

全身協調バランストレーニング“スラックライン”の効果検証 に関する予備的検討

A pilot study on how to assess effects of “slackline” balance training

児玉 謙太郎[†], 山際 英男[‡], 安田 和弘^{*}

Kentaro Kodama, Hideo Yamagiwa, Kazuhiro Yasuda

[†]神奈川大学, [‡]東京都立東部療育センター, ^{*}早稲田大学

Kanagawa University, Tokyo Metropolitan Tobu Medical Center, Waseda University

kkodama@jindai.jp

Abstract

The present pilot study aimed to investigate whether the slackline training which requires participants to maintain their balance dynamically improve dynamic balance ability and which kind of task is appropriate for its assessment. Some previous studies investigated the effect of slackline training and reported its task-specific effect. However, they applied only static measures such as trajectory length of the center of pressure (COP). In our preliminary experiment, eight subjects (Slackline group: four males, Control group: four males) participated in the training consisted of once-a-week balance training (two 20 minutes sessions) on the slackline/ground for four weeks. Before/after one-month training, balance tests examining the single-leg standing balance ability on the hard and soft surface were conducted. The postural balance ability was evaluated by static and dynamic measures (COP trajectory length and DFA scaling exponent). As a result, we observed a tendency that in Slackline group, participants tended to decrease postural sway and increase the DFA scaling exponent more in the soft condition than in the hard condition. We should collect more data to confirm whether similar tendencies can be obtained statistically in the future.

Keywords — balance training, dynamic stability, embodiment, slacklining, nonlinear time series analysis

1. はじめに

スラックラインとは、ベルト状の綱（ライン）の上で、全身をダイナミックに協調させてバランスをとるスポーツである[1]。スラックラインはポリエステル/ナイロンで出来ており、ラインの上に乗ると全方向に揺れが生じるため、常に揺れながら動的にバランスをとる必要がある[2]。そのため、近年では、スポーツとしてだけでなく、アスリートの体幹やバランス能力のトレーニング、運動協調性や身体柔軟性向上のためのリハビリテーションなど幅広く応用されている[3]。

近年、スラックライン・トレーニングの効果を検証する研究は増えてきている。Donath らのレビューによると、スラックライン・トレーニングには課題特定の効果は大きいですが、他の静的・動的バランス課題には小さく限定的効果しか得られない[4]。ただし、これら

の先行研究で採用されているバランス能力の評価指標は、フォースプレートによって得られる圧中心位置（Center of Pressure : COP）の軌跡の長さや面積に基づくものばかりであり、COPの動揺が少なく小さいほど安定する、という意味で静的な指標である。一方、スラックラインというバランス競技・課題自体では、動きながら動的にバランスをとることが求められる。よって、トレーニングによって向上するバランス能力と、それを評価する指標とが合致しておらず、適切な効果検証が行われていない可能性がある[5]。姿勢研究においても、動的な安定性や身体システムのダイナミクスに関する動的な指標が検討されている[6]。また、バランス課題についても、より不安定な条件での検討（片脚立ちや軟らかいフォーム上での立位）など、様々な可能性が残されている状況だと言えよう。

本研究は、この動的バランス能力がスラックラインによって向上するかを検討することを目的とする。本発表では、トレーニング効果を評価する方法、課題について検討した予備的な実験の結果を報告したい。

2. 方法

実験参加者

実験には健常な男子学生 8 名（平均 20.25 歳, SD=0.89）が参加した。実験手続きは、神奈川大学における人を対象とする研究に関する倫理審査委員会で承認され、実験参加者は同意のもと実験に参加した。

実験装置

スラックラインによるトレーニングは屋内用器具（SLACKRACK300, GIBBON, 長さ 3m, 高さ 30 cm）を用いて実施された。バランス能力を評価するために計測された足圧中心（Center of Pressure: COP）位置は、フォースプレート（Leptirino CFP600YA302US : サンプリング周波数 100Hz）で計測された。取得した COP データの処理・分析には、MATLAB (R2017b, MathWorks), RStudio (1.1.423) が用いた。

実験デザイン

参加者はスラックラインでトレーニングをする群（SL群：4名）と、地面の上で同様のトレーニングを行う統制群（CNT群：4名）にランダムに配属されて実験に参加した。いずれの群も週1回のペースで計4回のバランストレーニングと、その前後でバランステストを実施した（図1）。毎回のトレーニングでは、参加者は図1のステップ1から順々に繰り返し行ってもらった。トレーニングは、先行研究[7]を参考に図1右の11段階のステップで難易度が高くなるパフォーマンスをステップ1からクリアしたら次に進むように行われた。SL群ではスラックラインの上で、CNT群では地面の上のテープの上でトレーニングが行われた。

ステップ1（片脚立ち）では、左右いずれかの脚でライン/テープの上に乗せ、30秒ずつ持続できた場合をクリアとした。ステップ2（両脚立ち）では、タンデムの姿勢で、左右それぞれの脚が前後となる状態で、15秒ずつ持続できた場合をクリアとした。さらに、片脚立ち、両脚立ちでは、実験者による補助の有無で段階を分けた（ステップ1～4）。ステップ5～6では、3mを前歩き、後ろ歩きで渡れた場合をクリアとした。ステップ7～8では、前歩き、後ろ歩きそれぞれ3m渡り切った地点でターンし、往復できた場合をクリアとした。ステップ9（両脚屈伸）では、両脚立ちの状態からしゃがんで地面に指先でタッチ、そのまま立ち上がり両脚立ちの状態を5秒持続できたら「成功」とし、連続3回「成功」が続いた場合をクリアとした。ステップ10では、参加者はライン/テープの上で片脚立ちをした状態で、左前方2m、右前方2mそれぞれの位置からゴムボール（直径15cm）を実験者から投げられ、それを受け取って投げ返すことができたなら「成功」と

し、連続3回「成功」が続いた場合をクリアとした。ステップ11では、参加者はライン/テープの上で片脚立ちをした状態で、実験者から投げられたゴムボールを左前方2m、右前方2mそれぞれの位置にあるゴミ箱（直径20cm、高さ30cm）の中に入れることができたなら「成功」とし、連続3回「成功」が続いた場合をクリアとした。

バランステストについては、本発表では、片脚立ち課題を硬い支持面の上で行う条件（Hard）と軟らかいラバーフォームの上で行う条件（Soft）を30秒間ずつ行ってもらい、条件は参加者内でランダムにされた（図1左）。

データ分析

本発表では、1か月のバランストレーニングの前後の片脚立ち課題中（30秒間）のCOP時系列データを対象にし、左右方向（X）と前後方向（Y）のフォースプレート上の平面での位置情報を分析した。COPは、身体の重心として近似でき、その2次元平面（XY面）上の位置の変化を時系列データとして取得することができる。バランス能力の評価には、COP総軌跡長（L）を用いた[8]。Lは「重心がどれくらい動揺したか」を表す指標であり、動揺量が少ない（Lが短い）ほど姿勢が安定しバランス能力が高いと解釈される。一方、動的なバランス能力の指標[5][6]としては、Detrended Fluctuation Analysis [9]（姿勢動揺の時間的相関構造を評価するフラクタル解析）によって算出されるスケーリング指数 α を用いた。 α は動揺（揺らぎ）の動的安定性を評価する指標として、歩行データや姿勢動揺データに用いられている[10]。 α は、 $0 < \alpha < 0.5$ のとき反持続性相関を、 $0.5 < \alpha < 1$ のとき持続性相関を示し、 $\alpha > 1$ のとき自己相関性はあるが α が1から離れるほどフラ

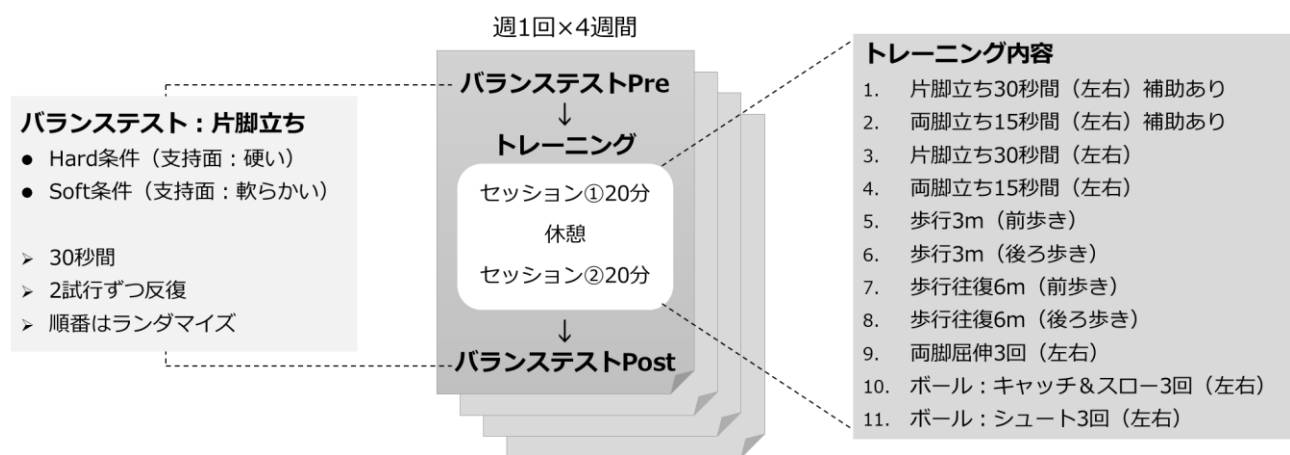


図1 実験デザイン

クタル性は消失する。また、 $\alpha=0.5$ のときホワイトノイズ (ランダム)、 $\alpha=1$ のときピンクノイズ ($1/f$ ゆらぎ) となる[11]。COP データについては、 α が 1 に近づくほどフラクタル性が高く動的安定性が高いと解釈される[12]。

3. 結果・考察

COP 総軌跡長

図 2 は、CNT 群、SL 群それぞれの COP 総軌跡長 L の平均と標準偏差を条件ごとにトレーニングの前後で比較したものである (図 2)。1 週目のトレーニング前 (Pre) では、CNT 条件では、Hard 条件で平均 148.29 (SD=41.60) cm、Soft 条件では、平均 214.32 (SD=80.76) cm であった。SL 条件では、Hard 条件で平均 148.64 (SD=10.30) cm、Soft 条件では、平均 198.42 (SD=26.64) cm であった。4 週目のトレーニング後 (Post) では、CNT 条件では、Hard 条件で平均 138.42 (SD=32.94) cm、Soft 条件では、平均 205.68 (SD=48.71) cm であった。SL 条件では、Hard 条件で平均 137.12 (SD=24.11) cm、Soft 条件では、平均 170.41 (SD=45.72) cm であった。

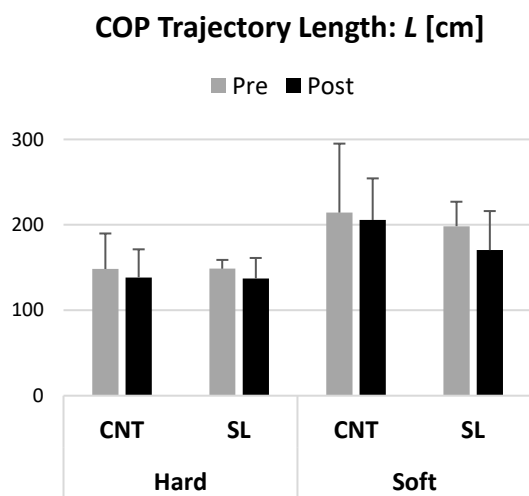


図 2 COP 総軌跡長 (L [cm])

COP 総軌跡長 L の分析結果からは、傾向として CNT 群も SL 群も Hard 条件のほうが Soft 条件より姿勢の動揺が少なく安定していること、トレーニング前後でも姿勢の動揺が減少し、静的なバランス能力が向上している可能性が示唆された。一方、CNT 群と SL 群の比較においては、Soft 条件でやや SL 群のほうが、 L が短くなり、より安定化が顕著となる可能性が窺える。しかし、これらは少数データの示した傾向にすぎず、

また個人差も大きいと考えられるため、今後、データ数を増やして検討する必要がある。

DFA スケーリング指数

図 3 は、CNT 群、SL 群それぞれの DFA スケーリング指数 α (COP 水平方向 X) の平均と標準偏差を条件ごとにトレーニングの前後で比較したものである (図 3)。1 週目のトレーニング前 (Pre) では、CNT 条件では、Hard 条件で平均 0.54 (SD=.044)、Soft 条件では、平均 0.53 (SD=.047) であった。SL 条件では、Hard 条件で平均 0.55 (SD=.035)、Soft 条件では、平均 0.53 (SD=.035) であった。4 週目のトレーニング後 (Post) では、CNT 条件では、Hard 条件で平均 0.55 (SD=.026)、Soft 条件では、平均 0.53 (SD=.032) であった。SL 条件では、Hard 条件で平均 0.57 (SD=.031)、Soft 条件では、平均 0.56 (SD=.027) であった。

DFA scaling exponent α (COPx)

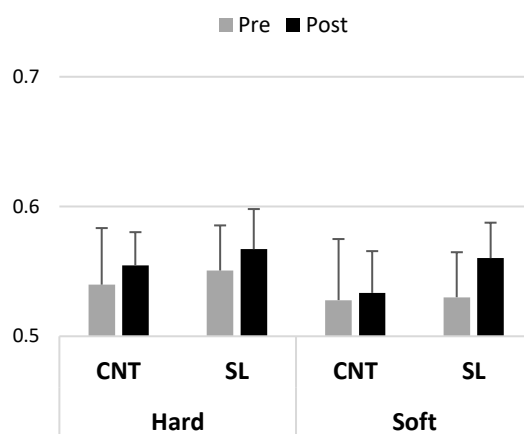


図 3 DFA スケーリング指数 α (左右方向 : X)

DFA スケーリング指数 α の分析結果からは、COP 水平方向の揺らぎについて、CNT 群も SL 群も Hard 条件では α がトレーニング前後で同じように増加し、ランダムな揺らぎ ($\alpha=0.5$) から持続性相関 ($0.5 < \alpha < 1$) が強くなっているように見て取れる。一方、Soft 条件では SL 群のほうが CNT 群よりトレーニング前後でその傾向が顕著に見られる。ただし、ばらつきも大きいため、今後、データ数を増やし同じような傾向が保持されるか検討する必要がある。

図 4 は、CNT 群、SL 群それぞれの DFA スケーリング指数 α (COP 水平方向 Y) の平均と標準偏差を条件ごとにトレーニングの前後で比較したものである (図 4)。1 週目のトレーニング前 (Pre) では、CNT

条件では, Hard 条件で平均 0.59 (SD=.050), Soft 条件では, 平均 0.58 (SD=.058)であった. SL 条件では, Hard 条件で平均 0.59 (SD=.037), Soft 条件では, 平均 0.61 (SD=.056)であった. 4 週目のトレーニング後 (Post) では, CNT 条件では, Hard 条件で平均 0.63 (SD=.040), Soft 条件では, 平均 0.62 (SD=.059)であった. SL 条件では, Hard 条件で平均 0.62 (SD=.059), Soft 条件では, 平均 0.65 (SD=.021)であった.

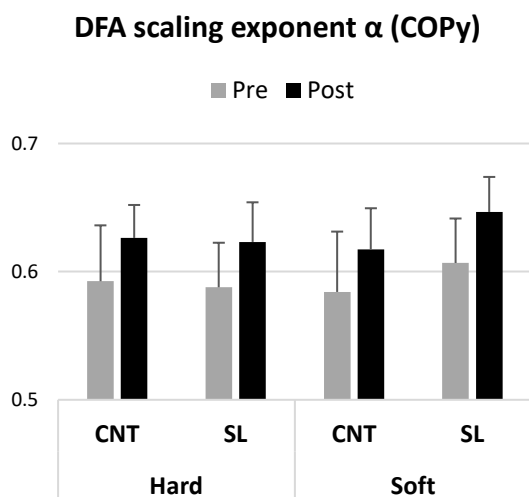


図4 DFA スケーリング指数 α (前後方向: Y)

DFA スケーリング指数 α の分析結果からは, COP 前後方向の揺らぎについても水平方向と同様に, CNT 群も SL 群も Hard 条件では α がトレーニング前後で同じように増加し, ランダムな揺らぎ ($\alpha=0.5$) から持続性相関 ($0.5 < \alpha < 1$) が強くなる傾向が見られる. 一方, Soft 条件では CNT 群では Hard 条件と同じような値を示しているが, SL 群ではトレーニング前後での α の上昇が顕著に見える. ただし, この結果についても, 今回は少数データから観察された傾向にすぎないため, 今後, データを増やし同様の傾向が観察されるか確認する必要がある.

総合考察

本稿では, 全身の協調が求められるスラックラインという動的なバランストレーニングによって, 動的なバランス能力が向上するか, そのトレーニング効果を評価できる方法, 課題は何かを検討した予備実験の結果を報告した. その結果, トレーニングの前後で SL 群のほうが CNT 群より, 支持面の軟らかく不安定な Soft 条件で, 1) 静的な指標 (姿勢の動揺量=動かないほど安定という意味) がより減少し, 2) 動的な指標 (時間相関のある揺らぎという意味) でもランダム

な揺らぎから持続性相関という構造をもった揺らぎに変化しより動的安定性が高まる可能性, が示唆された. しかし, 今回は各群 4 名ずつの少数データであり, 統計的な検定は行っていないため, 今後さらなる検証が求められる.

今回の片足立ち課題では, α の平均値は XY 成分いずれも持続性相関 ($0.5 < \alpha < 1$) の範囲であったが, XY を比較すると, 前後方向 (Y) のほうが左右方向 (X) よりも持続性相関が強い傾向が見られる. これについては, 片脚立ちという課題の影響なのかどうか, 両脚立ちと比較するなどして今後検討したい. また, α の値自体についても, 今後, ランダムなホワイトノイズ様の揺らぎ ($\alpha=0.5$) と異なるかについてはサロゲートデータと比較するなどして確認する必要がある[13]. また, 今回は DFA という手法により動的なバランス能力の評価を行ったが, 他の解析手法についても今後は検討したい (揺らぎの複雑さを評価するエントロピー解析など[6][14]).

今回の予備的検討では, バランス課題として, 片脚立ち課題を採用し, さらに支持面の安定性を Hard 条件と Soft 条件で比較した. その結果, より不安定である Soft 条件で SL 群と CNT 群の違い, つまりスラックライン・トレーニングの効果がより顕著に出る可能性が示唆された. このことは, ある意味でスラックライン・トレーニングの効果が課題特定のである (スラックラインのような不安定なバランス課題でしか効果がみられない) という先行研究の主張とも一致する[4]. その意味では, 今後, 他のバランス課題として, 高齢者の転倒研究などで用いられている外乱パラダイム[15]で検討すると, スラックラインのトレーニング効果をより多角的に評価できる可能性がある.

5. むすび

本研究では, 全身を協調させ動的にバランスをとる必要があるスラックラインが, 動的なバランス能力のトレーニングとして効果があるのかを検討することを目標に, 本稿では, そのための効果を評価する方法, 課題について検討した予備的な実験の結果を報告した. 実験には, スラックライン上でバランストレーニングを行う群 (SL 群) と, 地面の上で同様のトレーニングを行う群 (CNT 群) それぞれ 4 名ずつが参加した. 週 1 回のトレーニングを 4 週間行い, その前後でバランステスト (支持面が硬い Hard 条件, 軟らかい Soft 条件それぞれの条件で片脚立ちを実施) を行うことにより

トレーニング効果を検証した結果, SL 群のほうが CNT 群よりも, Soft 条件で姿勢の動揺が減少し, 揺らぎの質も持続性相関という構造をもった揺らぎに変化する傾向が観察された. しかし, これらは少数データでの定性的な観察結果であり, 今後, さらにデータを収集することで統計的に調べる必要がある.

参考文献

- [1] H. Ashburn, (2013) “*How to Slackline!: A Comprehensive Guide to Rigging and Walking Techniques for Tricklines, Longlines, and Highlines*”, Falcon Pr Pub Co.
- [2] K. Kodama, Y. Kikuchi, and H. Yamagiwa, (2017) “Whole-body coordination skill for dynamic balancing on a slackline”, *New Frontiers in Artificial Intelligence*, Springer, pp. 528–546.
- [3] C. P. Gabel, N. Rando, and M. Melloh, (2016) “Slacklining and stroke: A rehabilitation case study considering balance and lower limb weakness.”, *World J. Orthop.*, vol. 7, no. 8, pp. 513–518.
- [4] L. Donath, R. Roth, L. Zahner, and O. Faude, (2016) “Slackline training and neuromuscular performance in seniors: A randomized controlled trial”, *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 26, no. 3, pp. 275–283.
- [5] K. Kodama, H. Yamagiwa, and Y. Kikuchi, (2016) “Improving dynamic embodied adaptability: A pilot study on slackline balance training”, *Proceedings of 1st International Symposium on Embodied-Brain Systems Science*, p. 41.
- [6] N. Stergiou, (2016) “*Nonlinear analysis for human movement variability*”, CRC Press.
- [7] M. Keller, J. Pfusterschmied, M. Buchecker, E. Müller, and W. Taube, (2012) “Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes”, *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 22, no. 4, pp. 471–477.
- [8] A. Shumway - Cook and M. H. Woollacott, (2013) “*モーターコントロール: 運動制御の理論から臨床実践へ*”, 医歯薬出版.
- [9] C. Peng, S. V. Buldyrev, S. Havlin, M. Simons, H. E. Stanley, and A. L. Goldberger, (1994) “Mosaic organization of DNA nucleotides”, *Phys. Rev. E*, vol. 49, no. 2, pp. 1685–1689.
- [10] J. M. Hausdorff, (2009) “Gait dynamics in Parkinson’s disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling”, *Chaos*, vol. 19, no. 2.
- [11] D. Delignières, K. Torre, and P.-L. Bernard, (2011) “Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control.”, *PLoS Comput. Biol.*, vol. 7, no. 2, p. e1001089.
- [12] N. Stergiou and L. M. Decker, (2011) “Human Movement Variability, Nonlinear Dynamics, and Pathology: Is There A Connection?”, *Hum. Mov. Sci.*, vol. 30, no. 5, pp. 869–888.
- [13] H. Kantz and T. Schreiber, (2003) “*Nonlinear time series analysis*”, Cambridge University Press.
- [14] K. Kodama, K. Yasuda, and H. Yamagiwa, (in press) “Constraints on joint degrees of freedom affect human postural dynamics: A pilot study”, *New Frontiers in Artificial Intelligence*, Springer.
- [15] Y. Okubo, D. Schoene, and S. R. Lord, (2017) “Step training improves reaction time, gait and balance and reduces falls in older people: a systematic review and meta-analysis”, *Br. J. Sports Med.*, vol. 51, no. 7, pp. 586–593.