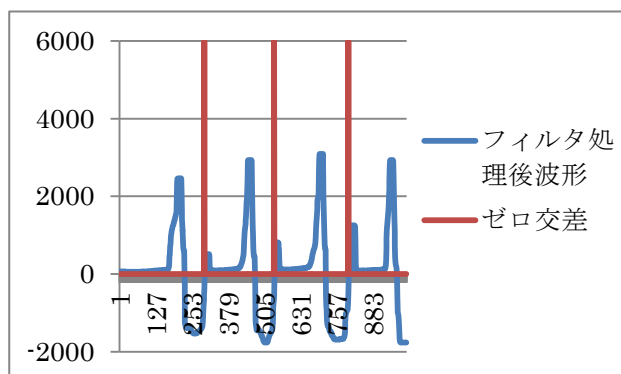


図 4：フィルタ処理後のゼロ交差点

### 3.2. テンポを考慮した類似度の数値化

歩行中の脚部の離床から着床までの時間間隔は常に一定ではなく，患者は特に下肢の動作が停滞するため 1 歩にかかる時間がばらつきやすい．そのバラつきを考慮しつつ，下肢動作の類似性を求める．1 歩ごとの踵の角速度の始点を合わせ，1 歩の時間差分を切りとって相関を求める．相関係数の算出は式 2 を用いる．

$$r = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (2)$$

## 4. 実験

### 4.1. 実験方法

提案手法によって歩行者の変化を客観的に示せるのかを，実際に歩行リハビリテーションを行っている患者の経過で実験する．目的は先行研究で示される結果とテンポ考慮した提案手法の結果とで患者の歩容の変化がどのように表れるかを考察することである．実験を行うにあたり，理学療法士の協力の元，片麻痺などで歩行リハビリテーションを行っている患者 5 名の歩行データ 4 回分を 1 週間おきに 3 回取得した．歩行データとは，歩行者の踵に 3 軸角速度センサを取り付け，5m 程度の歩行時の角速度を取得したものである．5 名の患者はそれぞれ脚部機能障害を有しており，健常者よりも歩行機能が低下している．患者は筆者が目視で比較しても歩き方に個人差があり，観察される歩き方の特徴ごとに患者を分類した．

[患者 A・患者 B]

- 補装具を使用せずに理学療法士による見守りもなく自立して歩行している．健常者の歩行に最も近く，歩行スピードも速い．

[患者 C]

- 一本杖をついて理学療法士に見守られながら歩行している．患者 A・B に比べて歩行速度が遅い．2 週目以降は杖を使用せずに歩行している．

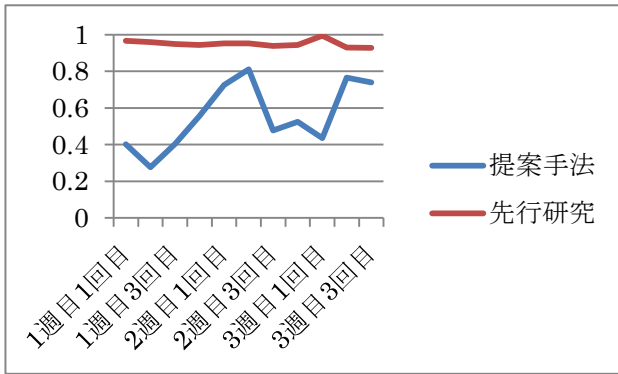
[患者 D]

- くるぶしに補装具を装着し，理学療法士に脇に手を当ててもらいながら歩行している．上半身が後方によるめきながら歩行しており，歩行速度は患者 C よりも遅い．

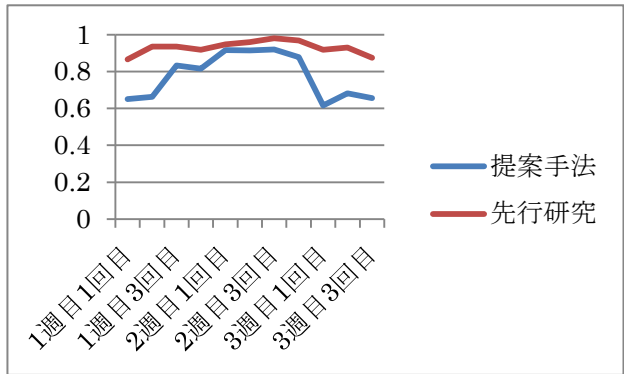
[患者 E]

- 理学療法士に腰部に手を当ててもらいながら，腰を 90 度曲げた状態で歩行している．患者 D に歩行速度に近い．

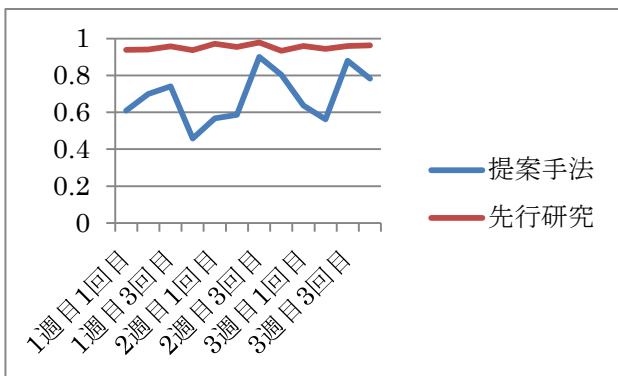
提案手法で示した方法を元に患者の歩行データから 1 歩ごとの相関値を算出した．1 歩ごとの角速度を自動分割する際にメディアンフィルタの区間幅を 19，バイラテラルフィルタのパラメータを  $w=50$ ， $\sigma_S = \sigma_R = 200$  に設定した．



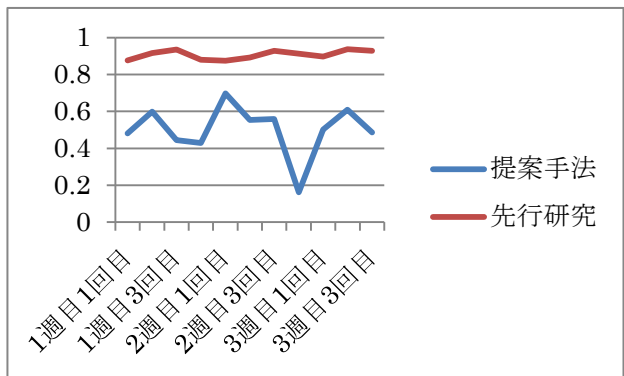
患者 A



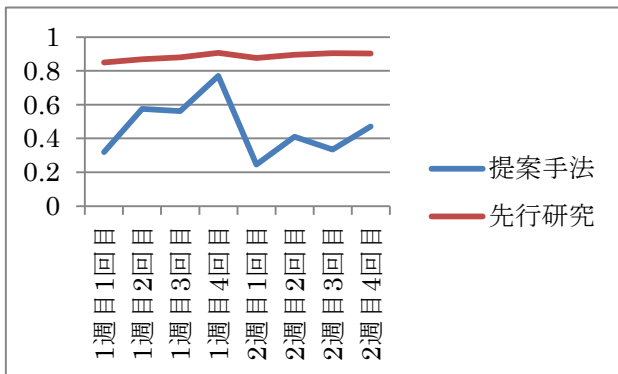
患者 B



患者 C



患者 D



患者 E

図 5 : 提案手法と先行研究の結果比較

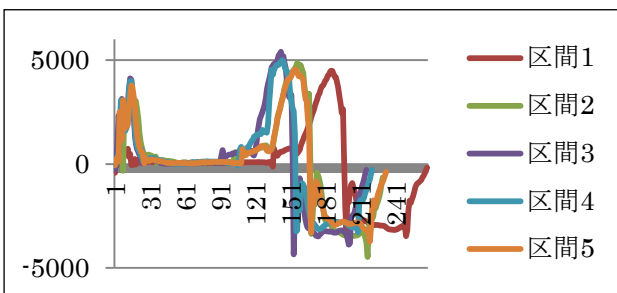


図 6 : 患者 A の 1 週目 3 回目の分割された波形

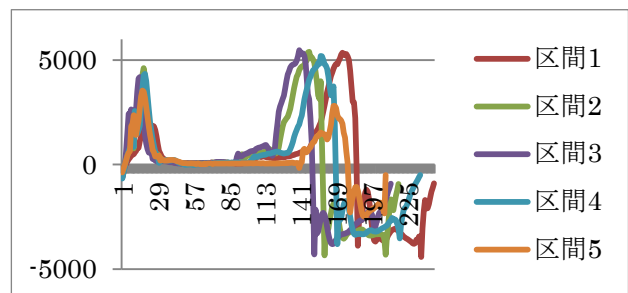


図 7 : 患者 A の 1 週目 1 回目の分割された波形

## 4.2. 実験結果

提案手法と先行研究を比較した結果を図4に示す。実験結果から、歩行の所要時間を考慮した場合との特徴の現れ方を比較する。

図5の比較結果すべてから、相関値は先行研究よりも提案手法のほうが大きく下がっている。また、先行研究の結果は0.9を超える相関値を示す患者A・B・Cと0.9を下回る相関値を示す患者D・Eに分かれた。

健常者に近い歩行をしていた患者A・Bと歩行の際に理学療法士に支えられていた患者D・Eの提案手法による結果は、先行研究の結果に比べて相関値の差がはっきりとしている。患者Aと患者Bは筆者の目視による観察では歩容に差がないが、提案手法による結果からは患者Aの相関値が低い。先行研究では結果の特徴パターンが相関値の全体的な高低としか現れないが、提案手法による結果からは患者の経過による相関値の変化パターンが多数みられる。

## 5. 考察

### 5.1. 患者Aと患者Bの違い

患者A・Bの歩行は映像から比較することは難しいが図4の患者Aと患者Bの結果からは差が見られる。これは、提案手法が算出した相関値は考慮されていなかった歩数の所要時間(テンポ)の変化が大きく影響していると考えられる。特に患者Aは1週目の相関値が低くなっており、患者Bの歩行と特徴が異なることが考えられた。そこで、図6の患者Aの分割された角速度を確認したところ、1歩目の所要時間が他の歩数と比べて長くなっていることが分かった。

このように提案手法では1歩ごとのテンポの違いを相関値の差として顕著に表すことができるため、患者の歩行がスムーズであるか、また周期性の高さを理学療法士の経験年数によらず参照することができる。

### 5.2. 先行研究と提案手法の違い

図4の患者Aの結果を見ると先行研究の結果では3週目1回目の相関値が1に限りなく近づいており、逆に提案手法の結果では相関値が0.5より低くなっている。図7は患者Aの3週目1回目の分割した歩行の角速度である。

この歩行の角速度から先行研究で相関値が高い値を示した理由として、着床から着床までの下肢の動作のうち、離床までの時間がバラバラであるが足の

蹴りだしの軌跡と所要時間が近いものであったと考えられる。先行研究の計算方法である相互相関関数の極大値をとる場合は、角速度の値が高い振幅となる足の蹴りだし動作の所要時間がすべての一歩で合っていれば高い相関値を算出すると考えられる。

したがって患者Aの3週目1回目のような歩行では提案手法が歩行の所要時間のバラつきを示しているのに対し、先行研究では足の軌跡と蹴りだし動作の所要時間の正確さを示していることがわかった。

## 6. おわりに

本稿では、理学療法士が歩行のリハビリテーションで観察する、下肢の動作の特徴を客観的に示すため、歩行の踵の角速度波形から1歩ごとの時間間隔に着目して数値化する手法を提案した。リハビリテーションを受けている患者の歩行時の角速度から提案手法による結果を出力し先行研究との比較を行った。実験の結果、テンポを考慮することにより、先行研究では表れなかった歩行1歩の所要時間のバラつきを示すことができた。以上の結果から、先行研究で良いとされる高い相関値を示すデータであっても、テンポを考慮することで異なる側面を見つけ出すことが可能であることが示唆された。

今後、この先行研究で見えるものと、本稿で示される結果を統合し、歩行観察における理学療法士の知見との関係について検討したい。

## 謝辞

研究を進めるにあたり助言を頂いた、盛岡医療生活協同組合 川久保病院リハビリテーション科理学療法士飯澤葉弓氏に感謝の意を表す。

## 参考文献

- [1] 米本恭三, 岩谷力, 石神重信, 他, "リハビリテーションにおける評価 Ver.2", 医歯薬出版, (2008)
- [2] 仁昌寺克行, 他, "踵運動の周期性に着目した歩行リハビリ効果の定量化", 情報処理学会, 第74回全国大会, 5ZH-1, (2012)

**Title**

Smartphone-based Talking Navigation System for Walking Training

**Authors**

Keisuke Okuno, AIST, Japan, E-mail: [k.okuno@aist.go.jp](mailto:k.okuno@aist.go.jp), Phone: +81-29-861-1566 (Presenter and contact person)

Takeshi Kurata, AIST, Japan, E-mail: [t.kurata@aist.go.jp](mailto:t.kurata@aist.go.jp), Phone: +81-29-861-5789

Yoshikazu Seki, AIST, Japan, E-mail: [yoshikazu-seki@aist.go.jp](mailto:yoshikazu-seki@aist.go.jp), Phone: +81-29-861-6716

Masakatsu Kourogi, AIST, Japan, E-mail: [m.kourogi@aist.go.jp](mailto:m.kourogi@aist.go.jp), Phone: +81-29-861-2264

Jun Ishikawa, University of Shizuoka, Japan, E-mail: [ishikawa@u-shizuoka-ken.ac.jp](mailto:ishikawa@u-shizuoka-ken.ac.jp), Phone: +81-54-264-5325

**Abstract**

We report on a development of smartphone-based talking navigation system, tactile map/trajectory creation system, and analysis of irregular motions in experiments with visually impaired pedestrians.

**Section 1. Introduction**

A variety of navigation applications for sighted pedestrians has been developed, as the popularity of smartphones grows. If such a device could be equipped with interfaces suitable for visually impaired pedestrians, it would become popular also among them, as it would provide them with increased senses of their surroundings [1].

Walking is known to comprise O & M (Orientation and Mobility) [2]. We have been advancing the research in order to assist both trainers and trainees on walking training and to realize quantitative evaluation on O and M skills for the training [3]. In the research, we deepened the qualitative understanding of relationship between the navigation system and a cane or guide dog. We also found out that obtained sensor logs by the navigation system and other wearable devices would quantitatively represent improvements of O & M skills. The evaluation indices included accuracy, safety, efficiency and anxiety.

However, in the last experiments [3], a specialized talking navigation system was used and participants of the experiments needed to carry several other devices for measuring sensor values and for recording them. It is possible to have a smartphone-based navigation system that have all functions other than to measure EEG and heart rate. The smartphone can have functions such as positioning, route guidance, distance/direction/landmark notification, and logging positions/motions and the guidance during walking.

Thus, in this paper, we report a development of a smartphone-based navigation system. We also report a map/trajectory creation system with which trainees can understand routes in advance and their accuracy of walking trajectories taken in experiments against desired routes. In addition, we discuss about analysis of irregular motions observed in the last experiments [3].

## Section 2. Smartphone-based Talking Navigation System

First we introduce a smartphone-based talking navigation system, quipped with function to measure positions and motions during walking, with audio guidance and logging ability.

Hardware consists of a smartphone with 9 axis sensors (acceleration/gyroscope/electronic compass) such as Nexus 5 by SAMSUNG, and QZSS (Quasi-Zenith Satellite System) receiver by CORE CORPORATION. This enables audio navigation based on measurement of relative positioning by PDR [4], absolute positioning by GPS and high precision absolute positioning by QZSS. The talking navigation system is designed to work without, if needed, QZSS, considering limited operational time of a QZSS satellite.

Software is developed considering distribution and promotion of the software in the future. We adopted Free Open Source Software for Geospatial (FOSS4G) for development of the talking navigation system and map/trajectory creation system that will be explained in the next section. The OpenStreetMap (OSM) [5] is used to describe map information as much as possible.

Map and routes data are stored in a database using PostgreSQL and PostGIS [6]. A route search engine, pgRouting [7] working with the database, is used by the smartphone to search route from current and starting position to a goal. The OpenLayers [8], which is the map displaying library utilizing javascript and MapServer [9] that is a WebGIS engine, realizes displaying map information on the screen.

A TTS (Text to Speech) engine for Android, DocumentTalker, developed by the Create System Development Corp is used. Audio guidance is realized by the TTS using text, which is created based on result of route search gained through the pgRouting. Positioning program integrates data of PDR, GPS and QZSS to calculate position. All the calculation related to PDR is also performed on the smartphone.

## Section 3. Tactile Map and Trajectory Creation System

In the experiment [3], tactile maps were used so that participants were able to understand the routes in advance. Tactile trajectories were shared with participants after each trials, in order to provide them with feedback of accuracy and degree of deviation of their taken routes. Based on interviews in the last experiment [3], we consider the feedback with tactile trajectory as an important and valuable method that helps participants to understand their performance instinctively.

Now, we briefly explain how tactile map and trajectory creation system works. OSM data, such as roads and buildings, is created by using JOSM (Java OpenStreetMapEditor) [10]. Then, Maperitive [11] is used for drawing bitmap images, based on the OSM data and positioning data from such as GPS and PDR. Finally, we create a tactile map/trajectory from the bitmap image printed on a paper with foaming agent, by using PIAF (a 3D copy machine by Amedia Corporation). It is important that this tactile trajectory creation system would enable us to provide an instant feedback to participants. It is because that tactile trajectory can be created only after obtaining trajectory data from an experiment, while tactile map can be prepared in advance.

#### Section4. Irregular Walking Motions during the Talking Navigation

Using the result from the last experiment [3], we analyzed relationship between number of observed irregular walking motions and timing of audio guidance made by the talking navigation system. In the last experiment, we found that percentage of audio guidance made was 40% against entire walking time period.

We manually counted number of the irregular motions by observing recorded videos. We defined five irregular motions as “Sudden change of direction while walking”, “Sudden stop”, “Staggering”, “Sudden change in speed”, and “making contacts with obstacle”.

As a result, frequency of irregular motions occurred during audio guidance was 1.6 times per minute, and 0.5 times per minute otherwise. We found a statistically significant difference between two cases,  $p=0.041$ , by using Wilcoxon signed-rank test.

The interview in the last experiment [3] shows that the cognitive load for mobility is relatively low for walking with a guide dog as compared to walking with a cane. It leads to a hypothesis that pedestrian with a guide dog have more spare cognitively to manage the talking navigation.

However, there was no statistically significant difference found between walking with a guide dog and walking with a cane. Mann-Whitney U test between pedestrian with a guide dog and with a cane on entire walking time period is  $p=0.138$ , and the test on time period having audio guidance is  $p=0.347$ . There is a tendency that participant walking with a guide dog has lower frequency of having irregular motions, but we need further experiments with increased number of trials to make any conclusion.

#### Section 5. Discussion and Conclusion

In this paper, we reported a development of smartphone-based navigation system and map/trajectory creation system for walking training of visually impaired pedestrians. We also discussed about relationship between number of observed irregular walking motions and timing of audio guidance made by the talking navigation system.

From a discussion in section 4, we can hypothesis that there are strong relationship between audio guidance and irregular motions, and we have learned that it is important to consider content of audio guidance and timing when to provide audio guidance, and how these relate to quality of walking training. A remaining problem is to detect irregular motions automatically. If it is realized, the analysis of relationship between audio guidance and irregular motions would be done more efficiently.

We are designing evaluation indices such as accuracy (micro & macro), safety and efficiency (micro & macro), and a method to calculate scores of the indices automatically as well as methods to provide feedbacks of walking performance, including tactile map with his own trajectory. Then, we plan to conduct further experiment using all the system explained in the paper.

### 謝 辞

本研究は、厚労省科研「白杖歩行・盲導犬歩行・同行援護歩行に対応したマルチモーダル情報処理技術に基づく訓練と評価の循環支援」プロジェクトの一環として行われた。

### References

- [1] T. Kurata, M. Kouroggi, T. Ishikawa, Y. Kameda, K. Aoki, and J. Ishikawa: "Indoor-Outdoor Navigation System for Visually-Impaired Pedestrians: Preliminary Evaluation of Position Measurement and Obstacle Display", ISWC2011, pp.123-124, 2011.
- [2] B. B. Blasch, W. R. Wiener and R. L. Welsh, Foundations of Orientation and Mobility 2nd Ed., 1977.
- [3] T. Kurata, Y. Seki, M. Kouroggi, and J. Ishikawa: "Role of Navigation System in Walking with Long Cane and Guide Dog", CSUN2014, 2014
- [4] M. Kouroggi and T. Kurata, "Personal Positioning Based on Walking Locomotion Analysis with Self-Contained Sensors and a Wearable Camera", ISMAR2003, pp.103-112, 2003.
- [5] OpenStreetMap: <http://www.openstreetmap.org/>
- [6] PostGIS: <http://www.postgis.net/>
- [7] pgRouting: <http://pgrouting.org/>
- [8] OpenLayers: <http://openlayers.org/>
- [9] MapServer: <http://mapserver.org/>
- [10] JOSM: <http://josm.openstreetmap.de/>
- [11] Maperitive: <http://maperitive.net/>

# 和太鼓におけるリズムのズレ提示法による学習効果の違い

A study on the learning effect  
by the presented method of rhythm deviation in Japanese drums

工藤喬也<sup>1</sup> 松田浩一<sup>1</sup>

Takaya Kudo<sup>1</sup>, Koichi Matsuda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>岩手県立大学

<sup>1</sup>Iwate Prefectural University

**Abstract:** In this study, we have developed a rhythm deviation visualization system. The system shows player's rhythm deviation using colors during a performance. The colors show the direction and amount of the deviation. If player's rhythm is correct, the system shows white color. If player's rhythm is fast, the system shows red color. If player's rhythm is slow, the system shows blue color. The colors changes in accordance on the amount. As a result, improvement of skills rhythm was observed by recognizing their own rhythm.

## 1. はじめに

地方和太鼓団体では、和太鼓の普及、コミュニティの形成、維持のための地域行事での演奏、和太鼓教室を行っている。これにより、地元を離れた元演奏者が地元の行事の際に帰ってくるなどの地域外のコミュニティの維持も担っている。それにより、東日本大震災時の復興支援にもつながった。そのため、和太鼓団体等の郷土芸能団体は特に地方において重要な役割を持つ。

しかし地方和太鼓団体では、人口減少による演奏者の減少によって技能継承が困難になっている場合がある。その理由としてこれまでの指導方法では口伝や身振り手振りによる抽象的な表現で行われているためである。抽象的な表現では学習者が指導を理解できないため、修正方法が分からず技能習得に時間がかかってしまう。そのため和太鼓技能習得の支援が必要になっている。和太鼓の技能には打撃技能とリズム技能がある。打撃技能は、腕の振りおろし方に関する技能である。打撃の音質の良さに関わり、打撃技能については、腕、手首の使い方を映像や鏡で比較し練習が可能である。リズム技能は楽曲の表現を行う技能である。タイミングがずれてしまうと音の迫力や一体感が減少してしまう。リズム技能は時間的な技能のため、自身を撮影した映像を用いても問題点を自身で認識するのが難しくなっている。

そこで本研究では、リズム技能を対象に研究を行う。リズム学習における学習者の問題点として、楽曲の入りのタイミングでずれてしまう、ずれたこと

に気づかずにずれたまま演奏をしてしまうことがある。これらの問題の原因はリズム認識が出来ていないことである。正しく打撃を行うリズムが分かっているため、リズムがずれていてもズレを認識出来ずに演奏し続けてしまう。そのため、学習者のリズム技能改善にはリズムの認識が必要になる。そこで、リズム認識支援のための、リズム技能の定量化、可視化が求められている。そこで本研究では、リズム学習支援のためのズレ提示方法による学習効果の違いを明らかにする。

## 2. 関連研究

近年、芸能技能の定量化、可視化に関する研究[1]～[5]が行われている。それらの研究には、上級者の動作を 3D カメラで撮影し立体視を用いて学習者に提示を行った研究[6]、モーションセンサやセンサを用いて身体動作を定量化し数値やグラフを用いて提示した研究[7][8]、リズムのグルーブを図形の色と形状の変化を用いて提示を行った研究[9]がある。

これらの芸能技能の定量化に関する研究は提示方法によって学習者への効果、提示したい情報が異なる。立体視を用いた場合は 2D の映像に比べ奥行き動きを認識しやすいが、具体的な修正方法について直感的に認識するのは難しい。それに対してグラフや数値を用いた場合には、具体的な修正の箇所やタイミングを直感的に認識しやすい。さらに図形の



色や形状で変化を表した場合、より直感的に修正方法の認識が可能になる。

筆者らの先行研究において、音響データからリズムのズレを取得し折れ線グラフで提示を行う「ズレグラフ」(図1)を用いた学習法を提案した[10]。ズレグラフは1打毎のズレの推移を表しており、グラフの推移からズレの量と変化の仕方を知覚することが可能になる。グラフの数値が0の場合正しく、正の数に大きい場合遅くずれており、負の数の場合早くずれていることを表す。図1(a)はズレがほとんどの数値が0~50msの範囲内にある。この数値は上級者のズレの平均値20msに近い数値になっているため、リズムが遅い傾向にあるがおおよそ正しいリズムで打っている。図1(a)は負の数に大きくなっていくため、早い方向に大きくなっていく。このズレグラフによってリズムのズレの推移を定量化し提示することができる。学習者に対して演奏後にズレグラフを用いてズレの提示を行った結果、自身のズレの認識、ズレの気づきにつながりリズムのズレ修正を行うことが出来た。しかし、演奏後にズレグラフを提示するため誤った修正を行う場合があった。図1(a)の遅かったズレグラフを見たことで、図1(b)では早い方向に大きくズレを修正したため、図1(a)よりもリズムが悪化してしまった。

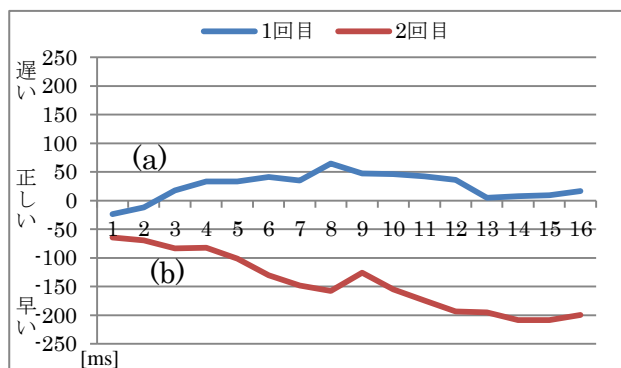


図1：ズレグラフ

### 3. ズレ可視化システムについて

先行研究の問題である誤認識を解決するために、演奏中にズレの提示を行う。演奏後にズレを認識しても、どの程度修正をしたらよいか分からない。そこで演奏中にズレを提示することで、ズレを修正した際の結果を学習者にリアルタイムにフィードバックできるため、修正の量を演奏中の試行錯誤の中で認識出来る。そのため正しいリズムによる打撃方法が認識出来るため、より効率的な認識支援が可能になる。また、色や形状を用いたズレの提示を行う

ことで直感的にズレの認識をしやすくする。これによって演奏中にリズムのズレを直感的に認識出来ることで、効率的なリズム学習が可能になる。

そこで本研究では「ズレ可視化システム」を開発した。ズレの可視化システムは基準音を鳴らしながら録音を行い、基準音のズレを可視化し提示するシステムである。システムには大きく分けて2つの処理があり、ズレのリアルタイム計算処理と演奏中、演奏後のズレ提示データ処理がある。以下にその方法について述べる。

#### 3.1. ズレのリアルタイム計算処理

ズレを演奏中に提示するためにリアルタイムにズレを取得する必要がある。実験時には、システムから基準音を鳴らしながら録音を行う。そのため、基準音 $S_t$ と打撃時刻 $A_t$ の差分であるズレ時間 $G_t$ を式(1)により求める。打撃時刻は打撃の音量変化を閾値判定することで決定する(図2)。しかし、録音した音データは振動があるため波形を平滑化し音量変化のデータに変換する必要がある。

$$G_t = S_t - A_t \quad (1)$$

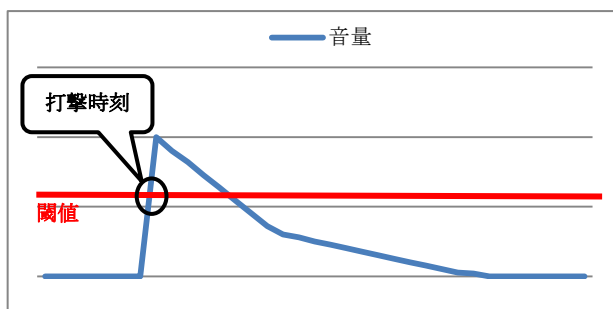


図2：打撃時刻の判定方法

打撃時刻判定のための平滑化処理として、立ち上がり保持平滑化フィルタを開発した。移動平均法などの平滑化方法では元波形データの波形立ち上がり部分、最大値が平滑化されてしまうため打撃時刻の判定に判定漏れ、誤判定が起こってしまう。立ち上がり保持平滑化フィルタは、式(1)により元波形データの立ち上がり、最大値を保ったまま平滑化を行うことができる(図3)。ここで、 $Rx_n$ はフィルタ適用結果、 $n$ は全データ数、 $w$ はフィルタ幅、 $x$ は元データを表す。フィルタ幅は基準音の間隔の1/4の幅とする。これにより、打撃時刻の音量判定における誤判定をなくすことが出来る。

$$Rx_n = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^w \max(x_{i-j}) \quad (1)$$

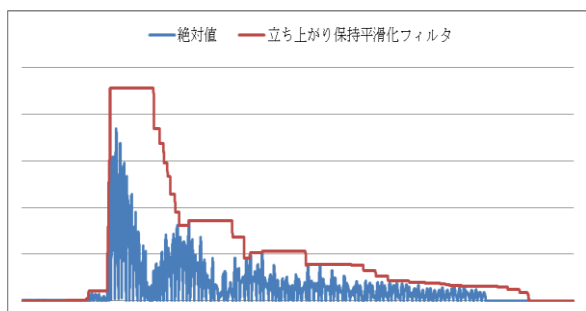


図3：立ち上がり保持平滑化フィルタの結果

### 3.2. ズレの可視化表示

ズレを演奏中に確認するためにズレ色(図4)を用いて提示を行う。演奏中にズレの確認をするためには、数値や文字ではズレの確認が難しいため直感的に認識可能なズレ色を用いてズレを提示する。ズレ色はズレに対応した色を提示し、正しい場合は白、遅い場合は青、早い場合は赤を提示する。それぞれの色はズレの量に応じてグラデーションが変化する。そのため、ズレ色を見ただけでリズムのズレの方向、量を演奏しながら確認することが出来る。

ズレの最大値は前後の打撃までの中間を最大値とする。そのためズレ色も前後の打撃の中間が最も色が濃くなる。

過去の実験データから、正しい場合の許容範囲を設けた。過去実験における上級者のズレの平均結果約20msを正しい場合の許容範囲とした。

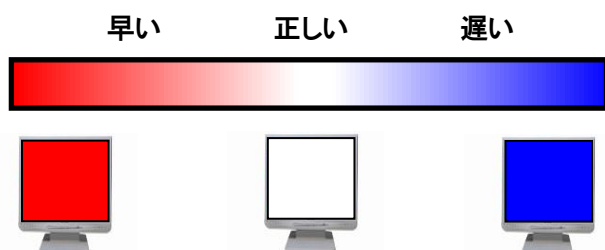


図4:ズレ色

## 4. 実験

### 4.1. 実験環境

図4の様な構成で実験を行った。スピーカーから基準音を鳴らし、マイクを用いてシステムに音データを入力する。システム内で求めたズレ色をモニタか

ら被験者に提示する。録音のサンプリングレートは、44.1KHz、16bitで行った。基準音の音量は演奏中でも十分に聞き取れる音量に設定した。

基準音のテンポは対象の団体で実際に演奏されている曲の144BPM(Beat Per Minute)で行った。基準音のリズムも種市海鳴太鼓で実際に使われているリズム(図5)で行う。演奏時の太鼓の音で聞き取りづらくならないように2KHzと1KHzの正弦波を用いて、和太鼓音との音色の違いを設けた。

対象として、種市海鳴太鼓保存会のメンバー(初級者6名、中級者1名、上級者2名)に対して実験を行った。



図4：実験環境



図5：基準音のリズム

### 4.2. 手順

提示方法の違いによる学習効果を比較するために「ズレグラフ」と「ズレ色」の結果を比較する。

実験はシステムから鳴る基準音を聞きながらそのテンポに合わせて等間隔に打撃を行う。実験手順は、8打分の音を聞き基準音のテンポを認識した後に、32打打撃を行う。実験パターンとして、「ズレグラフ」、「ズレ色」、「何も見ない」の3パターンで行う。実験手順は以下の順で行う。

#### 実験手順

1. ズレグラフ(3回)
2. 何も見ない(1回)

- 3. ズレ色(3回)
- 4. 何も見ない(1回)

### 4.3. 結果

結果の比較方法として、「リズム安定度」と「ズレ平均」という2つの評価点で比較を行う。

「リズム安定度」は、リズムがどの程度安定して叩けているかを評価する。1打ごとのズレのばらつきから評価を行うため、標準偏差を用いて求める。数値が小さいとリズムが安定し、数値が大きくとリズムが不安定と評価を行う。「リズム安定度」を用いることで、リズムの安定度を1つのパラメータで評価できる。

「ズレ平均」は、1回のデータがどのようなズレの傾向があるかを評価する。1打ごとのズレの平均から求める。数値が0に近いとズレが少なく、性能方向に大きいと遅く、負の方向に大きいと早いと評価する。「ズレ平均」を用いることで、リズムの癖や基準からのズレの大きさを1つのパラメータで評価できる。

自身のリズムの状態を把握できているかの検証のために演奏後に自己評価を行った。自己評価は5段階評価(図7)で行い演奏後に記入した。自己評価を記入したのは、ズレグラフ、何も見ないの3パターンである。ズレグラフの実験の場合には、ズレグラフを見る前に記入を行った。ズレ色の場合は演奏中に自身のリズムの状態が分かるため自己評価を行わなかった。全行程終了後、システムについての感想や意見も記入してもらった。

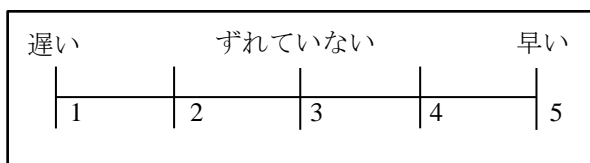


図7：自己評価記入欄

実験の結果をリズム安定度とズレ平均の2つの評価点から整理した。図8から図16までが全被験者のリズム安定度とズレ平均の結果である。棒グラフがリズム安定度をあらわし、折れ線グラフがズレ平均をあらわす。

#### ● 中級者以上の結果

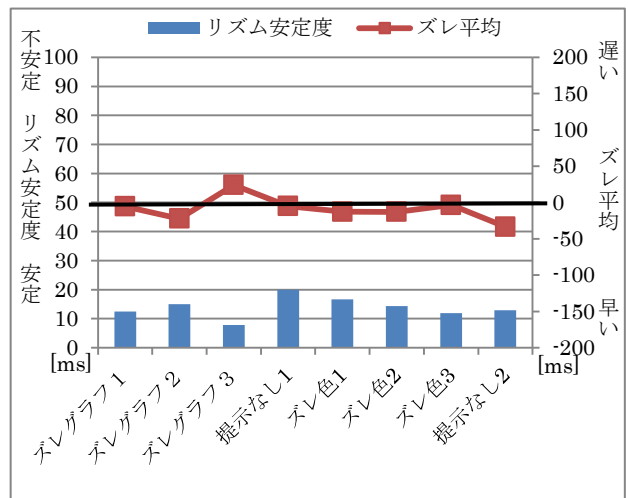


図8：上級者 A

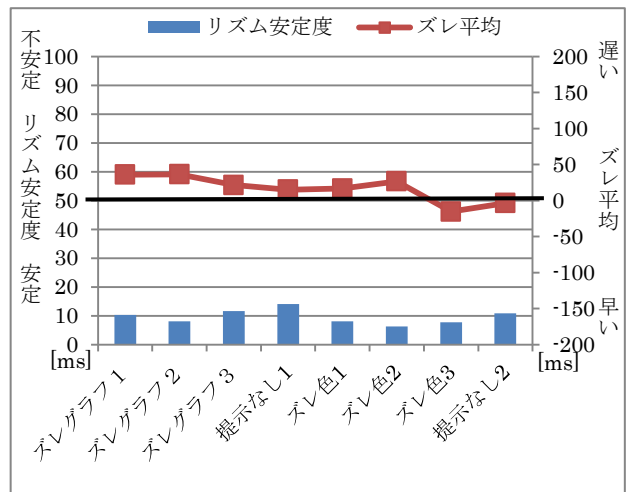


図9：上級者 B

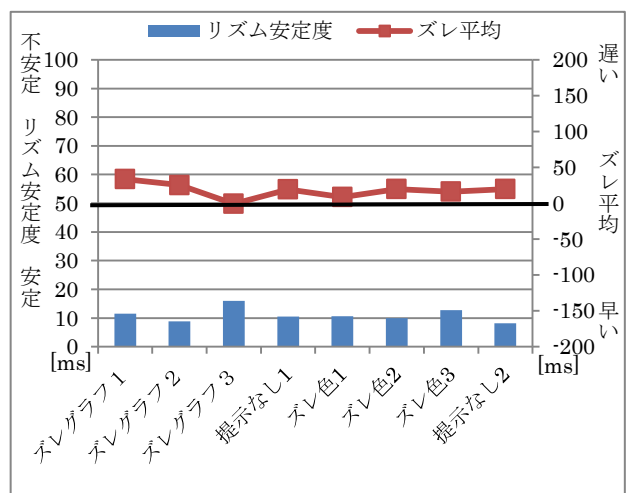


図10：中級者

● 初級者の結果

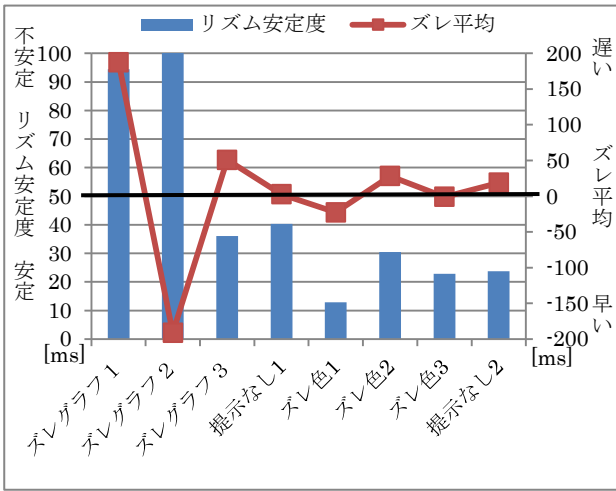


図 11：初級者 A

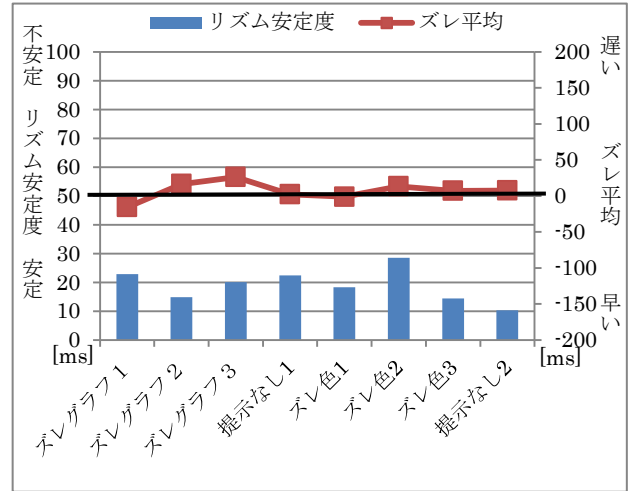


図 14：初級者 D

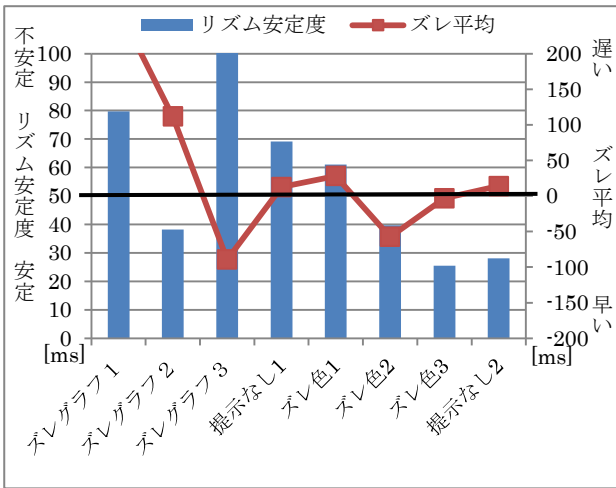


図 12：初級者 B

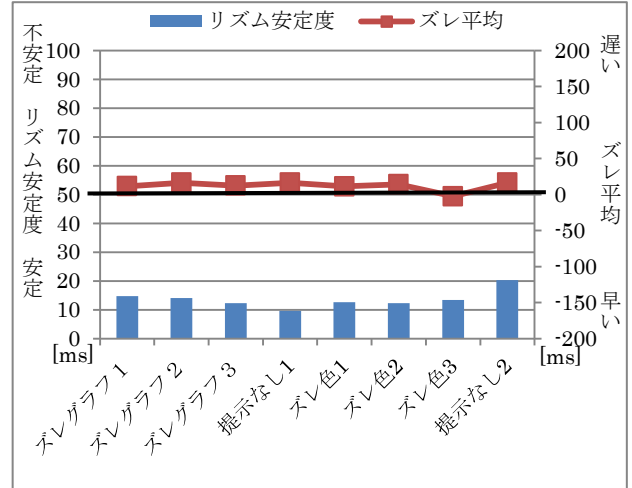


図 15：初級者 E

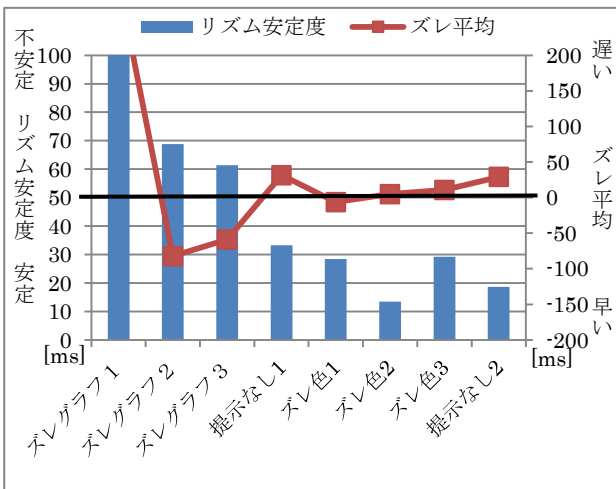


図 13：初級者 C

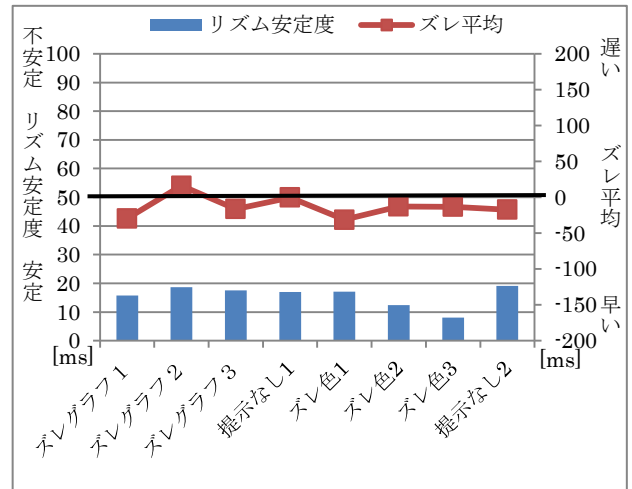


図 16：初級者 F

## 5. 考察

### 5.1. 実験結果の考察

初級者の結果が良いリズムかどうかを判定するために、中級者以上を良いリズムだと仮定し、結果を平均したものを本実験における評価基準とした。その結果、中級者以上のリズム安定度の平均が 11.5ms、ズレ平均の平均が 18.1ms になった。ズレ平均の平均を求める際に、結果によって正負の数値があるため、全結果の絶対値をとった後に平均を求めた。

評価基準を用いて初級者の結果を比較すると、初級者 A, B, C と初級者 D, E, F に分けることが出来た。初級者 A, B, C は評価基準よりも安定度が大きく下回ったため、リズム技能が低いと判断し、リズム低グループとした。初級者 D, E, F は評価基準とほぼ同程度の結果になったため、リズム技能が高いと判断し、リズム高グループとした。

リズム低グループは、ズレグラフの場合にリズムが不安定になり、ズレ色の場合にリズムが安定した。ズレグラフの場合は、回数を重ねるにつれてリズムが安定した。しかし、図 11 のズレグラフ 1 からズレグラフ 2 に行く際に、1 回目で非常に遅かったのに結果を修正しようとし、2 回目で早い方向に大きく修正しすぎてしまう結果がみられ、先行研究における課題点が本研究の実験でも見られた。ズレ色の場合には、全被験者ともズレグラフに比べリズムが安定し、中級者以上と同程度の安定度の場合もあった。

リズム高グループは、ズレグラフ、ズレ色の場合共にリズムが安定していた。

全被験者のズレ色の 3 データ、ズレグラフの 3 データのリズム安定度の平均をとったものを図 17 に示す。リズム高グループの 3 名が、それぞれの提示方法でも大きく違いがなく、リズム低グループに比べ中級者以上の数値に近いことも分かる。リズム低グループはズレグラフの際には 3 名とも 70ms 前後という、中級者以上やリズム高グループよりも不安定な数値をとっていた。しかしズレ色を用いた結果では約 20~40ms までリズムが安定した結果がみられた。結果からズレ色を用いることでリズム技能が低い初級者に対しリズムの学習効果があったと考える。演奏後にズレを提示するズレグラフに比べ、演奏中にズレを提示するズレ色の場合にリズムがより安定した。そのため、ズレグラフに比べズレ色を用いた提示方法の場合に効率的にリズム学習が可能になったと考える。

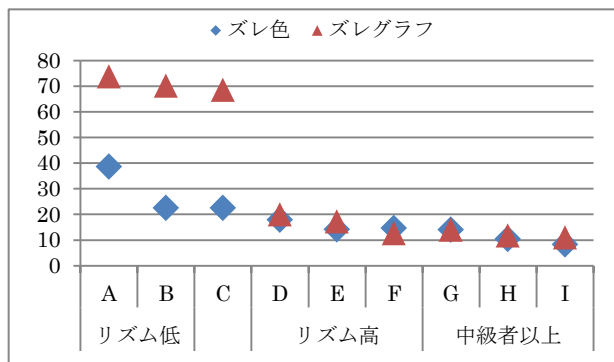


図 17: 全被験者のズレ色とズレグラフのリズム安定度平均

### 5.2. 自己評価、アンケートの考察

被験者が自身のリズムの状態を認識できているか自己評価とズレ平均を比較した。その結果初級者と中級者以上でズレ認識能力に差があった。初級者 A (リズム低) の自己評価とズレ平均のグラフが図 18 になる。両グラフとも正しい場合は縦軸の中心になるため、ズレの結果と自己評価の方向が一致すれば自身のリズムの状態を認識出来ていることになる。

初級者 A (リズム低)、D (リズム高) の結果を見ると自己評価とズレ平均の方向が一致していない場合が多くみられた。図 18 のようにズレグラフ 1 以外、ズレの方向が反対になっているため自身のズレの状態を認識できていない。図 19 については、ズレグラフ 1, 2 でズレ平均と反対の評価をしている。

中級者以上の場合自己評価とズレ平均が一致する場合が多かった。図 20 は上級者 A の自己評価とズレ平均の結果になるが、提示なし 2 以外の自己評価とズレ平均のズレ方向や変化の仕方が似ているため、自身のズレを認識出来ていると考える。

自己評価とズレ平均の比較から初級者が自身のズレを十分に認識できていないことが分かった。そのため演奏中のズレの提示をすることで、これまで自身のズレを認識していなかった状態から、自身のズレを認識し修正ことの支援を行うことが出来た。

また実験後のアンケートの結果から以下の様な感想、回答を得た。

- 普段分からないリズムのズレをみる事が出来て良い経験になった
- 自分の欠点分かった
- 等間隔に叩けていないことがわかった
- ズレの修正方法だけでなく安定感も学習可能だと感じた
- ズレを認識出来たが短時間で修正するのが難しかった

自身のズレの認識につながったという回答があり、ズレ色を用いることでズレ認識の効果があったと考える。しかし、ズレを認識することは出来たが演奏中の短い間に修正を行うのが難しかったという回答もあった。

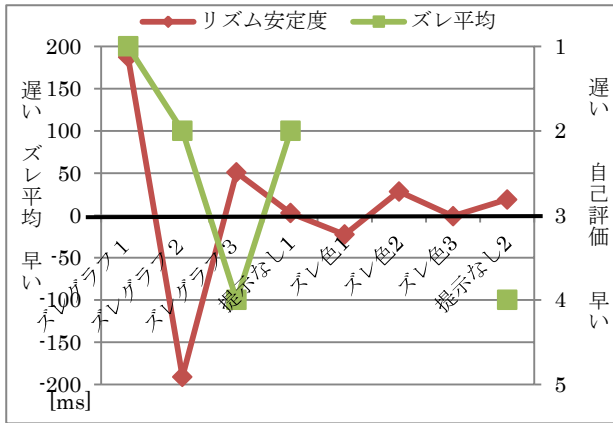


図 18：初級者A（リズム低）の自己評価とズレ平均

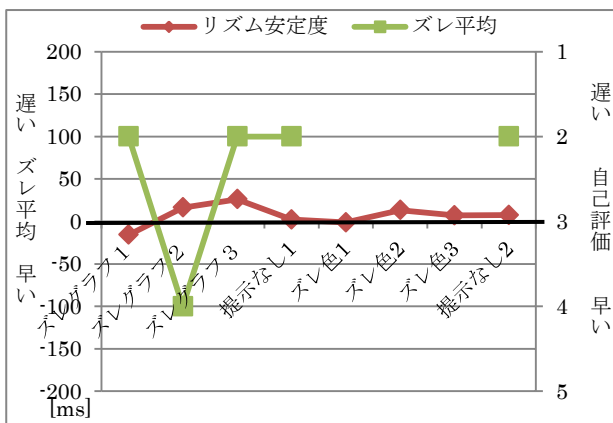


図 19：初級者D（リズム高）の自己評価とズレ平均

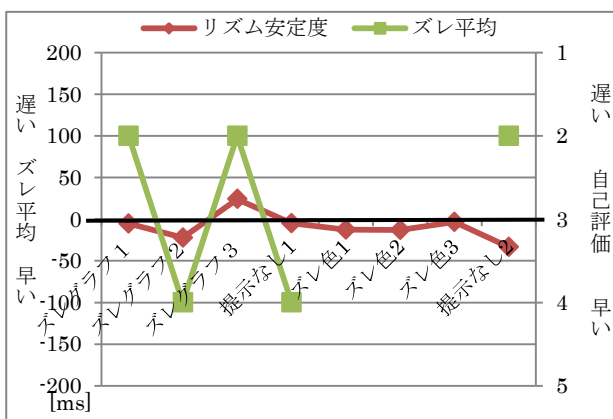


図 20：上級者Aの自己評価とズレ平均

## 6. おわりに

本研究ではズレ色を用いたズレの提示によるリズム学習効果の検証を行った。その結果、演奏中にズレ提示を行うズレ色を用いた際にリズムが安定した結果がみられた。また、リズムが安定した学習者は自身のリズム能力を十分に認識できていなかったことも分かった。このことから、リズムを十分に認識していない学習者に対して、ズレ色を用いることでズレを認識したためリズムが安定したと考える。そのため、ズレ色を用いたズレ可視化システムを用いることで、リズム学習支援を行うことが出来た。

今後の展開として楽曲表現に対応したリズム技能評価を行う必要がある。現在のシステムでは等間隔のリズムでのみ評価可能である。しかし、実際の楽曲では等間隔ではなく、様々なリズムのパターンで楽曲を表現する。また、微妙なタイミングのズレから楽曲の感情的な表現を行っている。そこで、微妙なタイミングの変化を定量化することで、楽曲の表現についても学習可能になると考える。

## 謝辞

本研究を行うにあたりデータの取得や和太鼓技能について貴重な意見を頂いた岩手県洋野町種市の種市海鳴太鼓の皆様深く感謝いたします。

## 参考文献

- [1] 桂博章, "身体運動を通じた郷土芸能の学習効果 -秋田県「西馬音内盆踊り」の場合-", 秋田大学教育文化学部教育実践研究紀要 31, 19-28, 2009-05-30
- [2] 竹田陽子, 渡部信一, "伝統楽器教授におけるモーションキャプチャの利用研究", 情報処理学会研究報告, 2009
- [3] 尾崎昭剛, 原尾政輝, "初心者のための鍵盤楽器独習支援システム", 崇城大学研究報告 第33巻 1号, 2008
- [4] 上野山努, 他, "ドラム音の音色における感性情報と工学的パラメータとの対応付け", 日本音響学会誌 49(10), 671-681, 1993
- [5] 辻靖彦, 西方敦博, "リズムと打拍フォームの同時測定に基づく打楽器の演奏分析", 電子情報通信学会論文誌. D-I, 情報・システム, I-情報処理 J88\_D\_I(1), 99-107, 2005-01-01
- [6] 佐藤克美, 他, "神楽継承用教材としての立体視 CG の評価", 日本教育工学会論文誌 35(Suppl.), 145-148, 2011

- [7] 郡未来, 他, “地域伝統舞踊の指導方法に基づいたリズム感を見て覚えるシステム”, 情報処理学会研究報告. EC, エンタテインメントコンピューティング 2008(26), 51-56, 2008-03-07
- [8] 中里直樹, 他, “和太鼓のバチさばきにおける「勢い」と「脱力」の抽出と分類の一検討”, 情報処理学会, 第 138 回グラフィックスと CAD 研究会, V01. 2010-CG-138, No. 8, 2010. 02
- [9] 芳賀直樹, 中山雅紀, 藤代一成, “基礎的リズムパターンにおけるグルーヴの可視化”, グラフィックスと CAD 合同シンポジウム-41, 2013
- [10] 工藤喬也, 松田浩一, 中里利則, “ズレの可視化による和太鼓基本リズムの習得支援システム”, 岩手県立大学卒業論文, 2010

# 片麻痺がある方々とのスキーツアー

## - “コスモス” 30年間の実践 -

橋詰 謙

K. Hashizume

大阪大学医学系研究科・健康スポーツ科学講座

Graduate School of Medicine, Osaka Univ.

### コスモス

1986年、東京・虎ノ門病院の脳外科医師（リハビリテーション担当）であった石川 誠氏（現在、医療法人社団・輝生会理事長、初台リハビリテーション病院初代院長）の元にリハビリテーション通院をしていた一人の脳卒中後片麻痺患者（元アルペンスキーの国体選手）が「スキーに行ってしまった」ことに端を発し、他の患者3名と数名のサポートスタッフが連れ立って、新潟県・越後湯沢でのスキーツアーが敢行された。石川氏と旧知であった橋詰にもサポート依頼が舞い込み、当時はスキーの初心者で、片麻痺者についての知識も乏しかったのにも関わらずこのツアーに参加し、悪戦苦闘のチーム”コスモス”の日々が始まった。

当初は、「どうやって片麻痺の人を滑らせれば良いか」を知る人は誰もおらず、少し滑っては転倒する人たちをひたすら立たせ、また転んだら立たせるという肉体労働に終始した。やがて理学療法士（PT）、作業療法士（OT）、看護師などが多数加わり、橋詰もスキー指導員資格を取り、サポート方法やいろいろな用具などを工夫しながら、年1回・3日間滑るツアーが30年間継続している。

身体に障がいを抱える方々のスキー（Adapted Skiing）としては、チェアスキーとアウトリガー（ストックにミニスキーを付けて体重を支える）を用いる脊髄損傷の方々のスキー、アウトリガーを用いる下肢切断の方々のスキー、晴眼者のガイドが誘導する視覚障害の方々のスキーがパラリンピック種目となっている。しかし片麻痺を有する方々のスキーは事例がなく、コスモスでは競技性もない。本論文で

はこのスキーツアーの概要を紹介し、片麻痺を有する方々のスキーの現状と可能性について議論する。

### 参加者

コスモスには”メンバー”と”スタッフ”が参加している。

### メンバー

メンバーは脳卒中や頭部外傷により片麻痺が残ったり、言葉を失ってしまった方々が中心である。手足の運動麻痺や感覚脱失、失語の程度には個人差があるが、日常生活が自立した有職者（すでに60才を過ぎて定年退職した人も）が多い。血圧や薬などは自己管理しているが、今までに問題事案が発生したことはほとんどない。多くは飲酒をするが、喫煙者はいない。会長と会計係はメンバーから選出している。

メンバーは当初は4名であったが、次第に増えて15名を越えるまでになったために、宿やサポートスタッフの確保が困難になったり、相互のコミュニケーションも取りにくい状況となったため、1994年に新組織の”フェニックス”を設立し、別行動を取ることとなった。その後メンバーの減少から、2007年に再びコスモスに一本化した。このような経緯はあったものの、30年間で延べ40名のメンバーが参加している。

かつては10～20才代のメンバーもいたが、就職や結婚を機に卒業していった。またリハビリテーションが功を奏し日常生活では不自由がなくなったが、「スキーに来るとまた障がい者になってしまう」と去られた方もいる。近年のスキー人口の減少ともあ



いまって、新規に入会する方も中年以上で、ここでも高齢化が進行している。本年は6名のメンバーが参加したが、50才代3名、60才代3名であった。現（三代目）会長と橋詰が30回フル参加。当初メンバーのうち、3名が健在である。

## スタッフ

スタッフは医師、看護師、PT、OT、体育教師、会社員、学生、家族などである。数名のスキー・スノーボードの指導員が常に参加している。毎年、関東各地、新潟、大阪、北海道などから25名前後が参加しており、30年間では約150名が参加した。本年は記念大会であるため、35名が参加した（医師1名、看護師2名、PT7名、OT7名：スキー・スノーボード指導員4名）。

このようにコスモスは行政からは完全に独立しており（パラリンピックとも別世界）、多くのボランティア・スタッフに支えられてきた。好きこそものの何とかで、案外このことが活動を長く継続できた要因であるかもしれない。

メンバー・スタッフとも木曜日夜に宿に入り、金曜日の朝から日曜日の昼まで滑るスケジュールが基本だが、有職者の場合、金曜日夜や土曜日の朝入りするケースも多い。最終日は温泉でのんびり静養することも可能である。

## スタッフの仕事

スタッフの仕事は、コミュニケーション・準備・サポート（補助）である。

### （1）コミュニケーションと準備

まずメンバーと楽しくコミュニケーションを取る。一緒に食事をしたり、お酒を飲んだり、温泉に浸かったりして、プロフィールと注意事項（麻痺や失語の程度、サポート内容：手袋・靴の着脱、転倒時にどうするか、スキーブラやザイルの使用（後述）など）を確認して、どのようにサポートするかを把握する。また、最近は芸達者なスタッフが増え、麻雀やトランプをしたり、宴会を大いに盛り上げてくれる。

次に、滑る当日のゲレンデに出る準備である。宿⇄バス⇄ゲレンデにスキー板とストック、スキーブラ・ザイル（後述）などを運搬したり、リフト券を購入する。30名を越える参加者がまとまって移動する場合、板やストックが行方不明になることがあるので、これらに名前（テプラにて作製）を貼っておくことが非常に重要となる。

### （2）サポート

スタッフ間でいろいろな情報を共有し、多くの頭脳で知恵を出して行動した方が良い場合があるため、メンバー1名に対しては性別やキャラクタを考慮して、最低2名のスタッフを配置する。ヘビーサポートが必要な場合は、3～5名を配置する（後述）。メンバーの滑降能力に差があるため、この数名で班を作り、班ごとに行動する。他班とは随時、電話（かつては無線）で連絡を取り合う。

サポート内容は多様である。食事の補助、ブーツ・手袋・板の着脱、持ちもの（ゴーグル、携帯電話、帽子）確認、移動の支援（宿⇄バス⇄ゲレンデ）・準備体操・リフト乗降・転倒時の補助、ザイルを使う補助などである。メンバー本人ができることは極力やってもらうが、不自由な足や片手では危険なことは補助する。

メンバーが転倒した場合、自力で立ち上がることが望ましいが、回数が多いと疲労してしまうので、適宜補助する。立ち上がる際には、立ちやすい向きがある。健側の板を山側に置くことで、健側の腕の力で立ち上がれる場合がある。メンバーの身体を引き上げる場合には、麻痺側上腕の引き抜きに注意する。また平地や上りでは、歩かせて無駄に体力を使うことがないように、後から押ししたりする。またスキー技能が進化中の方には、ときどきアドバイスを

ゲレンデでのサポートを必要としないメンバーの場合は、リフト乗降や食事のみのサポートとなり、一緒に滑っているだけになることが多い。スタッフが多数いる場合、サポートは1日のみで後はフリー滑降となるが、好き勝手に滑っているスタッフはほとんどおらず、メンバーと行動をともにすることが多い。サポートは基本的にはスキーで行なうが、人的余力があればスノーボードでも可としている。メンバー・スタッフの様子はビデオで撮影しておく。

### スキーブラ

股関節の外旋が強い人は滑走中にスキー板のトップが開いてしまい、方向やスピードをコントロールできなくなる。それを防ぐためにトップに装着して、外開きを防ぐのがスキーブラである。ブラはネジで締めて固定し、両側をワイヤーで繋ぐ。板のトップが開かない分、板を前後に動かして歩くことができないので、リフト乗降時には補助が必要である。子ども用のブラが市販されているが、大人が使うと外れたり壊れてしまう。コスモスでは義肢装具士が製作した特注品を使用している。

## ザイルを用いた補助（ヘビーサポート）

制動能力が低い段階では、腰またはブーツにザイルを縛りつけ、後ろでスタッフがプルークか横滑りをしながらザイルを引いて、制動と方向付けを助ける。腰の両側または両ブーツを縛る場合は、片側のザイルを引くことで滑る方向を変える（右方向に行かせたいのであれば、右側を引く）。腰の中央から1本で引く場合は、スタッフが左右に大きく移動しながらザイルを引く（右方向に行かせたいのであれば、左側に移動する）。力仕事になるので、十分の滑れるスタッフ3～5名が交代で引く。滑降の際には、他のスキーヤーやボーダーをザイルで引っかけないように気をつける。

## ケガ

メンバーに転倒や衝突があった場合には、まずケガ（骨折や脱臼）の有無を確認する。過去には、転倒によって足部の骨折が2件、手首の骨折が1件、肩の脱臼が1件あった。ともに麻痺側であったが、骨折の件では感覚鈍間のために痛みを感じず、宿に戻ってから気づくこともあった。スキーでは転倒はある程度起こるものだが、ケガの予防策としては入念な準備体操、適切なゲレンデの選択、十分な休憩、スキー技能の向上である。万一に備え、旅行（スキー）保険に加入している。

## （3）ゲレンデの選択

滑る日の朝に、その日に使用するスキー場を決定するが、コスモスでは、どのスキー場のどのゲレンデを選択するかは非常に重要な問題である。これまでに北海道、長野、福島などのスキー場でも行ってきたが、近年は新潟県越後湯沢に定宿を決めている。これはメンバー・スタッフとも首都圏在住者が多いため、新幹線や高速道路を使ったアクセスが良いことと、宿からいろいろなスキー場へのアクセスが良いことを考えてのことである。

越後湯沢には、最も未熟な人でも滑降可能なスキー場が6カ所ある（田代、舞子、湯沢高原、神立、湯沢パーク、NASPA）。この中から、当日の天候、雪質、混雑状況、休憩場所、メンバーの実力、スタッフの数などを勘案して1カ所に決める。そして使用するゲレンデについてスタッフに熟知させ、急斜面や悪雪斜面（アイスバーンやコブがある、雪が緩んでぼそぼそになっている）への侵入を回避させ、また休憩場所も決める（天候の急変や疲労などがある場合は柔軟に判断する）。

## （4）スタッフトレーニング

サポート終了後、メンバーを先に宿に帰してから、指導員によるレッスンを1時間半程度行なっている。ここではスキー技能の向上を図ったり、ザイルの引き方などを練習する。これは無料で自由参加であるが、ビデオ撮りなどを含むレッスンを楽しんでいるスタッフが多い。

こうしたことに加え、ツアーの半年以上前から種々の事務作業が始まる。メンバー・スタッフの名簿の管理、次のツアー日程の確定、宿との交渉、ツアー日時の周知と参加者の確定。直前には参加者の行動スケジュールの把握、ビール・つまみ・カップラーメン・ビンゴゲームの景品等の購入。当日はレンタル機材の借り入れと返却、ケガがあれば病院への付き添い、そして会計処理。こういう手間のかかることを、よく30年もやってきたと思っている。

## 片麻痺に特化したスキーはあるか？

基本的にはないと考えている。もちろん患側の手がストックを持つことができなかつたり、脚の筋力や関節の可動域にも左右差があるが、健側⇔患側の体重移動（これには左右ばかりでなく、前後方向への移動も含まれる）を促し、プルーク・ボーゲン（常に両方の板のテールを開いてハの字状態で滑る）から始め、シュテムターン（ターンするときだけ板をハの字に開きターン後は板を揃える）を経由してパラレルターン（常に両方の板を平行に揃えた状態で滑る）の習得を目指している。

片麻痺を有する場合、健側から患側への体重移動時に、バランスが崩れて転倒に結びつくことが多い。その理由として、① 患側の脚動作が不安定である ② 健側がターンの外足になるときに、筋力に頼り過ぎてバランスが悪くなつたり、健側の脚を突っ張り過ぎて、上体がターンの内側に倒れ過ぎてクロスオーバー（ターンの内側にある身体を次のターンの内側に移動させる＝体重の左右移動）をしにくくなる ③ 大腿部を内側に絞ることができずにエッジが効かないなどが考えられる。

筋力に頼り過ぎず、上体をターンの内側に傾け過ぎずにゆっくりと患側へ体重を移動させることができれば、適切な斜度で雪質が良い場合は転倒することなく十分に滑降できる。しかし雪質が悪くなつたり、疲労してくると転倒が多くなることは避けられない。

## 片麻痺を有する方々のスキー

### 上達度予測

過去の経験から、片麻痺などを有する方々のスキー上達度が、かなり予測できるようになってきた。上達には発症前のスキー経験・歩行能力・年齢が関係するように思われる。発症前にスキー経験があり、脚の麻痺が軽度で独歩ができれば（装具を使用している）、かなり滑れるようになる（雪質が良く、フラットな斜面なら20度程度の傾斜まで可能）。スクワットやランジができ、豊かなスキー経験があれば、障がいを感じさせないレベル（多少の悪雪や25度程度の斜度で滑れる）になる可能性がある。当然ながら、年齢が若い方が上達する。

しかし尖足が強い場合（足関節が固くブーツも履き難い）や、分回し歩行の場合（股・膝関節が固く、脚の運動性が不十分）は、スキー経験があっても上達に時間を要する。かつて通勤時に分回し歩行をしていたが、歩様を改善してスキーが上達した例もある。

小脳や脳幹部に機能不全がある場合は立位バランスが悪く、スキー経験があっても上達は困難と思われる。また定年退職して家にいる時間が増えることで体力が低下し、滑れる本数が減少してしまう傾向がある。

### 結語

片麻痺があっても（60才を越えても）、条件（ゲレンデの選択、充実したスタッフ、ブラやザイルなどの工夫）が整えば、スキーを楽しむことができる。

コスモスは身体的なリハビリテーションの場でもあるが、むしろQOLを拡張することに貢献している。

また志を持ったスタッフが参加することで、ツアーを楽しく、長期に渡って継続させることができる（忘年会や反省会、石垣島ツアーなども開催）。

メンバーと合宿することで、スタッフ（特に若手）はスキー技能はもとより、考え方や対人コミュニケーションなどの面でも成長する。

## 謝辞

長年に渡りコスモススキーツアーの開催・運営に多大な貢献をしていただいた以下の方々を初めとする多くのスタッフに、心から感謝を申し上げます。今後もよろしくお願いいたします。

小柳ひとみ氏（医療法人仁愛会・千歳園）

山岡まゆみ氏（元虎ノ門病院）

西野 歩氏（社会医学技術学院作業療法学科）

阿部 勉氏（リハビリ推進センター株式会社）

平田智秋氏（十文字女子大学人間発達心理学科）

古名丈人氏（札幌医科大学保健医療学研究科）

伊東 元氏（前茨城県立医療大学保健医療学部）