科学研究費助成事業研究成果報告書



令和 2 年 5 月 2 5 日現在

機関番号: 17701

研究種目: 基盤研究(C)(一般)

研究期間: 2016~2019

課題番号: 16K01456

研究課題名(和文)振動刺激を用いた脳卒中片麻痺患者歩行訓練支援システムの開発と下肢筋電図評価

研究課題名(英文) Development of walking training support system for stroke hemiplegic patients using vibration stimulation and evaluation of lower limb EMG

研究代表者

末吉 靖宏(SUEYOSHI, Yasuhiro)

鹿児島大学・総合科学域総合教育学系・教授

研究者番号:30196688

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,600,000円

研究成果の概要(和文):介護者の不足が問題とされる今日、脳卒中片麻痺患者に対する歩行訓練支援装置の開発は喫緊の課題である。歩行訓練において歩行改善効果の把握は重要であるが、筋電図は改善度のよりセンシティブな評価方法である可能性がある。我々は、機能的振動刺激を用いた脳卒中片麻痺歩行訓練支援システムを開発し、その効果を筋電図を用いて検討した。被検者に10mの歩行路を歩かせ、振動刺激を大腿直筋の上方部、中央部、下方部に与えた場合、または刺激を与えない場合を比較した。比較する筋電図の項目は、各1歩内ピーク値、積分値、平均値の3項目である。結果は、大腿直筋上方部への振動刺激を与えた場合に、有意なピーク値の増大がみられた。

研究成果の学術的意義や社会的意義 現在、脳卒中による後遺症の有病者数は約300万人といわれている。医療の発達により死亡率は下がってきてはいるが、依然として有病者数そのものは減っていない。「寝たきりになる原因」および介護が必要になった原因の第1位が脳卒中などの脳血管疾患である。その後遺症として片麻痺があり、脳卒中の中でも多い症状である。多くの片麻痺患者に歩行訓練が必要であるが、その際は介護者がつくことになる。歩行の回復には十分な訓練が必要であるが、介護者の不足により、訓練時間が制約を受けることになる。そのような状況で本研究のような歩行訓練支援システムができると、患者自ら訓練を行えるようになり、訓練効果が上がることが期待できる。

研究成果の概要(英文): Development of a walking training support device for stroke hemiplegic patients is an urgent issue in today's caregiver shortage. Although it is important to understand the gait improvement effect in gait training, EMG may be a more sensitive evaluation method of the degree of improvement. We developed a stroke hemiplegic gait training support system using functional vibration stimulation and examined its effect using electromyography. The subjects were made to walk on a walking path of 10 m, and a vibration stimulus was applied to the upper part, the central part, the lower part of the rectus femoris, or no stimulus was compared. The EMG items to be compared are the three items of the peak value within one step, the integrated value, and the average value. As a result, a significant increase in peak value was observed when a vibration stimulus was applied to the upper part of the rectus femoris.

研究分野: バイオメカニクス、リハビリテーション科学

キーワード: 脳卒中 片麻痺 歩行訓練装置 振動刺激 歩行評価 リハビリテーション 筋電図 振動モータ

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等に ついては、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。

様 式 C-19、F-19-1、Z-19(共通)

1.研究開始当初の背景

脳卒中片麻痺患者の歩行機能回復訓練では,理学療法士などの介助者が必要な場合が多く, 人的負担が大きい.このため,患者が自律的に行える歩行訓練支援システムが切実に求められている.われわれも脳卒中片麻痺患者に対して患者の歩容に合わせて歩行遊脚側下肢に振動刺激を加えることによる歩行訓練支援システムの開発,改良を重ねてきた[1-3].

これまでの研究により、麻痺側遊脚中には麻痺側大腿の振出しおよび非麻痺側腰部中殿筋を刺激し、非麻痺側足遊脚中には、麻痺側腰部中殿筋を振動刺激して片麻痺患者の歩行中の麻痺側下肢の運動を非麻痺側下肢の動きに近づけることを目指すシステムを開発してきており[3]、個別的には振動刺激で改善のみられる被験者(患者)も見られたが、全体として統計的に有意な改善を示せていなかった。

最近、歩行中の下肢の特定の筋や腱に振動刺激を与えて下肢筋の筋電図を調べた研究で、特定の筋に特定の歩行位相で筋電図の増大を主とする変化が見られたとする研究が発表されている[4,5]。これらの研究では、下肢への振動刺激の刺激箇所や振動を与えるタイミングが我々とは異なっており、また、評価指標として筋電図を用いた点が異なっていた。これらの知見を参考に、刺激の部位や周期を変えた時の振動刺激を用いたときの下肢の反応を調べ、それらの知見に基づき歩行訓練支援装置の開発を目指す。

2.研究の目的

我々も、評価に筋電位を取り入れて装置の効果に組み込むものであるが、その際、筋電発揮の瞬間的な大きさのみでなく、積分筋電位および区間中の平均筋電位も同時に評価に組み入れる試みを行った。

また、評価にあたっては、脳卒中片麻痺患者への負担軽減をはかる目的で、センサを無線化する試みも継続している。その場合に、一旦 PC に取り込んだ信号を無線通信と制御計算に用いるのは、装置の設計に負担がかかってきた。そこで、今回は荷重センサ信号の取り込みから振動モーターの制御には、PC による制御は行わず、比較的簡単なフィードバック回路とし、荷重信号のみをワイヤレスデータロガーで無線送信しワイヤレス筋電信号と同期して計測する試みを行った。このような装置の健常被検者に対して行ったフィージビリティ研究の成果を報告するのが本論文の目的である。

3.研究の方法

(1)被験者

被験者は、健常な男子大学生3名であった。被験者には予め本研究の主旨と内容を説明の上、 実験協力の同意を得て参加してもらった。

(2)振動刺激

製作した歩行フィードバック振動刺激装置(歩行装置)の機能を用いて、振動モーターを用いて振動刺激を被験者大腿直筋の3か所に加えるときの大腿直筋及び大腿二頭筋の筋電位発揮に与える効果を検証する実験を行った。

被験者には、実験に先立って歩行装置を装着させた。このシステムは、足底につけた加重センサーにより、各足の接地/離地を判別し、この接地状況に合わせて、振動刺激を装着者に加えることができる。振動モーターは、被験者の大腿直筋に弾性テープを用いて固定して歩行させた。

(3)下肢筋電位の計測

筋電位の計測には、ロジカルプロダクト社のワイヤレス筋電センサ 2 台を用いて大腿直筋及 び大腿二頭筋の計測をおこなった。これらのワイヤレスセンサはロガー機能があり、データは計 測終了後有線にて PC 接続し、保存したデータのダウンロードを行う。

なお、実験における一連の試技および最大筋力の測定は各被検筋測定部位にワイヤレス筋電センサを貼り付けたままの状態で、センサを外すことなく全ての計測を行った。

(4)歩行条件の設定

下肢に荷重センサ、振動モーター、ワイヤレス筋電センサを装着した状態で、設定した直線 10m の歩行路を被験者各々の普段歩く速度で歩行をさせた。歩行試技の計測は片道だけで行わせ、片道終了後は、歩いて始めのスタート位置に戻らせた。このことにより振動を与える歩行での振動刺激の効果をキャンセルすることとした。

計測に当たり次の4つの条件でそれぞれ2回ずつ試技を行った。

振動刺激なし歩行

大腿直筋上部振動刺激歩行

大腿直筋中央筋腹部振動刺激歩行

膝蓋腱振動刺激歩行

(5)分析方法

(1) 筋電図の処理

筋電センサの原信号は、サンプリング周波数 200Hz で収集後、ローパイスフィルタリングを行い、筋電波形の低周波成分をカットオフ周波数 20Hz にて抽出し、原信号から差引する方法を用いた。これらの筋電図のデータを全波整流(絶対値化)した後、次式のように前後 10 点毎 21 点の移動平均を取って平滑化した。

$$aveEMG(t) = \frac{1}{21} \sum_{n=-10}^{10} EMG(t+i)$$

%MVC (Maximal Voluntary Contraction)は、ある対象動作が等尺性最大随意筋力(全力で力発揮時)を行った際のどれ程の力に相当するのかを相対的に評価するものである。本研究では測定方法は徒手で行った。すなわち、験者が徒手で被験者の姿勢を固定し、力発揮方向に対して、抵抗力(レジスタンス)を加え、それに抗って被験者が等尺性の最大筋力発揮を行う方法で計測した。その結果から得られた筋電位の PeakEMG を各被検筋の最大筋力発揮の値とし、各試技の一歩ごとの筋電位を次式のように換算し、相対的に評価した。

$$%MVC = \frac{PeakEMG}{MVC(最大等尺性随意筋力)} \times 100$$

筋電図波形及び荷重センサ波形は、それぞれの波形が安定している歩行周期分の波形を選択し、数式処理ソフト Mathematica12 (Wolfram Research 社製)により行った。

(2) 統計的解析

統計的データ処理には IBM SPSS Statistics 24 を用いた。各筋における試技別の活動水準の差は分散分析を用いて分析した。

4. 研究成果

(1)歩行フィードバック振動刺激発生装置の作成

これまで作成してきた無線振動式歩行訓練支援システムでは、歩行者の身体もしくは身体近くに PC を設置し、演算の後に振動モーターの駆動とデータの保存を行ってきた。このため測定者は、常に PC を持ち患者の歩行を追従しなければならなく、負担が大きかった。また、患者への心理的負担もかかるものと思われた。今回は、被検者に制御 BOX のみを装着させ、これによ

り足底荷重に伴う振動モーターへのフィードバックを行わせた。同時にこの制御 BOX は、ロジカルプロダクト社のワイヤレスデータロガーにつなぐことができるようにしてあり、このことにより患者歩行の荷重信号を患者への負担を掛けずに、無線で PC に送信できるようになり、ワイヤレス筋電センサの信号と同期して記録することができるようになった。

図 1 には、歩行フィードバック振動刺激モーター制御装置の概略図を示す。また、図 2 には、本システムにおけるセンサ信号の流れを示す。

システムでは、足底の踵部とつま先部に荷重センサをつけ、両センサの信号を合わせて設置を判断し、振動モーターの駆動とワイヤレスデータロガーへのデータの記録を行う。なお、現時点で、つま先部の荷重センサの床離れの状況が十分でなかったため、踵部の荷重のみで設置状況を判別した。

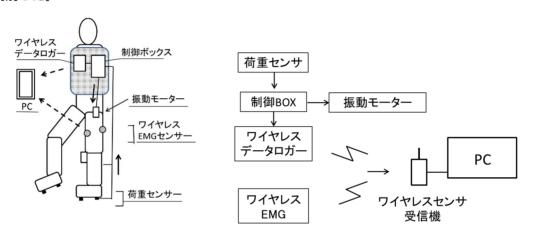


図1 歩行フィードバック振動刺激 モーター制御装置の概要

図2 ワイヤレスセンサ計測時の信号の流れ

表1 全被検者における各筋・各歩行局面ごとの差の有意性

(2)歩行計測の結果

このシステムを用いて健常者の大腿直筋の異なる箇所への振動が、大腿直筋および大腿二頭筋に与える影響について検討した。

表1は、全被検者につ いての各筋ごとにみた大

腿直筋での刺激箇所によ

筋	歩行局面	筋電ピーク値	筋電積分值	筋電平均値
נימ		%MVC	%MVC	%MVC
	各一歩	n.s.	n.s.	n.s.
大腿直筋	立脚	n.s.	n.s.	n.s.
	遊脚	上部>膝蓋腱		n.s.
		(p<0.05)	n.s.	
	各一步	n.s.	n.s.	n.s.
大腿二頭筋	立脚	n.s.	n.s.	n.s.
	遊脚	n.s.	n.s.	n.s.

※()内は有意水準を、"n.s."は「有意性なし」を表す。

る振動刺激の筋電指標に与える効果を求めたものである。ほとんどの項目で有意な差は見られなかったものの、大腿直筋における筋電ピーク%MVC値において遊脚期に有意な差がみられた。

図3は、その平均値を並べて比較したものであるが、大腿直筋の上部に振動刺激を与えた場合が最も大腿直筋の筋電位ピーク値を大きくしていた。

このように全被検者を集めた結果では、筋電ピーク値のみで効果がみられたが、各被検者ご

とにみてみると他の評価項目で違いがみられ た。

被検者 3 人の内 2 人の被検者で、積分%MVC 値と時間内平均%MVC 値で有意な差を示す結果がみられた。我々が目指す歩行促進訓練システムの即時効果についても、歩行速度まで上がることはまれであり、効果の様々な評価方法をもつことは重要であると考える。今回は、少人数の被検者になったが、今後、被検者を増やし、また、実際の患者に適用することにより、装置の効果の確認を進めていく必要がある。

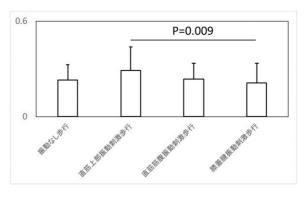


図3 全被検者における各振動箇所ごとの遊脚期 大腿直筋筋電ピーク値%MVCの平均値

< 引用文献 >

- Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodozono M, Etoh S, Tanaka N, Sueyoshi Y: New functional vibratory stimulation device for extremities in patients with stroke. International Jounal of Rehabilitation Research, 27: 335-337, 2004.
- 2) 末吉靖宏,川平和美,村山真紀,下堂薗恵:機能的振動刺激を用いた脳卒中片麻痺患者歩行訓練支援システムの開発.第21回バイオメカニズムシンポジウム予稿集:405-414.2009.
- 3) Sueyoshi Y, Shimodozono M, Kawahira K, Yamashita M., Immediate effects of functional vibratory stimulation on the gait of stroke hemiplegia patients. Journal of Neuroscience and Neuroengineering, 4:1-5, 2015.
- 4) Verschueren SM, Swinnen SP, Desloovere K, Duysens J.: Effects of tendon vibration on the spatiotemporal characteristics of human locomotion. Exp Brain Res. 143:231-239. 2002.
- 5) Courtine G, De Nunzio AM, Schmid M, Beretta MV, Schieppati M.: Stance- and locomotion-dependent processing of vibration-induced proprioceptive inflow from multiple muscles in humans. J Neurophysiol. 97(1):772-779. 2007.

5 . 主な発表論文等

「雑誌論文〕 計1件(うち査読付論文 1件/うち国際共著 0件/うちオープンアクセス 1件)

「一世心冊大」 可一件(フラ直が円冊大 一件/フラ画际大名 サイノフライーフラインと入 一件/	
1.著者名	4 . 巻
Yasuhiro Sueyoshi, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira, and Maki Yamashita	4
2 . 論文標題	5 . 発行年
Immediate effects of functional vibratory stimulation on the gait of stroke hemiplegia patients	2016年
3.雑誌名	6.最初と最後の頁
Journal of Neuroscience and Neuroengineering	37-41
掲載論文のDOI(デジタルオブジェクト識別子)	査読の有無
10.1166/jnsne.2016.1105	有
オープンアクセス	国際共著
オープンアクセスとしている(また、その予定である)	-

-------〔学会発表〕 計1件(うち招待講演 0件/うち国際学会 1件) 1.発表者名 〔学会発表〕

MARUYAMA Atsuo, SATO Daisuke, YAMASHIRO Koya, KURIHARA Kenta, TOCHIKURA Ikumi, SUEYOSHI Yasuhiro, NURUKI Atsuo, ETOH Seiji

2 . 発表標題

Does latency of motor-evoked potentials influence changes in decreased short-interval intracortical inhibition and scores of force control practice?

3.学会等名

SfN's 49th Annual Meeting, Neuroscience 2019(国際学会)

4.発表年

2019年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

구파 cta 사다 사하

6	.研究組織		
	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
	下堂薗 恵	鹿児島大学・医歯学域医学系・教授	
研究分担者			
	(30325782)	(17701)	