

足爪振動を用いた歩行安定化手法の有効性検証

酒井健輔^{†1} 蜂須拓^{†1} 橋本悠希^{†1}

概要: 本研究では、歩行を安定化させるために、足爪上から振動刺激を提示することで足底の触覚受容器を刺激する手法を提案する。我々はこれまで、手の指爪に振動刺激を与えることによって指腹に振動を知覚するという錯覚現象の研究を行ってきた。この研究成果を足に応用し、簡便な装置による足底触覚受容器の刺激によって人間の運動機能を向上させ、歩行を安定化させることを目指す。本稿では、提案手法による足踏み時の重心動揺への影響を検証した。足爪振動の有無で足踏み時の重心動揺を比較したところ、足爪振動有りの場合において元々重心動揺が大きい人の重心動揺が減少し、足踏みが安定することが確認された。これにより、歩行が不安定な人に対して、日常的に歩行を支援する歩行支援装置への応用が期待される。

キーワード: 歩行安定化, 爪上振動刺激, 足底触覚

Validity of Gait Stabilization Method by Vibration on Toenail

KENSUKE SAKAI^{†1} TAKU HACHISU^{†1}
YUKI HASHIMOTO^{†1}

Abstract: We present a novel method for stabilizing human gait by providing tactile sensations at the sole of the foot. Thus far, we have developed a tactile display for finger pad using a tactile illusion. The illusion induces tactile sensations on a finger pad contacting surface while the vibrator provides stimulus on a fingernail. We apply the illusion to the toenail to provide tactile sensation on the sole. We confirm that our approach has potential to stabilize human gate through a laboratory pilot study.

Keywords: Gait stabilization, Nail-mounted tactile display, Sole-tactile sensation

1. はじめに

人間の歩行動作において、足底に伝わる感覚は重要である。足底は、地表面と唯一接触している部位であり、足底には多数の機械受容器が存在する。したがって、外部環境である地表面から足底を通して力触覚を得ることで、我々は様々な地面の状況に対応した安定な歩行動作を実現している。足底から得られる力覚と触覚はそれぞれ表 1 に示すような役割を担っており[1]、大きな動きを生じない日常生活には、触覚が安定した歩行動作に大きく寄与すると推測される。実際、足底に刺激を与えることで重心動揺の減少や動的バランスが向上するという知見が存在する[2]。また逆に、足底を冷却することによって感覚を麻痺させると、バランス機能が低下することが知られている[3]。

近年の一般的に流通している靴は、足の保護を目的として靴底のクッション性を高くする傾向がある。これらの靴は、路面からの衝撃を吸収する効果があり、足の保護や負荷の軽減に有効である[4]。しかしながら、足底へ伝わるはずの力触覚も減衰されるため、足底の感覚を鈍らせるという問題点が指摘されており[5]、高齢者が転倒する原因の一つと言われている。

表 1 歩行動作における力覚と触覚の役割[1]

Table 1 The role of haptic sensation for walking [1]

感覚	役割
力覚	床面の水平移動・回転等の動的な外乱刺激に対する運動の誘発
	前後方向の身体立て直しのために力学的強度を制御する際の情報源
触覚	応答時間を早くする
	小さい傾斜(動揺)制御のための情報源

一方で、歩行を支援する研究が数多くなされている。例えば、機械的に運動機能を補助するもの[6][7]、上肢と下肢の運動リズムに着目したもの[8]、下肢への振動刺激によって歩行を支援するもの[9][10][11]等が挙げられる。しかしこれらは、装置が高価であることや装置の重量による装着の負担、日常動作の制限等が問題として考えられる。

足底への振動刺激によって触覚を提示する研究も数多くなされている。例えば、床面自体を振動させるもの[12][13]や、スリッパや靴底に振動子を埋め込むもの[14][15][16]がある。しかし、床面からの振動提示は移動範囲の制限、振動子が靴底に埋め込まれた靴には歩き心地の低下がそれぞれ問題点として挙げられる。また、これらの研究は

^{†1} 筑波大学
University of Tsukuba

テクスチャ提示やナビゲーションを目的としており、歩行安定化については言及していない。

以上から本研究では、靴本来の履き心地を保ちながら、日常的に歩行を支援可能な足底触覚提示システムの実現を目指す。これを実現するためには、小型かつ簡便な装置によって、歩き心地を低下させない場所から効率的に触覚を提示することが必要だと考えられる。そのために我々は、指爪上からの振動刺激によって指腹に振動を知覚する触錯覚[17][18]に着目し、これを足指に応用する手法を考えた。本手法は先に述べた要件を満たす。本稿では、歩行安定効果を検証するために、足踏み時の重心動揺を実験室実験により計測する。

2. 先行研究

2.1 運動機能のサポート

運動機能をサポートする研究は近年増加しており、山海らの HAL[6]に代表されるようなモータの力で能動的に補助するシステムや、佐野らの ACSIVE[7]に代表されるような受動的に補助するシステム等、多様なシステムが開発されている。これらは身体障害者の歩行実現や作業負荷の低減に効果がある。これに対して河野らは、前腕を動かす装置を用いて上肢と下肢の運動リズムを同期させ、ユーザを安定した歩行パターンに近づける研究を行っている[8]。しかし、これらの装置は、使用者の体格によって装置の形状や大きさを変える必要があるため、個々へのフィッティングが容易ではないことが考えられる。

一方で、膝関節に振動を提示することで歩行動作をサポートする研究が、昆陽らによって行われている[9][10]。これらの研究では、立脚時の足関節に 100 Hz 以上の振動刺激を提示することで歩容に影響を与えることを示した。しかし、具体的な効果を示すには至っていない。これに対して佐野らは、下肢の腱に振動刺激を与えることで、転倒リスク評価の指標が向上することを報告している[11]。この研究では、リアルタイム運動計測システムによってトレッドミル上の歩行を計測することで、膝蓋腱およびハムストリング筋腱刺激時に転倒リスクが低下することを示した。

2.2 足底への振動刺激

足底への振動によって触覚を提示する研究は、これまでに幾つか存在する。その中でも、地面の感触の再現するものとして、床下に配置したアクチュエータで床面自体を振動させるものが挙げられる[12][13]。これらは、雪や氷、砂地等を歩くときの感触を再現することができる。しかし、床面を振動させるため、装置の上でしか感覚提示することができない。また、床面を十分に振動させるには、比較的大きなエネルギーが必要である。

一方で、スリッパの底面や靴の底に振動子を埋め込む研究も存在する[14][15][16]。これらは、靴とアクチュエータが一体となっているウェアラブルデバイスであるため日常

的な利用が可能である。しかし、足底の皮膚は分厚いため、振動を確実に伝達するには比較的強い振動が必要である。また、靴底に振動子を埋め込んだことによる履き心地の低下や、足底に伝わるはずの地面情報が振動子によって減衰されてしまうという問題が生じる。

3. 提案手法

我々は、手指の爪上に振動を提示することで指腹に触覚を知覚させる触錯覚ディスプレイ[17][18]を足爪に応用することで、足底の触覚受容器に振動刺激を伝達する触覚提示手法を提案してきた(図 1)。これまでの研究[19]では、足指においても手指と同様に本錯覚現象が生起することを確認し、本手法が足指に応用可能であることを示した。また、本錯覚現象の生起と足指にかかる荷重の関係を明らかにした(図 2)。これにより、歩行時の足の接地(以下、立脚)中は常に本錯覚が生起可能であることを確認した。さらに、各指の振動振幅のキャリブレーションの手間を削減できる知見を得た。以上から、先行研究では本手法を用いた簡便で手間の少ない装置を構築できる可能性を示した。

本手法は足指のみへの提示となるが、足指は足底の部位の中で特に機械受容器の分布密度が高いため、刺激に対して敏感であること[5]や、足先を含めた足前部への刺激によって、静止立位時の足圧中心動揺が減少すると報告されている[20]。以上から、足指に焦点を当てたことは妥当であると考えられる。また、足底に振動子を配置する既存の手法と比較して、ウェアラブルデバイスとして実装した際に歩行動作への障害が小さいことが利点として挙げられる。そのため、日常的な歩行支援の実現が期待できる。具体的には、足底に振動刺激を与えることで重心動揺が減少するという知見を基に、歩行中に本錯覚を生起させることで、足底に振動刺激を伝達し、歩行を支援することを目指す。



図 1 提案手法の概要

Figure 1 Illustration of our approach

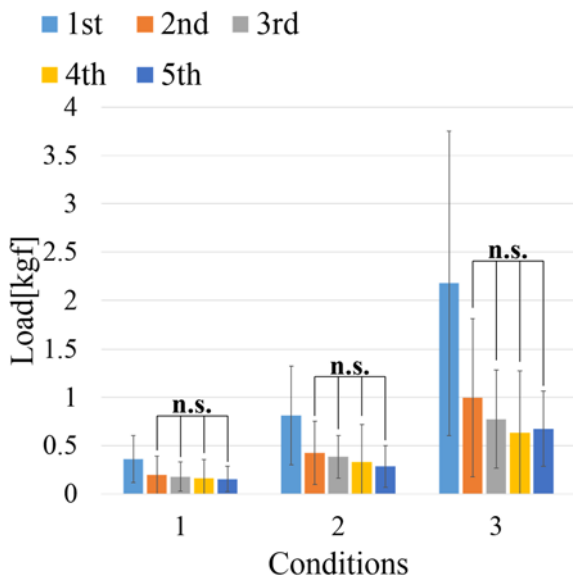


図 2 各指の 3 条件下における荷重(1: 指の腹に振動を知覚する下限の荷重 2: 指の腹に振動を最も強く感じる荷重, 3: 指の腹に振動を感じる上限の荷重)[19]

Figure 2 Load on each finger to fulfill the three condition (1: load to start to feel the vibration on the finger pad, 2: load to feel the most intensive vibration on the pad, and 3: load to start not to feel the vibration on the pad) [19]

4. 実験

4.1 目的

本実験では、本手法が歩行支援に有効である可能性を検証するために、足踏み時の重心位置の推移へ及ぼす影響を観察した。

4.2 実験装置

本実験では振動の提示に振動子(日本電産コパル株式会社:LD14-002), オーディオアンプ(Diode Incorporated: PAM8406), マイクロコントローラ(NXP Semiconductors: mbed NXP LPC1768), 振動振幅の計測に加速度センサ(Kionix: KXR94-2050)を用いた。また、立脚を検知するために、圧力センサ(ニッタ株式会社: FlexiForce A201-1)を用いた(図 3)。重心位置の推移の計測には重心動揺計(任天堂: バランス Wii ボード)を用いた。振動子は図 4 に示すように足爪上にネイルチップ用の両面テープで固定した。さらに、振動子の上に両面テープで加速度センサを固定した。振動子への入力マイクロコントローラの PWM 出力端子から振動子の共振周波数である 150 Hz の矩形波を出力し、アンプにより増幅したものをを用いた。母指が指の中で最も感度が高いため、本実験では母指を振動提示の対象とした。振動振幅の調整は、次節で述べる方法で行った。圧力センサは、足の母指球に取り付け、圧力値による立脚検知を行った(図 5-(a))。

圧力センサの値をマイクロコントローラにより計測し、

約 1.8 N を超えた際に立脚、約 1.3 N を下回れば遊脚(足が地面から離れた)と設定した。この圧力値は、予備実験を繰り返すことで経験的に決定した。マイクロコントローラによる立脚の検知結果と、重心位置の推移を比較して、被験者全員において立脚検知の誤認識率の検証を行った結果、0%であった。誤認識率 P は、

$$P = \frac{N - M}{N} \times 100$$

とした。 N はマイクロコントローラによる立脚検知回数、 M は実際の立脚回数である。また、バランス Wii ボードの座標軸は図 5-(b)のように、被験者の右手側を X 軸正方向、被験者の背中側を Y 軸正方向と定義した。

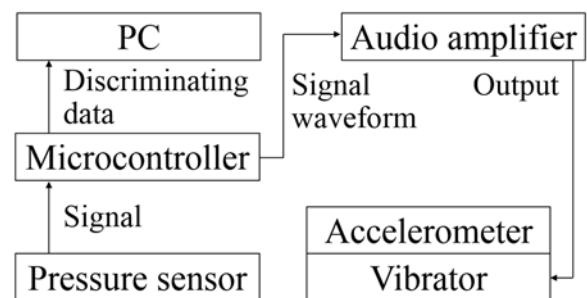


図 3 振動提示・立脚判別装置の構成

Figure 3 Configuration of the setup for presenting vibration and measuring the amplitude

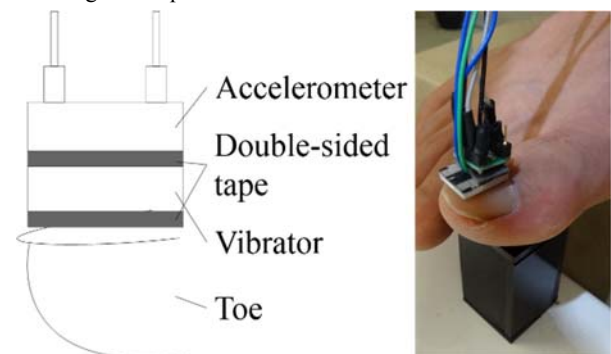


図 4 振動子・加速度センサの装着

Figure 4 Installation of vibrator and accelerometer

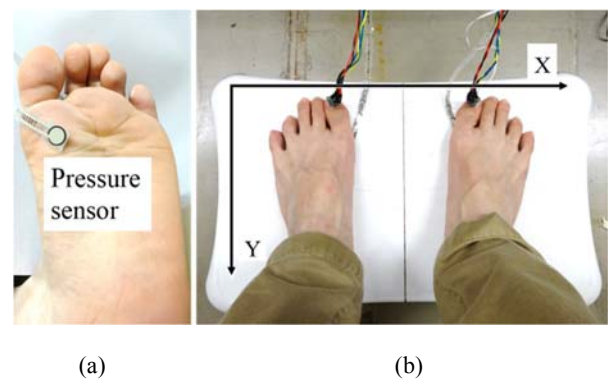


図 5 (a) 母指球に圧力センサを取り付けた様子, (b) バランス Wii ボードの座標軸の定義

Figure 5 (a) A pressure sensor on a thumb ball, (b) Definition of coordinate axis on the Wii Balance Board

4.3 実験手順

まず、被験者は両母指の爪に振動子と加速度センサを固定し、足を浮かせ、加速度センサが地面と水平になるよう保持し、実験者が加速度センサの振動振幅が 3.0 G となるようにアンプのボリュームを調整した。本振幅値は、アンプの出力上限と個人差による変動および、運動による機械受容器の感度の低下を考慮して経験的に決定した。

次に、実験者は被験者をバランス Wii ボード上に立たせた。そして、被験者にヘッドホンを装着させ、メトロノーム音(120 bpm)を提示し、それに合わせて 70 秒間足踏みするように指示した。足踏み中、被験者に 3 m 前方、高さ 1.6 m の印を常に見るように指示した(図 6)。この際の重心位置を 60 sample/s で計測した。

本試行を「振動無し」と「振動有り」の条件下で行った。振動は、圧力センサによる立脚検知結果を基に、立脚中常に提示した。振動提示条件はランダムな順番で行った。1 条件あたり 10 試行、計 20 試行を行った。なお、試行間には 30~60 秒程度の休憩をとり、疲労や順応の効果を抑えた。被験者は 20 代男性 10 名であった。

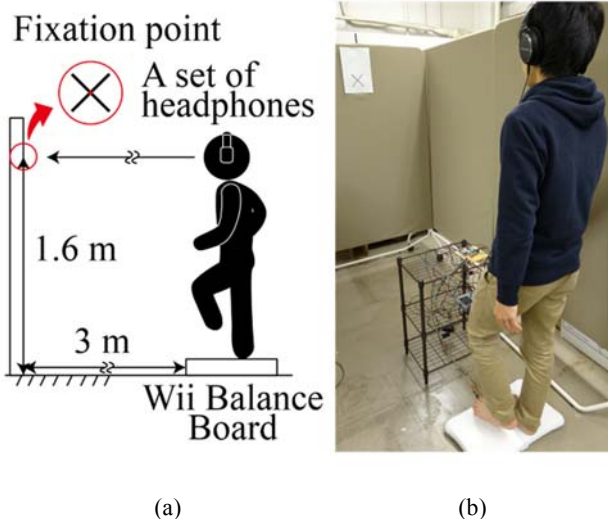


図 6 (a) 重心位置計測装置の構成図、(b) 実験の様子
Figure 6 (a) Illustration of the setup for measuring the position of center of gravity, (b) Scene of experiment

4.4 解析方法

1 試行より得られる結果は、70 秒間の重心位置の推移である。まず、本結果に対し、比較的重心位置が不規則な挙動を示した最初と最後の約 5 秒間、計約 10 秒間を排除した。そして、本結果の X 軸方向の重心位置の推移をゼロクロス法によって 1 周期ごとに分割し、これを左右一歩ずつの足踏み(1 サイクル)とみなした。次に各サイクルの重心の X 軸方向の推移の最大・最小値を平均し、1 サイクルあたりの重心とした(図 7)。バランス Wii ボードは Y 軸方向に短く、重心位置の推移があまり観察できなかったため、本解析では Y 軸方向の重心位置の推移を考慮しないことにした。

本実験は、120 bpm のリズムで足踏みを行ったため、1 秒当たり 1 サイクルである。そのため、1 試行あたり 60 サイクル分の X 軸方向の重心が求められる。外れ値を除外するために、最初の 5 サイクルの重心の平均と最後の 5 サイクルの重心の平均の差が、それらの標準偏差の 2 倍を超えていればその試行を除外した。残された各試行の 60 サイクルの重心の標準偏差(以下、重心動揺値)を歩行の安定度の指標とした。さらに、表 2 表 3 のように全被験者を振動無し条件下での重心動揺値が大きかった上位 5 名と下位 5 名に分けた。これは足踏みが安定な群と不安定な群に分けて本手法の効果を分析するためである。

得られた重心動揺値に対して 2 要因混合分散分析を行った。要因は被験者条件(足踏み安定群、足踏み不安定群)と振動条件(振動有り、振動無し)である。

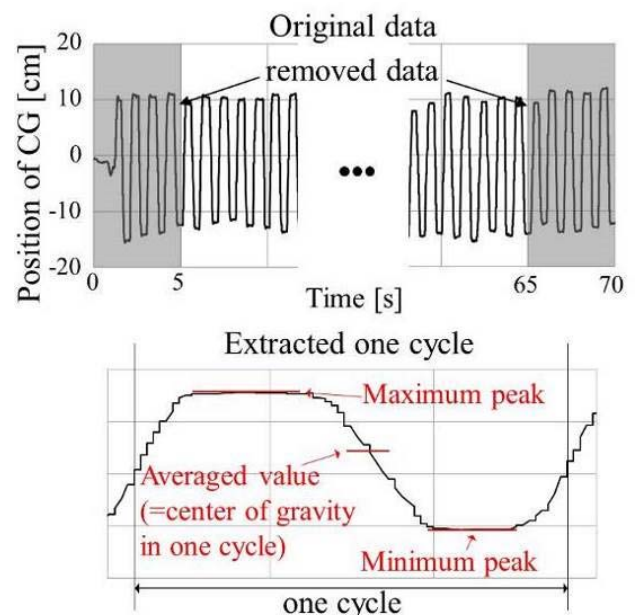


図 7 1 サイクルあたりの重心位置の処理方法
Figure 7 Method to process the position of center of gravity

表 2 足踏み不安定群の各条件における重心動揺値

Table 2 Body sway value each condition on steady step group

被験者	重心動揺値 cm	
	振動無し	振動有り
D	1.644	1.353
I	1.566	1.452
H	1.198	1.173
A	1.126	0.965
B	1.040	0.898

表 3 足踏み安定群の各条件における重心動揺値

Table 3 Body sway value each condition on unsteady step group

被験者	重心動揺値 cm	
	振動無し	振動有り
C	1.036	0.906
G	1.000	1.038
J	0.949	1.036
E	0.914	1.114
F	0.890	0.899

4.5 実験結果

実験結果を図 8 に示す。分散分析の結果として、交互作用($F(1,8)=7.438, p<0.05$)において主効果が認められ、被験者条件($F(1,8)=5.266, p<0.1$)において有意傾向が認められ、振動条件($F(1,8)=2.363, p=0.1628$)においては主効果が認められなかった。被験者毎に重心動揺値(表 2 表 3)を見ると、振動無し条件で特に重心動揺値が大きかった被験者 D は、振動を提示することで重心動揺値が約 0.3 cm 減少し、最も大きな変化を示した。一方で被験者 E は、振動を提示することで重心動揺値が約 0.2 cm 増加した。また、各群の重心動揺値の平均値は振動提示によって、足踏み不安定群で約 0.15 cm 減少し、足踏み安定群で約 0.04 cm 増加した。

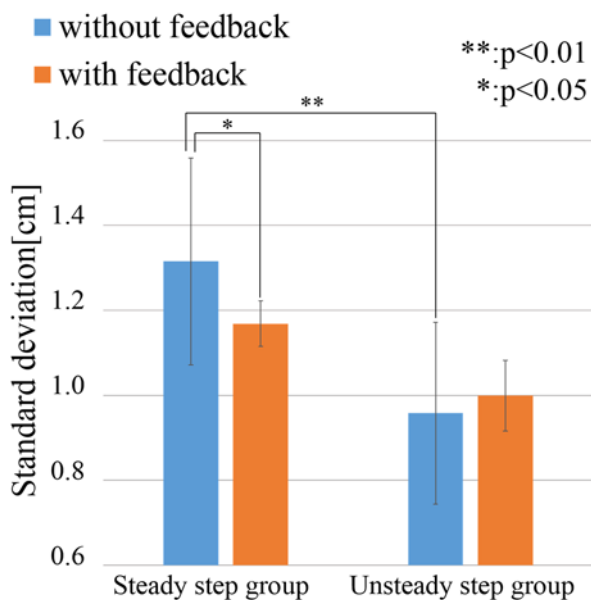


図 8 各群の振動条件における重心位置の標準偏差

Figure 8 Standard deviation of the position of center of gravity on each group

4.6 考察

本実験結果から、本手法は足踏みが不安定であった群に対して、重心を安定させる効果が確認された。

しかし、足踏み安定群では振動を提示することで重心動揺値が増加していた。特に被験者 E は重心動揺値が大きく増加した。原因として、実験を行う前に被験者 E は右足の痛みを訴えており、振動刺激によって痛みによる重心動揺が増加した可能性が考えられる。これに関しては、痛みの場所や度合い等と重心動揺、振動提示の関係を明らかにすることが必要である。他の重心動揺値が増加した被験者に関しては、元々重心動揺値が小さかったことや、振動条件間に有意差が認められなかったことから誤差であると考えられる。

本手法の実際の歩行における有効性に関しては、本実験が足踏みという状況下であったため、更なる実験によって効果を検証する必要がある。しかし、本実験はバランス Wii ボード上のみの限定された範囲であったこと、印を注視しながらの足踏みであったこと、素足であったことから重心動揺値が変化しにくい条件であったと言える。それに関わらず、重心動揺値が有意に減少したため、実際の歩行でも同様の結果が得られる可能性が高い。歩行時にも重心動揺値の減少が確認できれば、本手法によって砂利や坂道等のふらつきやすいと想定される路面上や、細い通路や人混みの中等のふらつきと危険な場所で安全な歩行の実現が期待できる。さらに、今回の実験に用いた回路の大きさはおよそ 5 cm × 7 cm × 2 cm と小さく、重さは約 70 g と軽量で、靴の上に設置しても歩き心地を阻害する可能性は低いと考えられる。したがって、本手法は比較的小型で軽量の装置で実現可能であり、靴を履くだけで利用できる装置となることが期待される。また、普段履いている靴に実装することで、履きなれた靴を歩行支援装置として利用できる。これは、大きさや重さ、装着の手間、歩き心地等を考慮すると従来の足底へ振動を提示する手法よりも日常的な利用に適していると考えられる。しかし、これはバッテリーを除いた大きさ、重さであるため、小型なバッテリーを用いることやより省電力で小型な回路に改良することでバッテリーを含めて小型化、軽量化を図っていくことが必要である。

5. おわりに

本稿では、歩行動作の安定化に寄与する可能性の高い足底へ触覚を付加することにより、歩行動作を安定化させる手法を提案した。

本錯覚現象が歩行動作に及ぼす効果の検証として、足踏み時における重心位置の推移を足爪振動の有無で比較した。その結果、足踏みが不安定だった群の重心動揺値が、振動を提示することで減少することが確認された。このことから、本手法が歩行中の重心バランスを安定化させる可能性が示唆された。

今後は、本手法を実際の歩行に用いた場合の重心位置の推移を計測することで、有効性を検証する。また、重心動揺値が減少した原因解明のために、足底へ直接振動を提示した場合や足甲等に振動を提示した場合の結果と本実験結果を比較する。

庄中心動揺に与える影響”, 理学療法化学 28(6), pp. 801-804, 2013.

参考文献

- [1] 高柳, “なぜ荷重感覚が必要か. 下肢疾患の加速的リハビリテーション(井原秀俊編)”, pp. 37-51, 南江堂, 1999.
- [2] E. Palluel, V. Nougier, et al., “Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly Age”, 30(1), pp.53-61, 2008.
- [3] 崎田, 高杉・他, “足底, 下腿個別冷却後の足部外乱刺激に対する立位姿勢反応の重心および足圧中心偏位に与える影響”, 理学療法科学, 22(4), pp.449-455, 2007.
- [4] 鈴木, 田中, “足底感覚と履物”, 理学医療, No. 23 No. 9, pp. 1273-1279.
- [5] 細田, 松田・他, “足底感覚と平衡機能”, 理学医療, No.23 No9, pp.1246-1253.
- [6] CYBERDYNE 株式会社, HAL, <http://www.cyberdyne.jp/>
- [7] 株式会社ナンブ, ACSIVE, <http://www.nambu-y.jp/acsive/>
- [8] 河野, 猿田・他, “上肢へのリズム運動入力を用いた歩行支援”, Proceedings of 15th Conference on Department of System Integration (SI2014), pp.1381-1386, 2014.
- [9] 大竹, 永谷・他, “下肢への振動呈示による歩行サポートに関する研究 第1報: 歩行時における下肢伝搬振動の計測・再生装置の開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2013, 2A2-A07, 2013.
- [10] 大竹, L. B. Porquis・他, “下肢への振動呈示による歩行サポートに関する研究 第2報: 歩行時の下肢振動呈示による歩容への影響の調査”, 第14回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会(SI2013), pp. 2423-2424, 2013.
- [11] 佐野, 村井・他, “リアルタイム歩行計測システムを用いた振動介入による歩行変容評価”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2A2-13a1, pp. 1-2, 2016.
- [12] Y. Visell, A. Law, et al., “Touch is Everywhere: Floor Surfaces as Ambient Haptic Interfaces”, IEEE Transactions on Haptics, 2 (3), 2009.
- [13] L. Terziman, M. Marhcal, et al., “The King-Kong Effects: Improving Sensation of Walking in VR with Visual and Tactile Vibrations at each Step”, IEEE Symposium on 3D User Interfaces, No. 978-1-4673-1204-2, pp. 19-26, 2012.
- [14] 久米, 白井・他, “足裏への皮膚振動刺激による情報伝達”, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, Vol. 3, No3, 1998.
- [15] 渡邊, 安藤・他, “靴型インタフェースによる歩行ナビゲーションシステムの研究”, 情報処理学会論文誌 Vol. 46, No. 5, pp. 1354-1362, 2005.
- [16] 飯倉, 辻・他, “靴底に対する振動付与による路面歩行間の修飾提示”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1P1-20a5, pp. 1-2, 2016.
- [17] 安藤, 渡邊・他, “Augmented Realityのための爪装着型触覚ディスプレイの研究”, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J87-D-II, No.11, pp.2025-2033, 2004.
- [18] 橋本, 湯村・他, “爪上振動を利用したなぞり動作における触覚伝送手法”, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.16, No.3, pp.399-408, 2011.
- [19] 酒井, 橋本, “足爪振動を用いた足底感覚提示手法における各指の知覚特性の検証”, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, pp. 1-4, 2015.
- [20] 小原, 吉岡, “靴インソールによる足底刺激部位の違いが足