

日本エム・イー学会甲信越支部
長野地区シンポジウム
講演論文集

期日：平成17年3月4日(金)

会場：長野高専地域共同テクノセンターセミナー室
長野市徳間716

主催：日本エム・イー学会甲信越支部長野地区

共催：長野高専地域共同テクノセンター

日本エム・イー学会甲信越支部

長野地区シンポジウムプログラム

大会長 甲信越支部長野地区理事長 坂口正雄

- 12:55 開会
-

- セッション1

1. 13:00 光ファイバセンシング型水分計の基礎的研究
赤羽ゆう*, 坂口正雄*, 浅沼和志**
*長野高専, **セラテックジャパン(株)
 2. 13:15 適正運動量指示装置の開発
百瀬英哉*, 小林英敏**, 小野伸幸*, 坂口正雄*
*長野工業高等専門学校, **(株)西澤電機計器製作所
 3. 13:30 樹根接地インピーダンスの日変化測定
小崎考平, 上條岳穂, 田中京子, 矢嶋征雄, 山浦逸雄
信州大学繊維学部
 4. 13:45 圧電バイモルフ振動子を用いた小型移動機構
藤井北斗, 小西哉
信州大学繊維学部
 5. 14:00 圧電バイモルフ振動子を動力源とした小型回転機構の開発
○鈴木義之, 小西哉
信州大学繊維学部
-

● セッション2

6. 14:30 視覚誘発脳波を用いたメニューボードインターフェイスに関する研究
半田 薫充, 勝山 恵介, 米澤 義道, 伊東 一典, 橋本 昌巳, 金子 浩昌
信州大学工学部
 7. 14:45 視覚障害者用 GUI における触覚ガイドの検討
仙田健, 伊東一典, 藤澤森茂, 米澤義道, 橋本昌巳, 金子浩昌
信州大学工学部
 8. 15:00 ホットパック及びアイシングの運動中高周波加速度成分による評価
前田裕馬、*中沢和徳、*竹下靖、*土屋孝史、*込山千夏、*田丸冬彦、米澤
義道、伊東一典、橋本昌巳
信州大学工学部、*長野県身体障害者リハビリテーションセンター
 9. 15:15 難聴者用及び遠隔教育受聴を目指した高分離性個人用音響端末
青木香菜子、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、金子浩昌
信州大学工学部
 10. 15:30 光誘導瞼上電位の応答特性
松本ゆかり、米澤義道、伊東 一典、橋本昌巳、金子浩昌
信州大学工学部
 11. 15:45 ポリエチレン容器による咀嚼能力評価
鈴木清光、米澤義 道、*谷口威夫、工藤道夫、伊東一典、橋本昌巳
信州大学工学部、*谷口 歯科医院
-

● 特別講演

- ◇ 16:10 「感覚代行の研究」：信州大学工学部情報工学科 教授 米澤 義道

日本エム・イー学会甲信越支部長野地区シンポジウム
光ファイバセンシング型水分計の基礎的研究

赤羽ゆう*, 坂口正雄*, 浅沼和志**

*長野高専, **セラテックジャパン(株)

Fundamental research of optical fiber measurement type moisture meter

Akahane Yuu*, Sakaguchi Masao*, Asano Kazushi**

*Nagano National College of Technology, **Ceratech Japan Co.,Ltd.

1. はじめに

水分の検出は様々な場面で要求され、水分検出に湿度センサを用いたものや光学的手法による水分計が一般的に使用されている。

これらの装置は水分検出部分の面積が大きく、微小面積部分の水分測定は困難である。

本研究では発光ダイオードとフォトダイオードの発光・受光面に光ファイバを装着し、光ファイバ端での微小部分を対象にした水分量検出を可能とし、従来の装置よりも検出場所が特定しやすい水分計を製作し、実用性の実験・評価を行った。

2. 方法

2.1. 装置概要

製作した光ファイバセンシング型水分計の構成ブロック図を図1に示す。

物質には、それぞれ物質固有の吸収スペクトルがあり特定の波長の光を吸収する。水分子の吸収スペクトルのピークにほぼ一致している波長(1.45 μm)の発光ダイオード(LED)を発光させ、被測定物からの反射光をフォトダイオード(PD)で受光する。このとき、水分が存在すると光は水分に吸収され、受光量は著しく減衰する。
光ファイバ

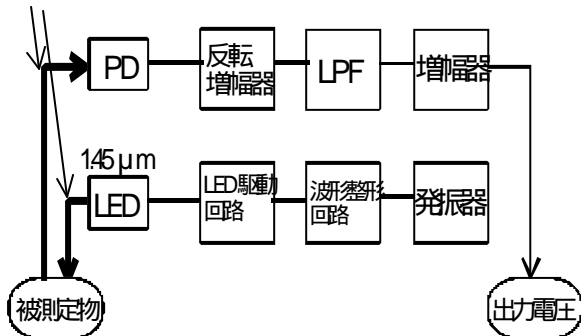


図1 本装置ブロック図

本装置は、電気信号回路部とE/O及びO/E変換部と光ファイバセンシング部の3つに分かれた構成となっている。電気信号回路部の発振器出力の方形波(80kHz)を波形整形し、LED駆動回路を通して1.45 μm LEDを発光させ、光信号を光ファイバに導いてその端面から被測定対象に直接、光照射する。

この時、被測定対象に顕在しない水分が存在する場合、1.45 μmの照射波長光は水分子に吸収された分が減少した反射戻り光となる。この反射戻り光は、受光用光ファイバを介してフォトダイオードに導かれ、電気信号に変換後、計測信号(水分量)として出力される。

2.2. 光ファイバセンシング構造

図2に本装置の光ファイバセンシング部の基本構造と外観写真を示す。

光ファイバの外径は250 μm、コア径は200 μmである。

基本構成は、1.45 μmの照射用光ファイバに隣接して受光用光ファイバと未使用の光ファイバを密接設置させ、その3本の光ファイバの端部をアレイ化したもので、この光ファイバアレイを光学ガラス基板の表面上に形成した凹部に収納、光学ガラスカバーで挟み込み、ブロック接合化したものである。

アレイ化した光ファイバ先端部は、被測定対象からの反射戻り光を効率よく結合するため、隣り合う光ファイバ同士を密接させ、かつ光軸に対して垂直に鏡面加工を施してある。なお、未使用光ファイバは、例えば、1.3 μm光照射などセンシングの多様化のために用意されている。

3. 実験とその結果

3.1. 動作特性

被測定対象に直径約 2cm の円形の濾紙を使用し、濾紙の湿り状態(水分量)を測定した。まず濾紙を電子天秤にのせて乾燥状態の質量 Q_0 を測定した後、光軸と濾紙が直交するよう光ファイバを固定して乾燥状態の装置出力 V_0 を求めた。次に、同一濾紙に水分を染み込ませて質量 Q_1 を測定し、前記と同様に装置出力 V_1 を求める。

$(Q_1 - Q_0)$ は水分量であり、 $(V_1 - V_0)$ は水分量に対応した装置出力である。

水分量を様々に変化させて求めた実験結果を図 3 に示す。同図から装置出力は約 0.02g で飽和状態を示している。

3.2. 応用例

本装置の応用例として液体の乾燥状態の時間経過を調べた。

ファイバ端の光軸と 7? の濾紙が直交するように光ファイバを非接触状態で固定し、マイクロシリンジを用いて水・エタノール・シンナー・ウイスキー・黒インクを 7? の濾紙に各々 2? を染み込ませた。装置出力を A/D 変換器に導いた後、パーソナルコンピューターに供給した。同時に被測定物周囲の温度・湿度を計測した。

CRT 画像にリアルタイムで表示される装置出力が低下して一定となった時点点を乾燥とみなし、マイクロシリンジによる液投与時点からの時間を乾燥時間とした。実験結果を図 4 に示す。

4. まとめ

図 4 の結果から、アルコールを含む液体は素早く乾燥することが確認できた。

本装置では、水分を吸収する波長 1.45 μm の LED を使用している。エタノール・シンナー・ウイスキー・黒インクのそれぞれに水分が含まれているため、本装置出力は含有する水分量に対応していると思われる。

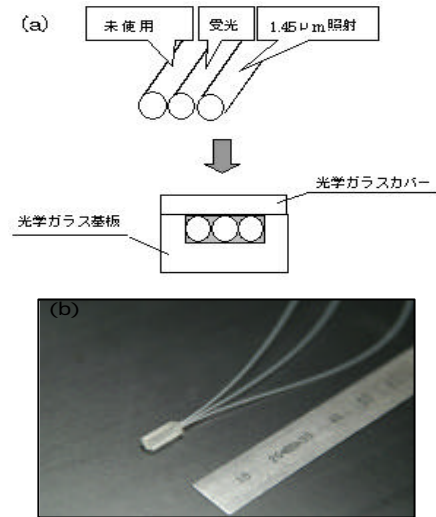


図 2 光ファイバセンシング部の構造とその写真
(a)基本構造 (b)外観写真

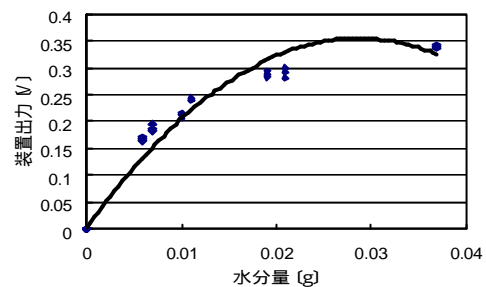


図 3 水分量と装置出力の関係

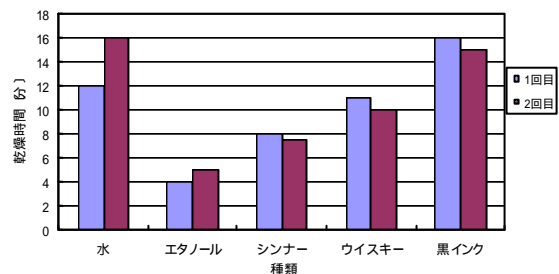


図 4 応用実験結果

5. 参考文献

- (1)尾崎幸洋, 河田聡編: 近赤外光分光法, 学会出版センター, 東京(1996)
- (2)横井与次郎: デジタル IC 実用回路マニュアル, ラジオ技術社, 東京(1976)
- (3)坂口正雄, 小野伸幸, 浅沼和志, 水越健輔, 大橋俊夫: 光ファイバ型水分計の開発. 第 12 回日本発汗学会総会プログラム・予稿集, (2004)
- (4) 浅沼和志, 水越健輔, 宮岡優二, 坂口正雄: 光ファイバセンシング方式水分計の開発. 信学技報, MBE2004 - 40(2004)

適正運動量指示装置の開発

百瀬 英哉*, 小林 英敏**, 小野 伸幸*, 坂口 正雄*

*長野工業高等専門学校, **株式会社西澤電気計器製作所

Development of the apparatus for indicating of optimum exercise training rate

Momose Hideya*, Kobayashi Hideki**, Ono Nobuyuki*, Sakaguchi Masao*

*Nagano National College of Technology, **NISIZAWA Electronic Measuring Instruments Co.,Ltd.

1. はじめに

最近、健康維持・増進のため、またダイエットを目的にジョギングなどの運動をする人が増えてきた。また、生活習慣病の予防として運動を用いることもあり、“毎日の簡単な運動”は益々注目されていくと考えられる。

しかしながら、ジョギングやマラソン中に急死する事故も多く、運動も過度になると害になる。運動は体に負荷をかけ、心拍数、有酸素消費量が増加し、血圧も上昇する。過剰な運動は心臓や足腰に障害を生じる危険性を持っている。

逆に、時間をかけて運動しても効果のある運動量に満たなければ意味がない。一口に運動といってもそれほど簡単なものではない。このようなことから、“自分の適正運動量を知る”ということは極めて重要であるといえる。

そこで今回、適正運動量を示す最も一般的な心拍数を指標にしたカルボナーネの式を用い、幅広い年代の人に無理のない、しかも確実に効果が現れる運動を自己管理できる“適正運動量指示装置”の開発を行った。

2. 装置の概要

本装置は、運動中の心拍数を計数する機能を有し、ユーザーの年齢、安静時の心拍数をカルボナーネの式に代入して得られた適正運動量心拍数と、運動中の心拍数と比較し、ブザー音によりその運動が適正な強さか、ユーザーに知らせるものである。なお、本装置は体調や運動継続期間を加味できるように、ユーザーの判断によりブザー音指示する運動強度を変えられるように、カルボナーネの式に運動強度

を定数として導入している。

また、パソコンとの通信機能を持たせることで、簡単にデータ管理ができるようにした。

本装置の構成ブロック図を図1に示す。図1では、脈波検出センサとしてディスポ電極を用いた構成を描いているが、光電脈波センサの使用も検討している。

今回は、1日30分から1時間の運動の記録を、最低1ヶ月以上連続して記録できるように電源、メモリ等の設計を行った。

3. 脈波の検出

ディスポ電極を全胸部に貼付して心電図を双極誘導した。これにより、心電図II誘導に近い脈波が得られ、R波のスパイクが大きく導出でき、R-R間隔から心拍数が確実に計数できた。

脈波検出回路は、ディスポ電極から誘導された心電図信号を差動増幅器に入力し、アクティブフィルタ、コンパレータを通して、パルス波を得るものである。

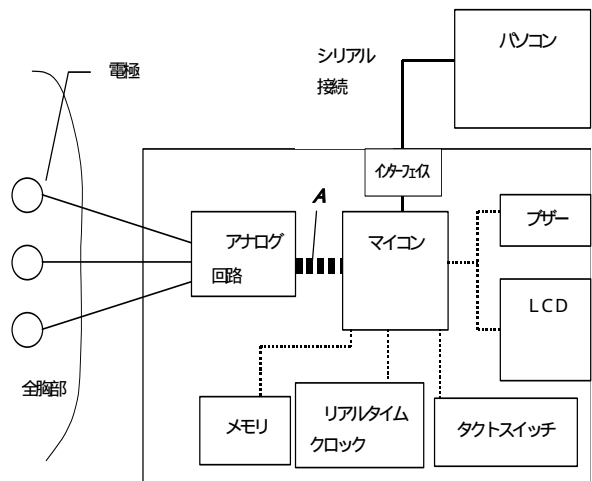


図1 装置の構成

微分要素を大きくすることにより、個体差の影響が出にくいように回路構成した。

4. データ処理

上述したセンサ部から得られたパルス波をマイコンに入力し、下記のようなデータ処理を行った。

4.1. 心拍数計数

心拍数の計数は移動平均の考え方を採用した。図1中のAにおける信号が図3のように得られた時、心拍パルス10回の時間をそれぞれ $t_1, t_2, t_3 \dots t_s$ [s]とすると、その平均 T [s]は、

$$T = \frac{t_s}{10} \quad [\text{s}]$$

1分間における心拍数 HR は、

$$HR = \frac{60}{T} = \frac{600}{t_s} \quad [\text{bpm}]$$

となる。これにより、連続的な心拍数測定においてノイズや計数誤差の影響が軽減できる。

4.2. ユーザーによる定数設定

ユーザーはタクトスイッチにより、氏名、年齢、安静時心拍数(HR_R)、運動強度()の入力をLCDと対比しながら行う。

4.3. 適正運動心拍数

カルボーネンの式に運動強度を加味したトレーニング心拍数は次式となる。

$$HR_{TR} = HR_R + (HR_{MAX} - HR_R) \times k \times \alpha$$

HR_R : 安静時心拍数
 HR_{MAX} : 最大心拍数 (= 220 - 年齢)
 HR_{TR} : トレーニング心拍数
 k : 0.6 ~ 0.8
 α : 運動強度 (0.6 ~ 1.0)

上式において、

$k = 0.6$ のとき、トレーニング心拍数の下限: $HR_R(L)$

$k = 0.8$ のとき、トレーニング心拍数の上限: $HR_R(H)$

本装置は、 $HR_R(L)$ と $HR_R(H)$ 間の心拍数で行う運動を適正運動として評価している。

4.4. 運動量指示

$HR_R(L)$ と $HR_R(H)$ をもとに運動の適正、過不足判定を行う。それと同時に、不足、適正、過剰の各場合に対応したブザー音を発し、音声指示を行う。

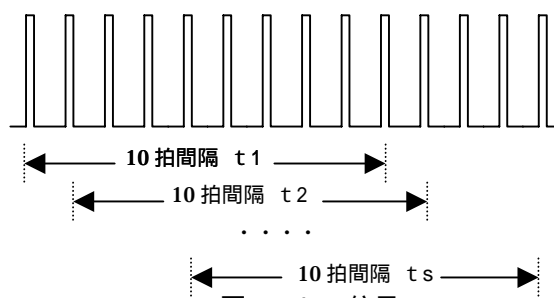


図2 Aの信号

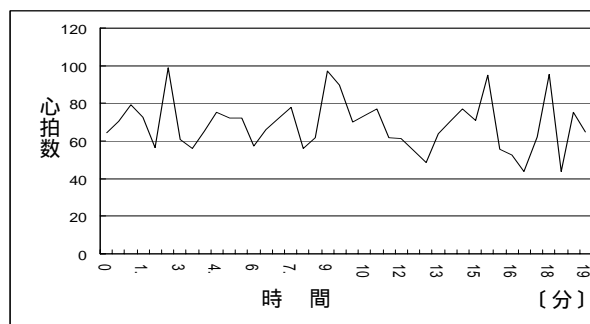


図3 日常生活下における心拍数の変化

不足: $HR < HR_R(L)$ 0.5秒間隔の音

適正: $HR_R(L) \leq HR \leq HR_R(H)$ 1秒間隔の音

過剰: $HR > HR_R(H)$ 2秒間隔の音

ここで、 HR :運動時の心拍数

5. 実験

日常生活下における心拍数変化の記録の一例を図3に示す。この実験では、初めと終わりの5分間で、数回深呼吸をし、他の間の10分間は安静座位の状態である。30秒に一点のデータ取込のため、深呼吸による顕著な変化は現れない。

6. まとめ

心拍数を指標にした適正運動量指示装置の開発経過について述べた。本装置は生活習慣病、とりわけ糖尿病等の運動療法の自己管理に適應できる。

参考文献

(1)坂口正雄、小野伸幸他:携帯型適正運動量の試作. 信学技報, MBE92-05(1992)

(2)坂口正雄、小野伸幸他:携帯型適正運動量指示装置の開発. 医用電子と生体工学, Vol.38 No.3(2000)

樹根接地インピーダンスの日変化測定

小崎考平, 上條岳穂, 田中京子, 矢嶋征雄, 山浦逸雄

信州大学繊維学部

Measurement of Ground Impedance change of a tree in a day

Kouhei KOZAKI, Takeho KAMIJYO, Kyoko TANAKA, Masao YAJIMA, Itsuo YAMAURA

Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University

1. はじめに

近年、地球温暖化の防止策として、植林などの緑化活動がとみに要求されている。緑化においては樹木の生長状態の把握が重要である。樹木の生育状態を知るためのひとつの手段として、根の接地インピーダンスを測定し、その値から根の発達状態をモニタする方法が提案されてきた¹⁾。一般に幹が太くなるにつれインピーダンスは低くなるのがわかっている。接地インピーダンスは生育場所の大地比抵抗の影響を直に受けるので、この値を現地で測定し、樹根接地インピーダンスと同じ値をもつ接地円板電極の半径に換算すれば、この半径値だけで根の発達状態を議論できる。これを根の等価半径 r_e (複素数) とよび根の発達指標と考える^{2,3)}。等価半径の1日の変化は測定誤差範囲内とみられてきたが、詳細な確認実験は行われていなかった。光合成や蒸散によって等価半径が大きく変わることも考えられる。その変化を改めて知るため、ケヤキについて落葉前と落葉後について測定実験を行い、両者に違いを見出したので報告する。

2. 実験材料および実験方法

測定対象を表1に示す。測定対象は信州大学繊維学部常田キャンパス内、機能機械学科棟前に生育するケヤキ1本とし、落葉の前後に測定を行った。

表1 測定対象の樹木

和名	ケヤキ
英名	Zelkova tree
学名	<i>Zelkova serrata</i>
推定樹齢	約100年
樹高	約10m
幹半径	30cm
根元半径	35cm
測定期間	落葉前 2004年11月5～11日 落葉後 2004年12月6～11日

樹根接地インピーダンスの測定は4電極法によって行った¹⁾。同時に大地比抵抗も Wenner の4電極法を用いて測定し、根の接地インピーダンスを複素等価半径の形で表し考察する。

日変化に関する情報を正確に得るには、数分間隔で長時間連続測定を行う必要がある。図1に測定系を示す。インピーダンス測定には LCR ハイテスタ (日置電機社製: 3532) を使用した。連続測定を行うため、インピーダンス測定器はコンピュータで制御される。大地比抵抗の測定も同時に行うため、2チャンネル切り換え制御アダプタをインピーダンス測定器の前に介した。図中リード線は赤系が樹根接地インピーダンス測定系で、青系は大地比抵抗測定系である。サンプリング間隔は5分とした。気温は気象庁のアメダスによる上田市 (観測地: 上田市古里) のデータを参照した。

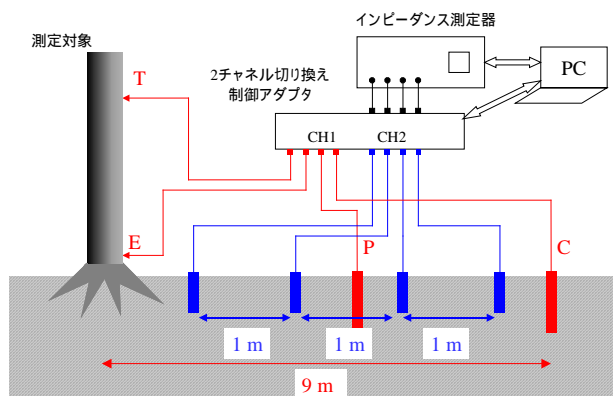


図1 2チャンネル自動測定システムの概要

3. 実験結果および考察

インピーダンスの測定結果から複素等価半径 r_e を求め、気温変化と共に時系列で表した結果を図2, 3に示す。図2は落葉前、図3は落葉後の結果である。図中のデータ欠損は測定中断によるものである。図から、1日周期で一連の変化を示していることがわかる。気温変化と比較すると、時間的に少し遅れがみられるが、実数部は気温の上

下と共に増減し、虚数部は逆の変化を示す。また、落葉前と落葉後では、変化幅に大きな相違のあることがわかる。表2に1日のおよその変化率を示す。

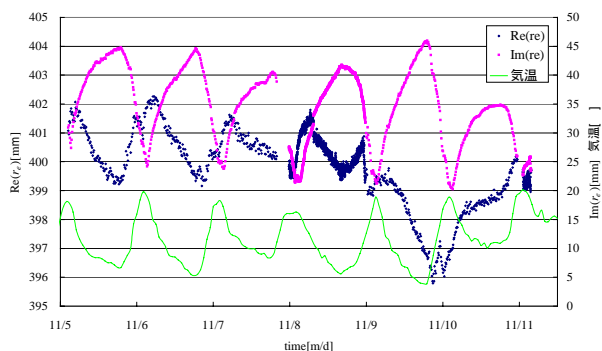


図2 落葉前の日変化

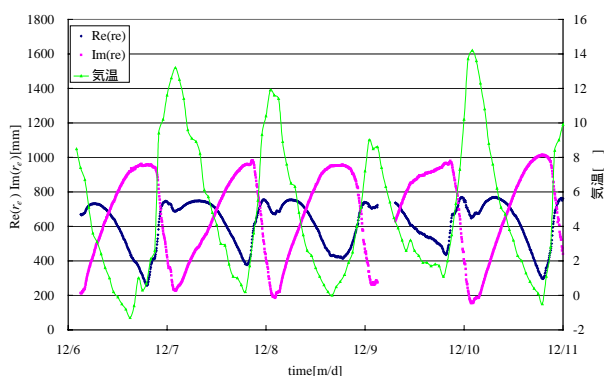


図3 落葉後の日変化

表2 1日のおよその変化率

測定対象	落葉前	落葉後
気温範囲	5 ~ 20	- 1 ~ 14
Re(r_e)	1 %	50 %
Im(r_e)	50 %	80 %
$ r_e $	1 %	30 %

図4に時間をパラメータとした等価半径のベクトル軌跡を示す。落葉後の軌跡変化は円弧状を示し、落葉前に比べかなり大きいことがわかる。落葉前のベクトル軌跡を拡大したものを図5に示す。落葉前では実数部の変化は小さいが、落葉後は実数部虚数部共に変化が大きい。この理由については、落葉後は越冬のための休眠に入っている状態であることから、恒常性機能が著しく低下し、気温の変化など、環境の影響を大きく受けているためと考えられる。

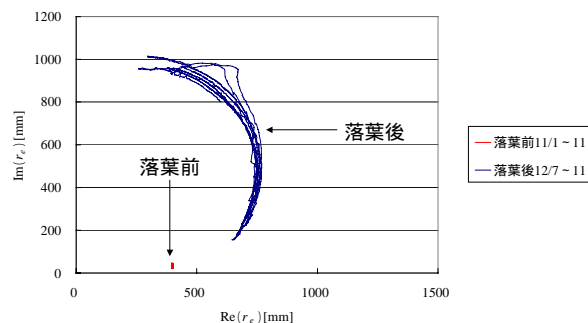


図4 等価半径のベクトル軌跡

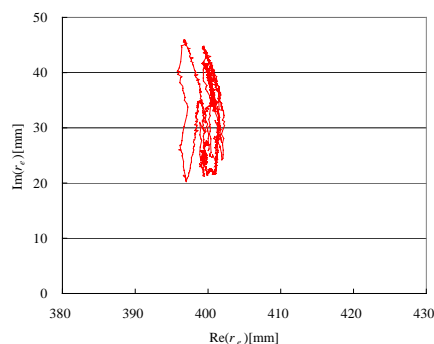


図5 等価半径のベクトル軌跡 (落葉前)

4. おわりに

2チャンネル自動測定システムによって、ケヤキの樹根接地インピーダンスと大地比抵抗を長時間連続測定した。その測定結果から、樹根等価半径の日変化を確認することができた。さらに、落葉前と落葉後の変化の相違をモニタできた。その変化は落葉後が落葉前に比較して30倍と大きく、注目に値する結果を得た。今後、他種の樹木や常緑樹についても測定を試みたい。

参考文献

- 1) 山浦逸雄, 萩本鉄, 矢島征雄, 田中京子, 福馬均: “樹木の接地インピーダンス測定法,” 電気学会論文誌, Vol.120 - C, No.3, pp.434 - 439 (2000)
- 2) 山田美紗子, 田中京子, 矢島征雄, 山浦逸雄: “植物の生長に伴う根の接地抵抗変化 複素等価半径,” 信学技報, MBE2002 - 40, pp.1 - 4 (2002)
- 3) Misako Yamada, Itsuo Yamaura, Kyoko Tanaka, Masao Yajima, Nobuhide Takahashi and Koichi Yamada: “Vector Locus of an Equivalent Radius of the Root in Growing Plants,” IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, pp.1294 - 1297(2003)

圧電バイモルフ振動子を用いた小型移動機構

藤井 北斗, 小西 哉

信州大学 繊維学部

A Small Locomotion Mechanism Using a Piezoelectric Bimorph Resonator

FUJII Hokuto, KONISHI Hajime

Faculty of Textile Science and Thecnology, Shinshu Univercity, Tokida 3-15-1, Ueda 386-8567, Japan

1. 序 論

マイクロサージェリなどの医療分野では,人間が直接入り込んで作業することができない,狭くまたは危険な環境が多く存在する.このような環境では,小型の作業機械が要求される.これらの小型機械システム用の,効率的な移動機構の開発が望まれ,さまざまな研究が行われている.本研究は,構造が簡単で小型化が容易と考えられる,圧電バイモルフ振動子を用いた小型機械システム用の移動機構の開発と,その動作の性能評価を目的としている^[1-4].

2. 移動機構の製作

本研究で開発した機構の概観を Fig. 1 に示す.長さ 120 mm × 幅 20 mm × 厚さ 0.1 mm の带状 PET フィルムを,ループ状に湾曲させ,圧電バイモルフ振動子(ムラタエレクトロニクス製,PKF02C5,長さ 40 mm × 幅 2.2 mm × 厚さ 0.66 mm)の両端をつなぐように接着した.PET フィルムはポリカーボネイト製走行レーンと 3 点で接地するように加工した.外部からリード線経由で電力を供給した.

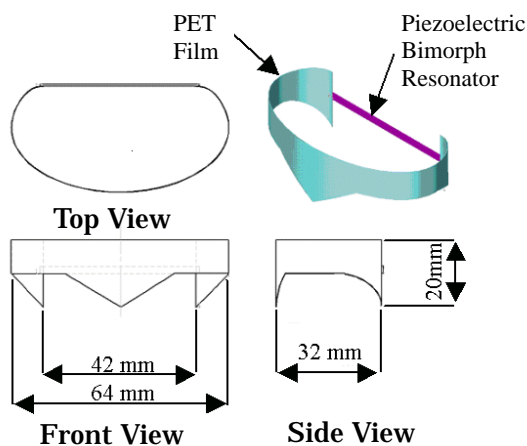


Fig. 1 Schematic of the developed locomotion mechanism.

本機構は振動子の振動により機構全体を繰り返して伸縮させ,走行レーンとの摩擦力または反発力を利用して,水平方向への駆動力を得ることにより移動するものである.機構は部品点数が 2 点という簡単な構造であるため,小型化に適している.

本研究では PET フィルム側を機構の前方,バイモルフ固定側を機構の後方と定義した.

3. 移動機構の性能評価

3.1. 移動機構の速度特性

駆動周波数 2 ~ 1000 Hz, 振幅 15 V_{p-p} と 30 V_{p-p} の正弦波交流電圧を機構に印加して,移動速度の駆動周波数特性を測定した.測定結果を Fig. 2 に示す.駆動電圧 30 V_{p-p} を印加した際,正方向では 492 Hz および 646 Hz に,負方向には 312 Hz および 560 Hz にピークがあり,移動速度のピークが複数あることが確認できた.駆動周波数 646 Hz において前進最高速度 128 mm/s, 駆動周波数 312 Hz において後退最高速度 64 mm/s が得られた.

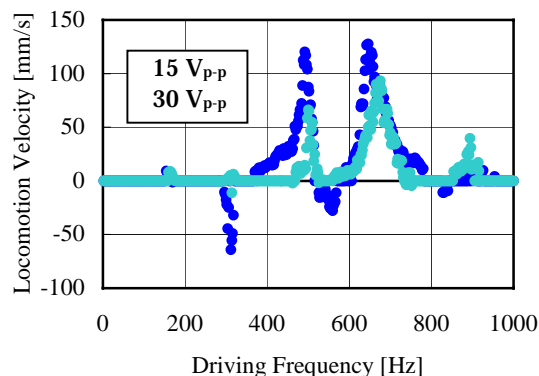


Fig. 2 Frequency dependences of the locomotion velocity of the locomotion mechanism at driving voltages of 15 V_{p-p} and 30 V_{p-p}.

Fig. 3 と Fig. 4 に移動速度の駆動電圧特性を示す。Fig. 3 に示すように駆動周波数 492 Hz および 646 Hz では、5 ~ 30 V_{p-p} の駆動電圧範囲で移動速度は線形に増加した。Fig. 4 に示すように、駆動周波数 312 Hz 印加時では、10 ~ 20 V_{p-p} の駆動電圧で移動速度は線形に増加し、20 V_{p-p} 以上の駆動電圧で飽和した。

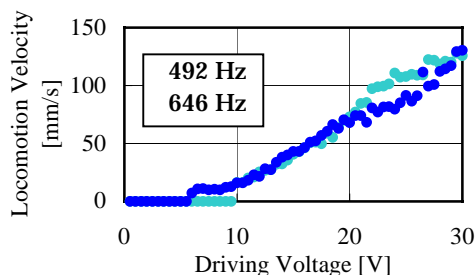


Fig. 3 Driving voltage dependences of the locomotion velocity of the locomotion mechanism at driving frequencies of 492 Hz and 646 Hz .

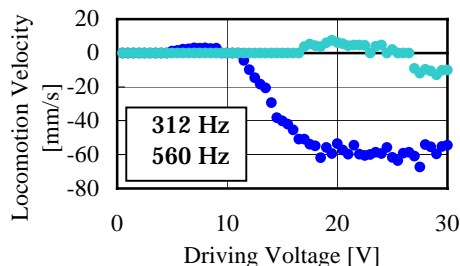


Fig. 4 Driving voltage dependences of the locomotion velocity of the locomotion mechanism at driving frequencies of 312 Hz and 560 Hz .

3.2. 移動機構の推進力特性

走行レーン上を移動する機構を、電子天秤の力検出部に直接接触させ、推進力を測定した。

駆動電圧 30 V_{p-p} を印加した際の、推進力と移動速度の周波数特性を Fig. 5 に示す。前進最高速度を得た 646 Hz 付近において 1.3 mN、後退最高速度を得た 312 Hz において 1.2 mN の推進力が得られた。

3.3. 移動機構の消費電力および効率特性

駆動電圧 30 V_{p-p} における移動機構の消費電力の測定を行い、移動速度および推進力から効率を計算した。移動機構の消費電力および効率の駆動周波数特性を Fig. 6 に示す。消費電力は駆動周波数に依存して線形に増加した。Fig. 2 と Fig. 6 より、同一移動速度でも駆動周波数によって効率が異なることが分かる。移動機構は最大効率 7% で動作した。

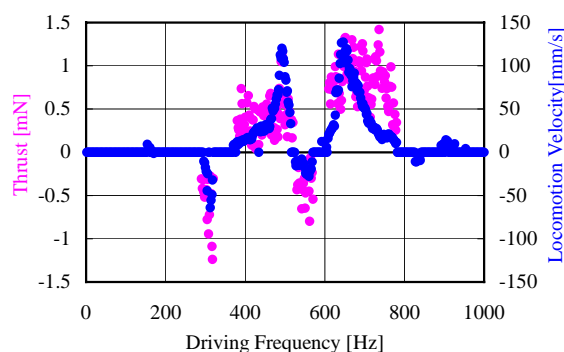


Fig. 5 Frequency dependences of the thrust of the locomotion mechanism compared with the locomotion velocity.

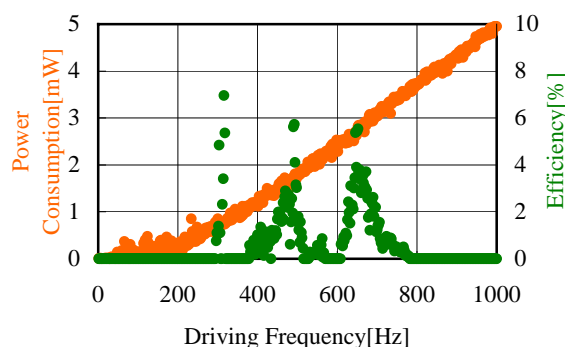


Fig. 6 Frequency dependences of the power consumption and efficiency of the locomotion mechanism.

4. 結論

圧電バイモルフ振動子を用いた小型移動機構を開発し、その性能評価を行った。本機構は制御が容易であり、また部品点数が少なく単純な構造であるため、小型化が容易である。このことから、小型の作業機械を必要とする広い分野への応用が可能であると考えられる。

5. 参考文献

- [1] 井上 雅章, 小西 哉: 日本エム・イー学会甲信越支部長野地区シンポジウム講演論文集, pp. 10-11 (2004).
- [2] 藤井 北斗, 小西 哉: Dynamics & Design Conference 2004 講演論文 CD-ROM, 講演番号 256 (2004).
- [3] 井上 雅章, 藤井 北斗, 小西 哉: 計測自動制御学会 中部支部シンポジウム講演論文集, pp. 40-43 (2004).
- [4] 藤井 北斗, 小西 哉: 計測自動制御学会 中部支部シンポジウム講演論文集, pp. 91-92 (2004).

圧電バイモルフ振動子を動力源とした小型回転機構の開発

鈴木 義之, 小西 哉

信州大学 繊維学部

Development of a Small Rotary Mechanism Using a Piezoelectric Bimorph Resonator

SUZUKI Yoshiyuki and KONISHI Hajime

Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University, Tokida 3-15-1, Ueda 386-8567, Japan

1. 序論

狭い空間や複雑な構造物の内部等で、保守や点検や治療などを行うための小型作業機械が、産業分野や医療分野などにおいて、強く求められている。この小型作業機械を実現するためには、小型の移動機構^[1-4]が必要不可欠である。本研究では、小型化に適している圧電バイモルフ振動子を用いた、小型回転機構の開発及び性能評価を行った。

2. 回転機構の試作

試作した機構の概観を Fig.1 に示す。本機構は、3つの脚が走行レーン上に接地するように加工したループ状のポリスチレンシートと、圧電バイモルフ振動子（ムラタエレクトロニクス製、PKF02C5、長さ 40 mm × 幅 2.2 mm × 厚さ 0.66 mm）によって構成されている。本機構を構成する部品点数は 2 点であり、シンプルな構造なため、小型化に適している。ファンクションジェネレータ（NF 回路設計ブロック製、1930A）を用い、振動子に取り付けた導線

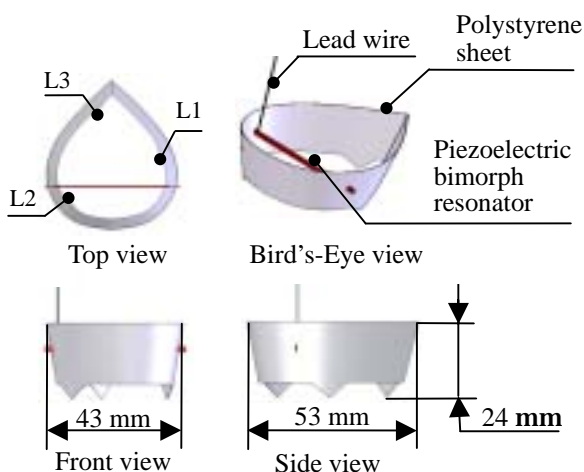


Fig.1 Schematic of the developed rotary mechanism.

を通して電力を供給した。動力源である圧電バイモルフ振動子に交流電圧を印加することで、振動子の振動が本体を通して各脚に伝わり、各脚と走行レーンとの間に摩擦力が発生し、その力によって本機構は自転や公転動作を行う。回転方向は印加電圧の周波数を変えることで制御することができる。

3. 回転機構の性能評価

3.1. 回転速度の駆動周波数特性

駆動周波数 2 ~ 1000 Hz、30 V_{P-P} の方形波を振動子に印加して、ポリカーボネイト製の走行レーン上で、機構の回転速度の駆動周波数特性を測定した。機構上面からみて、反時計回りの回転を正、時計周りの回転を負とした。また、後述する回転力の測定の際、本機構の前部と後部に、ポリエチレン製の糸（直径 0.2 mm、長さ 90 mm、質量 0.005 g）を 2 本、接着剤を用いて取り付けた。糸を接着する前後の回転速度の駆動周波数特性を Fig.2 に示す。

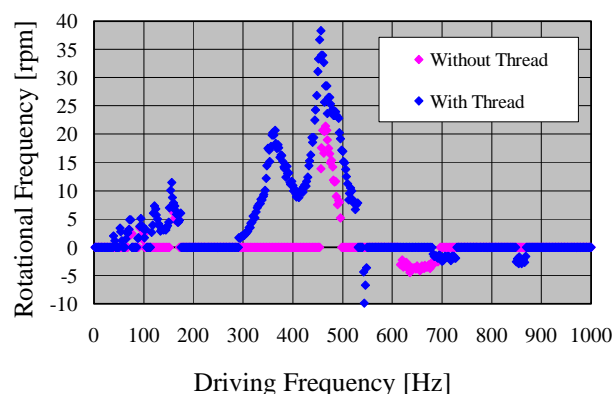


Fig.2 Driving frequency dependences of the rotational frequency of the rotary mechanism with and without threads.

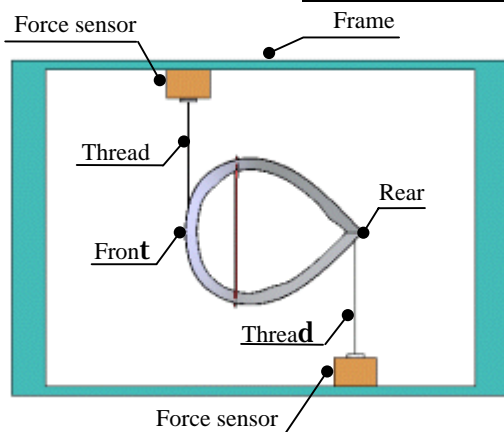


Fig.3 Schematic of the measurement system for the rotational force of the rotary mechanism.

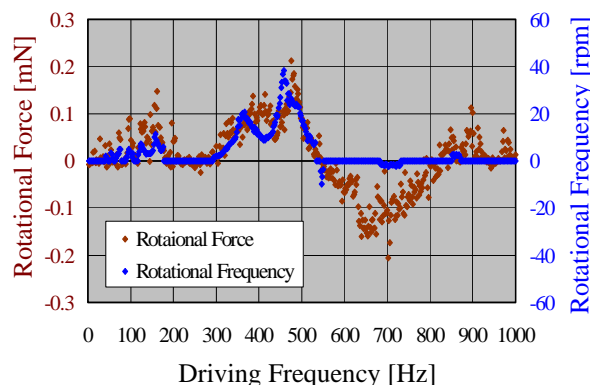


Fig.4 Frequency dependences of rotational frequency and rotational force of the rotary mechanism.

糸を接着していない状態では、回転速度のピークは、正方向回転では駆動周波数 464 Hz において最大回転数 24.4 rpm、負方向回転では駆動周波数 636 Hz において最大 4.4 rpm であった。

糸を接着した状態では回転速度のピークは、駆動周波数 456 Hz において最大 38.3 rpm、負方向回転では駆動周波数 544 Hz で、最大 9.9 rpm であった。

3.2. 回転力の測定

本研究では回転力を、“ボディの前部と後部において、それぞれ回転方向に発生する力の合力”と定義して回転力の測定を行った。作製した回転力測定装置を Fig.3 に示す。図のように、ポリカーボネイト製の枠に固定した 2 個のフォースセンサと、本機構の前部と後部の 2 箇所を、それぞれ糸を介して接着した。機構が回転することによってそれぞれ前部と後部にとりつけた 2 本の糸が引っ張られ、その張力をフォースセンサによって検出し、その張力の和を計算した。結果を Fig.4 に示す。

正方向の回転力のピークは、駆動周波数 476 Hz に存在し、最大回転力 0.21 mN を得ることができた。負方向では回転力のピークは、駆動周波数 702 Hz に存在し、最大回転力 0.21 mN を得ることができた。

回転速度と回転力は、ほぼ同じ駆動周波数特性を有していた。このことから、回転力及び、回転速度は、駆動周波数を変えることによって制御することができるということがわかる。駆動周波数 600 Hz ~ 800 Hz において、本機構は 1 箇所に停止したまま

振動を続け、自転や公転をしなかった。そのため、回転力は検出できたが、回転速度は発生していなかった。

4. 結論

1 枚の圧電バイモルフ振動子を用いて、印加電圧の駆動周波数を変えることで回転方向や回転速度を制御することができる機構を開発した。本機構は駆動周波数に依存して回転軸が変わるので、自転動作だけでなく、公転動作も行う。自転及び公転の動作を組み合わせることで、水平面上の移動が可能である。

今後、回転運動の解析、回転機構の質量や重心位置が、自転や公転に与える影響の解析を行う。

参考文献

- [1] 井上雅章, 藤井北斗, 小西哉: 計測自動制御学会中部支部シンポジウム講演論文集, pp. 40-43 (2004)
- [2] 藤井北斗, 小西哉: 計測自動制御学会中部支部シンポジウム講演論文集, pp. 91-92 (2004)
- [3] 井上雅章, 小西哉: 日本エム・イー学会甲信越支部長野地区シンポジウム講演論文集, pp. 10-11 (2004)
- [4] 坪田真一, 大熊ひとみ, 小西哉: 第 13 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp. 749-752 (2001)

視覚誘発脳波を用いたメニューボードインターフェイスに関する研究

半田 薫充, 勝山 恵介, 米澤 義道, 伊東 一典, 橋本 昌巳, 金子 浩昌

信州大学工学部

Menu-board Interface for the Physically Challenged Using Visually Evoked Potential

Kunimitsu HANDA, Keisuke KATSUYAMA, Yoshimichi YONEZAWA, Kazunori ITOH

Masami HASHIMOTO and Hiromasa KANEKO

Faculty of Engineering, Shinshu University

1. はじめに

高齢者や ALS などの患者など四肢の運動機能に障害があり、周囲の各種装置や文章入力機能が自由に使えない方々を支援する機能は各種開発されている。しかし、使用者の負担が少なく、高速で反応する機能は少ないように思われる。

従来からこのような場合に適用できる可能性のある効果として、視神経の機能診断に用いられていた視覚誘発脳波 (Visually Evoked Potential : 以下 VEP) がある。これは、目を通して入った光学的な信号が後頭部の第 1 次視覚野を刺激して発生する電位 (VEP) として、後頭部皮膚上で観察されるもので、その電位信号の中に光刺激と同一の信号要素を有している特徴を持っている。

従って、使用者の眼前にある、時間的あるいは空間的に異なった種々のモードの光刺激にそれぞれ異なったメニューを割り付けておけば、観察されたタイミングや信号のパターンから使用者が希望するメニューが何であるかを識別できるものである。

今までにも、この効果を用いてメニューボードを構成してその可能性を示した検討は少なくない。しかし、視野いっぱい広がるメニューボードの視覚への負担やメニュー判定に必要な時間、抽出のために必要な電極装着のわずらわしさなど様々な課題のためにか、安易に使用できる実用機の普及のニュースは聞いていない。

そこで今回、光刺激としてパルス光を用い、時間経過的に順次点灯することで視覚への負担を軽減し、VEP に現れる短時間的な反応に注目して時間短縮を図る手法を採用して、従来の課題を解決しようと試みた。

2. パルス刺激 VEP

パルス刺激法では、単発のパルスによって発生する VEP レスポンスが基本である。通常は、図 1 に示すような応答が観察される。この中で観察される主な反応は、刺激後約 100、200ms に現れる負 (negative) の反応に起因して名付けられた n100 と n200 であり、それぞれ信号レベル中に負の傾斜として現れる。両者の出現時間 (潜時)、そのレベルの大小関係は個人により若干異なる。

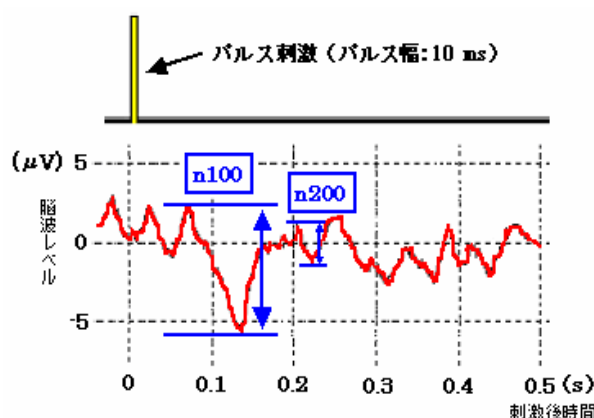


図 1 パルス刺激 VEP レスポンス

図 2 は刺激光源から目をそらして行く過程での n100 VEP のレベル変動を示した。横軸のそらし角 0° は、まさに光源を視野の中心部に捉えて光刺激を受けている注視の状態である。これより視線をそらして行くことは、視野の周辺への刺激となることに相当しており、このレベルの減衰は視野角との関係で指数関数に近似できる。この特性は、メニューボードからのメニュー抽出で重要な役目をするものであり、注視した光源の刺激モードあるいはタイミングが希望メニュー抽出の基本原理となっている。又この特性も個人によって多少の差異があり、近似指数関数の角度減衰定数も多少異なる。

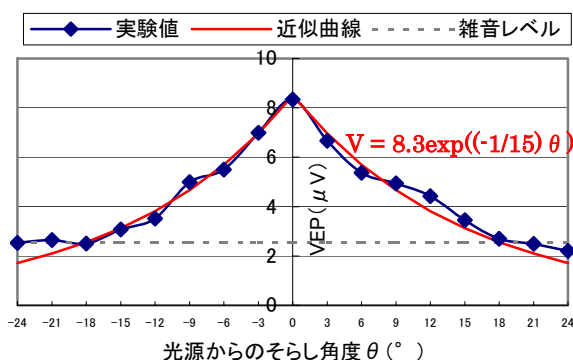


図2 n100 VEP の視線そらし角特性

3. VEP 波形相関による光源識別

図3は前節の基礎特性から考えられる4bitパルス刺激 VEP メニューボードである。即ち、メニューボード上に LED など構成した光源を配置してメニューを割り当てて置き、決められた4bit信号をパルス発光させた状態で使用者に希望メニューを注視してもらう。この結果、希望しているメニュー光源の4bit信号パターンで固有の VEP 波形が形成されるはずである。

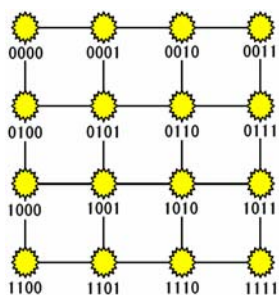


図3 メニューボードの光源データ配置

図4は4bit信号中の1000注視時の信号スタート初期の状態を示した波形モデルである。メニュー光源は1000の信号パターンで順次発光している。その場合の信号列を上段に、得られる VEP を下段に示している。矢印は n100、n200 のそれぞれ潜時をあらわしており、刺激を受けてから VEP 発生までに次、あるいはその次の発光周期に繰り返していく様子を示しているが、定常状態では右側のような波形が得られることになる。このように、n100、n200 の信号発生を待たずに次の刺激パルスを与えることで刺激密度を上げ、これらの反応に対応した信号を得ようとするものである。この時間信号は、刺激光源のどれを見ているかで異なるものであり、定常状態で得られる信号の相関を見ることで注光

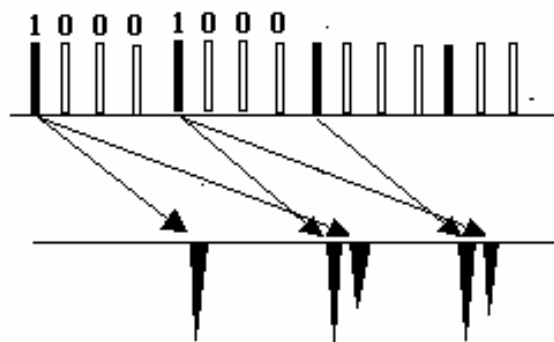


図4 光パルス列と VEP 多重波形モデル

源を識別できると考える。

図5は4bit信号時間250ms、光源間視野角度8°のときの VEP 信号加算平均時間と光源識別正答率の関係である。正答とは、注視光源による VEP の相関が最も高かった場合である。

この結果は加算時間5秒まで100%近い正答率を得られることを示している。

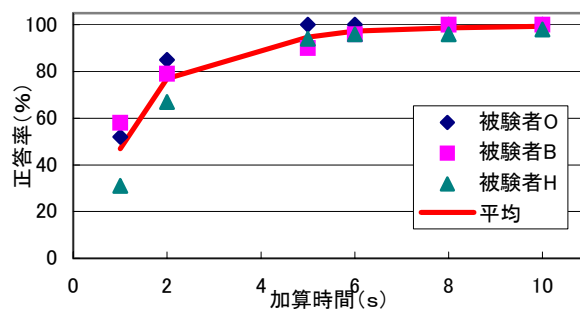


図5 加算時間と識別正答率の関係

4. まとめ

4bitパルス信号を用いた16光源識別が約5秒で行える可能性を見出した。今後より高速で精度の高いデータを抽出してシステムの性能向上を図りたい。

5. 参考文献

[1] Sutter.E.E, "The brainresponse interface : communication through visually-induced electrical brain response" J.Microcomputer Applications,15,pp.31-45,1992.
 [2] 荒井善昭、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、牛山喜久 "VEP を利用した入力インターフェイス" 医用電子と生体工学、35(2),pp.12-17,1997.

視覚障害者用 GUI における触覚ガイドの検討

仙田 健, 伊東一典, 藤澤森茂, 米澤義道, 橋本昌巳, 金子浩昌

信州大学工学部

A study on the tactile guide in graphical user interface for the Blind

Takeshi Senda, Kazunori Itoh, Morishige Fujisawa, Yoshimichi Yonezawa, Masami Hashimoto, Hiromasa Kaneko

Faculty of Engineering, Shinshu University

1. はじめに

近年、パーソナルコンピュータやワークステーションのインタフェイスの主流は文字表示を基本とした CUI から、マウス等により直接指示を行う GUI へと大きな変革を遂げた。

そのため視覚障害者はスクリーンリーダーや、点字ディスプレイなどを使用しているが、画像情報の提示には不十分であると考えられる。

私達は日常生活の中で、音源から発せられた音から音像を知覚する音像定位によって、音源の位置を把握できる。この音像定位を模擬して点音像を、マウスカーソルやアイコンの位置などに対応させることにより、音声による情報の伝達、コンピュータの操作、筆記支援などが期待できる[1]。

本研究では音声及び触覚による GUI 情報を獲得するシステムの構築を目指している。その触覚によるアプローチとしてタブレット入力によるユーザインタフェイスについて検討したので報告する。

2. 触覚ガイドの検討

現在、5×5 の 25 点までの音像定位が可能となっている。これに対応し、図 1 に示すように触覚ガイドの表面にすり鉢状の深さ約 1 mm の穴を 5×5 の計 25 個作成し、縦と横に数字とアルファベットで座標を割り振った。

タブレット (WACOM FAVO) 上にこの触覚ガイドを置き、タブレット付属のペンで位置を入力する。ペンが 25 個の各点に到達すると各座標 (A1~E5) を読み上げる Wav ファイルを再生し、被験者は音声で位置を知ることができる。提示した音声は、Microsoft Sam で作成した。

はじめに触覚ガイドの穴の大きさを検討して求めた。次に時間短縮を目的として後述する板の表面を加工した実験も行った。

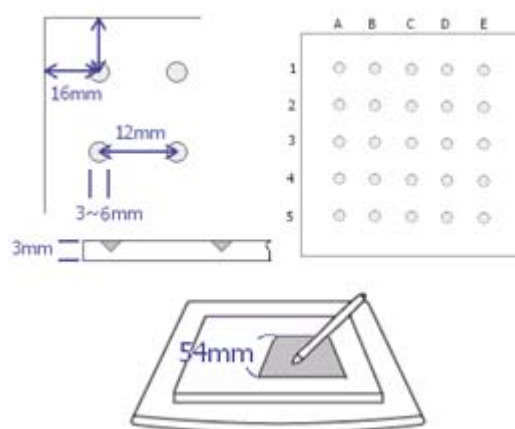


図 1. タブレット及びガイド概要図

手首を動かさず操作できる最大の範囲であること、数値的に分割しやすいことを考慮して、操作領域の面積は 54×54 (mm) とした。

被験者が実験を行う手順は以下の通りである。

1. 初期位置を中心の点 C3 に定めペンを固定する
2. 初期位置からペンを上げ指示された位置にペンを移動する

各位置について 5 回ずつ、計 125 回の試行を行い、それぞれ平均移動時間と最も時間を要する位置を求めた。なお被験者はアイマスクを着用した成人 3 名で、実験は防音室内で行った。

3. 実験結果

全ての穴の位置における平均移動時間と標準偏差を図 2 に、最大移動時間を図 3 に示す。

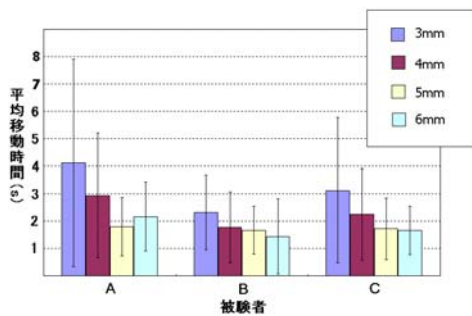


図 2. 平均移動時間

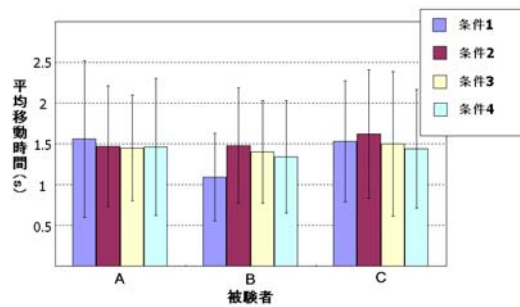


図 5. 平均移動時間

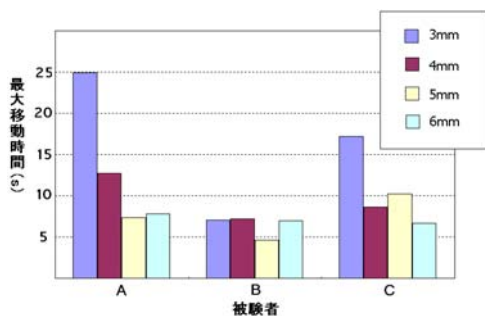


図 3. 最大移動時間

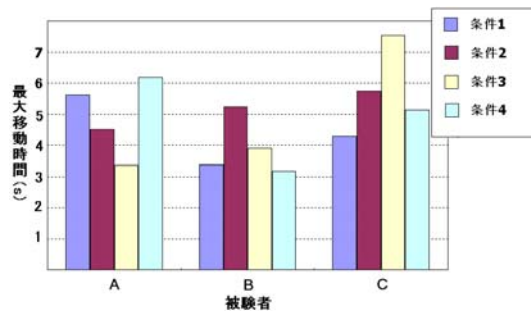


図 6. 最大移動時間

図 2 より、平均移動時間についてはいずれの被験者も、3mm から 5mm になるに従い短くなっている、しかし 6mm では逆に時間が増加する被験者が見られる。また図 3 より最大移動時間は 5mm 付近で最小となる被験者が多い。

なお被験者の感想として、6mm の板は穴が大きく深いため使いづらいとのことなので、これらのごことを考慮して、穴の径を 5mm とした。

次にガイドに以下のような加工をして移動時間の短縮を試みた。実験条件は以下の通りである。

1. 枠有，縦横の溝無
 2. 枠無，縦横の溝有
 3. 枠有，縦横の溝有
 4. 枠無，縦横の溝有，斜めの溝有
- 枠の取り付け方を図 4 に示す。

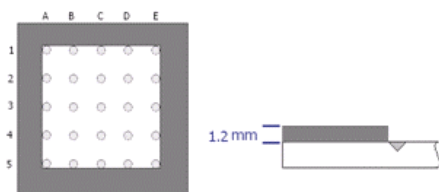


図 4. 外枠取り付け図

図 5 より、いずれの被験者も平均移動時間においては誤差程度しか差が無いことがわかる。また図 6 より最大移動時間は被験者ごとに傾向が異なる。このことから、溝が枠の役割を果たしていると思われる。また位置探索に用途を限定した場合には、学習効果を考えてもガイドの差は小さいと考えられる。

また晴眼者がアイマスクを付けずに実験を行った場合、平均移動時間は約 0.8 秒、最大移動時間は約 1.4 秒となっているので、これまでの結果より時間短縮の余地があると考えられる。

4. まとめ

視覚障害者用 GUI の触覚ガイドの検討を行った。その結果、穴の径が 5mm 付近で最小となり、枠が有効であることが示された。溝は文字や図形入力には有効であると思われるので、今後検討を行いたい。

本研究の一部は、平成 15 年度科学研究費補助金基盤研究(C)(2)課題番号 15500063 の助成による。

参考文献

[1]伊東，藤澤，仙田，清水，米澤，橋本，金子，“正中面の頭部伝達関数と水平面の両耳間差を用いた視覚障害者用聴覚ディスプレイ，” ヒューマンインタフェースシンポジウム 2004, pp.301-306, Oct.2004.

ホットパック及びアイシングの運動中高周波加速度成分による評価

前田裕馬、*中沢和徳、*竹下靖、*土屋孝史、*込山千夏、*田丸冬彦、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、
信州大学工学部、*長野県身体障害者リハビリテーションセンター

Evaluation of Hot-Pack and Icing effects by higher frequency acceleration component in moving motion.

Yuma Maeda, *kazunori Nakazawa, *Yasushi Takeshita, *Takashi Tsuchiya, *Tnatsu Komiyama, *Fuyuhiko
Tamaru, Yoshimichi Yonezawa, Kazunori Itoh and Masami Hashimoto

Faculty of Engineering Shinshu University, *Nagano Pref. Rehabilitation Center for the Disabled

1. はじめに

加速度解析から運動機能の新しい評価法を検討するなかで基本運動成分の他に比較的高周波の加速度成分の存在とその左右手の差を見出した。これを運動の滑らかさの評価指標として捉え、上肢麻痺患者がリハビリテーションをしていくなかで、この高周波加速度成分がどのように減少していくのかを調べ、リハビリテーションでの回復過程の評価等を検討している。

2. 方法

上肢の運動の加速度による解析を試みている間に、運動中に10 Hz以上に加速度成分が含まれていることを見出し、且つこの成分の含まれる割合が利き腕より非利き腕において大きなことを見出した。今回はこの成分が多く含まれることは、運動のぎこちなさの指標であるとの見解から、人の運動機能のリハビリテーションにおける進展評価の可能性について検討した。実験はステージ5あるいは6の比較的軽度の障害の発生している患者の協力で、リハビリテーションの日を置いての経時変化解析、ホットパックなどの短時間リハビリテーション効果について調べた。

3. 結果

図1は典型的な運動機能の違いを運動中の加速度波形から見たものであり、一人の利き手(右)と非利き手(左)の運動中の加速度である。これより大きなうねり状に見られる運動成分の上にリプル状に乗っている高周波数成分が非利き手において多いことがわかる。図2は同成分の左右手における

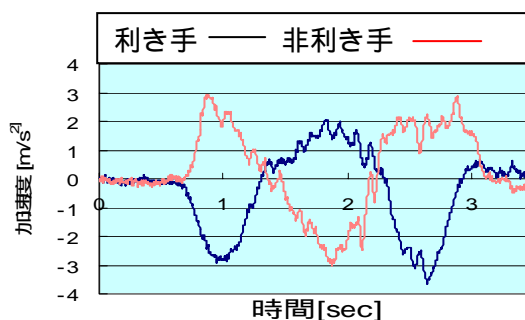


図1 上肢往復運動中の加速度

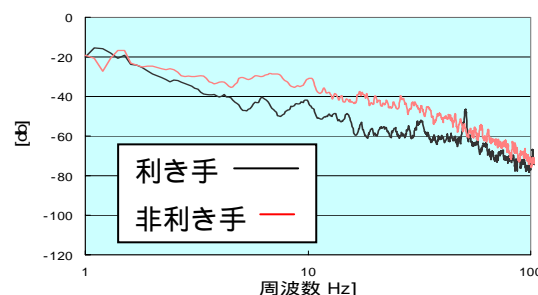


図2 上肢往復運動中の加速度のFFTスペクトル
加速度信号のFFTスペクトルを示している。

10 Hzから40 Hz付近までの周波数帯に大きな違いがあることがわかる。

この違いは運動する上肢に細かな高速のぎこちなさが含まれるためと考えられる。今回、この差がリハビリテーション過程における運動機能の回復過程で観察され、且つ、定量評価項目としての可能性について検討した。

図3はリハビリテーション中の3名の上肢麻痺患者について、日を置いて高周波加速度を計測し、その違いの存在の可否について検討した結果である。この場合高周波加速度とは10~40 Hzの周波数成分を言う。

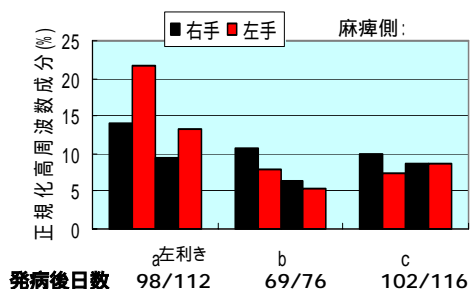


図3 リハビリテーション中の高周波加速度成分変化

被験者 a は左利きであり、麻痺は左に起きている。従って、今までの健常者についての傾向から、健常であれば右の成分が大きいはずであるが、麻痺により比は逆転している。2 週間の日を置いての計測では、いずれの手も高周波数成分は減少している。これは麻痺側の減少はリハビリの効果、又右側の減少は麻痺による運動量の低下による付随的な高周波数成分の上昇が復帰している過程と考えられる。他の二人についてもほぼ同様なことが言えるが c の利き手側の上昇はわからない。

図4 は短期間のリハビリ効果を見るために、麻痺手に温熱パックを施し、その前後について、運動中運高周波数成分を観察してみたものである。

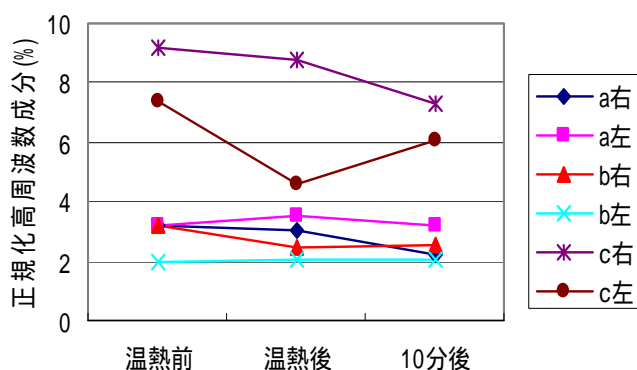


図4 ホットパック処理による高周波加速度成分の変化

被験者はいずれも右利きで、麻痺は 印の側で発生している。効果の大きさは異なるが、温熱処理による効果がいずれの場合に麻痺側について観察される。被験者 c は両側麻痺のために特に処理前の値が大きく、効果も大きい。

図5 は同様に、麻痺部冷却による効果を見たも

のである。この場合、冷却後のリバウンドによる温熱と同様の効果が期待できる場合があるといわれている。

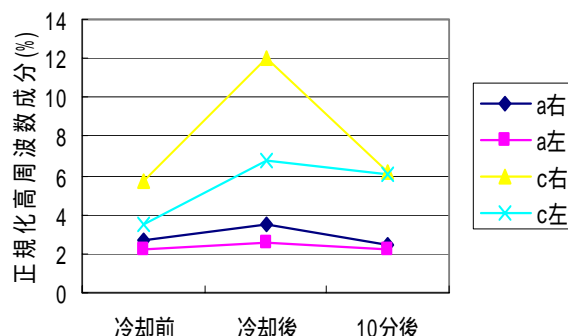


図5 アイシングによる高周波数成分の変化

被験者は図4 の場合と b を除いて同様である。

両側麻痺の c については、冷却による一旦悪化後リバウンドによる自己温熱によっても復帰もしていない。a については変動は少なく効果は確かめられなかった。

4. まとめ

運動のスムーズさを利き腕と非利き腕の差から見出した運動加速度の高周波数成分割合を用いてリハビリテーションの効果を評価する可能性について実施例(長期及びホットパック)から示した。

しかし、アイシングの効果は変化自体が少なく、効果を確認できなかった。今後は身体障害者の作業能力評価法の MODAPTS 法と本手法の関係性を調べ、正当性を確認していく。また、他の麻痺部も含め臨床の測定を多く行い本手法の可能性を確認したい。

5. 参考文献

- (1)瀧澤正樹、米澤義道、青木朗、伊東一典、橋本昌巳、田中晃、“ 上肢運動中の高周波加速度成分、” 第4 2 回日本エム・イー学会大会、5-1,2003.
- (2)前田裕馬、李明哲、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、田丸冬彦“ 上肢運動中の高周波加速度成分を用いたリハビリテーション評価、” 第2 4 回日本エム・イー学会甲信越支部大予稿集 25,2004.

難聴者用及び遠隔教育受聴を目指した高分離性個人用音響端末

青木香菜子、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、金子浩昌

信州大学工学部

A high isolative personal sound for the difficulty in hearing and for the remote education listening

Kanako Aoki, Yoshimichi Yonezawa, Kazunori Itoh, Masami Hashimoto and Masahiro Kaneko

Faculty of Engineering, Shinshu University

1. はじめに

難聴者の居る場所だけに高い音圧の音響信号を送ることや、周囲に音を広げずに個人的に音響信号を聴取する遠隔教育点に適した音響環境を構成できる方式についてパラメトリックアレー効果を用いて検討した。従来、個人的な音響環境はヘッドホンなどで実現されているが、長時間の使用には不向きであり、必要空間へのみ音響信号を届けることが理想である。しかしこの目的を通常のスピーカで実現しようとするれば、数メートルの規模のスピーカアレーを必要として実用的ではない。我々は可聴音で振幅変調した超音波が進行中可聴音を空中にアレー状に派生するパラメトリックアレー効果をさらに収束することで高音圧化と高指向性の実現しているが、今回この原理ユニットをさらに2次元的に集積して分離性の良い高音圧の音源を得たので報告する。

2. 方法

図1は単独の超音波音源（日本セラミック、AT40-10P）とその音源出力を小型放物面で収束する基本ユニットの断面図である。

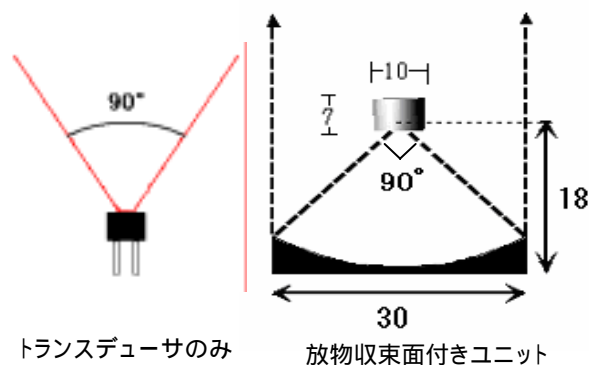


図1 超音波音源と収束ユニット

放物面は焦点距離18mmであり、この位置にトランスデューサを設置してトランスデューサの開口径90度以内の音波を光と同様に屈折反射して、平行音波に変換する。この時点で音波は理想的には空気の吸収による減衰のみによる距離減衰となる実験ではさらにこのユニットを2次元的に配列して、聴取エリアの構成と高音圧化を図った。測定条件では個人受聴を目指すことから主に音源からの距離60cmとしている。

3. 実験

図2は距離60cmにおけるトランスデューサ単独及び収束面付きのユニットについての志向特性である。トランスデューサ単独では志向性は90度（仕様：-6dB）のためこの範囲では顕著な減衰が見られない。しかし、収束面付では19度（-6dB）の指向性のあることがわかる。この値がかなり大きく、ビーム状でない理由は、点音源でないこと、反射面径（30mm）が使用する超音波の波長（40kHz：8.5mm）に比べてかなり小さなことが理由としてあげられる。

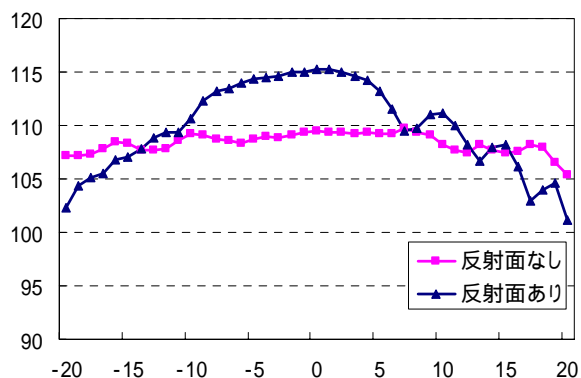


図2 基本音源ユニットの指向特性（60cm）

図3は上記2条件での音圧の距離特性である。この場合も収束面の効果は音圧にも現れており、距離にかかわらず約8dBの増加が認められる。

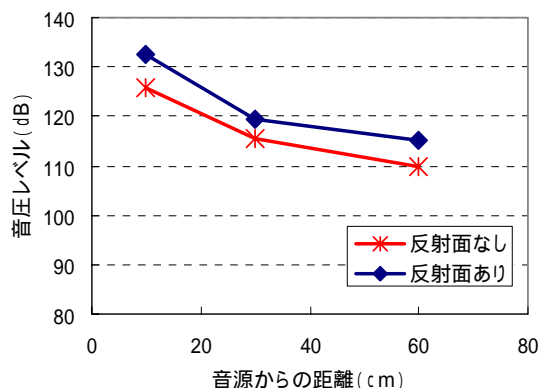


図3 音圧レベルの距離特性

図4は2次元集積における集積配列例を示す。この場合は個人聴取では縦より横移動が激しいことから縦横比を3:4としている。

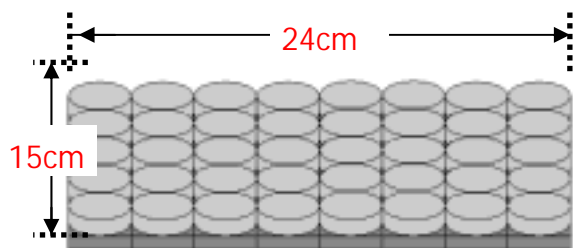


図4 ユニットの集積配列例

図5は上記は集積配列において、配列面の曲面半径を変えて音圧分布を調べた結果である。単独のユニットでは約19度の放射角度があり、音波は広がり傾向を持つのでこれを補正するためには集積面を曲面としたものである。650R(半径65cmの球面上配列)では測定位置と球面の半径が等しいため1点収束に近い状態となり、中心部の音圧

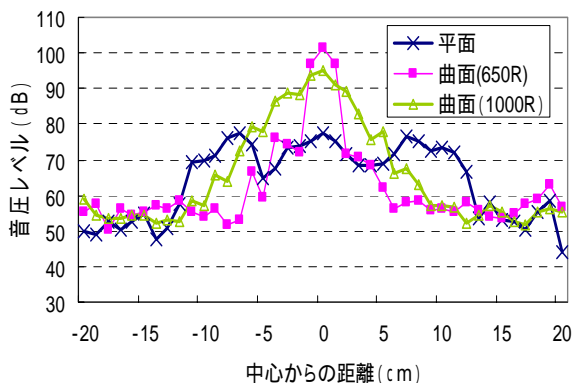


図5 2次元集積面における横方向〔8個配列〕の指向特性(60cm)

は極端に上昇している。この傾向は1000Rでも見られ、この距離での音圧幅は10cm以下となり不適である。しかし平面配列では並列距離よりわずかに狭いものの20cmほどの幅が得られており両耳聴取に適していると考えられる。

図6は配列の上下方向の指向性である。横方向に比べて配列個数もすくないため指向性は低くなっている。この場合、曲面では収束性が顕著で、

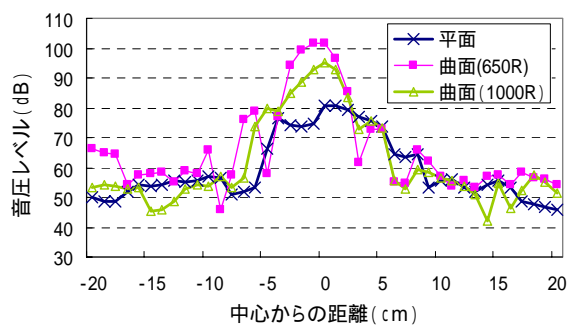


図6 2次元集積面における縦方向〔5個配列〕の指向特性(60cm)

平面配列がやはり10cm程度の幅を持ち聴取には適当と思われる。なお上記結果より、周囲環境への音の漏れは聴取範囲のレベルより約30dB低く、かつ空間的に急峻な音圧低下が観察される本研究の目的に十分かなうものと思われる。

4. まとめ

得られた条件は、様々な条件を変えて得た最適条件であり、今後の個人的音響環境の精密設計のための集積条件として役立つものである。今後、難聴設定、受講設定などに分けて実際の環境での音声応答など試み実用性の評価を行って行きたい。

5. 参考文献

(1)真壁徹、森大樹、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳 “収束パラメトリックアレー効果による音波ビームを用いた歩行誘導” 生体医工学、41、秋期特別号、109,2003.

光誘導臉上電位の応答特性

松本ゆかり、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、金子浩昌

信州大学工学部

Response properties of Light induced Potential on a eyelid

Yukari Matsumoto, Yoshimichi Yonezawa, Kazunori Itoh, Masami Hashimoto and Hiromasa Kaneko

Faculty of Engineering, Shinshu University

1. はじめに

光に対するレスポンスは後頭部で観察される視覚誘発脳波(VEP)が知られている(1)。しかし毛髪中の皮膚面に抽出電極を貼付するのは簡易ではない。そこで頭部においてその他の視覚誘発電位現象を探していたところ臉上の皮膚面で応答電位を観察した。これが、網膜で発生する網膜電位と同源の現象かも合わせてその特性を調べたので報告する。

2. 方法

抽出電極は、脳波用皿電極を用いた。得られた信号は脳波計からAD変換ボード経由でパーソナルコンピュータに取り込み解析した。図1にそのシステムを示す。

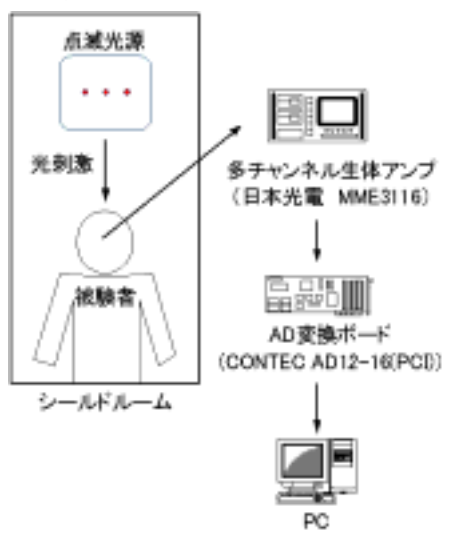


図1 臉上電位計測システム

3. 結果

図2は上下の顔の間に現れた光応答電位である。この場合、刺激光は高輝度LED（白色、日亜化学

1500 mcd・20 mA）10 msのパルス刺激を、被験者前方40 cmで行っている。

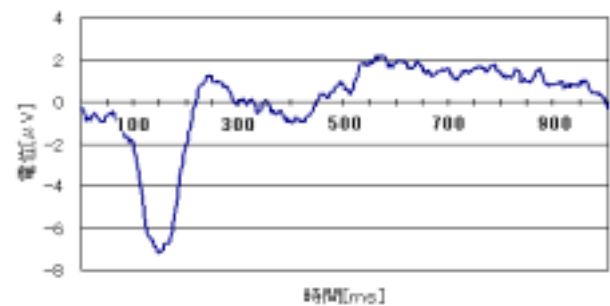


図2 臉上電位の光パルス応答特性

このグラフで刺激は0 msで行われている。従って負の顕著な応答が刺激後約100 msの現れていることがわかる。500 ms以降のレスポンスは再現性がない。電位の大きさはヒトにより異なるが、実験条件では数~10 μV程度である。この電位は従来測定された記録を確認できなかったため、ここで顔の上の電位即ち**臉上電位**と名付けた。

図3は眼球の左右移動により発生する電位である。この電位は眼球の移動方向によって様々に異なる。

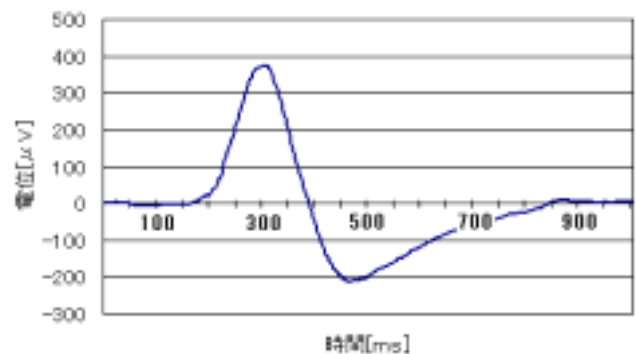


図3 眼球移動に伴って発生する臉上の電位

るが、この場合は、測定電極の下を眼球が移動した

場合である。電位の大きさは前述の光応答電位よりはるかに大きなことがわかるが、眼球が持つ分極電位の移動が発生原因と考えられる。

図4は瞬きにより発生する電位であり、測定中の瞼を瞬きさせたときの電位変化である。この電位のレベルも光刺激により発生する電位に比べて非常に大きなことがわかり、拳筋などによる筋電位と考えられる。

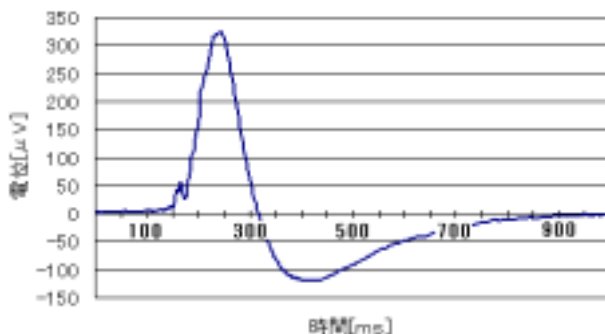


図4 瞬き時の瞼上に発生する電位

以上二つの電位は目的とする光誘発瞼上電位の抽出には雑音となるために、同電位の測定には光刺激に同期した加算平均を行いながら、一定レベル以上の雑音電位が混入した周期は加算平均処理から外す処理を行った。

図5は瞼上電位の光刺激強度依存性である。光強度は使用LEDの駆動電流によって変えた。安定した測定は出来ないが4名の被験者についての傾向は刺激強度のほぼ比例する特性(図中:破線)となった。また、動物の網膜に電極を設置して得られた網膜電位の光強度依存性(2)を図中に赤線で示した。これも光刺激に対して単調な増加を示している。

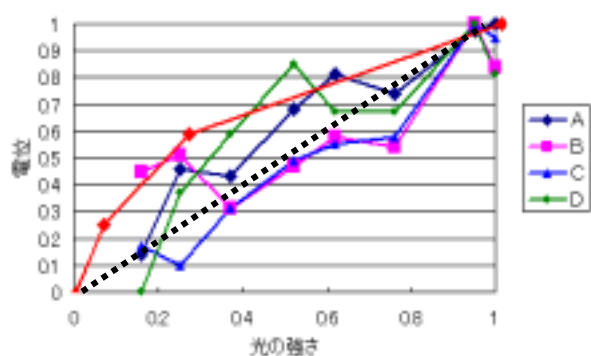


図5 瞼上電位の刺激強度依存性

図6は、瞼上電位のそらし角度依存性である。そらし角とは光刺激を見つめている場合を0度として

左右にその光源から眼をそらししていく角度のことである。この場合、網膜上の光刺激位置は同時に中心から周辺に向かってずれることになる。

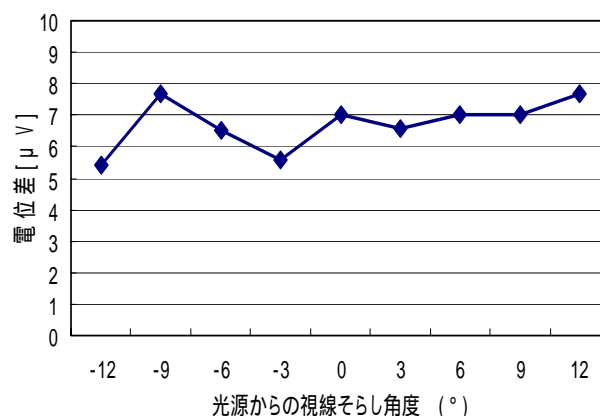


図6 瞼上電位のそらし角依存性

この結果グラフは、この電位発生機構においては網膜内のいずれの地点が刺激されてもそれほど顕著な違いのない出力が得られることを示している。

4. まとめ

光に応答するように発生する瞼の上の電位を発見して瞼上(けんじょう)電位と名付けた。電位レベルは低いものの、光刺激から100ms後の安定に発生し、刺激強度に比例する。従来から知られている網膜電位は数十mVといわれており、かなりレベルが異なるが、応答の時間的特性などから、同一の原因によるものとも推察できる。

刺激のそらし角依存性がない特性から従来VEPについて考えていたインタフェース機構にはなじまないが新たな入力系機能としての可能性が考えられる。更なる検討を重ねたい。

5. 参考文献

- (1)岡島正和、米澤義道、伊東一典、橋本昌巳、荒井善昭、半田薫充“パルス刺激VEPによるメニューインタフェースの基礎的検討”第42回日本エム・イー学会大会、6-2,2003.
- (2)田崎京二、大山正、樋渡絹二“視覚情報処理”pp.29-63,朝倉書店、1981.

ポリエチレン容器による咀嚼能力評価

鈴木清光、米澤義道、*谷口威夫、工藤道夫、伊東一典、橋本昌巳

信州大学工学部、*谷口歯科医院

Evaluation of mastication function by a polyethylene bottle

Kiyomitsu Suzuki, Yoshimichi Yonezawa, *Takeo Taniguchi, Michio Kudo, Kazunori Itoh

and Masami Hashimoto

Faculty of Engineering Shinshu University, Taniguchi Dental Clinic

1. はじめに

咀嚼能力は、口腔内の歯の状態や咀嚼行動によって変わるといわれ消化器官や脳の活動にも影響を与えと言われながら、生米やガムなどを一定時間噛み砕くことで表れる、細分化状況や組成の一部の溶解による重量変化(1)などで評価されているが、定量化が難しい。我々は、咀嚼行動による物体の変化を電気的特性変化として計測する1手法について検討したので報告する。

2. 方法

圧力によってある程度の可塑性を示すプラスチックシートは咀嚼動作によって、局部的に厚さの減少と面積の増大を引き起こすので、シートの裏表の電極を取り付けて静電容量を計測すれば、図1のように容量増加として計測される。

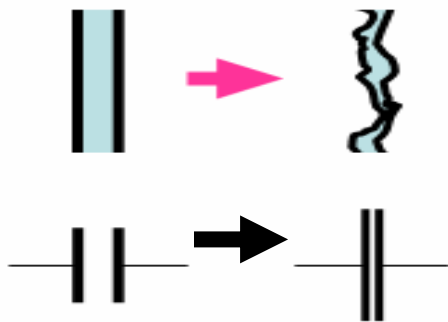


図1 .シートの変形による表裏の静電容量の変化
この変化を式で表せば次式のようなになる。

$$C + \Delta C = \frac{\epsilon_0(S + \Delta S)}{(d - \Delta d)} \quad (1)$$

↑容量変化
 ↑面積変化
 ↑厚み変化



2、被測定容器図

この変化を咀嚼行動によって引き起こすために、図2に示すようなプラスチック容器(スポイト:3CC、ケニス製)を用いた。材質はポリエチレンで、下部の容器部分を口の中に咀嚼する。上半部はそのとき手で持つ柄となる。

測定方法は図3に示すように容器の内側と外側に水を接触させ、水を電極として静電容量を計測した。

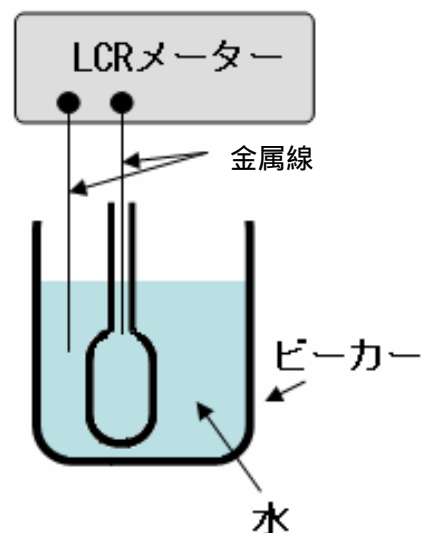


図3 静電容量計測装置

容量計測はLCRメータ(日置5530)を用い計測電極をそれぞれ金属線で水電極と接触させた。容量計測は、毎秒54回のモードで20秒計測して

平均した。未咀嚼時の容器の標準静電容量は 90 ± 5 pF である。被験者には咀嚼回数で指示した。咀嚼の程度は、上記方式による一定咬数における容量増加で評価した。また評価過程で、咬筋の筋電位と咬筋力を計測した。前者は、咬筋の両端部に電極を貼り付け、得られた電位の実効値の最大値を得た。後者は、咬筋力計（長野計器）によりやはり一定時間内の最大値を得た。これらより、最終的に咬む力と本方式による容量増加の関係を求め、咀嚼能力とした。

3. 結果

図4は筋電位と同時に測られる咬合力の関係を5人について示した。この関係は被験者により、約2倍の変化が示されている。図5は同一被験者についての筋電位と容量増加の関係である。実験は被験者が筋電位をモニターしながら咬む動作を続けた。

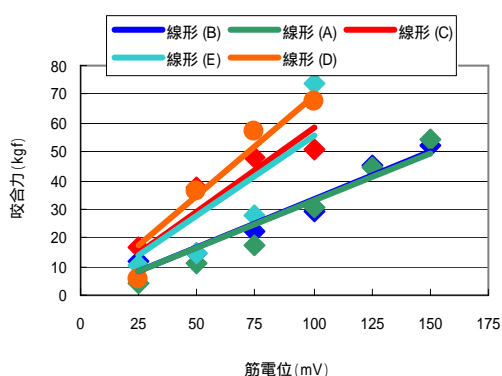


図4 筋電位と咬合力の関係

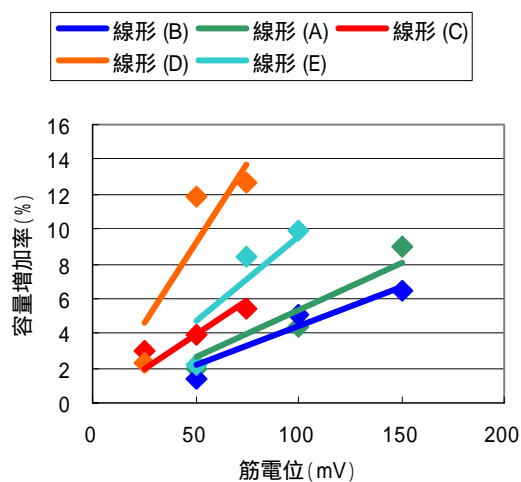


図5 筋電位と容量増加の関係

図6は前2図の結果から、得た咬合力と容量増加の関係である。この関係は、同一の力で、同1回数（30回）咬む動作を行なった場合の容器の静電容量変化を示している。この関係の傾きは、上記同一条件での咀嚼の効率を表していると考えらる。

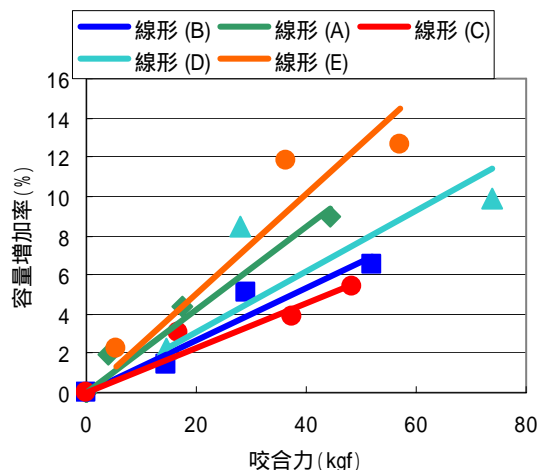


図6 咬合力と容量増加の関係

よって、被験者Eは被験者Cに比べて約2倍の咀嚼能力を有していると評価することが出来る。

4. まとめ

咬筋力 筋電位、筋電位 容量増加の二つの関係から、咬筋力と容量増加の関係を求めた。得られた関係は、同一の力で咀嚼した場合の咀嚼の程度を人が異なっても評価できる。しかし、この関係を導くためには、3種の計測を行なう必要があり、現段階では容易ではない。咬む力とそのとき得られた、咀嚼された容器の関係から直接求める手法を探りたい。

5. 参考文献

- (1) 口の中の探検、岡崎好秀、p.28 (株)松風
1992.