

顔面口腔領域リハビリテーションにおける振動刺激装置の開発

山岡 大^{1,2} 平場 久雄^{3,4} 植田耕一郎^{3,4} 藤原 忠夫^{1,2}

Development of a vibratile stimulation apparatus for orofacial rehabilitation

Masaru Yamaoka^{1,2}, Hisao Hiraba^{3,4}, Koichiro Ueda^{3,4} and Tadao Fujiwara^{1,2}

Abstract

In the rehabilitation of masticatory disturbances and dysphagia, an electric toothbrush is used as an oral motor exercise tool for facilitating blood flow and metabolism in the orofacial region. However, it is difficult for disabled patients to keep the toothbrush on a limited area for a long time. Furthermore, the patient cannot control the frequency of the electric toothbrush.

Thus, we attempted to develop a vibratile stimulation apparatus remodeled as a headphone-shaped device. The locus of control is fitted with the variable frequency of an electric motor with a PWM (pulse width modulation) circuit, and the frequency is continually changed within a range of 70.4-145.2 Hz depending on the voltage values of the power supply. The temperature of the part of the apparatus in contact with the body was only 1.6°C higher than the room temperature (25.3°C) after the apparatus was used for 30 minutes. Furthermore, the headphone shape allows the apparatus to be worn on the belly of both masseter muscles for a long period of time.

The apparatus is expected to be available for orofacial rehabilitation.

Key words : orofacial rehabilitation, vibratile stimulation apparatus, headphone type, variable frequency, PWM circuit

はじめに

摂食機能障害者へのリハビリテーションでは、摂食・嚥下器官の運動性を高めるための機能訓練やその運動性をスムーズにするための知覚を高める訓練が行われている。その一つに、局所の血流増加や代謝増進とともに、知覚を高める効果のため、電動歯ブラシを用いて頬、歯肉、口唇、舌等へ振動刺激を与える処置がある¹⁾。しかし、振動刺激のために電動歯ブラシを用いる方法は、刺激部位の固定が出来ないこと、また患者自身が長時間にわたって使用すること

が困難であることの他に、患者にとって最適な振動数を選択できないなどの問題点がある。

そこで、それら問題点を解決するため、①顔面および口腔領域の限定した局所部位を長時間刺激できる。②振動刺激の振動数を可変できる。③患者が長期に使用でき、携帯可能である。の3つを開発の条件として、摂食機能障害者に対するリハビリテーションに応用できる、電動歯ブラシに代わる振動刺激装置の開発を企図した。

日本大学歯学部 ¹物理学教室, ³摂食機能療法学講座
日本大学歯学部総合歯学研究所 ²歯学教育研究部門, ⁴機能形態部門

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台1-8-13
(受理: 2007年9月28日)

¹ Department of Physics, ³ Department of Dysphagia Rehabilitation, Nihon University School of Dentistry

² Division of Dental Education, ⁴ Division of Functional Morphology, Dental Research Center, Nihon University School of Dentistry

1-8-13 Kanda-Surugadai, Chiyoda-ku, Tokyo 101-8310, Japan

振動刺激装置

1. 振動刺激装置の構成

開発した振動刺激装置は、図1に示すように顔面あるいは口腔領域の局所部位を振動刺激する振動体を備えた加振部と、低消費電力下で振動モータを駆動し、振動体の振動数をコントロールする制御部で構成した。

2. 加振部の構成

加振部はヘッドバンドを頭の上のせるオーバーヘッド型ヘッドフォンのアーム両端のスピーカーを取り除き、そこに球状の振動体を作製した。まず、コイン型(直径12 mm, 厚さ2.7 mm)の振動モータ(レキシージャパン社製, LE 12 A 0 G)をスピーカー内蔵部位の底面中央に垂直に接着剤で取り付けた(図1中, 振動モータ)。ついで、球状の振動体とするために、付加重合型シリコンゴム(ジーシー社製)を用いて中空球状(外径約2 cm)を作製し、その中空球内に振動モータを埋め込んだ後、溶媒にポリメチルメタクリレート(松風社製)を溶かした粘膜調整剤を流し込んで硬化させた。振動体は2個作製し、それをヘッドフォンのアーム両端に取り付けた。ヘッドフォンのアームは、任意の振動刺激の位置に固定できるようにアーム長が可変出来るようになっている。

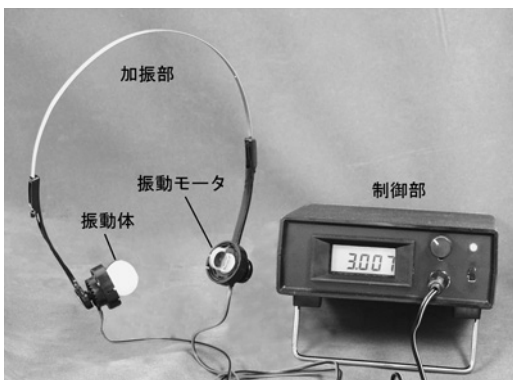


図1 振動刺激装置の構成図

3. 制御部の構成

図2に振動モータの振動数を安定して可変させ、かつ低消費電力下で動作させるためのPWM (Pulse Width Modulation) 回路を含む制御部の回路構成を示す。図2に示す点線枠①は左右2つの振動モータ(図2中①, M1, M2)とそれを駆動するためのPWM回路, 点線枠②は振動数を駆動電圧値でモニターするLCD表示回路, 点線枠③は電源回路である。なお、振動モータの両端にダイオード(図2中①, D3)を並列に接続した。

PWM回路は、AVIOSYS社製DCモータコントローラーキットを用いた。この回路は、パルス波発生のためのコンパレータ(図2中①, LM2904)と、パルス波の振幅値(highおよびlow)でスイッチ動作するMOSFET(図2中①, 2SK1010-01)からなる。振動モータは、この

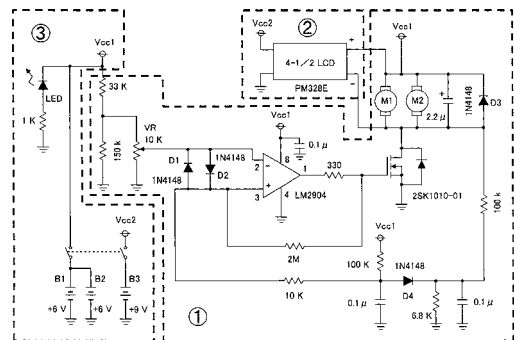


図2 制御部の回路構成

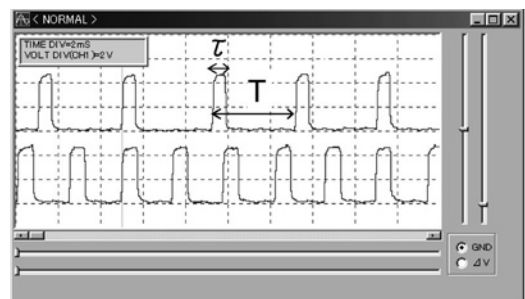


図3 PWM回路のスイッチ動作時のパルス波形

MOSFETのスイッチ動作により、電力供給のON、OFFに従って回転するため、その回転速度すなわち振動数はパルス波形のデューティ比(τ/T) (図3)で決定される。デューティ比が小さいとき(図3中上段)は振動数が小さく、デューティ比が大きいとき(図3中下段)は振動数が大きい。

LCD表示回路は、 $4 \cdot 1/2$ 桁のデジタルパネルメータ(秋月電子通商社製、PEM 328 E)を用いた。これは二重積分型A/Dコンバータを用いた電圧計で、入力インピーダンスが $10 \text{ M}\Omega$ と非常に大きい。また、これには分圧器が内蔵されており、その分圧抵抗の選択により $\pm 200 \text{ mV} \sim \pm 500 \text{ V}$ までの測定が可能である。今回は、振動モータの駆動電圧が最大で 3.6 V であることから、この値を測定できる $\pm 20 \text{ V}$ のレンジを選択した。

電源回路は、振動モータとPWM回路へ供給するためのバッテリーと、LCD表示回路へ供給する2つのバッテリーで作製した。前者の電源電圧は、振動モータの駆動電圧 3.6 V までを供給しながら、PWM回路のオペアンプの動作に必要な電源電圧とするため、 6 V の設計とした。また、振動モータの長時間の使用にも耐えられるように 6 V のバッテリーを2個並列接続して用いた。後者では、振動モータ両端の駆動電圧値を正しく測定するにあたって、LCD表示回路の電源を分離する必要がある。このため、LCD表示回路の規格で定められている 9 V のバッテリーを用いた。電源回路のON状態は、LEDダイオードの点灯で確認することとした。

振動刺激装置の諸特性

1. 振動体の振動特性

振動体の振動特性は、固定台に振動体を固定し、振動体と身体とが接触する部分にシール磁石片($5 \times 5 \text{ mm}$, 厚さ 0.025 mm)を貼り付け、

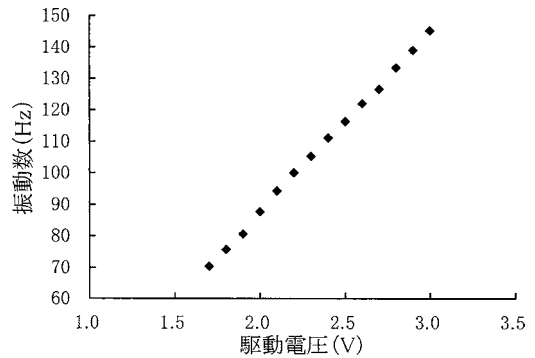


図4 振動体の振動特性

振動体の振動に追従する磁束密度の変動をガウスメータ(LakeShoer社製、420型)で測定して得た。測定は、まず始めに磁石片とガウスメータのプロープ先端との距離を約 1 mm に保つように設置した。ついで、オシロスコープをガウスメータの出力端子に接続し、駆動電圧に対する振動数を、磁束密度の変動波形すなわち振動波形として表示させ、その波形から振動数を求めた。振動数は、駆動電圧 $1.7 \sim 3.0 \text{ V}$ までの範囲を 0.1 V 間隔で測定した。なお、振動特性の測定ではパイロット測定によって、振動波形がノイズなどによる変動のない正弦波で、他の電源などによる交番磁界が振動数の測定に影響がないことを確認してから行った。

図4に振動体の振動特性を示した。振動数は、駆動電圧 $1.7 \sim 3.0 \text{ V}$ の範囲で直線的に上昇する比例の関係であった。また、振動数は 1.7 V の最小駆動電圧で 70.4 Hz 、 3.0 V の最大駆動電圧では 145.2 Hz で、 0.1 V 毎に振動数が約 6 Hz 増加した。

2. 振動体および振動モータの表面温度特性

振動体および振動モータの表面温度特性は、駆動時間に対する振動体が身体と接触する部分の表面温度と振動モータの表面温度の両者をデジタル表面温度センサモジュール(マザーツール社製、MT-144)を用いて、分解能 0.1°C の精度で測定した。駆動時間は 30 分間とし、 60 秒ま

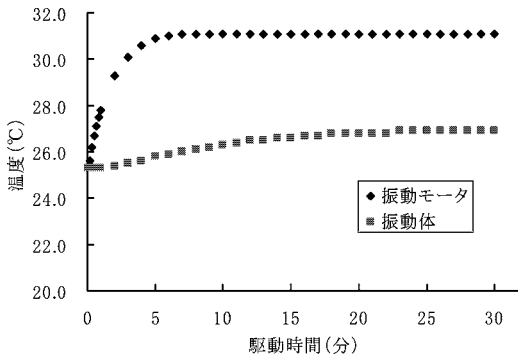


図5 振動体および振動モータの表面温度特性

では10秒間隔で測定を行い、それ以降は30分まで1分間隔で測定した。

図5に振動体および振動モータの表面温度特性を示した。振動モータの表面温度は、駆動開始時から5分までは室温(25.3°C)から5.6°Cの温度上昇があったが、それ以降はほぼ一定値となりその値は31.1°Cであった。一方、振動体では駆動開始時から約60秒までは室温と同じで、それ以降18分までは室温から1.6°Cの温度上昇であったが、18分以降はほぼ一定値となりその値は26.9°Cであった。振動体と振動モータの一定値での温度差は4.2°Cであった。

考 察

近年、摂食・嚥下障害のある人々に対する治療やリハビリテーションへの関心は急速に高まっており、その摂食・嚥下機能障害に対する治療法も多岐にわたる。オーラルリハビリテーション(機能的口腔ケア)は、その治療法の中でも重要な役割とされており、口腔環境を良好に保つための口腔衛生管理のみならず、口腔感覚・機能を賦活化し、廃用性萎縮を招かないように維持する口腔機能訓練などが実施されている³⁾。

口腔機能訓練では、唾液の分泌を促進させるための唾液腺のマッサージや萎縮している頬筋、笑筋、口輪筋などの口の周りの筋群さらに

は咀嚼運動に対し重要な役割を演ずる咬筋などを刺激する振動刺激などが行われる。この振動刺激には、電動歯ブラシが用いられており、その振動による血流増加や代謝促進によって筋肉の廃用を予防すると考えられている¹⁾。しかし、現在、振動刺激に用いられている電動歯ブラシは、必要とする局所部位での振動刺激を固定して長時間に渡って行えず、また振動刺激の振動数を可変できない問題点がある。このことから、我々は先に挙げた3つを条件として、摂食機能障害者に対するリハビリテーションに応用できる、とくに患者一人一人の治療あるいは回復に最適な振動数を解明することができる振動刺激装置の開発を企図することとした。

加振部の開発では、患者が長時間に渡って安全に使用できるようにするために、オーバーヘッド型ヘッドフォンのアーム両端に振動体を取り付けることを発案し、その解決を図った。

振動体は、顔面あるいは口腔領域などの刺激箇所に点接触させ、局所的に振動刺激を加えるため、球状の形状とした。また、顔面あるいは口腔粘膜などとの接触による皮膚炎や過敏症状などを極力引き起こすことのないように、口腔内で多用されている歯科用の粘膜調整剤を用いて振動体を作製した。この粘膜調整剤は、絶縁体であるため、振動モータに供給している駆動電流のリークによる皮膚あるいは粘膜部などへの電撃から保護する役割も併せもっている。

骨格筋の筋紡錘は、100 Hz程度の振動を与えると、興奮と同時に筋張力が増大する⁴⁾ことから、この振動数を基に唾液分泌に関わるリハビリテーションに最適な振動数を検索することとし、振動モータの選定もこれに準じた振動数が得られるものとした。

つぎに、振動刺激装置の制御部では、低消費電力下で振動モータを駆動するためにPWM回路を採用した。このPWM回路はコンパレータで発生させたパルス波のデューティ比を変化

させて振動モータの回転速度すなわち振動数を制御することから、可変抵抗などを利用した方法に比べて、駆動のための消費電力が小さくて済む²⁾。したがって、電源を商用電源からの供給ではなく、バッテリーからの供給に置き換えることができ、バッテリーで振動モータを長時間駆動することが可能となった。

PWM回路による振動モータの駆動は、スイッチ動作がOFFの時、振動モータのコイルに逆起電力が誘発され、この逆起電力がMOS-FETに障害を与える原因になると考えられた。そこで、振動モータの両端にダイオードを並列に接続し、逆起電力を振動モータに回生することとした。さらにこのダイオードの挿入は、スイッチ動作で生じる振動モータの回転速度の変動を抑制できる利点もある。

振動体の振動数は、振動モータの駆動電圧値でモニターすることとしたため、駆動電圧値と振動体の振動数の関係である振動特性を測定した。その結果、駆動電圧1.7~3.0Vの範囲で、振動体の振動数は約70~145Hzの範囲で可変でき、駆動電圧値と振動数は比例の関係であった。よって、振動特性(図4)から駆動電圧値に対する振動数を得ることができ、臨床現場で患者一人一人に最適な振動数を解明することが可能となった。

振動体および振動モータの表面温度特性は、本装置の長時間の使用に伴い、振動モータからの発熱が振動体に対してどのような影響を及ぼすかを検討するために行った。振動モータの駆動時間は、臨床で用いる刺激時間を最大で15分とした場合の2倍の30分に設定した。また、振動体と振動モータの表面温度を比較できるように、同時に駆動を開始させてその温度変化を測定した。振動モータの表面温度では、駆動開始時から5分で室温から5.6°Cの温度上昇が認められたが、その後変化は一定となり、最高値でも31.1°Cであった。この振動モータでの温度上

昇は、振動モータの軸受け部の摩擦とコイルへの通電による発熱の複合要因によるものである⁵⁾。したがって、温度上昇が一定となったのは回転数の安定によって摩擦が安定するとともにコイルの通電量も一定となって発熱が定常状態となったためと考えられる。

振動体の表面温度は、室温からの温度上昇が1.6°Cと小さく、最高値は26.9°Cであった。これは、振動モータを覆っているポリメチルメタクリレートの熱伝導率が $0.17\text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ で、振動モータの筒体のステンレスと比べ約1/100も小さく⁶⁾、ポリメチルメタクリレートが断熱材として働き、振動モータから発生する熱を抑制したためと考えられる。この時、振動体のポリメチルメタクリレートに軟化などの変質が生じることはなかった。また、振動体の最高温度は体温よりも低いことから、振動体と身体とが接触する部分が加熱され、患者に不快感あるいは低温火傷などを引き起こす原因にはならないと考えられた。

振動刺激装置の電源は、振動体以外からの身体への電撃が万が一生じたとしてもそれによる身体への為害作用が僅少となるためにも商用電源からの供給ではなく、バッテリーからの供給とした。また、バッテリーからの供給は携帯して持ち歩くためにも便利である。しかし、今回開発した振動刺激装置でのバッテリーの全体で占める容積は非常に大きいことから、今後さらなる携帯性の向上を図るには電源電圧を統一し、かつ容積が小さくて供給能力が大きな充電式のバッテリーを採用するなどの設計に変更する必要があると考える。

おわりに

開発した振動刺激装置は、従来の振動刺激の問題点を解決するため、3つの条件にて開発を行った。

その結果、振動体の形状や支持体の考案によ

り, 顔面および口腔領域の限定した局所部位を, 患者が疲労することなく長時間刺激できると考えられた。また, PWM 回路の採用により, 振動体の振動数を約 70~145 Hz の範囲で連続的に可変でき, その振動数を駆動電圧値でモニターすることが可能であった。このことから, 臨床的に最適な振動数の検討を容易に行えるものと考えられた。さらに表面温度特性では, 振動モータの温度上昇が振動体の材質に及ぼす影響は全く無く, さらに身体に対する不快感などもないと考えられた。そして, 電源の供給をバッテリーとしたことで, 万が一の身体への電撃に対しても身体への為害作用を僅少とすることができるとともに, 携帯に優れている。

以上から, 開発した振動刺激装置は従来の電動歯ブラシに代わって, 摂食機能障害者に対する治療や回復への効果が期待できると考える。

本研究は, 平成 19 年度日本大学歯学部佐藤奨学金 (研究) の助成を受けた。

文 献

- 1) 植松宏, 稲葉繁, 渡辺誠 (2005) 高齢者歯科ガイドブック. 医歯薬出版, 東京, 257
- 2) 谷腰欣司 (2006) DC モータ活用の実践ノウハウ. CQ 出版, 東京, 127-132
- 3) 金子芳洋, 千野直一 (1998) 摂食・嚥下リハビリテーション. 医歯薬出版, 東京, 264-280
- 4) 伊藤文雄 (2000) セラピストのための基礎研究論文集 筋感覚研究の展開. 協同医書出版社, 東京, 345-356
- 5) 堀井武夫 (1980) 電気機器概論. コロナ社, 東京, 46-48
- 6) 社団法人日本化学会 (1984) 化学便覧基礎編. 丸善, 東京, II-75