

# プログラム

日本エム・イー学会甲信越支部長 挨拶

口頭発表 ( 印は講演者, 発表 12 分, 質疑討論 3 分 )

(10:00 ~ 11:00) 座長 坂口 正雄 (長野工業高等専門学校)

## 1. VEP の位相変動を用いた視線入力方式

新美真紀\*, 米澤義道\*, 伊東一典\*, 橋本昌巳\*, 荒井善昭\*\*

\*信州大学工学部情報工学科, \*\*近畿大学工業高等専門学校

## 2. パルス光刺激 VEP によるメニューインターフェイスの基礎的検討

岡島正和\*, 米澤義道\*, 伊東一典\*, 橋本昌巳\*, 荒井善昭\*\*

\*信州大学工学部情報工学科, \*\*近畿大学工業高等専門学校

## 3. 上肢運動中の高周波加速度成分

瀧澤正樹\*, 米澤義道\*, 青木朗\*\*, 伊東一典\*, 橋本昌巳\*, 田中晃\*\*\*, 牛山喜久\*\*

\*信州大学工学部情報工学科, \*\*信州大学医学部保健学科,

\*\*\* (株)富士通青森システムエンジニアリング

## 4. 人体エネルギー回収システムの開発

竹本 佳朗\*, 大谷 豪士\*, 小西 哉\*, 臼井 弘明\*\*

\*信州大学繊維学部, \*\*シナノケンシ(株)

(11:05 ~ 11:50) 座長 小野伸幸 (長野工業高等専門学校)

## 5. 運動量と心拍数の同時計測

坂口 正雄\*, 小野 伸幸\*, 市川 和豊\*\*, 倉島 勇人\*\*, 小林 敦\*\*, 田村 英樹\*\*,  
大橋 俊夫\*\*\*

\*長野高専電子制御, \*\* (株)マイクロストーン, \*\*\*信州大学大学院医学研究科

## 6. ゴム光ファイバを用いた微弱握力計の開発

滝澤 俊\*, 降旗 一郎\*, 高山 隆雄\*\*, 鳥羽 栄治\*\*

\*GAC 株式会社, \*\*信州大学繊維学部

## 7. 喉頭懸垂機構に関する筋電位を用いた歌唱の分析

藤野剛志\*, 伊東一典\*, 池田操\*\*, 米澤義道\*, 橋本昌巳\*

\*信州大学工学部, \*\*上越教育大学

**(13:00 ~ 14:00) 座長 山浦 逸雄 (信州大学繊維学部)**

**8. 生体顕微鏡を用いたリンパ循環動態解析方法の確立とその評価**

小野 伸幸\*, 水野 理介\*\*, 坂口 正雄\*, 大橋 俊夫\*\*\*

\*長野工業高等専門学校電子制御工学科, \*\*信州大学医学部第一生理学教室,

\*\*\*信州大学大学院医学研究科

**9. 迂回脈波を応用した血圧計測の検討**

古畑 貞彦\*, \*\*, 米澤 義道\*, 伊東 一典\*, 橋本 昌巳\*, 牛山 喜久\*\*\*

\*信州大学大学院工学研究科, \*\*信州大学病院手術部, \*\*\*信州大学医学部保健学科

**10. 赤外分光法を用いた非侵襲血糖値測定センサの開発**

酒井 通友, 藤田 圭一, 田村 一人, 西松 豊典, 石澤 広明, 鳥羽 栄治  
信州大学繊維学部

**11. 赤外分光法を用いた非侵襲血糖値測定センサの開発**

藤田 圭一, 酒井通友, 田村 一人, 西松 豊典, 石澤 広明, 鳥羽 栄治  
信州大学繊維学部

**(14:05 ~ 14:50) 座長 鳥羽 栄治 (信州大学繊維学部)**

**12. NO テストシステムの開発**

清水 基弘\*, 清水 英孝\*, 大橋 俊夫\*\*

\*長野県情報技術試験場, \*\*信州大学医学部

**13. 長距離無線 LAN を用いた北アルプスの山小屋からの聴診音伝送**

清水 洋\*, 中村 正幸\*, 窪田 昭真\*, 三浦 裕\*\*, 滝沢 正臣\*\*\*

\*長野県情報技術試験場設計技術部, \*\*名古屋私立大学医学部分子医学研究所,

\*\*\*信州大学病院医療情報部

**14. 小型窓清掃ロボットの開発**

川上 由里子, 田中 京子, 山浦 逸雄  
信州大学繊維学部

特別講演 (15:00 ~ 16:00) 座長 米澤 義道 (信州大学工学部)

「NORIKA 開発の現状」

丸山 次郎 (株式会社アールエフ)

(16:10 ~ 16:55) 座長 伊東 一典 (信州大学工学部)

15. 電磁誘導方式によるヒトでの局所血流の非侵襲的評価

青木 朗\*, 二村恵理子\*, 米澤義道\*\*, 伊東一典\*\*, 橋本昌巳\*\*, 牛山喜久\*

\*信州大学医療技術短期大学部, \*\*信州大学工学部情報工学科

16. 半乾燥地に生息する樹木の根の接地抵抗分布

山田美佐子\*, 田中 京子\*, 山浦 逸雄\*, 高橋伸英\*\*, 山田興一\*

\*信州大学繊維学部, \*\*科学技術振興事業団

17. レーザ誘起蛍光法を用いた植物生体情報センシング

斉藤保典, 竹内麻希子, 中沢嘉明, 古賀知也, 小林史利, 野村彰夫  
信州大学工学部

懇親会 : 17:00 ~ (大学生協喫茶 メモリー)

## VEP の位相変動を用いた視線入力方式

新美 真紀\*, 米澤 義道\*, 伊東一典\*, 橋本昌巳\*, 荒井 善昭\*\*

\*信州大学工学部情報工学科, \*\*近畿大学工業高等専門学校

### Interface Using phase fluctuation of VEP .

Masanori NIIMI\*, Yoshimichi YONEZAWA\*, Kazunori ITOH\*,

Masami HASHIMOTO\* and Yoshiaki ARAI\*\*

\*Department of Information Engineering Faculty of Engineering, Shinshu University

\*\*Department of Electrical and Information Engineering, Kinki University Technical College

#### 1. はじめに

肢体不自由者の入力系インターフェイスとして、VEP (視覚誘発脳波) を利用する方式の検討を行っている。VEP は同一視野中にある光源の中で視野の中心に位置する光源即ち注視光源の時間点滅モードを比較的顕著に含むために原理的には VEP の解析から注視光源が特定できる。しかし VEP の発生周波数帯が他の原因で発生する高レベルの脳波成分と重なりレベル的に不安定な VEP しか得られないため特定の正解率は低くインターフェイスへの応用が難しい。

我々は、この周波数帯を避けるために VEP の第二高調波を利用し、且つ従来のレベル識別に代えて位相安定度を用いた識別を検討した。

#### 2. 方法

本方式では図 1 のように被験者の後頭部から得られた VEP から刺激光源の倍周波数に対応したバンドパスフィルタで周波数成分を抽出し、それぞれ、光源のドライブ信号の倍周波数信号との位相差を調べる。注視光源の倍周波数のフィルタ出力であれば、その成分は潜時(刺激から VEP 出現までの時間)による位相遅れがあるだけで位相差は安定しているが、他のチャンネルに得られる成分のように VEP に起因しない雑音であればドライブ信号との位相差は時間的に安定しないので前者との識別ができる。光源の点滅モードは 9~11Hz とした。よって抽出周波数帯は 18~22Hz である。光源は、高輝度赤色 LED (波長 660nm) として、十分離れた視野角 12 度間隔に別光源を配置した。

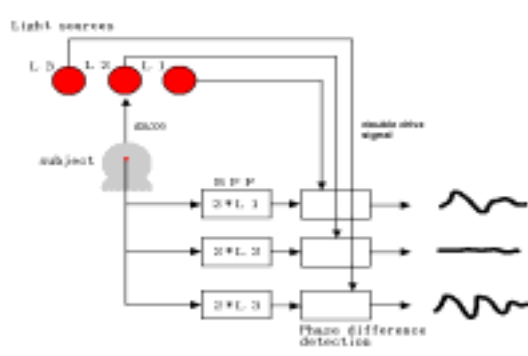
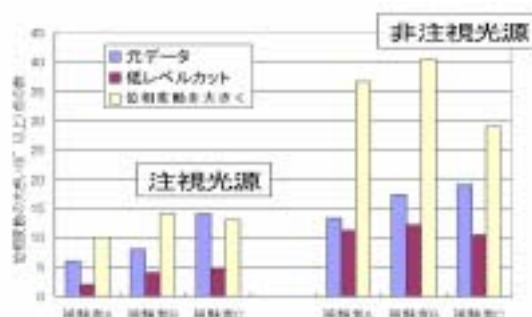


図 1 システム図

#### 3. 結果

位相差変動の速度変化にすることにより注目したところ注視光源の速度変化は緩やかであるのに対し、非注視光源では急激な速度変化が多く起きていることが確認できた。急激な変化に注目する、電位レベルの低い時は解析しない、位相変動を大きく取るなどの方法により注視光源を特定できた。



#### 4. まとめ

VEP の倍周波数成分とドライブ信号の倍周波数信号との位相差安定度の検出により、注視光源を特定する方式についてその可能性を示した。従来の VEP レベルとの組み合わせにより識別率向上が期待できる。

# パルス光刺激 VEP によるメニューインターフェイスの基礎的検討

岡島正和\* 米澤義道\* 伊東一典\* 橋本昌巳\* 荒井善昭\*\*

\*信州大学工学部情報工学科 \*\*近畿大学工業高等専門学校

## A Menu Style Interface Using VEP Induced by Pulse Lighting

Masakazu OKAJIMA\*, Yoshimichi YONEZAWA, Kazunori ITOH\*, Masami HASHIMOTO\*, Yoshiaki ARAI\*\*

\*Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Shinshu University

\*\*Kinki University Technical College

**はじめに：**視覚誘発脳波（VEP）は運動機能が眼球付近に限られているユーザのためのメニュー型のインターフェイス実現の可能性があるが脳波レベルの不安定性、個人差の問題や1光源/メニューのパネルにおけるメニュー数の増加による雑音レベル上昇と視覚的負担増などが課題であった。本研究は光源間位置をメニューとする方式で上記問題を解決し負担の少ないメニューパネルの実現をめざしている。

**実験と結果：**VEP のパルス刺激応答を図1に示す。

図中の N100 は比較的安定であり出力の指標とした。パルス光による応答は0.5秒以内である。VEP は光源を注視時に最大であるが視線を逸らすと指数関数的減衰を示す。図2はその1例である。図3のようなパネルで任意のメニュー点を注視した状態で、四隅の光源（LED）を順次発光させると、得られる VEP のレベルはそれぞれの光源の注視点からの距離

に依存する。図4はメニューパネルの視野角幅を変えながら、注視点の抽出をパネル上の各位置で行い、抽出位置精度から設定可能なメニュー数を得た結果である。メニューマトリクス視野幅の最適値は上下左右12度で6×6のメニューが可能である。

**まとめ：**4個のパルス刺激光源を用いて得られる VEP により、最大36個のメニュー設定の可能性を示した。メニュー抽出は4個のパルス光応答に要する2秒と処理時間で行える。今後、VEP計測と位置抽出を自動処理し、システムとして完成させたい。

**参考文献：**荒井,米沢,伊東,橋本,牛山：VEPを用いた刺激光源間の注視点検出法、医用電子と生体工学、36(4),62/65(1997)

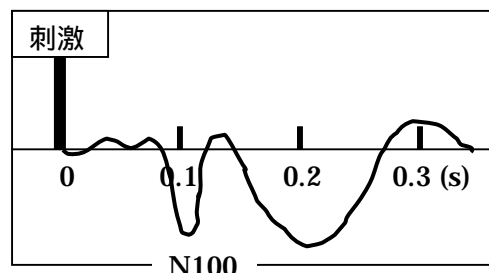


図1 . VEP のパルス光刺激応答

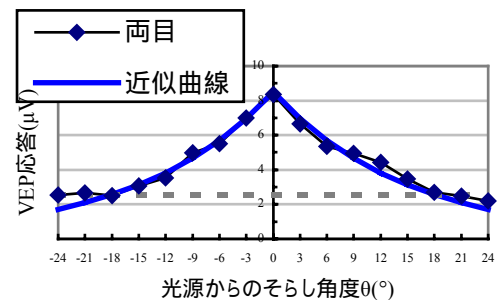


図2 . VEP のそらし角依存性

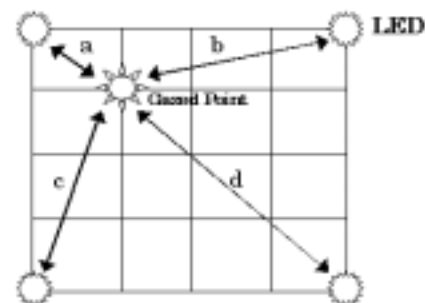


図3 . 4光刺激メニューパネル

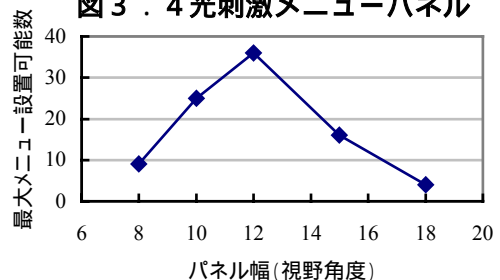


図4 . パネル視野角と設置可能メニュー数の関係

## 上肢運動中の高周波加速度成分

瀧澤正樹\*米澤義道\*青木朗\*\*伊東一典\*橋本昌巳\*田中晃\*\*\*牛山喜久\*\*

\*信州大学工学部情報工学科 \*\*信州大学医学部保健学科

\*\*\* (株) 富士通青森システムエンジニアリング

The higher frequency acceleration component in the movement of an upper limb

Masaki TAKIZAWA\*, Yoshimichi YONEZAWA \*, Akira AOKI\*\*, Kazunori ITOH\*, Masami HASHIMOTO\*

Akira Tanaka\*\*\*, Yoshihisa USHIYAMA\*\*

\*Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Shinshu University \*\* School of Health Sciences, Shinshu University\*\*\*Fujitsu Aomori Systems Engineering ltd.

**はじめに：**同様の機能を持ちながら得意，不得意が左右手で表れることは知られている．加速度解析から運動機能の新しい評価法を検討中、基本運動成分の他に比較的高周波の加速度成分の存在を見出した。これを運動の滑らかさの評価指標として捉え、運動機能の左右差の評価に適用した結果を報告する。

**実験方法：**懸架された小型加速度センサーを内蔵した小型ボックスを被験者の運動部位に取り付け部位を往復運動させ、運動方向の加速度を計測する。データはPCに取り込み、加速度信号を基本に演算処理を行った。

**実験と結果：**図2にある被験者（右利き）の左右運動における加速度波形を右手、左手について一往復を示した。波形の中央部は折り返し時点である。左右の極性の違いは運動の起動方向が異なるためである。波形は双方ともに基本的な往復運動にともなう加速度成分の他に高周波数成分が含まれていることがわかる。この成分はレールの摩擦や引っ掛かりによるものでないことを確認している。

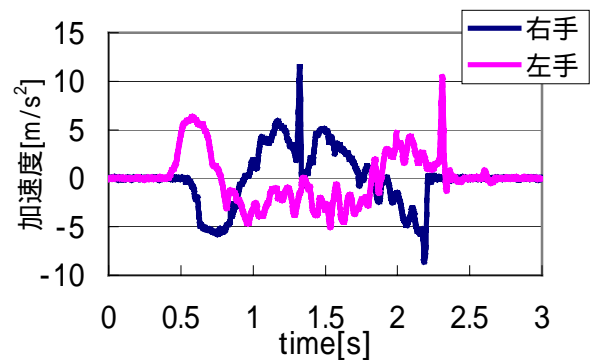


図2:加速度の波形

図3 a,b は両者の波形のFFTスペクトルである。これよりこの左腕の運動には右に比べてより多くの高周波数成分が含まれていることがわかる。この傾向は数十人についての計測でも同様の周波数帯に見られた。

上記スペクトルから得られる加速度信号の周波数帯を10Hz以下と10Hz以上40Hzまでに分けてその実効値を左右について比較してみた。図4は10Hz以下即ちほぼ左右運動の基本運動成分の加速度実効値（1.8秒平均）についての左右の結果である。被験者はa~dが右利き、e,fが左利きである。この情報では運動速度がそのまま加速度レベルに影響する可能性もあり左右差の解析は

難しい。

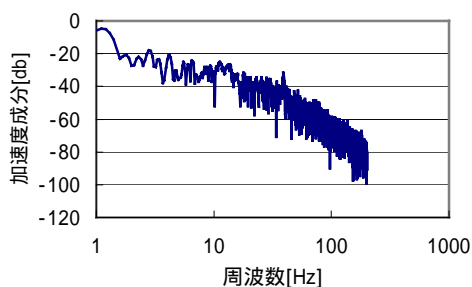


図 3.a 加速度の FFT 解析(右手)

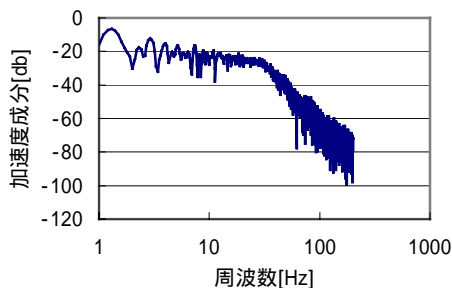


図 3.b 加速度の FFT 解析(左手)

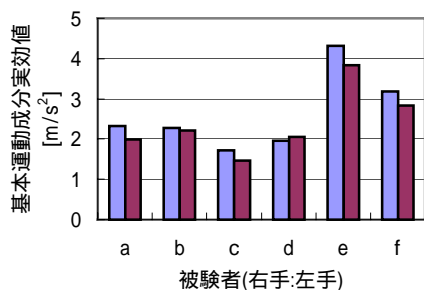


図 4 運動中の加速度の実効値

図 5 は同一の加速度信号の 10 ~ 40 Hz 帯の加速度成分の左右比較である。またこの結果を左右成分について基本成分割合としたものを比で表すと図 6 のようになる。これでは、被験者個々について非利き手についての値が利き手に比べて加速度成分が大きく現れており、このことは、非利き手の運動が利き手の運動よりスムーズさに欠ける事を示して

いる。この傾向は他の数十人についても同様でありその平均値は(非利き手 / 利き手)は 2.1db であった。

この成分は基本運動の加速度の 10 ~ 20 % の振幅で且つ 10 Hz 付近に中心を持つために運動中眼では観察されない

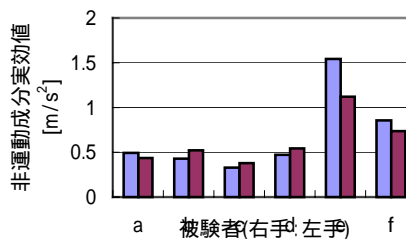


図 5 運動中の高周波加速度の実効値

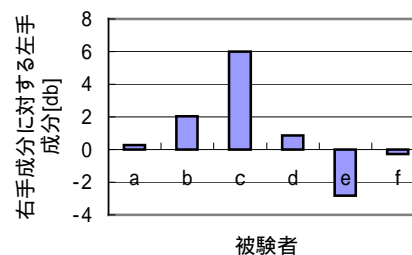


図 6 右手高周波数成分に対する左手高周波数成分  
まとめ: 従来実際の動作姿勢や問診で識別した利き腕が運動の加速度成分で行えた。作業者の適正配置、リハビリでの回復過程の評価等への応用が考えられる。識別要素のメカニズムについて今後検討したい。

参考文献(1)米本恭三, 石神重信, 石田力, 岩谷力, 西村尚志, 宮野佐年, “リハビリテーションにおける評価 Ver2,” JURNALOFCLINICAL REHABILITATION 別冊, P.124,2000

(2)上田敏; 目で見える脳卒中リハビリテーション,” 東大出版, 2001 .

(3) 田中晃, “加速度計測による上肢機能計測および評価の研究” 信州大学情報工学科修士論文, 2002.

# 人体エネルギー回収システムの開発

竹本 佳朗\* 大谷 豪士\* 小西 哉\* 白井 弘明\*\*

\*信州大学繊維学部 \*\*シナノケンシ(株)

## Development of human power generation system

TAKEMOTO Yoshiaki\* OHTANI Takeshi\* KONISHI Hajime\* USUI Hiroaki\*\*

\*Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University \*\*Shinano Kenshi Co., Ltd.

### 1. 緒言

近年、携帯電話やPDAやノートパソコンのような携帯電子機器が急速に普及しつつある。LEDを点灯させるためには10mWの電力が必要である。携帯電話では0.8~1Wを必要とする。ノートパソコンにおいては10~20Wもの電力を必要とする。そのため携帯電子機器は常にバッテリー残量を気にしながら使用しなければならない。バッテリーが切れた場合には充電が必要となる。バッテリー充電用の携帯発電機があれば、バッテリー切れの心配がなくなる。

本研究では、立つ・座る・歩く・手を振るなど、ヒトの日常的な動作によって発生するエネルギーを回収し、発電するシステムの開発を行っている<sup>[1,2]</sup>。とくに、体に発電機が取り付けられているという違和感が少ない発電機の開発を目指している。

### 2. ヒトの歩行動作の解析

立つ・座る・歩く・手を振るなど、ヒトの日常動作の中で頻度が多く、大きな動きが得られる歩行動作の解析を行った。ヒトの歩行動作は周期的に行われているため、エネルギーを周期的に回収することができると考えられる。まずヒトの身体各部位(肩、肘、手首、腰、膝、足首、爪先)にマーカを付け、ヒトの歩行動作をビデオ撮影し、パソコンに取り込んだ。

そのデータから、身体各部位の変位を取得した。取得したヒトの身体各部位の変位を比較した結果、鉛直方向に一番大きく変位をしたのは手首であった。水平方向に一番大きく変位をしたのも、手首であった。しかし、歩行時に荷物を持っていると、手を振って歩くことができない。また、手の振り具合には個人差が大きく表れてしまう。このため手首位置は人体エネルギー回収ポイントとして必ずしも最適とは言えない。

一方、歩行動作を行うときにヒトの足は必ず動いている。また、足の踏み込み時の加速度を利用することで大きな力を得ることができるため、本研究では、エネルギーの回収ポイントを足とした。

### 3. 携帯発電機の概要

製作した電磁誘導型携帯発電機の概要を Fig.1 に示す。発電機の基本構造は、固定コイルと、バネとガイド軸によって支えられ、外部から加速度が加わったと

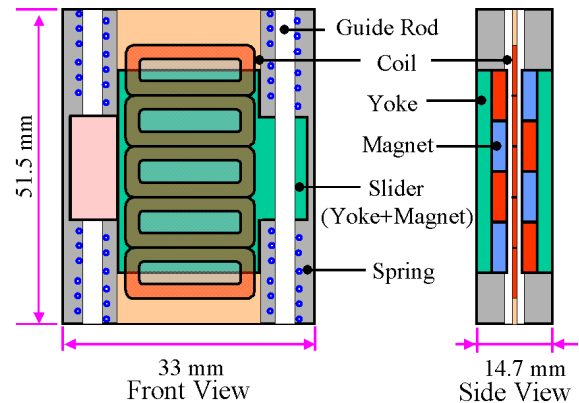


Fig.1 Schematic of the mobile dynamo.

きにガイド軸方向に動くことのできる長方形磁石スライダで構成されている。磁石スライダに外部から加速度が加えられると、スライダが往復運動し、コイルに磁束の変化が生じ、発電を行う仕組みになっている。

発電機のサイズは長さ 51.5mm×幅 33mm×厚さ 14.7mm である。磁石は NEOMAX-32EH (残留磁化 1.1T)、長さ 16mm×幅 7.4mm×厚さ 2mm を N 極、S 極が交互に向かい合うように 4 枚並べて使用した。φ0.08mm の銅線を 140 回巻いたコイルを 5 個直列接続して使用した。スライダの質量は 48g である。

スライダが発電機の内壁に衝突すると損失が生じてしまう。そこで、歩行時に足にはたらく加速度を測定した。足の踏み込み時に踵にはたらく加速度が最も大きく、Fig.2 に示すような結果となった。この加速度のピーク値とスライダの質量より、スライダが発電機内壁に衝突しないようにバネ定数を 418N/m に決定した。

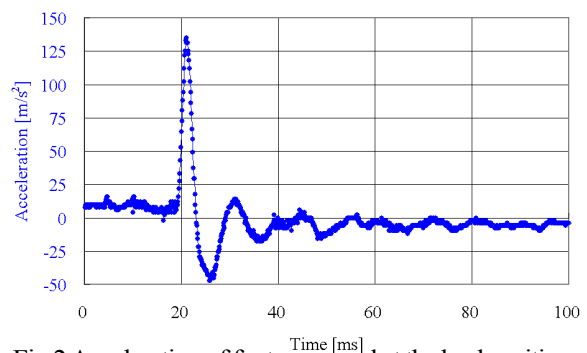


Fig.2 Acceleration of foot measured at the heel position.



#### 4. 携帯発電機の特徴

携帯発電機を剛体水平面に衝突させたときの発電電圧を測定した。結果を Fig.3 に示す。ピーク電圧で 6V 程度の発電電圧が得られた。

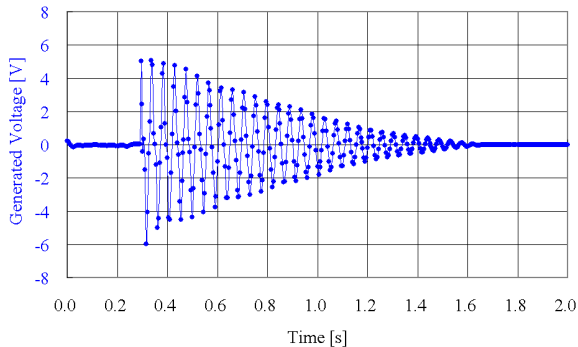


Fig.3 Measured result of generated voltage with the mobile dynamo.

携帯発電機で発電されたエネルギーを充電するために、Fig.4 に示す回路を携帯発電機に接続し、充電を試みた。ダイオード D にはショットキバリアダイオード (1SS294, 順方向電圧 0.54V, 東芝製) を用いた。キャパシタ C には電気二重層キャパシタ (1F/2.5V, ELNA 製) を用いた。

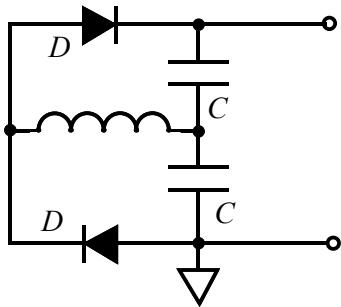


Fig.4 Full-wave rectification charging circuit for the mobile dynamo.

連続して発電したときの発電電圧と充電電圧の測定結果を Fig.5 に示す。1回の発電により、1~2mV 程度の充電電圧が得られた。また、1回の発電により、回路に流れる電流と充電電圧を測定した。結果を Fig.6 に示す。

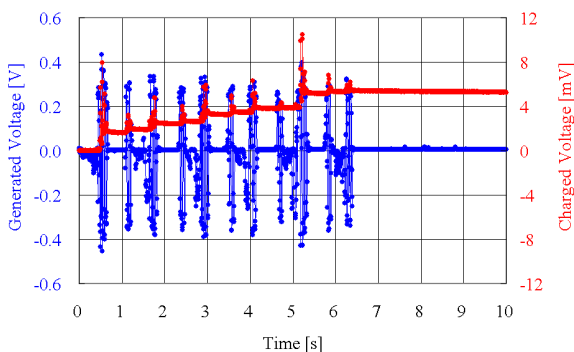


Fig.5 Measured results of generated voltage and charged voltage.

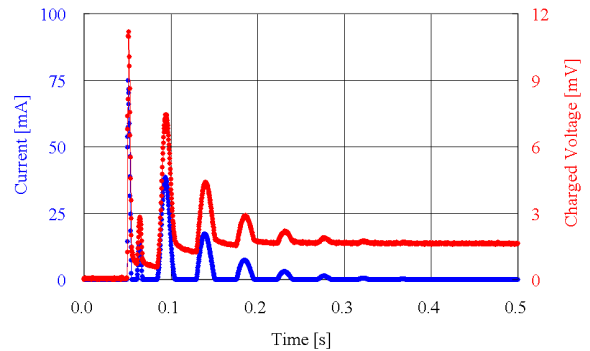


Fig.6 Measured results of current and charged voltage.

ピーク電流で 70mA の電流が得られた。

歩行を行ったときの電気二重層キャパシタ充電電圧の測定結果を Fig.7 に示す。踵に発電機を取り付けたときは、足の振り上げ時に発電される電圧が小さいため、爪先と比べて充電量が少ない。また、キャパシタに 200mV ほど充電されると、振り上げ時の発電電圧がキャパシタ電圧を十分に超えることができなくなり、充電量がさらに少なくなっている。これに比べて爪先に発電機を取り付けた方が、多くの充電をすることができ、800 秒間歩行したときの充電エネルギーは、500mJ であった。

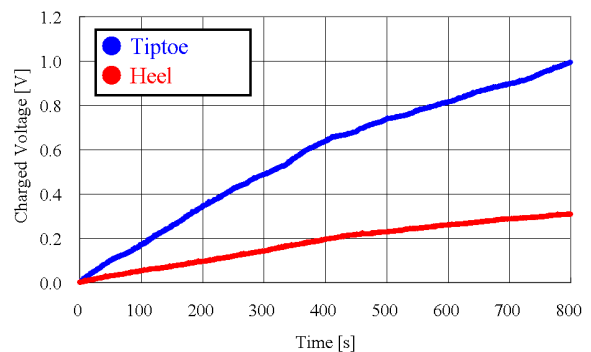


Fig.7 Measured results of charged voltage at the tiptoe and the heel.

#### 5. 結言

製作した携帯発電機により充電回路に蓄えられたエネルギーは、800 秒間で 500mJ 程である。これは、消費電力 1mW の Bluetooth 通信システムを 500 秒間使用できるエネルギーである。消費電力の大きい携帯電子機器に用いるためには、さらなる発電電圧の向上と効率のよい充電方法の開発が必要である。

#### 参考文献

- [1] 白井弘明, 小西哉; 特願 2002-321692(2002).
- [2] 竹本佳朗, 大谷豪士, 小西哉, 白井弘明; ”人体エネルギー回収システムの開発”, 計測自動制御学会中部支部シンポジウム講演論文集, pp.27-30(2002)

## 運動量と心拍数の同時計測

坂口 正雄\*,小野 伸幸\*,市川 和豊\*\*,倉島 勇人\*\*,小林 敦\*\*,田村 英樹\*\*,大橋 俊夫\*\*\*

\*長野高専電子制御, \*\* (株) マイクロストーン, \*\*\*信州大学大学院医学研究科

### The simultaneous measurement of exercise and heart rate

SAKAGUCHI Masao\*, ONO Nobuyuki\*, ICHIKAWA Kazutoyo\*\*, KURASHIMA Hayato\*\*, KOBAYASHI Atsushi\*\*,

TAMURA Hideki\*\* and OHASHI Toshio\*\*\*

\*Nagano National College of Technology, \*\*Micro Stone Co.,Ltd., \*\*\*Shinshu University School of Medicine

#### 1. はじめに

運動は健康維持・増進のために欠かせない。心拍数は心機能を評価するのに有効であり、種々の生理機能を反映し、運動強度と心拍数、心拍数と酸素摂取量との間には比例関係が存在する。

我々は、生活行動をモニターできる腕時計タイプのViMスポーツメモリー(マイクロストーン社製)に心拍データを供給し、心拍数変化と各種運動データを長時間記録した<sup>(1)</sup>。

#### 2. ViMスポーツメモリー

ViMスポーツメモリー(ViM)<sup>(2)</sup>は、1軸加速度センサとジャイロセンサにより様々な体動をキャッチし、腕時計のように腕に装着して歩数、消費エネルギー、運動パターンなど40時間の運動データが記録でき、パーソナルコンピュータ上でデータ解析が可能である。ViMは従来の歩数計、カロリーカウンタと異なり、データをリアルタイムでグラフ表示するとともに時間毎のデータをパーソナルコンピュータに供給すれば時間別データ、運動目標値に対する達成度、運動の種類まで細かく解析・管理が可能である。すなわち、1日、1週間、1ヶ月単位の歩数、消費エネルギー、運動パターンのグラフ表示



図1 ViMスポーツメモリー概観写真

表1 ViMの主な機能

運動パターン	運動の量、質を10段階識別・記録
消費エネルギー	運動パターンによるカロリー計算
歩数データ	腕を振って歩く歩数
時計	日付、時刻
ストップウォッチ	運動時間計測
心拍数	平均心拍数/3分間
データ解析	1日、1週間、1ヶ月単位データ管理

やデータ集計が可能であるとともに行動履歴を時間毎、曜日毎といったいろいろな角度から画像化して視覚的に確認ができる。

今回、我々は、自作した携帯型心拍計から得られた心拍パルス ViM に供給し、各種の運動データに加えて3分間の平均心拍数を記録するとともデータ解析を行った。

ViMの概観写真を図1に、主な機能を表1に示す。

#### 3. 日常生活下の運動量と心拍数計測

日常生活下の日常行動(運動データ)ならびに平均心拍数(3分間毎)データをViMに記録した。ViMを左手首に装着し、ディスプレイ心電図電極を用いて双極誘導した携帯型心拍計から得た心拍パルスをViM内のマイコンに供給し、3分間の平均心拍数を演算し、メモリーに保存した。計測終了後、保存データをViMソフトウェアがインストールされているパーソナルコンピュータにRS232Cを介して供給し、歩数、消費カロリー、運動パターンと心拍数のデータ解析を行った。

図2は平成14年8月20日、ViMに保存された歩数と心拍数のデータ加工例である。主な行動は、睡眠中の0時20分頃目覚めてトイレに行き、5時20

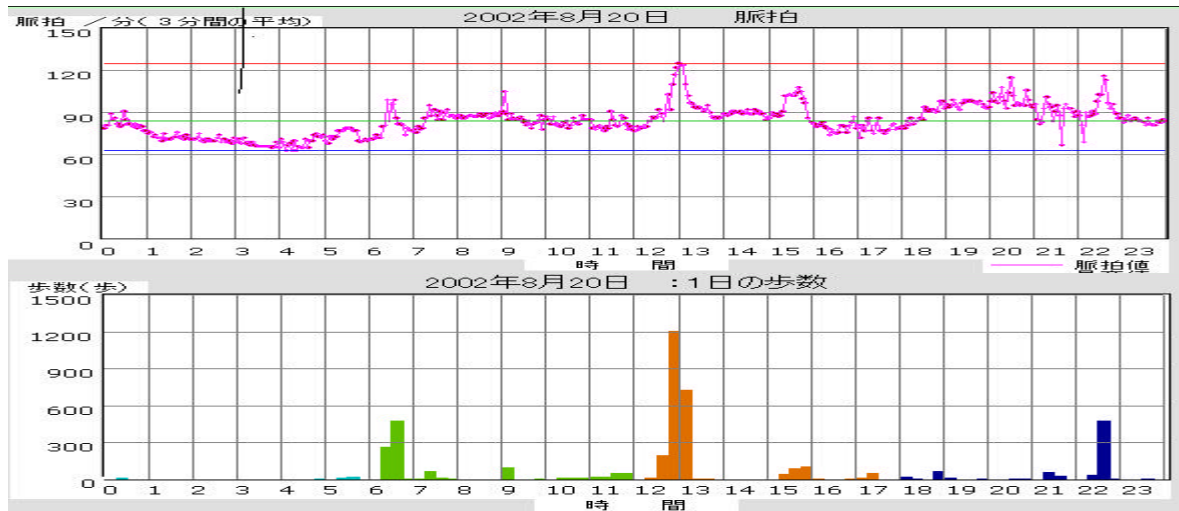


図2 日常生活下の歩数ならびに心拍数計測 (2002年8月20日)

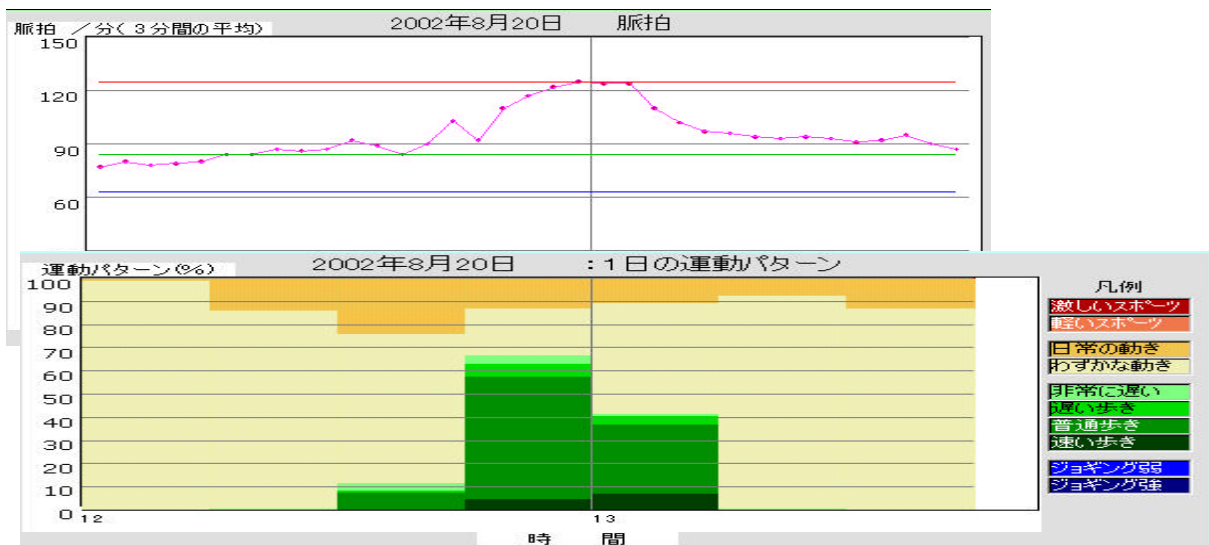


図3 1000m 速歩時における運動パターンと心拍数変化

分に起床、6時20分登校(徒歩)、7時前後に朝食、その後室内でワープロ作業など、12時30分昼食、12時50分グラウンドにて1000mの速歩、13時06分室内にて作業、15時30分歩行、16時30分~18時来客、その後懇親会、22時半頃帰宅(徒歩)。同図から歩数データは運動と評価できる歩数のみが計数され、運動(歩行)に対応して顕著に心拍数が上昇していることがわかる。なお、1日間の総歩数ならびに消費カロリーは4451歩、2106kcal、平均心拍数は84拍/分であった。

図3は図2の13時前後に実施した歩行(平地、息が弾む程度、1000m)中の心拍数変化と運動パターンを拡大表示したものである。ViMは行動を1軸加速度センサとジャイロセンサにより、図の凡例に示す10段階の運動パターンに特性づけて1日分および1

ヶ月の行動履歴、運動パターン別グラフなどを表示できる。図3を参照すると運動中の心拍数変化の評価をViMの運動パターンの観察から可能と思われる。

#### 4. まとめ

日常生活下の行動(運動量)と心拍数変化の同時計測の結果を示した。計測結果から運動(特に歩行などの体動)と心拍数変化の関連が明瞭に把握でき、ViMで解析される運動パターンは心拍数変化をよく反映する。

#### 5. 参考文献

- [1]坂口正雄, 市川和豊, 中島浩二, 大橋俊夫, “日常生活下の発汗量, 心拍数計測” 第45回自動制御連合講演会講演概要集, 5, 2002
- [2]N. Shiratori, Y. Tomikawa, T. Morizumi, T. Shimada, “Development of a Wrist-watch to distinguish human motion patterns” The engineering of Sport4, 522-528, 2002

## ゴム光ファイバを用いた微弱握力計の開発

滝澤 俊\*, 降旗 一郎\*, 高山 隆雄\*, 鳥羽 栄治\*\*

\*GAC 株式会社, \*\*信州大学繊維学部

### The development of Feeble Grasping Power Sensor Based on Rubber Optical Fiber

Syun TAKIZAWA\*, Ichiro HURIHATA\*, Takao TAKAYAMA\*, Eiji TOBA\*\*

\*GAC Corporation, \*\*Shinshu University School of Faculty of Textile Science & Technology

#### 1. はじめに

今日、脳梗塞患者や中枢性麻痺患者などの手指運動機能障害において、リハビリテーションによる手指の機能回復度合いを医師が把握する手段として、医師の指を握らせたり、新聞紙などを移動させる等の定性的手法が中心に実施されており、患者の今後の治療方法の検討を行ってゆく上で、回復度合いを定量的に把握することが求められている。

現在市販されている握力計は健常者を対象としており、特に 500g 以下の微弱域の握力計測には不向きであり、また、握力計の重量が重いため、握力の弱い患者はそれを把持することが困難である。

そこで、ゴム光ファイバを用いた軽量で簡便な微弱握力計の開発を試み、検討を加えた。

本研究は、ゴム光ファイバの優れた特徴を巧みに利用し、<sup>1)2)</sup>鳥羽らの開発した微弱握力計を改良し、更に実用化に向けてセンサ部の軽量化・小型化・高感度化などについて考察した。

#### 2. 実施方法

##### 2.1. ゴム光ファイバとは

ゴム光ファイバは、コア、クラッド、ジャケットの 3 層から構成されており、コア部の屈折率が 1.51、クラッド部の屈折率が 1.41 とわずかに異なるシリコンゴムからなっているステップインデックス型光ファイバ((株)ブリヂストン製 OS101 型)である。

ゴム光ファイバのコア部分に入射した光は、コア・クラッドの境界面で全反射を繰り返しながらコア内に閉じこめられた状態で光を伝搬させる光電送路である。

ジャケット部には、フッ素系のゴムを施すことにより外乱光の除去、耐久性の向上を目的としている。

ゴム光ファイバの断面構造を図 2.1 に示す。

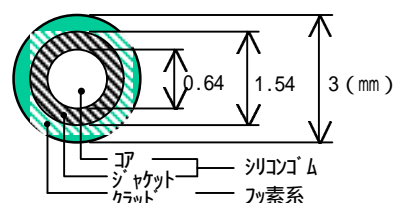


図2.1 ゴム光ファイバ断面図

##### 2.2. システム構成

LED光源の光(シャープ製 GL561・波長 940 nm)をレンズを介してゴム光ファイバに入射(入射角  $\pm 13^\circ$ )させ、ファイバの中央部分に幅 10mmの樹脂製板で押圧の外力を印加し、この光透過量をフォトトランジスタ(シャープ製 PT550F)にて受光する。

樹脂板の押圧幅 10mmは<sup>1)2)</sup>鳥羽らの研究により、微弱域の 0 - 500g にて最も高い感度が得られることが判明しているため、これを採用した。

また、樹脂板に R10 程度を設けることにより、更に微弱域の感度が向上することが判明しているため、R10 タイプとフラットタイプの 2 種類を対応した。受光した光は DC アンプで増幅させ、0 - 5V の電圧で出力させ、オシロスコープ等で表示させる。

システム構成図を図 2.2 に示す。

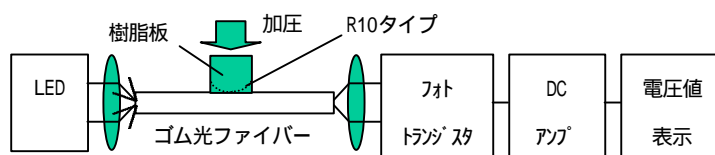


図2.2 システム構成図

##### 2.3. 把持部構造

把持部は手指運動機能障害者が容易に把持できるよう、小型化・軽量化を考慮した。材質は、樹脂 (ABS) にて把持部を構成し、内部にゴム光ファイバ、LED

及びフォトトランジスタを収納した。軽量化のため、必要のない樹脂部分を極力省くことにより、把持部の重量は約 100g と非常に軽くなった。

形状は握りやすさと作りやすさより角丸四角形とし、ゴム光ファイバに加圧する樹脂板は、フラットタイプと R10 タイプの 2 種類を製作した。

把持部構造を図 2.3, 図 2.4 に示す。

把持している様子を図 2.5 に示す。

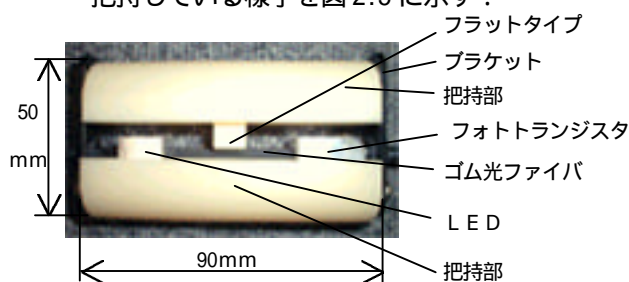


図2.3 フラットタイプ把持部構造

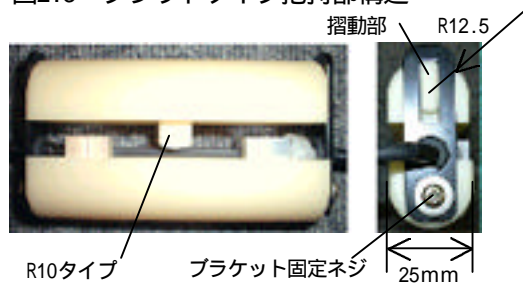


図2.4 R10タイプ把持部構造



図2.5 把持状態

#### 2.4. 増幅部構造

アンプ部は、DC12V の電源アダプタを採用し、LED に電源を供給させると共に、フォトトランジスタの出力値を増幅させ、DC0 - 5V のアナログ出力として、外部に出力できるようにした。

### 3. 結果

フラットタイプ握力計、及び R10 タイプ握力計それぞれに加重を加え、その出力電圧値から光透過率を求めて握力と光透過率の関係を求めた。

どちらの握力計も最大計測値は約 2kg であった。

また、アンプのチャンネルによるバラツキも  $\pm 3\%$  以内

(測定誤差含む)であり、同一の性能を有していると言える。尚、測定分解能は 50g であった。

フラットタイプの特性を図 3.1 に、R10 タイプの特性を図 3.2 に示す。

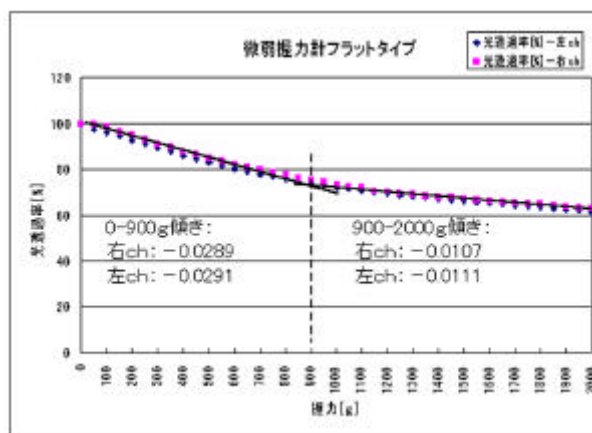


図3.1 フラットタイプ特性

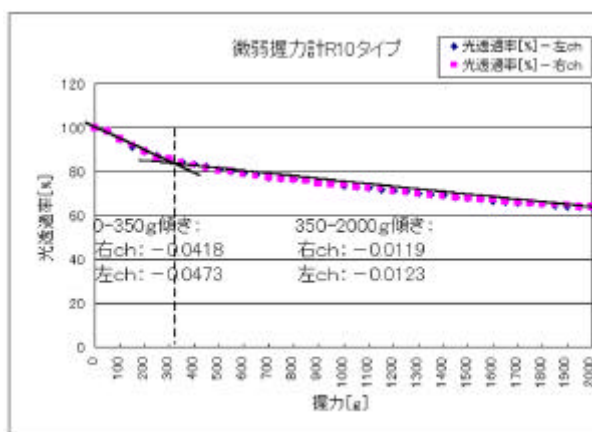


図3.2 R10タイプ特性

### 4. まとめ

今回使用したゴム光ファイバ(株)ダグリス製 OS101 型)は、既にメーカーにて製造中止となっており、現状、入手が出来ない状況である。同様の方法として導電性ゴムを用いて、圧力に応じた抵抗値変化を検出する方法もあるため、今後の検討課題としたい。

### 5. 参考文献

- 1)鳥羽栄治, 降旗一郎他: ゴム光ファイバによる微弱握力センサの開発, 計測自動制御学会論文集 Vol. 30, No. 11, 1402/1404(1994)
- 2)降旗一郎: 信州大学大学院工学系研究科修士論文, ゴム光ファイバによる微弱握力と手指関節角度センサの開発 (1993)
- 3)生命工学工業技術研究所編: 設計のための人体寸法データ集, (社)人間生活工学研究センター発行 (株)日本出版サービス発売元
- 4)伊藤弘: オプト・デバイス応用ノウハウ, CQ 出版 (株)発行