

歩行能力の評価・訓練のための足踏み測定器の開発

中村隆夫, 小西 均¹⁾, 辻 博明²⁾, 楠原俊昌, 山本尚武

要 約

日常生活で杖をついたり, 老人車などを押したりなど歩行能力の低下した人に対する簡便・安価で効果的な歩行訓練方法, 訓練機器はない。歩行能力の低下した人が体の移動を伴う歩行訓練をする場合, 常に転倒の危険性を伴うために, 介護者が必要であったり, 転倒の不安のために動作が消極的になり, 訓練の効果が半減する。これに対して, ゆっくりとした足踏みは歩行能力の低下した人に対しては下肢筋力の強化, バランス訓練となり, 歩行能力を向上させる。しかし, 足踏みが適切におこなわれているか, 訓練の効果の程度についての評価ができなかった。

そこで, 歩行能力の評価・訓練のために足踏み状態をモニタすることができる足踏み測定器を開発した。本装置は, 足踏みをするマット2枚およびノートパソコンなどから構成されている。足踏み中における両脚立脚, 左右それぞれの片脚遊脚の状態をマットスイッチのON, OFF状態にて判断する。測定後, 歩数, 平均両脚立脚時間, 平均片脚立脚時間などの解析・表示を行う。最後に歩行能力が低下した被験者の足踏みを測定して, 杖歩行など日常の歩行状態と足踏みの状態との関係を示し, 足踏み測定の有効性についても検討した。

キーワード: 足踏み, 歩行訓練, 歩行能力, 高齢者

はじめに

歩行能力の高い人に対してはトレッドミル, 自転車エルゴメータなどの歩行訓練機器があるが, 日常生活で杖をついたり, 老人車などを押したりなど歩行能力の低い人に対する簡便・安価で効果的な歩行訓練方法, 訓練機器はない¹⁾。歩行能力の低下した人が体の移動を伴う歩行訓練をする場合, 常に転倒の危険性を伴うために, 介護者が必要であったり, 転倒の不安のために動作が消極的になり, 訓練の効果が半減する。これに対してゆっくりとした足踏みは歩行能力の低下した人に対しては下肢筋力の強化, バランス訓練となり, 歩行能力を向上させる²⁻⁴⁾。さらに(1)歩行に近い訓練である, (2)訓練の指導が簡単である, (3)片脚起立訓練が可能である, (4)訓練の継続性が高い, (5)安全性が高い等の特長が挙げられる。しかし, 足踏みが適切におこなわれているか, 訓練の効果の程度についての評価ができなかった。

そこで, 歩行能力の評価・訓練のために足踏み状態をモニタすることができる足踏み測定器を開発した。本装置は, 足踏みをする2枚のマットスイッチ, 足踏み検出用のスイッチ回路, PCカード型のAD変換器, およびノートパソコンから構成されている。足踏み中における両脚立脚, 左右それぞれの片脚遊脚の状態をマットスイッチのON, OFF状態にて判断する。測定後, 歩数, 平均両脚立脚時間, 平均片脚立脚時間などの解析・表示を行う。最後に歩行能力が低下した被験者の足踏みを測定して, 杖歩行など日常の歩行状態と足踏みの状態との関係を示し, 足踏み測定の有効性についても検討した。

測定システム

開発したシステムの外形を図1に示す。本システムは, マットスイッチを内蔵している2枚の足踏みマット, 足踏み検出用のスイッチ回路, PCカード

岡山大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

1) 岡山市立せのお病院整形外科

2) 岡山県立大学短期大学部健康福祉学科生活福祉専攻

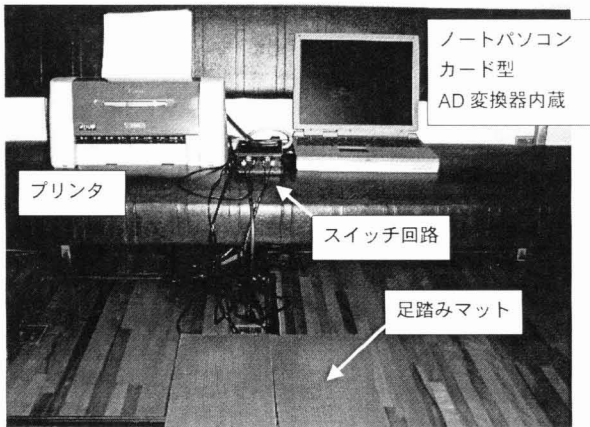


図1 システムの外形

型のAD変換器，およびノートパソコンから構成されている。

足踏みマット（スムーズ，竹井機器工業）は，一般的には自動ドアなどに用いられているタイプのものでマット全面に押しボタンタイプのスイッチがマトリクス状に内蔵されている。全体（200 mm×400 mm×12 mm/枚）はゴム製で，軽量で持ち運びも簡便である。このマットに荷重（4 kg/80 cm²）がかかると内蔵されたスイッチが閉じ，スイッチが開くのに必要な時間は，最大許容荷重（150 kg/80 cm²）の場合で20 ms 以下である。よって立脚状態ではスイッチが閉じている状態，また遊脚状態ではスイッチが開いている状態に対応する。

このことを電気的に検出するために，図2に示すスイッチ回路を製作した。電源には単3形乾電池（UM3）2個を使用している。抵抗値は，AD変換器の入力抵抗（20 kΩ以上）とスイッチが閉じたときの通電電流とのバランスにより1 kΩとした。これらにより右脚用の出力ch0には，立脚時（スイッチON）に0 Vが，遊脚時（スイッチOFF）に約1.5 Vが出力される。また左脚用の出力ch1には立脚時（スイッチON）に0 Vが，遊脚時（スイッチOFF）に約-1.5 Vが出力される。

これらの出力をAD変換器（AD12-8（PM），CONTEC）でサンプリング間隔10 msでサンプリングを行い，測定後解析を行う。前述したようにサンプリングデータの出力電圧が変化すれば，立脚期から遊脚期へ，もしくは遊脚期から立脚期への移行があったと判断するが，これらの期の境界は，出力電圧が変化したサンプリングデータのちょうど真ん中の時刻とした。現在，データ保存用および結果印刷用の測定・解析用ソフトウェアとしてMicrosoft Excel 2000を，足踏み訓練用のリアルタイム表示

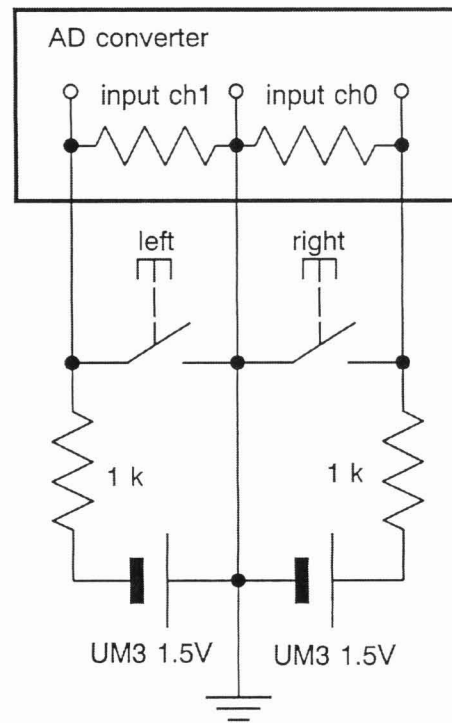


図2 マットスイッチの回路図

用ソフトウェアとしてMicrosoft Visual Basic 6.0を用いている。解析項目は，歩数，両脚立脚時間の平均および標準偏差，左右それぞれの片脚立脚時間の平均および標準偏差などである。

測定結果

測定結果として，スイッチ回路の出力と足踏みとの関係と歩行能力が低下した被験者の足踏み状態について示す。

1. スイッチ回路の出力と足踏みとの関係

図3に足踏みスイッチ回路の出力例とそのときの足踏みの状態との関係を示す。ch0は右脚の立脚，遊脚状態を示し，ch1は左脚の立脚，遊脚状態を表している。同図の0～1 sにおいてch0が0 V，ch1が約-1.5 Vとなっている期間が左遊脚期（右脚で支持）である。また，1～1.5 sにおいてch0が1.5 V，ch1が0 Vとなっている期間が右遊脚期（左脚で支持）である。これらの遊脚期の間に両脚立脚期がある。なお，ch0が1.5 V，ch1が-1.5 Vとなる組み合わせも考えられるが，この場合は，両脚とも遊脚している（跳び上がった）状態である。しかしながら本装置を用いた足踏み訓練および測定では，このような状態となる足踏みを現在のところ想定していない。すなわち，本装置では両脚の立脚・

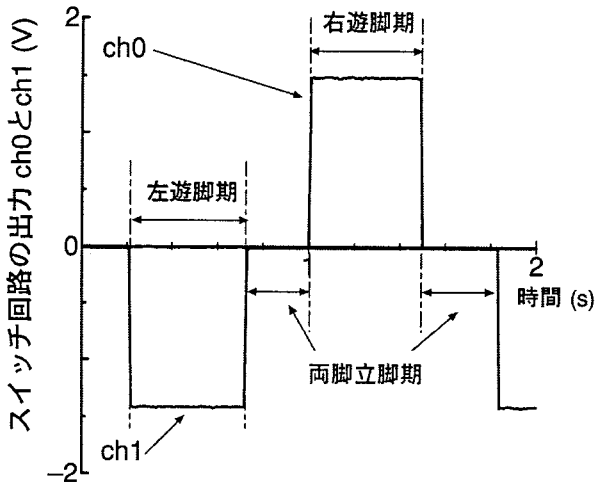


図3 マットスイッチ回路の出力と足踏みの相との関係

遊脚の4つの状態を検出できるが、実際に検出するのは右遊脚、左遊脚、両脚立脚の3つの状態のみである。

2. 歩行能力が低下した被験者の足踏み測定

本装置の応用例として、歩行能力が低下した被験者の足踏みを測定し、その歩行能力と足踏み状態との関係について示す。被験者は70歳以上の高齢者44名(男10名, 女35名), 平均年齢79.3歳(70-92歳)である。歩行能力としては、屋内でも杖支持が必要な人: 10名, 屋外では杖支持が必要な人: 21名, 屋

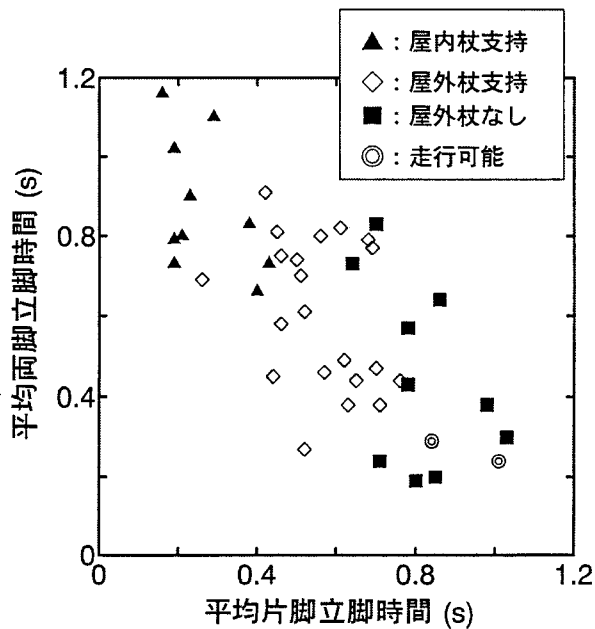


図4 種々の歩行能力の被験者ができるだけゆっくりとした足踏みを30秒間行った時の平均片脚立脚時間と平均両脚立脚時間との関係

外でも杖支持が必要ない人: 11名, 走行まで可能な健常人: 2名であった。被験者に足踏みをできるだけゆっくり行うように指示して, 30秒間の足踏み測定を行った。なお, 転倒防止およびそれへの恐怖感の低減のため, 被験者の左右に手すりを用意した。右遊脚期および左遊脚期の合計時間を歩数(足踏みの回数)で除した平均片脚立脚時間と1回あたりの両脚立脚期の時間すなわち平均両脚立脚時間を求め, それらの関係を図4に示す。同図より歩行能力が低下している被験者ほど片脚立脚時間が短く, 両脚立脚時間が長くなる傾向があることがわかる。

考 察

歩行の計測および評価については多くの方法が提案されている⁵⁻⁸⁾。本研究では, 歩行能力の評価および歩行訓練のために, 足踏み動作に注目した。足踏みには以下の特長がある: 歩行に近い訓練, 訓練の指導が簡単, 片脚起立訓練が可能, 訓練の継続性が高い, 安全性が高い等である。今回, 指導者にとって操作性・可搬性が高いこと, また被験者にとって訓練の継続性を損なわないこと, すなわち特に高齢被験者にとって訓練の飽きがきにくいことをポイントにシステムを製作した。足踏みを検出するマットはゴム製で軽量であり, 可搬性も高い。また, 足踏みを検出する材料として, 靴の中敷きのようなタイプも考えられるが, 測定毎に靴などに装着する煩雑さがあり, また, 軽量・薄型のためにその耐久性には疑問がある。また, 足踏みの訓練中には, コンピュータ画面に10秒ごとに立脚時間などにも足踏み状態の良否を表示する。これによって被験者の訓練に対する興味を持たせるように工夫している。

人が足踏みをしているときにマットに対する荷重とマットのスイッチングの特性を考えると, スwitchingは足踏み状態を遅延なく表現していると考えられる。ただし, AD変換のサンプリング間隔を10msとしているので, 非常に低い確率ではあるが, 最大でこれだけの誤差はデータに含まれる。しかしながら, 足踏みの測定・訓練にはゆっくりとした動作を指導することや, その結果, 図4に示したように立脚時間が0.2~1秒の間の値をとることを考慮すると, 測定における誤差は, 測定データに大きな影響を与えないと考えてよい。以上より, 本装置の仕様を表1に示す。

本装置を用いて様々な歩行能力の被験者を対象に足踏みを測定した結果(図4)より, 歩行能力が低下している被験者ほど下肢筋力の低下および片脚支

表1 足踏み測定器の仕様

マットスイッチ	200 mm×400 mm×12 mm 2枚 ON条件 4 kg/80 cm ² OFF 必要時間 0.02 s以下 (最大許容荷重 150 kg/80 cm ² 時) 電源 UM3, 1.5 V×2
AD変換	サンプリング間隔 10 ms
コンピュータ OS	Windows XP (Win98でも動作可)
測定・解析ソフト	Microsoft Excel 2000 (データ保存・結果出力)
ウェア	Microsoft Visual Basic 6.0 (トレーニングモード)
解析項目	歩数, 左右脚立脚時間, 遊脚時間 等

持におけるバランスの悪さより片脚立脚時間が短くなっている。また、両脚立脚期から片脚支持へも脚力低下によってスムーズな移行ができず、そのために両脚立脚時間が長くなる。従来の歩行を行って歩行評価をする場合においても、歩行能力が低下した被験者ほど歩行時の片脚立脚時間が短くなり、また歩行時の両脚立脚時間が長くなることが報告されている⁹⁾。これは歩行能力が低下した被験者での足踏みにおける片脚立脚時間と両脚立脚時間の定性変化と一致している。健脚な被験者は、測定時の指示通りにゆっくりと足踏みが可能であり、片脚支持の時間を十分長くとることができる。屋外でも杖支持がなく歩行が可能な被験者のほとんどが、片脚立脚時間が0.7秒以上となっている。よって、このパラメータが歩行能力の一つの指標と考えられる。そこで、前述したように歩行訓練中の被験者に足踏み状態をフィードバックするために、コンピュータ画面に表示する足踏み状態の訓練指標に対する良否の基準は、片脚立脚時間が0.7秒以上(良)であるか、それ未満(否)であるかによる。本研究で採用しているゆっくりとした足踏みであれば、無理なく安全に被験者の最大片脚立脚時間を得ることができる。これが長くなるように、訓練中の被験者に対して立脚時間などをフィードバックしながら、かつ継続的に訓練

すれば、効率よく歩行能力が向上することは明らかである。よって本装置は歩行訓練のための装置としても有用である。

ま と め

マットスイッチを用いた足踏み測定器を製作した。装置の可搬性は高く、医療機関ばかりでなく、在宅における利用が可能である。また操作も簡便であるため、使用の継続性も高いと考えられる。歩行能力が低下した被験者の測定結果より、歩行能力と足踏み状態との関係を示し、足踏み測定の意義を確認した。日常できる足踏みを本装置で行うことにより、長期間にわたる歩行能力の変化および歩行訓練の効果を比較的簡単に評価できるものと考えられる。

文 献

- 1) 土屋弘吉, 今田 拓, 大川嗣雄(編): 日常生活活動(動作) - 評価と訓練の実際 - 第3版. 197-203, 医歯薬出版: 東京, 1992.
- 2) 関守 広, 石田明允, 小松崎篤: 高齢者の足踏み検査分析. *Equilibrium Res*, 51: 509-512, 1992.
- 3) 今泉 寛: 高齢障害者の移動能力における簡易評価法の開発とその有効性 - 足踏みバランステストおよびつかまり立ちテストとの関係を中心として -. *昭和医学会誌*, 59: 73-86, 1999.
- 4) 阪本桂造: 高齢者におけるバランス機能訓練の意義と効果. *整形・災害外科*, 45: 723-730, 2002.
- 5) Drills, R.: Objective recording and biomechanics of pathological gait. *Ann. New York Acad. Sci.*, 74: 86-108, 1958.
- 6) Hirokawa, S., and Matsumara, K.: Gait analysis using a measuring walkway for temporal and distance factors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 25: 577-582, 1987.
- 7) Willemssen, A. Th. M., Bloemhof, F., and Boom, H., B., K.: Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation. *IEEE Trans. Bio. Eng.* 37: 1201-1208, 1990.
- 8) 山本澄子: 歩行の運動計測. *日本ME学会雑誌*, 5: 7-14, 1991.
- 9) Larish D., Martin, E., and Mungiole, M.: Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann. New York Acad. Sci.*, 515: 18-32, 1988.

Development of stepping measurement device for evaluation of and training in walking

Takao NAKAMURA, Hitoshi KONISHI¹⁾, Hiroaki TSUJI²⁾,
Toshimasa KUSUHARA and Yoshitake YAMAMOTO

Abstract

Although gait training equipment such as the bicycle ergometer and treadmill exists for patients whose walking ability is high, there is no appropriate gait training method or training instrument for patients whose walking ability has become impaired, who often use a cane or walker, etc. in the course of daily life. In the case of gait training for persons whose walking ability involves impaired locomotion, there is always the danger of a fall. Consequently, a caregiver is required, and the effect of the training is cut by half because the patient's anxiety about falling is exacerbated. Slow stepping affords strengthening and balance training of the leg muscles for patients whose walking ability has become low, and walking ability is improved. However, whether such training appropriately carries out stepping and the degree of the effect of such training has not been evaluated.

Therefore, we have developed a stepping measurement device that monitors stepping for evaluation and training of walking ability. This system consists of two mat switches for stepping, a measuring circuit for stepping detection, and a book-sized personal computer with a PC card-type AD converter. This system can detect a left or right single stance phase and a double stance phase relative to the ON, OFF condition of the mat switch. After measurement, the following items are analyzed and displayed: · number of steps, · average time of double stance phase, · the average time of single stance phase, and so on. Finally, we measured the stepping of subjects whose walking ability is low, and showed the relationship between daily walking conditions and stepping conditions. The effectiveness of this system was considered in light of the results.

Key Words : stepping, walking training, walking ability, elder people

Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School

1) Department of Orthopaedic Surgery, Okayama Senoo Hospital

2) Department of Physical Education and Welfare, Okayama Prefectural University-Junior College